

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ РЕСПУБЛИКИ БЕЛАРУСЬ
Белорусский национальный технический университет
Кафедра «Конструирование и производство приборов»

Электронный учебно-методический комплекс
по учебной дисциплине

**«Конструирование и производство систем замены органов и
аппаратуры для инвалидов»**

для студентов специальности
1-38 02 02 «Биотехнические и медицинские аппараты и системы»

Составители: Габец Вячеслав Леонидович, Есьман Геннадий Аркадьевич

Минск БНТУ 2022

ПЕРЕЧЕНЬ МАТЕРИАЛОВ

Электронный учебно-методический комплекс (ЭУМК) по учебной дисциплине «Конструирование и производство систем замены органов и аппаратура для инвалидов» состоит из следующих разделов:

I. Теоретический раздел:

- курс лекций.

II. Практический раздел:

- лабораторный практикум.

III. Контроль знаний:

- перечень вопросов, выносимых на экзамен.

IV. Вспомогательный раздел:

- учебная программа для учреждения высшего образования.

ПОЯСНИТЕЛЬНАЯ ЗАПИСКА

Цели создания ЭУМК:

Целью ЭУМК по дисциплине «Конструирование и производство систем замены органов и аппаратура для инвалидов» является формирование у студентов комплекса знаний по изучаемой учебной дисциплине, соответствующих академическим, социально-личностным и профессиональным компетенциям специалиста в рамках образовательного стандарта для специальности 1-38 02 02 «Биотехнические и медицинские аппараты и системы».

Особенностями структурирования и подачи учебного материала являются изучение следующих теоретических материалов:

- аппаратуры для инвалидов и технических средств реабилитации,
- методики проектирования протезов и искусственных органов.

Практическая часть состоит из методических указаний по выполнению лабораторных работ. Раздел контроля знаний содержит вопросы к экзамену. Вспомогательный раздел содержит учебную программу по дисциплине

«Конструирование и производство систем замены органов и аппаратура для инвалидов».

Рекомендации по организации работы с ЭУМК: Материалы данного электронного учебного-методического комплекса можно использовать при выполнении лабораторных работ, подготовке к экзамену и выполнении курсовых и дипломных проектов, связанных с конструированием и производством систем замены органов и технических средств реабилитации.

Оглавление

I. Теоретический раздел	7
Часть I. Аппаратура для инвалидов	7
1.1. Введение. Понятие инвалидности. Технические средства реабилитации	7
1.2. Протезно-ортопедические изделия. Классификация.....	13
1.3. Вкладные ортопедические приспособления для стандартной обуви. Обувь ортопедическая.....	17
1.3.1. Ортопедическая обувь.....	28
1.4 Ортезы. Назначение. Классификация. Ортопедические средства для туловища.....	38
1.5. Ортопедические аппараты.....	55
1.5.1. Ортопедические аппараты для нижних конечностей	55
1.5.2. Ортопедические аппараты на верхние конечности.....	72
1.6. Тutoryы и бандажи	82
1.6.1. Тutoryы на нижние конечности.....	82
1.6.2. Тutoryы на верхние конечности	90
1.6.3. Виды и типы бандажей	99
1.7. Трости и костыли	109
1.8. Инвалидные кресла-коляски	121
1.9. Приспособления для одевания, раздевания и захвата предметов	136
1.10. Слуховые аппараты.....	146
1.11. Приборы для коррекции зрения.....	160
Часть 2. Протезирование и протезостроение	166
2.1. Краткий обзор истории биомеханики и протезирования.....	166
2.2. Некоторые понятия и общие принципы современных протезирования и протезостроения.	170
2.3. Средства протезирования нижних конечностей	179
2.4. Поступательные движения человека в норме	184
2.5. Основы кинематической и динамической характеристики человека	

при ходьбе в норме и на протезах.....	191
2.6. Энерготраты при ходьбе в норме и на протезах	194
2.7. Рациональное протезирование (РП).....	196
2.8. Особенности построения коленного, голеностопного и плюснефалангового искусственных сопряжений	208
2.9. Общие понятия о построении протеза и ортеза	209
2.10. Уровни ампутации нижних конечностей и протезы, соответствующие им. Классификация	211
2.11. Принципы построения протезов.....	214
2.12. Параметры, определяющие построение протеза или ортеза	215
2.13. Схемы построения протезов и ортопедических аппаратов. Схема построения протезов голени.....	218
2.14. Ортезирование. Принципы действия биомеханики ортезирования	229
2.15. Средства протезирования верхних конечностей. Некоторые биомеханические особенности двигательного аппарата верхних конечностей	233
2.16. Биомеханические характеристики отдельных движений верхних конечностей.....	235
2.17. Биомеханические характеристики различных видов схвата и их классификация	239
2.18. Протезирование при различных уровнях ампутации.....	243
2.19. Биомеханические особенности построения протезов верхних конечностей.....	244
2.20. Протезы с тяговым управлением.....	248
2.21. Протезы для культей предплечья с тяговым управлением.....	251
2.22. Протезы с тяговым управлением (активные).....	253
2.23. Протезы для культей предплечья	254
2.24. Протезы для культей плеча. Общие замечания о протезах с тяговым, управлением для культей плеча	257
2.25. Особенность построения рабочих протезов	262

2.26. Особенности построения протезов с внешними источниками энергии.....	267
2.27. Биомеханические особенности построения ортопедических аппаратов.....	270
ЧАСТЬ 3. Искусственные органы	273
3.1. Искусственное сердце	273
3.2. Мембранные оксигенаторы	358
3.3. Экстракорпоральная «вспомогательная печень»	366
3.4. Искусственная эндокринная поджелудочная железа	386
3.5. Искусственная почка	400
Литература	420
II. Практический раздел	423
Лабораторные работы	423
Лабораторная работа №1.....	423
Лабораторная работа №2.....	433
Лабораторная работа № 3.....	442
Лабораторная работа № 4.....	467
Лабораторная работа № 5.....	486
Лабораторная работа №6.....	500
Лабораторная работа № 7.....	513
Лабораторная работа № 8.....	520
III. Контроль знаний	527
IV. Вспомогательный раздел	534

I. Теоретический раздел

Часть I. Аппаратура для инвалидов

1.1. Введение. Понятие инвалидности. Технические средства реабилитации

В любом обществе существует немалая доля людей, чьи возможности в сохранении независимого образа жизни ограничены. Вследствие различного рода травм, врожденных или приобретенных заболеваний, а также в силу возрастных изменений может наблюдаться утрата или ослабление различных функций организма (двигательных, сенсорных и т.д.).

Слово инвалидность происходит от латинского *invalidus* – слабый, немощный.

Инвалид – человек, у которого возможности его личной жизнедеятельности в обществе ограничены из-за его физических, умственных, сенсорных или психических отклонений.

В различных странах и на различных исторических этапах понятие «инвалидность» истолковывалось неодинаково, однако вплоть до возникновения капитализма оно, прежде всего, относилось к военнослужащим, пострадавшим во время военных действий. Со второй половины XIX века в связи с бурным развитием капитализма, ростом численности рабочего класса, организацией начальных форм социального страхования понятие «инвалидность» приобретает новое содержание. Инвалидностью стали называть состояние, при котором рабочие полностью или частично утрачивали возможность заработка в связи с заболеванием или травмой, связанной с производством. Со временем под инвалидностью стали понимать такое состояние физических и духовных сил человека, при котором в связи со стойкими нарушениями функций организма (болезнь, увечье, дефект развития) трудовая деятельность может осуществляться лишь при определенных условиях или она невозможна вообще.

Слово «инвалид» в настоящее время все чаще заменяется на «человек с ограниченными возможностями». Тем не менее, этот устоявшийся термин

часто употребляется в прессе и публикациях, а также в нормативных и законодательных актах, в том числе в официальных материалах ООН.

Аппаратура для инвалидов или технические средства реабилитации являются важнейшим компонентом системы медико-социальной реабилитации инвалидов.

К техническим средствам реабилитации, облегчающим труд и быт инвалидов, относятся устройства, инструменты, оборудование или технические системы, которые, благодаря специальным свойствам, облегчают компенсацию или устранение ограниченных способностей к бытовой, общественной и профессиональной деятельности, вызванных нарушением здоровья со стойким расстройством функции организма. Технические средства реабилитации выполняют различные функции:

- улучшение мобильности и устойчивости;
- разгрузку больного органа или сустава;
- фиксацию;
- улучшение опорной функции;
- нормализацию весовых нагрузок;
- облегчение движений и самообслуживания;
- сохранение удобного положения и др.

Специальные свойства технических средств реабилитации определяются наличием в их конструкции технических решений, которые обеспечивают специфические потребности инвалидов. Использование инвалидом соответствующих технических средств и связанных с ними реабилитационных технологий способствует максимальной реализации реабилитационного потенциала инвалида.

В зависимости от характера анатомического дефекта, изменений организма и функциональных расстройств технические средства реабилитации должны обеспечивать компенсацию или устранение стойких ограничений жизнедеятельности инвалидов. В то же время они должны способствовать реализации социального предназначения реабилитации, восстановления

способности к самообслуживанию, передвижению, получению образования, трудовой деятельности и социальной адекватности.

Понятие функциональной достаточности технического средства зависит от конкретных задач, решаемых с его помощью, – улучшение мобильности в квартире, на улице, самостоятельное обслуживание, участие в производственном процессе и т.д.

Так, при грубом нарушении возможности передвижения функционально достаточной является кресло-коляска, улучшающая мобильность инвалида. Функционально достаточной для спортсмена-инвалида является спортивная кресло - коляска.

Функциональная достаточность технического средства определяется его конструктивными и техническими возможностями, т.е. наиболее многофункциональные технические средства реабилитации максимально компенсируют ограничения жизнедеятельности человека.

Государственная политика Республики Беларусь в области предупреждения инвалидности и реабилитации инвалидов

Законом Республики Беларусь от 23 июля 2008 г. №422-З «О предупреждении инвалидности и реабилитации инвалидов» даны следующие основные термины и их определения:

инвалид - лицо с устойчивыми физическими, психическими, интеллектуальными или сенсорными нарушениями, которые при взаимодействии с различными барьерами мешают полному и эффективному участию его в жизни общества наравне с другими;

инвалидность - социальная недостаточность, обусловленная нарушением здоровья (заболеванием, в том числе анатомическим дефектом, травмой) со стойким расстройством функций организма, приводящим к ограничению жизнедеятельности человека и необходимости социальной защиты;

жизнедеятельность - способность организма человека осуществлять повседневную деятельность способом и в пределах, обычных для человека;

ограничение жизнедеятельности - полная или частичная утрата лицом способности или возможности осуществлять самообслуживание, самостоятельно передвигаться, ориентироваться, общаться, контролировать свое поведение, обучаться и заниматься трудовой деятельностью, которая приводит к невозможности выполнять повседневную деятельность способом и в объеме, обычных для человека, воздвигает барьеры в среде его обитания и приводит к социальной недостаточности;

предупреждение инвалидности - система социальных, медицинских, гигиенических, педагогических, профессиональных и других мер, направленных на уменьшение частоты и тяжести инвалидности;

реабилитация инвалидов - система мер, направленных на оказание помощи инвалидам в достижении ими оптимального физического, интеллектуального и социального уровней деятельности, а также поддержание их посредством предоставления необходимых средств, услуг, информации и иными способами, обеспечивающими улучшение качества жизни и расширение рамок их независимости, состоящая из медицинской, профессиональной, трудовой и социальной реабилитации;

адаптация инвалида - комплекс мероприятий, направленных на достижение инвалидом уровня самообслуживания, достаточного для его самостоятельного проживания, трудовой и иной деятельности.

Государственная программа по предупреждению инвалидности и реабилитации инвалидов предусматривает следующие мероприятия:

- изучение причин инвалидности;
- разработка мер по ограничению случаев потери здоровья, в том числе по безопасности производства, снижению профессиональных заболеваний, предупреждению дорожно-транспортных происшествий, обеспечению экологической безопасности;
- разработка мер по предотвращению нарушений функций организма при заболеваниях;
- оптимизация системы раннего выявления инвалидизирующей патологии;

- создание скоординированной системы реабилитации инвалидов;
- подготовка к самостоятельному индивидуальному уходу, включая развитие навыков коммуникации, передвижения, общения, необходимых для адаптации инвалидов;
- разработка мер по обеспечению инвалидов техническими средствами социальной реабилитации;
- создание условий для восстановления профессиональной трудоспособности, профессиональной подготовки, переподготовки и трудоустройства инвалидов;
- подготовка специалистов для организаций, занимающихся реабилитацией инвалидов;
- создание условий для развития творчества, физической культуры и спорта среди инвалидов.

Классификация технических средств реабилитации инвалидов

Стандарт СТБ 1391-2003 (ИСО 9999:1998) «Технические средства реабилитации людей с ограничениями жизнедеятельности» устанавливает классификацию технических средств реабилитации людей с ограничениями жизнедеятельности.

Область распространения стандарта ограничена техническими средствами индивидуального пользования. Классификация технических средств предназначена для обеспечения международного сотрудничества в сфере социальной защиты людей с ограничениями жизнедеятельности и инвалидов и создания автоматизированных систем по обработке информации о потребности и обеспеченности людей в технических средствах, а также для подготовки статистических данных.

Стандарт СТБ 1391-2003 не распространяется на:

- изделия, используемые для монтажа (сборки) технических средств;
- технические решения, полученные путем комбинирования технических средств;
- лекарства;

– технические средства и инструменты, применяемые исключительно в медицинской практике;

– технические средства для осуществления финансовых операций;

– тренажеры для обращения с техническими средствами.

Стандарт не охватывает средства общественного транспорта, доступные для людей с ограничениями жизнедеятельности, и средства, обеспечивающие доступность зданий и сооружений для людей с ограничениями жизнедеятельности.

Принципы классификации

Классификация основана на группировке технических средств по их основной функции. Например, в класс 03 должны быть включены исключительно те технические средства, которые имеют функции терапии и обучения. Если изделие имеет дополнительную функцию, по которой оно может быть отнесено к другому классу, то оно должно быть отнесено к классу по его основной функции. Программное обеспечение классифицировано по принципу, аналогичному классификации аппаратных средств, в соответствии с его основными функциями.

Классификация состоит из трех иерархических уровней, называемых соответственно классами, подклассами и группами. Каждый класс, подкласс или группа состоит из кода и наименования группировки технических средств. В наименовании группировки, при необходимости, приведены пояснения и (или) ссылки на коды других классификационных группировок. Ссылки приведены: – для исключения возможности попасть в данную позицию классификации технического средства, входящего в другую позицию классификации; – для информации об однородном или технически взаимосвязанном техническом средстве, входящем в другую позицию классификации. Как правило, ссылки даны на позиции, находящиеся на более низкой ступени классификации.

1.2. Протезно-ортопедические изделия. Классификация

Протезно-ортопедические изделия (ПОИ) разделяют на следующие группы: протезы, ортопедические аппараты (ортезы), корсеты, тугоры, бандажи, костыли и трости, реклинаторы, головодержатели, ортопедическая обувь, вкладные приспособления для обуви (стельки, башмачки), протезы молочной железы, перчатки на искусственную кисть и насадки к рабочим протезам рук, obturatory для закрытия дефектов грудной клетки, брюшной стенки и черепа и др. Каждая группа в зависимости от ее назначения подразделяется на подгруппы, например протезы, включают протезы верхних и нижних конечностей. Каждая подгруппа в зависимости от уровня ампутации или степени поражения опорно-двигательного аппарата подразделяется на виды изделий. Всего номенклатура ПОИ включает более 650 наименований.

Рассмотрим лишь некоторые, наиболее часто востребованные виды протезно-ортопедических изделий.

Ортезы (ортопедические аппараты) - устройства, предназначенные для восстановления опорной, локомоторной или двигательной функции конечностей и (или) туловища. Основу ортезов на нижние конечности составляет металлический каркас из шин, соединенных между собой шарнирами в местах, соответствующих расположению суставов (голеностопного, коленного и тазобедренного). Для придания каркасу ортеза необходимой жесткости шины соединены между собой полукольцами. К шинам и полукольцам прикреплены гильзы, охватывающие сегменты конечности. Гильзы в основном изготавливают из кожи или различных видов пластмасс, полимеров. Ортезы могут быть замковыми и беззамковыми. Посредством замка включается движение в шарнирах. В зависимости от конструкции замок включается вручную или автоматически. Ортезы для рук условно можно разделить на две группы. Ортезы первой группы используются с целью ограничения движений руки - для фиксации, разгрузки или коррекции. Они позволяют производить коррекцию положения сегментов руки, предотвращать возникновение деформаций и разгружать пораженную кость

или сустав. С помощью таких ортезов можно выполнять некоторые двигательные функции. Вторая группа включает лечебно-восстановительные ортезы, которые применяются, как правило, при парезах мышц рук или после реконструктивно-восстановительных операций на верхней конечности. Они устроены таким образом, чтобы сделать возможным использование двигательной функции сохранившихся мышц. Обобщенно ортезами можно назвать ортопедические приспособления, сохраняющие двигательную функцию конечности или части тела.

Туторы - приспособления, предназначенные для фиксации суставов конечностей или их сегментов в определенном положении после травмы или оперативных вмешательств. Тутор выполняют в виде гильз, чаще всего со шнуровкой, ремнями. От ортеза он отличается тем, что в нем нет шарнирных соединений. Гильзы туторов делают чаще жесткими, из пластиков, полимерных материалов, кожи, металла. При изготовлении кожаных туторов на ногу для придания им необходимой жесткости гильзы укрепляют металлическим каркасом из шин и полуколец. Туторы, в отличие от ортеза, призваны иммобилизовать конечность.

Корсеты - ортопедические устройства, предназначенные для фиксации, разгрузки и коррекции деформаций в различных отделах позвоночника. Их основу обычно составляет металлический каркас из шин, на котором крепят гильзу корсета. Гильзу изготавливают из кожи, текстильных материалов или пластмасс. По конструкции различают гильзы сплошные и скелетированные, или окончатые. В зависимости от основного целевого назначения и конструктивных особенностей различают более 20 видов корсетов.

Бандажи - эластичные повязки (пояса), используемые в профилактических и лечебных целях при смещениях органов брюшной полости, ослаблении мышц передней брюшной стенки, до и после родов. Бандажи бывают массового и индивидуального производства. Их изготавливают из хлопчатобумажных, шелковых, полупелюшковых и льняных тканей.

Костыли, трости, ходунки - средства дополнительной опоры при ходьбе и стоянии, применяемые при различных заболеваниях и повреждениях опорно-двигательного аппарата. Существует большое число различных конструкций костылей и тростей. Для лиц со сниженным зрением или слепотой предназначены трости, позволяющие ориентироваться в пространстве. Ходунки, в отличие от тростей и костылей, имеют, как правило, 3-4 точки опоры, могут быть снабжены колесиками, больше подходят для людей с низким уровнем активности.

Изделия обувные ортопедические - изделия предназначаются для восстановления или компенсации статодинамической функции стопы за счет:

- рационального перераспределения нагрузки по подошвенной поверхности стопы;
- удержания стопы или ее сегментов в корригированном положении;
- компенсации отсутствующего сегмента стопы;
- компенсации укорочения нижней конечности.

Изделия вкладываются в обувь или надеваются на стопу. Они состоят из одной или нескольких деталей, включая специальные ортопедические.

Вид и конструкция изделия определяется врачом травматологом-ортопедом в зависимости от анатомических особенностей и патологических изменений нижних конечностей пациента (заказчика).

К таким изделиям относят: **туфелек вкладной, сапожок вкладной, башмачек вкладной, полустельки и стельки ортопедические.**

Ортопедические стельки - индивидуальные ортопедические стельки используются как лечебные и профилактические средства при нарушении функций стопы вследствие патологических состояний и деформаций различной этиологии (полая стопа, синдром гипермобильности, врожденное, статическое, посттравматическое продольное, поперечное и/или продольно-поперечное плоскостопие, сахарный диабет, ревматоидный артрит, подагра, реактивные артриты, пяточная шпора). Стельки обеспечивают нормализацию рессорной, опорной, толчковой и балансирующей функций стопы за счет равномерного

распределения статических и динамических нагрузок на стопу и удержания стопы в физиологическом положении.

1.3. Вкладные ортопедические приспособления для стандартной обуви.

Обувь ортопедическая

Стопа человека состоит из 26 костей и в целом представляет собой комплекс сводов, прочно связанных друг с другом. Своды удерживаются мышцами и сухожилиями стопы и голени, но при функциональных нарушениях связки могут постепенно растягиваться и терять упругость. Соединительная ткань, из которой построены хрящи и связки, становится все более мягкой и менее упругой, а это вызывает ускоренный износ не только костной системы стопы, но и всего опорно-двигательного аппарата.

При массовом производстве обуви в промышленных условиях нет возможности учитывать отклонения анатомического строения стоп, а также изменений, развивающихся вследствие их статических деформаций, наступающих у лиц зрелого и старшего возрастов. Это создаёт необходимость использования различных вкладных ортопедических деталей в стандартную обувь, что в значительной степени облегчает стояние и ходьбу и предотвращает дальнейшее прогрессирование функциональной недостаточности стоп.

В соответствии с наиболее часто встречающимися патологическими изменениями стоп ортопедические приспособления делятся на ***разгружающие*** и ***корректирующие***.

Разгружающие приспособления предназначены для устранения локального давления обуви на болезненные участки стопы и назначаются при возникновении бурситов, ахиллобурситов, пяточных шпор и болезненных натоптышей.

При подагре, артрозо-артритах (*Артроз – дистрофическое заболевание, характеризующееся истончением суставных окончаний костей и разрушением хрящевой ткани, что становится причиной деформации сустава и существенного ограничения его двигательной способности. Артрит — воспалительное заболевание сустава, вызванное чаще всего инфекцией, при котором воспаление синовиальной оболочки сустава приводит к патологическому изменению синовиальной жидкости, что может в*

последствие привести к анкилозу (потере подвижности) сустава.) и бурситах (Бурсит – это воспалительное заболевание синовиальных сумок, сопровождающееся повышенным образованием и накоплением в их полостях экссудата) суставов первого пальца, начальной и средней степени Hallus valgus (вальгусная деформация большого пальца стопы), при бурсите первого плюснефалангового сустава, воспалительных и дегенеративных заболеваниях суставов первого пальца назначают приспособления (протектор для защиты сустава большого пальца) показанные на рис.1.1.

Приспособление состоит из петли и вкладыша и надевается на первый палец стопы как показано на рисунке. Приспособление способствует уменьшению вальгирования первого пальца и разгружает также болезненный участок, травмируемый обычной обувью. Приспособление обеспечивает также защиту сустава большого пальца стопы от давления, трения и образования потертостей.



Рис. 1.1. Разгружающее приспособление на головку I плюсневой кости (протектор для защиты сустава большого пальца стопы)

При развитии деформации, известной под названием молоткообразные пальцы, на тыльной части последних нередко развиваются болезненные мозоли. В этих случаях используется приспособление (рис. 1.2, а), предназначенное для разгрузки болезненного участка. В приспособлении имеется отверстие, которое соответствует болезненному участку, в результате чего он не соприкасается с обувью.



а



б

Рис. 1.2. Разгружающее приспособление на мозоль и кольцо гелевое защитное для пальца

Для защиты суставов пальцев от трения об обувь и друг, о друга при наличии деформации пальцев типа: молоткообразные пальцы, перекрещивающиеся пальцы, когтеобразные пальцы применяют гелевое защитное кольцо для пальца (рис. 1.2, б). Применяют изделие также при подагре, отложении солей, артрозо-артритах и бурситах суставов пальцев. При начинающейся деформации пальцев кольцо применяют для профилактики образования ороговелостей в области межфаланговых суставов.

Защитное кольцо представляет собой короткую манжету, изготовленную из техногеля и прикрывающую суставы или ороговелость на пальце.

При ахиллобурстиах, развивающихся вследствие травматизации пяточной области задним отделом обуви, особенно у лиц с высокой пяткой или недостаточной скошенностью верхней площадки пяточного бугра, используется приспособление на пятку или подкладка для пяточной части, разгружающее воспалённый участок в области прикрепления ахиллового сухожилия (рис. 1.3).

Изготавливаются данные приспособления из кожи или из вспененного полиэтилена с натуральным или искусственным покрытием. Крепятся они на внутреннюю верхнюю часть задника обуви и фиксируются клейкой лентой.



Рис. 1.3. Разгружающее приспособление на пятку (подкладка для пяточной части)

Пятка – отдел стопы, несущий очень большую нагрузку на небольшой площади. При ходьбе давление пятки на площадь опоры достигает 120-130% веса тела. Поэтому так часто возникают боли в пяточной области при пяточных шпорах, развивающихся из-за перегрузки вследствие статической недостаточности стоп.

Наиболее простой и эффективный способ разгрузить пятку и уменьшить пиковые нагрузки при ходьбе на опорно-двигательный аппарат в целом – вложить в обувь амортизирующий вкладыш под пятку или подпяточник (рис.4). За счет своих амортизирующих свойств подпяточники снижают ударную нагрузку на коленные, тазобедренные суставы и позвоночник. Кроме того, при носке подпяточников нога как бы становится на небольшой каблучок, за счет чего происходит разгрузка икроножных мышц и ахиллова сухожилия при ходьбе.



Рис. 1.4. Разгружающее приспособление под пятку (подпяточник)

Более тонкие гелевые подпяточники (рис. 1.4, б) применяются при начальном огрубении кожи и незначительных мозолях. Приспособление изготавливается из вязко-эластичного силикона, поглощающего энергию удара при ходьбе, толщиной 5–7 мм и помещается в пяточную часть обуви. Вставка из более мягкого силикона (зеленого цвета) обеспечивает дополнительную амортизацию. Гелевые подпяточники подходят для модельной обуви на высоком каблуке или обуви с низким задником.

Силиконовые подпяточники применяются при более сложных проблемах со стопой: серьезных ороговелостях, выраженной огрубелости кожи, трещинах по краю пятки и больше подходят для закрытой обуви на невысоком каблуке, зимней обуви и кроссовок.

Болезненные натоптыши, являющиеся одним из первых признаков распластанности переднего отдела стопы и перегрузки мягких тканей от давления головками средних плюсневых костей, значительно снижают опорную и особенно толчковую функцию конечности. Разгружающие приспособления под натоптыши разгружают передний отдел стопы, компенсируют функцию подкожно-жирового слоя и способствуют разгрузке болезненных участков. Используются приспособления также для коррекции поперечного плоскостопия, снижения болевых ощущений в переднем отделе стопы, предотвращения образования натоптышей. Разгружающее приспособление под натоптыши изготавливается из эластичных материалов толщиной 5–6 мм и заканчивается кольцом, надевающимся для фиксации на второй палец, или имеет межпальцевый разделитель для фиксации и выпускается правого и левого исполнения (рис. 1.5).



Рис. 1.5. Разгружающие приспособления под натоптыши

Плоские или специально сформированные вкладыши под передний отдел изготавливают из геля или силикона. Часто вкладыши дополнительно оснащают супинатором поперечного свода, который еще больше облегчает работу переднего отдела при плоскостопии и др. проблемах. Вкладыш в комбинации с супинатором разгружает стопу, препятствует образованию натоптышей и отклонению большого пальца. Небольшая толщина изделий позволяет носить их в модельной и узкой обуви на каблуке, когда на поперечный свод и основание пальцев приходится наибольшая нагрузка.

Корригирующие приспособления предназначены для устранения нефиксированных деформаций с целью предотвращения потёртостей и прогрессирования статической недостаточности стоп.

При нефиксированной диспозиции пальцев применяются межпальцевые прокладки или перегородки (рис. 1.6).



Рис. 1.6. Корригирующее приспособление (межпальцевая прокладка)

Межпальцевые перегородки выпускаются в виде гиперблоида или плоских вкладышей. Прокладка изготавливается из биологически инертного полимера (силикона), не вызывающего аллергических реакций и уменьшающего межпальцевую потливость.

Их располагают в межпальцевом пространстве: гиперблоидные между первым и вторым пальцами, плоские между остальными. Гиперблоидные перегородки применяют при отклонении большого пальца наружу, при перекрещивании первого и второго пальцев, мозолях и опрелости в межпальцевом пространстве, для устранения диспозиции и профилактики дальнейшего развития деформации, а также для уменьшения трения между пальцами и предотвращению потёртостей и мозолей.

Плоские перегородки используют при сдавливании пальцев узкой обувью, деформации ногтевых пластинок и значительной разнице в длине пальцев (в этой ситуации ноготь короткого пальца натирает кожу более длинного), а также при изменении формы пальцев стопы (перекрещенные или молоткообразные пальцы).

Полустелька-корректор деформированных пальцев стопы применяется при деформирующем остеоартрозе второго и третьего пальцев стопы любой степени выраженности. Применение приспособления позволяет восстановить функции стопы. Изготавливается двух видов: для одного пальца и для двух пальцев одновременно (рис. 1.7).



Рис. 1.7. Полустелька-корректор деформированных 2-го и 3-го пальцев стопы

При вальгусной деформации первого пальца стопы различной степени тяжести, в том числе с болевым синдромом применяется **корректирующее**

изделие (фиксатор) для приведения первого пальца стопы (рис. 1.8). Корректирующее изделие применяется также для фиксации пальца в правильном положении после оперативного лечения. Фиксатор состоит из жесткой полиэтиленовой пластины - шины, изогнутой по форме пальца с пенополиуретановыми накладками, снабжен мягкой кожаной пряжкой, фиксирующей первый палец, и застежкой-липучкой. Фиксатор надевается на первый палец стопы, жесткая шина располагается между первым и вторым пальцами. Степень натяжения застежки-липучки выбирается в зависимости от требуемой коррекции первого пальца стопы и постепенно натяжение усиливают до исправления деформации пальца. Приспособление используется при отсутствии нагрузки на стопу, а также во время сна.



Рис. 1.8. Корректирующее изделие для приведения первого пальца стопы

Стельки. Нарушение биомеханики и функциональных свойств структур стопы влечет за собой болевые симптомы в голеностопном и коленном суставах, спине, грудном и шейном отделах позвоночника. Во многих случаях неправильное распределение нагрузки на свод стопы может послужить причиной появления артроза суставов нижних конечностей и остеохондроза. Для предотвращения дисфункций стопы и восстановления ее нормального состояния используются **ортопедические стельки** – как обязательный компонент комплексного лечения и коррекции.

Ортопедические стельки – это стельки, имеющие определенный рельеф, и за счет этого оказывающие своё лечебное действие. Ортопедические стельки

используются для лечения и профилактики различных форм плоскостопия (продольного, поперечного, плоско-вальгусной деформации стопы) поддерживая своды стопы в максимально возможной коррекции, а также при других заболеваниях стоп и опорно-двигательного аппарата в целом.

Ортопедические стельки помогают снизить утомляемость ног, разгружают суставы и позвоночник, поддерживают стопу в правильном положении.

Ортопедическая помощь больным определяется степенью выраженности статической недостаточности стоп. При начальных стадиях развития, когда деформации нефиксированные или частично фиксированные, и требуют однотипного ортопедического снабжения, коррекция может быть достигнута с помощью стандартных стелек или изготовления полустелек с выкладкой сводов, применяемых в стандартной обуви. Такие ортопедические вкладыши назначаются при болях в стопах при флебитах, тромбооблитерирующих болезнях сосудов нижних конечностей. Стельки с выкладкой продольного свода назначаются также в целях профилактики статической недостаточности стоп у лиц, работа которых связана с длительным стоянием или с поднятием тяжести. Широкие медицинские показания к использованию данного ортопедического приспособления имеются также у лиц с односторонней ампутацией, пользующихся протезом, костылями, сложной ортопедической обувью, с целью профилактики перегрузки сводов сохранившейся конечности.

В зависимости от характера деформации стопы могут использоваться и более сложные вкладыши, изготавливаемые, как правило, по гипсовым моделям.

При уплощении продольного свода и вальгусной установке пяточного отдела стопы используется вкладыш с выкладкой продольных сводов и супинатором в пяточном отделе стопы.

При пронации всей стопы и уплощении продольных сводов применяют ортопедические вкладыши с выкладкой этих сводов и супинатором под пятку и передний отдел (рис. 1.9).



Рис. 1.9. Ортопедические вкладыши-супинаторы

При назначении вкладных стелек, полустелек (рис. 1.10) необходимо иметь в виду, что в случаях выраженной функциональной недостаточности стоп с явлениями фиксированных деформаций, а также в случаях, когда тесна обычная обувь соответствующего типоразмера, применение вкладных приспособлений противопоказано. Таким больным следует рекомендовать ортопедическую обувь с фиксирующими, корригирующими, разгружающими деталями с учётом индивидуальных особенностей стоп.



Рис. 1.10. Ортопедические стельки

Отдельный вид стелек – стельки с гелевым наполнением. Их используют, когда необходимо значительно снизить ударную нагрузку на данный участок стопы. Чаще всего гелевые стельки рекомендуют при пяточной шпоре, т.к. пяточная часть первой принимает на себя нагрузку при беге и ходьбе.

Супинаторы при продольно-поперечном плоскостопии выполняют практически все функции стандартных стелек. Преимуществом супинаторов является возможность их применения в любой обуви, в том числе и в модельной. Супинатор крепится в подсводное пространство с помощью двусторонней липкой ленты (рис. 1.11).



Рис. 1.11. Супинаторы при продольно-поперечном плоскостопии

Подометры. Исследования последних лет доказали существование прямой взаимосвязи между распределением давления под стопой в процессе ходьбы и возникновением хронических болезней в суставах и позвоночнике. Плоскостопие характеризуется множеством факторов, основным из которых является нарушение кровообращения, что приводит к различным патологическим процессам в органах и системах человека, так как снижается уровень поступления во все клетки организма питательных веществ.

В прошлом распределение давления под стопой анализировалось при помощи отпечатка стопы на бумаге или стекле. Так проводилась диагностика плоскостопия. Но этот вид диагностики лишь косвенно позволял судить о реальных параметрах распределения нагрузки под стопой.

Возникшая потребность в получении более точных результатов и возросшие технические возможности привели к созданию компьютерных методов и средств диагностики, включая электронные бароподометры (рис. 1.12). Подометр (греч. *pus, podos* нога, стопа + *metreo* измерять) - прибор для измерения параметров стопы человека. Применяется для диагностики плоскостопия и при антропометрических исследованиях.



Рис. 1.12. Подометры и картина распределения давления под стопой

В результате исследования имеется возможность получить следующие параметры:

- нагрузка на каждую конечность в стоянии;
- нагрузка на передний и задний отделы стопы;
- степень нарушения рессорных способностей пяточных отделов;
- точки наивысшего напряжения и области повышенного давления в стопе;
- площадь опоры стопы;
- среднее давление под стопой.

Программное обеспечение позволяет получить картину распределения давления под стопой в виде цветного изображения, в котором каждому цвету соответствует определенная величина давления, а также сравнивать между собой результаты нескольких тестов одного человека.

Программа позволяет осуществить подбор стелек в автоматическом режиме или их изготовление. Стелька имеет сложный рельеф с выкладкой в области наружного и внутреннего краев, а также в области 2-4 плюсневых костей.

1.3.1. Ортопедическая обувь

Ортопедическая обувь – это специальная обувь, предназначенная для компенсации укороченной нижней конечности или исправления патологически

измененной стопы при различных ее деформациях (рис. 1.13). Ортопедическая обувь всегда изготавливается индивидуально по мерке с целью подгонки к деформированной стопе и никогда не выпускается в массовом производстве. В отличие от обычной обуви, при изготовлении ортопедической, используется индивидуальная колодка на каждое изделие. При изготовлении такой обуви могут использоваться специальные жесткие пробковые или металлические детали. Обувь, изготовленную для массового потребителя и имеющую в конструкции верха промежуточные элементы жесткости из полимерного материала, при ношении которой ортопедический эффект достигается только при установке в нее дополнительных индивидуальных вкладных стелек, имеющих форму антропометрических особенностей стопы, не рассматривается в качестве ортопедической обуви.



Рис. 1.13. Ортопедическая обувь

Ортопедическая обувь должна соответствовать форме и размерам больной стопы, быть достаточно легкой, эластичной, прочной и не деформирующейся в процессе носки. Внутренняя поверхность ортопедической обуви должна быть гладкой, без грубых швов. Болезненные места стопы внутри обуви разгружают путем выдавливания — «выблоковывания» углублений над наминами (*натертость, ссадина*), деформированными пальцами, костными выступами.

Верх любой ортопедической обуви делают из мягких сортов кожи (хром, яловая кожа, опОек (*Опоек - разновидность мягкой кожи, полученной из шкуры молодняка крупного рогатого скота*)); для задников, иногда для боковых частей обуви используют жесткую кожу. Для стелек используются кожа, дюралюминий, пробка, фильц (*Фильц – это прокладочный нетканый материал, который изготавливается из натуральных или синтетических волокон и*

шерсти методом валяния), резина, пластмассы. Тяжки (*искусственная тяга*) делают из эластичных материалов для выполнения роли «наружных мышц». Чем сложнее деформация, тем требуется более точное изготовление или подбор колодки ортопедической обуви.

Ортопедическая обувь назначается со следующими целями:

1. Обеспечить достаточную опороспособность конечности;
2. Удерживать стопу в корригированном положении для обеспечения ее роста у детей и развития в функционально благоприятных условиях;
3. Для профилактики прогрессирования деформации или профилактики рецидива после оперативного или консервативного лечения;
4. Компенсировать укорочение конечности;
5. Перераспределить нагрузку между различными отделами подошвенной поверхности стопы, увеличить площадь опоры, разгрузить болезненные участки, компенсировать недостаточность рессорной функции стопы;
6. Обеспечить плавность переката через стопу, в том числе при пользовании фиксированными аппаратами;
7. Восполнить косметические дефекты стоп.

Условно, ортопедическая обувь подразделяется на малосложную и сложную.

Малосложная ортопедическая обувь

Малосложной ортопедической обувью называется обычная обувь, имеющая встроенные (вкладные) элементы коррекции опорной функции стопы. Малосложная ортопедическая обувь предназначена для больных с функциональной недостаточностью стоп или плоскостопием, уплощение сводов у которых сопровождается жалобами на повышенную утомляемость и болями в области стоп и голени.

Обувь должна содержать основные ортопедические элементы с учётом индивидуальных особенностей, направленных на коррекцию имеющихся деформаций с целью уменьшения степени их прогрессирования, увеличению

опорной поверхности стопы и более рациональному распределению нагрузок на нее.

Сложная ортопедическая обувь

Медицинскими показаниями к назначению сложной ортопедической обуви являются такие варианты анатомо-функционального состояния, при которых пользование обычной обувью, даже при наличии вкладных приспособлений или использование малосложной ортопедической обуви становятся невозможными из-за значительной выраженности деформации, либо из-за изменения линейных или объёмных размеров стоп. Наиболее частыми из них являются следующие.

1) При **продольном плоскостопии III степени** ортопедическая обувь изготавливается как с жесткой (пробковой) выкладкой сводов, так и с применением эластичных материалов. Ортопедическая обувь должна обеспечить фиксацию среднего отдела стопы и механическую поддержку внутреннего продольного свода, что достигается выкладкой последнего жесткими деталями. Иногда назначается и супинатор пяточного отдела.

2) При **распластанности переднего отдела стопы или поперечном плоскостопии**, т.е. при расширении плюсны за счет расхождения головок плюсневых костей. Поперечное плоскостопие развивается постепенно при неправильных соотношениях между нагрузкой со стороны массы тела и упругости мышц и связочного аппарата, которые стабилизируют поперечный свод стопы. Кроме того, увеличивается напряжение сгибателей пальцев стопы, вследствие чего они занимают неправильное положение. При этом могут быть молоткообразные и когтеподобные пальцы.

При данном диагнозе ортопедическая обувь должна обеспечивать равномерную нагрузку сводов стопы и разгрузку болезненных натоптышей и бурситов.

3) При **полой стопе** продольный свод стопы резко выражен, за счет чего она выглядит укороченной (рис. 1.14). Полая стопа может быть врожденной или приобретенной вследствие параличей. Из-за чрезмерного возвышения продольного свода контуры сустава на тыльной части стопы определяет первая

клиновидная кость. В результате чего образуется высокий подъём. При ношении обычной обуви появляются боли вследствие сдавливания. При более тяжелых нарушениях и при комбинации с расширением поперечного свода стопы могут возникать значительные боли. Полая стопа является начальной стадией деформации конская стопа.



Рис. 1.14. Полая стопа

Основное назначение ортопедической обуви в данном случае сводится к сокращению прогрессирования полой деформации, разгрузке болезненных отделов стопы и оказанию корригирующего воздействия на деформацию и облегчение функций переката стопы.

4) В случае **конской стопы** - стопа образует с осью голени тупой угол и не может перемещаться в дартальном направлении (рис. 1.15). Конская стопа в большинстве случаев развивается вследствие вялых параличей трёхглавой мышцы голени. Ортопедическое снабжение зависит от степени выраженности деформации и фактора, характеризующего длину пораженной конечности по отношению к здоровой. При отсутствии дополнительных компонентов деформации ортопедическое снабжение при конской стопе и укорочении функционально-неполноценной конечности не более 4 см, конструктивно не отличается от обуви на укорочение. При резко выраженной деформации ортопедическая обувь изготавливается по слепку и конструктивно должна содержать жесткие берцы, искусственный косок (*межстелечный слой, расположенный в пяточной части обуви, предназначенный для компенсации укорочения*), межстелечный слой в зависимости от длины больной конечности.



Рис. 1.15. Конская стопа

5) Косолапость может быть врожденной и приобретенной. Часто наблюдается у лиц мужского пола. Односторонняя и двусторонняя косолапость встречается с одинаковой частотой (рис. 1.16).



Рис. 1.16. Косолапость

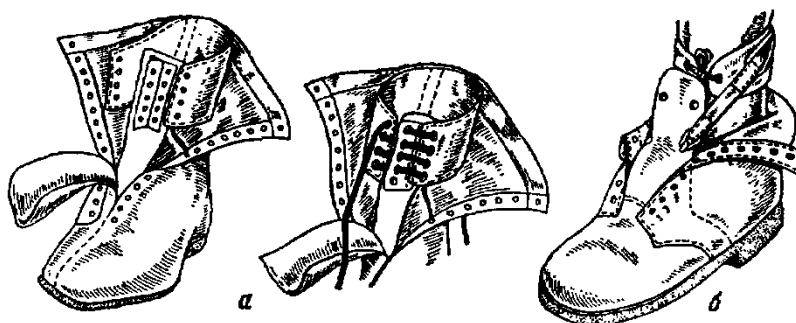
При **косолапости** стопа укорочена и находится в положении супинации вследствие подвывиха голеностопного сустава. Максимальной нагрузке подвергается внешняя сторона стопы, а в тяжелых случаях деформации больные стоят, опираясь даже на тыл стопы. Стопа не может быть повернута внутрь, а носок не поднимается. Из-за плюсневого приведения больные передвигаются с выворотом ноги наружу, чтобы предотвратить провисание носка стопы. В местах аномальной нагрузки образуются болезненные мозоли.

Ортопедическая обувь при косолапости должна осуществлять возможную коррекцию компонентов деформации стопы, а также способствовать рациональной нагрузке на все отделы стопы, увеличению её опорной площади

и обеспечить разгрузку болезненных гиперкератозов (*Гиперкератоз – патологическое утолщение рогового слоя эпидермиса*).

б) Ортопедическая обувь при *отвисающей стопе* и *паралитической разболтанной стопе* должна обеспечивать удержание стопы в среднефизиологическом положении в переносной фазе шага, обеспечивать стабилизацию голеностопного сустава при его разболтанности.

Первая задача успешно решается обувью с двойной шнуровкой и резиновой тянкой. При отвисании стопы с различными дополнительными компонентами (приведение, супинация переднего отдела и т.д.) назначается обувь с резиновой тянкой и манжеткой. При отвисающей стопе и разболтанности голеностопного сустава, ортопедическая обувь обеспечивает прочную фиксацию сустава в среднефизиологическом положении, что достигается использованием жестких берцев. Конструктивно такая обувь изготавливается в виде ботинок или полуботинок (рис. 1.17).



а — с двойной шнуровкой; б — ботинки с резиновой тянкой и манжеткой

Рис. 1.17. Ортопедическая обувь при отвисающей стопе

7) *При пяточной стопе* - стопа образует острый угол с осью голени и не сгибается в подошвенном направлении. Ортопедическое снабжение преследует цель ограничить тыльное сгибание и избыточную подвижность в голеностопном суставе. Это достигается за счёт использования в обуви жестких берцев, а в более выраженных случаях применением тыльных и боковых металлических пластин. При использовании металлических конструкций обувь изготавливается по гипсовым слепкам (рис. 1.18).

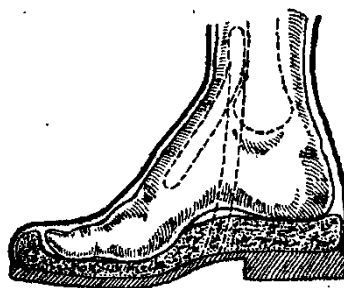


Рис. 1.18. Конструкция ортопедической обуви при пяточной стопе

8) **Укорочение конечности** до 3 см компенсируется использованием вкладного куска или так называемого клиновидного межстелечного слоя; увеличением высоты каблука; вкладными приспособлениями в обычную обувь.

Вкладыши (рис. 1.19 и 1.20) в обувь под пятку рекомендуются при укорочении ноги на 20-24 мм и 10-12 мм соответственно и для устранения дискомфорта и хромоты при ходьбе. Изготавливаются вкладыши из вспененного пенополиэтилена.



Рис. 1.19. Вкладыш в обувь под пятку при укорочении ноги (20-24 мм)

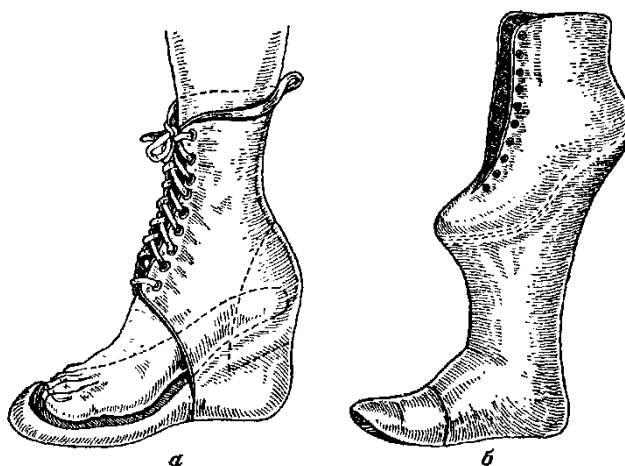


Рис. 1.20. Вкладыш в обувь под пятку при укорочении ноги (10-12 мм)

Укорочение на 30–50 мм компенсируется ортопедической обувью с куском или пробкой до плюснефалангового сочленения.

При укорочении больше 50 мм, которое в значительной степени нарушает статико-динамические функции конечности, используется ортопедическая обувь с пробковым куском по всему следу (рис. 1.21, а).

При укорочении на 160 мм и более используется ортопедическая обувь с двойным следом (рис. 1.21, б).



a — вкладной башмачок с коском; *б* — аппарат с двойным следом

Рис. 1.21. Ортопедические изделия при укорочении конечности

9) Укорочение стопы, отмечаемое при **культиях стоп**, ведёт к сокращению площади опоры и перегрузкам, что в свою очередь вызывает затруднение кровообращения и склонность к трофическим изменениям мягких тканей. Протезирование больных с культями стоп способствует более равномерной нагрузке оставшейся опорной площади, облегчает перекал и улучшает опорную функцию, что в значительной степени улучшает передвижение и осуществление трудовых процессов.

Основными средствами протезирования в зависимости от длины культи являются вкладные стельки, вкладные башмачки, ортопедическая обувь и протезы. При длинных культях чаще всего используется вкладная стелька. Она имеет пробковую выкладку внутреннего и наружного продольных сводов, достигающую впереди до головок плюсневых костей. Для уменьшения травматизма переднего отдела культи в стельке используются смягчающие материалы. Стелька размещается в стандартной обуви.

При функционально полноценных коротких культях чаще всего используются вкладные башмачки, состоящие из искусственного вкладного коска из эластичного материала, пробковой прокладки и приёмной гильзы, изготовленной по гипсовому слепку. Вкладные башмачки предназначены для использования в стандартной обуви на низком каблуке (рис. 1.22).

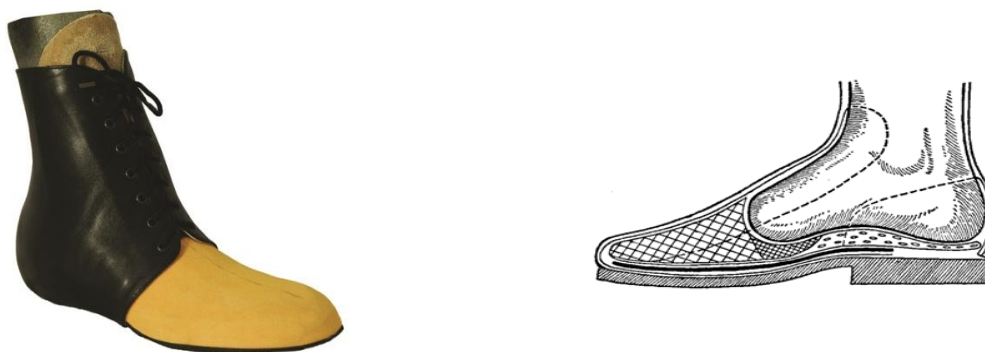


Рис. 1.22. Вкладной башмачок при короткой культе стопы

Своевременное назначение ортопедической обуви и вкладных приспособлений нередко может предупредить развитие тяжёлых деформаций, в некоторых случаях исправить уже развившуюся; а после операций, требующих длительной фиксации гипсовой повязки, часто с успехом можно заменить последнюю. Ортопедическое обеспечение инвалидов и больных даёт основание улучшить их социальное обеспечение, шире использовать их остаточную трудоспособность, а в ряде случаев способствует предотвращению прогрессирования патологического процесса, что в конечном итоге является профилактическим фактором в инвалидизации больных.

1.4 Ортезы. Назначение. Классификация. Ортопедические средства для туловища

Ортез – техническое устройство, надеваемое на сегмент (сегменты) опорно-двигательного аппарата с целью его фиксации, разгрузки и восстановления нарушенных функций.

По конструктивным признакам ортезы подразделяются на шины, ортопедические аппараты, корсеты, головодержатели, тьюторы, вертикализаторы, ложементы, бандажи.

По назначению ортезы могут быть: профилактическими – применяются в группах «риска» и при начальных стадиях развития деформаций скелета; лечебными – временно используются на этапах лечения после травмы конечности и постоянными – назначаются при стойкой утрате функции и формы конечности.

По технологии изготовления ортезы подразделяют на изделия индивидуального и серийного производства. Ортезы индивидуального назначения изготавливаются по меркам или гипсовым слепкам, а серийного – по типовым моделям, выкройкам, шаблонам или собираются из типовых модулей.

По используемым материалам ортезы делят на шинно-кожаные, пластмассовые, текстильные и комбинированные.

По степени жесткости они могут быть жесткие, полужесткие, мягкие и эластичные.

По характеру своего воздействия на пораженные отделы конечностей и туловища современные конструктивные разновидности ортезов подразделяются на фиксирующие (фиксационно-корректирующие) и функционально-корректирующие.

Первая группа (фиксирующих, разгружающих, корректирующих) используется с целью ограничения движений в суставах конечности, силовой разгрузки пораженных костей и суставов, коррекции взаимоположения деформированных сегментов конечности.

Вторая группа, которые принято называть функциональными, способствует тренировке паретичных (парализованных) мышц в функционально выгодных условиях. Функциональные аппараты могут рассматриваться как лечебно-восстановительные, реализующие принцип дозированных движений. Функционально-корректирующие устройства, кроме того, должны способствовать нормализации опорно-двигательных функций с одновременным вовлечением мышц в локомоторный акт, а при наличии показаний осуществлять частичную или полную разгрузку пораженного отдела при вертикализации больного.

При помощи функциональных аппаратов лечебно-профилактического предназначения можно осуществлять динамическую коррекцию при контрактурах суставов. Дозированное воздействие эластичных тяг и упругих устройств позволяет осуществлять щадящее исправление даже выраженных деформаций, а в сочетании с функциональными традиционными методами лечения, вовлекать паретичные (парализованные) мышцы в двигательный акт.

На практике ортопедические аппараты чаще изготавливаются комбинированными, выполняя сразу две или три функции: например, фиксационно-разгружающую, фиксационно-корректирующую или фиксационно – разгружающе – корректирующую.

Современные ортезы, как правило, строятся по модульному принципу.

Ортопедические средства для туловища

Ортопедические средства для туловища применяются снаружи, назначаются врачом-специалистом с учётом биомеханических и определённых технических конструктивных принципов; изготавливаются индивидуально и преимущественно вручную. Они предназначаются для компенсации утраченных функций, вследствие патологических изменений в позвоночном столбе, мускулатуре, связочном аппарате или нервах. Ортопедические средства назначаются также в дополнение к другим методам лечения.

Корсеты, бандажи представляют собой механические приспособления для фиксации, поддержки, разгрузки, коррекции, создания нужного положения, компенсации утраченных функций. Их применяют в течение различных сроков

для ускорения процессов выздоровления. Вспомогательное ортопедическое средство может выполнять одновременно несколько задач. Далее обеспечение ортопедическими средствами, например, позвоночника, сопряжено с рядом проблем, т.к. воздействовать на него можно лишь опосредованно через окружающие его костные и мышечные ткани, что значительно ослабляет эффект. Усилие воздействия может вызвать вторичные нарушения, например, кожи. Большое значение имеет правильность оценки степени повреждения организма (дефекты осанки, положения или формы), т.к. именно на её основании назначаются соответствующие конструкции. При *нарушениях осанки* корсеты применяются лишь в исключительных случаях. При *дефектах положения* коррекция достигается за счёт внешних сил. При *деформациях* назначают ортопедические конструкции, которые поддерживают или снимают нагрузку с поражённого участка.

Точки воздействия. При изменениях статики или динамики в области туловища, которые должны быть устранены или уменьшены с помощью ортопедических вспомогательных средств, необходимо найти точки воздействия внешних сил. Воздействующие силы должны быть точно дозированными, чтобы не вызвать вторичных нарушений кожи, кровеносных сосудов и нервных периферических волокон. Точки воздействия могут находиться не только на туловище, но и на голове, плечевом поясе, в области живота, таза и бедер. При этом можно воздействовать как в сагиттальной, так и во фронтальной плоскостях (рис. 1.23).

Реклинаяция всегда осуществляется в сагиттальной плоскости в дорсальном направлении, чтобы в определенных участках добиться разгрузки позвоночника с вентральной стороны. Вытяжение проводится для выпрямления позвоночника, при этом главные силы действуют краниально от таза (подвздошных гребней). Деторсию можно применять только в комбинации с вытяжением. Силы действуют с вентральной стороны в дорсокраниальную и способствуют созданию равномерной нагрузки в сагиттальной плоскости, особенно в нижней трети позвоночного столба.

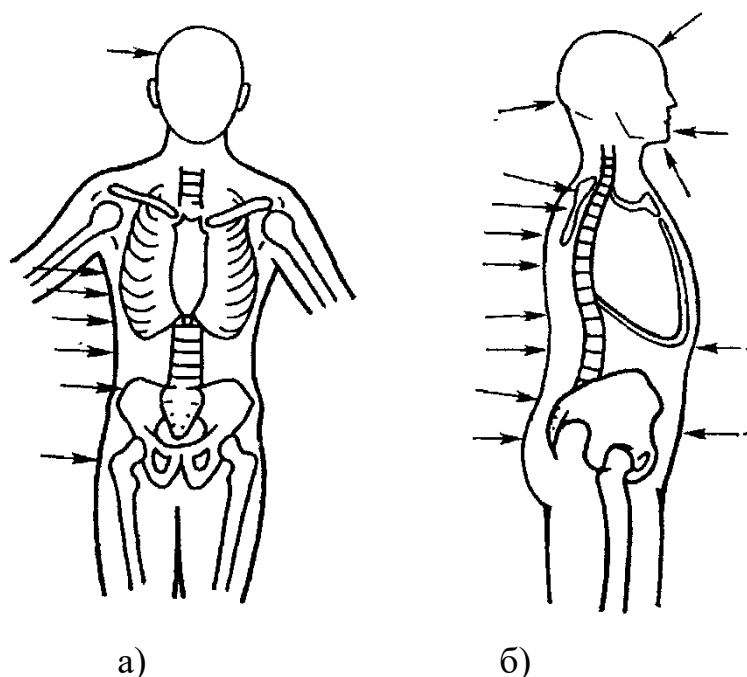


Рис. 1.23. Точки воздействия при использовании корсетов для туловища во фронтальной а) и сагиттальной плоскостях б)

Силы давления и натяжения могут комбинироваться самым разнообразным способом. Наиболее широкое распространение получил принцип действия трёх сил: две силы имеют одно направление, а третья действует между ними в противоположном направлении. Этот принцип, который используется при применении ортезов для конечностей, может быть действенным как в сагиттальной, так и во фронтальной плоскостях. Зная точки приложения и величину силы, можно решить вопрос о возможности применения соответствующих ортопедических средств.

Конструирование. При изготовлении ортопедических средств для туловища применяется самая разнообразная техника измерения, причем возможны комбинации. Простые конструкции изготавливаются по размерам (окружность, длина), полученные данные заносятся в соответствующие таблицы и схемы. Особо отмечаются точки воздействия, места выступов костей, чувствительные к боли области (рубцы). Следующим этапом являются непосредственно примерка и подгонка. Стандартизованные детали, например, пояса, ремни или профильные материалы, приводятся в нужную форму

непосредственно на теле пациента. Этот метод изготовления может применяться только при создании простых конструкций.

При конструировании корсетов следует помнить о вертикальном положении тела: голова должна находиться в вертикальном положении над центром линии, которая соединяет оба подвздошных гребня, служа вершиной равнобедренного треугольника (рис. 1.24).

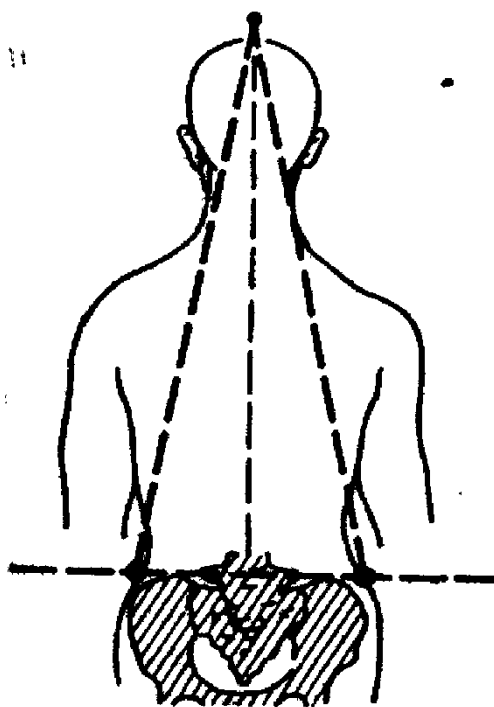


Рис. 1.24. Статическое построение корсета

Материалы и детали. Функциональная ценность конструкций для туловища в значительной мере зависит от использованных материалов. Она достигается при наиболее благоприятном соотношении между массой и объёмом, при выборе самых лучших с косметической и гигиенической точек зрения материалов. Определённое значение имеют точки воздействия и величина действующей силы. Так, при дефекте положения в фазе перехода к выраженным деформациям требуются значительно большие силы, а, следовательно, и другие материалы, чем при нарушениях осанки. Важно также то, будут ли силы воздействовать на ограниченный участок туловища или на большую поверхность. Дальнейшим критерием является устойчивость материала в отношении сохранения приданной формы. Во всех случаях

материал или комбинации материалов следует выбирать таким образом, чтобы они обеспечивали достаточную стабильность конструкции настолько, насколько это необходимо для обеспечения должного влияния на патологически изменённый позвоночный столб. Однако конструкция должна быть настолько гибкой, чтобы, по возможности, не вызывать неудобств больного.

У лиц преклонного возраста общие заболевания иногда не позволяют применять ортопедические средства для туловища. Поэтому в таких ситуациях особенно важно правильно выбрать материал. Поскольку корсеты часто закрывают большую часть поверхности тела, то следует стремиться к тому, чтобы материал отвечал гигиеническим требованиям.

Наряду с такими классическими материалами, как кожа, сталь, дюралюминий, фибра, специальные корсетные ткани, всё большее значение при изготовлении ортопедических средств для туловища приобретают пластические массы. В настоящее время увеличился спрос на полиэтилены, получаемые при высоком или низком давлении, которые в отличие от полиэфирных литьевых смол термопластичны. Наряду с этим некоторые пластмассовые материалы используются в качестве подкладок или прокладок. Для этих целей наиболее подходящими материалами являются пенополиуретаны и силиконовые каучуки.

Готовые детали в конструкциях для туловища применяют ограниченно, поскольку индивидуальные анатомические особенности и малая потребность в таких деталях не позволяет расширить их промышленное производство. Правда, изготовление определенных элементов конструкций вручную вполне возможно.

Ортезирование при нарушениях функций позвоночника

Ортезирование туловища является основным консервативным методом, применяемом при:

- деформациях позвоночного столба при кифосколиозе (*Кифосколиоз – это врожденное или приобретенное нарушение осанки. Оно сочетает*

искривление позвоночника справа налево (сколиоз) и сутулости, то есть, усиление нормального кифоза (изгиба кзади в грудном отделе позвоночника),

- *посттравматическом спондилоартрозе (Спондилоартроз пояснично-крестцового отдела (спондилез, люмбоартроз) – прогрессирующее хроническое заболевание пояснично-крестцового отдела позвоночника, которое характеризуется дегенерацией суставных поверхностей позвонков, с последующим изменением связок, мышц, суставной капсулы и разрастанием краевых остеофитов),*

- *люмбоишиалгии и травмах позвоночника (Люмбоишиалгия - боль в пояснице, отдающая (иррадиарующая) в ногу или ноги),*

- *туберкулезном спондилите в фазе остаточной деформации,*
- *остеохондрозе,*
- *сенильном спондилоартрозе.*

Ортезы на туловище по своим функциональным свойствам подразделяются на фиксационные и корригирующие. По своей конструкции и действию их относят к фиксационно-разгружающим или фиксационно-корригирующим. Они могут быть выполнены в виде корсета, корсета-аппарата, реклинатора, головодержателя.

Корсетами называются ортопедические устройства, которые применяют при деформациях и повреждениях позвоночника и выполняют функции его фиксации, разгрузки, возможного исправления деформаций и повышения активности мышц туловища. Ортопедические средства, назначаемые при заболеваниях и деформациях позвоночника, могут быть представлены в виде двух групп - фиксирующие корсеты и корригирующие устройства. Первые обеспечивают фиксацию и разгрузку, вторые - корригируют (исправляют) искривлённые отделы позвоночника.

Фиксирующие корсеты. Различают две схемы построения фиксирующих корсетов. По первой схеме корсеты делают с низкой задней и более высокой передней стенками. Этим достигается удержание позвоночника в положении реклинации, которое обеспечивает перераспределение нагрузки с переднего отдела позвоночника (тел позвонков) на задний (суставные отростки и дужки).

Передняя стенка выполняется жесткой. Базой построения и фиксации корсета на теле служит тазовый пояс больного. Шнуровка передней скелетированной стенки корсета низкая, ниже талии, но не выше $\frac{2}{3}$ расстояния от лобка до нижнего конца тела грудины. Верхняя половина корсета имеет эластичное соединение. По этой схеме построены все фиксирующие корсеты.

По второй схеме построения фиксирующих корсетов задняя стенка делается более высокой, чем передняя. Корсет спереди соединяется неэластичными элементами. Основой фиксации служат не только тазовый, но и плечевой пояс (корсеты с плечиками). Передняя стенка выполняется со шнуровкой на всём протяжении от лобка до нижнего тела грудины и даже до яремной ямки.

Фиксирующие корсеты могут быть изготовлены по трём типам жесткости: жесткие, полужесткие и мягкоэластичные.

К *жестким* относятся все каркасные корсеты и корсеты из слоистых пластиков, а также фиксационно-реклинирующие, так как обе их половины (левая и правая) соединены между собой жестко. Эти корсеты назначают при заболеваниях позвоночника, требующих наибольшей фиксации пораженного отдела (рис. 1.25).

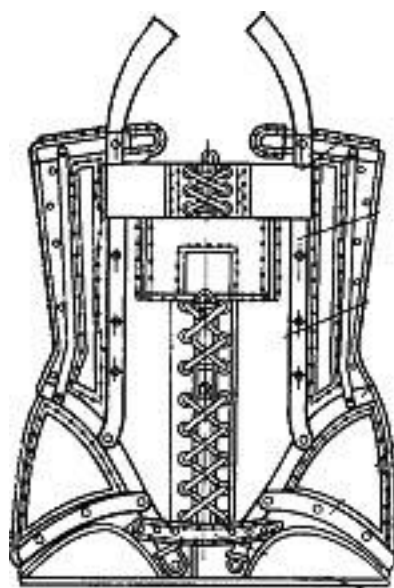


Рис. 1.25. Фиксационно-реклинирующий корсет

К *полужестким корсетам* относятся шарнирно-кожаные, нижний край

которых не имеет металлических шин, и шинно-матерчатые корсеты Гессинга, не имеющие жесткого соединения симметричных половин и продольных шин. Полужесткие корсеты назначают при туберкулёзе позвоночника, протекающем с умеренными разрушениями и других болезнях после острой стадии заболевания.

К *мягкоэластичные* корсетам относятся матерчатые корсеты с двойной шнуровкой или с передней шнуровкой (корсет-бандаж). Они изготавливаются с планшетами из гибкой стали или пластмассы (рис. 1.26).

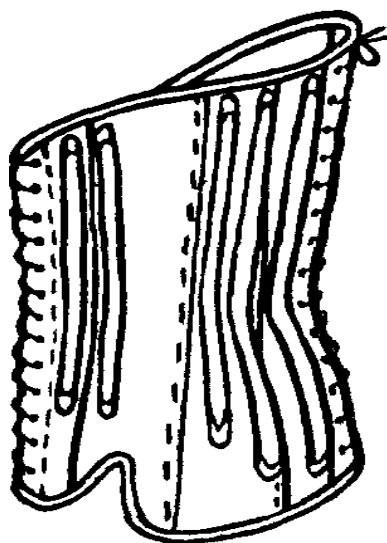


Рис. 1.26. Текстильный корсет «ленинградского» типа

Воздействие корсетов на туловище больного заключается в следующем:

- жесткие корсеты обеспечивают фиксацию туловища, таза, шеи; с их помощью можно перенести массу вышележащих отделов на тазовые кости, дать положение разгрузки и рекликации позвоночника;
- корсет Гессинга осуществляет частичную фиксацию и некоторую рекликацию позвоночника;
- матерчатые корсеты частично ограничивают подвижность позвоночника, поддерживающей брюшную стенку без рекликации и разгрузки позвоночника.

Имеются следующие конструкции жестких корсетов в зависимости от уровня поражения позвоночника: на поясничный отдел, на нижнегрудной отдел, на среднегрудной, на верхнегрудной и шейные отделы. Эти корсеты

могут быть с головодержателем, с шейными или грудными костыликами и без них. Все корсеты, за исключением матерчатого, изготавливаются по слепку.

Корригирующие устройства. К корригирующим устройствам относятся корригирующие корсеты и спинодержатели (реклинаторы). Основное их назначение – воздействовать на искривлённый позвоночник с целью его коррекции. Все корсеты и спинодержатели (помимо исправляющего влияния) в той или иной степени разгружают и поддерживают позвоночник. По способу воздействия корригирующие корсеты и спинодержатели делят на пассивно-корригирующие и активно-корригирующие. В пассивно-корригирующих корсетах воздействие на деформацию производится постоянным давлением с помощью различных приспособлений: пелотов, костыликов, петель, клапанов и т.д. В активно-корригирующих устройствах исправление деформации происходит за счёт сокращения мышц при активных движениях больного.

Корригирующие устройства конструктивно различаются между собой в зависимости от принципиальной схемы построения, используемого материала, уровня искривления.

Принцип построения корригирующих корсетов основан на создании корригирующего воздействия тремя силами, расположенными в одной плоскости. Корригирующий эффект достигается асимметричным расположением частей корсета (боковых и грудных шин, подмышечных пелотов). На вогнутой стороне искривления позвоночника стенку корсета выполняют более высокой. Стенка корсета и подмышечная шина с пелотом в данном случае образует две силы корригирующего воздействия. Третья сила создается пелотом, расположенным в вершине дуги первичного искривления. Если имеется искривление верхнегрудного или шейного отдела позвоночника, то схема построения корригирующего корсета несколько меняется, так как действие только трёх сил оказывается недостаточным. По продольной оси позвоночника снизу вверх головодержателем, укреплённым на раздвижных винтовых шинах, создается ещё одна сила.

Для повышения функциональности корригирующие корсеты снабжают поясничными шарнирами, что позволяет осуществлять сгибание и разгибание

позвоночника в сагиттальной плоскости (вперед и назад) Опыт показал, что этих движений позвоночника достаточно для обеспечения основной функции спины и живота; тем самым не только предупреждается атрофия мышц, наблюдающаяся при пользовании фиксирующими корсетами, но и даже увеличивается их сила. Корсеты с шарнирами получили название корсетов-аппаратов.

Корсет-аппарат с подмышечными шинами и двуосными шарнирами.

Корсет-аппарат (рис. 1.27) состоит из тазового и грудного отделов, соединённых подмышечными шинами с двуосными шарнирами, расположенными на уровне поясничного отдела. В качестве шарниров использованы вертлужные шины. Пелоты выполнены подвижными. Задний грудной пелот 3 прикреплён к спинной шине одной верхней пружинной пластиной 4. Нижние две или (по назначению врача) три пружинные пластины 5 крепят одним концом к спинной шине, накладывая друг на друга в виде рессоры, причем каждая верхняя должна быть короче предыдущей нижней. Другой конец пружинных пластин свободен. Он не соединяется с пелотом, а лишь плотно соприкасается с ним, оказывая корректирующее давление. Передний пелот 1 прикреплён к подмышечной шине на стороне переднего рёберного горба с помощью одной нижней пружинной пластины 2, которая наглухо приклепана одним концом к пелоту, другим к подмышечной шине. Сверху на неё наложена вторая пружинная пластина, неподвижно соединенная с подмышечной шиной. Кожаная гильза грудной части корсета-аппарата скелетирована сзади. Спереди кожаная гильза заменена текстильными полами.

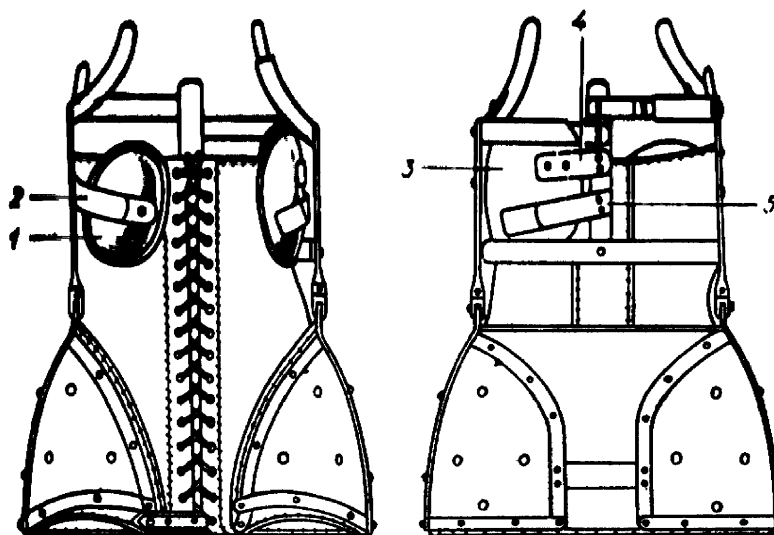


Рис. 1.27. Корсет-аппарат с подмышечными шинами и двуосными шарнирами

Функционально-корригирующий корсет-аппарат с раздвижными боковыми трубками и головодержателем. Данный корсет-аппарат обеспечивает большее воздействие на искривление за счёт одновременного вытяжения позвоночника и коррекции рёберного горба эластичной лентой 4 (рис. 1.28). Вытяжение позвоночника с помощью корсета-аппарата осуществляется следующим образом. Вращение винтов 1 с помощью стержня вызывает осевое перемещение трубок, соединённых с грудным каркасом 2. Головодержатель 3, закреплённый на шинах грудного каркаса, поднимает голову и происходит растяжение позвоночника. При этом величина вытяжения регулируется бесступенчато.

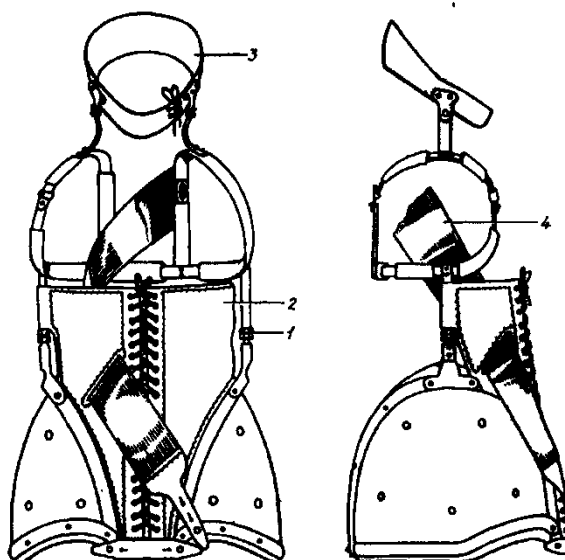


Рис. 1.28. Функционально-корректирующий корсет-аппарат с раздвижными боковыми трубками и головодержателем

Функциональность этого корсета-аппарата достигается также за счёт того, что поясничные и шейные шарниры позволяют осуществлять сгибание и разгибание позвоночника в поясничном и шейном отделах в тех пределах, в которых это возможно при вытяжении.

Изготовление корректирующих корсетов состоит из тех же этапов, что и корсетов фиксирующих:

- снятие негатива;
- отливка позитива;
- изготовление гильзы;
- сборка;
- примерка.

Гильза 2 корсета-аппарата может быть изготовлена из кожи или из пластмассы. Кожаную гильзу раскраивают либо цельной на весь корсет-аппарат (обязательно с захватом надплечий), либо из двух кусков кожи: из одного куска выкраивают грудную часть (с захватом надплечий), из другого – тазовую (с захватом поясничной области, т.е. на 20-30 мм выше поясничных шарниров). Блоковка не имеет особенностей и производится согласно действующей на предприятиях технологии.

Гильзу из полиэтилена или поливика моделируют обязательно по слепку, используя, нагретые в термошкафу или специальной ванне выкройки из этих материалов.

Местный подогрев и подформовка осуществляется с помощью пневматического нагревательного устройства. Струей горячего воздуха нагревают гильзу в нужном месте и вручную деформируют материал. После охлаждения гильза сохраняет приданную ей форму.

Гильзу из полиамидного лака и марлевой арматуры выполняют также по слепку, нанося последовательно 10-12 слоев марли, пропитанной лаком.

Наблюдение за больными, длительно пользующимися функционально-корректирующими корсетами, свидетельствует о том, что один из элементов сколиоза - торсия плохо поддаётся коррекции и не исправляется полностью. Однако развитию торсии позвоночника во многом препятствует **функционально-корректирующий корсет с деротационным устройством** (рис. 1.29), обеспечивающим разворот верхней грудной части протеза относительно нижней тазовой. Влияние на торсию осуществляется благодаря приданию туловищу некоторого поворота и опорному давлению на рёберный горб подпружиненным металлическим пелотом. Тем самым создаются условия уменьшения искривления и торсии.

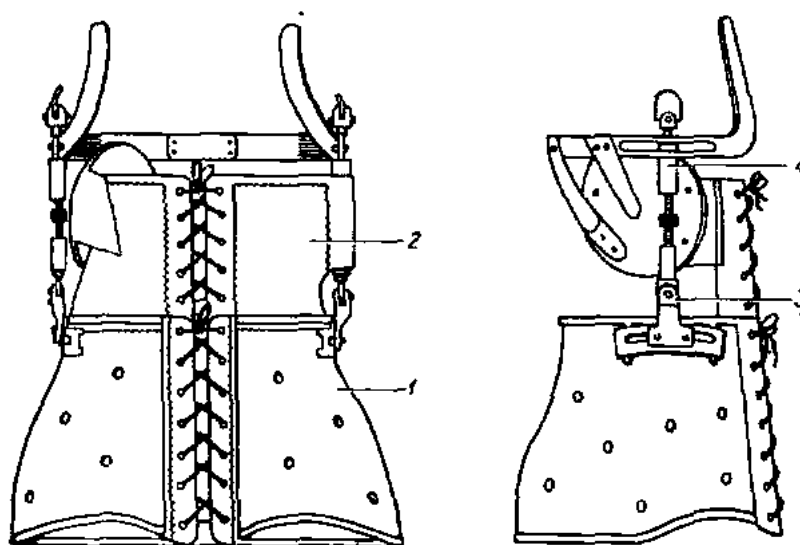


Рис. 1.29. Функционально-корректирующий корсет с деротационным устройством

Корсет содержит тазовую 1 и грудную 2 части, которые соединены раздвижными трубками, переходящими внизу в надтазовые шарниры 3, а сверху в подмышечные пелоты с амортизаторами 4.

Реклинаторы предназначены для исправления искривления в сагиттальной плоскости, преимущественно при сутулости (рис. 1.30). Мягкие реклинаторы назначают в основном детям при начальной степени сутулости и круглой спине, когда деформация легко поддается коррекции. Жесткие реклинаторы назначают детям при тугоподвижной форме сутулости средне-грудного и верхне-грудного отделов позвоночника с вершиной кифоза на уровне этих отделов.



Рис. 1.30. Матерчатый реклинатор и эластичный реклинатор с поясом

Корректор осанки - реклинатор ортопедический для детей. Корректор осанки (рис. 1.31) с 2-мя моделируемыми металлическими ребрами жесткости предназначен для сильной фиксации грудного отдела позвоночника ребенка. Производит разведение плечевого пояса, реклинацию и разгрузку тел средне- и нижнегрудного отделов позвоночника. Обладает легким массирующим действием. Показан при:

- компрессионных переломах грудных позвонков;
- остеохондропатии;
- нефиксированных формах кифоза грудного отдела позвоночника;
- сколиозе I – II ст. (в комплексе с лечебной физкультурой и массажем);
- частичных повреждениях связок акромеально-ключичного сочленения;
- неосложненных переломах ключицы в период образования костной мозоли.

Корректор имеет комбинированную конструкцию. Состоит из эластичного пояса и прочной полотняной спинки с двумя ребрами жесткости. Изгиб ребер жесткости моделируется индивидуально. Осанку поддерживают нерастяжимые лямки с застежками «липучка».



Рис. 1.31. Корректор осанки-реклинатор ортопедический для детей

Головодержатели предназначены для удержания головы в заданном положении и разгрузки шейного отдела позвоночника при повреждениях и заболеваниях (паралич и парез мышц шеи), после операции по поводу кривошеи (рис. 1.32). Головодержатели применяются также с целью легкого вытяжения позвоночника, главным образом, шейного и верхне-грудного отделов (рис. 1.33).

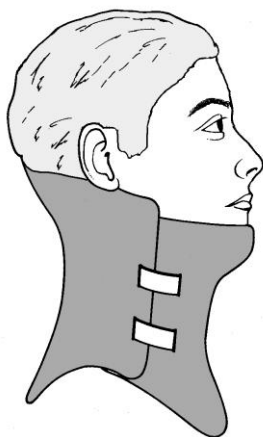


Рис. 1.32. Пластмассовый головодержатель

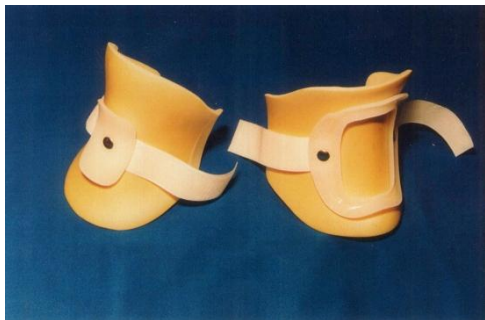


Рис. 1.33. Головодержатель, изготовленный из вспененного полимера

1.5. Ортопедические аппараты

Ортопедический аппарат — устройство, надеваемое на сегменты или всю конечность человека, в виде шарнирно соединённых шин, гильз, манжет, которое служит для восстановления двигательных функций и (или) предупреждения развития деформаций путём разгрузки или фиксации в положении достигаемой коррекции.

Ортопедические аппараты (далее аппараты) включают в себя аппараты на верхние и нижние конечности.

Согласно ГОСТ Р 51079-2006 (ИСО 9999:2002) «Технические средства реабилитации людей с ограничениями жизнедеятельности. Классификация» аппараты на верхние конечности относятся к классу 06, подклассу 06, а аппараты на нижние конечности – к классу 06, подклассу 12.

1.5.1. Ортопедические аппараты для нижних конечностей

Аппараты на нижние конечности подразделяются на следующие виды:

- аппараты на голеностопный сустав;
- аппараты на голеностопный и коленный суставы;
- аппараты на коленный сустав;
- аппараты на тазобедренный сустав;
- аппараты на коленный и тазобедренный суставы;
- аппараты на всю ногу;
- аппараты на нижние конечности и туловище.

Главное предназначение аппаратов на нижние конечности – обеспечение функции опоры, частичное или полное восстановление локомоторного акта.

В зависимости от медицинского предназначения ортопедические аппараты на нижние конечности делятся на 3 типа: *функциональные, фиксационно-корректирующие и разгружающие.*

Функциональные аппараты используются с целью максимально возможной нормализации нарушенного локомоторного акта и восстановления функции паретичных мышц, участвующих в выполняемых движениях, посредством их тренировки в облегчённых условиях. В этих ортезах функция опоры возлагается на саму поражённую конечность.

Фиксационно-корректирующие аппараты применяются для удержания конечности в определённом положении с целью профилактики деформаций или их прогрессирования. Наличие контрактур и деформаций не позволяет полноценно использовать саму конечность для функции опоры, и поэтому она частично «возлагается» на жёсткий каркас или несущие гильзы аппарата.

Разгружающие аппараты обеспечивают частичную или полную разгрузку сегментов или всей конечности. При этом основная функция опоры в положении «стоя» и при ходьбе переносится на упрочнённый каркас или несущие гильзы ортеза.

Аппараты любого типа оказывают на поражённую конечность все перечисленные выше воздействия, однако выраженность каждого из них зависит от конструктивных особенностей изделия. Поэтому аппараты, как правило, являются смешанными, комбинированными и, следовательно, их деление на типы до известной степени условно. Но независимо от конструкции аппарата основное его предназначение — улучшение или восстановление утраченных нижними конечностями опорно-двигательных функций, т.е. восстановление в той или иной степени функции ходьбы.

Основу ортопедических аппаратов на нижние конечности составляют металлический каркас, состоящий из шин, шарнирно соединённых между собой в местах, соответствующих расположению суставов (голеностопного, коленного и тазобедренного). Для придания необходимой жёсткости каркасу аппарата шины соединены между собой жёсткими полукольцами. К шинам и полукольцам прикреплены гильзы, охватывающие сегменты конечности. Гильзы в основном изготавливают из кожи или синтетических материалов. Полукольца располагают преимущественно по задней, реже по передней поверхности гильз.

Ортопедические аппараты могут быть замковыми и беззамковыми (рис. 1.34). Посредством замка включаются движения в шарнирах. В зависимости от конструкции замок включается вручную или автоматически.

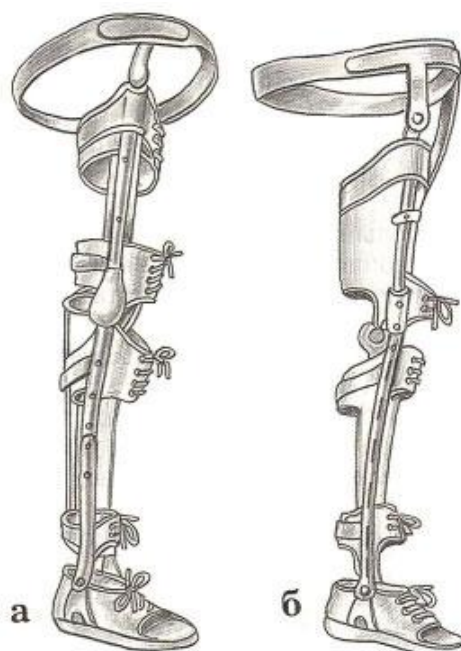


Рис. 1.34. Ортопедические фиксационные аппараты: а - замковый, б - беззамковый

В отдельных случаях подвижность суставов может быть полностью ограничена установкой шин, не имеющих шарниров. Частичное ограничение подвижности в голеностопном, коленном и тазобедренном шарнирах достигается специальными упорами, предусмотренными в конструкции полуфабрикатов, используемых для изготовления ортопедических аппаратов.

Сложность протезирования ортопедических аппаратов заключается в том, что в момент назначения аппарата очень трудно учесть компенсаторные возможности и приспособляемость протезируемых, в основном больных с параличами, с ложными суставами и деформации различной этиологии.

Так как готовый аппарат радикально переделать невозможно, врач при первичном протезировании должен назначать аппарат с такими металлическими деталями, которые в дальнейшем во время примерок, а иногда и в готовом виде можно исключить, например, замок в шарнирах, металлический вертлуг и т.д.

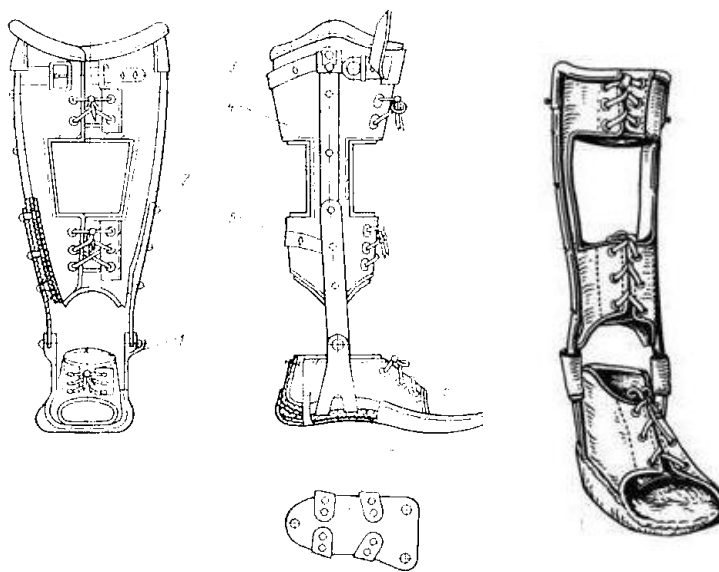
Аппарат на голеностопный сустав (рис. 1.35) предназначен для ортезирования детей и взрослых с различными по тяжести и распространённости вялыми параличами нижних конечностей различной этиологии (отвисающая стопа, нефиксированные деформации стопы), при замедленном сращении переломов костей, ложных суставах, заболеваниях и деформациях голеностопного сустава и стопы.

Аппарат (рис. 1.36) состоит из кожаного башмачка 6, на подошвенной поверхности которого устанавливается металлическая стелька 7, с башмачком соединены шины – лапки 1, концы которых отогнуты на нижнюю поверхность стельки и соединены с ней заклёпками. Кожаная гильза голени 4 соединена с шинами голени 2, а последние шарнирно соединены с шинами – лапками башмачка. В верхней и нижней частях шины голени соединены металлическими полукольцами 3 и 5. Удержание аппарата на конечности осуществляется креплением в виде шнуровки, размещаемой по передней поверхности кожаных гильз стопы и голени. Для крепления может использоваться также лента с застёжкой «контакт».

В аппаратах для детей шины голени делают раздвижными (рис. 1.37), а для взрослых – сплошными. По мере роста ребёнка шины можно удлинять. Для этого достаточно отвернуть два винта 1, раздвинуть шины на необходимую длину и завернуть винты.



Рис. 1.35. Фиксирующие аппараты на голеностопные суставы



a

б

a – общий вид шинно-кожаного аппарата (чертёж);

б – внешний вид аппарата

Рис. 1.36. Аппараты на голеностопный сустав (шинно-кожаные)

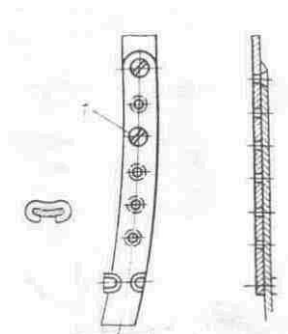


Рис. 1.37. Раздвижные шины

Металлический каркас в ортопедических аппаратах в отличие от шинно – кожаных протезов воспринимает часть нагрузки при ходьбе.

Металлическая стелька башмачка должна доходить до середины головок плюсневых костей, а гильза голени – до верхней трети голени. Голеностопные шарниры располагаются на уровне вершин лодыжек больного.

В настоящее время появилось большое многообразие различных модификаций аппарата на голеностопный сустав с использованием современных высокопрочных полимерных материалов и голеностопных узлов (модулей) различных производителей, а также новых технологий. В качестве примера на рис. 1.38 представлены некоторые из этих модификаций.

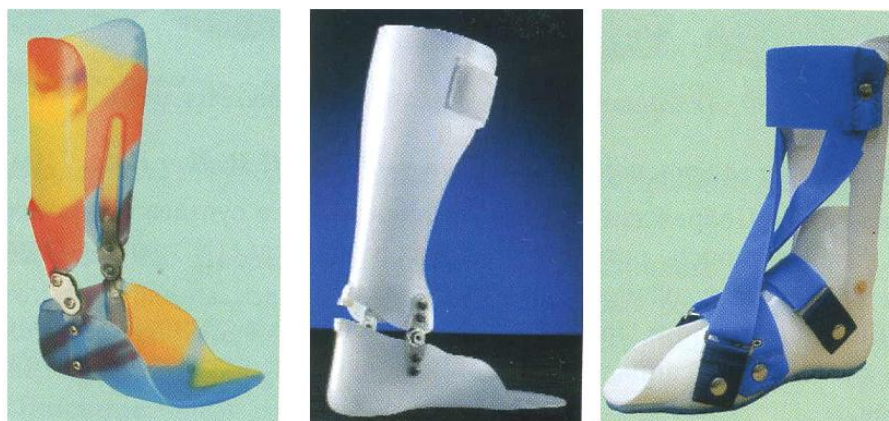


Рис. 1.38. Различные модификации аппарата на голеностопный сустав

Аппарат при спастическом параличе с поражением мышц голеностопного сустава назначают при умеренно выраженном спастическом парезе мышц голеностопного сустава любой этиологии, который сопровождается эквинусной установкой стопы во время ходьбы, а также при спастических состояниях, связанных с травмой центральной нервной системы.

Этот аппарат (рис. 1.39) состоит из ортопедической обуви, пружинящего устройства, кожаной манжетки на голень, полукольца, элементов крепления.

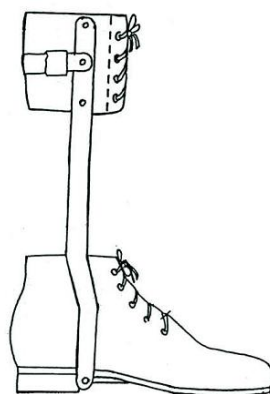


Рис. 1.39. Аппарат на нижнюю конечность при спастическом параличе

Наличие пружинящего устройства, закреплённого на подошве и каблук обуви, способствует устранению эквинусной установки стопы в переносный период шага и позволяет осуществлять опору на пятку в момент переднего толчка. После опоры на пятку последовательно осуществляется опора на подошву и носок обуви. Движение стопы во время ходьбы становится более естественным.

Аппарат на голеностопный и коленный суставы назначается при деформации голени, коленного и голеностопного суставов, ложном суставе костей голени, параличе или парезе мышц голеностопного или коленного суставов и др.

Аппарат (рис. 1.40) изготавливается из комплектов стальных или алюминиевых аппаратных шин с голеностопными и коленными шарнирами (с замком или без замка), полуколец, элементов крепления и состоит из гильзы бедра 1, голени 2, башмачка 3.

Гильзы выполнены из кожи. Они могут быть сплошными или скелетированными. Элементами крепления являются шнуровка и ремешки.

При подгонке необходимо добиваться плотного прилегания гильз бедра, голени и башмачка к конечности, не допуская локального избыточного давления, особенно в области костных выступов. Шнуровку гильз бедра, голени и башмачка регулируют соответственно периметрам бедра, голени и стопы. Аппарат можно изготавливать с полиэфирной гильзой и упругими пластинами пальцевого сгиба или перекатом.

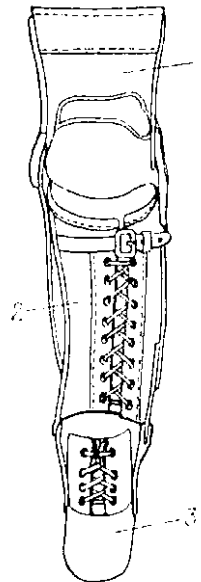


Рис. 1.40. Аппарат на голень с захватом голеностопного и коленного суставов

В настоящее время гильзы такого аппарата изготавливаются в основном из листовых термопластов и с креплением в виде застёжек текстильных «контакт». При этом обязательно сохраняется металлический каркас, выполняющий несущую функцию.

Аппарат на коленный сустав назначается при лечении различных заболеваний, дефектах и врождённых аномалиях, разболтанности и деформации коленного сустава, парезе четырёхглавой мышцы бедра, ложном суставе в верхней трети голени, после травм и др.

Аппарат (рис. 1.41) изготавливается из комплекта стальных или алюминиевых шин. В зависимости от индивидуальных особенностей могут применяться облегчённые или усиленные шины. Аппарат состоит из металлического каркаса 1, гильз голени 2, бедра 3, пояса 4 и кожного вертлуга 5.

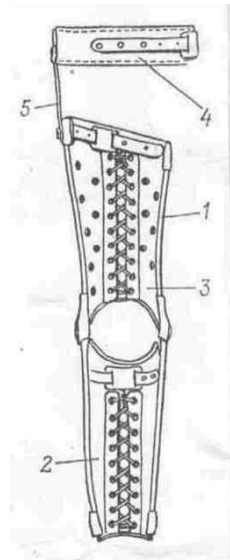


Рис. 1.41. Аппарат на коленный сустав

Аппарат изготавливается без башмачка. На гильзах бедра и голени по передней поверхности размещена шнуровка.

При ортезировании таким аппаратом гильзы могут быть изготовлены также из слоистого пластика, а вместо шнуровки – применены ленты с застёжками «контакт». Конструктивной разновидностью аппарата является аппарат без пояса и вертлуга.

Полукольца, устанавливаемые в шинно-кожаном аппарате, служат для увеличения жёсткости конструкции аппарата с целью обеспечения стабильной работы коленных шарниров.

На рис. 1.42 показана одна из современных конструкций аппарата на коленный сустав. В ней гильзы голени и бедра выполнены в виде манжеток. На гильзах установлены шины с полицентрическими коленными шарнирами и ленты с застёжками «контакт». На гильзе голени застёжки размещаются по передней поверхности, на гильзе бедра разъем и застёжки – по задней поверхности. Такой аппарат является более косметичным и комфортным, так как при ходьбе в момент заднего толчка нагрузка воспринимается гладкой передней поверхностью гильзы бедра.



Рис. 1.42. Аппарат на коленный сустав с пластмассовыми гильзами манжеточного типа

Гильзы для аппарата на коленный сустав лечебного назначения изготавливаются из листовых термопластов, например, полиэтилена или полипропилена. При этом они обязательно снабжаются вкладными гильзами из вспененного полиэтилена.

В том случае, когда аппарат на коленный сустав назначается для длительного использования, гильзы голени и бедра изготавливаются из слоистого пластика на основе акрилового композита, между слоями которого устанавливаются хвостовики шин с полицентрическими шарнирами.

Положительным результатом ортезирования является достижение хорошей устойчивости и плавности походки при ходьбе пользователя в аппарате различных модификаций.

Аппарат на тазобедренный и коленный сустав изготавливается из облегченных или усиленных стальных или алюминиевых шин по назначению врача. Аппарат (рис. 1.43) состоит из металлического каркаса 1, полукорсета 2, гильз бедра 3, голени 4, тазобедренного шарнира 5.

По передней поверхности гильз голени, бедра и корсета предусматривается шнуровка. Тазобедренный шарнир располагается на уровне вершины большого вертела впереди его вершины на 10÷15 мм. По назначению врача аппарат может изготавливаться без захвата коленного сустава. В некоторых случаях аппарат снабжается замком в тазобедренном или коленном шарнирах.

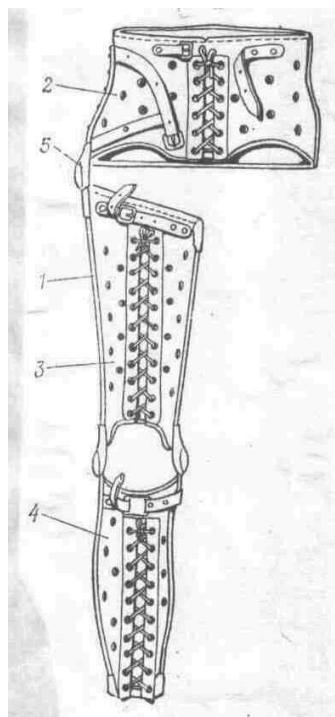


Рис. 1.43. Аппарат на тазобедренный сустав

Аппарат на всю ногу (рис. 1.44) состоит из металлического каркаса 1, гильз голени 2, бедра 3, башмачка 4, пояса 5 и кожного вертлуга 6 (рис. 1.45). Выбор шин определяется весом больного и условиями эксплуатации аппарата. По передней поверхности гильз и башмачка предусмотрена шнуровка.

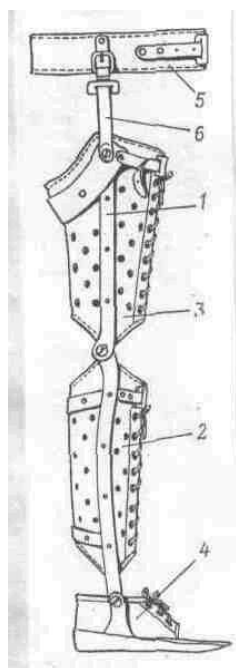


Рис. 1.44. Аппарат на всю ногу



Рис. 1.45. Вертлуг и вертлуг двойной

По назначению врача аппарат можно изготавливать без замков в коленном шарнире, с металлическим вертлугом, без голеностопного шарнира.

При изготовлении аппарата тщательно подгоняется сидение, что способствует большей разгрузке конечности.

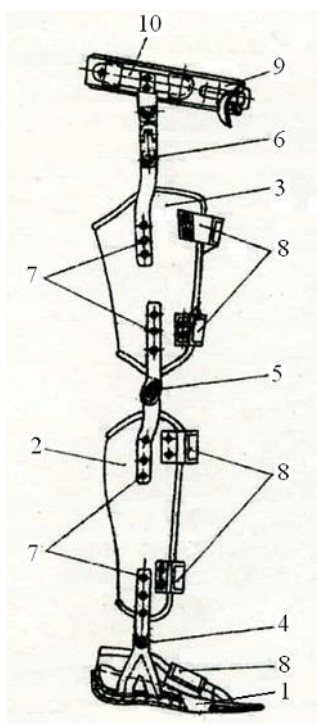
Аппарат на всю ногу шинно-кожаного типа пользуется спросом у пациентов преклонного возраста, которые привыкли ходить в таком аппарате, а также у больных, кожные покровы которых не переносят контакта с современными пластмассами.

Аппарат на всю ногу с несущими гильзами из слоистого пластика предназначен для взрослых, подростков и детей с распространёнными парезами и параличами мышц нижней конечности без наличия или с умеренно выраженными патологическими установками и деформациями, следствием которых являются нарушения опороспособности конечности.

Аппарат на всю ногу с несущими гильзами из слоистого пластика (рис. 1.46) состоит из следующих основных элементов: гильзы стопы 1, гильзы голени 2, гильзы бедра 3, комплекта голеностопных узлов (модулей) 4, комплекта коленных узлов (модулей) 5, тазобедренного узла (модуля) 6, элементов соединения гильз с хвостовиками шарниров узлов (модулей) 7, элементов крепления гильз на соответствующих сегментах конечности 8, пояса 9 и пластины 10 для крепления металлического вертлуга.

В зависимости от медицинских показаний к назначению аппарат может содержать единую гильзу на голень и стопу, коленные узлы с замком в коленном шарнире, жёсткий или упругий вертлуг, кроме того, отдельные элементы из перечисленного состава могут отсутствовать.

Аппарат на всю ногу с несущими гильзами из слоистого пластика в отличие от традиционного шинно-кожаного аппарата не содержит металлического каркаса благодаря достаточной прочности и жёсткости его гильз. Гильзы изготавливаются методом вакуумного формования из полимерных композиционных материалов. Наибольшее распространение получили слоистые пластики на основе термопластичных пропиточных композиций, отверждающихся при комнатной температуре, и армирующих слоёв (арматуры) в виде трикотажных трубчатых заготовок (рукавов) и лент из углеткани. В качестве связующего, как правило, применяют композиции на основе акриловых смол.



а



б

а – общий вид аппарата (чертёж); *б* – внешний вид аппарата

Рис. 1.46. Аппарат ортопедический на всю ногу с гильзами из слоистого пластика

Применение в аппарате несущих гильз из слоистого пластика позволяет по сравнению с шинно-кожаным аппаратом:

- уменьшить массу аппарата в среднем на 25-30 % за счёт исключения из него таких металлических элементов, как стелька и полукольца гильз бедра и голени, а также возможности использования в нём шарнирных узлов с существенно укороченными шинами;

- улучшить его косметичность;

- упростить технологию, сократить трудоёмкость и сроки его изготовления, что даёт возможность увеличить охват больных не менее чем в 3 раза;

- повысить функциональность ортезирования за счёт обеспечения лучшей фиксации и увеличения устойчивости поражённой конечности в аппарате при ходьбе и стоянии;

- облегчить санитарно-гигиеническую обработку гильз, что особенно важно для пациентов с нарушением функций тазовых органов.

Аппарат каркасного типа с использованием шин и полуколец из углепластика (рис. 1.46) является одним из последних достижений в практике ортезирования. Эти аппараты начали применяться в последние годы в России при ортезировании больных, не имеющих умеренно выраженных и выраженных деформаций конечностей. Как правило, эти аппараты назначаются при нарушениях работы коленных суставов, сопровождающихся патологией голеностопного сустава различного происхождения или без неё. При этом масса пациента не должна превышать 90 кг.

Аппараты изготавливаются по обчерку ноги, т.е. без использования индивидуальной гипсовой модели поражённой конечности.

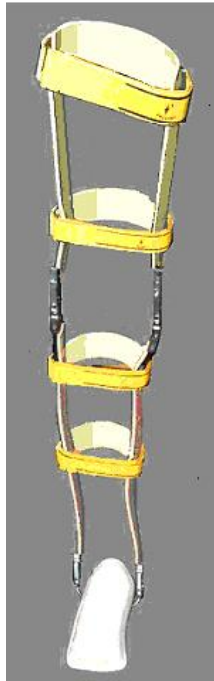


Рис. 1.46. Аппарат каркасного типа с шинами и полукольцами из углепластика

При изготовлении таких аппаратов могут использоваться комплекты шин и полуколец из высокопрочного углепластика с металлическими шарнирами производства фирмы «Proteor» (Франция), а также её технология.

Основные преимущества этих аппаратов

- существенно меньшая масса по сравнению с аппаратами, содержащими полноконтактные гильзы (кожаные или из полимерных материалов);
- меньшая масса по сравнению с аппаратами каркасного типа со стальными шинами или шинами, выполненными из сплавов алюминия или титана;
- упрощённая технология их изготовления;
- устойчивость элементов каркаса аппарата из углепластика к воздействию физиологических растворов (пота, мочи) и средств санитарно-гигиенической обработки.

Аппарат на всю ногу при повреждениях позвоночника

Аппарат на всю ногу при повреждениях позвоночника (рис. 1.47) состоит из металлического каркаса 1, жестко связанного с кожаным ботинком 2, гильз голени 3, бедра 4 и креплений 5.

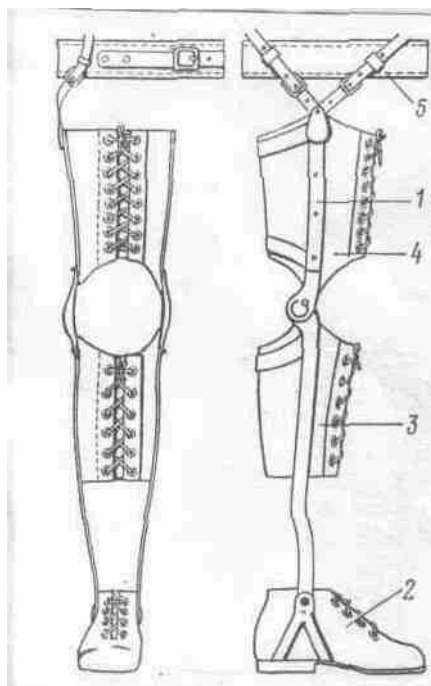


Рис. 1.47. Аппарат на всю ногу при повреждениях позвоночника



Рис. 1.48. Аппарат на всю ногу замковый с корсетом

На передней поверхности предусмотрена шнуровка. При необходимости разгрузки позвоночника аппарат снабжается корсетом и тазобедренным шарниром с замком или без него (рис. 1.48). Особенно тщательно должна производиться подгонка аппарата, так как при повреждениях позвоночника часто ослаблена или потеряна чувствительность.

В последние годы при ортезировании больных с вялыми и спастическими парезами и параличами, которые первично осваивают вертикальную позу и ходьбу, а также больных, осваивающих вертикальную позу и ходьбу после длительного перерыва, обусловленного перенесёнными травмами, используются так называемые *динамические параподиумы максимальной готовности* (массового изготовления). Они относятся к реципрокным ортезным системам (*Реципрокная ортезная система (РОС) относится к медицинской технике и касается способа реципрокного управления движений человека. Цель РОС – формирование и искусственная коррекция движений при различных формах паталогической ходьбы*). В нашей стране, в основном,

применяются динамические параподиумы (рис. 1.49) зарубежных производителей, изготавливающих их в большом ассортименте.



Рис. 1.49. Динамический параподиум фирмы «Отто-Бокк»

Такая ортезная конструкция позволяет пациентам с параличами и парезами нижних конечностей принимать вертикальное положение и самостоятельно передвигаться за счёт балансирования туловищем и осуществления опоры руками на рычаги устройства.

Пациент удерживается вертикально благодаря широкому набору фиксаторов для ног и туловища, которые регулируются по высоте, ширине и глубине, обеспечивая индивидуальную настройку аппарата. Это ортезное устройство позволяет постепенно корректировать сгибательное положение коленного сустава, обусловленное контрагированием мышц, что можно рассматривать как дополнительную реабилитационную функцию устройства.

Динамический параподиум эффективен даже для больных, имеющих повреждения спинного мозга с явлениями спастической нижней диплегии и тетрапареза с преимущественным поражением нижних конечностей.

1.5.2. Ортопедические аппараты на верхние конечности

Аппарат-кистедержатель назначается при паралитической отвисающей кисти, параличе лучевого нерва или деформации кисти и лучезапястного сустава. Аппарат изготавливается по гипсовому слепку в среднефизиологическом положении кисти. После операций на сухожилиях, мышцах в области лучезапястного сустава кисти придается то положение, которое достигнуто операцией.

Аппарат (рис. 1.50) состоит из кожаной гильзы предплечья 1 и дюралюминиевой шинки 2, проходящей по внутренней стороне предплечья. На нижнем широком конце шинки крепится чехол 3. На руке аппарат крепится посредством шнуровки 4, расположенной на гильзе со стороны лучевой кости предплечья. Крепление аппарата может быть выполнено в виде двух ремешков 5, которые одной стороной крепятся на двух заклёпках 9, а другой – на кнопке 10. Между шиной 8 и опорой для кисти 6 закрепляется пластина 7 из пружинной стали, это позволяет осуществить движения сгибания и разгибания в лучезапястном суставе за счёт мышц – сгибателей кисти. Пружина частично заменяет действие поражённых мышц – разгибателей кисти.

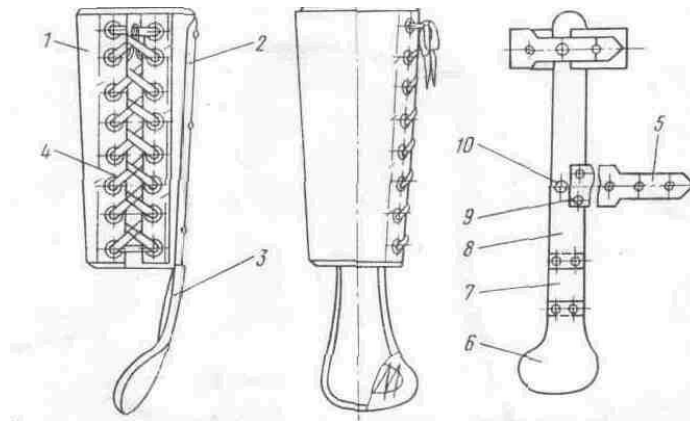


Рис. 1.50. Аппарат-кистедержатель

Аппарат на кисть при параличе пальцев назначается при параличе пальцев кисти с сохранившейся функцией лучезапястного сустава. Для выполнения движений пальцев кисти в аппарате используются механизм, управляемый движениями лучезапястного сустава. Разгибание в лучезапястном

суставе обеспечивает разгибание пальцев. Сгибание в лучезапястном суставе сопровождается сгибанием пальцев.

Аппарат на кисть при параличе пальцев (рис. 1.51) состоит из манжеты предплечья 9 с ремешками крепления 11, полуколец 1 кистедержателя, рычага б, шарнирно соединенного с подвижными планками 4, 5, 7, 8, основания которых шарнирно соединены с опорной шиной 10, пружины 12, ремешка 3 для удержания IV и V пальцев и обхвата II-IV пальцев и застежки с кнопкой 2. Полукольца 1 обхватывают $\frac{2}{3}$ периметра пальцев, обеспечивая фиксацию их в кистедержателе.

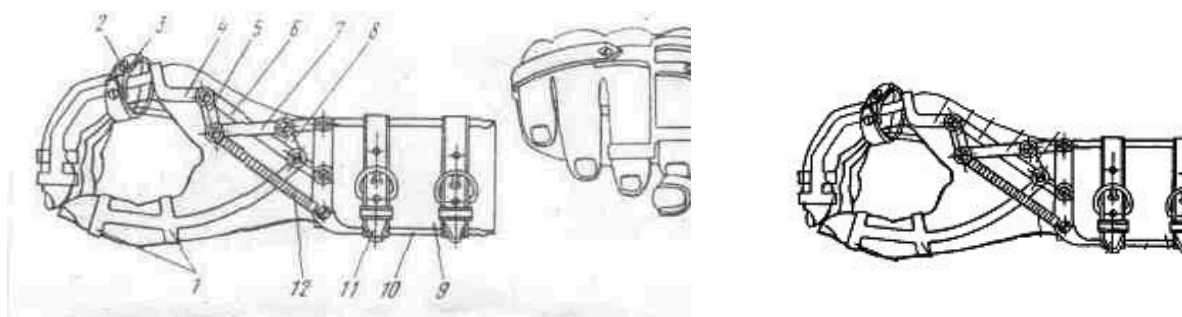


Рис. 1.51. Аппарат на кисть при параличе пальцев

Для управления аппаратом мышцы разгибатели кисти развивают усилие не менее 4 Н, а мышцы-сгибатели кисти – не менее 15-20 Н.

Для больных, выполняющих одно активное (сгибание или разгибание), в лучезапястном суставе в аппарат встраивается пружина 12. В таких случаях мышцы, обеспечивающие движение, должны развивать усилие не менее 20Н, так как им приходится деформировать пружину. Аппарат крепится на предплечье с помощью манжеты 9 и ремешков 11.

Конструктивной разновидностью аппарата на кисть при параличе пальцев служит *аппарат на кисть при параличе пальцев* (рис. 1.52), содержащий гильзы предплечья, шарнирно-соединенные рычаги пальцев, упругие тянки по числу пальцев, опорную шину на кисть, пружины, крепления манжетой с застёжкой текстильной «контакт».

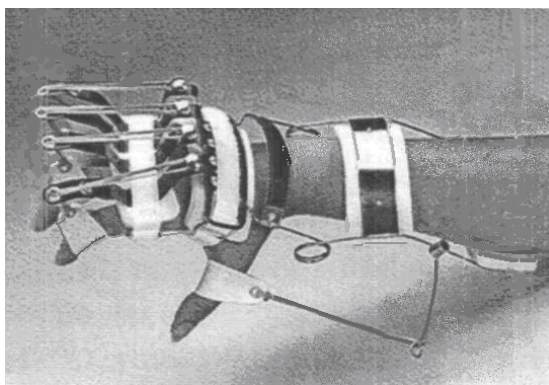


Рис. 1.52. Аппарат на кисть при параличе пальцев

Аппарат на кисть и лучезапястный сустав назначается при ложном суставе костей предплечья, нефиксированных контрактурах и деформациях на уровне предплечья, лучезапястного сустава и кисти, ограничении движения в суставе.

Аппарат на кисть и лучезапястный сустав (рис. 1.53) состоит из кожаных гильз предплечья и кисти, металлического каркаса с шарнирным соединением на уровне лучезапястного сустава. На тыльной стороне гильзы кисти к шине крепится эластичная тяга, регулирующая величину тыльного сгибания кисти. Крепление аппарата осуществляется при помощи шнуровки. Аппарат изготавливается по гипсовому слепку, при снятии которого следует устранить нефиксированные деформации, а кисти придать среднефизиологическое положение или небольшую тыльную флексию.

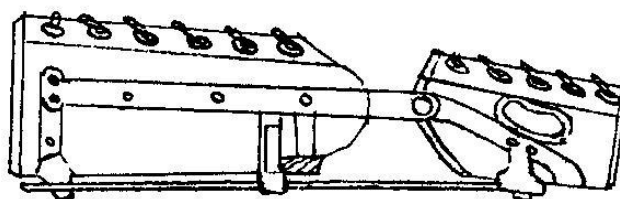


Рис. 1.53 Аппарат на кисть и лучезапястный сустав

Аппарат на кисть и лучезапястный сустав (рис. 1.54) состоит из гильзы предплечья и ложемент кисти, соединённых между собой шинами с шарнирами в области лучезапястного сустава, и элементов крепления. Медиальный лучезапястный шарнир снабжён ограничителями, с помощью

которых устанавливается необходимый угол сгибания в лучезапястном суставе. Аппарат крепят на конечности посредством текстильных застёжек «контакт».



Рис. 1.54. Аппарат на кисть и лучезапястный сустав

Края ложементов кисти должны доходить до конца II-V пальцев, а края гильзы предплечья – до середины или до верхней трети предплечья. Подвижность в лучезапястных шарнирах не должна ограничивать сгибательно-разгибательных движений кисти или может частично ограничивать их (по назначению врача).

Аппарат не должен препятствовать движениям в лучезапястных шарнирах, пронации и супинации предплечья.

Аппарат на кисть и лучезапястный сустав обеспечивает удержание пальцев кисти в требуемом положении и позволяет проводить разработку движений в лучезапястном суставе, уменьшает или устраняет болевой синдром, предотвращает развитие деформаций и контрактур.

Аппараты на лучезапястный сустав. Аппарат на лучезапястный сустав (рис. 1.55.) состоит из пластмассовых гильз предплечья и кисти, шарнирно соединённых между собой в области лучезапястного сустава с помощью шин, и крепления. Дистальный край гильзы кисти не должен захватывать плюснефаланговые суставы, что необходимо для обеспечения свободного движения пальцев. Медиальный лучезапястный шарнир снабжён ограничителями, с помощью которых устанавливается угол сгибания в лучезапястном суставе. В качестве крепления аппарата на руке используются ленты с текстильными застёжками «контакт».



Рис. 1.55. Аппарат на лучезапястный сустав

Такой аппарат изготавливается по индивидуальным гипсовым моделям и серийно в виде изделий максимальной готовности нескольких размеров, которые подбираются для конкретного пациента с учетом индивидуальных параметров его руки. При необходимости гильзы аппарата максимальной готовности, изготовленные из термопластичного материала, подвергаются подгонке в соответствии с анатомическими особенностями конечности пользователя. Длина аппарата может регулироваться благодаря наличию паза в шинах предплечья.

Аппарат на лучезапястный сустав фирмы ОТТО-БОКК, широко применяемый в России, назначается при астралгии, артритах, артрозов лучезапястного сустава, реабилитации после вывихов, подвывихов, операций на лучезапястном суставе, травм и воспалительных заболеваний сухожильно-связочного аппарата, карпальном туннельном синдроме.

Аппарат на лучезапястный сустав фирмы ОТТО-БОКК (рис. 1.56) имеет индивидуальную анатомическую форму, оставляя при этом пальцы свободными, и содержит боковые шины, позволяющие индивидуально регулировать длину аппарата. Медиальный шарнир снабжён ограничителями, с помощью которых устанавливается угол сгибания в лучезапястном суставе.

Аппарат изготавливается из термопластичного материала, позволяющего осуществлять индивидуальную подгонку в соответствии с медицинскими

показаниями и индивидуальными анатомическими особенностями конечности пользователя.



Рис. 1.56. Аппарат на лучезяпстный сустав фирмы ОТТО-БОКК

Аппарат на локтевой сустав (рис. 1.57) состоит из пластиковых гильз плеча и предплечья, соединенных между собой шарнирами в области локтевого сустава. Гильзы крепятся на конечности при помощи текстильных застежек «контакт». Локтевые шарниры расположены соосно на уровне центра наружного надмыщелка плеча и могут быть с замком или без замка в локтевом шарнире. При «болтающемся» локтевом суставе или параличе двуглавой мышцы рекомендуется назначать замковые локтевые шарниры. Дистальный край гильзы предплечья достигает лучезяпстного сустава, проксимальный край гильзы плеча – верхней трети его. Вырезы в области локтевого сустава не должны нарушать фиксацию плеча и предплечья и препятствовать сгибанию-разгибанию в локтевом суставе.

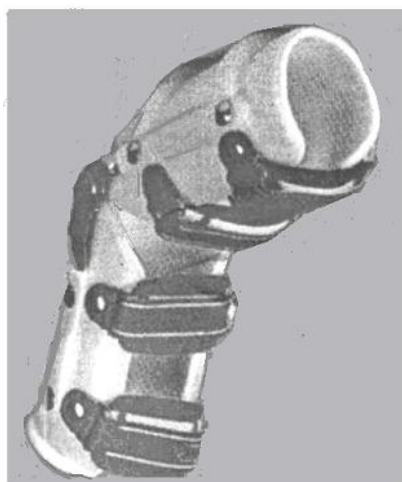


Рис. 1.57 Аппарат на локтевой сустав

Аппарат на локтевой сустав назначается при болтающемся локтевом суставе, после артопластики локтевого сустава, после детского паралича – при парезе или параличе двуглавой мышцы, после пересадки мышц локтевого сустава на срок до 6 мес после снятия гипсовой повязки.

Аппарат на локтевой сустав (рис. 1.58) состоит из кожаных гильз плеча, предплечья и металлического каркаса, который образуется шинами плеча и предплечья, шарнирно соединенными между собой в области локтевого сустава, и полукольцами, приклепываемыми в верхней и нижней частях гильз плеча и предплечья.

Крепление аппарата на руке производится с помощью шнуровки. В зависимости от медицинских показаний предусматривается применение замковых локтевых шарниров.



Рис. 1.58. Аппарат на локтевой сустав

Аппарат на предплечье с захватом лучезапястного и локтевого сустава предназначен для протезирования инвалидов с ложным суставом; замедленной консолидацией перелома; нефиксированной деформацией предплечья преимущественно в средней и верхней трети; заболеваниями костей и локтевого или лучезапястного суставов в стадии затихания.

Аппарат (рис. 1.59) состоит из кожаных гильз плеча 1 и предплечья 2 на шнуровках и металлического каркаса, образованного шинами 3 и 4. В аппарате предусмотрена подвижность в локтевом и лучезапястном шарнирах. Гильзы на

подкладке из хромовой кожи. В верхней и средней третях предплечья и плеча установлены для повышения прочности полукольца 5, 6, 7, 8.

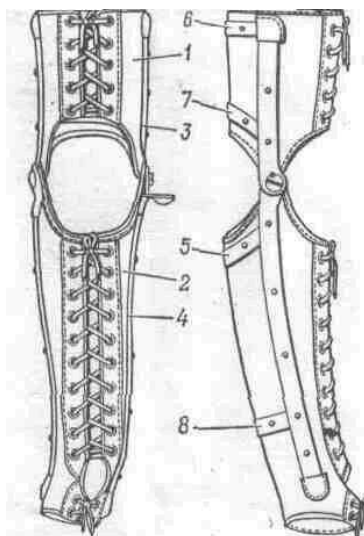


Рис. 1.59. Аппарат на предплечье с захватом лучезапястного и локтевого суставов

Аппарат на всю руку с захватом плечевого сустава (рис. 1.60) назначается при ограничении подвижности всех суставов верхней конечности.

Аппарат разгрузочно-отводящий (рис. 1.61) назначается при распространенном вялом параличе верхней конечности и состоит из шинно-кожаного полукорсета и шарнирно соединенного кронштейна с манжетками на плечо и предплечье. При снятии гипсового негатива верхней конечности придается положение отведения и разгибания в суставах до среднефизиологического положения.

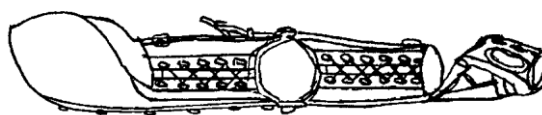


Рис. 1.60. Аппарат на всю руку с захватом плечевого сустава

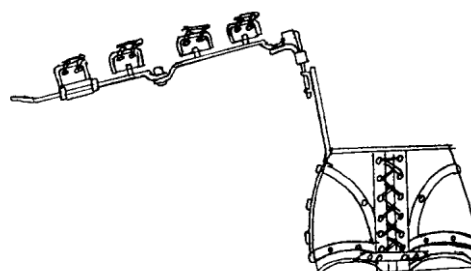


Рис. 1.61. Аппарат разгрузочно-отводящий

Аппарат - подвеска (рис. 1.62) назначается при распространенном вялом параличе верхней конечности, травматических повреждениях нервных стволов, дефектах плечевой кости, ложных суставах плеча, восстановительных

операциях в области локтевого или плечевого суставов. В аппарате имеется возможность фиксировать предплечье в локтевом шарнире под углами 90° и 70° . Наличие троса позволяет путём движения вверх здорового надплечья осуществлять сгибание конечности в локтевом суставе.

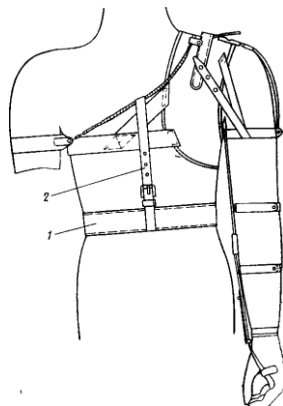


Рис. 1.62. Аппарат - подвеска

Рабочие аппараты назначаются при ложных суставах, анкилозах, резком ограничении движений в суставах, параличах и других заболеваниях верхних конечностей.

С помощью ортопедических аппаратов (рис. 1.63) возможно выполнение рабочих операций, сопровождающихся значительными физическими усилиями. В рабочих аппаратах применяются унифицированные полуфабрикаты от рабочих протезов: шины, локтевые шарниры, приёмники, насадки.

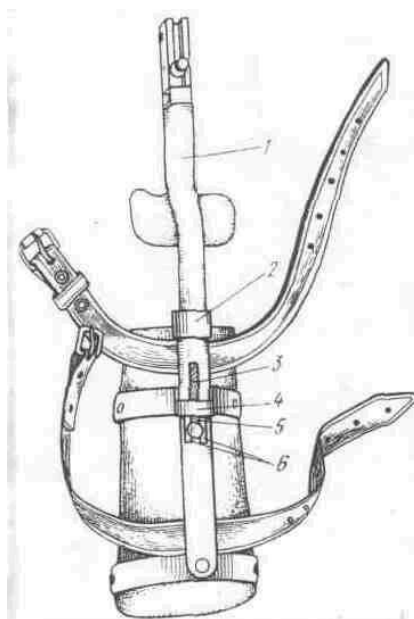


Рис. 1.63. Рабочий аппарат

Приёмник от рабочего протеза съёмный, располагают его над ладонью и крепят к шине аппарата посредством втулки, приваренной к шине и штифту.

На шине 1 (рис.1.63) прикреплена скоба 2 и плоская пружина 3 со штифтом 5 на конце. На пружине помещается скользящая пластинка – движок 4, на конце шины имеется полукруглый вырез 6 для удерживания шины кнопка, которая крепится на внутренней несущей шине гильзы рабочего аппарата. При перемещении движка к кнопке пружина прижимается к шине. При этом штифт фиксирует обе шины. Для освобождения приёмника достаточно сдвинуть движок в обратную сторону

1.6. Тutory и бандажи

Тутор представляет собой ортопедическое изделие, в котором отсутствуют шарнирные соединения и которое предназначено для жёсткой фиксации сустава или сегмента конечности и их частичной разгрузки в приданном положении коррекции.

Тutory подразделяются на две подгруппы: тutory на верхние и нижние конечности.

Цель назначения тutora – придать неподвижность тому или иному сегменту конечности. Если эта цель не достигнута, тutor не принесёт больному пользы. Неправильно назначенный тutor приводит к тому, что он становится непригодным для пользования.

Если тutor изготовлен на конечность с явлениями отёка и воспаления, то после ликвидации их он становится широким и фиксирующее действие его аннулируется.

Если при назначении тutora не учтены силовые нагрузки, которые он будет испытывать в эксплуатации, то это приведёт к появлению трещин на тutore и нарушению фиксации конечности.

Изготавливаются они из кожи, полиэтилена, смолы по гипсовому слепку, поэтому точно соответствуют формам и размерам сустава.

1.6.1. Тutory на нижние конечности

Тutory на нижние конечности подразделяются на следующие виды:

- тutor на голеностопный сустав;
- тutor косметический на голень;
- тutor на коленный сустав;
- тutor на тазобедренный сустав;
- тutor на коленный и тазобедренный суставы;
- тutor на всю ногу.

Туторы на нижние конечности предназначены для фиксации и удержания её сегментов в корригированном или определённом положении.

Кроме того, туторы должны создавать благоприятные условия для восстановления функции ослабленных перерастяжением мышц, а у детей, в процессе их естественного роста, способствовать нормализованному формированию костно-суставной системы, дозированно воздействуя на имеющиеся фиксированные деформации. Кроме фиксационно-корректирующей функции, в нагрузочных туторах может быть обеспечена частичная или полная разгрузка дистального отдела или всей конечности. В зависимости от преобладающего воздействия на нижнюю конечность той или иной функции, туторы подразделяются на безнагрузочные и нагрузочные (нагружаемые при ходьбе).

Нагрузочные туторы могут быть одновременно и разгружающими, т.е. обеспечивать разгрузку поражённой конечности (в случае невозможности осуществить опору на стопу), например на подколенную область, как в протезе голени, как в протезе бедра. В этих случаях гильза тутора должна иметь достаточную прочность, чтобы не деформироваться в процессе ходьбы.

Учитывая такое функциональное различие туторов на нижние конечности, их можно условно подразделить на следующие *типы*:

- *фиксационно-корректирующие безнагрузочные;*
- *фиксационно-корректирующие нагрузочные, в том числе разгружающие.*

Наряду с этим, имеется ещё один тип туторов на нижние конечности, так называемые *косметические*, предназначенные для скрытия видимых дефектов голени.

При воспалительных заболеваниях голеностопного сустава, параличе мышц голени, сопровождающиеся разболтанностью стопы, назначают туторы на голеностопный сустав.

Туторы на голеностопный сустав бывают шинно-кожаными и пластмассовыми.

Тутор на голеностопный сустав шинно-кожаный состоит из сплошной кожаной гильзы 1 (рис. 1.64), охватывающей голень и стопу, и металлического

каркаса 2, имеющего в области голеностопного сустава развилку. Подошва укреплена металлической подошвой – стелькой 3, которая по форме соответствует и должна оканчиваться на середине плюсневых костей. По передней поверхности тутора предусмотрена шнуровка.

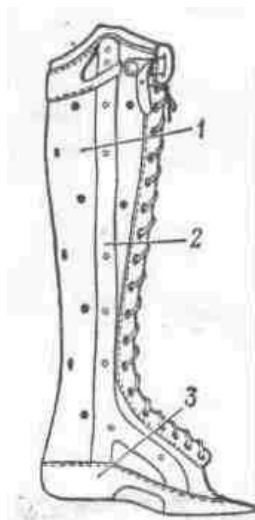


Рис. 1.64. Тутор на голеностопный сустав шинно-кожаный

В настоящее время изготавливаются в основном тугоры из листовых термопластов или слоистого пластика на основе литевых смол (например, ортокриловых, полиэфирных и др.). Такой тугор (рис. 1.65) состоит из гильзы, охватывающей голень и стопу, и крепления для удержания тугора на конечности. В качестве крепления чаще всего используется лента с застёжкой текстильной «контакт».



Рис. 1.65. Тугоры на голеностопный сустав

Современные пластмассовые туторы имеют существенные преимущества перед шинно-кожаными туторами по массе, гигиеничности, косметичности, удобству подгонки и срокам изготовления.

В зависимости от медицинских показаний туторы могут изготавливаться со смягчающим вкладышем или без него, как нагрузочные (для ходьбы), так и безнагрузочные (для покоя), с компенсацией укорочения конечности и без компенсации.

В качестве примера на рис. 1.66 показан тутор на голеностопный сустав для ходьбы. Он изготовлен из листового полипропилена с защитной передней вставкой, имеющей рёбра жёсткости для её усиления. В качестве крепления применены ремни. Подошвенная поверхность следа тутора обклеена микропористой резиной.



Рис. 1.66. Тутор на голеностопный сустав для ходьбы

Нагрузочные туторы могут изготавливаться для носки в стандартную обувь, ортопедическую обувь или без обуви. Эти туторы частично обеспечивают разгрузку стопы и полностью исключают движение в голеностопном суставе.

На рис. 1.67 показан тутор, обеспечивающий фиксацию голеностопного сустава и нижней трети голени, а также фиксацию стопы в функционально-выгодном положении.



Рис. 1.67 Титор на голеностопный сустав

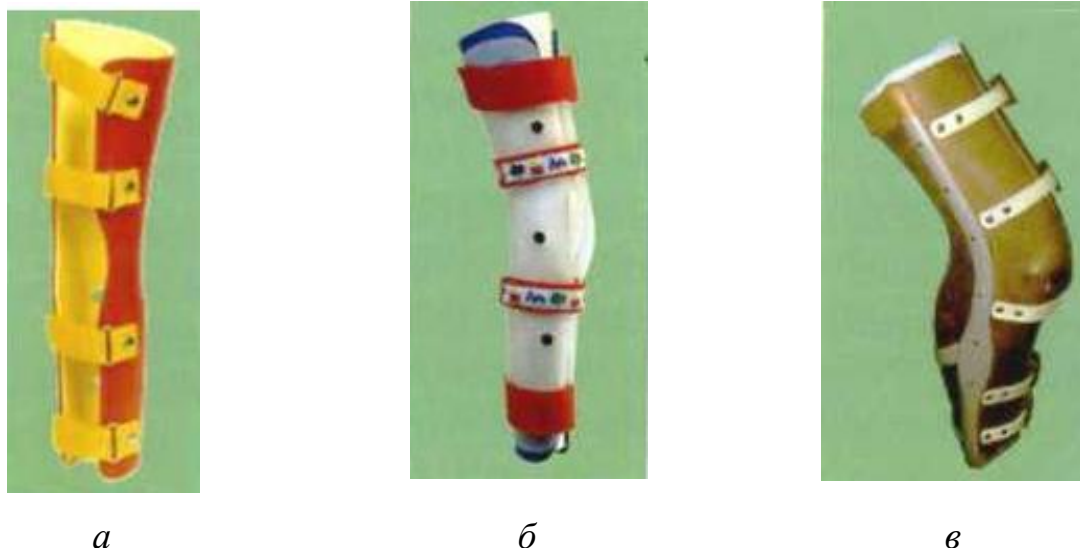
Для фиксации коленного сустава после оперативных вмешательств на костях и связочно-мышечном аппарате, после воспалительных заболеваний, профилактики деформаций назначают титор на коленный сустав с захватом голени и бедра (рис. 1.68).

Проксимальная граница такого титора должна доходить до верхней трети бедра с захватом нижнего края большого вертела, дистальная – до голеностопного сустава с захватом лодыжек, но не менее $2/3$ длины бедра и голени.

Титор может изготавливаться из слоистого пластика или листового термопласта (рис. 1.69, *а* и *б*), или кожи шорно-седельной (рис. 1.69, *в*). Он может быть как нагрузочным, так и безнагрузочным.



Рис. 1.68. Титор на коленный сустав с захватом голени и бедра на шнуровке



а, б – из полиэтилена; *в* – шинно-кожаный
Рис. 1.69. Тutory на коленный сустав

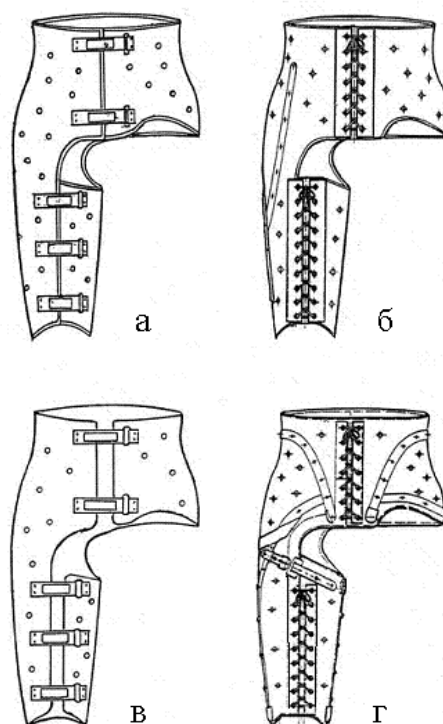
Для фиксации тазобедренного сустава после оперативных вмешательств, артрозах, воспалительных заболеваниях и профилактики деформаций назначают тугор на тазобедренный сустав (рис. 1.70).



Рис. 1.70. Тугор на тазобедренный сустав

Тугор на тазобедренный сустав (рис. 1.70) состоит из гильзы, охватывающей таз и бедро, и крепления для удержания тугора на конечности. Проксимальная граница тугора на тазобедренный сустав должна доходить на тазовой части гильзы: спереди вверху – до нижнего края рёбер, спереди внизу – до паховой складки, сзади внизу – до подъягодичной складки, а дистальная граница – до коленного сустава с захватом мышечков бедра.

На рис. 1.71 показаны тугоры на тазобедренный сустав, изготовленные из различных материалов, применяемых в настоящее время.



а – слоистый пластик, крепление застёжкой текстильной «контакт»; *б* – слоистый пластик, крепление шнуровкой; *в* - листовой термопласт; *г* – шинно-кожаный

Рис. 1.71. Тutory на тазобедренный сустав

Кожаный тугор укрепляется металлическими шинами (рис. 1.71, *г*). В условиях современного ортезирования наибольшее распространение получили тугоры из листовых термопластов и слоистого пластика. Шинно-кожаные тугоры востребованы пациентами преклонного возраста, которые длительное время пользовались тугорами такой конструкции. Они показаны при обширных рубцах и тучным пациентам.

Тугор на коленный и тазобедренный суставы назначается для иммобилизации таза и тазобедренного сустава в определённом положении после резекции или артродеза, в период консолидации области перелома тазобедренного сустава и верхней трети бедра, после неудачного эндопротезирования.

Тугор на коленный и тазобедренный суставы (рис. 1.72) состоит из гильзы, охватывающей голень, бедро и таз, а также крепления для удержания тугора на конечности. Проксимальная граница тугора на коленный и тазобедренный суставы должна доходить на тазовой части гильзы: спереди

вверху – до нижнего края рёбер, спереди внизу – до паховой складки, сзади внизу – до подъягодичной складки. Дистальная граница тьютора должна доходить до голеностопного сустава или захватывать внутреннюю и наружную лодыжки.

В данном случае гильзы тьютора изготовлены из полиэтилена низкого давления. В качестве крепления использована лента с застёжками текстильными «контакт».



Рис. 1.72. Тьютор на коленный и тазобедренный суставы

В шинно-кожаном тьюторе на коленный и тазобедренный суставы кожаная гильза усиливается металлическим каркасом в области таза, бедра и голени, благодаря чему обеспечивается необходимая жёсткость всего тьютора.

Тьюторы на всю ногу. Тьюторы на всю ногу назначаются при необходимости покоя и удержания нижней конечности в определённом положении: при распространённых вялых и спастических параличах нижней конечности, с целью профилактики различных деформаций нижней конечности (особенно после консервативного и оперативного лечения), при тенденции к сгибательной контрактуре в коленном суставе и деформации стопы, в качестве ночной шины, маленьким детям - для ходьбы.

Тьютор предназначен для ходьбы с ограничением нагрузки или без нагрузки на ортезированный конечность (с костылями).

Тутор изготавливается из пластмассовой или кожаной гильзы с захватом стопы (рис. 1.73). Для жесткости, по назначению врача может укрепляться шинами, крепление на ноге посредством шнуровки или текстильной застежки.

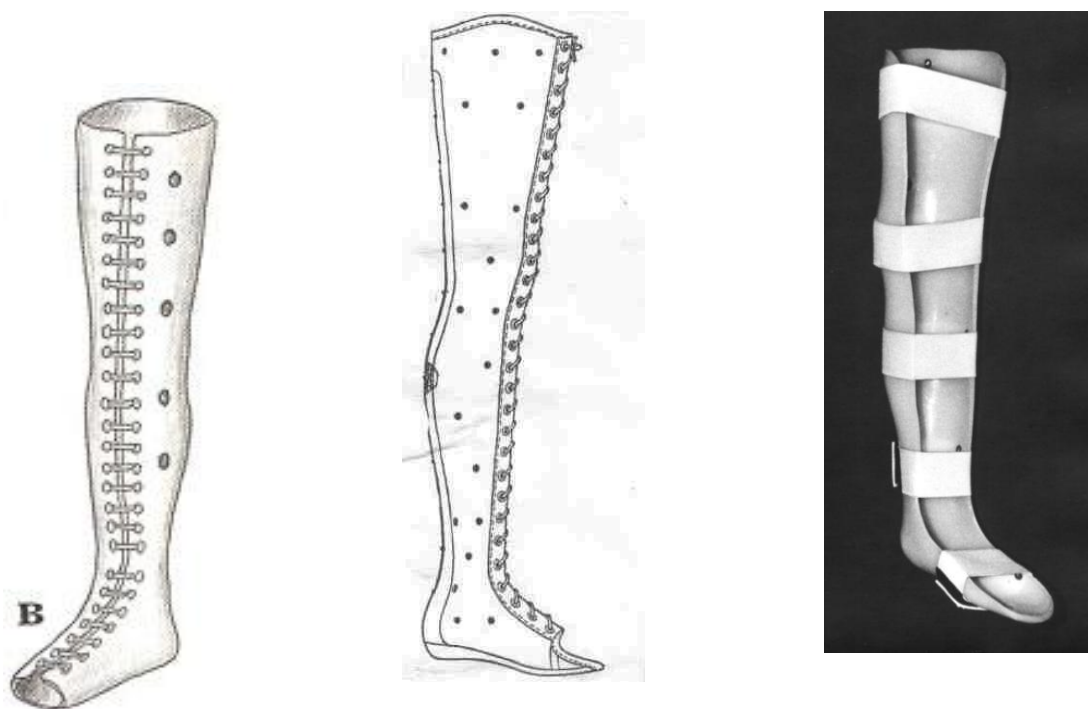


Рис. 1.73. Тутор на всю ногу

В шинно-кожаном туторе нижнее полукольцо должно проходить на уровне подколенной ямки. Передний край металлической стельки должен заканчиваться на уровне головок плюсневых костей.

Пластмассовые гильзы изготавливают из слоистого пластика или листового термопласта. Допускается изготавливать безнагрузочные туторы из низкотемпературных термопластов, например бичкаста, турбокаста и других подобных материалов производства Германии.

Для фиксации тутора на конечности используются те же крепления, что и для других видов туторов.

1.6.2. Туторы на верхние конечности

Туторы на верхние конечности подразделяются на следующие виды:

- татор на лучезапястный сустав;
- татор на предплечье;
- татор на локтевой сустав;
- татор на плечевой сустав;
- татор на всю руку.

Основное предназначение любого татора на верхнюю конечность – обеспечение фиксации сустава (ов) и сегмента (ов) конечности с удержанием руки в определённом функционально выгодном положении. Кроме того, он должен обеспечивать вовлечение руки с функционирующей кистью в выполнение возможных бытовых или трудовых операций. Исходя из этого, татор на верхнюю конечность относится к устройствам фиксационно-корректирующего типа.

Татор на лучезапястный сустав. Татор на лучезапястный сустав предназначен для фиксации лучезапястного сустава, кисти и пальцев, а также для удержания кисти в правильном положении с целью предупреждения деформации в суставе.

Татор на лучезапястный сустав назначается при воспалительных заболеваниях в подостром состоянии или в стадии затихания, при параличах, с целью удержания кисти в скорректированном положении и для профилактики деформаций, при ложных суставах и после операций в нижней трети предплечья и других состояниях.

Татор (рис. 1.74) представляет собой жёсткую гильзу 1, изготовленную по гипсовому слепку. Татор закрепляется на предплечье и кисти посредством шнуровки 2, которая пропускается в отверстия кожаных настрочек 3.

Нижний (дистальный) конец татора должен доходить до тыльной поверхности кисти до головок пястных костей, а на ладонной поверхности должен быть короче на 1 см. Верхний (проксимальный) конец татора должен доходить до границы средней или верхней трети предплечья.

Для улучшения условий вентиляции в гильзах сверлят отверстия до 8 мм. Гильзы изготавливаются из пластмассы.

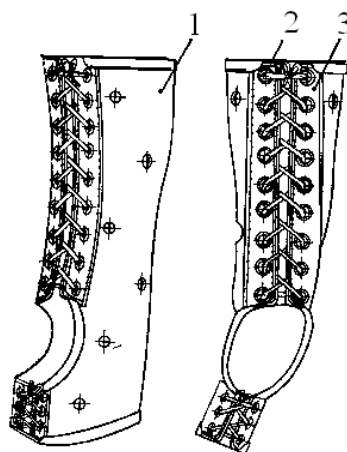


Рис. 1.74. ТUTOR на лучезапястный сустав

В зависимости от медицинских показаний применяются различные конструкции тУторов на лучезапястный сустав.

На рис. 1.75 показан тУтор на лучезапястный сустав, обеспечивающий наряду с основной функцией (фиксацией этого сустава и удержанием кисти в функционально выгодном положении) частичную разгрузку кисти и предплечья при сохранении подвижности в неповреждённых суставах верхней конечности.

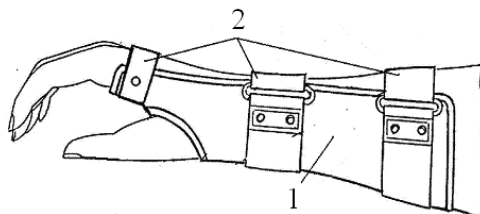


Рис. 1.75. ТUTOR на лучезапястный сустав

ТУтор состоит из жёсткой гильзы 1 и крепления 2 для фиксации на конечности, выполненного из отделочных лент с застёжкой текстильной «контакт». Гильза индивидуальная, изготавливается из слоистого пластика, листового полиэтилена или низкотемпературных термопластов. ТУтор должен захватывать предплечье до уровня средней или верхней трети, на ладонной поверхности – с захватом пясти. Для обеспечения функции I пальца в гильзе тУтора вырезается отверстие. Внутренняя поверхность приёмной гильзы может

быть смягчена вспененным полиэтиленом или другим аналогичным материалом.

На рис. 1.76, 1.77, 1.78 представлены некоторые конструктивные разновидности тьютора на лучезапястный сустав. Тьютор из низкотемпературных термопластов (рис. 1.76) изготавливается непосредственно по руке пациента, а тьюторы из листовых термопластов, таких как полиэтилен, полипропилен и других, подобных им материалов, (рис. 1.77, 1.78) – по гипсовому позитиву. Такие тьюторы надеваются непосредственно на тело пациента. В качестве крепления используются текстильные застёжки «контакт».

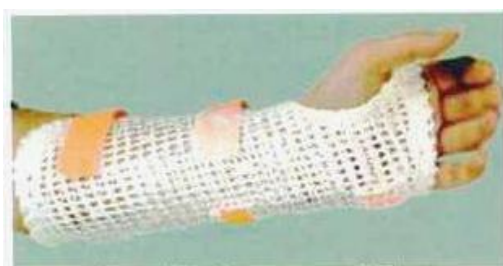


Рис. 1.76. Тьютор на лучезапястный сустав из низкотемпературного термопласта



Рис. 1.77. Тьютор на лучезапястный сустав пластиковый



Рис. 1.78. Пластиковые тьюторы на лучезапястный сустав в функционально выгодном положении

Положение руки в тьюторе зависит от имеющегося заболевания или проведённого лечения и закладывается при изготовлении негатива. Так, при отсутствии деформации кисти придаётся среднее положение между пронацией

и супинацией и выпрямленное в лучезапястном суставе. Также может придаваться положение небольшого тыльного сгибания, например, при спастическом параличе. Положение почти максимального тыльного сгибания придают кисти при параличе лучевого нерва, особенно после оперативного лечения.

Тутор обеспечивает стабилизацию поражённого отдела, придаёт ему физиологическое положение, способствует восстановлению паретичных мышц и снижению мышечного гипертонуса.

Туторы на предплечье. Тутор на предплечье назначается во всех случаях, когда необходима фиксация предплечья при последствиях травм, заболеваний, замедленной консолидации при переломах костей.

Тутор на предплечье (рис. 1.79) состоит из пластмассовой гильзы 1, настрочки 2 и шнуровки 3 для крепления тутора на предплечье.

При изготовлении гипсового негатива предплечью придают положение среднее между пронацией и супинацией. Проксимальная граница приёмной гильзы тутора должна доходить до уровня локтевого сгиба, а дистальная – до уровня лучезапястного сустава.

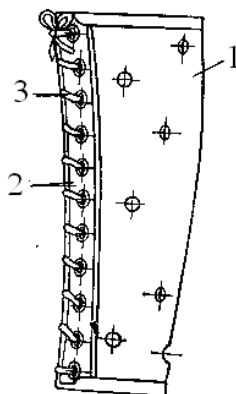


Рис. 1.79. Тутор на предплечье

При изготовлении гипсового негатива предплечью придают положение среднее между пронацией и супинацией. Проксимальная граница приёмной гильзы тутора должна доходить до уровня локтевого сгиба, а дистальная – до уровня лучезапястного сустава.

В настоящее время гильзы тугоров на предплечье изготавливаются преимущественно из листового полиэтилена высокой или низкой плотности. Внешний вид такого тугора представлен на рис. 1.80. Его фиксация на конечности осуществляется с помощью креплений из ленты отделочной с застёжкой текстильной «контакт».



Рис. 1.80. Тугор на предплечье

Тугоры на локтевой сустав. Тугор на локтевой сустав назначается для фиксации локтевого сустава в определённом положении при его травме или заболеваниях, например дефектах костной ткани в области локтевого сустава, ложных суставах нижней трети плеча и верхней трети предплечья, параличе мышц локтевого сустава и т.д. Локоть обычно фиксируется в согнутом положении под углом 85° , чтобы больной мог пользоваться верхней конечностью.

Тугор на локтевой сустав (рис. 1.81) представляет собой жёсткую пластмассовую гильзу 1 со шнуровкой 2. Гильза обхватывает предплечье и плечо, причём нижний конец тугора должен доходить до нижней трети предплечья или лучезапястного сустава, а верхний – до верхней трети плеча. В области локтевого сустава делается вырез.

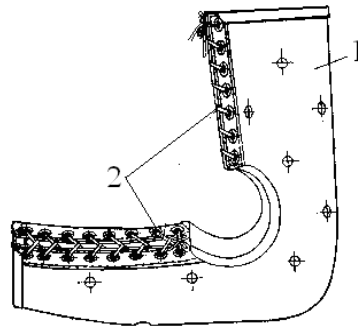


Рис. 1.81. Тугор на локтевой сустав

Правильно изготовленный тугор должен обеспечивать надёжную фиксацию локтевого сустава и возможность движений в лучезапястном и плечевом суставах.

На рис. 1.82 показан внешний вид тугора на локтевой сустав, представляющего собой жёсткую гильзу из листового термопласта с креплением в виде лент с застёжками текстильными «контакт».



Рис. 1.82. Тугор на локтевой сустав

Тугоры на плечевой сустав. Тугор на плечевой сустав предназначен для фиксации плечевого сустава после операции остеосинтеза плечевой кости и полного сращения в первые 6 месяцев после снятия гипсовой повязки или при ложном суставе плечевой кости, при резко выраженном артрозе плечевого сустава и др.

Тугор на плечевой сустав (рис. 1.83) состоит из гильзы 1, обхватывающей плечо и плечевой сустав, и элементов крепления – ремня 2, шнуровки 3 и пряжки 4 для пристёгивания ремня. Нижний конец гильзы должен доходить по

бокам и сзади до надмышцелков плеча, а спереди не доходить до локтевой складки на 3 см. Верхний край должен захватывать сзади область лопатки, сверху – доходить до границы шеи и надплечья, а спереди захватывать область большой грудной мышцы, не доходя до соска.

Гильза изготавливается из листового термопласта или слоистого пластика.

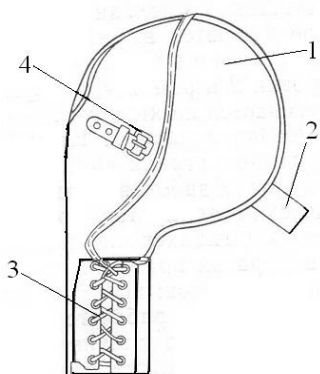
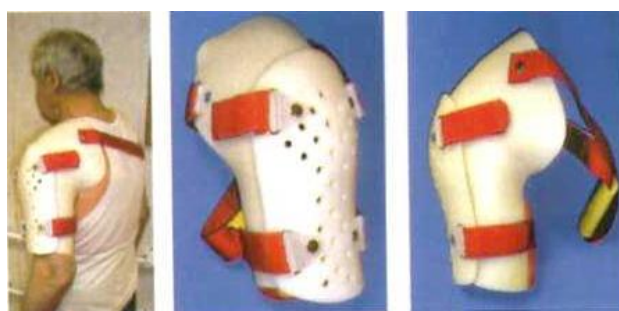


Рис. 1.83. Тутор на плечевой сустав

На рис. 1.84 показан тутор на плечевой сустав с креплением на руке посредством ленты с застёжкой «контакт» и поддерживающего ремня. Гильза татора, обхватывающая плечо и плечевой сустав, выполнена из листового термопласта.



a

б

a – пациент в таторе; *б* – внешний вид татора с двух сторон

Рис. 1.84. Тутор на плечевой сустав при вялоконсолидирующем переломе плечевой кости в верхней трети

Туторы на всю руку. Тутор на всю руку назначается для обеспечения фиксации всей верхней конечности при воспалительных заболеваниях в одном или нескольких сегментах или суставах конечности, дефектах костной ткани, ложных суставах, привычных вывихах плеча, после операций и др.

Тутор на всю руку (рис. 1.85) представляет собой жёсткую гильзу с элементами её крепления на руке. Гильза обхватывает часть кисти (до пальцев), предплечье, плечо и плечевой сустав. Верхний конец гильзы должен захватывать сзади область лопатки, сверху – доходить до границы шеи и надплечья, а спереди – захватывать область грудной мышцы, не доходя до соска. Для освобождения I пальца в гильзе делаются вырезы в области лучезапястного сустава в передней части и в области кисти.



Рис. 1.85. Тутор на всю руку

Гильза тутора изготавливается из листового полиэтилена (высокой или низкой плотности) или слоистого пластика на основе литевых смол отечественного или зарубежного производства. Внутренняя поверхность гильзы может быть смягчена вспененным полиэтиленом или другим смягчающим материалом. Тутор надевают непосредственно на конечность пациента и закрепляют на руке с помощью лент с застёжкой текстильной «контакт» и ремня, который обхватывает туловище больного и застёгивается обычно на кнопку.

На рис. 1.86 показаны конструктивные разновидности тутора на всю руку: цельный тутор - *а*; сборный тутор - *б*. Сборный – назначается при

выраженном болевом синдроме, когда одеть цельный татор не представляется возможным. Они изготавливаются из листового термопласта (например, полиэтилена). Крепление цельного татора обеспечивается лентами отделочными с застёжкой текстильной «контакт» и ремнём, обхватывающим туловище больного. Крепление сборного татора на пользователе осуществляется аналогично цельному татору, но с применением пелотов из эвазота.

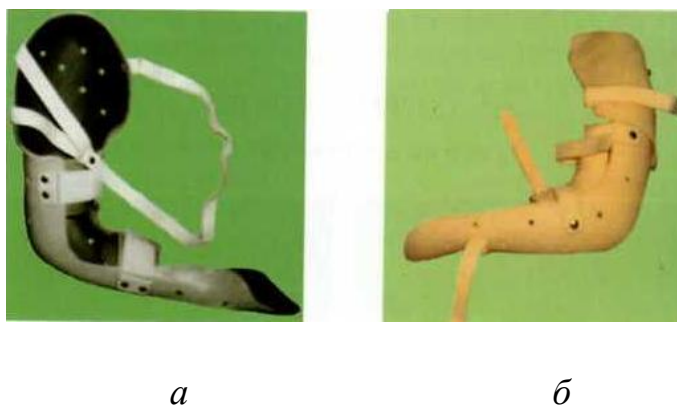


Рис. 1.86. Таторы на всю руку с захватом плечевого сустава

1.6.3. Виды и типы бандажей

Бандажи (от фр. bandage – повязка) – это специальные приспособления, предназначенные для предупреждения выхождения органов брюшной полости через грыжевые ворота (грыжевой бандаж), укрепления брюшного пресса и поддержания внутренних органов (поясной бандаж), поддержания пораженных или травмированных суставов, связок, мышц.

Бандажи оказывают давление на область, вокруг которой они обвязаны, тем самым препятствуют движению внутренних органов, провисанию кожи и мышц, позволяют зафиксировать травмированные части тела при травмах.

Ортопедические бандажи предназначены для поддержания, иммобилизации поврежденных или болезненных суставов, мышц или конечности в целом. Бандажи для локтевых, коленных, голеностопных и других суставов предназначены для сдерживания суставов от чрезмерной

подвижности, поддержания суставной сумки и мышц и исключения влияния чрезмерных нагрузок. Эластичность и прочность бандажей для суставов позволяет сохранить подвижность, но, вместе с тем, ограничивает её. Бандаж для мышц спины и позвоночника необходим для поддержания туловища в правильном вертикальном положении и снятия нагрузки на больной отдел позвоночника или мышцы.

Бандажи для брюшной стенки применяются при возникновении грыжи брюшной стенки. Их назначение – поддержание мышц живота и спины. При грыжах такие бандажи имеют форму пояса, опоясывающего зону возникновения грыжи. Бандаж искусственно восстанавливает эластичность кожи и мышц вокруг грыжи и уменьшает её выпячивание.

Бандажи изготавливаются из хлопчатобумажных, шёлковых, полушёлковых, льняных и смешанных тканей, в значительной части случаев эластичных, трикотажного плетения. Для лучшего крепления и фиксации используются бандажные пружины, пистон (блочёк), крючки, пелот, крышки пелота (в паховых и скротальных бандажах), рамка и т.д. При необходимости более значительной степени поддержки и защиты в бандажи вшиваются спицы из медицинской стали, используются также силиконовые вставки, ремни на липучке и другие материалы.

Существуют следующие виды бандажей:

- *бандажи для поддержания и иммобилизации поврежденных или болезненных суставов, мышц или конечностей в целом;*
- *бандажи для брюшной стенки.*

По месту применения бандажи делятся на шейные, суставные, грудные, поясничные, паховые бандажи.

В зависимости от целей применения выделяют грыжевые и послеоперационные бандажи, бандажи при опущении, бандажи дородовые и послеродовые, универсальные бандажи.

Грыжевые бандажи. Грыжевые бандажи применяются у больных при невозможности оперативного лечения грыжи, а также у больных, перенесших оперативное лечение по поводу грыжи (для предотвращения рецидивов).

Грыжевой бандаж закрывает грыжевое отверстие и препятствует выпадению внутренних органов, уменьшает нагрузку на ослабленную стенку пахового канала.

Существует два вида грыжевых бандажей: *паховый и пупочный*.

Паховый грыжевой бандаж может быть *односторонним (правосторонним или левосторонним) и двусторонним*. Грыжевые бандажи (паховые и скротальные) выпускаются на мягком, полужестком и жестком поясах.

Паховый грыжевой бандаж устроен следующим образом: на пояс бандажа крепятся специальные вкладыши (аппликаторы), которые фиксируются лямками-подбедренниками. У двусторонних бандажей еще имеется соединительный ремень. Паховый грыжевой бандаж можно применять не только при паховых, но и бедренных грыжах. На рис.1.87 показано строение пахового грыжевого двустороннего бандажа.



Рис. 1.87. Строение пахового грыжевого двустороннего бандажа

Примеры различных моделей паховых грыжевых бандажей представлены на рис. 1.88 - 1.89.



Рис. 1.88. Примеры грыжевых паховых односторонних бандажей



Рис. 1.89. Примеры грыжевых паховых двусторонних бандажей со съемными пелотами

Ортопедические бандажи. Ортопедические бандажи на верхнюю конечность

Бандаж на лучезапястный сустав назначается при растяжении связок или их надрыве, запястном туннельном синдроме, травмах большого пальца, болезни де Кервена, бурситах, артрозах, после травм и операций на лучезапястном суставе, для профилактики сгибательных контрактур кисти, в период ранней реабилитации при повреждении сухожилий, для защиты лучезапястного сустава при занятиях спортом и поднятии тяжести (рис. 1.90).

Некоторые виды бандажей на лучезапястный сустав могут быть усилены двумя металлическими планшетами, которые размещаются в карманах отделочной ленты, прилегающей к ладонной стороне кисти и предплечья с фиксирующими застежками.



Рис. 1.90. Модели бандажей на лучезапястный сустав

Бандаж на локтевой сустав назначают при бурситах, нестабильности локтевого сустава. При травмах локтевого сустава применяются бандажи, которые частично или полностью охватывают сустав. После травм локтя применяются шарнирные устройства, которые накладываются поверх бандажа или могут быть в него вшиты.

Представленный на рис. 1.91 бандаж является шарнирным, с металлической шиной, обеспечивающей стабилизацию локтевого сустава.



Рис. 1.91. Бандаж на локтевой сустав с металлическими шарнирами

Представленный на рис. 1.92 поддерживающий бандаж снижает нагрузку на сустав. Уменьшает боли и позволяет сохранять двигательную активность. Тепло увеличивает кровоток к больным участкам, что ускоряет время реабилитации.



Рис. 1.92. Бандаж на локтевой сустав, эластичный

Бандаж на плечевой сустав. Плечевой сустав наиболее подвижный сустав человеческого тела. Травмы плеча часто приводят к нестабильности плечевого сустава. Из-за сложности движений и большой амплитуды плечевого сустава применение сложных ортезов затруднено, поэтому чаще всего применяются бандажи.

Бандаж на верхнюю конечность «Косынка» применяется для обеспечения надежной фиксации верхней конечности. Назначается при вывихах плеча, после операции и травмах плеча, артритах и артрозах плечевого сустава. Бандаж «Косынка» должен состоять из повязки-косынки с ремнем крепления и ремнем фиксаторе (рис. 1.93, 1.94).

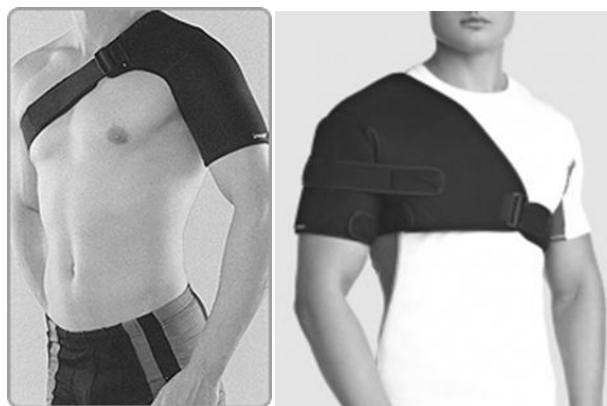


Рис. 1.93. Бандаж на плечевой сустав и бандаж с фиксирующим поясом



Рис. 1.94. Бандаж косыночный на плечевой сустав и руку

Бандажи на нижнюю конечность

Бандаж на тазобедренный сустав. Для тазобедренного сустава существует небольшое количество бандажей (суппортов) из-за его сложной анатомии и локализации. В основном они представляют собой мягкие или полужесткие конструкции, охватывающие бедро и талию (рис. 1.95).

Используются при растяжении мышечно-связочного аппарата сустава и ушибах мышц.



Рис. 1.95. Бандаж на тазобедренный сустав

Бандаж на тазобедренный сустав предназначен для стабилизации, согревания, улучшения кровообращения в мышцах; создания компрессии и уменьшения болевых ощущений. Применяется в период реабилитации после повреждений связочно-мышечного аппарата, перегрузки, воспаления

сухожилий, связок, а также предупреждения травм. Может одеваться как на левую, так и на правую сторону.

Бандаж на коленный сустав является наиболее часто применяемым изделием при травмах нижних конечностей, в реабилитационном периоде после травм и операций коленного сустава. Бандажи на коленный сустав изготавливаются как в разъемном, так и неразъемном вариантах, а также с отверстием или без него (рис. 1.96).



Рис. 1.96. Бандаж для коленного сустава

Представленный бандаж обеспечивает умеренную фиксацию и стабилизацию коленного сустава, умеренную компрессию, микромассажное и тепловое воздействие. Изготовлен из перфорированного неопрена - уникального материала, позволяющего коже дышать.

Бандаж на голеностопный сустав применяется при нестабильности голеностопного сустава, после травм в период реабилитации, повреждениях капсульно-связочного аппарата, остеоартрозе, артритах, теносиневитах, ахиллобурситах и с профилактической целью. Бандаж на голеностопный сустав, как правило короткий, изготавливается не разъемным (рис. 1.97). Разъемные бандажи (и полуразъемные) изготавливаются на шнуровке, или застежке «молния», или с липкой лентой (рис. 1.98).



Рис. 1.97. Бандажи неразъемные (короткие)



Рис. 1.98. Бандаж на голеностопный сустав разъемный

Бандаж голеностопного сустава эластичный на шнуровке обеспечивает фиксацию сустава и дистальной трети голени во фронтальной плоскости и ограниченную фиксацию стопы (рис. 1.99).



Рис. 1.99. Бандаж голеностопного сустава эластичный на шнуровке

Бандажи ортопедические поддерживающие или фиксирующие.
Представленный на рис. 1.100 бандаж изготовлен из ткани, пропускающей

воздух; имеет индивидуальную регулировку за счет эластичной шнуровки с двумя подушечками в пояснично-крестцовой области. Показания к назначению: напряжение мышц спины, люмбаго, нарушения межпозвоночных дисков, спондилёз, хронические жалобы на боли в области позвоночника, после операций на межпозвоночном диске.



Рис. 1.100. Бандаж ортопедический фиксирующий

1.7. Трости и костыли

К техническим средствам реабилитации, облегчающим передвижение, относятся *трости опорные и тактильные, костыли, опоры, поручни*.

Движение – одно из проявлений жизнедеятельности, обеспечивающее возможность активного взаимодействия составных частей организма и целого организма с окружающей средой.

Движения, характерные для человека, представляют собой результат сокращения скелетных мышц, обеспечивающих поддержание позы, перемещение звеньев или всего тела в пространстве.

Ходьба представляет собой один из основных видов передвижения тела в пространстве. Она является сложным локомоторным актом, в котором принимают участие почти все механизмы двигательного аппарата, а также регулирующие его деятельность и питающие его органы нервная и кровеносная системы.

Согласно Международной классификации функционирования, ограничений жизнедеятельности и здоровья (МКФ), которая была принята ВОЗ 2001 г., способность человека к самостоятельному передвижению включает:

- самостоятельное перемещение в пространстве: ходьба по ровной местности в среднем темпе (4-5 км/ч) на расстояние, соответствующее средним физиологическим возможностям;
- преодоление препятствий: подъем и спуск по лестнице, ходьба по наклонной плоскости (с углом наклона не более 30°);
- сохранение равновесия тела в покое, при передвижении и перемене положения тела; возможность стоять, сидеть, вставать, садиться, ложиться, сохранять принятую позу и изменять положение тела (совершать повороты, наклоны туловища вперед, назад, в стороны);
- выполнение сложных видов передвижения и перемещения: опускание на колени и подъем с коленей, перемещение на коленях, ползание, увеличение темпа передвижения (бег);

- пользование общественным и личным транспортом (вход, выход, перемещение внутри транспортного средства).

Инвалиды с ограничением способности к самостоятельному передвижению представляют собой группу лиц всех возрастных категорий, имеющую специфические особенности жизнедеятельности, проявляющиеся в ограничении способности самостоятельно перемещаться в пространстве, сохранять равновесие тела при передвижении, покое и перемене положения тела, пользоваться общественным транспортом. Реабилитация таких инвалидов связана с созданием для них безбарьерной среды, возможности профессионально-трудовой, социально-бытовой и социально-средовой адаптации и интеграции. Одной из основных мер реабилитации таких инвалидов является обеспечение их техническими средствами реабилитации.

Трость – это техническое средство реабилитации, предназначенное для облегчения самостоятельного передвижения инвалида, для осуществления поддержки инвалида во время ходьбы, для улучшения равновесия за счет создания дополнительной точки опоры.

Трость опорная – приспособление в виде стержня из металла, дерева, пластмассы для опоры при ходьбе с ручкой и упором на кисть. Трость обеспечивает увеличение площади опоры и вертикальной устойчивости пользователя, а также снижает нагрузку на поврежденную сторону. Способствует симметричности девиации тела при ходьбе.

Существуют различные типы ручек (рукояток) для трости (деревянные, металлические, пластмассовые, различной формы). Трость может иметь устройство противоскольжения, регулироваться по высоте, может складываться. Существуют различные виды тростей: с 1, 3, 4 ножками или опорами. Последние обеспечивают большую надежность опоры при ходьбе.

Рукоятка трости должна иметь ширину не менее 25 мм и не более 50 мм (кроме анатомической). Рукоятка должна быть заменяемой или легко очищаемой. На ножке должен быть наконечник такой конструкции, чтобы не происходило его сквозного продавливания. Та часть наконечника, которая соприкасается с опорной поверхностью, должна иметь диаметр не менее 35 мм.

Устройства регулировки высоты не должны самостоятельно разблокироваться при использовании трости. Механизм регулировки высоты должен иметь отчетливые отметки с указанием максимально допустимого удлинения, установленного изготовителем. Телескопические элементы должны, иметь свободный ход. Вертикальный просвет в центре основания трости, когда трость отрегулирована на минимальную высоту, должен быть не менее 120 мм (для тростей с несколькими опорами). Несущие элементы конструкции, отлитые из пластичных материалов, должны быть изготовлены из первичных материалов. Если использованы материалы вторичной переработки, то элементы из этих материалов должны сохранять эквивалентную прочность в течение всего срока службы трости. Материалы, контактируемые с телом человека, должны быть оценены на биосовместимость по ГОСТ Р ИСО 10993-1. Поверхности всех деталей тростей не должны иметь заусенцев, острых кромок или выступов, могущих повредить одежду или причинить дискомфорт пользователю. Материалы, применяемые для изготовления тростей, не должны изменять цвет кожи пользователя, одежды либо поверхности пола в процессе нормальной эксплуатации трости.

Ручка может быть регулируемой, но необходимо обеспечить ее надежную фиксацию в рабочем положении. Форма и/или материал рукоятки должны обеспечить отсутствие скольжения руки при захвате. Рукоятка должна быть изготовлена из неабсорбирующего материала.

Наконечник должен быть упругим, прочным и иметь высокий коэффициент трения с поверхностью. Наконечник должен быть легкозаменяемым, но он должен быть надежно закрепляем при установке. Рабочая поверхность наконечника не должна создавать эффекта «присоски», соприкасаясь с поверхностью пола. Регулировка и складывание трости должны проводиться без применения какого-либо инструмента.

Выпускаются следующие виды опорных тростей с одной ножкой:

- регулируемая по высоте без устройства противоскольжения (рис. 1.101);



Рис. 1.101. Трость опорная, регулируемая по высоте

- регулируемая по высоте, с устройством противоскольжения (рис. 1.102);



Рис. 1.102. Устройство противоскольжения (УПС)

- не регулируемая по высоте, без устройства противоскольжения стандартной высоты;

- не регулируемая по высоте с устройством противоскольжения стандартной высоты;

- трость опорная с анатомической ручкой, регулируемая по высоте, без устройства противоскольжения;

- трость опорная с анатомической ручкой, регулируемая по высоте, с устройством противоскольжения;

- трость опорная с анатомической ручкой, не регулируемая по высоте, без устройства противоскольжения;

- трость опорная с анатомической ручкой, не регулируемая по высоте, с устройством противоскольжения;

Трехопорные трости изготавливают из стали или алюминиевого сплава для пользователей с массой тела не более 100 кг. Трости выпускаются с регулировкой по высоте (рис. 1.103); и без нее, с низким или пирамидальным основанием, с опорой на кисть или на предплечье, с ручкой из различных материалов, разной формы, с устройством противоскольжения и без него, регулировкой положения основания трости под правую или левую руку. Конструктивно 3-х опорная трость может иметь среднее основание, регулировку по высоте от 74 до 97 см, максимальное расстояние между ножками опоры 27 см.



Рис. 1.103. Трость 3-х опорная, регулируемая по высоте

Трость тактильная – вспомогательное устройство, облегчающее ходьбу и ориентацию лиц с ограниченной способностью к ориентации в связи с нарушением зрения.

Выпускаются следующие модели тактильных тростей:

- трость тактильная гибкая составная;
- трость тактильная гибкая телескопическая;
- трость тактильная жесткая составная (рис. 1.104);



Рис. 1.104. Трость тактильная жесткая составная

- трость тактильная жесткая телескопическая (рис. 1.105);



Рис. 1.105. Трость тактильная жесткая телескопическая

- трость белая опорная с устройством противоскольжения;
- трость белая опорная без устройства противоскольжения.

Костыли – это вспомогательные технические средства, предназначенные для облегчения ходьбы, имеющее ножку, рукоятку и опору на подмышечную область (или на предплечье).

Костыли бывают различных типов: подмышечные (рис. 1.106) и с опорой под локоть (рис. 1.107).



Рис. 1.106 Костыли подмышечные



Рис. 1.107 Костыли с опорой под локоть («канадки»)

Конструкция костылей должна обеспечивать удобство пользования ими, ремонтпригодность при замене отдельных деталей (наконечника, рукоятки, манжеты), а также обеспечивать отсутствие шума (дребезжания и т.п.) при эксплуатации. Костыли должны быть оборудованы устройствами регулирования высоты и противоскольжения. В зависимости от роста пользователя установлено шесть типоразмеров костылей.

Конструкция и размеры манжеты (рис. 1.108) должны быть такими, чтобы пользователь в зимней одежде мог свободно помещать в манжету и вынимать из нее руку. Проем для входа и выхода руки должен быть направлен вперед. Высота манжеты, контактирующей с предплечьем, - не менее 40 мм. Конструкция манжеты должна предусматривать возможность ее поворота и ступенчатого (по 5 мм) увеличения размера проема между боковыми ее краями до 75 мм без деформации самой манжеты. Рукоятка костыля должна быть изготовлена из неабсорбирующего материала, обладающего низкой теплопроводностью. Рукоятка должна иметь такую форму, которая обеспечивает прочность ее захвата рукой (отсутствие скольжения руки при захвате), а также легкость чистки и санитарной обработки. Ширина рукоятки - не менее 25 мм и не более 50 мм (настоящее требование не распространяется на конструкцию специальных (анатомических) рукояток).



Рис. 1.108. Пример костыля с опорой на предплечье, снабженного подвижной манжетой и рукояткой

Нижняя секция костыля должна иметь наконечник такой конструкции, которая обеспечивает надежное его крепление и исключает создание эффекта «присоски» с поверхностью, по которой происходит движение. Не допускается протыкание наконечника опорой нижней секции при правильной эксплуатации костыля. Наконечник должен быть плотно, без перекосов насажен на посадочную часть опоры нижней секции костыля и не должен препятствовать свободному ходу стержня (штыря) устройства противоскольжения. Наконечник должен быть изготовлен из упругого, прочного материала, имеющего высокий коэффициент трения, однако цвет поверхности, по которой происходит движение костыля, не должен изменяться. Конструкция наконечника должна обеспечивать легкость его замены (при необходимости) в процессе эксплуатации. Стержень устройства противоскольжения в рабочем положении не должен выступать из наконечника более чем на 10 мм, а в нерабочем положении должен быть утоплен в наконечник не менее чем на 3 мм.

Устройства ступенчатого регулирования (рис. 1.109) высоты верхней и нижней секций костыля должны обеспечивать надежную фиксацию штоков в опорах секций в каждом положении при нагружении костыля усилием в осевом направлении, значение которого равно 400 Н. Кнопки фиксаторов не должны выступать над образующей опор секций более чем на 2 мм. Устройства ступенчатого регулирования высоты верхней и нижней секций костыля должны иметь отчетливые отметки с указанием максимально допустимого удлинения.

Регулировать высоту пользователь должен без применения специальных инструментов.



Рис. 1.109. Устройство ступенчатого регулирования

Материалы, применяемые для изготовления костыля, не должны содержать ядовитых (токсичных) компонентов, а также воздействовать на цвет поверхности (пола, одежды, кожи пользователя), с которой контактируют те или иные детали костыля в процессе их нормальной эксплуатации. Пластические материалы, применяемые для отливки деталей костыля, несущих нагрузку, должны быть однородны. Применяемые для отливки деталей композиционные материалы должны обеспечивать стабильность эксплуатационных свойств отлитых деталей и сохранность их цвета в течение срока службы костыля. Материалы, применяемые для изготовления костыля, не должны обесцвечиваться в процессе нормальной эксплуатации. Металлические части костылей должны быть изготовлены из коррозионностойких материалов или защищены от коррозии покрытиями.

Опоры прогулочные (ходунки). Опоры (ходунки, манеж, рамы, палки-опоры) - приспособления, предназначенные для поддержания вертикального положения и ходьбы инвалидов с выраженными нарушениями возможности передвижения.

Опоры прогулочные (ходунки) предназначены также для активного расширения двигательного режима после длительных болезней, травм и послеоперационного периода. Рекомендуется при односторонней слабости

нижних конечностей (в случаях общей или старческой слабости, после переломов шейки бедра, при гемипарезах после инсультов и т. п.), двусторонней слабости и/или нестабильности нижних конечностей, а также всего тела (в случаях рассеянного склероза или паркинсонизма, после переломов позвоночника и т. п.).

Опоры имеют две основные функции: снижение веса на нижние конечности и облегчение равновесия. Существует несколько конструкций опор для ходьбы - в виде рам жестких и складных, на колесиках, на шарнирах, «шагающих», в виде тележки на 2 колесиках; с опорой на руки или предплечья, специальных с фиксацией корпуса и локтевым упором, подмышечных с упором на грудную область, с упором на поясничную область. Опоры имеют комплектующие (наконечники, колеса, устройства противоскольжения, рукоятки (ручки), фиксаторы, столики, сиденья, сумки).

Опора (рис. 1.110) изготовлена из легкого, прочного и устойчивого к коррозии сплава. Конструкция складная, «шагающая». Высота опоры регулируемая, с шагом в 2,54 см (1 дюйм). В зависимости от модели наименьшая высота опор составляет 71-79 см, наибольшая высота – 89-96,5 см. Рукоятки покрыты мягкой пористой резиной, опорные насадки резиновые, прочные, не скользящие, заменяемые.



Рис. 1.110. Опора прогулочная (ходунки)

Ходунки-каталка с опорой под локоть (рис. 1.111) комплектуются удобным, регулируемым по высоте столом, четырьмя колесами, два из которых

снабжены стояночными тормозами. Предусмотрена регулировка опор по высоте от 104 до 120 см. Высота сидения 58 см. Масса 10 кг.

Ходунки прогулочные-роллаторы (рис. 1.112) на 4-х колесах предназначены для передвижения людей с ограниченными двигательными возможностями в условиях помещений и на площадках с твердым покрытием.

Ходунки роллаторы с колесами могут оснащаться корзиной для покупок.

Рама выполнена из алюминиевого сплава, имеет высококачественное эмалевое лакокрасочное покрытие, складывается и раскладывается без инструмента. Роллаторы оснащены мягким сиденьем из искусственной кожи, полукруглым мягким упором для спины и корзиной для личных вещей. Рукоятки регулируются по высоте, обеспечивают прочность их захвата рукой и отсутствие скольжения при захвате, оснащены ручными тормозами, обеспечивающими подтормаживание при движении. Колеса литые, передние – самоориентирующиеся, задние – фиксированные.



Рис. 1.111. Ходунки-каталка с опорой под локоть



Рис. 1.112. Ходунки роллаторы

Поручни. Опорное устройство (поручни, ручки-опоры, стойки) – вспомогательное техническое устройство, предназначенное для опоры и поддержки людей в процессе их перемещения (в кровати, при ходьбе, при поездке в транспортном средстве и т.д.).

Имеются различные виды поручней – постоянные, съемные и откидные (рис. 1.113), для туалетов, ванн, душевых, для унитаза, поручни-ремни навесные, поручни для лестницы, коридорные.

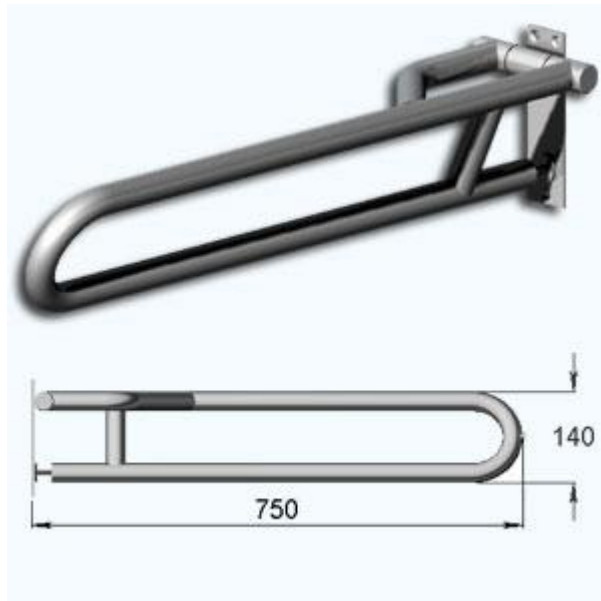


Рис. 1.113. Конструкция поручня

1.8. Инвалидные кресла-коляски

Инвалидные кресла-коляски предназначены для использования людьми с постоянным или временным поражением нижних конечностей. Инвалидные коляски используются как на улице, так и в помещении. Они приводятся в движение либо с посторонней помощью (здоровым человеком), либо с помощью механического привода (мускульная сила рук самого инвалида плюс механический привод коляски), либо с помощью электродвигателя. Инвалидные кресла-коляски являются вспомогательной системой адаптации инвалида к окружающей среде.

До настоящего времени наиболее распространенными остаются кресла-коляски с мускульным приводом. Это связано с тем, что основная часть инвалидов с утратой функций нижних конечностей, сохраняет здоровые руки. Усилие, развиваемое руками более или менее тренированного человека вполне достаточно для приведения инвалидной коляски в движение. Такие коляски просты и дешевы, не требуют специального технического обслуживания, не нуждаются в источнике энергии. Кроме того, обеспечивают хорошую тренировочную нагрузку для верхних конечностей и плечевого пояса и таким образом поддерживают хорошую физическую форму непораженной части опорно-двигательного аппарата.

Наиболее простой и распространенной является конструкция, в которой инвалид непосредственно вращает колеса кресла-коляски, перехватывая руками ободья, закрепленные на колесах. Диаметр ободьев несколько меньше диаметра колес с тем, чтобы их поверхность не загрязнялась о поверхность земли или пола. Чтобы обеспечить возможность управления, колеса свободно вращаются на оси и не заблокированы друг с другом. Для поворота достаточно рукой затормозить за обод колесо со стороны, в которую инвалид хочет повернуть коляску. Чтобы облегчить поворот, поддерживающие колесики (передние или задние в разных конструкциях) малого диаметра делаются рояльного типа, то есть ось колесика вынесена на вилке назад относительно вертикальной оси поворота вилки (рис. 1.114). Это обеспечивает самоориентацию колесика.

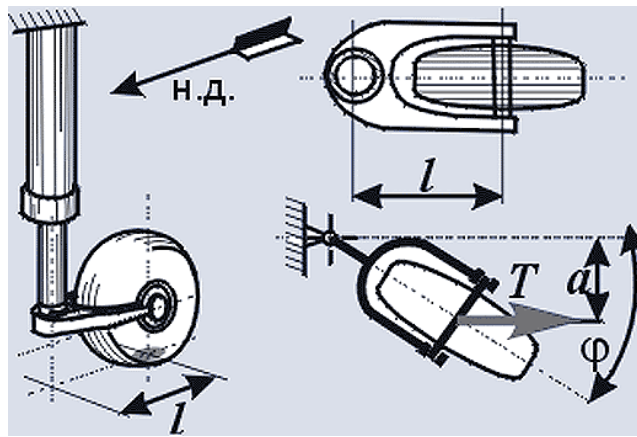


Рис. 1.114. Схема самоориентации рояльного колесика

Несмотря на крайнюю простоту и даже примитивность этой схемы, для инвалидных колясок с мускульным приводом она является идеальной. Для поворота коляски инвалиду нет необходимости отрывать руки от ободьев колес, а благодаря тому, что центр тяжести таких колес находится близко к оси ведущих (и одновременно управляемых) колес, момент инерции при повороте минимален. Существуют конструкции инвалидных колясок, имеющих четыре одинаковых колеса. Привод в них осуществляется либо от качающихся рычагов, либо цепной передачей от звездочки, вращаемой рукой инвалида. Здесь также приводы левой и правой сторон выполняются отдельно, и управление осуществляется, как и в предыдущем случае, притормаживанием колес с соответствующей стороны. Однако в этих колясках такая схема работает гораздо хуже. Центр тяжести в них располагается примерно посередине между ведущей и ведомой осями, чтобы обеспечивать равномерную нагрузку на колеса и удобную компоновку, поэтому момент инерции и момент сил трения при повороте весьма значительны, что утяжеляет управление, и чем больше база коляски, тем больше моменты сопротивления повороту. Чтобы разрешить эту проблему, в некоторых конструкциях применяется так называемая «составная» или «ломающаяся рама». Чтобы еще больше облегчить управление, применяют конструкцию автомобильного типа с поворачивающимися полуосями передних колес, связанными с рулевым рычагом речной передач. К сожалению, и та, и другая конструкции имеют существенный недостаток: при повороте инвалид вынужден одной рукой

управлять коляской, а другой приводить ее в движение, что достаточно тяжело и неудобно. Тем не менее, такие конструкции используют. Это наиболее удобный способ управления колясками с рычажным или цепным приводом, а только такой привод позволяет в колясках с мускульным приводом увеличивать усилие на колесах за счет редукции.

Кресло-коляска (рис. 1.115) это транспортное средство, предназначенное для инвалидов и больных и приводимое в движение мускульной силой пользователя или сопровождающего, электроприводом или смешанным приводом.



Рис. 1.115. Кресло-коляска

Составными частями кресло-колясок являются:

- система опоры тела, т.е. те части кресло-коляски, на которые непосредственно опирается тело пользователя (сиденье, спинка, подлокотник, подножка);

- ходовая система кресло-коляски, т.е. набор деталей и сборочных единиц кресло-коляски, необходимый для ее передвижения (система привода, система управления и система торможения);

- колеса (ведущее, управляющее, поворотное, поддерживающее);

- рама кресло-коляски.

Кресло-коляска имеет определенные размеры: ширина сиденья, высота сиденья, глубина сиденья, высота спинки, высота подлокотников, расстояние между подлокотниками, габаритная ширина кресло-коляски, габаритная высота кресло-коляски, габаритная длина кресло-коляски, габаритная ширина кресло-коляски в сложенном виде, габаритная высота кресло-коляски в сложенном виде.

Следует различать следующие *виды* кресло-колясок:

- комнатная кресло-коляска, которая предназначена для использования в помещениях;
- прогулочная кресло-коляска, которая предназначена для использования вне помещений, в том числе на площадках с твердым покрытием и природных ландшафтах;
- универсальная кресло-коляска, предназначенная для использования в помещениях и вне помещений;
- дорожная кресло-коляска, предназначенная для передвижения по улицам и дорогам с твердым покрытием с уклоном не более 10 %;
- спортивная кресло-коляска, предназначенная для занятия спортом (игры в теннис, баскетбол, фигурного вождения и др.);
- гоночная кресло-коляска, которая представляет собой разновидность спортивной кресло-коляски для гонки на короткие или длинные дистанции.

По типам привода различают следующие виды кресло-колясок:

- кресло-коляска с ручным (ножным) приводом, которая приводится в движение мускульной силой пользователя;
- кресло-коляска с электроприводом, которая приводится в движение электродвигателем;
- кресло-коляска со смешанным приводом, которая приводится в движение как мускульной силой пользователя, так и электродвигателем.

По способности к складыванию различают следующие виды кресло-колясок:

- нескладная;

- складная (катаемая и некатаемая);
- разборная (катаемая и некатаемая).

Габаритные размеры кресло-коляски должны учитываться при ее предоставлении инвалиду с точки зрения возможности его передвижения в жилых помещениях, в зданиях и сооружениях, в транспортных средствах и для общей маневренности.

Для кресло-колясок существует целый ряд комплектующих:

- колеса;
- спинки;
- съемные боковины;
- подголовники;
- подлокотники;
- подножки;
- ремни для пристегивания обуви;
- ремни для пристегивания ног;
- подпятники;
- рукоятки (ручки) для толкания;
- сиденья (с регулируемой распоркой, при артродезе, кожаные для инвалидов с высокой ампутацией нижних конечностей, с вынимаемым сегментом для туалета).

Коляски с фиксированными подлокотниками достаточно просты и надежны, конструкция их прочна и устойчива, они обеспечивают надежное размещение больного в коляске, безопасное передвижение. Однако, фиксированные подлокотники несколько затрудняют больному процесс пересаживания.

Цельнолитые шины надежны и долговечны, но предназначены для передвижения коляски исключительно по ровной, твердой поверхности, так как любая неровность будет отдаваться во всем теле седока коляски. Обычно коляски с такими шинами применяют в помещении.

Пневматические шины гораздо более удобны для передвижения по улице, так как амортизируют небольшие неровности, но требуют со временем замены и подкачки.

Наклонная спинка и подголовник - создадут удобство и определенный комфорт в повседневной эксплуатации, складная рама позволит освободить место для хранения коляски и создаст удобство при транспортировке.

Кресло-коляска комнатная (рис. 1.116) с ручным приводом от обода колеса предназначена для передвижения внутри и вне помещений по дорожкам и площадкам с твердым покрытием как самостоятельно инвалидами, так и помощью сопровождающих лиц.

Кресло-коляска комнатная может иметь различные типоразмеры и грузоподъемность в зависимости от возраста инвалида (дети, подростки, взрослые), его веса и др. Режим использования: пассивный или активный. Для обеспечения удобства при эксплуатации комнатная кресло-коляска может быть оснащена съемными и откидными опорами для ног, регулируемые по длине голени; откидными подлокотниками; стояночными тормозами; пневматическими или цельнолитыми шинами; съемными боковинами; облегчающими округлыми щитками больших колес; иметь неоткидную или откидную спинку с регулируемым углом наклона.



Рис. 1.116. Кресло-коляска комнатная

Кресло-коляска комнатная может складываться и раскладываться по вертикальной оси без инструмента. Ширина сиденья для взрослых может быть

от 38 до 58 см (63 см – с широким сидением); для детей – от 24 до 32 см; подростков – от 32 до 38 см.

Существуют комнатные кресло-коляски для взрослых повышенной грузоподъемности (при массе пользователя до 150 кг).

Прогулочная кресло-коляска (рис. 1.117) предназначена для самостоятельного передвижения больных и инвалидов с утратой функций опорно-двигательного аппарата в условиях преимущественно вне помещений для преодоления значительных расстояний по дорогам с твердым покрытием. Прогулочная кресло-коляска должна быть высокопрочной, иметь возможность складывания и раскладывания без инструмента по вертикальной оси, комплектоваться съемными опорами для ног, регулируемые по высоте, съемными боковинами, пневматическими и цельнолитыми шинами, стояночными тормозами, съемными подлокотниками и др.

Прогулочные кресло-коляски для взрослых изготавливаются с различной шириной сиденья (38, 40, 42, 43, 45, 48, 50 см и др.).



Рис. 1.117. Инвалидная коляска прогулочная с приводом за обручи

Существуют прогулочные кресло-коляски для взрослых с **рычажным приводом**, которые предназначены для самостоятельного передвижения больных и инвалидов в условиях преимущественно вне помещений для преодоления значительных расстояний по дорогам с твердым покрытием (рис. 1.118). Они должны быть изготовлены из прочных металлических труб,

складываться и раскладываться без инструментов, комплектоваться съемными и поворотными опорами для ног, регулируемые по длине голени, стояночными тормозами, пневматическими шинами и др.



Рис. 1.118. Инвалидная коляска с приводом за рычаги

Рассмотренные коляски используют для передвижения только энергию самого инвалида. Это является основным достоинством, т.к. инвалид имеет возможность тренироваться, прикладывая физическую силу. Однако им присущ непреодолимый недостаток - возможности перемещения полностью зависят от состояния здоровья инвалида, а также от дорожных условий. При этом часто возникает ситуация, когда возможности инвалида перестают соответствовать дорожным условиям (езда в горку, по пересеченной местности, против ветра). Тогда он вынужден для дальнейшего движения либо работать через силу, что отрицательно сказывается на его здоровье, либо вообще прекратить дальнейшее передвижение.

Частично эта проблема решается применением регулируемого элемента - коробки скоростей, позволяющей менять передаточное отношение, согласуя усилия водителя с дорожными условиями. Например, коляска с велосипедным приводом и переключателем скоростей (рис. 1.119). Однако конструктивные особенности классических колясок не позволяют использовать переключатели скоростей и передают усилия без всякого согласования.



Рис. 1.119. Инвалидная коляска с велосипедным приводом и переключателем скоростей

Прогулочная кресло-коляска **активного типа** предназначена для реабилитации инвалидов молодого возраста, ведущих активный повседневный образ жизни, для самостоятельного, а также с помощью сопровождающих лиц перемещения в жилом помещении, на улице, в магазине, на работе и др.

Кресло-коляска активного типа (рис. 1.120) должна быть выполнена из высокопрочных конструктивных материалов; быть легко управляемой; обладать повышенной прочностью элементов рамы (каркаса), ободов колес и др., маневренностью, надежностью; широкий диапазон регулировок; складываться и раскладываться без инструментов; иметь элементы индивидуальной регулировки (регулировка опорной площадки для ног, угла наклона спинки, высоты сидения, угла установки сидения), иметь быстросъемные задние колеса; помещаться в багажнике малолитражного автомобиля.



Рис. 1.120. Инвалидная коляска активного типа из титанового сплава

Ряд моделей колясок активного типа обеспечивает возможность свободного передвижения дома и на улице, быстрой и комфортной езды на дороге с различным покрытием, частого преодоления сложных препятствий, подъемов и спусков по лестницам, длительных и на дальние расстояния самостоятельных прогулок, т.е. отвечают концепции «коляски активного типа».

Показаниями к обеспечению инвалидов прогулочной кресло-коляской являются восстановление способности к передвижению, самообслуживанию.

Малогабаритная кресло-коляска – предназначена для самостоятельного передвижения инвалидов с высокой ампутацией бедер в помещениях и на улицах по дорогам с твердым покрытием. Она может иметь следующие характеристики: металлическое основание на 4-х колесах; вес коляски 4-6 кг, грузоподъемность – 80 кг, длина – 47 см, ширина – 38 см, высота – 170 мм и быть оснащена мягким сиденьем, ремнями для фиксации туловища, колесами, толкателями.

Показаниями к обеспечению инвалидов с высокими ампутационными культями обеих бедер малогабаритной кресло-коляской является восстановление способности к передвижению.

Малогабаритными также называют кресло-коляски с ручным приводом от обода колеса, имеющие ширину не более 580-600 мм, что позволяет без каких-либо операций и регулировок свободно проезжать в любую дверь квартиры, лифта, подъезда; имеющие меньший вес, высокую грузоподъемность, удобства в эксплуатации.

Кресло-коляски для детей-инвалидов имеют различные типоразмеры: для детей в возрасте до 4-х лет; от 3-х до 6-ти лет, от 7-и до 15-ти лет. Детская кресло-коляска должна быть выполнена из высокопрочного сплава, легко управляться, компактно складываться (для перевозки в общественном транспорте). Существуют *специальные кресло-коляски для детей, больных детским церебральным параличом*, которые имеют необходимые антропометрические и эргономические показатели, могут быть оснащены специальными приспособлениями (специальный ортопедический стульчик, нагрудник для пристегивания ребенка, быстросъемный столик с установленной на нем антиспастической ручкой и др.).

Кресло-коляска с электроприводом (рис. 1.121) предназначена для самостоятельного передвижения в помещении и на улице инвалидов с нарушением функций верхних и нижних конечностей, приводится в движение электроприводом. Рамная конструкция такой кресло-коляски должна быть изготовлена из высокопрочных материалов. Кресло-коляска должна иметь электродвигатель, систему управления, тормоз, противоопрокидывающее устройство и др.



Рис. 1.121. Электрическая инвалидная коляска

В отличие от электрических колясок скутеры или роллеры (рис. 1.122) предназначены в основном физически ослабленным людям и пенсионерам для поездок по городу, в магазин, на природу. Дизайн скутера не выделяет инвалида среди остальных, позволяет преодолеть психологический барьер, связанный с физическим недостатком водителя.



Рис. 1.122. Инвалидная коляска новой компоновки и дизайна

Наряду с достоинствами у электрических колясок есть и недостатки. Пользователь при передвижении не затрачивает никаких усилий, что способствует возникновению дефицита мускульных движений, а при продолжительном использовании коляски - гиподинамии, что так же отрицательно сказывается на его здоровье и продолжительности жизни.

Безусловно, есть категория людей, для которой электрическая коляска незаменима, например, для инвалидов с особыми случаями травм. Для них коляски оснащаются специальными датчиками команд. По положению глаз, подбородка, языка, ног инвалид задает направление и скорость передвижения коляски. Используются голосовые дешифраторы. Незаменима электрическая коляска для тяжело больных пациентов с противопоказанием физических нагрузок и детей.

Однако те, кто имеет здоровые руки или даже одну руку, или просто физически ослабленные без нарушений системы движения, вполне могли бы,

если предоставлялась такая возможность, затрачивать для передвижения собственные мускульные усилия, чередуя их с усилиями электропривода.

Другой недостаток - разрядка аккумулятора в пути и невозможность передвижения, чего больше всего боятся инвалиды. Передвижение до пункта зарядки становится возможным только за счет другого человека, либо самостоятельно в аварийном ручном режиме, отключив специальной муфтой колеса от редуктора. При этом все равно такой легкости хода как у ручных колясок получить не удастся. Ведь масса ручной коляски составляет 12-15 кг, а электрической 60-70 кг, т.е. сила сопротивления движению при полезной нагрузке 80 кг в (1,65-1,83) раза больше.

В относительной мере свободна от этих недостатков коляска с комбинированным приводом (сочетающим ручной и электрический приводы). Первые разработки и патенты относятся к середине 90-х годов, а серийное производство начато в 2000 году (рис.1.123).



Рис. 1.123. Инвалидная коляска с комбинированным тяговым

В этой конструкции вентильные двигатели встроены в ступицы колес. Электронный блок постоянно отслеживает усилия, прилагаемые к обрячам колес. Если оно невелико, то коляска ведет себя аналогично обычной классической модели. При возрастании усилия, электроника подключает двигатели, причем мощность двигателей увеличивается, строго пропорционально увеличению усилия, прилагаемого к обрячам. Следует

заметить, что электропривод работает как на ускорение, так и на торможение. Благодаря столь оригинальному приводу на этой коляске можно совершать длительные прогулки, даже по пересеченной местности, избегая усталости рук. Кресло укомплектовано герметичным и компактным никель-металлгидридным аккумулятором весом 1,5 кг. Время заряда аккумулятора около 3-х часов. Шкала степени заряда встроена непосредственно в саму батарею. Вес кресла - 22 кг. Кресло комплектуется дополнительными стандартными легкими колесами, установив которые пользователь получает классическое активное кресло весом 14 кг. Процедура перестановки не требует никакого специального инструмента и занимает менее минуты (рис. 1.124).



Рис. 1.124. Процедура перестановки

Однако у такого решения также есть недостатки.

При длительных передвижениях (от 5 км) затраты энергии инвалидом при использовании привода за облучи будут значительно больше (в силу импульсного действия мышц), чем при непрерывном движении, например, как

на велосипеде. В связи с этим сочетание обручи-электропривод нерационально с точки зрения общих затрат энергии.

Привод за обручи нецелесообразен для всесезонного использования коляски на улице, что ограничивает эксплуатацию коляски только благоприятным летним периодом.

Спорным моментом является применение передних самоустанавливающихся колес, которые приемлемы для передвижения в помещении, но снижают проходимость и увеличивают суммарные потери энергии при передвижении по улице.

Эти факты можно отнести к существенным недостаткам, делающих такое решение малоэффективным для заявленной области применения, но вполне пригодным для комнатного использования и передвижения по прилегающим территориям (на небольшие расстояния с небольшой скоростью).

1.9. Приспособления для одевания, раздевания и захвата предметов

Приспособления для одевания, раздевания и захвата предметов предназначены для обеспечения компенсации или устранения ограничений способности инвалидов к самообслуживанию, для использования инвалидами в жилых помещениях в процессах приготовления и приема пищи, мытья посуды, надевания и снятия одежды и обуви, открытия и закрытия дверей и окон, пользования постельными принадлежностями, мебелью, электроприборами, радио- и телеаппаратурой, для уборки помещений.

Приспособления для одевания, раздевания и захвата предметов должны быть безопасны при эксплуатации, устойчивы к внешним воздействиям окружающей среды, в том числе при применении стандартных моющих средств.

Материалы и покрытия приспособлений для одевания, раздевания и захвата предметов или их составных частей, соприкасающиеся с телом человека, также с пищевыми продуктами или водой, используемые для хозяйственных нужд, должны быть из числа разрешенных Министерством здравоохранения Республики Беларусь.

Основными нарушениями функций, препятствующими самостоятельному одеванию и раздеванию, являются нарушения статодинамических функций преимущественно верхних конечностей.

Приспособление для надевания рубашек представляет собой простое устройство для облегчения одевания рубашки в виде деревянной рукоятки с большим пластиковым крюком в форме «С» (с одной стороны) и специальным захватом (с другой стороны). Предназначено для одевания пиджаков, рубашек, брюк. Состоит из деревянного корпуса, пластикового крючка для одевания рубашек и крючка для одевания брюк. Крючок для застегивания пуговиц расположен на другой стороне захвата (рис. 1.125).

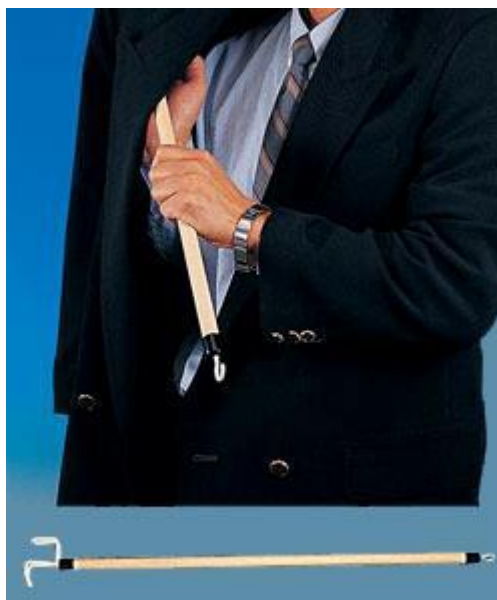


Рис. 1.125. Приспособление для надевания рубашки

Приспособление для надевания колгот сконструировано таким образом, что основным его элементом является жесткий каркас, состоящий из одной или двух направляющих, на которые надеваются колготы, и тягового элемента, с помощью которого надеваются колготы на ноги (рис. 1.126).



Рис. 1.126. Приспособление для надевания колгот (чулок, носков)

Приспособления для надевания носков, а также их снятия, предназначено для инвалидов с дефектами рук. Такое приспособление обязано обеспечивать устойчивую фиксацию носков в исходном положении для удобного самостоятельного одевания-снятия их инвалидом. Приспособление изготавливается в виде устройства, состоящего из основания и узла установки носков в исходном положении. В исходном и удобном положении для пользователя приспособление для носков должно иметь надежную фиксацию, а

детали узла установки и элементы соединения непосредственно носка с узлом должны выдерживать необходимую нагрузку, прилагаемую к носку вверх и вниз.

Основание приспособления для снятия-надевания носков должно быть надежно зафиксировано в исходном, удобном для пользования положении. Детали узла установки исходного положения носков и элементы соединения носка с узлом должны выдерживать нагрузку, приложенную к носку вниз и вверх, не менее 50 Н (рис. 1.127).



Рис. 1.127. Приспособление для надевания носков

Приспособления (крючок) для застегивания пуговиц изготавливаются во множестве вариантов, но конструктивно они практически однообразны и состоят из достаточно жесткой вытянутой петли и объемной рукоятки, которая бывает различных размеров и форм (в виде шара, груши и т.д.), обеспечивающей достаточно плотное схватывание рукоятки кистью (при наличии ладонного или бокового схвата). При застегивании пуговицы жесткая вытянутая петля приспособления продевается в петлю для пуговицы на одежде, цепляет пуговицу и вместе с пуговицей обратным движением продевается в петлю на одежде. При расстегивании пуговицы она захватывается петлей приспособления и продевается в петлю на одежде (рис. 1.128).

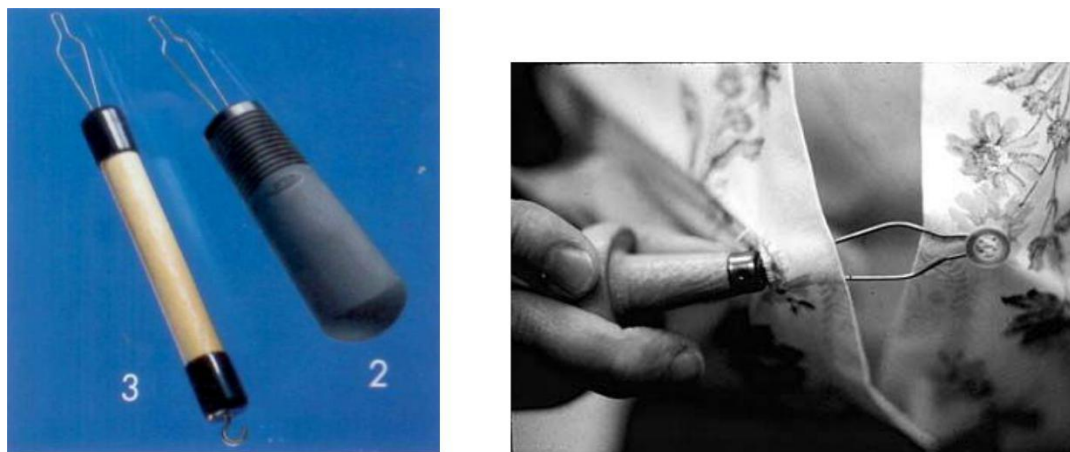


Рис. 1.128. Приспособления для застегивания пуговиц

Приспособления для захвата предметов предназначены для захвата и удержания предметов, также для захвата и манипулирования предметами. Приспособления для захвата предметов используются инвалидами имеющими дефекты верхних конечностей, а приспособления для захвата и манипуляции предназначены для инвалидов с дефектами как верхних так и нижних конечностей (с затруднениями или неспособностью самостоятельно передвигаться).

Захват активный – приспособление (манипулятор) для инвалидов с дефектами нижних конечностей. Облегчает манипулирование небольшими предметами пациентов с выраженными нарушениями функций опорнодвигательного аппарата и лежачих больных. Манипулятор должен обеспечивать надежное управление захватом во всей зоне досягаемости при манипуляциях с захватываемым предметом и должен быть выполнен в виде устройства, содержащего орган захвата; рукоятку с удлинителем; устройство управления органом захвата.

Масса приспособления не должна превышать 0,150 кг. Длина манипулятора должна обеспечивать досягаемость инвалида до предметов, удаленных от конца вытянутой руки на расстоянии не более 90 см. Манипулятор должен обеспечивать надежный захват и удержание предметов массой до 1 кг. Максимальные осевые нагрузки на манипуляторе не должны

быть большими. Максимальное разведение бреша органа захвата должна быть не менее 60 см (рис. 1.129).



Рис. 1.129. Захват активный

Захват для открывания крышек – приспособление, облегчающее самостоятельное пользование продуктами, напитками, выпускаемыми промышленностью. Изделие представляет собой ряд модификаций, предусматривающих уменьшение эргономических усилий за счет специальных насадок, утолщенных рукояток, выполненных из пластмассы, резины, дерева и других материалов (рис. 1.130).



Рис. 1.130. Пример захвата для открывания крышек

Кружка с двумя ручками предназначена для людей ослабленной функцией схвата кисти (рис. 1.131).



Рис. 1.131. Кружка с двумя ручками, для людей ослабленной функцией схвата кисти

Столовые приборы (рис. 1.132) со специальными ручками и загибом влево (вправо), используются при нарушениях функций кисти и лучезапястного сустава.



Рис. 1.132. Столовые приборы со специальными ручками и загибом влево (вправо), используются при нарушениях функций кисти и лучезапястного сустава

Специальная разделочная доска фиксирует продукты при нарезке (рис. 1.133).

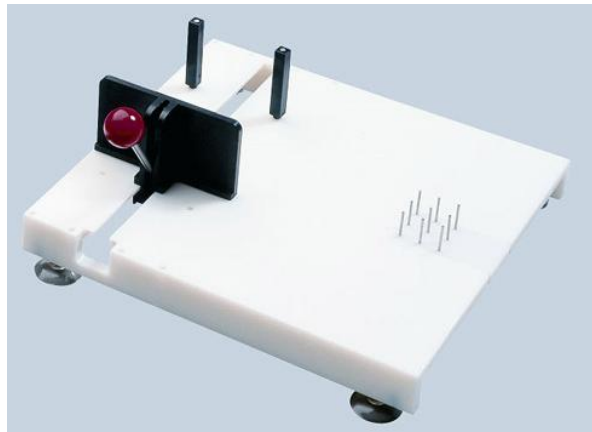


Рис. 1.133. Специальная разделочная доска

Ограничитель на тарелку создает защиту по краям, не позволяя пище выпадать из тарелки (рис. 1.134.)

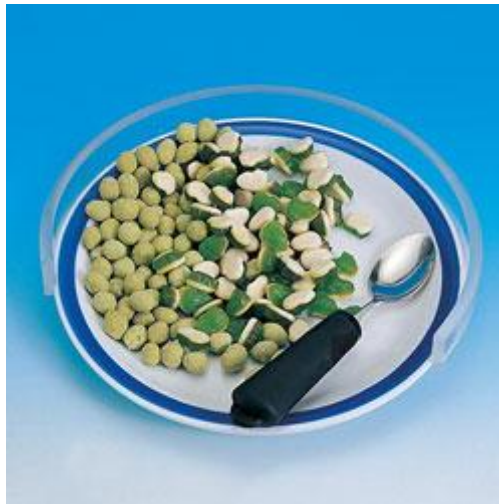


Рис. 1.134. Ограничитель на тарелку

На рис. 1.135 показаны ручки-насадки на водопроводные краны



Рис. 1.135. Ручки-насадки на водопроводные краны

На рис. 1.136 показаны специальные зубные щетки.



Рис. 1.136. Специальные зубные щетки

На рис. 1.137 показана специальная ручка-держатель электрических бритв.



Рис. 1.137. Специальная ручка-держатель для бритв

Захват для удержания посуды предназначен для инвалидов с дефектами верхних конечностей. Существуют захваты для посуды различных модификаций: съемные, стационарные, на присосках, наклоняемые и не наклоняемые, с гибким штативом (рис. 1.138).



Нескользящий коврик для посуды

Рельефный держатель для чашек

Рис. 1.138. Захват для удержания посуды

Захват для ключей – представляет собой устройство с объемной рукояткой и вместилищем для ключа, позволяющее удерживать и манипулировать ключом инвалидам с нарушением функций схвата и удержания кистей рук (рис. 1.139).



Рис. 1.139. Захват для ключей

Захват-манипулятор (для открывания форточек, створок окна и т.д.) представляет собой устройство различных модификаций (в том числе с телескопическим стержнем), оснащенное на конце щипцами, магнитом, ремнем, клещами; облегчающее самообслуживание инвалидам с двусторонними дефектами верхних конечностей. Крючок должен выдерживать достаточную нагрузку, направленную в сторону движения ящиков, дверей,

находящихся на расстоянии. Устройство позволяет инвалиду выполнять манипуляции, не вставая с места (рис. 1.140).



Рис. 1.140. Захват-манипулятор

1.10. Слуховые аппараты

Нарушения слуха являются основной причиной ограничений способности у инвалидов с патологией органа слуха к общению, ориентации, обучению, трудовой деятельности. Важнейшим и нередко единственным средством реабилитации лиц с нарушением слуха является слухопротезирование (электроакустическая коррекция).

Слух – восприятие звуковых колебаний, осуществляемое органом слуха и слуховым анализатором.

Слухопротезирование – комплекс мероприятий по улучшению слуха при тугоухости, включающий подбор слухового аппарата (СА), обучение и тренировку в пользовании им.

Виды и типы слуховых аппаратов

В соответствии с ГОСТ Р 51024- 97 «Аппараты слуховые электронные реабилитационные. Общие технические условия» *слуховой аппарат* - электронный прибор, предназначенный для звукоусиления по воздушному или костному звукопроводению.

Его основное назначение – преобразование сигнала, создаваемого источником звуковой информации, таким образом, чтобы этот сигнал смог быть воспринят слабослышащим человеком с достаточно высокой степенью слухового ощущения. Для этого СА усиливает звуковые сигналы, а также изменяет их динамические и частотные характеристики в соответствии со степенью и характером нарушения слуха.

Каждый СА имеет:

– микрофон, преобразующий акустический сигнал в электрический, чтобы затем передавать их на усилитель. В современных СА используются два типа микрофонов – разнонаправленные (они одинаково хорошо воспринимают звуки из разных направлений, поэтому предназначены для тихой беседы) и направленные (воспринимают звук из одного направления, особенно эффективны в шумной обстановке). Для подавления шумов в ряде слуховых

аппаратов применяются два адаптированных микрофона. В настоящее время ряд производителей СА предлагает качественно новое решение проблемы разборчивости речи с помощью использования системы направленного тройного микрофона;

- усилитель электрического сигнала. Аналоговые усилители принимают сигнал от микрофона в виде аналогового электрического импульса, усиливают его и передают на телефон. Цифровые усилители преобразуют электрический импульс в цифровой код, усиливают сигнал и передают его на телефон снова в виде электрического импульса

- элементы питания,
- элементы управления, настраиваемые пользователем или слухопротезистом,

- телефон, преобразующий электрический сигнал обратно в акустический сигнал. Современные телефоны (динамики) передают звук очень высокого качества (без искажений).

На рис. 1.141. показано строение слухового заушного аппарата.



Рис. 1.141. Строение слухового аппарата

Акустические характеристики СА, особенно заушного типа, во многом определяются правильным выбором преобразователей – телефона и микрофона.

Элементы управления СА представлены регулятором громкости и МТО-переключателем, которыми пользуется сам пациент. Триммерами (регулировками) пользуется слухопротезист при настройке аппарата, подбирая необходимые для пациента установки. Современные программируемые СА настраиваются не посредством триммеров, а при помощи персонального

компьютера. Вместо триммеров они имеют разъем для программирования, в который вставляется кабель для подключения к персональному компьютеру.

Электронная часть СА представляет собой усилитель, который осуществляет обработку и усиление электрического сигнала в соответствии с индивидуальной потерей слуха. Посредством акустических модификаций можно дополнительно влиять на выходные характеристики СА, добиваясь более точной настройки его передающей части.

Технические характеристики слуховых аппаратов многообразны, среди них важное место занимают:

- автоматическая регулировка усиления (АРУ) – устройство в СА, позволяющее автоматически регулировать усиление в зависимости от амплитуды входного сигнала;
- выходной уровень звукового давления (ВУЗД) – уровень звукового давления, обусловленный работой СА в акустической камере связи при соединении ее с акустическим выходом СА;
- номинальная частотная характеристика – частотная характеристика, указанная в технических условиях на СА конкретных типов;
- уровень звукового давления (УЗД) – выраженное в децибеллах отношение звукового давления акустического сигнала к звуковому давлению, равному $2 \cdot 10^{-5}$ Па ;
- акустическое усиление – определяется как разница между выходным и входным УЗД. Акустическое усиление отражает тот факт, насколько децибел усиливается входной сигнал (речь, музыка, шум ветра и т.д.).

В связи с многообразием функций СА существует несколько вариантов их *классификации*. Любой слуховой аппарат рассматривается с разных точек зрения и находит место в каждой из классификаций.

В соответствии с ГОСТ Р 51024- 97 СА подразделяют *по виду звукопроведения* на:

- СА воздушного проведения;
- СА костного звукопроведения.

СА костной проводимости – применяется для протезирования только кондуктивных потерь слуха. Его телефон выполнен в виде костного вибратора, который помещается за ухом и плотно прилегает к сосцевидному отростку. На выходе усиленный сигнал преобразуется не в звуковой, а в вибрационный.

СА воздушной проводимости – используется для протезирования всех видов потерь слуха. Звук с телефона передается через ушной вкладыш, который помещается в слуховой проход.

В соответствии с ГОСТ Р 51024-97 СА, в зависимости от конструктивного исполнения, подразделяются на основные типы:

- внутриушной СА (ушная вставка);
- карманный СА;
- СА в очковой оправе;
- заушный (заушина) СА;
- СА в виде дугообразного оголовья.

Заушный СА – СА, который носят за ушной раковиной на сосцевидном отростке.

Карманный СА – СА, который носят в кармане или на одежде. Телефон карманного СА соединен с ушным вкладышем. Указанные основные типы не ограничивают возможные конструкции СА, но служат ориентиром для определения предъявляемых к СА технических требований.

Внутриушной СА полностью размещается в слуховом проходе. Все электронные компоненты находятся в корпусе аппарата, который изготавливается индивидуально, в соответствии с анатомическим строением уха владельца. Основное достоинство аппарата заключается в его малозаметности и в том, что отверстие приема звука располагается внутри ушной раковины, т.е. там, где это предусмотрено природой. Противопоказаниями для использования внутри ушных СА являются: узкий или прямой слуховой проход, воспалительные заболевания – хронический гнойный отит и другие нарушения (рис. 1.142).

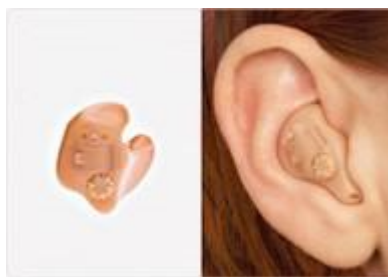


Рис. 1.142. Модель внутриушного слухового аппарата

В настоящее время существуют два типа внутриушных аппаратов, различающихся по своей конструкции:

– индивидуальные СА, для которых на основе внутриушного слепка изготавливается индивидуальный корпус. В нем как можно ближе к барабанной перепонке встроен телефон. Микрофон располагается приблизительно на уровне середины ушной раковины. Усилитель и батарейка монтируются также в корпусе аппарата. Эти аппараты, в свою очередь, подразделяются на четыре вида по месту расположения в органе слуха – внутриушные (занимают всю ушную раковину), канальные, аппараты малого канала и глубокого канала (рис. 1.143). Последние расположены наиболее близко к барабанной перепонке и извлекаются из уха с помощью небольшой антенны. Внутриканальные СА помогают распознавать направление звука, а также использовать мобильный телефон и другие устройства, которые предназначены для узнавания и прослушивания звука. Индивидуальные внутриушные аппараты – наименьшие среди существующих форм СА. Вследствие этого они практически незаметны в ухе и человек испытывает больший комфорт при их ношении. Они также позволяют задействовать все пространство слухового прохода для увеличения общего усиления системы «аппарат – слуховой проход», обладают определенным преимуществом в усилении по сравнению с заушными аппаратами, так как дополнительное усиление слухового прохода прибавляется к усилению СА. Данные аппараты создают наиболее естественное звучание по сравнению с другими типами СА;



Рис. 1.143. Модель внутриканального слухового аппарата

– модульные СА, которые поставляются в виде готового модуля, изготавливаются серийно с уже собранным усилителем и встроенными телефоном и микрофоном. Модуль встраивается в индивидуально выполненный вкладыш. Они также бывают двух видов - канальные и для малого канала. Достоинством модульных СА является их серийное производство (машинная сборка), а также то, что обе составные части - модуль и вкладыш - легко отделяются друг от друга, значительно упрощая рабочие процессы, укорачивая время изготовления, обеспечивая пользователям более простой сервис. Модульные аппараты надежны в производстве и эксплуатации.

Необходимо отметить и некоторые проблемы, которые возникают при пользовании внутриушными СА. К ним относятся: опасность возникновения обратной связи (свиста), нередкие отказы телефона вследствие загрязнения серой, недостаточное проветривание из-за небольших размеров аппаратов, а также необходимость частой замены батареек в связи с их малым размером.

Внутриушные СА предназначены для людей с незначительной или средней потерей слуха, так как внутриушной СА ограничен по мощности. Внутриушные СА имеют маленькую форму, поэтому размер батареек меньше; срок службы таких батареек составляет – 3-10 дней. Из-за маленьких размеров такие СА трудно вынимать и вставлять в ухо. Внутриушные СА требуют особого тщательного ухода и контроля чистоты. Срок службы таких СА в 2 раза меньше, чем у заушных СА.

Заушный СА помещается за ушной раковиной. Все основные элементы - телефон, микрофон и усилитель – находятся в корпусе, размещаемом за ухом пациента. Звук подается в слуховой проход через телефон, рожок СА,

звукпроводящую трубку и внутри ушной вкладыш. Современные заушные СА имеют маленькие размеры, их технологические возможности гораздо шире, чем у внутриушных СА (рис. 1.144).



Рис.1.144. Модель заушного слухового аппарата

В настоящее время ряд производителей СА предлагает модель СА – так называемое «открытое ухо», она имеет минимальные размеры самого СА и тончайшей трубочки, проводящей усиленный звук в слуховой проход, что делает СА практически незаметным для окружающих (рис. 1.145).



Рис. 1.145. Модель слухового аппарата «открытое ухо»

Карманный СА состоит из прямоугольного корпуса, в котором расположены микрофон, усилитель и источник питания. Телефон карманного аппарата при помощи шнура соединяется с корпусом и помещается в ухо вместе с вкладышем. Карманный СА, в отличие от других конструкций, может иметь максимальную мощность, так как микрофон и телефон находятся на значительном расстоянии, что предотвращает возникновение акустической обратной связи. К достоинствам данного типа СА относятся: высокая мощность, надежность, удобство эксплуатации, особенно для пациентов с нарушением мелкой моторики рук (так как кнопки регулировки расположены на корпусе). Однако данные СА не отличаются миниатюрностью и эффектным оформлением (рис.1.146).



Рис. 1.146. Модель карманного слухового аппарата

Очковый СА – компоненты очкового слухового аппарата вмонтированы в дужку очков. В очковом слуховом аппарате костной проводимости телефон (вибратор) расположен на внутренней стороне дужки так, чтобы при одевании очков обеспечивалось его надежное прилегание к носцеvidному отростку (рис.1.147).



Рис. 1.147. Модель очкового слухового аппарата

Ушной вкладыш является неотъемлемой частью СА. От него во многом зависит успех слухопротезирования. Ушные вкладыши бывают стандартные и индивидуальные, изготавливаемые по форме уха пациента, для чего делают слепок с уха пациента. Для снятия слепка могут быть использованы различные слепочные массы: однокомпонентные, двухкомпонентные, самоотвердевающие. При изготовлении ушного вкладыша надо учитывать: степень понижения слуха, характер аудиометрической кривой, особенности ушного слепка, характер заболевания, явившегося причиной тугоухости, наличие изменений со стороны наружного и среднего уха, вызванных оперативными вмешательствами.

Существуют следующие виды индивидуальных вкладышей: полный (обтурирующий вход в наружный слуховой проход, полость ушной раковины и крепящийся за переднюю ножку завитка); скелетирующий (оставляющий частично свободной полость ушной раковины); канальный (обтурирующий только канал наружного слухового прохода); с параллельным вентелем (вентель идет параллельно звуконесущему каналу); с диагональным вентелем (вентель под углом соединяется со звуконесущим каналом); открытый вкладыш, который оставляет практически открытыми ушную раковину и наружный слуховой проход; прямой горн, который открыт медиально; открытый горн, который открыт латерально.

Индивидуальный вкладыш имеет ряд преимуществ перед стандартным вкладышем: его форма и размеры точно соответствуют особенностям анатомии слухового прохода, что обеспечивает герметичность и надежную фиксацию в ухе. Изготовление вкладыша любой формы, различных диаметров звукопроводящего и вентиляционных отверстий существенно влияет на частотную характеристику СА. Наличие во вкладыше вентиляционного отверстия (при потере слуха не более 60 дБ) способствует также «проветриванию» уха и предотвращает скапливание конденсата. Без использования индивидуального вкладыша невозможно достичь успешного слухопротезирования.

Решение о типе вкладыша, его форме и материале принимается специалистом индивидуально. С целью предотвращения травм наружного уха детям предпочтительнее изготовление индивидуальных вкладышей из мягкого материала (силикон, вариофлекс). Частота смены вкладышей у детей зависит от мощности аппарата и роста наружного уха. В процессе роста наружного уха появляется зазор между вкладышем и стенками наружного слухового прохода, что приводит к возникновению обратной связи. Грудным детям в некоторых случаях бывает необходимо ежемесячная замена вкладыша. Детям более старшего возраста обычно необходимо менять вкладыши раз в полгода.

По способу обработки сигнала СА делятся на два типа: аналоговые и цифровые.

Аналоговый СА состоит из трех основных частей: микрофона, электронного усилителя и телефона. Микрофон воспринимает механические звуковые колебания и преобразует их в аналоговые электрические сигналы, которые подает в усилитель. Там они усиливаются и передаются на телефон, который вновь превращает усиленные электрические сигналы в звуковые колебания и подает их в ухо.

Существуют следующие виды аналоговых слуховых аппаратов: заушные сверхмощные различных модификаций; заушные мощные различных модификаций; заушные средней и слабой мощности различных модификаций; внутриушные средней и слабой мощности различных модификаций; карманные сверхмощные различных модификаций; карманные мощные различных модификаций.

Цифровой СА дополнительно преобразует аналоговые сигналы в цифровые, после чего обрабатывает их с помощью компьютерной технологии. Вместо усилителя он имеет интегральную электронную схему, состоящую из трех элементов. Аналоговый сигнал из микрофона поступает в аналогово-цифровой преобразователь, который преобразует электрические сигналы в цифровой вид – двоичный код (в новейших моделях СА уже появились цифровые микрофоны, исключаяющие эту операцию). Далее сигнал поступает на цифровой сигнальный процессор, который представляет собой крохотную компьютерную микросхему. Микросхема обрабатывает цифровые сигналы, т.е. усиливает их и изменяет их характеристики в зависимости от индивидуальной потери слуха. После этого цифроаналоговый преобразователь вновь превращает цифровой сигнал в аналоговый и посылает его на телефон. Цифровые технологии, бурно развивающиеся в последнее время, позволили достигнуть невиданных ранее возможностей электроакустической коррекции слуха. Крошечный микрочип обладает быстродействием самых современных компьютерных процессов, что позволяет реализовать очень сложные и высокоэффективные алгоритмы обработки звука. Фактически цифровой слуховой аппарат можно назвать «разумной слуховой системой» и даже «слуховым компьютером». Он «умеет» отличать речь от шума, выделяя

речевой сигнал и усиливая его при одновременном подавлении шумового сигнала, что значительно облегчает понимание речи в шумной обстановке. Он может быть очень точно настроенным в соответствии с индивидуальной потерей слуха, поскольку его частотный диапазон разделен на несколько частотных каналов, в каждом из которых проводится независимая настройка параметров. Цифровой аппарат имеет комфортное звучание, приближенное к естественному, а искажения и шум отсутствуют. Цифровой аппарат устойчив к воздействию электромагнитных полей, что позволяет в условиях современной жизни без помех пользоваться мобильным телефоном и компьютером.

Преимуществами цифровых СА перед аналоговыми являются: многоканальность; наличие двух или трех микрофонов, меняющих свою направленность (что улучшает разборчивость речи в шуме); многопрограммность (возможность настройки СА в различных акустических ситуациях); возможность подавления шума, свиста, устранения неприятного звучания собственного голоса; наличие дистанционного пульта управления.

Существуют следующие виды цифровых слуховых аппаратов – заушные сверхмощные различных модификаций; заушные мощные различных модификаций; заушные средней и слабой мощности различных модификаций.

По способу настройки слуховые аппараты также делятся на два типа.

Непрограммируемый СА настраивается вручную, при помощи отвертки и регуляторов (триммеров), а громкость звучания по мере необходимости регулирует сам владелец посредством регулятора громкости.

Программируемый СА подключается через кабель к компьютеру, настройка осуществляется в цифровом виде, что обеспечивает более точное ее соответствие индивидуальным особенностям слуха. Аппарат может сохранять и изменять запрограммированную настройку. Большинство программируемых СА могут иметь две и более слуховые программы с разными настройками: для прослушивания речи в шумной обстановке, прослушивания музыки, программу комфортного слуха и т.д.

Существует еще одна вспомогательная классификация слуховых аппаратов: *по способу усиления* они делятся на линейные и нелинейные СА.

Линейный СА – слуховой аппарат, который усиливает входные сигналы независимо от их уровня (громкости) на одну и ту же величину, зафиксированную при помощи регулятора усиления. В линейных СА с выходным уровнем звукового давления, превышающим 130 дБ, предусматривается регулятор ограничения выходного уровня (пик-клиппирование), который вводится в действие при восприятии пользователем дискомфортной громкости звуков.

Нелинейный СА – слуховой аппарат, имеющий функцию автоматической регулировки усиления (АРУ или компрессия), коэффициент усиления нелинейных слуховых аппаратов зависит от уровня входного сигнала. До тех пор, пока уровень входного сигнала не достигнет определенной величины, называемой порогом срабатывания АРУ, коэффициент усиления остается постоянным, как у линейного аппарата. При превышении входным сигналом порога срабатывания АРУ, который устанавливается слухопротезистом в соответствии с индивидуальной потерей слуха, коэффициент усиления аппарата снижается. При этом происходит сжатие (компрессия) динамического диапазона выходных сигналов (для протезирования сенсоневральной тугоухости с ФУНГом).

Важными характеристиками любого СА являются: мощность СА; количество каналов; система компрессии; система подавления шума; система микрофонов; формула усиления; система подавления обратной связи и др.

В настоящее время выпускаются СА *различной мощности*:

– *СА малой мощности* имеют максимальный выходной уровень звукового давления (Мах ВУЗД 90) менее 120 дБ. СА малой мощности предназначены для компенсации I-II степени тугоухости с усредненной потерей слуха (на частотах 500, 1000 и 2000 Гц) до 55 дБ.

– *СА средней мощности*, максимальный выходной уровень звукового давления (Мах ВУЗД 90) у них составляет 120 - 130 дБ. СА средней мощности предназначены для компенсации II-III степени тугоухости с усредненной потерей слуха (на частотах 500, 1000 и 2000 Гц) до 70 дБ.

– *СА мощные* имеют максимальный выходной уровень звукового давления (Мах ВУЗД 90) 131 - 136 дБ. СА мощные предназначены для компенсации III-IV степени тугоухости с усредненной потерей слуха (на частотах 500, 1000 и 2000 Гц) до 85 дБ.

– *СА сверхмощные*, они имеют максимальный выходной уровень звукового давления (Мах ВУЗД 90) свыше 136 дБ. СА сверхмощные предназначены для компенсации IV степени тугоухости или глухоты с усредненной потерей слуха (на частотах 500, 1000 и 2000 Гц) до 110 дБ.

Канал СА отражает диапазон частот, в котором можно настроить усиление. Увеличение количества каналов СА позволяет обеспечить его точную настройку под имеющееся у инвалида нарушение слуха, улучшить качество звучания и разборчивости речи.

Система компрессии позволяет настроить СА для восприятия тихих звуков и обеспечивает комфортное восприятие громких звуков.

Система подавления шума обеспечивает разборчивость речи в шумной обстановке.

Система микрофонов, если она направленная и адаптивная, позволяет автоматически, в зависимости от акустической обстановки, менять направленность микрофонов.

Модели СА воздушной проводимости всех типов (кроме внутриушных) могут иметь различные функциональные возможности и технические характеристики. Условно эти модели СА делятся на простые, умеренно тяжелые, мощные, сверхмощные модели.

Простые модели СА имеют: небольшое акустическое усиление и выходные УЗИ, ограниченные функциональные возможности; минимум регуляторов. Простые СА имеют простую конструкцию, малые размеры и массу; они легки в использовании. Чаще применяются при незначительных или умеренных потерях слуха.

Умеренно тяжелые модели СА обладают более высокими значениями акустического усиления и выходных УЗИ. Функциональные возможности таких СА несколько шире: ручная (в некоторых случаях автоматическая)

регулировка усиления, режим работы от микрофона или телефонной катушки, ограничение пиковых уровней выходного сигнала и др.

Мощные модели СА имеют максимальное количество разнообразных органов управления, что обеспечивает широкие возможности акустического усиления и выходных УЗИ (в том числе с очень высокими значениями), а также коэффициента компрессии и порога срабатывания и др. Изменение параметров СА в ряде моделей осуществляется плавно. Широкие функциональные возможности мощных СА позволяют произвести их настройку под конкретные индивидуальные потребности пациента.

Сверхмощные модели СА имеют сверхвысокое акустическое усиление и выходные УЗИ. Количество функций у сверхмощных СА несколько меньше, чем у мощных СА, однако СА данной группы обладают микрофонным и телефонным режимами, обеспечивают регулировку громкости, частотных характеристик и др., что позволяет проводить подбор СА для пациентов с самыми тяжелыми нарушениями слуха.

1.11. Приборы для коррекции зрения

Зрение, процесс восприятия внешнего мира, обуславливающий представление о величине, форме, цвете предметов, их взаимном расположении и расстоянии между ними. Орган зрения - глаз. Глаз человека наделён способностью, воспринимать световые волны в диапазоне от 360 до 760 нм (ультрафиолетовые и инфракрасные лучи зрительных ощущений не вызывают). Лучи света от рассматриваемых предметов, попадая в глаз, преломляются в его прозрачных средах, действуют на сетчатку. В результате сложного фотохимического процесса в сетчатке возникает нервное возбуждение, которое в виде нервных импульсов передаётся по зрительному нерву в корковый центр зрения, расположенный в затылочных долях мозга. В зрительном центре световые раздражения, идущие от предметов внешнего мира, воспринимаются как определённые образы. Т.о., зрительный акт осуществляется деятельностью всего зрительного анализатора, включающего глаз, зрительный нерв и зрительный центр.

Оптические свойства глаза в значительной степени зависят от кривизны хрусталика. Способность хрусталика изменять свою форму называется аккомодацией. Преломляющая способность глаза при покое аккомодации (при максимально уплощённом хрусталике) называется рефракцией. Различают рефракцию соразмерную (параллельные лучи, идущие от предметов, пересекаются на сетчатке), близорукую (лучи пересекаются впереди сетчатки) и дальнозоркую (лучи пересекаются позади сетчатки). Соответственно, близорукий глаз видит ближние предметы отчётливее дальних, а дальнозоркий наоборот. Глаз человека обладает огромным диапазоном восприятия - от способности видеть едва заметные раздражители и весьма мощные. Чем слабее свет, воспринимаемый глазом, тем выше его световая чувствительность. Способность глаза приспособливаться к восприятию света разной интенсивности называется сенсорной адаптацией. Нормальное совместное зрение обоими глазами обеспечивает чёткое объёмное восприятие рассматриваемого предмета и правильное отделение его местоположения в

пространстве. Часть пространства, видимая неподвижным взглядом (всей сетчаткой), называется полем зрения. Всё пространство, которое может быть воспринято глазом при его движениях (при неподвижной голове), называется полем взора. Естественно, что поле взора больше, чем поле зрения. Кроме способности светоощущения глаз наделён способностью ощущать цвет (т.н. цветовое зрение). Предполагают, что в глазу имеется 3 цветовоспринимающих элемента, из которых одни способны воспринимать красный цвет, другие - зелёный и третьи - фиолетовый. Различное сочетание этих трёх цветов в зависимости от степени возбуждения цветовоспринимающих элементов составляет многообразную гамму цветовых восприятий человека. Одновременное раздражение всех трёх элементов в определённой степени и даёт ощущение белого цвета (т.н. трёхкомпонентная теория цветового зрения). Нарушения зрения: слепота, остаточное зрение, слабовидение, косоглазие. Преобладающей причиной нарушений зрения является врождённая патология глаз, которая возникает вследствие различных заболеваний матери во время беременности: грипп, другие вирусные заболевания, хронические болезни, а также алкогольные, никотиновые интоксикации, авитаминозы. Большое значение имеет наследственность, обуславливающая появление катаракты, глаукомы, патологии сетчатки, атрофии зрительного нерва, близорукости и др. Одной из распространённых причин снижения зрения являются аномалии рефракции: дальнозоркость, близорукость, астигматизм, косоглазие.

Слабовидение, значительное снижение зрения, при котором острота центрального зрения на лучше видящем глазу с использованием очковой коррекции находится в пределах 0,05- 0,2 или выше - 0,3 при значительном нарушении других зрительных функций (конвергенции, аккомодации, поля зрения, глазодвигательных функций и т.д.). К слабовидящим детям относятся также и дети с остротой зрения в пределах 0,4, но имеющие прогрессирующие или рецидивирующие заболевания. Слабовидение возникает на фоне глазных болезней и общего ослабления здоровья детей. Слабовидение чаще всего связано с аномалиями рефракции - близорукостью (миопия) и дальнозоркостью (гиперметропия).

Зрительное восприятие при слабовидении характеризуется недостаточностью, фрагментарностью, замедленностью, что обедняет чувственный опыт. Дефекты зрения делятся на прогрессирующие и стационарные. К прогрессирующим относятся случаи первичной и вторичной глаукомы, злокачественные формы высокой близорукости, отслойка сетчатки и т.д., к стационарным - пороки развития: микрофтальм, альбинизм, дальнозоркость, астигматизм высоких степеней и непрогрессирующие последствия заболеваний и операций - стойкие помутнения роговицы, катаракта, послеоперационная афакия (отсутствие хрусталика и др.).

Слабовидящие дети испытывают затруднённую пространственную ориентировку. Утомление при зрительной работе может привести к дальнейшему ухудшению зрения, а также вызвать снижение умственной и физической работоспособности. Однако зрение остаётся у слабовидящих детей ведущим анализатором, у них осязание не замещает зрительных функций, как это происходит у слепых. Особенности обучения и воспитания слабовидящих детей: рациональное построение учебных занятий, ограничение зрительных нагрузок, применение корригирующих и тифлотехнических средств, организация специальных коррекционных занятий, направленных на преодоление отклонений в психофизическом развитии и социальной адаптации и реабилитации. Следует ограничивать (после консультации с офтальмологом) физическую нагрузку и участие в играх, требующих резких движений. Родители должны следить за тем, чтобы ребёнок правильно носил очки и строго соблюдал рекомендации глазного врача.

Для слабовидящих детей создаются специальные (коррекционные) образовательные учреждения: дошкольные учреждения и школы-интернаты. Слабовидящие дети дошкольного возраста часто воспитываются в массовых детских садах. В массовой школе темп работы слабовидящего ребёнка быстро отстаёт от темпа работы остальных учеников, что может привести к неуспеваемости и психическому дискомфорту ребёнка.

Коррекция зрения осуществляется путём усиления полезного оптического сигнала (яркости, контрастности и др.) на сетчатке глаза с помощью обычных

очков. При сложных нарушениях зрения используются специальные приборы, с помощью которых визуальная информация преобразуется в сигналы, доступные для восприятия слуха или осязания.

Для слабовидящих предназначены различные лупы, очки (микроскопические, телескопические, гиперокулярные), моно- и бинокляры, проекционные увеличивающие аппараты, телевизионные устройства. Для лиц, зрение которых ухудшается в условиях повышенной освещённости, используются корректирующие линзы.

Для слепых разработаны различные устройства: специальные трости, приборы для ручного письма по системе Л. Брайля, приборы для рельефного черчения и рисования, «читальные машины», преобразующие текст в рельефно-точечные изображения на рельефный матричный экран либо в звуковые сигналы, соответствующие определённым буквам, т.н. говорящие книги на магнитофонных записях и компакт-дисках и др. Разрабатываются специальные компьютерные технологии (используются клавиатуры для слепых и звуковое оформление).

Дефекты зрения и роль очков в их коррекции

К дефектам зрения, которые можно корректировать с помощью очков относятся близорукость, дальнозоркость, астигматизм и возрастное снижение зрения (пресбиопия) Чтобы лучше понять каким образом очки исправляют эти дефекты, рассмотрим более подробно некоторые термины и определения.

Глаз – сложная фотооптическая физиологическая система. Лучи света, падающие на эту систему, преломляются, фокусируются на сетчатке (сетчатка – это светочувствительная оболочка) и дают изображение предметов. Положение задней фокусной точки глаза относительно сетчатки представляют его главную оптическую характеристику. Она называется клинической рефракцией глаза.

Если фокусная точка лежит за сетчаткой, то рефракция считается дальнозоркой (гиперметропической), если на сетчатке, то соразмерной, нормальной (эметропическая), если впереди сетчатки, то близорукой (миопическая) (рис. 1.148, 1.149, 1.150).

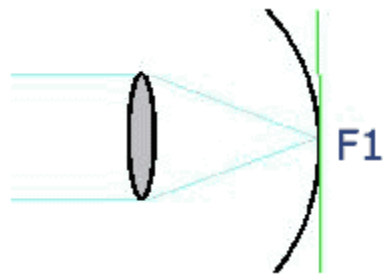


Рис. 148. F1 – задний главный фокус оптической системы глаза совпадает с сетчаткой
– эмметропия

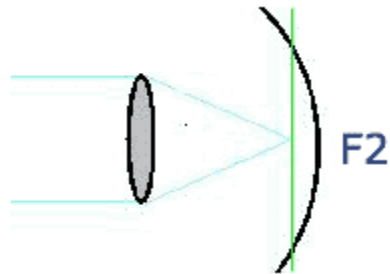


Рис. 149. F2 - задний главный фокус оптической системы глаза лежит перед сетчаткой
– миопия

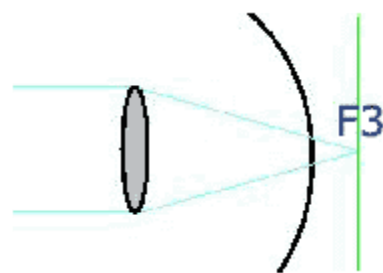


Рис.1.150. F3- задний главный фокус находится за сетчаткой – гиперметропия

Дефекты зрения различаются не только по виду, но и по степени. Чем дальше находится фокус от сетчатки, тем выше степень дефекта зрения. Степень дефекта измеряют преломляющей силой линзы, корректирующей дефект зрения. Выражается она в диоптриях.

Зрение может быть исправлено помещением перед глазом очковой линзы. Линзы перемещают задний фокус глаза на сетчатку и делают изображение предметов четким. Для коррекции близорукости используют вогнутые (отрицательные) линзы, а дальнозоркости корректируют с помощью выпуклых (положительных) линз.

К дефектам зрения, так же **корректируемым** с помощью очков, относится возрастная дальнозоркость (пресбиопия). При возрастной дальнозоркости невозможно получить четкое изображение на сетчатке из-за ослабления **аккомодации** (**аккомодация** – это способность глаза резко видеть предметы, находящиеся на разном расстоянии).

При возрастной дальнозоркости плохо видят объекты, находящиеся на близком расстоянии (газета, книга, компьютер, ноты и т.д.). Очковая линза (плюсовая) перемещает фокус на сетчатку и берет на себя работу по **аккомодации**.

Пресбиопические очки применяют только для работы на близком расстоянии. Вдаль через такие очки смотреть неудобно, т.к. далекие предметы видно нечетко. Если человек с дефектом зрения не пользуется очками, то у него появляется **астенопия** (зрительное утомление).

Астенопия проявляется в субъективных ощущениях: при чтении или рассмотрении предметов на близком расстоянии мелкие детали начинают «расплываться», буквы и строчки «затуманиваются», в глазах ощущается резь, ломящая боль в висках и между надбровными дугами, может появиться светобоязнь. Лечение астенопии (*или астенопии*) заключается, прежде всего, в коррекции с помощью очков имеющихся дефектов зрения.

Часть 2. Протезирование и протезостроение

2.1. Краткий обзор истории биомеханики и протезирования

Разработка протезно-ортопедических изделий предназначена для компенсации утраченных или нарушенных опорно-двигательных функций. Основывается на глубоком понимании особенностей двигательного аппарата человека и основных закономерностях выполнения человеком разнообразных действий, связанных с движениями сегментов тела.

Специалист в области протезирования и протезостроения должен обладать знаниями основ биомеханики движений человека, рассматривающей активные движения, выполняемые с осознанной целеустремленностью.

Применительно к задачам протезирования и протезостроения биомеханика помогает выявить важнейшие особенности выполнения целенаправленных движений человека, например, связанных с самообслуживанием в быту, трудовыми действиями, ходьбой и т.д., которые следует воспроизводить с помощью протезов конечностей или в определенной степени учитывать при их построении.

Наблюдения за движениями животных и человека производились с древних времен (Аристотель, Гиппократ и др.). Но только в эпоху Возрождения начали исследовать движения человека, используя наряду с данными анатомии также и законы механики (Леонардо да Винчи, Борелли и др.).

Достижением в опытном изучении движений человека и животных послужило изобретение моментальной фотографии и кинокамеры.

Со второй половины XIX века бесконтактные методы светохимической регистрации и фотограмметрии (одиночные фотоснимки, хронофотография, циклограмметрия, киносъемки, стереофотограмметрия) стали постепенно получать все большее распространение при проведении биомеханических исследований.

С 1946 г. при изучении движений получили применение электрические методы измерения механических величин. С этой целью используются различные датчики (измерительные преобразователи). При проведении научно-

исследовательских работ в области протезирования наиболее широкое применения находят следующие методики изучения движений:

- регистрация межзвенных углов (гониограммы суставов и шарниров);
- запись циклограмм двойного шага (подография);
- динамография составляющих сил реакции опоры при ходьбе;
- определение силы схвата пальцами кисти, а также усилий на тягах (в протезах верхних конечностей с тяговым управлением);
- перемещение плечевого пояса и головы (при изучении компенсаторных движений протезированных инвалидов);
- регистрация электрической активности отдельных мышц в процессе выполнения движения (электромиография);
- определение пространственных координат, скоростей и ускорений тела человека и его сегментов посредством зеркальной стереокинофотограмметрии.

С древних времен люди искали способы восстановления функций поврежденных или утраченных конечностей, используя различные приспособления: доски для ползания, палки и клюки, клюшку под согнутое колено и т.п. В отдельных случаях изготавливались даже искусственные руки и ноги.

Первый протез ноги в России создал И.П. Кулибин в конце XVIII века, который не только восполнял косметический дефект инвалида, но и выполнял заданные функции. Он же впервые предложил основные правила снятия мерок при изготовлении протезов.

В 1880 г. врач Г.О. Шполянский предложил протез голени. В 1886 г. изобретатель Г.Р. Менцель сконструировал оригинальный голеностопный узел, в котором щиколотка имела нефиксированный центр вращения относительно стопы. В узле были предусмотрены движения пронации и супинации стопы, необходимые при ходьбе по неровной поверхности. Щиколотка соединялась со стопой посредством пружины.

При всех положительных сторонах отдельных конструкций, которые были предложены изобретателями-энтузиастами, проблемы протезирования не могли быть решены без проведения фундаментальных исследований в области протезирования и протезостроения и создания крупных протезных предприятий.

Протезное производство, которым стали заниматься специальные мастера, возникло лишь в 19 веке. Это были небольшие частные или государственные мастерские.

В период первой мировой войны, когда количество инвалидов значительно возросло, проблема изготовления протезов стала еще актуальнее. Передовые врачи-ортопеды Р.Р. Вреден, Г.И. Турнер, Г.А. Альбрехт, В.А. Бетехтин разработали план организации протезного дела. Они предложили развернуть сеть государственных мастерских, подготовить кадры врачей, техников, привлечь к производству инженеров, организовать опытную мастерскую и специализированные лечебные учреждения.

В 1916 г. протезные мастерские имелись в более чем 10 городах и регионах России (Москва, Киев, Петроград, Саратов, Воронеж, Кавказ и т.д.).

С первых дней образования Советского государства осуществление задач в области протезирования и протезостроения было возложено на Народный комиссариат социального обеспечения.

В 1919 г. в Петрограде был создан Институт протезирования, в задачу которого входили разработка научных основ протезирования и подготовка и подготовка медицинских и инженерно-технических кадров.

В 1933 г. было открыто Московское протезно-ортопедическое предприятие. В мае 1940 г. в Москве была организована Научно-исследовательская клиника ортопедии и протезирования. В 1943 г. ее переименовали в Московский научно-исследовательский институт протезирования.

В 1946 г. в Москве было организовано Центральное конструкторское бюро протезирования. В 1948 г. его объединили с Московским НИИ протезирования. При этом было образовано новое учреждение – Центральный

научно-исследовательский институт протезирования и протезостроения (ЦНИИПП), осуществлявший функции головного института.

В Республике Беларусь функции головного предприятия по протезированию и протезостроению выполняет Белорусский протезно-ортопедический восстановительный центр (БПОВЦ) и его филиалы в областных центрах и крупных городах РБ.

2.2. Некоторые понятия и общие принципы современных протезирования и протезостроения.

Классификация протезно-ортопедических изделий.

Протезно-ортопедические изделия подразделяются на группы:

- протезы;
- ортопедические аппараты;
- корсеты;
- туторы и др. (бандажи, прочие ортопедических изделия).

Каждой группы изделий присвоен индекс. Например, протезы→П, корсеты→КР и т.д.

Каждая группа в зависимости от её назначения подразделяется на подгруппы (протезы верхних конечностей→ПР, протезы нижних конечностей→ТР, туторы на нижние конечности→ТН и т.д.).

Примечание.

- **протез** – это устройство, предназначенное для выполнения функции и формы отсутствующей или деформированной части тела;
- **аппарат ортопедический** – это устройство в виде шарнирно-соединённых шин, гильзы (манжеток), предназначенное для восстановления опорно-двигательных функций конечностей;
- **корсеты** – ортопедическое устройство, выполненное в виде гильзы, укрепленное иногда шинами, предназначенное для фиксации, разгрузки и коррекции пораженного отдела позвоночника с целью восстановления опорно-двигательных функций;
- **тутор** – приспособление в виде гильзы на шнуровке, предназначенное для фиксации конечностей или их сегментов с целью восстановления их функции и опоры;
- **бандаж** – эластичная повязка (или пояс), используемая в профилактических и лечебных целях при опущении органов брюшной полости, ослаблении брюшной стенки, послеродовом и дородовом периодах и бедренных грыже.

Каждая подгруппа в зависимости от уровня ампутации или степени поражения опорно-двигательного аппарата подразделяется на виды изделий.

Виды изделий классифицируются по их функциональности и способу управления (см. табл. 2.1)

Табл. 2.1. Классификация протезно-ортопедических изделий

Вид изделия, индекс вида	Назначение	Способ управления
1	2	3
Протезы П		
ПРОТЕЗЫ ВЕРХНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ→ПР		
<ul style="list-style-type: none"> • Протезы пальцев и кисти→ПР0 • Протезы предплечья→ПР2 	Косметическое	–
<ul style="list-style-type: none"> • Протезы плеча→ПР4 	Функционально-косметическое	Мышечное
<ul style="list-style-type: none"> • Протезы после вычленения плеча→ПР8 	Функциональное	Мышечное посредством тел
<ul style="list-style-type: none"> • Протезы и приспособления для самообслуживания→ПР9 	Функциональное с внешним источником энергии	Биоэлектрическое, миотопическое, контактное, сенсорное, комбинированное
ПРОТЕЗЫ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ→ПН		
<ul style="list-style-type: none"> • Протезы стопы→ПН0 • Протезы голени→ПН3 • Протезы бедра→ПН6 	Функциональное	Мышечное
<ul style="list-style-type: none"> • Протезы после вычленения бедра→ПН8. • Протезы при врожденном недоразвитии нижних конечностей→ПН9. 	Функциональное с внешним источником энергии	Контактное, биоэлектрическое, комбинированное
ОРТОПЕДИЧЕСКИЕ АППАРАТЫ→А		
АППАРАТЫ НА ВЕРХНИЕ КОНЕЧНОСТИ→АР		
Аппарат на кисть→АР0. Аппараты на предплечье→АР2.	Функциональное	Мышечное
<ul style="list-style-type: none"> • Аппараты на локтевой сустав→АР4. • Аппараты на всю руку→АР8 	Функциональное с внешним источником энергии	Контактное, биоэлектрическое, Комбинированное.
АППАРАТЫ НА НИЖНИЕ КОНЕЧНОСТИ→АН		

<ul style="list-style-type: none"> • Аппараты на голеностопный сустав→АН0. • Аппараты на голень→АН2. • Аппараты на коленный сустав→АН4. • Аппараты на всю ногу→АН8 	Функциональное	Мышечное, мышечное с использованием стимулирующего сигнала
ТУТОРЫ→Т		
ТУТОРЫ НА ВЕРХНИЕ КОНЕЧНОСТИ→ТР		
<ul style="list-style-type: none"> • Тutory на лучезапястный сустав→ТР0. • Тutory на предплечье→ТР2. • Тutory на локтевой сустав→ТР4. • Тutory на плечо→ТР6. • Тutory на всю руку→ТР8 	—	—
ТУТОРЫ НА НИЖНИЕ КОНЕЧНОСТИ→ТН		
<ul style="list-style-type: none"> • Тutory на голеностопный сустав→ТН0. • Тutory на голень→ТН2. • Тutory на коленный сустав→ТН4. • Тutory на тазобедренный сустав→ТН6. • Тutory на ногу→ТН8 	—	—
КОРСЕТЫ→КР		
<ul style="list-style-type: none"> • Корсеты фиксирующие→КР0. • Реклинатор→КР1 	Функциональное	Мышечное
<ul style="list-style-type: none"> • Корсеты корригирующие→КР4 	Функциональное с внешним источником энергии	Биоэлектрическое, контактное, комбинированное
ПРОЧИЕ ОРТОПЕДИЧЕСКИЕ ИЗДЕЛИЕ		
<ul style="list-style-type: none"> • Протезы грудной желе →ПГ • Сиденве кожаное→ПИО-01 • Подколенник→ПИО-02 • Наколенник резиновый→ПИО-03. • Ортопедические стельки→ОС • Чехлы гигиенические→ЧГ • Обтураторы→ОБ 	—	—

Каждое изделие имеет свой индекс, который характеризуется системой, состоящий из двух букв (класс) и трех цифр. Причем первая обозначает уровень дефеката конечности (группа), а две последних – порядковый номер изделия.

Например: ПР2-36 → протез предплечья с электроприводом кисти.

ПНЗ-05 → протез голени деревянный (культя по Пирогову).

ПН6-35 → протез бедра универсального назначения.

По функциональности протезно-ортопедические изделия подразделяются на косметические (протезы верхних конечностей), функционально-косметические и функциональные.

- косметические – протезы восполняют косметический дефект инвалида;
- функционально-косметические – наряду с этим могут выполнять отдельные функции.
- функциональные – протезы кроме сказанного выполняют основные функции определенной конечности человека.

В функциональных протезах с внешними источниками энергии используются электрические и пневматические аккумуляторы. Механизмами в них являются, например, электромеханические приводы.

Управление протезами и ортезами бывает:

- мышечное – путем передачи усилия, развиваемого мышцами;
- посредством тяг на звенья протеза (в протезах верхних конечностей);
- путем непосредственного воздействия культи на протез (в протезах нижних конечностей при ходьбе);
- при биоэлектрическом управлении используется биоэлектрические компоненты мышечной активности (биоэлектрический потенциал мышц);
- при миотоническом управлении – боковой мышечный толчок (механическое воздействие на элемент управления), используется изменение поперечного сечения и твердости мышц при их напряжении);

- при контактном управлении – воздействие на элемент управления, например, любой выступающей частью тела;
- при комбинированном управлении – комбинация двух или более перечисленных выше способов управления;
- сенсорное управление – управление, осуществляемое соприкосновением участка тела с датчиком (чувствительным элементом) системы управления.

Антропометрическая и инерционная норма

Целью протезирования после ампутации или поражение конечностей человека является восстановление функции утраченной конечности. Протез или ортопедический аппарат (ортез) как средство протезирования изготавливается строго индивидуально, причем их параметры находятся в качественной и количественной связи с геометрическими и биомеханическими характеристиками человека.

Изучение опорно-двигательного аппарата человека и ходьбы подтвердило, что с позиции биомеханики нет двух совершенно одинаковых людей, как нет и двух современно одинаковых шагов у одного и того же человека. Однако есть обязательные общие закономерности, отличающие норму опорно-двигательного аппарата от патологии. Значение этой нормы помогает конкретно представлять задачи протезирования и протезостроения.

Антропометрическая норма определяет связи между линейными размерами любого величина, называемая **парсом (П)**, равная $1/56$ роста человека. В парсах выражены длины и поперечники всех сегментов тела.

$$П=1/56Р$$

П – Парс, Р – рост человека.

На рис. 2.1 показаны основные антропометрические характеристики. Ими пользуются, например, для определения длин сегментов после двусторонней ампутации конечностей.

Предположим, что человеку ампутировали обе голени. Необходимо узнать длину его голени (колени-пол) до ампутации. Для этого достаточно

измерить (в см) длину предплечья с вытянутой кистью. Пусть, например, эта длина оказалась равной 44 см, что составляет 14П. Тогда длина голени, равная 17П, составит $44/14 \cdot 17 = 53$ см, а длина его стопы 8П, или $44/18.8 = 25$ см.

Табл. 2.2. Относительные массы сегментов, %

Наименование сегмента	Относительная масса сегмента, %
Голова	7
Плечо	3,1
Предплечье	2
Кисть	0,8
Вся рука	5,9
Туловище	45
Бедро	11,6
Голень	4,8
Стопа	1,7
Вся нога	18,1

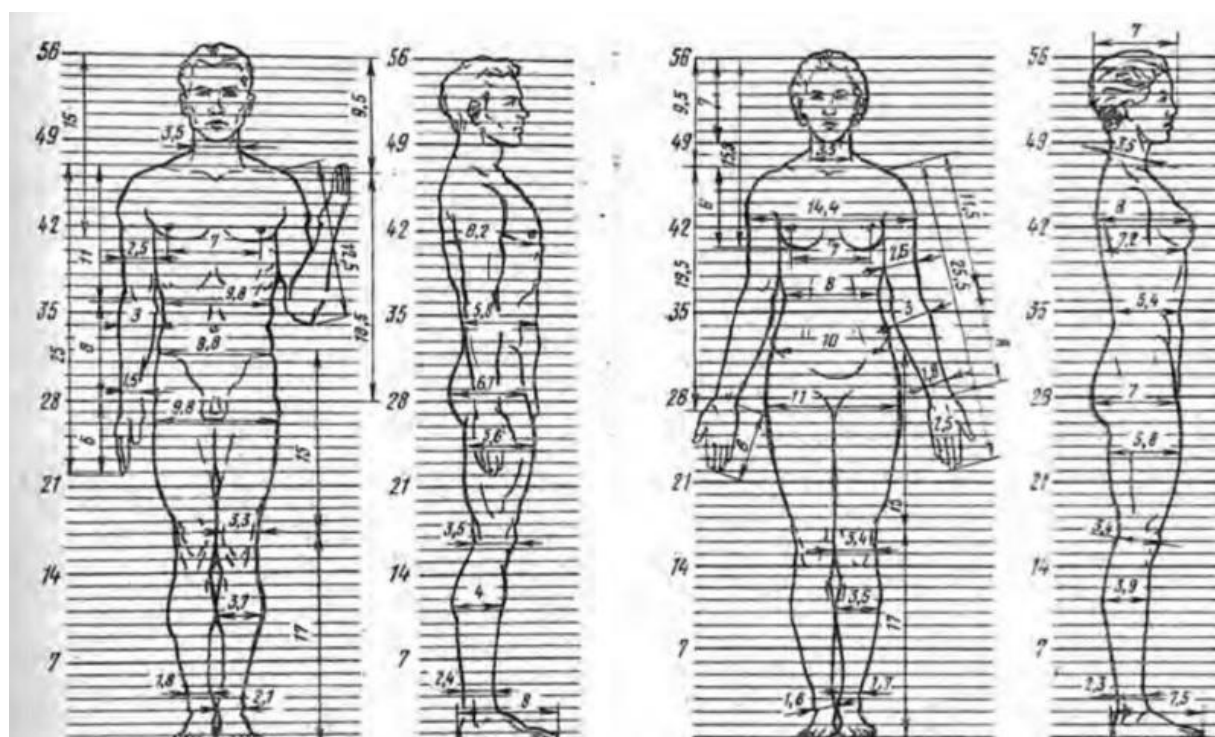


Рис 2.1. Основные антропометрические характеристики мужчин и женщин

Табл. 2.3. Координаты центров масс (рост человека - 100%)

Наименование сегмента	Координаты центров масс,%			Координаты центров масс,мм,при росте 170 см		
	X	Y	Z	X	Y	Z
Голова	0	0	93,48	0	0	1589
Шея и туловище	0	0	71,09	0	0	1209
Голова ,шея и туловище	0	0	74,15	0	0	1260
Плечо	0	±10,66	71,74	0	±181,12	1219
Предплечье	0	±10,66	55,33	0	±181,12	940
Кисть	0	±10,66	43,13	0	±181,12	733
Вся рука	0	±10,66	62,30	0	±181,12	1059
Бедро	0	±5,04	42,48	0	±85,54	722
Голень	0	±5,04	18,19	0	±85,54	309
Стопа	3,85	±6,16	1,78	65,50	±104,75	30,3
Вся нога	0,35	±5,16	31,67	5,95	±87,75	539
Все тело (ОЦТ)	0	0	57,65	0	0	960

Табл. 2.4. Координаты центров суставов человека, % от роста

	X	Y	Z
Основание черепа у I позвонка А	0	0	91,23
Плечевой Б	0	±10,66	81,16
Локтевой С	0	±10,66	62,20
Лучезапястный D	0	±10,66	46,21
Тазобедренный(ТБС) E	0	±5,04	52,08
Коленный (КС) F	0	±5,04	28,44
Голеностопный (ГСС) G	0	±5,04	3,85

Вышеприведенные данные могут служить справочным материалом и дают представление о потерянной массе тела из-за ампутации. Они могут использоваться также для расчета схем построения протезов и аппаратов, а также для целесообразного распределения масс в системах инвалид-протез и инвалид-ортопедический аппарат.

Ампутация части конечности или паралич приводит к изменению положения центра масс тела.

Очевидно, что эти изменения будут тем значительнее, чем выше уровень ампутации.

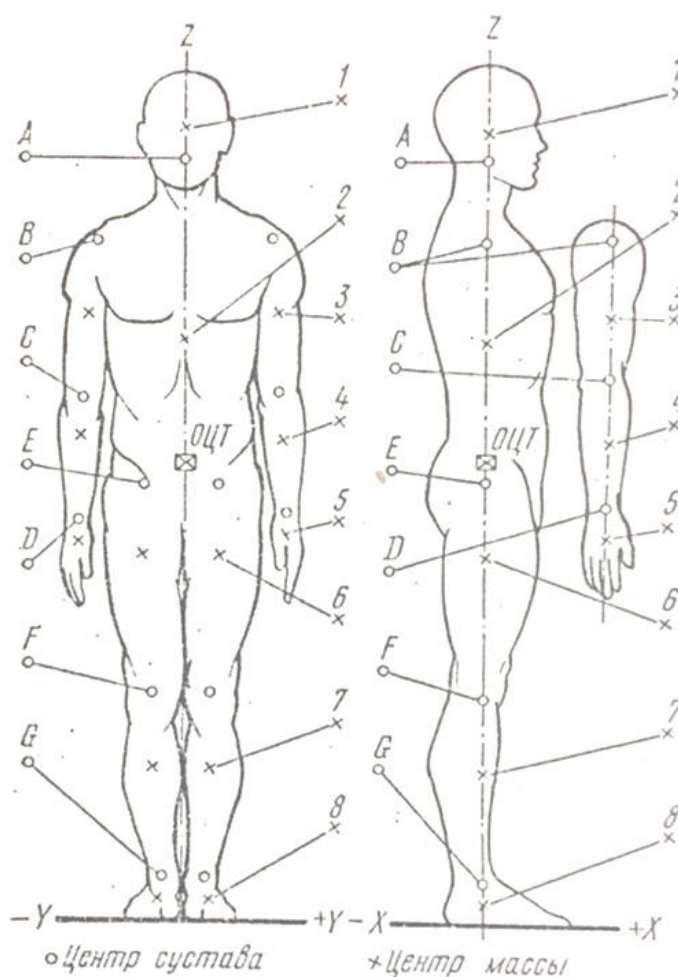


Рис. 2.2. Расположение центров суставов и центров масс в сегментах тела человека

Условно принята следующая классификация уровней ампутации нижних конечностей:

- культя стопы;
- культя по Пирогову;
- длинная культя голени (длиннее $2/3$ сохранившейся голени);
- культя голени на границе нижней и средней трети ($2/3$ длины сохранившейся голени);
- культя голени в средней трети (половина длины сохранившейся голени);
- культя голени на границе средней и верхней трети (составляет $1/3$ длины сохранившейся голени);
- короткая культя голени (короче $1/3$ сохранившейся голени);
- вычленение голени;

- культя по Гритти;
- длинная культя бедра (длиннее $2/3$ сохранившегося бедра);
- культя бедра на границе нижней и средней трети ($2/3$ длины сохранившегося бедра);
- культя бедра в средней трети (половина длины сохранившегося бедра);
- культя бедра на границе средней и верхней трети ($1/3$ длины сохранившегося бедра);
- короткая культя бедра (короче $1/3$ сохранившегося бедра);
- вычленение всей ноги.

Для определения уровня ампутаций необходимо сравнить длину культи с длиной соответствующего сегмента сохранившейся конечности или антропометрической нормой (при двусторонней ампутации). Длина голени измеряется от вершины наружного мыщелка бедра до пола (колено-пол). Длина бедра – от вершины большого вертела до вершины наружного мыщелка бедра.

Пример. Длина голени 53 см, длина культи голени 16 см. По приведенной классификации наиболее близким уровнем ампутации будет граница средней и верхней трети голени ($1/3$ длины голени).

Для иллюстрации того, как перемещается общий центр массы ОЦМ человека в результате ампутации, приводим следующие данные для двух уровней ампутации при росте человека 170 см: при половине голени ОЦМ смещается в сторону здоровой нижней конечности на 0,8 см и вверх на 4,5 см, при половине бедра – в сторону здоровой нижней конечности на 1,3 см и вверх 7,9 см.

2.3. Средства протезирования нижних конечностей

Основные термины и определения

Плоскости и направления человеческого тела (см. рис 2.3)

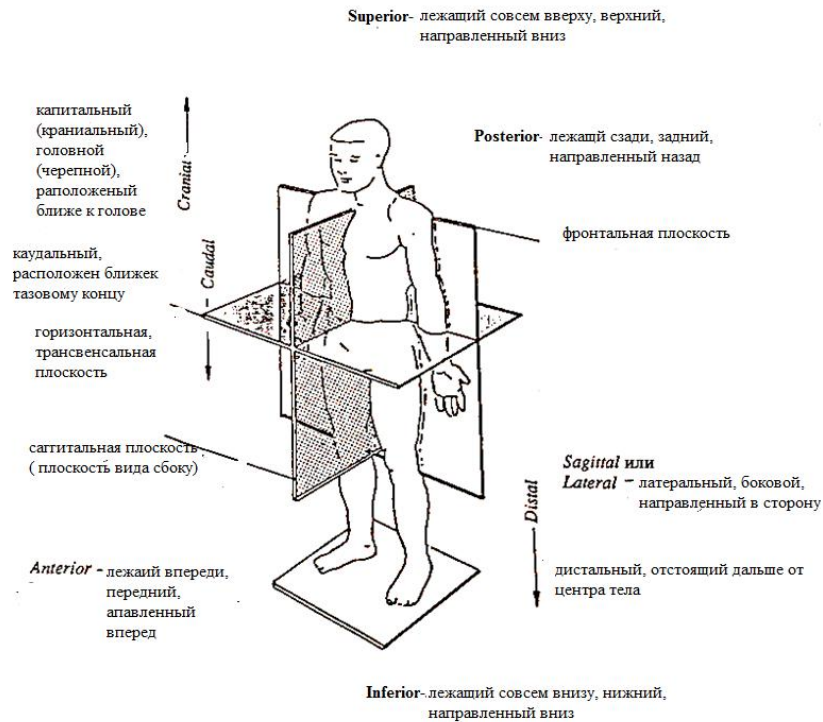


Рис. 2.3. Плоскости и направления человеческого тела

Фронтальная плоскость – проходит посередине тела человека на виде сбоку по оси Z.

Сагиттальная плоскость – проходит перпендикулярно фронтальной плоскости и через ось Z.

Горизонтальная или трансверсальная плоскость – она перпендикулярна фронтальной и сагиттальной.

Направление superior (суприор) – лежащий совсем сверху, направленный вверх.

Направление posterior – лежащий сзади(задний), направленный назад.

Sagittal или lateral- боковой или направленный в сторону.

Inferior –лежащий совсем внизу, нижний, направленный вниз.

Anterior –лежащий вперед, передний, направленный вперед.

Cranial- краниальный, головной, расположенный ближе к голове.

Caudal- каудальный, расположенный ближе к тазовому концу.

Distal-дистальный, отстоящий дальше от тела.

Суставы

Суставы – это соединения между различными костями скелета, их еще называют суставными связями.

Классификация:

- **синартрозы** – неподвижные (или почти неподвижные), негибкие суставы.

Они делятся на 3 группы:

- синастоз – костное соединение в черепе;
- сихондроз – неподвижные или малоподвижное хрящевое соединение;
- синдезмоз – малоподвижные соединения посредством связок (например, фиксация подвздошной кости с крестцом).

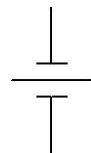
- **диартрозы** – это вид соединения более-менее подвижный и в нем всегда имеется суставная поверхность.

В нем всегда можно найти 3 подвижных элемента:

- концы обеих костей (дистальная и проксимальная) покрыты слоем геолоинового хрящевого вещества;
- суставная сумка – удерживается мышечной тканью
- суставная щель – заполнена синовиальной или суставной смазкой.

Диартрозы соответственно их движению делятся на 3 группы:

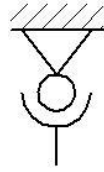
- суставы с **одной** осью движения – одноосные – бочковидные или цилиндрические суставы. На схеме:



- суставы с **двумя** осями движения – двухосные – седловидный сустав или эллипсоидный. На схеме:



- суставы с *тремя* осями движения – многоосные – шаровидный сустав. На схеме:



Соответственно этой классификации упрощенная структурная схема (биокинематическая схема) свободной нижней конечности выглядит следующим образом:

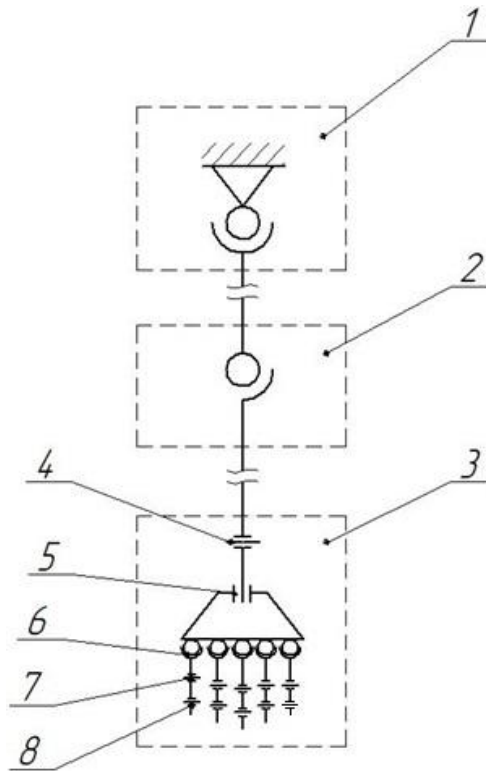


Рис. 2.4. Биокинематическая схема свободной нижней конечности

1. тазобедренный сустав – трехосный – имеет 3 степени свободы;
2. коленный-двуосный сустав – 2 степени свободы;
3. голеностопный сустав – одна степень свободы;
4. подтаранный сустав – одна степень свободы;
5. нижний голеностопный сустав – одна степень свободы;
6. плюснефаланговые суставы пальцев – две степени свободы;

7. проксимальные межфаланговые суставы пальцев – одна степень свободы;

8. дистальные межфаланговые суставы пальцев – одна степень свободы.

Тазобедренный сустав – это цилиндрический шаровидный сустав с тремя осями движения. Крепление осуществляется за счет вакуума между головкой тазобедренного сустава и впадиной. В тазобедренном суставе нагрузка в фазе опоры достигает 70-200 кг, а в нейтральном положении разгибания равна нулю.

В тазобедренном суставе разрешается отведение и приведение, сгибание и разгибание, вращение внутрь и наружу.

Центр всех трех осей движения- это центр головки бедренной кости. Определить положение центра можно в сагиттальной плоскости- исходная точка поперечной оси тазобедренного сустава (ось сгибания-разгибания) находится приблизительно на высоте прощупываемой верхушки большого вертела.

Исходную точку в горизонтальной плоскости (ось отведения-приведения) можно найти при прощупывании пульсирующей бедренной артерии. Эта точка находится приблизительно к 10 мм кнаружи и 10 мм выше от выхода артерии из мышечной ткани.

Амплитуда сгибания-разгибания примерно 130-140°. Отведение – 30-60°, приведение – 20-30°. Ротация к наружу 30-45°, ротация во внутрь- 40-50°.

Коленный сустав – он обладает очень сложной суставной поверхностью.

В расслабленной позе, стоя, оси обоих коленных суставов лежат на одной линии и могут считаться параллельными фронтальной плоскости. Эту параллельность можно установить путем вращения в тазобедренном суставе. Причем у различных лиц устанавливаются различные по величине углы разворота стоп, различные торсии оси голеностопного сустава относительно поперечной оси тазобедренного и оси коленного сустава.

Коленный сустав полицентрический – он осуществляет не только ротационные движения и трансляционные.

Бедренная кость не только вращается на большеберцовой кости, но также выносится вперед при сгибании тазового сустава. Помимо этого, происходит вращение вокруг вертикальной оси. Бедренная кость поворачивается примерно на 10° наружу, а при сгибании снова на 10° внутрь.

В последней фазе разгибания следует заключительное вращение. При этом голень вращается кнаружи примерно на 5° .

Этот эффект можно сравнить со штыковым затвором или понимать, как свинчивание звеньев суставов. Он повышает устойчивость при разгибании сустава.

Подвижность в коленном суставе

Разгибание $-0-10^\circ$, сгибание $-120-150^\circ$.

Голеностопный сустав – обладает только одной степенью свободы и одной осью движения. Ось движения лежит не совсем во фронтальной плоскости, она слегка развернута кнаружи примерно на 5° .

В зависимости от степени естественной торсии большеберцовой кости различной по величине у разных людей, ось голеностопного сустава по отношению к оси коленного сустава может быть повернута кнаружи на 30° .

Скручивание большеберцовой кости – это процесс, который развивается от рождения (у новорожденных примерно 2° , до неизменных $20-30^\circ$ в возрасте 7 лет).

Это развитие передвигает голеностопный сустав в наиболее выгодную позицию для прямой походки, принимая во внимание наружное смещение общего центра масс на соответствующую опорную ногу.

Движения у голеностопного сустава:

- тыльное сгибание – амплитуда $20-30^\circ$;
- подошвенное сгибание – амплитуда $40-50^\circ$ до 60° .

2.4. Поступательные движения человека в норме

Понимание нормального поступательного движения человека является основой для систематического лечения патологической ходьбы, особенно тогда, когда для этого используются протезы и ортезы.

Ходьба человека в норме – серия ритмичных и попеременных движений конечностей и туловища, которые ведут к перемещению вперед центра тяжести.

Несмотря на то, что существует разница в походке каждого человека – она незначительна.

При анализе придвижения человека и описания характеристики ходьбы в норме используется ряд понятий, таких как период шага, фазы опоры и переноса и т.д.

Период шага включает в себя действия, которые происходят между моментом опоры на пятку конечности и следующий момент опоры на пятку с той же стороны.

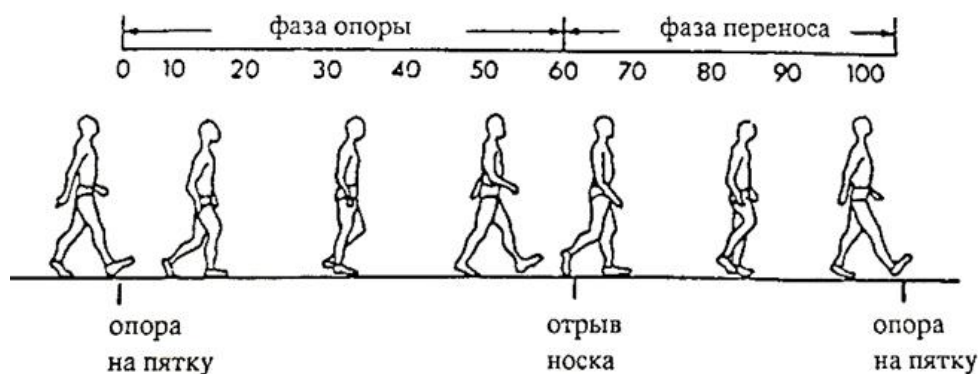


Рис. 2.5. Период шага

Фаза опоры начинается в тот же момент, когда пятка касается поверхности опоры и заканчивается, когда носок той же ноги отрывается от поверхности опоры.

Фаза опоры включает в себя следующие компоненты:

- опора на пятку;
- фаза полного контакта, т.е. сразу после опоры на пятку – касается поверхности вся стопа;

- опора на всю стопы – в этой компоненте общий центр масс находится вертикально над опорой ноги;
- фаза толчка – период между отрывом пятки и отрывом носка от поверхности опоры.

Отрыв пятка следует за фазой опоры на всю стопу, когда пятка поднимается вверх. Несмотря на то, что пятка уже не контактирует с поверхностью опоры, подушечки и пальцы стопы находятся еще на поверхности.

Сразу после отрыва пятка опорной ноги от поверхности опоры, движения тела ускоряются благодаря икроножной мышце.

Фаза переката заканчивается отрывом носка от поверхности опоры, когда вся стопы от опоры и конечность переводится в фазу переноса.

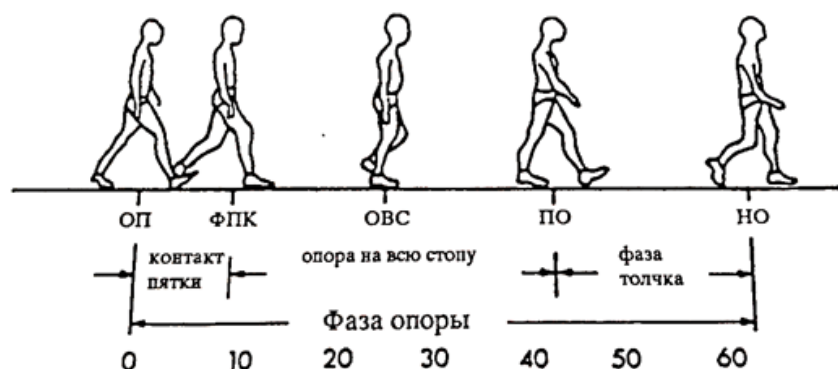


Рис. 2.6. Фаза опоры

Фаза переноса делится на три компонента:

- **ускорение** – в момент отрыва носка от опоры, стопа получает ускорение для выноса ноги вперед и подготовки следующей опоры на пятку перед туловищем;
- **средняя фаза переноса** – это период переноса ноги под телом. При этом стопа должна быть достаточно приподнята, чтобы во время переноса она не касалась поверхности опоры.
- **задержка** – она наступает после средней фазы переноса, когда движение вперед тормозится непосредственно перед опорой на пятку.

При нормальной ходьбе имеется так называемый двухопорный период, когда обе конечности одновременно контактируют с поверхностью опоры. Это бывает между перекатом и отрывом носка от поверхности опоры на одной стороне, и между опорой на пятку и фазой полного контакта на другой стороне.

Длительность такого периода находится в прямой зависимости от скорости ходьбы. Увеличивается скорость ходьбы – период двойной опоры уменьшается.

Отсутствие двойной опоры достаточно для того, чтобы отличить бег от ходьбы.

Относительные промежутки времени, необходимы во время каждого шага:

- фаза опоры – 60%;
- фаза переноса – 40%;
- фаза двойной опоры – 11%.

Увеличение скорости ходьбы указывает на увеличение времени фазы переноса. При медленной – увеличение времени опоры на всю стопу.

Для характеристики используют общие признаки ходьбы в норме:

- вертикальное смещение общего центра масс;
- боковое смещение общего центра масс;
- ширина шага;
- боковой наклон таза;
- сгибание колена в период опоры на всю стопу;
- скорость ходьбы.

Вертикальное смещение общего центра масс – при нормальной ходьбе ОЦМ совершает ритмичные движения вверх и вниз при продвижении вперед. Высшая точка достигается во время опоры опорной ноги на всю стопу, низшая – в двухопорный период, когда обе стопы контактируют с поверхностью.

Это вертикальное смещение у мужчин редко когда превышает 50 мм.

Боковое смещение общего центра масс – это происходит, когда масс переносится с одной ноги на другую. В этот момент таз и туловище

перемещаются в сторону опорной ноги. Общий центр масс при движении вперед таким образом раскачивается из стороны в стороны. Общая величина лежит в пределах 50 мм.

Ширина шага – расстояние между линиями, которые проходят через условные оси опоры на пятку обоих стоп. Средняя ширина шага у мужчин 50-70 см, у женщин – 10-40 см.

Боковое наклонение таза – при ходьбе в норме таз наклоняется в сторону сперва на один тазобедренный сустав, а затем на другой. Диапазон изменения угла (амплитуда) от горизонтали не превышает 5°.

Сгибание колена в период опоры на всю стопу – непосредственно после опоры на пятку начинается сгибание колена. Оно продолжается до тех пор (в начальной стадии опоры на всю стопу) пока не достигнет примерно 20°.

Это сгибание согласовано со сгибанием голеностопного и тазобедренного суставов для уменьшения смещения вверх и вниз общего центра масс.

Скорость ходьбы – определяется числом шагов в минуту. Может возрастать от 70 шаг/мин (при медленной) до 120 шаг/мин (при быстрой).

Взрослый человек, идущий 90 шагов в минуту, проходит за час около 4 км.

Смещение общего центра масс человека при нормальной ходьбе определяется следующими факторами:

- силами притяжения земли;
- силами сокращения мышц;
- моментами инерции;
- соотношением между углами сегментами ноги в различных фазах цикла шага.

В области исследования поступательного движения человека исторически сложилось два пути:

- описывает движение частей тела в взаимосвязи друг с другом во время различных фаз шага. Называется это кинематикой.

- кинетика – раздел механики, который занимается рассмотрением сил в процессе движения.

Важнейшими силами при анализе ходьбы человека являются:

- силы, вызванные действием силы тяжести – внешние;
- силы, возникающие при сокращении мышц – внутренние.

Кинетический анализ позволяет определить положение суставов в пространстве.

Комбинация обоих методов позволяет рассчитать внешние силы, воздействующие на различные суставы.

Кинематический анализ голеностопного сустава

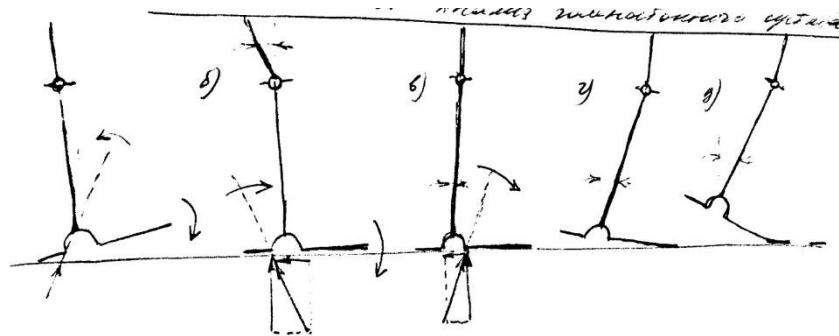


Рис. 2.7. Положение голеностопного сустава в фазах

- а) перекал через пятку – голеностопный сустав в нейтральном положении 0° (интервал от фазы перекал через пятку до фазы опоры на всю стопу);
- б) полный контакт стопы - подошвенной сгибание достигает 15° ;
- в) фаза опоры на всю стопу – в этой фазе тыльное сгибание составляет $3-5^\circ$;
- г) фаза отрыва пятки – тыльное сгибание достигает 15° ;
- д) фаза отрыва носка стопы от поверхности опоры – подошвенное сгибание достигает 20° .

В фазе переноса функция мышц голеностопного сустава заключается в том, чтобы сделать конечность более короткой, в основном через поддержание *нейтрального положение* голеностопного сустава.

Кинематический анализ коленного сустава в разные фазы шага

На рис. 2.8 показано положение коленного сустава в разные фазы шага.



Рис. 2.8. Положение коленного сустава в фазах

а) перед опорой на пятку коленный сустав полностью разогнут 0° ;

б) после опоры на пятку начинается сгибание коленного сустава.

Появляется угол α между осью голени и бедра;

в) при полном контакте подошвы с поверхностью опоры коленный сустав согнут под углом $\alpha = 20^\circ$;

Фазы в), г), д) – фазы полного контакта стопы с поверхностью опоры.

е) при отрыве пятки от поверхности опоры коленный сустав почти разогнут (примерно на 20°);

ж) при отрыве носка стопы от поверхности опоры коленный сустав согнут под углом примерно 40° .

Кинематический анализ тазобедренного сустава

На рис. 2.9 показано положение тазобедренного сустава в фазах ходьбы.

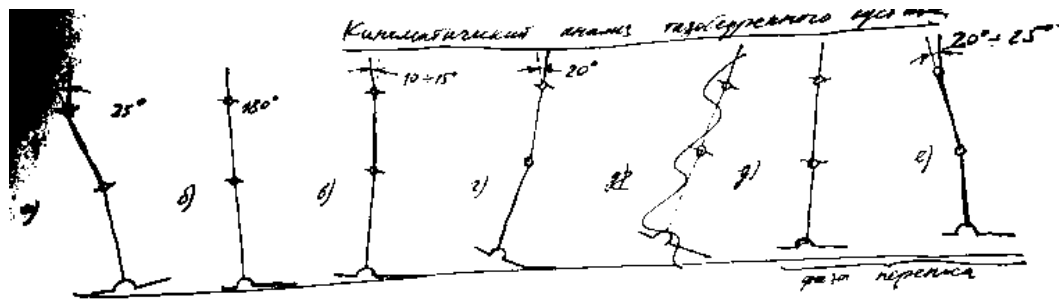


Рис. 2.9. Положение тазобедренного сустава в фазах

а) фаза опоры на пятку. Сгибание в тазобедренном суставе примерно 25° . Вскоре, после опоры на пятку, тазобедренный сустав начинает движение в направлении разгибания. При полном контакте стопы угол сгибания уменьшается до 20° .

Между фазой полного контакта и фазой опоры на всю стопу тазобедренный сустав движется из фазы опоры 20° в нейтральное положение;

б) фаза опоры на всю стопу. Тазобедренный сустав в нейтральном положении;

в) при отрыве пятки от поверхности опоры тазобедренный сустав избыточно разогнут на $10-15^\circ$;

г) в фазе между задним толчком и отрыве носка от поверхности опоры, тазобедренный сустав находится в положении максимального избыточного разгибания – примерно 20° . К моменту отрыва носка от поверхности тазобедренный сустав всё ещё разогнут на 10° и движется в направлении сгибания;

д) начало фазы переноса. Сразу после отрыва носка тазобедренный сустав занимает почти нейтральное положение. Он сгибается вплоть до средней фазы переноса;

е) средняя фаза переноса. В этот момент тазобедренный сустав согнут примерно на 25° .

Между средней фазой переноса и фазой опоры на пятку угол тазобедренного сустава меняется незначительно в сторону сгибания.

2.5. Основы кинематической и динамической характеристики человека при ходьбе в норме и на протезах

Между продольными осями смежных сегментов конечностей можно измерять межзвенные углы.

Проведенные исследования ходьбы в норме позволили определить межзвенные углы в тазобедренном, коленном, голеностопном и плюснефаланговом суставах.

По результатам исследований были построены графики этих углов – анулограммы. Характерной особенностью графиков этих углов является постоянная периодичность. Для людей меняются только продолжительность периода и диапазон изменения угла (амплитуда).

В норме эти амплитуды этих сгибаний составляет:

- в тазобедренном суставе:
 - в опорный период шага 12-15° и до 20°;
 - в переносный период 55-65°.
- в голеностопном суставе:
 - подошвенное сгибание 17-20°;
 - тыльное сгибание 8-10°.
- в плюснефаланговом суставе – всегда имеется тыльное сгибание при переносе амплитудой 10-12°. При опоре сначала идет выпрямление до 0°. При заднем толчке всегда вновь происходит сгибание до 10-12°.

Ходьба человека на протезе отличается заметной асимметрией изменения межзвенных углов сохранившейся и протезируемой конечности. Например, при односторонней ампутации голени на 20-25° увеличивается амплитуда угла в тазобедренном суставе сохранившейся и протезированной конечностей. А при односторонней ампутации бедра вырастает амплитуда этого угла только на протезированной конечности.

Межзвенный угол в коленном шарнире протезированной конечности в интервале опоры равен 0, т.к. отсутствует характерное для нормы подгибание в коленном суставе в начальный момент переноса толчка.

Резко отлично от нормы амплитуда межзвенного угла в плюснефаланговом шарнире протезированной конечности. «Всплеск» амплитуды этого угла отмечается только при заднем толчке, а в остальные фазы шага угол при этом равен нулю.

При ходьбе человек взаимодействует с опорной поверхностью, при этом возникают силовые факторы, называемые главным вектором и главным моментом сил реакции опоры.

В результате исследования произвольной ходьбы в норме получены типичные графики вертикальной и продольной составляющей главного вектора опорной реакции.

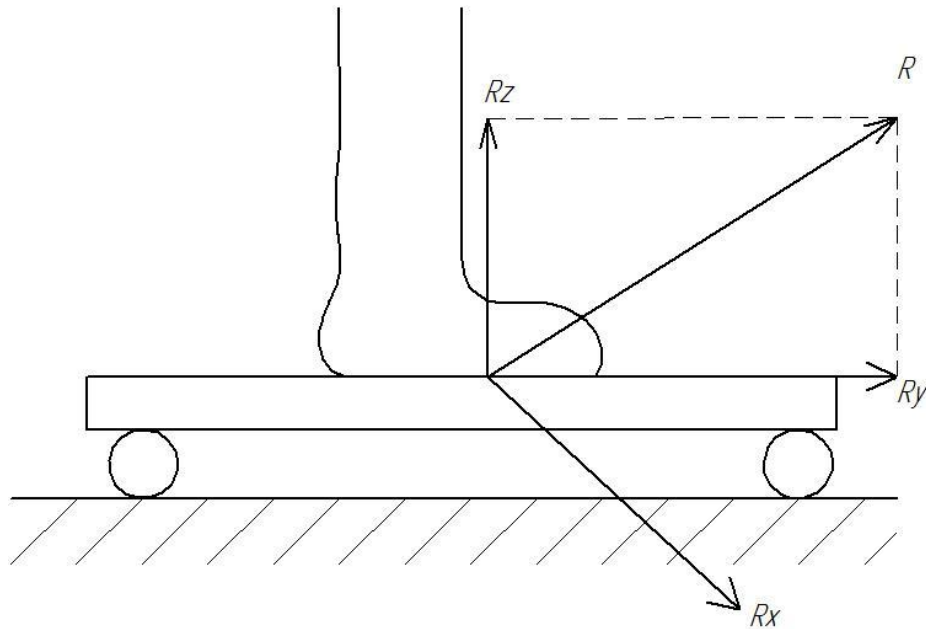


Рис. 2.10. График вертикальной и продольной составляющей главного вектора

Для графика вертикальной составляющей R_z главного вектора опорной реакции характерно наличие двух вершин, соответствующих переднему (опора на пятку) и заднему (отталкиванию переднем отделом стопы) толчкам. Амплитуда этих вершин превышает массу человека и достигает $R_z = 1,1 \dots 1,25mg$, где mg – вес человека.

Продольная составляющая R_y главного вектора сил реакции опор имеет тоже две вершины разных знаков. Первая, соответствующая переднему толчку, направлена вниз. Вторая, соответствующая заднему толчку, направлена вверх.

Отталкиваясь опорной ногой, человек устремляет тело вперед. Максимум продольной составляющей – $R_Y = 0,25mg$.

Еще одна составляющая главного вектора – поперечная R_X . Она возникает при переступании с одной ноги на другую. Её максимум $R_X = 0,8...1,0mg$.

Для ходьбы на протезе также характерна заметная асимметрия между опорными реакциями сохранившейся и протезированная конечности.

Сглажены и существенно уменьшены вершины вертикальной составляющей на стороне протезированная конечности и наоборот – увеличены на стороне сохранившейся конечности.

На стороне протезированной конечности при культе бедра возрастает амплитуда поперечной составляющей R_X главного вектора, т.к. из-за недостаточной устойчивости при опоре на протез, человек стремится быстрее встать на сохранившуюся нижнюю конечность.

Асимметрия ходьбы на протезе проявляется в аритмии шага – опорный период при опоре на протез меньше опорного периода при опоре на здоровую ногу.

Для количественной оценки аритмии вводится коэффициент ритмичности, равный отношению продолжительности опорных периодов протезированной и здоровой конечности.

2.6. Энерготраты при ходьбе в норме и на протезах

Ампутация части нижней конечности резко меняет распределение энерготрат на мышцы здоровой и протезированной конечности. Усечение одной конечности на уровне голени приводит к потере ее мышечных энергоресурсов на 60-66%, а на уровне бедра – на 70-85%.

Это обстоятельство вынуждает оставшиеся мышцы сохранившейся конечности и культы работать в режиме компенсаторных перегрузок.

Расчеты показывают, что инвалид, преодолевающий в день 5 км из-за перегрузок нуждается в восполнении энергии в 3-4 раза большей, чем при ходьбе в норме в тех же условиях.

Хорошо отражает факт нагрузки ниже приведенный рис.2.11, на котором показана траектория перемещения ОЦМ при ходьбе в норме, в проекции на вертикальную плоскость.



Рис. 2.11. Траектория ОЦМ тела человека при ходьбе в норме и на протезе бедра

Из графиков видно, что при опоре на сохранившуюся конечность почти вдвое увеличивается вертикальная компонента, а именно подъем ОЦМ вверх.

А при опоре на протезированную конечность более чем вдвое увеличивается поперечное перемещение ОЦМ, т.е. появляется хромота.

Эти данные, полученные средствами и методами биомеханики, подтверждаются зависимостью суммарной электрической активностью мышц сохранившейся конечности инвалида от уровня ампутации второй конечности.

Недостаток сегментов конечностей сказывается на дополнительной нагрузке на другие мышцы – компенсаторные перегрузки.

2.7. Рациональное протезирование (РП)

Основанными предпосылками рационального протезирования являются:

- биомеханические предпосылки
- уменьшение кинематической и динамической асимметрии
- рациональное распределение масс в протезе и ортезе
- кинематическая совмещенность шарниров и суставов
- особенности геометрии приемных гильз для культы.

Биомеханические предпосылки

Протез или ортез (ортопедический аппарат) относится к классу устройств, взаимодействующих с опорно-двигательным аппаратом человека. Их назначение – выполнить функции опоры и передвижения. Кажущаяся простота протеза или ортеза исчезает, если рассматривать их с позиций выполнения указанных функций и не в отрыве от человека, а во взаимодействии с ним.

При ходьбе на протезах возникают перегрузки. Эти перегрузки являются результатом более интенсивной работы мышц и вызывают перегрузку всех физиологических систем человека. Следовательно, постоянное действие перегрузок не может быть безразличным для общей жизнедеятельности человека.

Вот почему одной из главных предпосылок рационального протезирования является необходимость подчинять построение протеза или ортеза требованию уменьшения энерготрат на ходьбу. Компенсаторная перестройка мышечной деятельности должна вызывать минимальные перегрузки. Это требование является главным и определяющим при разработке основных элементов конструкций, геометрии приемных полостей, взаимного расположения осей шарниров, звеньев протеза и т.д.

Уменьшение кинематической и динамической асимметрии

Ампутация или паралич конечности, как уже было показано, влияет на положение центра масс тела (ОЦМ), величины моментов инерции и вызывает асимметрию ходьбы (хромоту). Однако речь идет не только об эстетической

или психологической удовлетворенности, но о таком построении протеза или ортеза, при котором ходьба вызвала бы минимальную кинематическую и динамическую асимметрию между движениями сохранившейся и протезированной конечностей.

Рассмотрим положение ОЦМ во фронтальной плоскости в норме и при ампутации нижней конечности (рис.2.12)

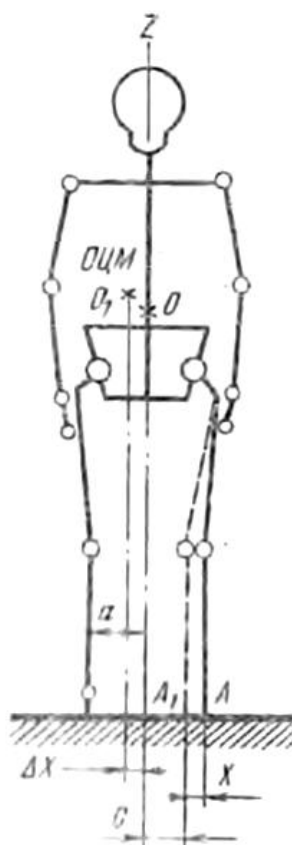


Рис. 2.12. Смещение общего центра масс тела человека в результате ампутации

Где, O, O_1 – положение ОЦМ до и после ампутации;

ΔX - медиальный сдвиг ОЦМ (расстояние между двумя осями);

A, A_1 – положение центра торы конечности до и после ампутации;

X – медиальный сдвиг центра опоры;

a, c – расстояние до медиальной плоскости сохранившейся и протезированной конечности

Ампутирована левая конечность.

Точка O соответствует положению ОЦМ до ампутации. После ампутации конечности на некотором уровне ОЦМ переместятся вверх и в сторону

сохранившейся конечности (точка O_1). Очевидно, что сдвиг в сторону и вверх будет тем больше, чем выше уровень ампутации.

Плоскость, которая до ампутации проходила через точку O , будет теперь проходить через точку O_1 . Если до ампутации расстояние условно выбранных точек опор обеих конечностей до медиальной плоскости были одинаковыми и равнялись « a », то теперь сохранившаяся конечность станет ближе на величину $\Delta X(a+\Delta X)$, а протезированная – на столько же дальше ($a+\Delta X$)

Для воссоздания условий равновесия целесообразно опорную часть протезированной конечности приблизить к медиальной плоскости. Это можно осуществить соответствующим построением протеза.

Смещение дистальной части протеза к медиальной плоскости (внутри) при его построении получило название конвергенции (сближение) в отличие от дивергенции, когда дистальная часть протеза смещается в противоположном направлении (наружу, латерально)

Отсюда следует правило: предпочтительным и наиболее целесообразным построением протеза при любом уровне ампутации является конвергенция дистальной части протеза на величину, обратно пропорциональную длине культы.

Соответствующие расчеты позволили вывести формулу для определения дистального сдвига X протеза в зависимости от ряда индивидуальных характеристик инвалида (уровня ампутации, характера опорных реакций, моментов мышечных сил и т.д.). Для практического применения предложены среднестатистические значения этого хода (в мм), связанные только с уровнем ампутации и учтенные при разработке схем построения протезов.

Рациональное распределение масс в протезе и ортезе

Протез, масса которого была бы равна массе ампутированной части конечности, не отвечает требованиям минимизации энергозатрат при ходьбе. Однако, как показали исследования, слишком легкий протез существенно ухудшает симметрию движений, затрудняет вынос протеза вперед (например, в ветреную погоду) и т.д.

С помощью методов биомеханики рациональное распределение масс в протезе получается при удовлетворении требования о тождественности движений сохранившейся и протезированной конечности (см. табл. 2.4). Ниже приведены сведения, характеризующие рациональное распределение масс в протезах после ампутации голени и бедра.

Масса и положение центра масс в звене голень-стопа-обувь в зависимости от уровня ампутации

Табл. 2.5. Масса и положение общего центра масс в звене «голень-стопа-обувь» в зависимости от уровня ампутации

Уровень ампутации	Масса конечности, % от общей массы человека	Положение центра масс, % от размера колено-пол
1. Кольца по Пирогову	1,2	89
2. Длинная культя голени	1,7	82
3. Граница нижней и средней трети голени	2	78
4. Половина голени	2,4	73
5. Граница средней и верхней трети голени	2,8	67
6. Короткая культя голени	3,2	62
7. Вычленение колена, культя по Гритти	4,2	59
8. Длинная культя бедра	3,4	55
9. Граница нижней и средней трети бедра	3,1	55
10. Половина бедра	2	57
11. Граница средней и верхней трети бедра	1	69
12. Короткая культя бедра	0,5	98

Пример. Пусть масса человека 75кг; расстояние колено-пол=520мм; масса обуви=0,4кг

- если у человека культя голени на границе нижней и средней трети (№3), то масса комплексного звена = $75 \cdot 0,02 = 1,5$ кг; масса гильзы голени со стопой = $1,5 - 0,4 = 1,1$ кг; положение центра массы от оси коленного шарнира для звена голень+стопа+обувь = $0,78 \cdot 520 = 405$ мм;

- если уровень ампутации соответствует половине бедра (№10), то масса звена голень+стопа+обувь будет такой же (1,5кг и без обуви 1,1кг), но положение центра масс должно быть несколько выше, т.е. = $0,57 \cdot 520 = 300$ мм.

Опыт показал, что использование современных трубчатых конструкций узлов колено-голень, пластмассовых гильз и стоп с центральным буфером позволяет строить протезы голени для культей от границы нижней и средней трети и короче и для культей бедра от половины бедра и длиннее при массе человека от 60 кг и более с соблюдением рационального распределение масс.

Для длинной культы голени по Пирогову, а также для культы бедра короткой и на границе верхней и средней трети нужны узлы с меньшей массой.

Если масса комплексного звена “голень-стопа-обувь” оказывается меньше расчетной, т.е. не соответствующей приведенным данным, легко добиться рационального распределение масс с помощью балансирования.

Балансирование заключается в том, то на задней поверхности голени, в строго расчетном месте, укрепляющий балластный груз, масса которого составляет разность расчетной и фактической масс комплексного звена.

Балансированию подвергают протез, предварительно разобранный в коленном шарнире. Для определения массы балансирующего груза и места его установки.

По исходной информации о человеке (масса, рост, уровень ампутации) определяют на специальных номограммах расчетные массу и статический момент балансируемого сегмента протеза. Затем определяют массу балансируемого груза и место его установки:

$$\Delta P = P_p - P_f; l_0 = (M_p - M_f) / \Delta P,$$

где P_p и P_f - соответственно расчетные и фактические массы;

M_p и M_f – расчетный и фактический статический моменты

В качестве балансирующего груза чаще всего применяют свинцовые пластины толщиной 5..6 мм.

Наблюдение за больными показывают, что при использовании протеза бедра с рационально распределенной массой заметно уменьшаются перегрузки и асимметрию движения.

Распределение масс в ортезе при одностороннем параличе нижней конечности осуществляют следующим образом.

Предположим, что движение сохранившейся и парализованной конечностей в аппарате осуществляется соответственно принципу симметрии, т.е. они движутся одинаково. Эксперименты по определению инерционных характеристик сегментов парализованной и сохранившейся конечностей показали, что положение центров масс с некоторым приближением у них одинаковы, а отношение массы бедра P_1 к массе голени со стопой P_2 составляет 1,3, т.е. $P_1/P_2=1,3$ (в норме это отношение равно 1,8).

Для создания идеальной симметрии движения, парализованной и сохранившейся конечностей необходимо в гильзах бедра и голени с башмачком ортопедического аппарата располагать центры масс на том же уровне, что и в сегментах сохранившейся конечности. А это значит:

$$\frac{P_{г.б.}}{P_{г.г.}} = 1,3; \quad l_{г.б.} = 0,406L_1; \quad l_{г.г.} = 0,511L_2,$$

где L_1 и L_2 - длины бедра и голени; $P_{г.б.}$, $l_{г.б.}$ и $P_{г.г.}$, $l_{г.г.}$ - соответственно массы и статические радиусы гильз бедра и голени ортопедического аппарата.

Полученные рекомендации по распределению масс в ортопедических аппаратах отличаются от фактических характеристик аппаратов, выпускаемых предприятиями. Соблюдение их возможно при существенном уменьшении массы шин, гильз, башмачка. В связи с этим перспективно изготовление скелетированных пластмассовых гильз и шин из легких сплавов и т.д.

Кинематическая совмещенность шарниров и суставов. Расположение осей в протезе. Подкосоустойчивость.

Для удобной ходьбы существенное значение имеет совмещенность центров вращений суставов конечности и шарниров протеза или ортеза. Разумеется, чем больше сохранился сустав, тем легче решается задача протезирования, однако задача кинематической совмещенности в этом случае усложняется. В этом смысле наиболее простой является кинематическая совмещенность при построении протеза бедра. Наличие коленного сустава (при культе голени) усложняет задачу, максимальные же трудности возникают, если сохранены все суставы при параличе ноги, когда больному необходимо пользоваться ортезом.

Вопрос обеспечения кинематической совмещенности шарниров и суставов труден еще потому, что конструкции шарнирных сочленений не воспроизводят полную структуру движений суставов конечности. Так, например, если на конечный сустав, совершающий сложное движение, накладывается шарнир, который допускает только вращение вокруг одной оси, то возникает боль в суставе, культя голени выходит из гильзы и т.д.

Если рассматривать протезирование после ампутации голени, то оптимальная свобода движений коленного сустава достигается в протезе без гильз бедра: отсутствие коленных шарниров позволяет осуществлять движение в суставе естественным образом.

Следовательно, предпосылка о таком построении протеза, при котором достигается максимальная кинематическая совмещенность шарниров и суставов наиболее полно реализуется в протезе голени с глубокой посадкой культи без гильзы бедра.

В тех случаях, когда применение шарниров обязательно, вопрос о наиболее целесообразном расположении их относительно суставов решается следующим образом.

Методами кинорентгенографии было обнаружено, что мгновенная ось вращения коленного сустава перемещается примерно так, как это показано на рис. 2.13

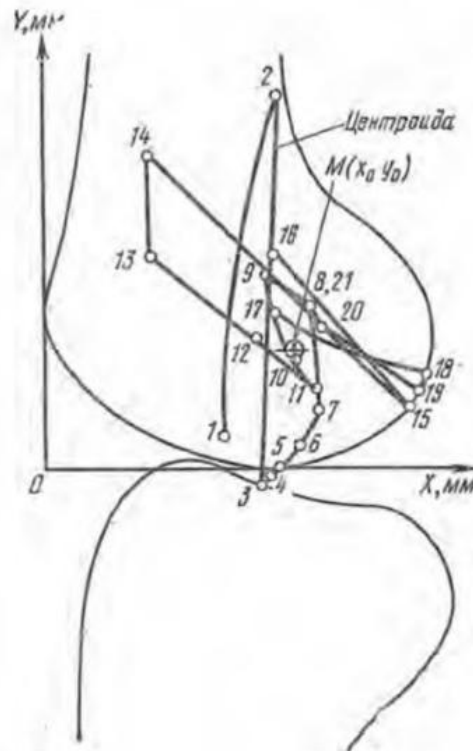


Рис. 2.13. Центроида мгновенного центра вращения коленного сустава в норме: цифрами обозначены точки проекции на сагитальную плоскость условной оси вращения при изменении межзвенового угла на 5°

$M(X_0, Y_0)$ - среднее положение.

При сгибании голени на 5° она занимает положение 1, на 10° - положение 2 и т.д. Если соединить все эти точки, то получится линия, называемая центроидой. Было высказано предположение, что центры шарниров следует располагать так, чтобы их проекции на сустав находились на минимальном расстоянии от любой точки центроиды.

Расчетным путем было определено, что такая точка $M(X_0, Y_0)$ существует и проектируется на вершины мышечков бедра. Поскольку вершина внутреннего мышечка выше вершины наружного, мнимая ось коленного шарнира в протезе голени или ортезе не будет параллельна горизонтальной плоскости.

Аналогичные исследования голеностопного сустава определили следующее положение оси вращения голеностопных шарниров: она должна располагаться под углом наружной лодыжки параллельно горизонтальной плоскости опоры (рис. 2.14).



Рис. 2.14. Расположение условной оси голеностопного шарнира ортопедического аппарата.

В протезе бедра положение оси коленного шарнира определяется следующим образом. Сегменты конечности совершают вращательные движения (ротируют) вокруг своих продольных осей. При переносе левой ноги бедро вместе с тазом перемещается внутрь (по часовой стрелке), а стопа – в противоположном направлении. В силу этого стопа становится на опору с естественным разворотом. Для правой ноги картина движения является зеркально отображенной.

После ампутации бедра исчезает стопа и вместе с ней возможность компенсаторного движения дистальной (направленной вниз, нижней) части конечности, обеспечивающего ротацию бедра внутрь. Это обстоятельство определяет заблаговременный разворот коленного и голеностопного шарнира наружу (для левой ноги – против часовой стрелки, для правой – по часовой стрелке) тем большего, чем «сильнее» культя. Естественно предположить, что более длинная и хорошо адаптированная к приемной гильзе культя больше ротирует протезированную конечность внутрь. Следовательно, более длинная

культя требует большего предварительного разворота дистальной (нижней) части протеза в наружную сторону.

Приемную гильзу бедра следует располагать так, чтобы культя находилась в наиболее естественном положении.

Для протеза голени положение оси гильзы предопределяется слепком, захватывающим культю, коленный сустав и нижнюю часть бедра. В равной степени это распространяется и на расположение осей в гильзах аппарата.

Для протеза бедра без замка в коленном шарнире за счет понятно движения обеспечивается замыкание коленного шарнира в фазе переднего толчка. Однако дистальные части протеза (колени-голень-стопа) относятся назад на некоторую величину для получения достаточного плеча для замыкания шарнира (рис. 2.15) – отрезок A_1O_1 . Величина этого плеча влияет на обеспечение минимума так называемой функциональной длины протеза и обеспечивает надежную подкосоустойчивость протеза.

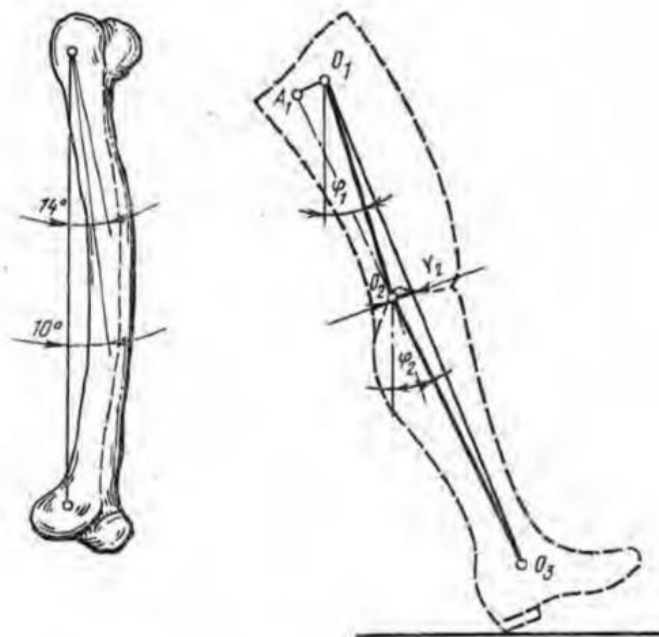


Рис. 2.15. Параметр $Y_2(O_2B)$ – расстояние между осью протеза O_1O_3 и положением оси коленного шарнира O_2

При переносе протеза над опорой эта длина зависит от величины отбоя назад его дистальной части. Это обстоятельство часто не учитывается в практике протезирования и вынуждает человека подниматься на носке сохранившейся конечности, чтобы обеспечивать беспрепятственный перенос

протеза с увеличенной функциональной длиной. Такое компенсаторное подпрыгивание очень утомительно и увеличивает энергозатраты и перегрузки.

В ортопедическом аппарате возможно 27 различных комбинаций возможного расположения осей шарниров относительно осей трех суставов. Анализ этих комбинаций с учетом требований минимума энергозатрат, кинематической совмещенности центров шарниров и суставов позволяет отдать предпочтение варианту, в котором коленные и голеностопные шарниры совмещаются с геометрическими осями суставов, а центр тазобедренного шарнира выносится вперед относительно вершины большого вертела. Все это справедливо для парализованной ноги с малыми деформациями сегментов и суставов. При значительных деформациях поиск расположения осей ведется строго индивидуально.

Некоторые особенности геометрии приемных гильз для культи

Подход к разработке геометрии приемных гильз связан с решением анатомических, физиологических, антропометрических и биомеханических вопросов. Рассмотрим только два последних аспекта этой сложной проблемы.

Прежде всего, следует обратить внимание на некоторое своеобразие строения конечности человека: если в норме сравнить фронтальный и сагиттальный поперечники голени, бедра, предплечья и плеча, то первый оказывается чаще всего меньше второго.

Это обстоятельство определяет такое построение приемной гильзы для культи голени или бедра, или такое моделирование гильз, при котором в любом горизонтальном сечении фронтальный поперечник был меньше сагиттального.

Считая такое правило построения обязательным для преобладающего большинства случаев, необходимо только учесть коррективы, которые вносит практика. Если при первичном протезировании анализ поперечников сохранившейся конечности и культи чаще всего не расходятся с антропометрической нормой, то повторное протезирование дает более пеструю картину: встречаются случаи, когда фронтальный поперечник больше сагиттального. Не исключено, что это есть следствие неправильного

предшествующего протезирования, атрофии культи и всей усеченной конечности. В связи с этим для протезирования предлагается две системы гильз:

- с индексом Б – соответствующей норме;
- с индексом М – для случаев, когда фронтальный поперечник больше сагиттального.

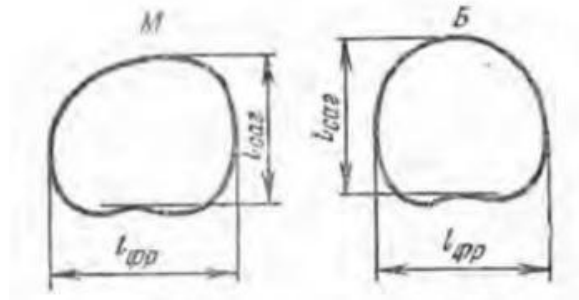


Рис. 2.16. Гильзы протезов бедра

При построении приемной гильзы голени по принципу «глубокая посадка» стремятся, чтобы гильза препятствовала полному разгибанию в колене (при этом уровень сгибания 8-14°) При этом опорная реакция и давление гильзы на культю передвигаются на собственную связку надколенника.

Внутренние и наружные области под буграми мышечков костей голени и бедра) при соответствующем моделировании приемной гильзы можно включить в состав участков, активно воспринимающих нагрузку. Только при таком подходе к моделированию приемной полости для культи голени возможно назначить протез без гильзы бедра (протез с глубокой посадкой культи).

2.8. Особенности построения коленного, голеностопного и плюснефалангового искусственных сопряжений

Известно, что нижняя часть конечность человека состоит из 22 звеньев, обладающих вместе 30 степенями свободы и 71 мышечным приводом. Очевидно, воссоздать это сложное сложную систему в искусственные конечности чрезвычайно трудно.

Для определения объёма функциональных свойств, необходимых в протезе, исследовать исследовалась ходьба в норме и определялась удельная энергоёмкость, то есть суммарная работа мышц конечностей, отнесена к массе человека и длине шага.

Данные приведены в табл. 2.6

Табл. 2.6. Удельная энергоёмкость К при ходьбе на протезах различных конструкций

№	Вид (способ) перемещения	К (удельная энергоёмкость при ходьбе на различных протезах)	Увеличения энергоёмкости, %
1	Норма	0,171	-
2	Ходьба на протезе с 4х-звенным коленным шарниром и стопой с центральным буфером.	0,228	33
3	Ходьба на протезе с одноосным коленным шарниром ее резиновой стопой	0,320	87
4	Ходьба на протезе с замкнутым коленным шарниром и стопой с центральным буфером	0,369	116
5	Ходьба на протезе с замкнутым коленным шарниром резиновой стопой	0,396	131
6	Ходьба на рабочем протезе без стопы	0,422	146

Из приведенных данных видно, что, чем выше функциональные возможности протеза, тем меньше энерготраты на ходьбу.

Установка коленного шарнира или искусственный стопы существенно влияет на энерготраты человека. Так, наличие 4х-звенного коленного шарнира уменьшает удельную энергоёмкость ходьбы по сравнению с одноосным шарниром на 54%; достаточно закрыть замок в коленном шарнире, как тут же резко возрастает расход энергии на шаг; более всего утомительной оказывается ходьба на рабочем протезе.

Аналогичные исследования ходьбы на протезах, снабженных специальными ротационными устройствами, позволили определить удельную энергоёмкость движения относительно вертикальных осей (табл. 2.7)

Табл. 2.7. Удельная энергоёмкость движения относительно вертикальных осей

№	Вид (способ) перемещения	К	Увеличения энергоёмкости, %
1	Норма	0,013	-
2	Ходьба на протезе голени с механизмом ротации	0,014	9
3	Ходьба на протезе бедра с механизмом ротации	0,015	17
4	Ходьба на протезе голени без механизма ротации	0,016	23
5	Ходьба на протезе бедра без механизма ротации	0,018	37

Из выше приведённых данных также следует, что убывания функциональности вызывает заметное возрастание энерготрат.

В меньшей мере исследованы различные плюснефаланговый шарниры. Опыт показывает, что подвижность в этом шарнире должна соответствовать норме и обеспечивать задний толчок. Надо только, чтобы в максимально согнутом положении между передним отделом стопы и ее корпусом создавались жесткая система, которая позволила бы оттолкнуться ты от опоры протезированной стороной и предать телу поступательное движение вперед.

Изложенные сведения определяют следующие основной вывод: главная предпосылка, которой следует руководствоваться при разработке искусственных коленных, голеностопных и плюснефаланговых сочленений, - это стремление к высокой функциональности, т.е. к максимальному воспроизведению естественных, антропоморфных степеней свободы.

2.9. Общие понятия о построении протеза и ортеза

Построение протеза или ортеза начинается с выбора индивидуальной схемы.

Индивидуальная схема построения протеза или ортеза - совокупность закономерностей, устанавливающих зависимость между параметрами, определяющими взаимное расположение узлов и деталей протезы или ортеза

при сборке и его протеза или ортеза в целом относительно опорно-двигательной системы человека с учётом его индивидуальных характеристик с целью обеспечения устойчивой ходьбы.

Совершенство схемы построения определяется результатами протезирования. Схема должна быть

- достаточно общей, т.е. справедливой для различных уровней ампутаций или различных степеней поражения и в тоже время учитывать многообразие индивидуальных особенности протезируемых.

- построена на (определённым образом) выбранных сборочных базах (механических или анатомических) и обеспечивать:

- достаточно удобную и производительную методику измерений больного (сбора исходной информации)

- достаточно простую технологию сборки протеза или ортеза

Возможны два различных подхода к определению (выбору) схемы построения

Первый основан на применении протезов-приборов или узлов, снабженных юстировочными устройствами (микрометрические устройства). В процессе опытной ходьбы узлы и детали протеза перемещают друг относительно друга до тех пор, пока по мнению больного и наблюдающих за ходьбой врача или техника, их взаимное расположения не станет благоприятным, удобным.ш

Второй метод предусматривает заблаговременную сборку протеза, полученную по параметрам, определяющих их связи с индивидуальными характеристиками инвалида, с последующей примеркой и, если возникает необходимость, использованием юстировочных устройств.

Индивидуальные характеристики, входящие в найденные зависимости, представляет собой совокупность биомеханических величин, антропометрических и анатомических данных.

К биомеханическим величинам относят массу человека, сегментов нижней конечности и культи; моменты инерции тела человека относительно различных осей, моменты инерции сегментов и культи; положения центра масс:

тела, сегментов конечности и культы; опорные реакции, межзвенные узлы и прочее.

К антропометрическим и анатомическим относят рост, параметры сегментов, уровень ампутации, степень атрофии, остаточные мышечные возможности и так далее.

Современные способы получения всей необходимой информации о человеке достаточно сложны, чтобы использовать их в каждом конкретном случае протезирования. Поэтому целесообразно ряд характеристик, влияние которых на параметры для построения протезов или ортеза менее существенно, выбрать в качестве средних величин. Вот почему практические рекомендации для сборки протезов и ортезов в современных условиях определяются точно в зависимости от следующих основных индивидуальных характеристик протезируемого:

- массы;
- уровня ампутации или степени атрофии;
- рост;
- длины сегментов;
- пола;
- особенности культы или парализованной конечности (отведения, сгибательная установка, контрактура и так далее).

Надо только отметить, что по мере упрощения методов сбора информации о человеке всё большее число характеристик будет приниматься во внимание для уточнения параметров протеза или ортеза.

2.10. Уровни ампутации нижних конечностей и протезы, соответствующие им. Классификация

Различают 3 группы причин ампутации:

- вследствие внешнего воздействия (травматические):
 - травмы на производстве и транспорте;

- военные ранения;
- прочие травматические события;
- вследствие болезни:
- злокачественные опухоли (рак);
- нарушение кровообращения (артериосклероз, конечность курильщика);
- воспаление (остеомиелит);
- следствие аномалии развития:
- врождённых;
- приобретённых (например, после паралича).

Протезирование, или создание протезов зависит от физиологических, биохимических и механических условий.

Физиологические условия описывают больного в его общем состоянии, а также существующие патофизиологические условия ампутированной культы. К физиологическим данным, которые определяют общее протезирования, относятся следующие данные больного:

- возраст
- пол
- сопутствующие заболевания внутренних органов (например, сердца, кровообращение, пищеварительная система)
- сопутствующие заболевания опорно-двигательного аппарата (заболевания мышц, костей и суставов)
- общее психическое состояние
- общее физиологическое состояние (выносливость)

К патофизиологическим условиям ампутированной культы, от которых зависит протезирование, относятся:

- уровень ампутации
- техника ампутации (результаты миопластики, место расположения рубцов и др.)
- состояние кровообращения в культе

- состояние костного опилок культи
- консистенция ткани
- состояние мышц
- отклонения (выбросы) при ходьбе
- состоянию кожных покровов
- состояние рубцов
- возможная нагрузка на культю

Биомеханические условия возникают при взаимодействии биологии и физиологии больного, с одной стороны, и законов действия сил статика и кинетики – с другой. Эти силы переносит либо на окружающую среду посредством протеза (например, на опору), либо воздействует на протез и на больного со стороны окружающей среды. Биомеханические условия влияют и на кинематику (т.е. на описания движения, в данном случае, на характер походки) больного.

К комплектному механическому описанию протезного обеспечения относятся:

- физиологические условия
- условия окружающей среды (рабочее место, домашняя обстановка, увлечения, спортивные занятия)
- требования к протезу (рабочий протез, косметический протез, протез для отдыха, специально протез для занятия спортом)
- выбор и обоснование функциональных элементов (модулей и узлов) согласно вышеуказанным критериям
- описание схемы сборки (включая необходимые изменения)
- описание необходимо особых конструкций
- анализ ходьбы (положение стоя, ходьба, тренировка падения, спорт и т.д.)
- оценка и результаты длительного пользования

Следует всё же заметить, что таких полных описаний данных и случаев падения пока ещё неизвестно. Они выходят за рамки структуры ортопедо-

технического обеспечения. Для ортопеда-техника достаточно получения следующих данных:

- план обмера для заказа протеза (бланк)
- гипсовые модели и возможно эскизы
- замечания в случае особенности протезирования
- ведомость модулей и узлов

Механические условия определяются биомеханическими силами действующими на протез.

К ним относятся:

- силы тяги, давление, сгибанием
- срезающая торсионные силы и вращающий момент

которые подвержены компоненты протеза.

Исключительно механический подход рассмотрение исследуемых частей решаются с помощью испытательных машин, (т.е. без «биологического фактора–человека»). Испытательные машины допускают экстремальные продолжительные нагрузки.

Выбранные условия испытания либо подобны условиям, которым подвержен больной, либо же, по причине страховки, на определенный фактор больше. Таким образом, испытываются механические условия, при которых задаются допустимые предельные значения нагрузки, кратковременные и длительные нагрузки, амортизация материалов и т.д.). По результатам испытаний при необходимости вносят изменения в конструкцию протезов.

2.11. Принципы построения протезов

При построении протезов рекомендуется придерживаться следующих правил;

Каждый протез строится в «трехмерном пространстве», и критерии построения носят трехмерный характер, т.е. протез

- в направлении а-р (спереди назад);

- в направлении $m-1$ (изнутри наружу);
- в вертикальном направлении (сверху вниз).

Протез строится при помощи базирующих линий и вспомогательных средств (отвесов, юстировочных устройств).

Протезы собираются по законам статики и динамики. Это значит, что суставные звенья стопы, голеностопного, коленного и тазобедренного шарниров должны быть, с одной стороны, статически надежны, а с другой – способствовать динамической ходьбе.

Компромисс между статическим надежным шарнирами динамическим движением звеньев достигается соответствующим расположением модулей (узлов) по механическим законам и идеальным потребностям больного.

Оптимизированное построение протезов включает в себя обе стороны: статическая основное построение (отвес, станок и т.д.) и динамическую корректуру сборки (например, примерка, анализ ходьбы).

Конструкторской базой для построения протеза является вертикальная ось, проходящая через центр тазобедренного сустава и середину голеностопного шарнира.

Условной технологической базой является вертикаль, проходящая через воображаемую точку и являющаяся серединой оси голеностопного шарнира.

2.12. Параметры, определяющие построение протеза или ортеза

В результате сложившейся практике приняты и получили распространение следующие параметры построения протезов или аппаратов (рис. 2.17, 2.18):

- размер «колена-пол» (КП)- расстояние от пола до центра наружного коленного шарнира;
- размер «пол – тубер» (Т)- расстояние от пола до седалищного бугра;
- размер «пол-промежность» (П)- расстояние от пола до промежности;

- размера «пол –вертел» (В)- расстояние от пола до вершины большого вертела;

- длина культы (l_k) – расстояние от вершины большого вертела до конца костного опиала для культы бедра и от вершины наружного мыщелка бедра до костного опиала для культы голени;

- высота каблука С;

- длина стопы ($l_{ст}$) – длина следа стопы;

- x_1 - горизонтальное смещение наружу с середины оси коленного сустава (КС) или коленного шарнира (КШ) относительно вертикали, проходящей через середину оси голеностопного шарнира (ГСШ);

- x_2 - горизонтальное смещение наружу середины фронтального поперечника гильзы бедра относительно вертикали, проходящей через середину оси ГСШ.

Примечания:

- Середина поперечника для протеза бедра совпадает с центром плоского шаблона, устанавливаемого в гильзе бедра на 10-15 мм ниже уровня промежности.

- Поперечник гильзы бедра для протеза голени по фронтальному обчерку протезируемой конечности измеряется на расстоянии 10-15 мм ниже уровня промежности. В протезе он измеряется как расстояние по горизонтали между верхними кромками гильзы бедра

- Y_1 – горизонтальное смещение назад и коленного сустава или коленного шарнира в сагиттальной плоскости относительно оси голеностопного шарнира.

- Y_2 – горизонтальное смещение вперед центра плоского шаблона гильзы бедра в сагиттальной плоскости относительно оси голеностопного шарнира.

- B_1 – разность расстояний от пола до центров внутреннего и наружного коленных шарниров.

- γ_1 – угол разворота наружу в проекции оси голеностопного шарнира на горизонтальную плоскость относительно проекции оси коленного сустава или коленного шарнира на ту же плоскость

- α – угол ротации бедра внутрь. Этот угол образован проекциями на горизонтальную плоскость оси коленного шарнира и фронтального поперечника гильзы бедра.

- $\beta_{\text{фр}}$ – угол наклона гильзы бедра во фронтальной плоскости. Если гильза бедра наклоняется верхним контуром наружу, то угол $\beta_{\text{фр}}$ имеет знак «+», что означает приведение. Если гильза бедра наклоняется верхним контуром внутрь, то угол $\beta_{\text{фр}}$ имеет знак «-», что означает отведение.

- $\beta_{\text{саг}}$ – угол наклона оси гильзы бедра в сагиттальной плоскости. При полном разгибании бедра относительно голени, ось приемной полости гильзы бедра образует с продолжением оси голени угол $\beta_{\text{саг}}$ открытый назад.

- $\alpha_{\text{ст}}$ – разворот стопы – угол между осью следа стопы и сагиттальной плоскостью.

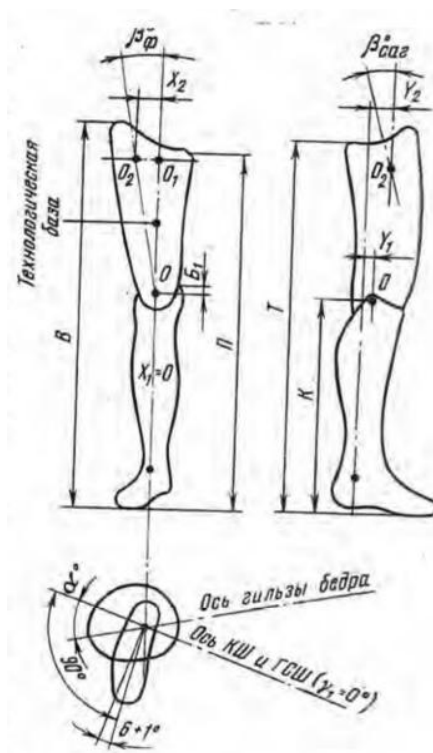


Рис. 2.17 – Параметры схемы сборки протеза бедра

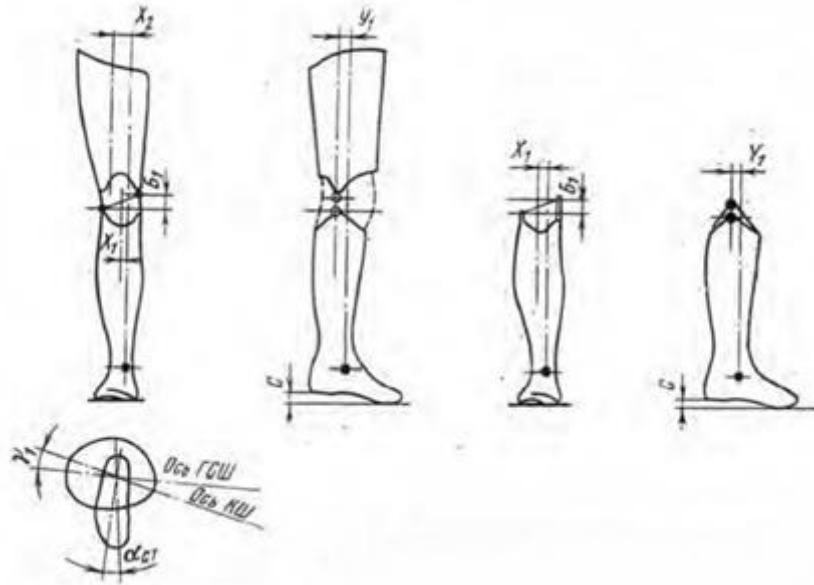


Рис. 2.18. Параметры схемы сборки протеза голени

2.13. Схемы построения протезов и ортопедических аппаратов. Схема построения протезов голени

Для выбора параметров схемы построения протеза голени необходимо определить уровень ампутации и рост больного. После этого надо сделать фронтальный обчерк бедра до большого вертела снаружи и до промежности внутри. На контуре обчерка надо как можно точнее обозначить вершины мышечков бедра.

Выбор параметров схемы связан еще с типом протеза. Кроме того, следует определить атрофию культи и бедра на стороне ампутации. Атрофия характеризуется коэффициентом:

$$K_a = 1 - \left(\frac{A_n}{A_z} \right)^2,$$

где A_n и A_z соответственно параметры на протезированной и здоровой сторонах, снятые на одном и том же уровне: на культе в области брюшка икроножной мышцы или выше (для короткой культи), на бедре в средней части.

Из формулы следует, что большая атрофия соответствует значению K_a близкому к 1, малая атрофия уменьшает K_a . Данные об атрофии используются при выборе некоторых параметров схемы. При этом следует выбирать параметр

X_1 с учетом атрофии, если $K_a > 0,5$. Если же $K_a < 0,5$, то параметр X_1 выбирают по табл. 2.8

Табл. 2.8. Параметры схемы построения протеза голени для мужчин/женщин

№ п/п	Уровень ампутации	У ₁ - У ₂ , мм	γ±0,5 град		Х±0,5 мм		Б ₁ ±0,5 мм при росте, см			
			без гильзы бедр а	без гиль зы бедр а	без атрофии	с атро фией	150	160	170	180
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
1	Культия по Пирогову	0/0	2/2,5	0/0	0/1	2/4	4/6	5/7	6/8	7/9
2	Длинная культия голени	0/0	1,5/0	0/0	1/2	3/5	4/6	5/7	6/8	7/9
3	Граница нижней и средней трети	0/0	1,5/1,5	0/0	2/2,5	4/6	4/6	5/7	6/8	7/9
4	Половина голени	0/0	1/1	0/0	3/3	6/7	4/6	5/7	6/8	7/9
5	Граница средней и верхней трети	0/0	1/0,5	0/0	4/4	7/8	4/6	5/7	6/8	7/9
6	Короткая культия голени	0/0	0/0	0/0	5/5	9/9	4/6	5/7	6/8	7/9

В дополнение к параметрам, указанным в табл. 2.8 при назначении протеза голени с гильзой бедра следует определить параметр X_2 , необходимый для правильной установки шин гильзы бедра. Для этой цели в соответствии с рис. 2.19 на фронтальном обчерке культи и бедра соединяют прямой линией точки, соответствующие вершинам мыщелков бедра M_B и M_P . Отрезок $M_B M_P$ делят пополам (точка O) и из середины проводят перпендикуляр, который пересечет прямую $ПВ$ в точку O_1 . Прямая $ПВ$ проведена на уровне промежности параллельно оси коленного сустава $M_B M_P$, точка O_2 – середина отрезка $ПВ$. Если обчерк и обработка его выполнены правильно, то точка O_2 окажется латеральнее (дальше, наружу) от точки O_1 . По аналогии с серединой фронтального поперечника гильзы бедра точку O_2 можно назвать серединой фронтального поперечника бедра на стороне ампутации, т.е. $O_1 O_2 = X_2$.

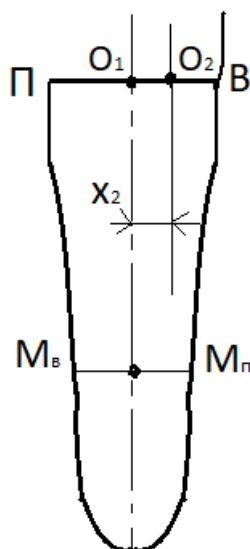


Рис. 2.19. Определение величины X_2 по фронтальному обчерку культы голени.

Многочисленные рентгенологические исследования показывают, что линия OO_1 при своем продлении чаще всего проходит через центр тазобедренного сустава, т.е. являются анатомической осью конечности (линией Микулича).

Статистическая обработка большого числа измерений величины X_2 по обчеркам или по рентгенологическим снимкам определила, что ее средняя величина с небольшой дисперсией (отклонение) составляет $X_2=15...17$ мм для мужчин и женщин. В связи с этим при отсутствии обчерка культы голени и бедра или сомнения в его правильности рекомендуется при изготовлении шин бедра принять $X_2=15...17$ мм. Во время примерки эта величина должна быть уточнена.

Еще одну особенность следует учитывать при сборке протеза с гильзой бедра. Условная ось коленного сустава как бы «протыкает» вершины мышцелков бедра, причем вершина внутреннего мышцелка располагается выше вершины наружного мышцелка на величину B_1 . В связи с этим рекомендуется располагать центры коленных шарниров так, чтобы они проецировались на вершины мышцелков бедра. Однако, опыт эксплуатации подобных конструкций протезов вынуждает внести в эту рекомендацию существенную поправку. Дело в том, что в фазе переноса, когда особенно необходима кинематическая

совмещенность коленного сустава и шарниров, протез под влиянием массы и сил инерции несколько сползает вниз с культы. Никакая самая хорошая подгонка протеза, если только она не нарушает кровообращения, не в состоянии предотвратить это «поршневое» движение.

В связи с этим, центры масс шарниров оказываются ниже вершин мышечков бедра, что ухудшает условия кинематической совмещенности.

Поэтому выход из этого положения – при сборке протеза надо шарниры поднять вверх еще на 5...6 мм. Таким образом, на примерке, и особенно при рентгеноскопии, правильно установленные шарниры покажут, что их оси проектируются на область колена в точки, расположенные выше вершин мышечков бедра на 5...6 мм. При переносе в результате поршневого движения оси опустятся, и будут противостоять вершинам мышечков бедра.

Анализ параметров X_1 и X_2 (см. табл. 2.8) показывает, что схемы построения протезов голени имеют конвертирующую тенденцию. Это соответствует ранее изложенным биомеханическим обоснованиям рационального протезирования.

Следует подчеркнуть, что все параметры схем построения являются ориентировочными и определяют только исходную информацию, проверка которой является обязательной и составляет одну из главных задач примерки протеза, опытной ходьбы и нем, оценки субъективных ощущений инвалида и анализа объективных данных.

Схема построения протезов бедра

При построении протеза бедра определяются следующие индивидуальные характеристики человека:

- уровень ампутации;
- рост;
- размер стопы;
- угол приведения или отведения культы.

Очевидно, что для построения протеза нужны еще размеры С, К, Т, П, а также периметры сохранившейся ноги, необходимые для эстетического

оформления протеза. Угол между осью культы и технологической базой (вертикалью) правильнее всего измерять в положении стоя и полном расслаблении мышц таза и культы.

С помощью угломера определяется при этом знак угла, т.е. приведена культя или отведена. Если культя приведена, то угол β выбирают по табл. 2.9; если культя отведена, то при сборке протеза независимо от уровня ампутации принимают $\beta = -2,5^\circ$ (обратный угол копирования).

Табл. 2.9. Схема построения протезов бедра для мужчин/женщин

№ п/п	Уровень ампутации	$X_2 \pm 3$ мм	Угол наклона приемной гильзы		$\alpha \pm 0,5^\circ$		$Y_2 \pm 1$ мм, при размере стопы				
			Во фронт. пл., $\beta_{фр} \pm 0, 5^\circ$	Во фронт. пл., $\beta_{фр} \pm 0, 5^\circ$	с вакуу мн. клапа ном	без вауум н. клапа на	35-36	37-38	39-40	41-42	43-44
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
1	Короткая культя бедра	35/3 5	0,5/0,5	13/14	7,5/8	6,5/9	/6	8/8	10/ 10	12/	12/
2	Граница верхней и средней трети бедра	31/3 3	1/1	11/12	10/8,5	8/7,5	/5	8/7	8/8	10/	11/
3	Половина бедра	26/3 2	1,5/2	9/10	11,5/9	8,5/8	/4	6/6	7/7	8/	9/
4	Граница средней и нижней трети бедра	23/2 6	2/2,5	7/9	12,5/9	9/8	/3	5/5	6/4	6/	8/
5	Длинная культя бедра	20/2 3	2/2,5	6/7	13/9,5	9,5/8, 5	/2	4/4	3/3	5/	7/
6	Культя по Гритти	19/2 0	2,5/3	4/5	13,5/1 0	10/9	/2	2/3	2/2	4/	5/

Существенной особенностью схемы сборки протеза бедра является нулевая схема построения его дистальной части. Это означает, что: $X_1 = Y_1 = B_1$; $\gamma = 0^\circ$; $\alpha_{с.т} = 6 \pm 1^\circ$,

Причем угол заложен в стопе любой конструкции. Такое построение дистальной части протеза является необязательным, но целесообразным из конструктивных и технологических соображений. Это связано с отсутствием естественного коленного сустава.

Это обстоятельство позволяет сконцентрировать учет всех индивидуальных особенностей человека при построении проксимальной части протеза, т.е. при соединении гильзы бедра с коленом.

Такое решение позволило использовать идею создания узлов максимальной готовности, куда входят колено-голень и стопа, имеющие нулевую схему и допускающие изменения только высоты протеза (размера К).

Следует сделать некоторые пояснения к рисункам 1.17, 1.18, где показаны параметры схемы построения протезов бедра и голени. Конструкторские и технологические базы не совпадают. Конструкторская база совпадает с анатомической осью (линией Микумича) и проходит через центр тазобедренного сустава. Технологическая база-вертикаль, проходящая через середину оси голеностопного шарнира.

Так как $X_1=0$ и $Y_1=0$, то технологическая база проходит и через середину оси коленного шарнира. При рассмотрении во фронтальной плоскости совместно протеза и человека оказывается, что в преобладающем большинстве случаев середина фронтального поперечника культи бедра и, следовательно, гильзы бедра располагается латеральнее анатомической оси на величину δ , в среднем равную для мужчин и женщин 15...17 мм.

Таким образом, если $X_2=\delta$, то O_2 совпадает с O_x и технологическая база совпадает с анатомической осью.

В этом случае $X_2=15...17$ мм и середины осей голеностопной анатомической оси. Такую схему построения всего протеза (а не только его дистальной части) условно называют нулевой. Значит, для нулевой схемы построения протеза к параметрам $X_1=Y_1=B_1$; $\gamma=0^\circ$ добавляется $X_2=15...17$ мм (16 мм).

Из сказанного следует, что конвертирующей схемой будет такая, когда $X_2>16$ мм, т.е. дистальная часть протеза сдвинута к медиальной плоскости и при этом технологическая база располагается внутрь мысленной анатомической оси. Дивергирующей схемой построения протеза будет такая, когда $X_2<16$ мм.

В этом случае технологическая база протеза оказывается латеральнее мысленной анатомической оси. Величина X_2 отсчитывается от технологической

базы. Для определения истинного медиального сдвига дистальной части протеза от анатомической оси необходимо от табличного значения X_2 вычесть $\delta=16$ мм.

При пользовании табл. 2.9 следует иметь в виду, что выбор величины X_2 без учета атрофии предполагает коэффициент атрофии $K_a < 0,5$. Когда же $K_a > 0,5$, параметр X_2 следует выбирать по графе «с учетом атрофии».

Относительно величины Y_2 надо заметить, что данные таблицы 2.9 являются ориентировочными. Расчеты показывают, что при соблюдении всех прочих параметров схемы можно всегда выбирать $Y_2=0$. Это правило будет тем более справедливо при построении протеза со стопой, имеющей центральный амортизатор (буфер).

Необходимо помнить, что стремление к увеличению Y_2 (выноса бедра вперед) приводит к увеличению функциональной длины протеза конечности при переносе протезированной. При такой ходьбе возникают излишние затраты мышечной энергии.

Еще одно замечание связано с выбором параметра X_2 , когда в узле колено-голень-стопа по каким-либо причинам параметр X_1 не равен нулю. В этом случае табличное значение X_2 необходимо изменить на величину $1,8X_1$ (с учетом знака X_1)

Пример. Если $X_1=5$ мм, а табличное значение $X_2=31$ мм, необходимо установить $X'_2 = X_2 - 1,8X_1 = 31 - 1,8 \cdot 5 = 31 - 9 = 22$. Если бы $X_1 = -5$ мм, то $X_2 = 31 + 9 = 40$ мм.

Схемы построения протезов после двусторонних ампутаций и вычленения бедра

Двусторонние ампутации и вычленение бедра чаще всего влекут за собой сложные и атипичные случаи протезирования. Каких-либо обоснованных схем построения протезов голени пока не существует, однако практический опыт позволяет рекомендовать исходные параметры построения протезов, уточнение которых является обязательным при примерке и опытной ходьбе.

При двусторонней ампутации голени следует прежде всего «восстановить» доампутационную высоту голени (со стопой). Для этого

достаточно измерить длину предплечья с вытянутой кистью до конца среднего пальца. Например, при длине кисти с предплечьем 51 см расчетная высота голени со стопой тоже будет 51 см.

Исследования показали, что можно сохранить доампутационное положение ОЦМ (общего центра масс), для чего необходимо «восстановленный» размер пол-колени увеличить на величину Δh , приведенную в таблице 2.10.

Табл. 2.10. Изменение размера пол-колени Δh по сравнению с доампутационной длиной

Уровень ампутации ведомой стороны	Удлинения, %	Удлинение Δh , мм, при росте, см		
		160	170	180
1. Короткая культя голени	3,83	61	65	69
2. Граница верхней и средней трети	3,5	56	59,5	63
3. Половина голени	3,15	50,5	53,5	56,5
4. Граница средней и нижней трети	2,75	44	47	49,5
5. Длинная культя	2,27	36,5	36,5	41
6. Культя по Пирогову	1,98	31,5	33,5	35,5

Ведущей культей выбирается более длинная или сильная (соответственно другая культя будет ведомой).

Пример. Пусть «восстановленная» величина пол-колени = 500 мм и рост инвалида до ампутации = 170 см, ведомая культя – на границе средней и нижней трети. Тогда согласно данным табл. 3, размер пол-колени при изготовлении обоих протезов должен быть = $500 + 47 = 547$ мм.

Такое удлинение размера пол-колени на величину Δh значительно уменьшает утомляемость человека при ходьбе.

На основании анализа теоретических и клинико-биомеханических исследований разработана схема построения протезов после двусторонней ампутации голеней на разных уровнях по конвергирующему принципу. В табл. 2.11 и 2.12 приводятся схемы построения протезов для ведущей/ведомой конечности и для двух культей с одинаковым уровнем ампутации.

Табл. 2.11 – Схема построения протеза для ведущей/ведомой конечности при двусторонней ампутации голени

Уровень ампутации	$\gamma \pm 0,5^\circ$		$X_1 \pm 0,5$, мм	Y_1 , мм	B_1 , мм, при росте, см		
	С гильзой бедра	Без гильзы бедра			160	170	180
1. Короткая культя голени	0/0	0/0	0/5	0/0	7/7	8/8	9/9
2. Граница верхней и средней трети	0/0	0,5/0,5	0/4	0/0	7/7	8/8	9/9
3. Половина голени	0/0	1/1	0/3	0/0	7/7	8/8	9/9
4. Граница средней и нижней трети	0/0	1/1	0/2	0/0	7/7	8/8	9/9
5. Длинная культя	0/0	2/1,5	0/1	0/0	7/7	8/8	9/9
6. Культя по Пирогову	0/0	2/2	0/0	0/0	7/7	8/8	9/9

Табл. 2.12 – Схема построения протеза при двусторонней ампутации голени на одинаковом уровне

№	Уровень ампутации	$\gamma \pm 0,5^\circ$		$X_1 \pm 0,5$, мм	Y_1 , мм	B_1 , мм, при росте,	$\gamma \pm 0,5^\circ$		$X_1 \pm 0,5$, мм	Y_1 , мм
		С гильзой бедра	Без гильзы бедра				С гильзой бедра	Без гильзы бедра		
1	Короткая культя голени	0	0	0	0	0	7	8	8	9
2	Граница верхней и средней трети	0	0,5	0	0	0	7	8	8	9
3	Половина голени	0	1	0	0	0	7	8	8	9
4	Граница средней и нижней трети	0	1	0	0	0	7	8	8	9
5	Длинная культя	0	1,5	0	0	0	7	8	8	9
6	Культя по Пирогову	0	2	0	0	0	7	8	8	9

Аналогичным образом разработана **схема построения протезов после двусторонней ампутации бедра**, в основе которой также лежит принцип конвергенции. Параметры схемы построения протезов оказались функционально зависимыми: от уровней ампутации, остаточных мышечных возможностей, наличия и степени выраженности сгибательно-отводящих контрактур, роста, массы и др. индивидуальных характеристик человека. Так же как и при односторонней ампутации, дистальные части протезов собираются по нулевой схеме, т. е.:

$$X_1 = Y_1 = B_1 = 0; \gamma = 0^\circ; \alpha_{ст} = 6^\circ \pm 1^\circ.$$

После ампутации на уровне обоих бедер общий центр масс (ОЦМ) смещается вверх и в сторону более длинной культы. Поступивший дисбаланс мышц культей, разная длина культей бедер – все эти факторы учитываются при построении протезов.

Отмечено, что чем короче культя бедра, тем она слабее и находится в большей степени в положении отведения и сгибания, что также влияет на параметры схемы, исходные значения которых приведены в табл. 2.13.

Табл. 2.13 – Схема построения протезов после двусторонней ампутации бедер. Значения параметров X_2, Y_2 и α

Уровень ампутации левого бедра		Уровень ампутации левого бедра									
		Короткая культя		Граница верхней и средней трети		Половина бедра		Граница средней и нижней трети		Длинная культя и культя по Пирогову	
		Левое бедро	Правое бедро	Левое бедро	Правое бедро	Левое бедро	Правое бедро	Левое бедро	Правое бедро	Левое бедро	Правое бедро
1. Короткая культя	$X_2, мм$	25	25								
	$Y_2, мм$	42	42								
	α°	7	7								
2. Граница верхней и средней трети	$X_2, мм$	16	22	16	16						
	$Y_2, мм$	37	42	37	37						
	α°	9	7	9	9						
3. Половина бедра	$X_2, мм$	16	27	16	22	16	16				
	$Y_2, мм$	32	42	32	37	32	32				
	α°	11	7	11	9	11	11				
4. Граница средней и нижней трети	$X_2, мм$	16	30	16	27	16	21	16	16		
	$Y_2, мм$	27	42	27	37	27	32	27	27		
	α°	12	7	12	9	12	11	12	12		
5. Длинная культя и культя по Пирогову	$X_2, мм$	16	33	16	29	16	24	16	19	16	16
	$Y_2, мм$	22	42	22	37	22	32	22	27	22	22
	α°	13	7	13	9	13	11	13	12	13	13

Примечания:

α – угол ротации бедра внутрь

X_2 – горизонтальное смещение наружу середины фронт. поперечника гильзы бедра относительно вертикали через ось ГСШ

Y_2 – горизонт. смещение вперед центра плоского шаблона гильзы бедра

Углы наклона гильз бедра во фронтальной плоскости $\beta_{\text{фр}}$ и в саггитальной плоскости $\beta_{\text{саг}}$ определяются измерением с помощью угломера непосредственно на культях. Если обнаружено приведение культи (угол открыт внутрь), то следует выбирать $\beta_{\text{фр}}$ по следующим данным в зависимости от уровня ампутации (табл. 2.14).

Табл. 2.14 – Значение углов наклона гильзы бедра во фронтальной и саггитальной плоскостях

Уровень ампутации	$\beta_{\text{фр}}^{\circ}$	$\beta_{\text{саг}}^{\circ}$
1. Короткая культя	0,5	12
2. Граница верхней и средней трети	1	10
3. Половина бедра	1,5	7
4. Граница средней и нижней трети	2	6
5. Длинная культя и культя по Гритти	2,5	3

Если угол открыт наружу (отведение культи), то следует принимать $\beta_{\text{фр}} = -2,5^{\circ} \pm 0,5^{\circ}$, т. е. гильзу бедра ставить на отведение.

Для определения установочного угла сгибания $\beta_{\text{саг}}$ инвалида кладут на спину и угломером измеряют угол между туловищем и бедренной костью. Это значение угла записывают в бланк заказа и закладывают при сборке протеза.

Можно воспользоваться значением угла сгибания $\beta_{\text{саг}} \pm 1^{\circ}$, приведенным в таблице 2.14. Они получены в результате анализа радиусов кривизны бедренных костей человека в зависимости от уровня ампутации.

Довольно часто один из протезов назначается с замком в коленном шарнире. В этом случае целесообразно принять $У_2 = 0$, что уменьшит функциональную длину протеза при переносе.

Для протеза на вычленение бедра следует учитывать, что ОЦМ максимально сдвинут в сторону сохранившейся конечности. Это вызывает такое построение протеза, при котором весь протез или его дистальная часть также должен быть отнесен медиально (внутри) на максимально возможную величину $X_1 + X_2 = 40 \dots 45$ мм.

Для компенсации ротации тазом протеза внутрь весь он должен быть развернут наружу на 6° (оси ТБШ, КШ и ГСШ развертываются наружу на угол $\alpha = 6^{\circ}$). В современных конструкциях протезов подкосоустойчивость

обеспечивается соответствующими механизмами, так что $U_2 = 0$. Дистальная часть протеза чаще всего собирается по нулевой схеме.

2.14. Ортезирование. Принципы действия биомеханики ортезирования

Ортезы – это ортопедические технические вспомогательное и лечебные средства. Они служат для восстановления или замещения нарушенных или потерянных функций опорно-двигательного аппарата человека. В то время, как протезы заменяют часть тела, ортезы служат для замены или поддержки биомеханических функций.

Для нижних конечностей мы обозначаем их согласно функциональности:

- разгружающие ортезы
- фиксирующие ортезы
- ночные шины и туторы, ликвидирующие деформации
- ортопедические стельки

Их биомеханические функции:

- **фиксация:** для направления, блокировки и сохранения "на месте".
- **коррекция:** для выпрямления, улучшения, повторного исправления.
- **компенсация:** для трёхмерного выравнивания по длине и объему.
- **вытяжение:** для разгрузки, воздействия силой растяжения.

Различают два метода изготовления ортезов:

- **по контуру или чертежу:**

Информация для изготовления ортеза накапливается в процессе обследования контура конечности. Необходимые исправления определяются при помощи рентгеновских снимков и таблиц размеров, путем сравнения требуемой функциональности с неправильным положением конечности.

- **по гипсовому позитиву (слепку) конечности:**

Конструкция и схема сборки ортеза осуществляется на гипсовой модели (слепке) конечности. Вся необходимая информация извлекается из этой модели. Необходимые исправления на конечности должны делаться уже при моделировании. В некоторых случаях слепок разрезают и, после исправления, соединяют снова.

Так можно производить дополнительные коррекции при недостаточном первичном исправлении. Окончательная коррекция и модификация всегда производятся на слепке.

Конструкции ортезов, в зависимости от уровня поражения сегментов конечности, представляют собой соединение элементов: стопа, голень, бедро и таз, которые представляют собой шины, выполненные из металла или углепластика

Эти элементы связаны между собой различными механическими шарнирами:

- тазобедренным
- коленным
- голеностопным

Оси этих шарниров должны быть расположены горизонтально и, при показании, параллельно друг другу. В зависимости от медицинских показаний ортезные шарниры могут быть свободно подвижными (беззамковыми), частично ограничивающими движения в суставах (напр., посредством упоров друг в друга торцов шин) и исключаящими движения в суставах (фиксирующими, замковыми).

У ортеза на всю ногу все три шарнира никогда не должны быть закрыты одновременно, когда нет дополнительного вспомогательного шарнира под стопой (стремя или перекаат по типу пресс-папье). Это облегчает ходьбу.

Закрытый голеностопный шарнир ортезного башмачка фиксирует тыльное сгибание стопы и приводит к разгибанию коленного сустава. Закрытое тыльное сгибание стопы, в совокупности с полностью фиксированным

коленным шарниром, повышает подкосоустойчивость ортеза и тазобедренного шарнира.

Путём отнеса механических осей кпереди или кзади можно добиться большего или меньшего сопротивления движению.

Опора на тубер (сидение для опоры на седалищный бугор) у ортеза разгружает скелет ноги.

Хороший контакт между опорой на тубер и седалищной костью даёт возможность нести всю массу тела на ортезе.

При полном наступании стопы на пол: опора на тубер только частично разгружает скелет ноги.

При частичной разгрузке конечности и возможности контакта только носка или переднего отдела стопы с полом (ортез с более коротким стремянем): опора на тубер почти совсем разгружает скелет ноги.

При необходимой полной разгрузке конечности и невозможности опоры на стопу (ортез с более длинным стремянем): опора на тубер полностью разгружает скелет ноги.

Поскольку ортез со стремянем удлиняет больную ногу, необходимо компенсировать высоту здоровой ноги. При свисающей ноге и дополнительном вытяжении, наряду с полной разгрузкой скелета ноги, уменьшается также тяга мышц и связок на сустав.

Особенности индивидуальной схемы сборки ортопедического аппарата

Предлагаемая схема сборки ортеза предназначена для конечности с остаточными явлениями вялого паралича без значительных деформаций. Схема разработана с учетом минимизации энергозатрат на ходьбу, обеспечивает кинематическую совмещенность суставов и шарниров, а также подкосоустойчивость в фазе переднего толчка. Для этой цели:

- Голеностопные и коленные шарниры располагаются на 4..5 мм выше анатомических осей суставов. (ось коленного сустава условно проходит через вершины мыщелков бедра; ось голеностопного сустава-под нижним краем наружной лодыжки и под внутренней лодыжкой, но параллельно полу).

- Ось тазобедренного шарнира размещается на уровне отметки вершины большого вертела пораженной конечности. Центр тазобедренного шарнира выносится вперед относительно большого вертела на расчетную величину y_2 . Значение y_2 определяется по табл. 2.15 в зависимости от коэффициента атрофии и роста больного относительно центра тазобедренного шарнира вперед y_2 , мм.

Табл. 2.15 – Относ центра тазобедренного шарнира вперед

Рост больного, мм	y_2 при коэффициенте атрофии					
	0,6	0,5	0,4	0,3	0,2	0,1
120	20	19	19	19	18	17
140	24	23	22	22	21	20
160	27	26	25	25	24	23
175 и более	29	28	28	27	27	25

Коэффициент атрофии выбирают средним между его значениями на голени и бедре. Периметры измеряют на одном и том же уровне в области середины голени и бедра на пораженной и сохранившейся конечности.

Пример. Периметры бедра на пораженной и сохранившейся конечностях 32 и 40 см, поэтому

$$K_{a_1} = 1 - (32/40)^2 = 0,36.$$

Периметры голени соответственно 21 и 28 см, поэтому

$$K_{a_2} = 1 - (21/28)^2 = 0,44.$$

$$\text{Средний коэффициент атрофии } K_{cp} = \frac{0,36+0,44}{2} = 0,4.$$

(Атрофия тем больше, чем ближе к 1 коэффициент атрофии, если атрофии нет, то коэффициент атрофии будет равен нулю).

Из таблицы 2.15 видно, что вынос вперед центра тазобедренного шарнира тем больше, чем больше атрофия, что чаще всего означает и большую ослабленность мышц.

Таким образом, при $K_{amp} = 0,4$ и росте 160 см, центр тазобедренного шарнира должен располагаться впереди вершины большого вертела на расстоянии $y_2=25$ мм.

Исходной моделью для построения ортопедического аппарата является гипсовый слепок с парализованной ноги. От того, как тщательно отмоделирован слепок и обозначены вершины мышцелков и лодыжек, зависит качество сборки и функциональность аппарата.

2.15. Средства протезирования верхних конечностей. Некоторые биомеханические особенности двигательного аппарата верхних конечностей

Двигательный аппарат верхних конечностей состоит из пассивной частей (костей и ее соединения) и активной части (мышцы и сухожилия)

Верхняя конечность состоит из 3-х сегментов:

- плеча;
- предплечья;
- кисти.

Верхние конечности подвижно связаны с плечевым поясом, имеющим форму незамкнутого контура, образуемого грудиной, ключицами, лопатками, из которых наиболее подвижными являются лопатки. Плечевой пояс является своего рода подвижной платформой для верхних конечностей и существенно увеличивает их двигательные способности. Так, например, отвести руку за счет подвижности в плечевом суставе можно лишь до упора 90 градусов к вертикали, дальнейший подъем руки вверх производится за счет подвижности плечевого пояса. По ампутации верхней конечности роль плечевого пояса в выполнении двигательных функций неизмеримо растет.

Свободная верхняя конечность относительного плечевого пояса имеет 27 степеней подвижности, из которых 7 относится к крупным суставам и 20 к суставам кисти. С точки зрения биомеханики она представляет собой

незамкнутую биомеханическую цепь, снабженную кинематическими парами с числом степеней свободы, равным 1, 2, 3.

Структурная схема биокинематической цепи свободной верхней конечности в упрощенном виде на рис. 2.20.

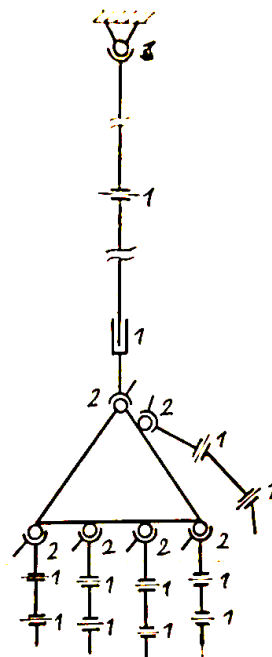


Рис. 2.20. Упрощенная схема биокинематической цепи верхней конечности

Перечень кинематических пар (суставов) верхней конечности определяют степень подвижности биокинематической цепи в целом, приведенных в таблице 2.16, 2.17.

Табл. 2.16. Степень подвижности суставов

№	Сустав	Число степеней свободы сустава
1	Плечевой	3
2	Локтевой	1
3	Лучелоктевой	1
4	Лучезапястный	2
5	Запястно-пястный I пястной кости	2
6	Пястно-фаланговый I пальца	1
7	Межфаланговый I пальца	1
8	Пястно – фаланговые II, III, IV, V пальцев	2
9	Проксимальные межфаланговые II, III, IV, V пальцев	1
10	Дистальные межфаланговые II, III, IV, V пальцев	1

Табл. 2.17. Анатомически допустимый размах активного движения сустава

Сустав	Вид движения	Размах движения, град
Плечевой	Сгибание - разгибание	120-150
-	Отведение	90-100
-	Ротация	70-80
Локтевой	Сгибание - разгибание	140-150
Лучелоктевой	Пронация - Супинация	140-170
Лучезапястный	Сгибание - разгибание	150-160
-	Отведение - приведение	70-90

В ряде случаев с позиций биомеханики лучелоктевой и лучезапястный суставы, условно сводят к одной кинематической паре, допускающей степень подвижности кисти относительно предплечья, равную 3.

Исследования наиболее типичных бытовых и рабочих движений, выполняемых здоровыми людьми, показали, что размах движений в суставах верхних конечностей значительно меньше анатомически допустимого. Выполнение движений здоровыми людьми с соблюдением биомеханических рациональных амплитуд подвижности, которые для крупных суставов в 1,5-2 раза меньше анатомических, требует значительно меньших энергозатрат, т.к. при этом соответствующие мышцы работают в оптимальных условиях.

Учет рациональных амплитуд подвижности облегчает разработку искусственных сочленений и приводов при проектировании протезов и аппаратов верхних конечностей. В протезах можно ограничиться след. амплитудами движений в искусственных сочленениях: сгибание и разгибание в локтевом шарнире на 120-125 градусов, пронация и супинация предплечья на 90-100 градусов, сгибание – разгибание кисти на 50-60 градусов.

2.16. Биомеханические характеристики отдельных движений верхних конечностей

При решении задач, связанных с воспроизведением движений с помощью протезов верхних конечностей, возникает вопрос об основных характеристиках

внешнего проявления двигательных функций в норме. Различают несколько основных компонентов двигательных действий:

- амплитуду движений в суставах;
- скоростные характеристики;
- характеристики переключаемости;
- развиваемые мышечные усилия;
- точность движений.

Роль указанных компонентов двигательного акта может резко различаться в зависимости от выполняемых двигательных задач.

Рассмотрим степень вариативности перечисленных выше компонентов двигательных функций, выполняемых здоровыми людьми.

Амплитуда и скоростные характеристики весьма вариабельны.

Диапазон скоростей, развиваемых при движении рук человека, составляет от 0,01 см/с при очень плавной регулировки, до 8000 см/с при метании. Наиболее часто используются скорости порядка 5-800 см/с, при этом максимальная точность достигается при скоростях 20-25 см/с. Скорости порядка 100 см/с не требуют сосредоточенного внимания оператора.

Кроме того, выявлено, что движение к себе совершается быстрее, чем от себя; движение в вертикальном направлении – быстрее, чем в горизонтальном; вращательные движения – быстрее поступательных.

С увеличением нагрузки пропорционально уменьшается максимальная скорость, длительность и число движений.

Схват предмета пальцами кисти может осуществляться со скоростью до 50 см/с (за время 0,1-0,2 с), однако обычно схват осуществляется за время 0,3-0,5с.

Характеристики переключаемости (число смены движений в единицу времени) связаны со скоростью движений. Показателем переключаемости может служить темп движений.

При достаточной тренировке темп движений в межфаланговом суставе II пальца может достигать 300-400 сгибаний-разгибаний в минуту, в пястно-

фаланговом суставе – 500, в лучезапястном – 600, в локтевом – 500, в плечевом – 300.

Силовые характеристики двигательного акта зависят в первую очередь от характера выполняемой работы и выработанного оператором уровня координации соответствующих движений.

Большое значение имеет не максимальная сила, которая редко развивается при выполнении рабочих действий, а оптимальные мышечные усилия, которые можно поддерживать в течение заданного времени без значительного утомления.

Приведем рекомендуемые значения оптимальных усилий на органы управления (табл. 2.18).

Табл. 2.18. Рекомендуемые значения оптимальных усилий на органы управления

Усилие, Н	Рукоятки		Кнопки, тумблеры, переключатели		Рычаги ручного управления машиной	
	Оптимальные	Максимальные	Легкого типа	Тяжелого типа	Используемых периодически	Используемых постоянно
	20-40	100-120	1,5	6-12	120-160	20-40

С точки зрения эргономических требований рычаги и рукоятки должны оказывать сопротивление, не превышающее 25% от максимального усилия. Максимальная сила схвата для здоровой кисти зависит от вида схвата. Среднее значение силы при кратковременном захвате составляют (для правой руки у мужчин), Н: концевой схват – 95; боковой схват – 105; кулачный захват – 400.

При длительном удержании предметов концевым захватом максимальная сила его снижается вдвое; при боковом и кулачном захвате – примерно на 30%.

После ампутации на уровне предплечья остаточная мышечная пронация (супинация) в протезе (как с биоэлектрическим управлением, так и с тяговым) для активной ротации искусственной кисти. Однако, длина культи при этом должна составлять не менее 50% от длины предплечья здоровой руки и остаточная амплитуда ротации культи – не менее 30%. В этом случае

амплитуда ротации культи может достигать до 50-60° (в зависимости от культи). Передаваемый ротационный момент составляет в среднем 2-3 Н*м).

Важным компонентом двигательного действия является его точность.

Точность движений определяется дифференциальными порогами чувствительности (под дифференциальным порогом чувствительности понимается минимальная величина изменения раздражителя, воспринимаемая испытуемым), характером выполняемых задач, функциональным состоянием человека и его обученностью.

Дифференциальный порог колеблется от 2,5 до 9,6% от исходной величины. Более низкие дифференциальные пороги имеют место при движении пальцев кисти. Точность движений значительно повышается при включении зрительного контроля. При значительных усилиях (свыше 150 Н) точность движений падает из-за быстро наступающего утомления. Наименее утомительны и более точны движения, выполняемые пальцами, кистью и предплечьем.

При выполнении движений большое значение имеет естественная осанка человека и привычка использовать движения туловища или головы, а также микродвижения в суставах пальцев, что в ряде случаев может существенно уменьшить объем движений в крупных суставах верхних конечностей и несколько изменить их характер.

Здесь в значительной степени кроются не резервные источники приспособительных компенсаторных движений сохранившихся сегментов, к которым прибегают инвалиды после ампутации на уровне плеча или предплечья, пользующихся мало функциональными протезами.

В то же время такой параметр, как среднее промежуточное значение межзвенного угла (между двумя крайними значениями, которые достигают межзвенный угол в процессе выполнения того или иного распространённого действия), имеет тенденцию к сравнительному постоянству для разных людей и колеблется в небольших пределах (10-15°). Это относится к движениям сгибания – разгибания в локтевом суставе (промежуточное значение около 90°), к ротации предплечья (промежуточное значение – среднее между пронацией и

супинацией), а также и другим движениям в крупных суставах верхних конечностей. Объясняется это стремление организма человека к минимизации энергозатрат: при некотором промежуточном значении межзвенного угла мышцы – антагониста уравнивают друг друга, и такая поза с точки зрения энергозатрат становится наиболее выгодной.

2.17. Биомеханические характеристики различных видов схвата и их классификация

В целях изучения основных функций естественной кисти использовались различные методы исследования:


- кинематоциклография,
- динамометрия,
- электрическая регистрация угловых перемещений во всех суставах пальцев посредством миниатюрных переменных резисторов.

Наиболее важными функциями пальцев кисти с точки зрения воспроизведения их посредством искусственной кисти являются:

- функции схвата,
- мелкие двигательные функции,
- комбинированные функции, при выполнении которых часть пальцев удерживает предмет, а другая часть манипулирует им.

Классификация способов и видов схвата приведена в табл. 2.19

Табл. 2.19– Классификация способов и видов схвата

Способ схвата	Характеристики схвата	Вид схвата	Характеристика вида схвата	Схема силового взаимодействия
I	Максимальная сила схвата соответствует меньшей из двух сил, которые	1.Концевой	Приложение сил посредством концевых фаланг	

	могут развивать противопоставляемые друг другу пальцы	2.Пальцевый	В приложении сил участвуют помимо концевых, также и другие фаланги	
II	Общая сила схвата соответствует сумме сил, прилагаемых I пальцем и группой длинных пальцев	3.Ладонный (открытый)	При захвате предмета I палец и длинные пальцы непосредственно давят на предмет	
		4.Кулачный (закрытый)	При захвате предмета I палец давит на длинные пальцы	
		5.Полубокой схват	Предмет прижимается к ладони длинными пальцами и отведенным I пальцем	
III	Сила схвата соответствует силе I пальца	6.Боковой схват (наружный)	I пальцу противостоит боковая поверхность II пальца	
		7.Боковой схват (внутренний)	I пальцу противостоит ладонная поверхность кисти	
IV	Силы взаимодействия I пальца с длинными пальцами отсутствуют	8.Схват длинными пальцами	I палец в захвате не участвует	
		9.Боковой схват длинными пальцами	Предмет захватывается двумя длинными пальцами (боковой поверхностью)	
		10.Схват I пальцем	Длинные пальцы в захвате не участвуют	

Представленная классификация охватывает 4 способам схвата, каждый из которых дифференцируется по его видам. В результате экспериментальных исследований различных видов схвата и анализа классификационной схемы выявлена важнейшая роль I пальца в выполнении подавляющего большинства функций кисти. К этим функциям относятся:

- схват предметов,
- обеспечение надлежащей силы схвата
- многообразие форм схвата.

При этом обнаруживаются значительные качественные и количественные отличия силовых, кинематических и геометрических характеристик I пальца по сравнению с длинными пальцами.

Особое внимание с точки зрения воспроизведения функций кисти следует обратить на запястно-пястный сустав I пястной кости. Оказалось, что при выполнении основных видов схвата подавляющее большинство движений I пальца осуществляется за счет подвижности именно в этом суставе.

Наличие в этом суставе 2-х степеней хорошо развитой подвижности позволяет I пальцу занимать в кисти господствующее положение, свободно взаимодействовать с любым из остальных пальцев, осуществлять большой объем движений. Как в положении противопоставления, так и в положении отведения.

Латеральный (боковой) схват, возможность выполнения которого обусловлена наличием 2ух степеней подвижности указательного сустава, играет весьма важную роль в выполнении бытовых и рабочих функций. Таким образом, воспроизведение двигательных возможностей этого сустава в искусственной кисти имеет большое значение для ее функциональности.

Функции руки и кисти осуществима благодаря рациональной комбинаций отклонений при выполнении движений в суставах. При этом у плеча и локтевого сустава, в основном задача подвести «конечный орган схвата – кисть» в наиболее выгодное положение к объекту захвата.

Благодаря контуру регулирования обладающего чувствительными (тактильное чувство) и оптическими рецепторами обратной связи (зрительный

контроль) контролируются и регулируются как отдельные движения, так и комбинации движений с целью выполнения определенного схвата.

При ампутации верхней конечности теряется не только комплекс биомеханических комбинаций сложного инструмента схвата – кисти, но и 50% управляющей обратной связи, а именно тактильного чувства.

Отсюда вытекают достойные внимания выводы для искусственной кисти. Первоначально она предусматривалась как вспомогательная. Однако, из-за отсутствия тактильного чувства ее безусловно можно пользоваться только при зрительном контроле и, следовательно, становится рабочей кистью, в то время как здоровая конечность перенимает на себя тактильные чувства.

Две основные группы протезов:

- косметические-эстетические – это так называемые пассивные протезы, так как они либо не выполняют никакой функции схвата, либо выполняют только пассивную (включаются и выключаются сохранившейся рукой) функцию держания.

- активные протезы – протезы, выполняющие функциональные задачи.

Несмотря на отсутствие функции схвата косметические протезы имеют для больных с ампутацией большое значение:

- Скрывают факт физического недостатка;

- Протез верхней конечности решает проблему балансирования массы тела. У ампутированных, которые пренебрегают обеспечением протезом, по истечении некоторого времени плечо на ампутированной стороне становится приподнятым выше сохранившегося и это ведёт к искривлению позвоночника.

- В локомоционном акте шага инерционная масса протеза выполняет существенную задачу в гармонизации попеременных ротаций плеча и таза.

У инвалидов не обеспеченных протезом не хватает физиологического размаха движений плеча и таза, для них характерна «скованная», энергоёмкая ходьба.

2.18. Протезирование при различных уровнях ампутации

Так же, как и протезирование нижних конечностей, по уровням ампутации можно классифицировать протезирование верхних конечностей.

Протезы пальцев

Протезы пальцев – это, в основном, космические протезы, которые надеваются на культы фаланг пальцев. Они держатся за счёт силы трения между культей и эластичной гильзой, а также за счёт лёгкого радиального натяжения резиноподобного поливинилхлорида или силиконового материала.

Кромка в переходной области протез-палец спущена на «нет» и прикрывается кольцом на палец.

При полной потере пальца протезом обычно пренебрегают. Крепление в таком случае очень невыгодное и функционально протез не приносит никаких преимуществ, так как для большого пальца он не обеспечивает стабильного противоупора.

При потере нескольких пальцев, особенно для функции противопоставления, инвалид должен обеспечиваться косметическим или функциональным протезом на часть кисти (смотрите в соответствующих разделах). При потере большого пальца и при наличии среднего пальца инвалид всегда должен обеспечиваться протезом.

К приёмной гильзе пясть-предплечье приделывается искусственный большой палец, неподвижно противопоставленный другим пальцам. Он должен быть расположен так, чтобы служить противоупором среднему пальцу, а указательный и безымянный пальцы только бы к нему латерально прилегали.

Это приспособление достигает наибольшей илы к концевом схвате, кроме того, оно допускает хват длинными пальцами.

Протез части кисти

Протез части кисти и кисти в зависимости от величины утраты и наличия остаточных функций кисти делается в весьма различных вариантах.

Косметический протез части кисти состоит из косметической кисти, пальцы которой заполнены жёстким пенопластом с проволочной арматурой.

Приёмная гильза протезной кисти, в соответствии с культей кисти, заполняется упруго-мягкой набивкой (например, пенополиэтиленовая набивка коронки, отлитой из полиамидной смолы), коронка жёстко связана с пенопластными или приклеенными пластмассовыми пальцами.

При наличии сохранившихся пальцев кисти они выводятся из косметической перчатки (в этих местах пальцы косметической перчатки отрезаются и кромки отверстий спускаются на «нет»). Короткая культя предплечья заканчивается проксимально от лучезапястного сустава - здесь переход культя-протез можно прикрыть широким браслетом или широким ремешком для часов. На ладонной стороне кисти делается застёжка-молния для снятия протеза.

Косметический протез части кисти, в зависимости от степени ампутации, количества и длин сохранившихся пальцев, не играет или почти не играет никакой функциональной роли. При потере среднего пальца и сохранившемся большом пальце такой протез может служить противоупором большому пальцу.

Следующая технологическая ступень протезов верхних конечностей - активные протезы. К ним относят протезы с тяговым управлением, рабочие протезы, а также протезы с внешними источниками энергии.

Противоположные к пассивным протезам, активные протезы выполняют основные функции, связанные с самообслуживанием инвалида, выполнение определенных профессиональных работ и другие бытовые функции.

2.19. Биомеханические особенности построения протезов верхних конечностей

При протезировании безруких (после двусторонней ампутации верхних конечностей) следует различать основной протез (на более функциональную культю) и вспомогательный протез (на менее функциональную культю). К основному протезу должен быть предъявлены значительно большие

функциональные требования, чем к вспомогательному. В отдельных случаях может оказаться целесообразным снабдить безрукого двумя основными протезами.

При протезировании одоруких могут быть использованы как более функциональные, так и менее функциональные протезы. Это определяется комплексом индивидуальных особенностей протезируемого, условиями его труда и быта. Особое внимание при выборе конструкции протеза должно быть обращено на требования, связанные с профессией инвалида.

При построении протезов плеча следует стремиться к тому, чтобы центр тяжести системы культи-протез в исходном состоянии находился на вертикали, проходящей через центр плечевого сустава усеченной конечности. Несоблюдение этого условия приводит к дополнительному напряжению мышц и, следовательно, к затрате инвалидом излишней энергии.

Исходя из этого, а также учитывая анатомические данные строения здоровой верхней конечности, рекомендуется взаимное положение звеньев протеза в исходном состоянии устанавливать по схеме, приведенной на рисунке 2.21, где даны числовые значения угловых параметров.

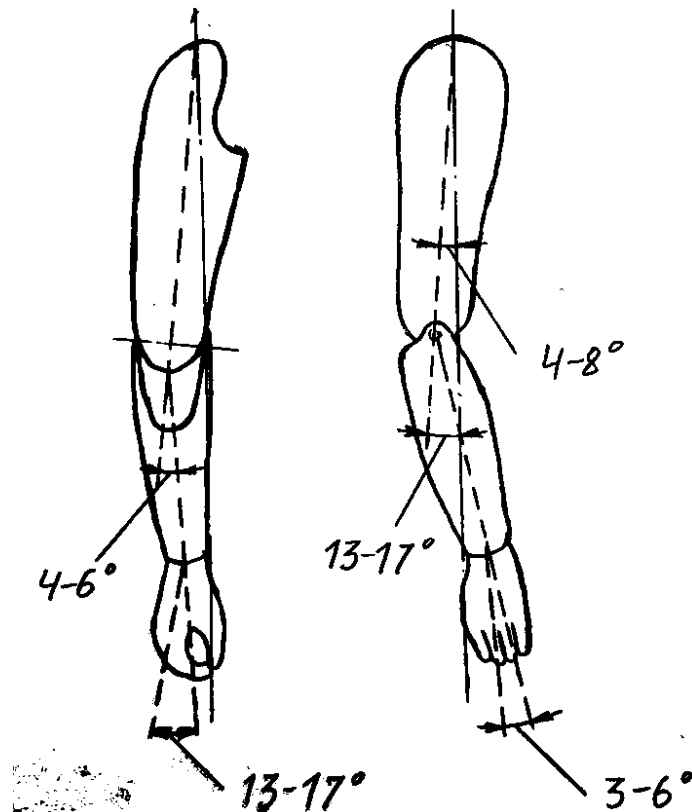


Рис. 2.21. Схема расположения звеньев протеза плеча верхней конечности

Как видно из схемы в исходном (опущенном) положении протез конечности продольная ось предплечья не совпадает с продольной осью плеча. В проекции на саггитальную плоскость ось предплечья по отношению к оси плеча располагается под углом $15\pm 2^\circ$.

В проекции на фронтальную плоскость ось предплечья повернута по отношению к оси плеча в сторону приведения на угол $4-6^\circ$. Ось локтевого шарнира располагается перпендикулярно продольной оси плеча, в связи с чем в надетом на культю плеча протезе в исходном (опущенном) положении внутренний конец локтевой оси расположен ниже наружного конца (угол наклона к горизонтальной плоскости порядка $4-6^\circ$).

При сборке протеза, узел локоть-предплечье устанавливают таким образом, чтобы ось локтевого шарнира была повернута относительно фронтальной плоскости на $4-6^\circ$ или больше – до 15° .

При указанном повороте наружный конец локтевой оси смещается вперед, а внутренний – назад.

При наличии в полуфабрикate механизма пассивной ротации плеча возможно индивидуально отрегулировать указанный угол уже в собранном протезе, и, кроме того, изменять его в зависимость от выполняемых инвалидом действий.

Функциональное значение указного пространственного положения оси локтевого шарнира относительно тела протезируемого состоит в том, что сгибании протеза обеспечивается движение кисти по направлению ко рту, и таким образом облегчается процесс еды и питья. При выполнении других действий инвалид так же может обеспечить движение кисти по необходимой траектории. Для этого ему необходимо соответствующим образом изменить пространственное положение оси локтевого шарнира путем пассивного поворота механизма ротации плеча, а также изменения угла отведения плеча.

Что касается **кисти**, то целесообразно предать ей относительно продольной оси предплечья положение разгибания под углом $13-17^\circ$ и отведения под углом $3-6^\circ$.

Искусственная кисть является важнейшим узлом активного протеза. Физиологически обоснован активный хват с бесступенчатой фиксацией пальцев. Преимуществом активного хвата является дозировка необходимых усилий в зависимости от формы и массы предмета.

При проектировании кистей для протезов плеча и предплечья за основу следует принимать кольцевой хват.

С целью повышения функциональности кисти желательно применять механизмы, имеющие более одной степени свободы и позволяющий помимо кольцевого хвата осуществлять кулачный хват, а также боковой латеральный, образуемый прижатием конца первого пальца к боковой поверхности согнутого второго пальца.

Функциональность кисти с кольцевым хватом можно частично повысить, если в положении кольцевого хвата первым, вторым и третьим пальцами будет кинематически достигаться увеличенное сгибание четвертого и пятого пальцев.

Основные размеры полуфабрикатов кистей пластмассовых, выпускаемых промышленностью, приведены на рис. 2.22 и в табл. 2.20.

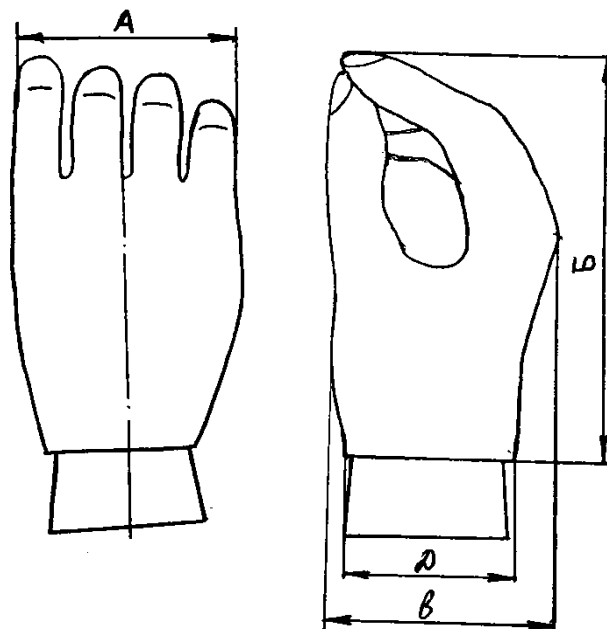


Рис. 2.22. Пластмассовая кисть

Табл. 2.20. Основные размеры полуфабрикатов

Номер типоразмера	А	Б	В	Д
1	54	96	50	38
2	60	110	54	38
3	66	122	60	46
4	72	132	65	46
5	78	143	70	52
6	84	152	74	52

2.20. Протезы с тяговым управлением

В противоположность пассивным протезам, где необходимы специальные насадки для выполнения различных работ, протезы с тяговым управлением отличаются тем, что орган схвата приводится в движение гибкими тягами, передающими усилия к механизмам протеза.

Органом схвата может быть либо протезная кисть, либо специальный универсальный инструмент схвата, так называемый захват с раздвигающимися крючками.

Тяговый канатик для раскрытия инструмента схвата, а также возможны другие тяги для сгибания локтевого шарнира у инвалидов с ампутированным плечом и для фиксации и расфиксации шарнира, активно управляются сохранившимися мышцами инвалида, воздействующими на тесьму крепления с подмышечной петлей.

В противоположность к пассивным протезам инвалид может такими активными протезами захватывать, удерживать и подносить столовые приборы ко рту.

Функциональный выигрыш, таким образом, оказывается значительным, так как протез действует автономно и не зависит от здоровой руки. Кроме того, сохранившаяся рука в своих функциях не уменьшена (не нарушена) и может осуществлять подведение, удержание или обратную связь, если протез меняет свое положение или захват.

Особенности построения протезов с тяговым управлением

Протезы верхних конечностей с тяговым управлением приводятся в движение главным образом посредством перемещения подвижных сегментов

плечевого пояса с использованием гибких тяг для передачи усилий к механизмам протеза. Напрягая выбранные для управления протеза мышечные группы, инвалид выполняет те или иные вспомогательные или приспособительные движения, которые приводят в действие соответствующие механизмы протеза. Поэтому, одним из основных вопросов построения протезов с тяговым управлением является обоснованный выбор мышечных групп для управления протезом.

На ряду с эти должны быть даны биомеханические и физиологический обоснования для построения биокинематичной цепи протезированной конечности, такие как число степеней активной и пассивной подвижности, длины основных звеньев протеза (плечо и предплечье с кистью), пределы угловых перемещений в межзвенных подвижных соединениях, а также данные о динамических характеристиках.

Активный протез с тяговым управлением должен способствовать выполнению основных бытовых и простейших трудовых действий, при выполнении сравнительно небольших приспособительных движений. Более совершенным следует считать такой протез, при пользовании которым приспособительные движения выражены не сильно, а основные движения, обеспечивающие выполнение целевой задачи, приближаются по своему рисунку к движениям, свойственным здоровому человеку. Это требование легче выполнить, если механизмами протеза управляют те группы мышц, которые обычно участвуют в аналогичных движениях здоровой конечности.

В то же время, приспособительные движения не должны в существенное мере препятствовать использованию сохранившейся части конечности для выполнения основных целевых движения, которые до ампутации выполнялись с помощью сохранившихся суставов, а также не должны существенно ограничивать нормальные движения плечевого пояса.

Общепринятым источником движения для управления механизмов пальцев посредством одной пальцевой тяги является движение плечевого пояса. Использование для схвата или раскрытия кисти движений в локтевом суставе усеченной конечности с биомеханической точки зрения совершенно

неприемлемо. В этом случае невозможно управлять движениями пальцев, когда кисть находится на уровне рта, также затруднено взятие, удержание и перенос тяжелых предметов в положении опущенной протезированной конечности.

Вынос плеча вперед при взятии предмета не должен превышать 30° . Более значительный вынос резко искажает нормальный характер движений. Чрезмерно увеличивать предварительные натяжения пальцевой тяги нежелательно, т.к. это приведет к ограничению подвижности проксимальных отделов конечности.

Выборка пальцевой тяги посредством выноса вперед плеча с надплечьем и разведением лопаток рекомендуется в пределах 30-35 мм.

В протезах с тяговым управлением применяются различные способы схвата и раскрытия кисти. Предпочтение следует отдать кистям с активным схватом и фиксацией пальцев в любом положении, а также кистям с пружинным схватом, активным дожатием и фиксацией пальцев в любом положении.

Кисть с активным схватом и бесступенчатой или многоступенчатой фиксацией имеет следующие преимущества:

- возможность дозировки силы схвата;
- надежная фиксация предметов;
- значительное снижение усилий на тяге для сближения пальцев, по сравнению с усилиями для разведения пальцев в кистях с пружинным схватом.

Преимущество кистей с активным дожатием заключается в том, что значительное (в несколько раз) увеличение силы схвата может быть достигнуто без увеличения усилий на тяге, за счет изменения передаточного отношения в рычажном механизме пальцев.

В зависимости от уровня ампутации верхних конечностей различают протезы для культей предплечья и протезы для культей плеча

2.21. Протезы для культей предплечья с тяговым управлением

Протезы верхних конечностей с тяговым управлением приводятся в движение главным образом посредством перемещения подвижных сегментов плечевого пояса с использованием гибких тяг для передачи усилий к механизмам протеза. Напрягая выбранные для управления протезом мышечные группы, инвалид выполняет те или иные приспособительные (вспомогательные) движения, которые приводят в действие соответствующие механизмы протеза. Поэтому одним из основных вопросов построения протезов с тяговым управлением является обоснованный выбор мышечных групп для управления протезом. Наряду с этим должны быть даны биомеханические и физиологические обоснования для построения биокинематической цепи протезированной конечности: число степеней активной и пассивной подвижности, длины основных звеньев протеза (плечо, предплечье с кистью), пределы угловых перемещений в межзвенных подвижных соединениях. Необходимы также данные о динамических характеристиках.

Активный протез с тяговым управлением должен способствовать выполнению основных бытовых и простейших трудовых действий при выполнении сравнительно небольших приспособительных движений. Более совершенным следует считать такой протез, при пользовании которым приспособительных движения выражены несильно, а основные движения, обеспечивающие выполнение целевой задачи, приближаются по своему рисунку к движениям, свойственным здоровому человеку. Это требование легче выполнить, если механизмами протеза управляют те группы мышц, которые обычно участвуют в аналогичных движениях здоровой конечности.

В то же время приспособительные движения не должны в существенной мере препятствовать использованию сохранившейся части конечности для выполнения основных (целевых) движений, которые до ампутации выполнялись с помощью сохранившихся суставов, также не должны существенно ограничивать нормальные движения плечевого пояса.

Общепринятым источником движения для управления механизмом пальцев посредством одной пальцевой тяги является движение плечевого пояса. Использование для схвата или раскрытия кисти движений в локтевом суставе усеченной конечности с биомеханической точки зрения совершенно неприемлемо. В этом случае невозможно управлять движениями пальцев, когда кисть находится на уровне рта. Также затруднено взятие, удержание и перенос тяжелых предметов в положении опущенной протезированной конечности.

Вынос плеча вперед при взятии предмета не должен превышать 30° . Более значительный вынос резко искажает нормальный характер движений. Чрезмерно увеличивать предварительно, так как это приведет к ограничению подвижности проксимальных отделов конечности. Выборка пальцев пальцевой тяги посредством выноса вперед плеча с надплечьем и разведением лопаток рекомендуется в пределах 30-35 мм.

В протезах с тяговым управлением применяются различные способы схвата и раскрытия кисти. Предпочтение следует отдать кистям с активным хватом и фиксацией пальцев в любом положении, а также кистям с пружинным хватом и фиксацией пальцев в любом положении. Кисть с активным хватом и бесступенчатой (или многоступенчатой) фиксацией имеют следующие преимущества: возможность дозировки силы схвата, надежная фиксация предмета, значительное снижение усилий на тяге для сближения пальцев по сравнению с усилиями для разведения пальцев в кистях с пружинным хватом.

Преимущество кистей с активным дожатием заключается в том, что значительное (в несколько раз) увеличение силы схвата может быть достигнуто без увеличения усилий на тяге (за счет изменения передаточного отношения в рычажном механизме пальцев).

В то же время в тяговых протезах продолжается широкое использование кисте с пружинным хватом, активным раскрытием и замком в сомкнутом положении пальцев, что объясняется простотой конструкции таких кистей.

2.22. Протезы с тяговым управлением (активные)

Следующая более высокая технологическая ступень функциональных протезов верхних конечностей представлена протезами с тяговым управлением.

В противоположность к пассивным протезам, где необходимы специальные насадки для выполнения различных работ, протезы с тяговым управлением отличаются тем, что орган схвата приводится в движение гибкими тягами, передающими усилия к механизмам протеза.

Органом схвата может быть либо протезная кисть (функция схвата между большим, указательным и средним пальцем), либо специальный универсальный инструмент схвата, так называемый захват, напр., с раздвигаемыми крючками (многоцелевая функция схвата и удержания между крючками).

Тяговый канатик для раскрытия инструмента схвата, а также возможные другие тяги для сгибания локтевого шарнира (у инвалидов с ампутированным плечом) и для фиксации и расфиксации (замок) шарнира активно управляются сохранившимися мышцами инвалида, воздействующими на тесьму (напр., с подмышечной петлёй) крепления.

В противоположность к пассивным протезам инвалид может такими активными протезами активно захватывать, удерживать и подносить «столовые приборы» ко рту.

Функциональный выигрыш, таким образом, значительный, так как протез действует «автономно» и не зависит от здоровой руки.

Кроме того, сохранившаяся рука в своих функциях не нарушена (подведение, удержание или обратная связь), если протез меняет своё положение или захват.

2.23. Протезы для культей предплечья

Общие замечания о тягах для передачи усилий на культю предплечья

Для культи предплечья необходима тяга для передачи усилий и приведения в движение кисти протеза. Источниками силы для тяги являются, во-первых, мускулатура плеча при взаимодействии раскрытия искусственной кисти со сгибанием и разгибанием, во-вторых, хороший мышечный канал двуглавой мышцы плеча, , и, в-третьих, движения плечевого пояса с накинута петлёй из тесьмы, к которой прикреплена тяга.

Для передачи усилий используются следующие устройства (способы):

- Передачи усилий осуществляется тягой с петлей в виде девятки;
- Передача усилий осуществляется тягой с петлей в виде восьмерки
- Для передачи усилий используется бандаж по Рёзеру

Чаще всего применяется тяга с петлёй из тесьмы.

Тяга для передачи усилий с петлёй в виде девятки

Тяга для передачи усилий с петлёй из тесьмы в виде девятки - это одна из самых простых тяг. Раскрытие кисти происходит при разведении лопаток и одновременном выносе культи вперёд, преодолевая тягой силу возвратной пружины. Петля из тесьмы не может служить единственным приспособлением для крепления протеза, больше того, крепление должно достигаться при помощи приёмной гильзы культи или манжеты на плечо. Тесьма в виде девятки хотя и не препятствует движениям инвалида, зато часто соскальзывает с тела, что ограничивает диапазон действий. Она рекомендуется только для исполнения лёгких работ (см. рис. 2.23).

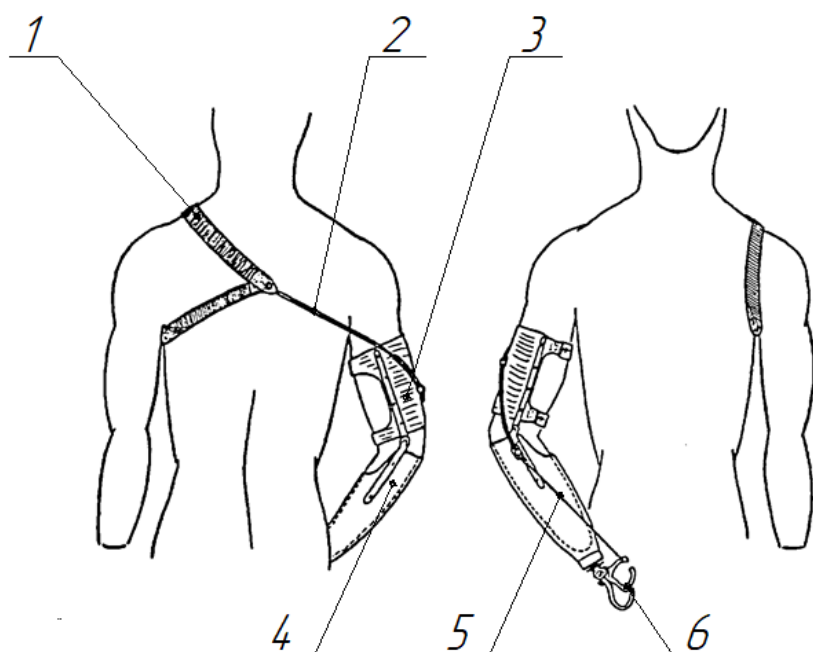


Рис. 2.23. Тяга для передачи усилий с петлёй в виде девятки для протеза предплечья
 1 – петля из тесьмы, выполненная в виду «9»; 2 – тяга; 3 – бандаж на плечо (кожаный и пластмассовый); 4 – корпус; 5- тросик; 6 – кисть (искусственная) в виде крючков.

Тяга для передачи усилий с петлёй в виде восьмёрки

Чаще всего для захватывающей кисти при ампутации предплечья используют тягу с петлёй в виде восьмёрки. Наряду с задачей тяги - выполнения натяжения для раскрытия кисти, такого рода петля служит в качестве хорошего приспособлением для удержания протеза.

Передача усилий осуществляется посредством тягового канатика, проходящего от кисти по предплечью и манжете плеча, и прикреплённого к задней части тесьмы (тянка), образующей подмышечную петлю со здоровой стороны. Крестообразное пересечение тесьмы располагается посередине спины. Передняя часть тесьмы, идущая от подмышечной области, проходит на стороне протезируемой конечности впереди надплечья, раздваивается и крепится непосредственно к манжете плеча (рис. 2.24).

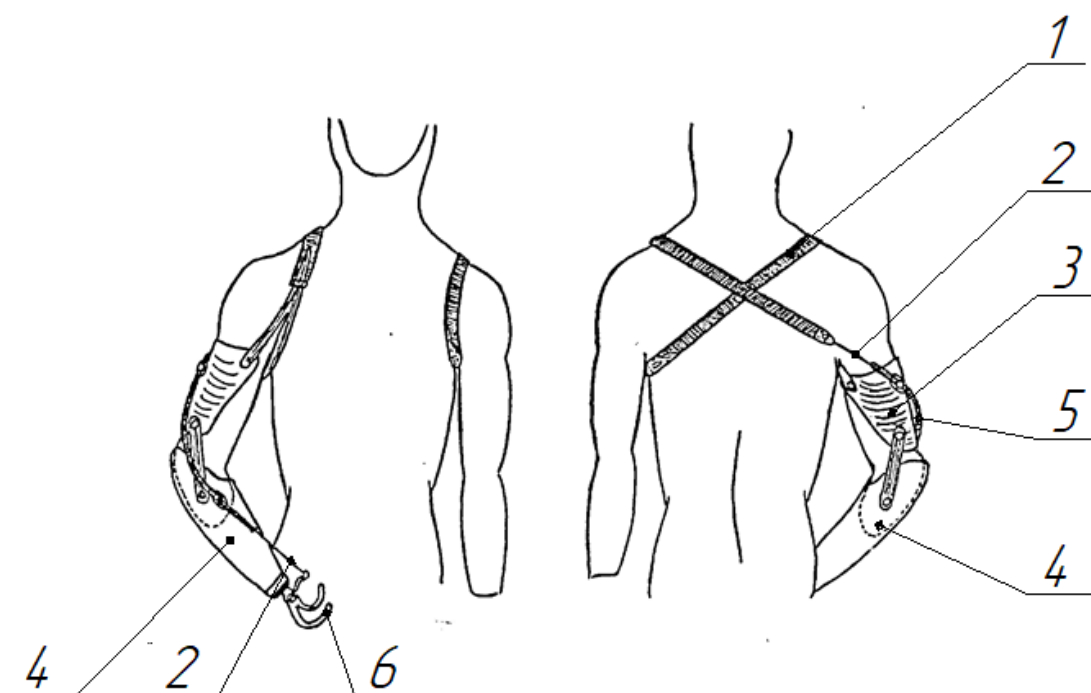


Рис. 1.24. Тяга для передачи усилий с петлёй в виде восьмёрки для протеза предплечья

1 – петля из тесьмы, выполненная в виду «8», которая одевается на плечо здоровой конечности; 2 – тросик; 3 – бандаж на плечо (кожаный и пластмассовый); 4 – гильза культи; 5- тяга; 6 – кисть (искусственная) в виде крючков

Бандаж по Рёзеру

Бандаж по Рёзеру, Roeser, для приведения в движение кисти протеза использует мускулатуру плеча. Раскрытие пассивно закрытой кисти достигается разгибанием в локтевом шарнире при помощи тягового канатика, прикреплённого к манжете плеча. Сила разгибания средней по длине и длинной культи такая, что только незначительная часть распрямления используется для раскрытия кисти протеза. Благодаря увеличению или уменьшению длины тяги возможно раскрытие кисти в различных угловых положениях разгибания предплечья.

Это совмещение раскрытия и закрытия кисти с движениями сгибания и разгибания протезной руки в локтевом шарнире имеет еще одно преимущество - отпадает необходимость в тягах с креплением тесьмой на плечевом поясе. А недостаток этого бандажа в том, что активный хват и раскрытие

(освобождение удерживаемого предмета) возможно только при определённом установленном положении сгиба предплечья (рис. 2.25).

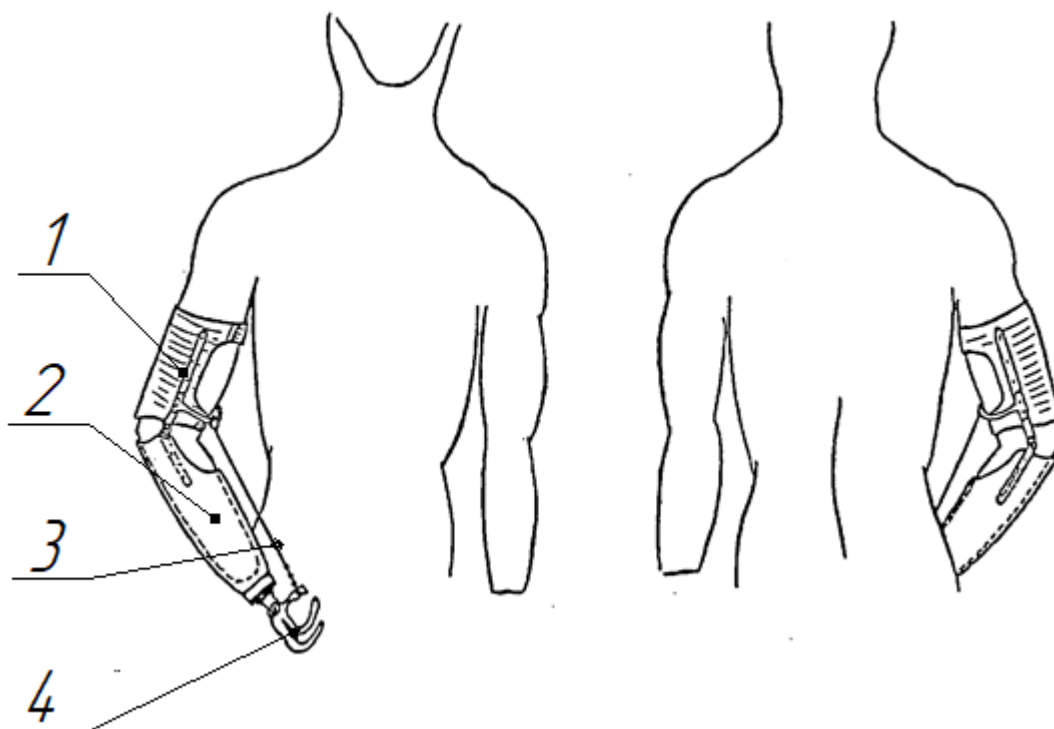


Рис. 2.25. Бандаж по Резеру, Roeser, для предплечья

1 – бандаж на плечо (кожаный и пластмассовый); 2 – гильза культи; 3 – тросик; 4 – кисть (искусственная) в виде крючков.

Благодаря своей простоте бандаж утвердился при *определённых* профессиональных требованиях (например, у служащих контор, работающих с картотеками, у которых рука всегда согнута под определённым углом для схвата карточки). Схват с сильным распрямлением и раскрытием кисти протеза соответствует естественным движениям при схвате.

Бандаж по Рёзеру всегда нуждается в плечевых шинах и поэтому не допускает активного поворачивания предплечья.

2.24. Протезы для культей плеча. Общие замечания о протезах с тяговым, управлением для культей плеча

Как уже говорилось, высота ампутации играет решающую роль при выборе вида протеза с функцией схвата. При обеспечении протезом культи плеча должно быть организовано управление как минимум тремя функциями:

- активное приведение в движение кисти протеза;
- движения сгибания предплечья;
- активная фиксация и расфиксация локтевого шарнира.

Для этой деятельности источниками силы являются мышцы плечевого пояса и сохранившаяся мускулатура культи плеча в плечевом суставе. Три названные функции могут выполняться совершенно независимо друг от друга с помощью трёх тяг передачи усилий при использовании трёх различных и независимых видов движения. Имеется также возможность активно выполнять все три функции при использовании только двух тяг передачи усилий, когда одна из тяг выполняет последовательно две функции.

Поэтому различают крепления протеза плеча с тремя и с двумя тягами.

Крепление протеза плеча с тремя тягами

Начиная от подмышечной складки со стороны здоровой руки тесьма крепления протеза плеча разделяется на три отдельных тяги для передачи усилий (рис. 2.26).

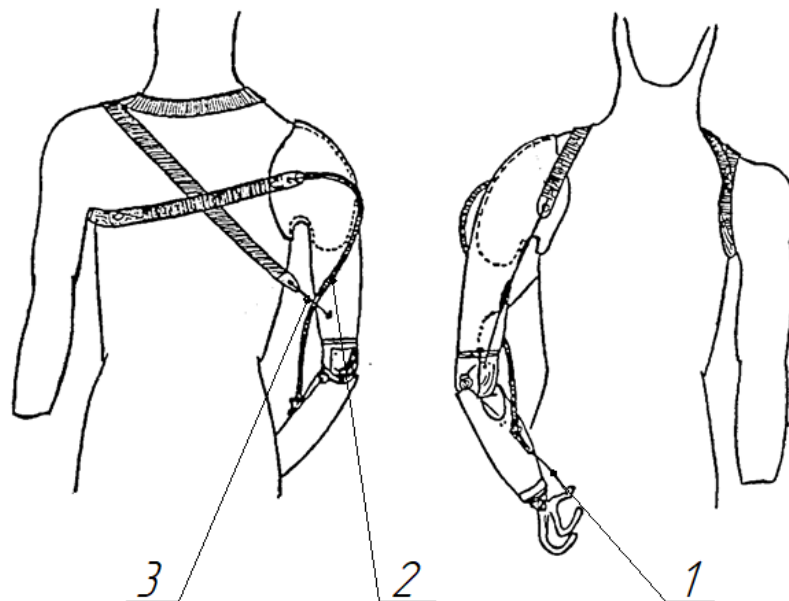


Рис. 2.26. Крепление протеза плеча с тремя тягами

1 – тяга захвата; 2 – тяга сгибания в локтевом шарнире; 3 – тяга фиксации локтевого шарнира

Тяга сгибания

От передней подмышечной складки на стороне здоровой руки тяга сгибания проходит по затылку и середине спины. Дальше она идёт от внутренней стороны плеча к внешней стороне предплечья, прикрепляется близко к локтевому шарниру и сгибает руку при выносе культи вперёд.

Тяга фиксации

От того же места на переднем конце подмышечной складки (на стороне здоровой руки) отходит тяга фиксации локтевого шарнира. Она проходит сзади вокруг затылка, по плечу на стороне протезируемой конечности, по поверхности приёмной гильзы плеча к фиксатору (замок) локтевого шарнира. Механизм фиксации приводится в действие комбинированным разгибанием шейного отдела позвоночника, поднятия кзади отведённой руки протеза и толчком культи в протезе кзади (толчок плечом).

Тяга захвата

Третья тяга начинается у подмышечной складки (на стороне здоровой руки) от петли бандажа сзади. Она проходит от точки бандажа гибкой витой оболочкой троса Боудена, Bowden позади плечевого шарнира к внутренней стороне предплечья (медиальнее локтевого шарнира) к крючку большого пальца или к тяге раскрытия кисти протеза. Источником силы служит разведение лопаток – «кошачий горб».

Трос фиксации и трос захвата, заделанные каждый в полый резиновый ремень, проходят перед подмышечной складкой до края гильзы. Оба ремня, прикреплённые заклёпками к гильзе перед и за плечевым шарниром, являются упругим приспособлением крепления протеза руки. Эти полые резиновые ремни закрывают тросы и расслабляют тяги.

Крепление протеза плеча с тремя тягами предполагает хорошее сцепление культи с протезом. Оно зарекомендовало себя как простое, оставляющее грудь свободной. Полная независимость всей трёх тяг передачи усилий обеспечивает многостороннее применение руки схвата, однако, требования к качеству подгонки приёмной гильзы к культе здесь больше, чем у бандажей с двумя тягами, так как приведение в действие каждой тяги в

отдельности возможно при очень хорошем контакте между культёй и протезом руки.

При вычленении плеча, где возможность поднятия культёй протеза руки в плечевом шарнире отсутствует и где все три тяги передачи усилий управляются движениями в плечевом поясе, применение бандажа с тремя тягами возможно только в одной части случаев, а применение особой конструкции для приведения в действие тяги фиксации иногда необходимо.

Применение отстёгиваемого переднего нагрудного ремня от передней стороны подмышечной складки к приёмной гильзе плеча перед плечевым шарниром может служить в особых случаях хорошим креплением протеза руки на культе и избавить от давления тяги захвата на чувствительную к давлению подмышечную складку.

Крепление протеза плеча с двумя тягами

Крепление протеза плеча с двумя тягами отличается от крепления с тремя тягами тем, что тяга сгибания и тяга захвата объединены вместе и приводятся в движение за счет силового расширения спины (разведение лопаток).

Схема выглядит следующим образом

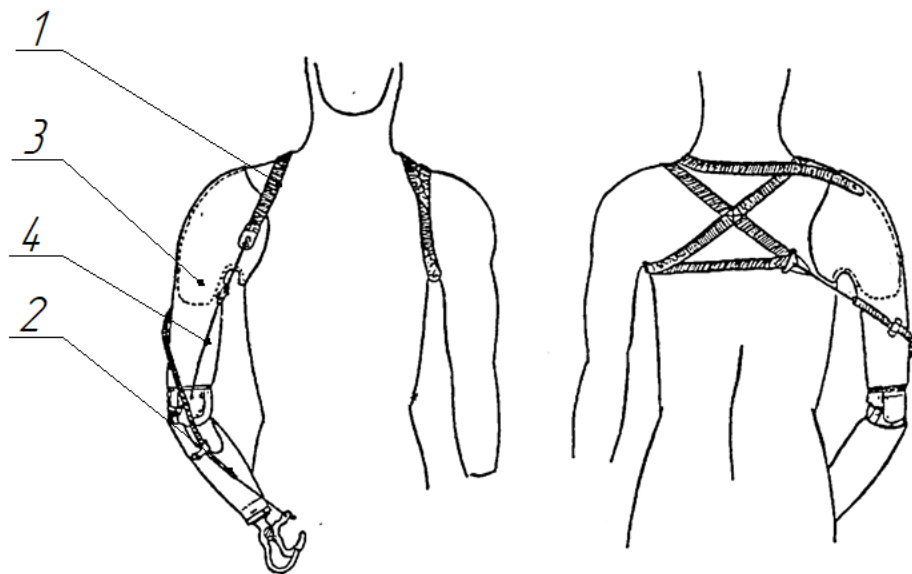


Рис. 2.27. Крепление протеза плеча с двумя тягами

1 – тесьма; 2 – тяга сгибания и захвата; 3 – бандаж с гильзой плеча; 4 – тяга фиксации

В то время, как у бандажа с тремя тягами одна сплошная оболочка гибкого троса проходит от плеча к предплечью протеза, - у бандажа с двумя тягами она между плечом и предплечьем прерывается так, что гибким тросом предплечье может быть согнуто к плечу.

Это возможно до тех пор, пока сила замыкания пружины кисти протеза сильнее, чем сила необходимая для сгибания предплечья. Поскольку при достаточно сильном напряжении пружины захвата необходимая сила сгибания обычно меньше силы необходимой для раскрытия захвата, то при натяжении тягового рычага передачи усилия предплечье вначале сгибают.

Преднамеренной сгибание руки блокируется тогда тягой фиксации. При дальнейшем напряжении троса тяги сгибания преодолевается сила пружины захвата и он раскрывается. Таким образом, между сгибанием руки и раскрытием кисти протеза должна осуществляться фиксации локтевого шарнира.

Прохождение тяги фиксации у бандажей с двумя тягами такое же, как и у бандажей с тремя тягами.

Комбинированная тяга начинается от крестообразного пересечения тесьмы, образующей подмышечную петлю к вершине лопатки на стороне протезируемой конечности. Отсюда она одной частью проходит через половину гибкой оболочки троса, прикрепленной к середине плеча с задней стороны, а другой часть – через половину оболочки, прикрепленной кожаным ремешком к предплечью перед локтевым шарниром.

Промежуток между частью оболочки плеча и частью оболочки предплечья немного больше, чем отрезок, необходимый для сгибания руки. Из этой второй оболочки трос проходит дистально к рычагу раскрытия кисти протеза.

У бандажей с двумя тягами отсутствует независимое от раскрытия кисти сгибание руки. Обе функции выполняются только последовательно – одна за другой.

2.25. Особенность построения рабочих протезов

Потребность во вспомогательных средствах, дающих возможность больным с культями верхних конечностей заниматься физическим трудом и выполнять некоторые приемы по самообслуживанию привела к созданию так называемых рабочих протезов и приспособлений.

Рабочий протез верхней конечности состоит из приёмной гильзы для культи, шарниров после высоких ампутаций, приемного патрона (приёмника для удержания съёмных насадок или приспособлений и крепления).

К протезу прилагается комплект насадок и косметическая кисть. В рабочем протезе прежде всего должны быть предусмотрены:

- Простота и легкость конструкции при достаточной жесткости;
- Определённая эластичность конструкции для предотвращения передачи на культю резких механических воздействий;
- Достаточная прочность и надёжность протеза при эксплуатации, несложность его ремонта;
- Легкость надевания и снятия протеза.

Рабочий протез должен обеспечивать рациональные движения всех звеньев биомеханической цепи. Рабочий протез по длине должен быть равен или короче здоровой конечности.

Удлинение протеза приводит к тому, что инструмент или предмет, удерживаемые в протезе отдаляются от человека на большее, чем необходимо расстояние. Это естественно приводит к нарушению координации рабочих движений.

С другой стороны, укорочение протеза после высокой ампутации конечности может привести к двоякому результату. Рациональное укорочение протеза способствует возникновению более тонкого ощущения силовых воздействий со стороны обрабатываемой детали.

При чрезмерном укорочении протеза наоборот – возникают затруднения в осуществлении рабочих движений. Из-за уменьшения двигательного рычага

протезируемой конечности, а также из-за чрезмерного приближения инструментов и изделий к телу работающего.

Не мене важным в рабочем протезе считается захват и удержание инструмента или обрабатываемого материала. Для рабочих протезов разработаны специальные приемники, в которых закреплены съемные насадки и приспособления.

Приёмники должны обеспечивать:

- Прочное и надежное закрепление насадок и инструментов в функционально выгодном положении;
- Возможность получения необходимых движений инструментов, таких как качания, вращение, поворот.
- Легкую и быструю смену приспособлений как для одоруких лиц с одностороннем, так и двухстороннем дефектами конечностей.

Приёмная гильза рабочего протеза должна быть плотно подогнана по форме и размерам культи. Эти достигается слитность культи с приёмной гильзой и более надежное удержание протеза на культе, что способствует улучшению координации движений и повышению эффективности протезирования. В то же время, приёмная гильза не должна оказывать чрезмерного давления на ткани культи, т.к. это приводит к нарушению венозного кровообращения культи.

Приёмная гильза должна быть достаточно прочной для того, чтобы в течении длительного времени сохранять свою форму и предохранять культю от механических повреждений.

Крепление протеза должно быть прочным, хорошо подогнанным, не ограничивать движения в суставах, надежно удерживать протез на культе, не оказывая циркулярного сдавливания ампутированной конечности.

С целью более надежного и удобного крепления приёмные гильзы изготавливают ниспадающими. Крепление в этом случае осуществляется в результате плотного охватывания приёмной гильзой области локтевого сустава.

При культе после вычленения кисти для крепления протеза используется булавовидное утолщение дистального отдела предплечья.

Освоение рабочего протеза должно быть проведено постепенно от простых трудовых операций к более сложным. На здоровую конечность при этом возлагаются функции, требующие более тонкой координации движений.

Примеры рабочих протезов и насадок к нему приведены на рисунках.

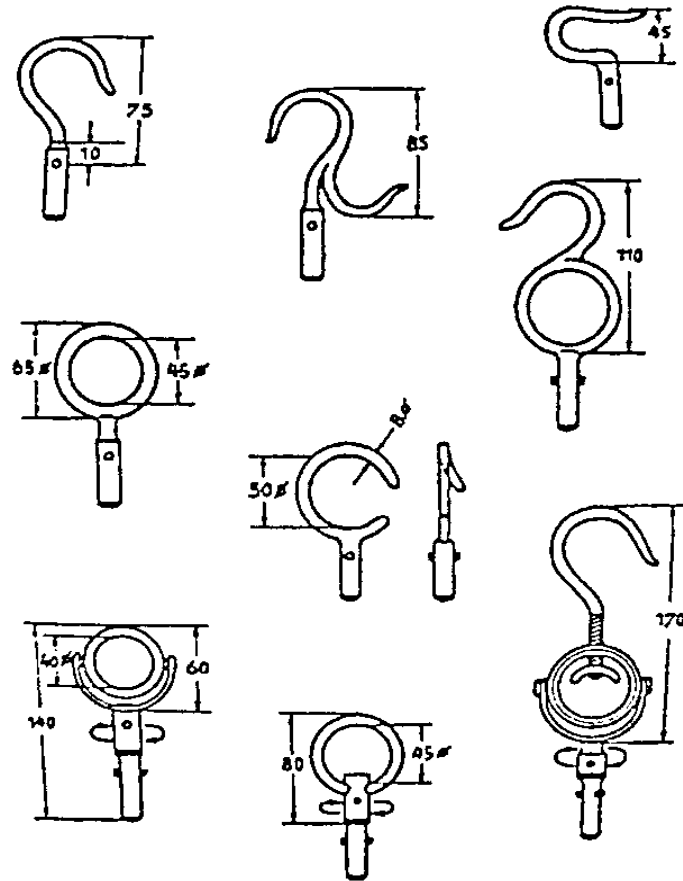


Рис. 2.28. Крючки и кольца

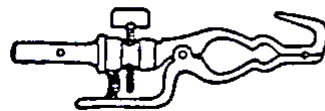
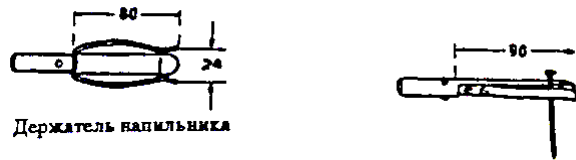


Рис. 2.29. Пружинные держатели и щипцы

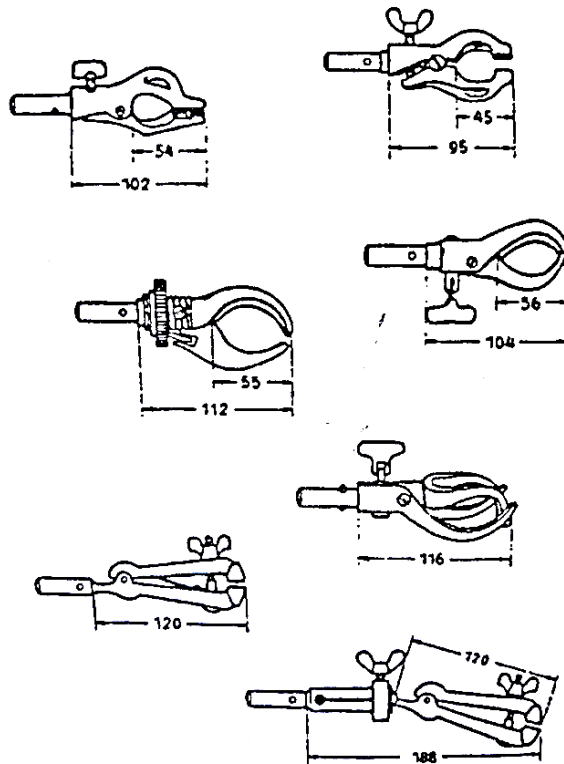


Рис. 2.30. Тисочки для напильника, струбчинки и щипцы

Показания к назначению рабочих протезов

Рабочие протезы предплечья показаны инвалидом после односторонней и двусторонней ампутации на разных уровнях. В том числе – инвалидам, имеющим врожденные дефекты.

При наличии контрактур или заболевании культи перед назначением рабочего протеза производится специальная консервативная, а при необходимости и оперативная подготовка. Кроме того, при назначении рабочего протеза необходимо учитывать общее состояние инвалида, его нервно-психический статус.

При выборе типа протеза, прежде всего, необходимо выяснить профессиональную направленность инвалида, уточнить интенсивность предполагаемого труда, его характера, условия, в которых предстоит работать инвалиду (например, сельская местность, на дому и т.д.)

При выборе материала изготовления гильзы рабочего протеза необходимо учитывать топографию и интенсивность потоотделения культи в связи с предстоящей работой.

Рабочие протезы предплечья могут быть рекомендованы для выполнения работ в производственных условиях. Противопоказаниями к назначению рабочих протезов являются:

- Хронические заболевания сердца и сосудов с выраженной сердечно-легочной недостаточностью
- Тромбоэмболические заболевания вен, сосудов и артерий.
- Тяжелые нарушения нервно-психического статуса
- Наличие кожных заболеваний
- Хронические трофические язвы культей
- Болезненные невромы
- Рубца
- Контрактуры
- Остеофиты и др.

Приспособления для самообслуживания показаны инвалидам после двусторонней ампутации или при врожденных дефектах верхних конечностей.

2.26. Особенности построения протезов с внешними источниками энергии

Всё большее распространение получают протезы с электромеханическими и пневматическими приводами и соответствующими источниками питания. Для первых - это батареи герметичных аккумуляторов, для вторых - баллоны со сжатым газом.

Управления протезами может осуществляться по средствам электрических контактов (или без контактных электрических устройств) и пневматических клапанов. В этих случаях инвалиду осуществляют только управление, а силовые функции выполняют приводные устройства за счет внешнего источника энергии.

С физиологической точки зрения целесообразней использовать управление, наиболее близкое к естественному. Наиболее физиологичным являются биоэлектрическое управление, при котором управляющим сигналом служат электрические потенциалы, возникающие при сокращении мышц. Всякое сокращение (напряжение) скелетных мышц сопровождается появлением в них электрической активности. Интенсивность этой активности тем выше, чем сильнее сокращение мышцы. Биоэлектрические потенциалы могут быть зарегистрированы с помощью электродов, вводимых внутрь мышцы или под кожу, или с помощью поверхностных электродов, накладываемых на кожу над соответствующими мышцами. При поверхностном отведении биоэлектрических потенциалов электромиограмма представляет собой сложный по амплитудным и частотным спектрам переменный электрический сигнал. Установлено, что в зависимости от степени сокращения мышц амплитуды биоэлектрических сигналов могут изменяться от нескольких мкВт до нескольких мВт, а полоса частот составляет несколько сотен герц.

Мощность биоэлектрического сигнала весьма мала, поэтому для практического использования её необходимо усиливать. Для этого используются электронные усилители, с помощью которых уровень биоэлектрического сигнала с мышц повышается до необходимой величины и

преобразовывается в форму пригодную для управления исполнительными органами протеза.

Биоэлектрические протезы состоят из трех конструктивных узлов:

- индивидуальная ортопедическая часть – по слепку или обчерку культи.

К ним относится гильза плеча и гильза предплечья в зависимости от уровня ампутации;

- механические полуфабрикаты – такие как механический плечевой шарнир, механический или электромеханический локтевой шарнир, механический или электромеханический шарнир пронации-супинации, электромеханическая кисть;

- полуфабрикаты электрических и электронных узлов – к ним относятся аккумуляторная батарея, электроды управления, усилительные каскады и выключатели и моторы для проведения в движение шарниров.

С помощью поверхностных электродов, наглаживаемых на кожу или вводимых внутрь мышцы, в местах, найденных индивидуально, передаются биоэлектрические потенциалы мышц на электронную систему управления протезом.

Эти биоэлектрические потенциалы мышц возникают при всяком сокращении или напряжении скелетных мышц и их можно измерить чувствительными измерительными приборами (например, микровольтметр).

Контролируемая интенсивность активности мышц (например, сгибатели или разгибатели плеча, или предплечья) может быть использована в качестве команды на переключение какой-либо функции протеза (например, сгибание и разгибание электромеханического локтевого шарнира, раскрытие и смыкание или пронацию и супинацию кисти).

В протезах с биоэлектрической системой управления таким образом используются токоотводящее устройство, предварительный усилитель, преобразователь сигнала, конечных усилитель, исполнительное устройство и источник питания.

В литературе имеются ссылки на разработанный в США протез биомеханической руки, управляемой импульсами из мозга. Стоимость этого протеза около одного миллиона долларов.

В протезах с миотоническим управлением сгибанием и разгибанием пальцев искусственной кисти используется эффект увеличения периметра культы при сокращении ее мышц. При сокращении мышцы культы надавливают на специальный датчик, сигнал с которого через электронную систему управляет движением.

В протезах с пневматическими приводами используется тяговое управление клапанами и через них – работой пневмоцилиндров с поршнями.

Разработаны также протезы с биоэлектрической релейной и пропорциональной системами управления и устройствами обратной связи по силе схвата, а также с биоэлектрическим управлением двумя функциями.

Показания к назначению протезов верхних конечностей с биоэлектрическим управлением.

Протезы, с биоэлектрическим управлением показанные преимущественно лицам в возрасте от 15 до 60 лет с уравновешенным нервно-психотическим статусом при удовлетворительном состоянии сердечно-сосудистой системы.

Биоэлектрический протез с одним приводом (с одной стороны парой активных движений) можно назначить, если максимальная электрическая активность каждой из двух управляющих мышц составляет не менее 70 мкВ. Протезы с двумя и более электроприводами (с двумя и тремя парами активных движений) можно назначать, если максимальная электрическая активность каждой из двух направляющих мышц составляет не менее 100 мкВ. Электрическая активность управляющих мышц может быть увеличена специальными тренировками в сочетании с фантомно-импульсной гимнастикой, массажем, вибромассажем, электростимуляцией.

При управлении протезом одной из управляющих мышц активность мышц антагониста (второй управляющей мышцы) не должна превышать половины порогового уровня. С этой целью проводится тренировка в отдельной активности управляющих мышц.

Биоэлектрические протезы показаны лицам различных профессий. Если профессия инвалида связана с тяжёлыми физическими нагрузками, одновременно следует назначать и рабочий протез.

Биоэлектрический протез может быть назначен при врождённом недоразвитии верхней конечностей по типу культы предплечья.

Протезы предплечья можно назначать при культе предплечья не короче 6 см от локтевого сгиба. При более короткой культе предплечья можно назначать протез предплечья лишь с ниспадающей приёмной гильза. При длинной культе предплечья (вплоть до вычленения в лучезапястном суставе) применяется протез предплечья с накладным усилителем мощности. Использование мышечной ротации в протезе предплечья показано после ампутации не выше средней трети предплечья при условии сохранения в ней пронационно-супинационных движений в объёме не менее 30°. Укорочение культы по сравнению со здоровым предплечьем должно быть не менее 2 см.

Противопоказаниями к назначению биоэлектрических протезов являются пороки и болезни культы, заболевания, при которых противопоказано протезирование вообще.

Показания к назначению протезов верхних конечностей с миотоническим управлением

Протезы верхних конечностей с миотоническим управлением с успехом могут применяться в тех случаях, когда протезирование биоэлектрическим протезами по тем или иным причинам невозможно или нецелесообразно (например, слабая электрическая активность мышц). Общие показания к назначению сходны у двух типов протезов.

2.27. Биомеханические особенности построения ортопедических аппаратов

Ортопедические аппараты можно условно разделить на две группы:

Первая группа аппаратов (фиксирующих, разгружающих, корригирующих) используются с целью ограничений движений конечности.

Ограничение могут быть наложены:

- на взаимном положении сегментов конечностей друг относительно друга или относительно туловища;
- на подвижности в суставах;
- на силовую нагрузку костей суставов (ограничение нагрузки или полная разгрузка поражённых костей и суставов).

Такие аппараты позволяют произвести коррекцию положения сегментов конечности, предотвратить появление деформаций в той или иной части конечности, передавать нагрузку, минуя больную кость или суставов. С помощью таких аппаратов больные могут выполнять поражённой конечности некоторые двигательные функции.

К построению этой группы ортопедических аппаратов могут быть предъявлены следующие биомеханические требования:

- передающие нагрузку части аппарата (шипы, шарниры) должны обладать достаточной прочностью и жесткостью, чтобы воспринимать возникающие силы сжатия, растяжения, изгиба и кручения, не выходя за пределы допустимых напряжений;
- прочность и жесткость несущих элементов аппарата должна сочетаться с минимальной его массой (особенно его дистальной части);
- надеваемые на отдельные сегменты конечности гильзы должны обеспечивать оптимальное крепление к соответствующему отделу конечности, так как неплотное прилегание не обеспечивает необходимую нагрузку больного сегмента и фиксации (в случаях ложного сустава, замедленной консолидации перелома, рефлексированной деформации и др.), а избыточное давление может затруднить кровообращение и вызывать болевые ощущения;
- шарниры аппарата должны устанавливаться соосно с одноимёнными суставами поражённых конечностей: локтевые шарниры - на оси, проходящей через центр наружного мыщелка плеча; лучезапястные шарниры – на уровне вершины миловидных отростков лучевой и локтевой кости;
- аппарат не препятствовать движениям здоровых частей конечности.

Вторая группа ортопедических аппаратов, которые принято называть функциональными, применяется, как правило, при паралитических заболеваниях и предназначается для решения ряда дополнительных задач (по сравнению с первой группой аппаратов)

Функциональные аппараты строят таким образом, чтобы выполнять человеком разгибательные функции с их помощью сопровождалось использование сохранившихся функций поражённых мышц. С этой целью аппарат должен создавать для больной конечности функционально выгодные облегчённые условия выполнения двигательных действий. Это способствует тренировке паретичных мышц, что может привести к их укреплению. В связи с выше изложенным, функциональные аппараты, поскольку они стимулируют активацию лечебно-восстанавливающих свойств организма могут рассматриваться как лечебно-восстановительные аппараты.

В дополнение к ранее перечисленным требованиям к аппаратам 1-ой группы, функциональные аппараты должны обеспечивать:

- Правильный выбор исходной позы конечности способствующей предупреждению деформации и других осложнений;
- разгрузку массы верхней конечности посредством механизмов уравнивания с упругими элементами (всей конечности в целом и при необходимости предплечья с кистью относительно локтевого сустава);
- оказание дозированной помощи ослабленным мышцам посредством соответствующих эластичных тяг и других приспособлений;
- необходимые подвижности сегментов конечности в диапазоне углов и в плоскостях, оптимальных для активизации паретических мышц.

Из приведённых требований видно, что использование дозированных движений как метода лечения (что является одним из старейших принципов медицины) служит также одним из основных биомеханических принципов построения функциональных ортопедических аппаратов.

ЧАСТЬ 3. Искусственные органы

Проблема создания искусственных органов находится в числе основных направлений современной науки и решается на стыке биологических, медицинских и точных наук. Развитие этой проблемы прямо связано с достижениями математики, механики, электроники, химии полимеров, инженерного освоения различных видов энергии, реализуемых в конкретных конструкциях.

Необходимость создания искусственных органов обусловлена возможностью временного замещения утраченной функции природного прототипа, тем более, что хирургическая служба пересадки органов от доноров не может полностью обеспечить каждого больного из-за дефицита соответствующих донорских органов.

Искусственными органами принято называть устройства, предназначенные для временной или постоянной активной замены утраченной функции природного прототипа.

3.1. Искусственное сердце

3.1.1. Вопросы физиологии сердечно-сосудистой системы. Механизм сердечной деятельности

Многоклеточному организму необходим особый аппарат кровообращения, чтобы подвести кровь непосредственно к каждой клетке.

Общие свойства

Сердечно-сосудистая система включает в себя

- сердце;
- артерии;
- капилляры;
- вены.

У каждой составной части системы своя функция.

Сердце является центром сердечно-сосудистой системы и работает как насос. Оно вырабатывает необходимое давление для циркуляции крови в организме.

Артерии, содержащие 1/5 часть общего объёма крови тела, проводят кровь от сердца к тканям.

Капилляры пронизывают все органы и ткани тела. Они функционируют как механизм газообмена между кровью и клетками.

Вены проводят кровь от тканей назад к сердцу. Система вен обладает гораздо большей ёмкостью, она содержит 2/3 общего объёма крови. По причине этой большой вместимости они выполняют ещё одну существенную роль резервуара крови.

Сердечно-сосудистая система человека состоит из двух кругов кровообращения:

- большой круг кровообращения органов обеспечивает питательными веществами различные органы и ткани тела
- малый круг кровообращения лёгких заботится о газообмене между кровью и вдыхаемым воздухом.

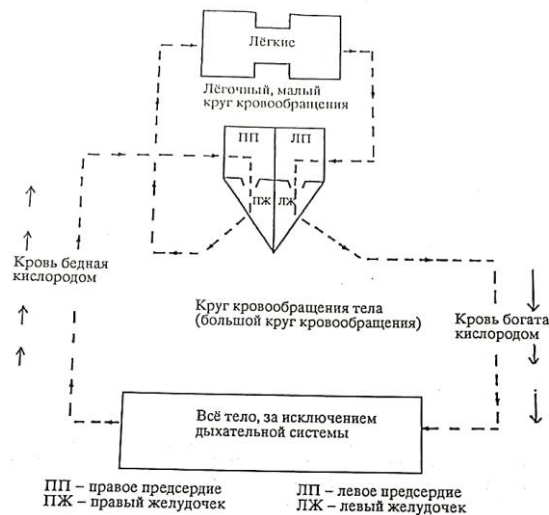


Рис. 3.1. Схема кровообращения

По причине насосной деятельности форма сердца подвержена очень сильным изменениям. Поэтому оно, сердце, располагается в особом

пространстве грудной клетки, в сердечной сумке. Размер сердца соответствует приблизительно размеру сжатого кулака рассматриваемого индивидуума.

Описание сердца.

Сердце — полая мышца, состоящая из собственной, только для сердца характерной мышечной ткани. Она содержит как гладкие, так и поперечнополосатые мышцы.

Мускулатура управляется вегетативной нервной системой.

Сердце имеет четыре полости:

- два предсердия, *atrium cordis*;
- два желудочка, *ventriculi cordis*.

У сердца различают две стороны: левую и правую. Каждая сторона представлена собственным предсердием и желудочком.

В правом предсердии, *atrium dextrium*, течёт вся венозная кровь системы кровообращения тела. Она втекает в него по двум венам: полой нисходящей вене, *vena cava superior*, и полой нижней вене, *vena cava inferior*. Отсюда кровь попадает в правый желудочек, *ventriculus dexter*, который венозную кровь направляет дальше в малый круг кровообращения — к лёгким. В лёгких венозная кровь обогащается кислородом.

В левое предсердие, *atrium sinistrum*, втекает вся кровь, обогащённая кислородом в лёгких. Она проводится лёгочной веной в левое предсердие. Предсердие направляет обогащённую кислородом кровь в левый желудочек, *ventriculus sinister*. Левый желудочек проталкивает кровь под большим давлением в сердечную аорту. От сердечной аорты распределение идёт дальше по всему телу (большой круг кровообращения).

Механизм сердечной деятельности.

Сокращение сердечной мышцы приводит к увеличению кровяного давления, что обеспечивает проникновение крови во все ткани.

Сердце сокращается ритмично и регулярно. Фаза сокращения называется систолой, *systole* — сокращение мышцы сердца, а фаза покоя диастолой, *diastole* — расслабление мышцы сердца.

Форма сердца и расположение её полостей таково, что гарантирует направление потока крови. Каждый раз за сокращением предсердия следует сокращение желудочка. Клапаны, лежащие на переходе от предсердия к желудочку, а также клапаны, лежащие между желудочками и большими лёгочными артериями и сосудами большого круга кровообращения, устроены так, что предотвращают течение крови в обратном направлении - из сосудов в желудочки или из желудочков - в предсердия.

Нормальный сердечный ритм составляет от 70 до 80 пульсовых ударов в минуту. Однако эти значения зависят от возраста, пола и влияния вегетативной нервной системы.

Частота сокращений сердца ребёнка - 90 ударов в минуту, а у новорождённого 130 ударов в минуту.

Сердце само вырабатывает возбуждения, необходимые для сокращения своих мышц: подчинённость сердечного ритма внутренним законам (авторитмия). Эта авторитмия возникает в собственной проводящей системе сердца. Возбуждение идёт от мышц предсердия через атрио-вентрикулярный узел (предсердно-желудочковый узел Ашофа-Тавара) в предсердие. В мускулатуре для передачи раздражений возбуждения имеются собственные волокна.

Схема кровообращения. Большой круг кровообращения.

Левое предсердие принимает кровь, обогащённую кислородом, приходящую из легочного, малого круга кровообращения. Кровь поступает из левого предсердия в левый желудочек и отсюда в аорту, из аорты распределяется по всему телу. Необходимое время для этого распределения удивительно короткое и составляет всего несколько секунд. (Время с момента введения вкусового вещества до вкусового, ощущения на языке проходит не больше, чем 6-7 секунд). Кровь проходит по капиллярам органов, отдаёт там кислород и забирает углекислый газ (CO₂). Из капилляров она собирается в венолах и возвращается по большим полым венам обратно в правое предсердие. Отсюда кровь поступает в правый желудочек.

Малый круг кровообращения.

Из правого желудочка кровь идёт по лёгочной артерии к лёгким. В капиллярах лёгких углекислый газ отдаётся и кровь насыщается снова кислородом. Из лёгочных капилляров кровь попадает в лёгочные вены. И по ним направляется в левое предсердие.

Таким образом, лёгочная артерия содержит венозную, т.н. «голубую», кровь и лёгочная вена артериальную, «красную» кровь.

Исходя из рассмотренных сведений можно сделать вывод, что сердечно-сосудистая система обеспечивает снабжение всего тела кровью по кровеносным сосудам. Кровеносные сосуды и сердце гонят кровь в кругу кровообращения через ткань. Этот процесс играет существенную роль в процессе обмена веществ:

- кровь представляет собой дыхательно-питательный резервуар, который постоянно пополняется из пищеварительного тракта и дыхательной системы;
- кроме того, все продукты клеточной деятельности кровь несёт к органам, которые эти продукты либо перерабатывают, либо выделяют из организма;
- кровь регулирует температуру тела;
- кровь защищает части тела и предохраняет их от прямого, воздействия внешней среды. Таким образом, кровь является защитным фактором организма.

3.1.2. История вопроса. Разработка искусственного сердца и экспериментальное применение

Концепция замещения функции сердца механическим аналогом не нова. Ещё в 1812 г. было замечено, что если удаётся заменить сердце каким-либо насосом крови, то можно успешно сохранять живой любую часть тела.

Дальнейшие исследования проводились в направлении частичной замены функции одного из отделов сердца (правого или левого желудочка) и только с созданием аппарата «сердце – лёгкие» стало возможным всерьёз разрабатывать

проблему полной замены сердца механическим аналогом. Следует отметить, что отечественная наука имеет приоритет в осуществлении этой идеи.

В.П. Демиховым (1960) показана принципиальная возможность поддержания кровообращения в организме животного с помощью механического устройства, имплантированного на место удалённого собственного сердца. После такой операции собака жила 2,5 часа.

Последующее исследование создания искусственного сердца (ИС) связано с именем У. Колфа (1980). Почти 25 лет потребовалось для того, чтобы в эксперименте были достигнуты стабильные результаты выживания животных и созданы предпосылки для использования метода в клинической практике.

Работы по созданию ИС интенсивно проводились несколькими группами учёных – в США, ФРГ, Франции, Италии, Японии.

К 1970 г. были достигнуты ощутимые успехи – животные выживали до 100 ч. Однако в связи с последующими неудачами встал вопрос о том, возможно ли выживание животного с ИС более 100 ч.

Только в 1974 г. удалось достигнуть выживаемости животных в течение 1 месяца, а в 1977 г. было получено стабильное выживание 75% животных в течение этого срока.

Во многих лабораториях показано, что животное может успешно существовать в течение нескольких месяцев с ИС, работающим от пневмопривода. Реципиентов можно повторно оперировать с целью коррекции размещения ИС и замены одного из искусственных желудочков в случае нарушения их работы. Полученные результаты позволили считать, что метод замены собственного сердца искусственным как временная мера может быть применен в клинике. Это тем более важно, что одной из основных причин, ограничивающих в настоящее время более широкое использование трансплантации сердца в клинике, является подбор подходящего донора сердца, поскольку национальные и интернациональные Программы не обеспечивают необходимого количества трансплантатов. Идея имплантации ИС в качестве первого этапа для поддержания жизни реципиента на период подыскания подходящего донора полностью оправдана в клинической

практике, т.к. сегодня самые надежные и отработанные системы ИС с внешним (пневматическим) приводом неприменимы для длительной замены сердца человека.

В настоящее время в мире проведено свыше 40 операций в клинике, где имплантация искусственного сердца являлась временной мерой для сохранения жизни реципиента. Более чем в 13 случаях имплантация искусственного сердца была первым этапом операции с последующей заменой насоса трансплантатом.

3.1.3. Сердечные насосы, требования к конструкции, технологичности изготовления

Имеющийся в мире экспериментальный и клинический опыт показывает, что искусственное сердце (ИС) должно иметь два желудочка, два входных и выходных клапана, соединения с аортой и легочной артерией.

При создании полного ИС, которое будет имплантироваться после удаления собственного сердца, общий объем и форма устройства определяются имеющимся пространством и анатомией, которые определяют:

- расстояние между оставшейся частью аорты и диафрагмой (длина);
- расстояние между остатками предсердий и грудиной (высота);
- размеры и взаимное анатомо-топографическое соотношение остатков предсердий и сосудов.

Желудочки должны иметь, возможно, больший объём в пределах ограниченного пространства для обеспечения максимального запаса производительности, поскольку протез сердца не может увеличивать свой ударный объём за счёт растяжения, как это происходит с естественным желудочком.

Создание исполнительных устройств предполагает решения ряда тесно связанных между собой задач:

- выбор оптимальной конструкции;
- выбор материала для изготовления протеза и его составных частей;

- разработка адекватного технологического процесса изготовления протеза.

Эти вопросы тесно взаимосвязаны и одинаково важны.

Остановимся кратко на основных требованиях, которые к настоящему времени могут быть сформулированы.

3.1.4. Требования к материалам для изготовления протезов сердца

Основными материалами, используемыми в настоящее время, являются:

- полиуретан;
- поликарбонат;
- силикон;
- титан;
- нержавеющая сталь;
- фетр;
- лавсан.

При выборе материалов должны учитываться следующие факторы:

- форма выпуска;
- технологические свойства;
- прочность материала;
- механическая прочность;
- устойчивость к агрессивной среде, которой является кровь;
- влияние материала на кровь, его токсичность, совместимость с кровью;
- возможность стерилизации изделия без изменения его физико-химических свойств.

Форма, в которой материал выпускается, не играет решающей роли, но он должен легко перерабатываться. В идеале элементы искусственного сердца должны быть изготовлены из однородного материала.

Большое значение имеет механическая прочность материала, поскольку сердце испытывает значительные нагрузки. С этой точки зрения в материале важно сочетание таких физико-механических свойств, как прочность на разрыв,

модуль эластичности, относительное удлинение и сопротивление при растяжении. Эти свойства должны сохраняться на протяжении всего времени работы устройства. Поскольку изделие имеет непосредственный и долговременный контакт с кровью и окружающими тканями, необходимо, чтобы материал имел высокую устойчивость к действию агрессивных веществ, не выдавая реакций со стороны окружающих тканей.

Влияние материала на кровь и окружающие ткани также приходится учитывать, поскольку в процессе длительной механической нагрузки воздействия химических агентов могут изменять его свойства, а продукты распада полимера приводить к неблагоприятным последствиям в организме животного или человека. Можно сказать, что так называемая гемосовместимость полимерных материалов и её сохранение в процессе длительного контакта в организме являются одним из определяющих факторов проблемы искусственного сердца в эксперименте и в клинике.

В создании конструкции протеза сердца необходимо учитывать анатомо-топографические взаимоотношения, физиологию кровообращения, особенности хирургической методики.

Анатомические факторы определяют форму и размеры ИС, позволяющие поместить его в грудной полости. Даже если устройство само по себе является отличным сердечным насосом, его ценность может быть существенно снижена при наличии хирургических трудностей имплантации. В конструкциях должны быть учтены гидродинамика крови и её изменения при работе сердца в различных режимах. Любую деталь или элемент протеза, которые могут во время работы подвергаться чрезмерным напряжениям, следует исключить из конструкции. Влияние конструкции протеза на образование тромбов должно рассматриваться вместе с гидродинамическими характеристиками потока, поверхностями, контактирующими с кровью.

Как видно из вышесказанного, требования, которые предъявляются к созданию ИС, достаточно жесткие. Поэтому, к настоящему времени не все они могут быть выполнены полностью. Это «прокрустово ложе» и определило

поиски исследователей в создании оптимальной конструкции искусственного сердца.]

В СССР исследования по проблеме ИС были начаты в конце 60-х годов под руководством академика Шумакова В.И. Разрабатывались различные варианты протеза сердца: малогабаритные (для экспериментов на собаках), с приспособлениями для моделирования патологии сердца. С 1974 г. работы стали проводиться целенаправленно – для создания имплантируемого ортотопического протеза сердца типа «Поиск».

Процесс создания основного исполнительного устройства (собственно протеза ИС) включает много этапов:

- изготовление рабочих чертежей;
- изготовление макетных и рабочих форм;
- изготовление макетного образца.

Макетный образец проходит стендовые испытания, в ходе которых определяют гидродинамические и ресурсные характеристики, травму форменных элементов крови. После этого изделие передают на медико-биологические испытания.

Рассмотрим основные этапы создания искусственного сердца модели «Поиск» и задачи (проблемы), решаемые на этих этапах.

Модель «Поиск» (1,2,3,4,5) представляет собой четырехкамерный протез сердца с желудочками мешотчатого типа, предназначенный для имплантации в брюшную полость, как животного, так и человека.

В модели (основной разработчик - инженер Дробышев А.А.) различают левую и правую половины, каждая из которых состоит из искусственного желудочка и искусственного предсердия (габариты в табл. 3.1).

Составными элементами искусственного желудочка являются:

- корпус,
- рабочая камера,
- входной и выходной клапаны.

Табл. 3.1. Конструктивные характеристики ИС «Поиск»

Искусств. сердце	Длина, мм	Ширин а, мм	Высот а мм	Масса , г	Объём запол нения, см ³	Объём искусств. предсер- дия, см ³	Матер иал корпу са	Мате риал нагн. эле- мен- та	Хар. модели
«Поиск-4» Клапан ы	125	110	80	350	150	С мембра- ной 50	Сили- кон, эпокс идное в-во	Сил и- кон	Модель не вызываю щая нарушена венозном о притока, связанном о с конструк цией ИС.
	Входной - полусфера, 27 мм								
	Выходной - Бьерка-Шели, 24 мм								
«Поиск-10М» Клапан ы	120	110	80	210	120- 140	50	Поли урета н	Пол иуре тан	Улучшен ие гемосовм естимост и, уменьше ние габаритов
	Входной - Бьерка-Шели, 29 мм								
	Выходной - Бьерка-Шели, 29 мм								

Корпус желудочка изготавливается из силиконовой резины методом наложения. Для усиления жесткости корпус армировался металлической сеткой («Поиск-1», «Поиск-2»), затем применялся специальный состав усиленного силикона («Поиск-3»), а в моделях «Поиск-4» и «Поиск-5» корпус армировался эпоксидным составом (рис. 3.2).

Рабочая камера по форме аналогична корпусу. Ее изготавливали из латексной резины (модели «Поиск-1, 2, 3»), а потом из силикона («Поиск-4, 5»). Конструктивной особенностью рабочей камеры является различная толщина стенок, в которых различают активные и пассивные участки. Конструкция рассчитана таким образом, что даже при полном напряжении активных участков противоположные стенки рабочей поверхности камеры не соприкасаются между собой, чем устраняется травма форменных элементов крови. Толщина активных участков - 0,5 мм, пассивных - 2,5 мм.

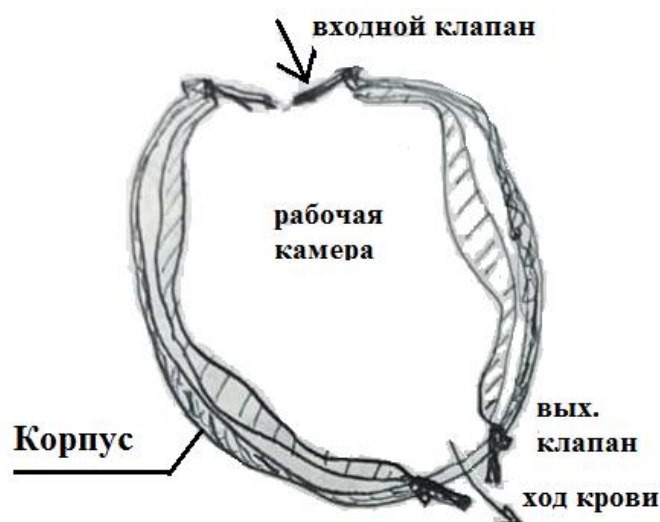


Рис. 3.2. Искусственное сердце, модель «Поиск»

Помимо механического сдавливания путей притока, среди причин, вызывающих нарушение венозного возврата, можно выделить две основные:

- высокое сопротивление входных каналов;
- использование больших величин диастолического вакуума в системе пневмопривода.

Для преодоления сопротивления входных каналов требуется предсердное давление значительно выше нормального, что приводит к нарушению венозного возврата. Увеличение диастолического вакуума в системе пневмопривода помогает преодолеть сопротивление входных каналов и увеличить скорость заполнения искусственных желудочков, увеличивая тем самым минутный объём; но в то же время приводит к уменьшению крутизны кривой сердечного выброса, спадению стенок естественных предсердий и полых вен, возникновению волн пульсаций предсердного давления с высокой амплитудой, т.е. к факторам, нарушающим венозный возврат крови.

Решение этих проблем пытались осуществить путем совершенствования конструкции протеза сердца. Так в модели «Поиск-4» было использовано такое соотношение объёмов искусственных предсердий и желудочков, которое позволило избежать основной проблемы, с которой столкнулись разработчики ИС «Поиск-1..5»: было нарушение венозного возврата крови.

Причинами, вызывающими нарушение венозного возврата крови, являются:

- механическое сдавливание путей притока;
- высокое сопротивление входных каналов;
- использование больших величин диастолического вакуума в системе пневмопривода.

Решение этих проблем пытались осуществить путем совершенствования конструкции протеза сердца. Так в модели «Поиск-4» было использовано такое соотношение объёмов искусственных предсердий и желудочков, которое позволило избежать спадения полых вен и присасывания стенок естественных предсердий при величинах диастолического вакуума, необходимых для получения максимального минутного объема.

В протезе сердца «Поиск-5» для искусственных предсердий использовали специальные мембраны, с помощью которых удалось устранить высокоамплитудные волны пульсаций давления в предсердиях, что в свою очередь улучшило показатели работы ИС в режиме максимального минутного объёма (рис. 3.3).

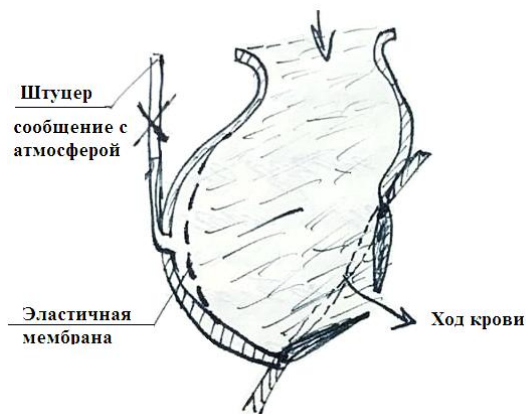


Рис. 3.3. Сечение предсердия

На втором этапе исследований основной причиной, ограничивающей жизнь экспериментальных животных, являлась проблема тромбообразования внутри ИС.

В связи с этим в конструкции ИС решили уменьшить поверхность полимера, контактирующего с кровью, за счёт отказа от искусственных

предсердий. Чтобы новые конструкции не вызывали вышеописанных осложнений, в них стали применять клапаны Бьерка-Шели №29, обладающие низким сопротивлением, а нагнетательный элемент изготавливали толщиной 0,35...0,45 мм.

Данные модели ИС «Поиск-6..10» представляют собой двухкамерный протез сердца с желудочками диафрагменного типа; в моделях различают левую и правую половины.

Элементами искусственного желудочка являются:

- корпус;
- диафрагма;
- входной и выходной клапаны;
- пневмокрышка.

Корпус изготавливается из силиконовой резины (модели 6-9М) и полиуретана (модель «Поиск-10»); диафрагма – из силикона, армированного лавсановой сетчатой тканью (модели 6...9М), и полиуретана (модели 10..10М); крышка пневмокамеры – из дюралюминия (модель 6М), нержавеющей стали (модель 7), силиконовой резины (модели 8...10), войлока (фетра)- модель «Поиск-10М».

Конструкция была рассчитана таким образом, что при полном напряжении диафрагмы в момент систолы диафрагма не касается корпуса, благодаря фиксированному зазору, равному 4...5 мм.

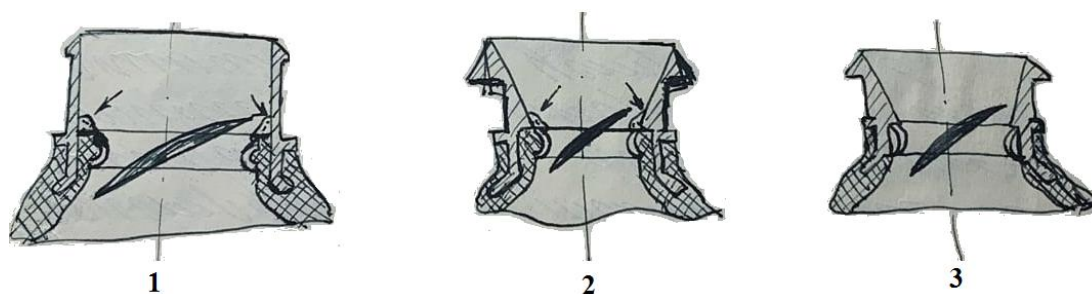
В моделях «Поиск-6М» и «Поиск-7» усовершенствование конструкции нагнетательного элемента искусственного желудочка позволило добиться увеличения крутизны кривой сердечного выброса. Недостатками данных моделей являлись: наличие стыковой борозды в кровяной камере и большая масса (до 400 г) протезов искусственного сердца.

Эти недостатки были устранены в последующих моделях ИС «Поиск». Так, для модели «Поиск-8» разработана технология изготовления бесшовной кровяной камеры за счёт высокой адгезии силиконовой резины, а в модели «Поиск-9М» кровяная камера после сборки покрывалась силиконовым

составом, что значительно улучшало тромборезистентные свойства поверхности.

Начиная с 1982 г. приступили к изготовлению ИС из полиуретана («Поиск-10М»), в котором нашли отражение все принципы конструирования, заложенные в предыдущих моделях. Основное внимание уделялось креплению искусственных клапанов в желудочках, т.к. это наиболее уязвимое место во всех конструкциях ИС как с точки зрения тромбообразования, так и в плане надежности, поскольку клапаны закреплены в ИС неподвижно и несут большие нагрузки, чем в естественном сердце.

Применялось несколько вариантов крепления искусственных клапанов (рис. 3.4).



1 - раздельное крепление клапана и цилиндрического коннектора; 2 - раздельное крепление клапана и конусного коннектора, закрывающего седло клапана; 3 - клапан закреплён в конусном коннекторе. Стрелками показаны тромбы
Рис. 3.4. Варианты крепления искусственного клапана протеза сердца.

В первом варианте крепления клапанов наблюдалось отложение кольцевых тромбов по периметру крепления клапанов уже на 2-3 сутки, что являлось одной из причин гибели экспериментальных животных. В основном тромбы находились на внеодных клапанах. Причиной тромбообразования явились завихрения тока крови, которые возникали в момент диастолы желудочка в месте стыка клапана и коннектора.

Во втором варианте вышеописанные осложнения не наблюдались. Именно такие крепления клапанов в ИС «Поиск-10М» было во всех длительных экспериментах.

В настоящее время в эксперименте используется новое крепление (вариант 3), где клапан заранее устанавливается в коннекторе, а затем уже весь узел вставляется в искусственный желудочек. Кроме того, в начальный период работы ИС клапаны имеют возможность вращаться вокруг своей оси, чтобы занять наилучшее положение относительно потока крови. Тромбообразование в месте крепления клапанов отмечено не было.

3.1.5. Искусственное сердце «Поиск-10М»

Модель «Поиск-10М» – овального типа. В объемном ходе диафрагмы лежит эллипсоид вращения с полуосями 80х65х60 мм, что позволяет изготавливать данную модель с ударным объемом 80÷100 см³ и с объемом заполнения 120÷140 см³.

Изготавливается и собирается ИС по разработанной в лаборатории Шумакова В.И. технологии.

Для изготовления ИС (корпусов, диафрагм, стыковочных элементов) используются металлические формы с чистотой поверхности не ниже $0,16\sqrt{Ra}$ (Ra=0.16 мкм), для пневмокрышек – формы, изготовленные из силиконовой резины. Все компоненты ИС изготавливаются методом последовательного макания в раствор полиуретана до получения необходимой толщины (табл. 3.2).

Табл. 3.2. Технологические характеристики элементов ИС «Поиск-10М»

Элементы искусственного сердца	Концентрация полиуретана, %	Число маканий	Толщина стенки, мм
Корпус	17	35-40	2,8...3,5
Диафрагма	15	6	0,4...0,45
Пневмокрышка	15	7	2,5...3,0
Протез аорты	15	55	0,25...0,3
Протез лёгочной артерии	15	5	0,23...0,3
Предсердная манжента	15	5	0,25...0,3

Примечание. Время сушки одного слоя полиуретана при 60° С составляло 2 часа.

Из таблицы видно, что толщина диафрагмы наращивается до 0,4...0,45 мм. Данная толщина диафрагмы оказывает минимальное сопротивление

притоку крови в желудочек и обеспечивает в то же время высокую надёжность при циклических нагрузках, связанных с её функционированием.

Испытания данных диафрагм на механическую прочность показали высокие результаты. Диафрагмы проработали в условиях стенда 80 млн. циклов, что соответствует 1,5-летнему функционированию без признаков деструкции (разрушения).

После того как все элементы ИС изготовлены, приступают к его сборке.

Снятый с формы корпус желудочка наклеивают на диафрагму, которая находится на форме. После сушки форму диафрагмы вынимают и клеивают пневмокрышку. Затем вставляют клапанные узлы. Весь процесс сборки ИС осуществляется в специальных боксах с беспылевым ламинарным потоком воздуха. После того как ИС собрано, оно проходит газовую стерилизацию.

Исследования, проведённые на животных (телятах) и больных в клинике, показали, что искусственное сердце «Поиск-10М» является адекватным для поддержания кровообращения в организме человека на необходимом уровне на срок, необходимый для подбора соответствующего трансплантата этому больному. Эллипсоидная форма ИС «Поиск-10М» даёт возможность без особых осложнений расположить протез в грудной клетке практически любого взрослого человека, в том числе и в организме женщины. Кроме того, его применение у человека, гарантирует от появления тромбов на поверхности, контактирующих с кровью.

Показания к имплантации ИС в клинике:

- если состояние больных, отобранных для пересадки сердца, за время пребывания в стационаре становится критическим до момента появления подходящего донора.

- если больные после окончания операции на открытом сердце не могут быть отключены от аппарата искусственного кровообращения вследствие резко выраженной сердечной недостаточности, не поддающейся медикаментозной терапии.

3.1.6. Зарубежный опыт разработки ИС

Искусственное сердце «Abio Cor» (США).

Разработчик – компания Abiomed. Первой разработкой этой компании было ИС - имплантируемый протез сердца (1975-1982 г.). Оно было имплантировано в 1982 г. жителю Сиэтла Барни Кларку, который прожил 112 дней. Для работы сердца «Abio Cor» требовалась вспомогательная консоль электроснабжения размером со стиральную машину.

Новое сердце компании Abiomed - совершенно другой, более продвинутый прибор. AbioCor работает на батарее размером с видеомэгнитофон (рис. 3.5). С помощью внешней спирали на талии пациента батарея питает имплантированную в организм больного систему, которая и подаёт электричество к сердцу. Чтобы перезарядить батарею, пациенты должны будут просто подключить её к розетке переменного тока. Сердце «AbioCor» хорошо показало себя в экспериментах на телятах, и в результате лабораторных испытаний предполагается, что критически важные компоненты будут работать бесперебойно по крайней мере пять дней (≈ 180 миллионов ударов сердца).



Рис. 3.5. Искусственное сердце «AbioCor»

В «AbioCor» воплощены сотни отдельных достижений – от клапанов, которые не издают щелкающего звука, до мягких полосных камер, которые не провоцируют образование тромбов.

Стоимость: сначала $\approx 75\,000\text{\$}$, со временем $\approx 25\,000\text{\$}$. Материал – титан.

Так же, как и настоящее сердце, AbioCor имеет два желудочка (насосные камеры) (см. рис. 3.6.) – один посылает кровь в лёгкие, чтобы забрать кислород, а другой проталкивает насыщенную кислородом кровь по кровеносным сосудам. Но его механизм отличается от механизма настоящего сердца. Между двумя камерами вставлено, как колбаса в двойной бутерброд, небольшое устройство, которое обладает мягкими стенками насосных камер, струёй жидкости, снимая их в быстрой последовательности и заставляя выталкивать содержимое в подсоединённые артерии. В нерабочем состоянии насос качает тот же объём крови, что и отдыхающее сердце (≈ 5 л в минуту). Но когда увеличение физической активности поднимает давление в желудочках, мотор ускоряет свою работу. Пиковая мощность AbioCor составляет 10 л в минуту. Но пользователи не должны беспокоиться о возможном перенапряжении сердца. В отличие от настоящего сердца искусственное не будет пытаться выполнить все максимальные запросы. Оно ограничит способность пациентов делать эти запросы.

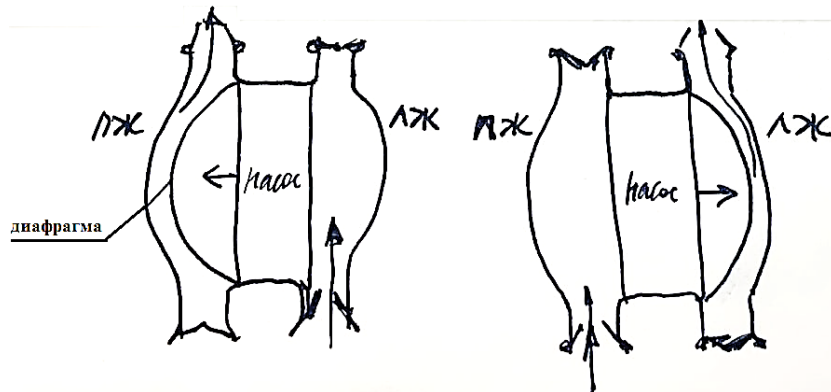


Рис. 3.6. Механизм функционирования ИС «AbioCor»

Искусственное сердце с волновым насосом (Япония).

Волновой насос состоит из кожуха насоса, диска и пары мембран (см. рис. 3.7, и рис. 3.8).



Рис. 3.7. Искусственное сердце с волновым насосом

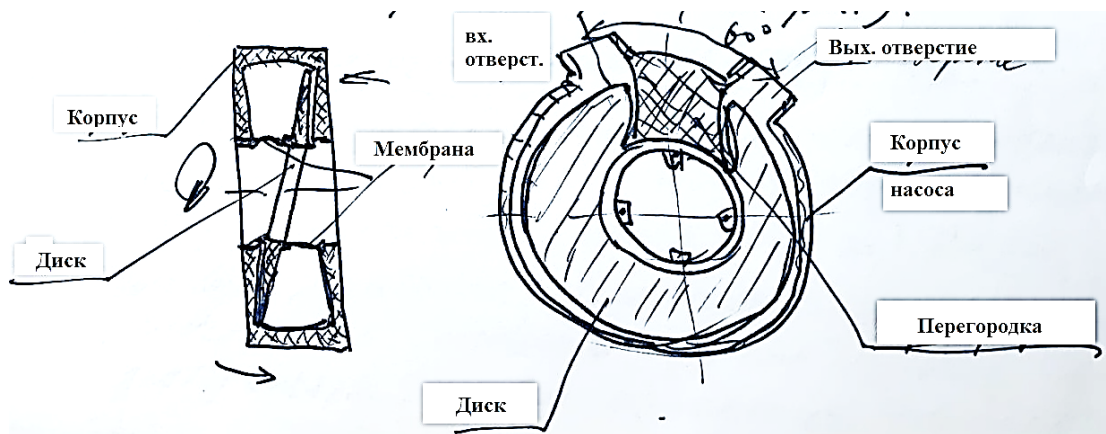


Рис. 3.8. Волновой насос

Диаметр дисков:

- левого насоса – 69 мм;
- правого насоса – 64 мм.

Волновой угол в конструкциях насосов (угол, ограничивающий волновое движение дисков в корпусе) равен 18° (рис. 3.9). Все зазоры между дисками и кожухом (корпусом) были 0,5 мм. Угол между входным и выходным отверстиями составляет 60° . Такое значение было выбрано для наилучшего достижения анатомического расположения сердца относительно правого и левого предсердий, а также лёгочной артерией.

В конструкциях моторов были использованы части бесщёточных моторов постоянного тока. Управление осуществлялось от чипа микропроцессора методом пульсо-волновой модуляции. Статор мотора был закреплён эпоксидной смолой. В катушку статора был установлен датчик температуры.

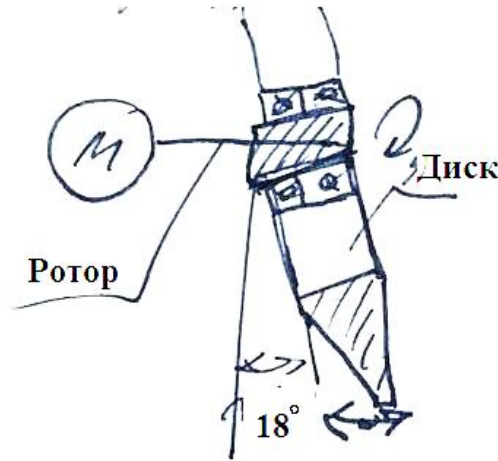


Рис. 3.9. Волновой насос с углом 18°

Габариты: 75 мм в диаметре и 80 мм в длине.

Вес системы: 650 г.

До настоящего времени было произведено 14 операций по имплантации взрослым особям козы. Наиболее длительный случай выживаемости составил 10 дней.

Плавное изменяемое пульсирующее ИС (Япония, Токийский университет).

Был разработан экспериментальный образец ИС, состоящий из одного волнового насоса, четырёх клапанов «как у медузы» (см. рис. 3.10) и гибкой мембраны. Изменение потока между лёгочным и большим кругом кровообращения достигается путём изменения направления вращения мотора. Волновой насос является насосом длительной прокачки и может быть реверсивным.

Мощность 3л/мин при давлении 100/40 мм. рт. столба.

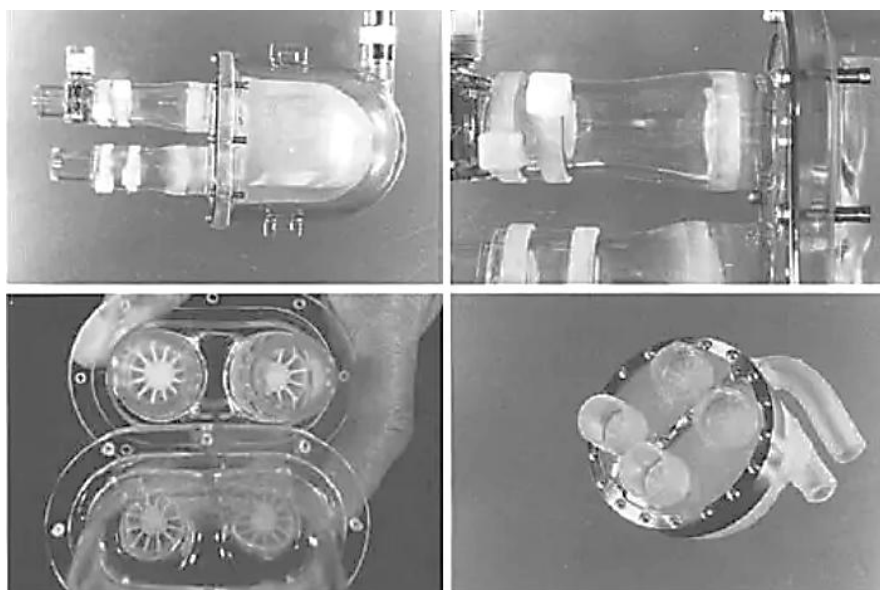
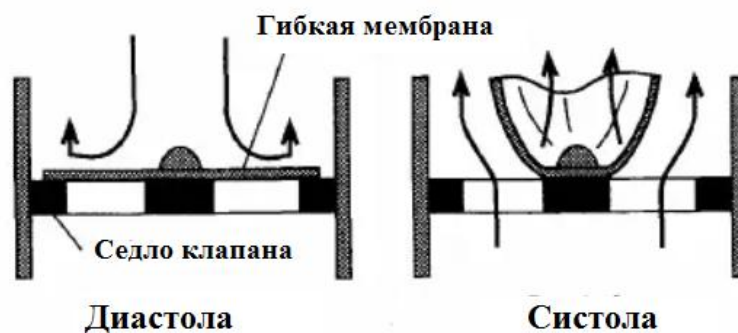


Рис. 3.10. Принцип работы клапана «как у медузы»

Искусственное сердце на основе осевого насоса (Япония, Токийский университет).

На рис. 3.11 показана принципиально новая разработка на основе осевого насоса. Объём новой конструкции настолько мал, что суммарные габариты системы могут быть значительно уменьшены. Указанная модель состоит из протезированных левой и правой артерий, что способствует увеличению объёма артерии и предотвращает всасывание стенок артерии. И наконец, объём заполнения осевого насоса настолько мал, что это может уменьшить смешивание венозной и артериальной крови.

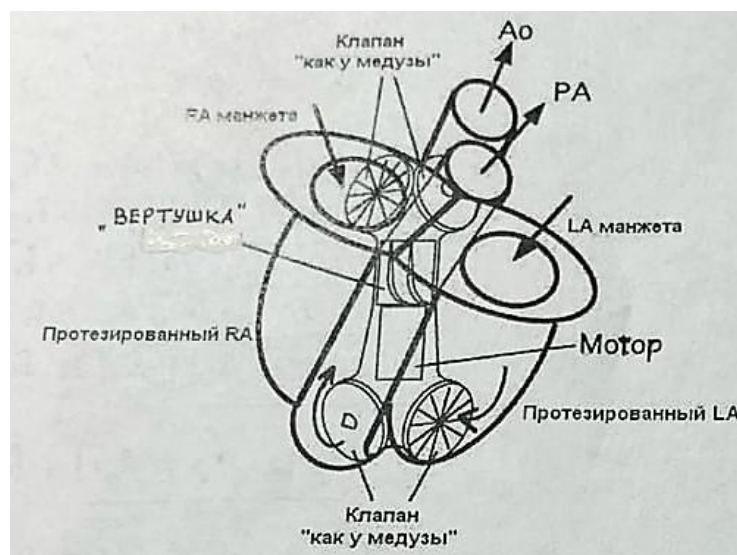


Рис. 3.11. Искусственное сердце на основе осевого насоса

Современное состояние полностью искусственного сердца в Токийском университете.

В Токийском университете с 1959 года изучаются различные типы полностью искусственного сердца ТАН¹. К настоящему времени разработано две конструкции имплантируемых систем типа ТАН. Первой является система с волновым насосом типа УРТАН, второй - система с плавно изменяемым пульсирующим насосом ФРТАН. Используя систему УРТАН было произведено 14 имплантаций у парнокопытных животных (коз) с результатом выживаемости в 10 суток. Новая система ФРТАН находится в стадии разработки (создании опытного образца). Для предотвращения тромбообразования на кольцах (внутренних деталях искусственного сердца) был разработан клапан из полиуретановой мембраны типа «как у медузы». *In vivo* наиболее длительными были эксперименты с результатами выживаемости в 312 дней при левосторонней имплантации насоса и в 414 дней при правосторонней имплантации насоса. С помощью контроля проводимости и артериального давления (1/R контроля) была достигнута возможность физиологического контроля состояния ТАН. Используя 1/R контроль (контроль проводимости), можно достигнуть 532 дневную выживаемость коз с

имплантированной паракорпоральной системой ТАН. Сейчас разрабатываются методы контроля имплантируемых систем ТАН.

Были изучены различные типы паракорпорального полностью искусственного сердца (ТАН), управляемого пневматическим насосом-мешочком, например, такие как фибриляционное ТАН, гибридное (смешанное) ТАН и полностью имплантируемое ТАН.

Исследования полностью имплантируемого искусственного сердца были направлены на уменьшение его размеров с целью имплантации людям (японцам) с малой грудной клеткой и на исключение из конструкции компенсационной полости. В настоящее время разработано две конструкции имплантируемых систем типа ТАН. Первой является система с волновым насосом типа FРТАН, второй — система с плавно изменяемым пульсирующим насосом ЕТРТАН. Для предотвращения тромбообразования на кольцах был разработан и испытан в долгосрочных экспериментах на животных клапан из полиуретановой мембраны типа «как у медузы». Для предотвращения патологического состояния очень важно вести мониторинг ТАН. С помощью контроля проводимости и артериального давления (1/R контроля) была достигнута возможность физиологического контроля состояния ТАН. Такой метод может быть полезен при использовании имплантируемого ТАН.

Полностью искусственное сердце с волновым насосом.

Волновой насос является миниатюрным долговременным устройством по перекачиванию крови поступательным способом.

На рис. 3.12 показан принцип устройства этого уникального насоса изобретенного для повышения технических характеристик при малых размерах по сравнению с обычными кровяными — насосами. Система UРТАН была разработана с возможностью быть имплантированной (из-за своих малых размеров) людям с малой грудной клеткой и для повышения технических характеристик по сравнению со стандартными конструкциями ТАН.

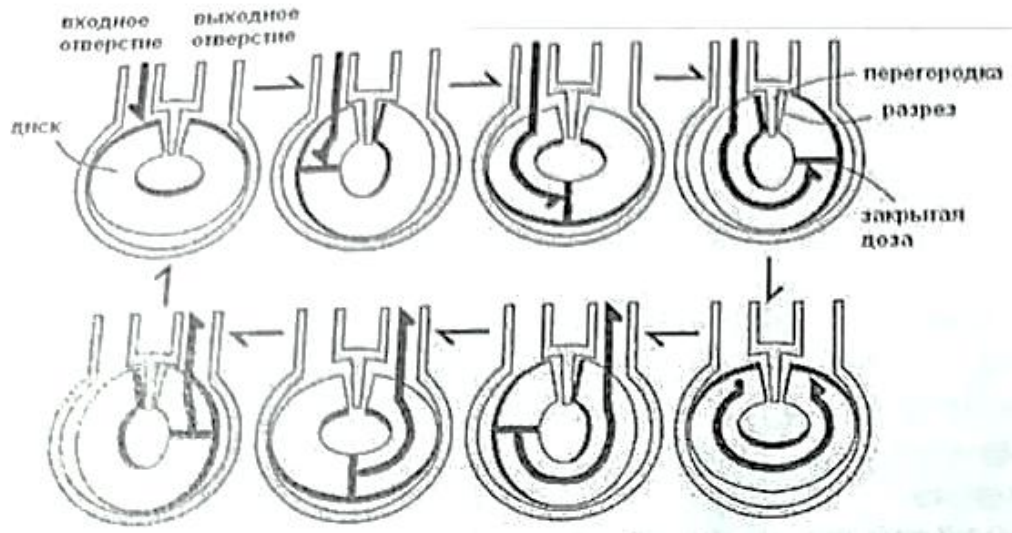


Рис. 3.12. Схема, иллюстрирующая принцип работы волнового насоса

Разработаны два типа систем ОРТАН альтернативно управляемая система (ОРТАН1) и независимо управляемая система (ОРТАН 2). Из-за недостаточной управляемости системы ОРТАН1 в опытах на животных пришлось применять систему ОРТАН 2. Указанная система была сконструирована из пары волновых насосов и пары моторов, причем каждому насосу соответствовал свой мотор (рис. 3.13).

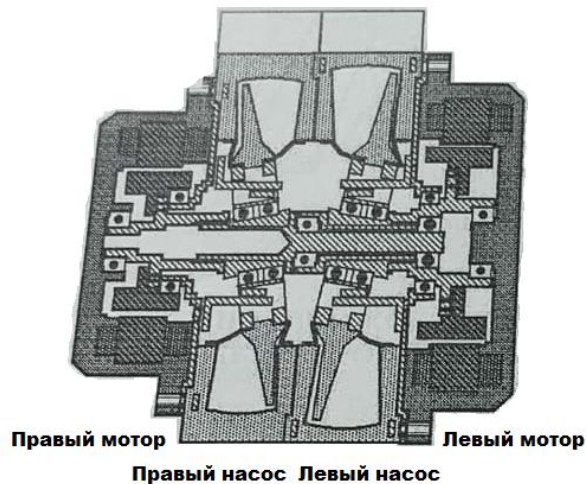


Рис. 3.13. Устройство системы ОРТАН 2.3

Волновой насос для системы ОРТАН (рис. 3.14) состоит из кожуха насоса, диска и пары мембран. Диаметры дисков были сконструированы следующим образом: диаметр диска левого насоса равен 69 мм, а диаметр диска правого насоса равен 64 мм. Волновой угол в конструкциях насосов (угол,

ограничивающий волновые движения дисков в корпусе) равен 18 градусам. Все зазоры между дисками и кожухами выбраны в размере 0,5 мм. Угол между входным и выходным отверстиями составляет 60 градусов. Такое значение было выбрано для наилучшего достижения анатомического расположения сердца относительно правого и левого предсердий, а также легочной артерией. Левое выходное отверстие было подсоединено катетером к нисходящей аорте. Сердечный клапан, «как у медузы» был установлен в выходном катетере левого насоса.

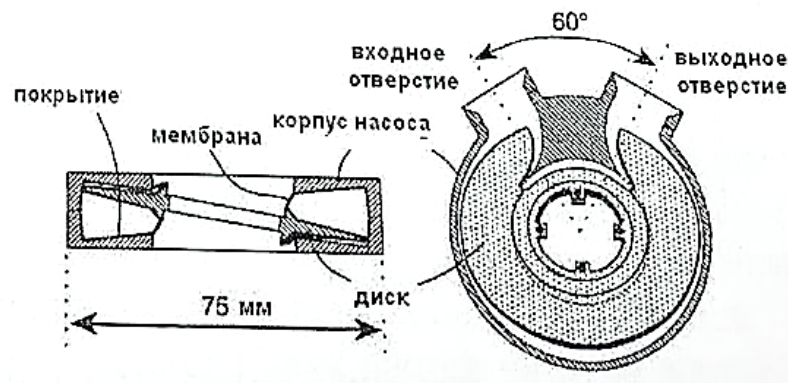


Рис. 3.14. Эскиз волнового насоса UPTAN

В конструкции моторов были использованы части бесщёточных моторов постоянного тока. Управление осуществлялось от чипа микропроцессора новейшей разработки методом пульсо-волновой модуляции (PWM). Статор мотора был закреплен (запрессован) эпоксидной смолой для предотвращения короткого замыкания. В катушку статора был установлен интеллектуальный датчик температуры, который должен был переливать данные о температуре катушки для ее дальнейшего мониторинга цифровой системой.

Габариты системы UPTAN составляли 75 мм в диаметре и 80 мм по длине, что было достаточно для имплантации взрослому человеку с грудиной малого размера. Вес системы составлял 650 г. На рис. 3.15 изображена вся система с артериальными манжетами и выходным катетером.



Рис. 3.15. Фотография UPTAN

Левое и правое выходные отверстия контролировались независимо методом пульсовой модуляции при этом каждый насос имел систолическое высокое и диастолическое низкое фазы течения основанных на продолжительном истечение контролируемом изменением величины PWM по каждому мотору. Параметры привода изменялись для достижения кардиологического значения кровотока $100 \text{ мм}/(\text{кг} \cdot \text{мин})$.

До настоящего времени было произведено 14 операций по имплантации. Реципиентами были взрослые особи козы весом от 41,3 до 79.2 кг. Не смотря на ограничения из-за малых размеров грудной клетки коз, система UPTAN может быть имплантирована в грудную клетку при любых условиях. Наиболее длительный случай составил 10 дней (рис. 3.16). Эксперимент завершился по причине поломки правого насоса. Причиной поломки явился износ вала правого мотора из-за открутившегося и выпавшего винта.

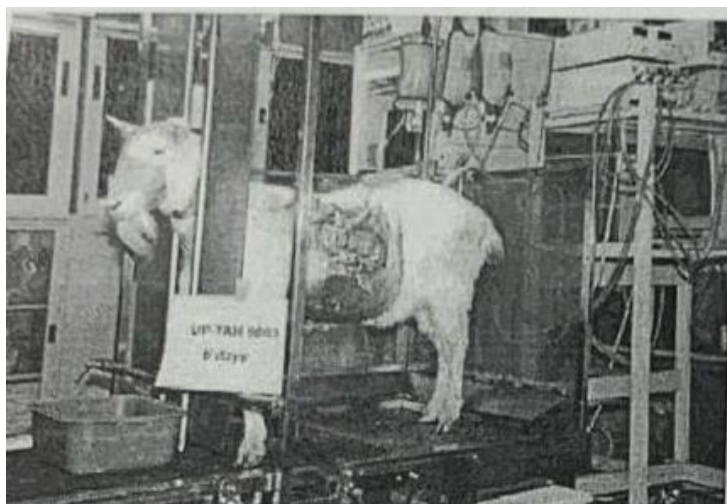


Рис. 3.16. Реципиент (коза) системы UPTN, выживший 10 дней

Во всех случаях было обнаружено проблемное повышение температуры в левом моторе. Во многих случаях были обнаружены гемоглинурия и интенсивный гемолизис. Однако в седьмом эксперименте гемолизис не был обнаружен вплоть до окончания экспериментальных работ. Также на протяжении всех экспериментов не было найдено значительных тромбообразований внутри насоса; также при вскрытии не было обнаружено тромбозов притом, что систематически не вводились антитромбоцитарные препараты.

Таким образом, в ходе экспериментов по имплантации систем UPTAN в организм коз, было исправлено много проблемных областей что, в результате, позволило добиться десятидневной выживаемости животных. Указанный выше факт показывает, что животные могут выжить с уникальной пульсовой системой ТАН, использующей насосы длительного кровяного течения. Для того, чтобы начать длительные тесты с системой UPTAN разрабатывается новая модель системы с более длительным сроком службы.

3.1.7. Вспомогательное кровообращение

Несмотря на достижения современной кардиологии в лечении пороков сердца и ишемической болезни, летальность у больных с острой сердечной

недостаточностью, развивается после операций на открытом сердце, остается высокой.

Успешное применение аппаратов искусственного кровообращения (АИК) в конце пятидесятых годов для поддержания кровообращения у больных после хирургических вмешательств подтолкнуло на мысль о возможности использования искусственного кровообращения (ИК) для помощи сердцу, неспособному выполнять адекватно свою функцию.

Однако АИК и в том виде, как они были разработаны для операций на открытом сердце, не могли найти широкого применения для вспомогательного кровообращения (ВК). Это объясняется,

- во-первых, значительной травмой форменных элементов крови за счет их механического разрушения при движении по длинным пластмассовым магистралям и несовершенством конструкций насосов;
- во-вторых, для заполнения АИК требуется большое количество донорской крови, что затрудняет их использование в экстренных случаях;
- в-третьих, длительность перфузии с помощью АИК ограничивается необходимостью введения больших доз антикоагулянтов и связанной с этим опасностью развития неконтролируемого кровотечения.

Поэтому требование длительного ВК выдвинули необходимость создания аппаратов, исключаящих травму форменных элементов крови, тромбообразования и имеющих малый объемзаполнения.

Кроме того, имеется большая разница между физиологией полной и частичной перфузии, проводимых с помощью АИК и аппарата ВК. В отличие от полного искусственного кровообращения при вспомогательном кровообращении сердце и лёгкие непосредственно участвуют в кровообращении и оксигенации и их совместная работа с насосом, перекачивающим кровь, должна быть синхронизирована. Таким образом, на уровне организма возникает сложная, параллельно функционирующая биотехническая система «организм – насос», а на уровне органов образуется

система «сердца – насос». Сложные изменения при этом возникают и на более низких уровнях регуляции, в частности на уровне микроциркуляции и т.д.

Вспомогательное кровообращение – это «биотехническая система длительного действия и целенаправленного поведения». (Кузнецов В. П.). Окончательное поведение этой системы определяется оптимальным согласованием работы вспомогательного насоса системами организма.

Все методы вспомогательного кровообращения по воздействию на сердце могут быть разделены на следующие группы:

- методы, улучшающие метаболизм миокарда за счёт снижения постнагрузки (снижающие сопротивление изгнанию крови из сердца), – методы контрпульсации;
- методы, улучшающие метаболизм за счёт уменьшения преднагрузки (уменьшающие объем перекачиваемой сердцем крови), – методы шунтирования;
- методы, улучшающие метаболизм за счёт уменьшения конечно-систолического объема;
- кардиомассаж и внутрижелудочковое ВК;
- методы, улучшающие непосредственно коронарную перфузию, – ретроградная перфузия и окклюзия коронарного синуса, перфузия коронарных артерий и т.д.

3.1.8. Методы контрпульсации

Для проведения контрпульсации бесклапанный мембранный насос подключают канюлей или протезом к крупной артерии или аорте. Во время систолы сердца происходит активная аспирация (выброс) крови в насос за счёт использования дозированного вакуума.

При этом снижается гидравлический импеданс (сопротивление нагрузки) на участке «аортальный клапан – место подключения насоса».

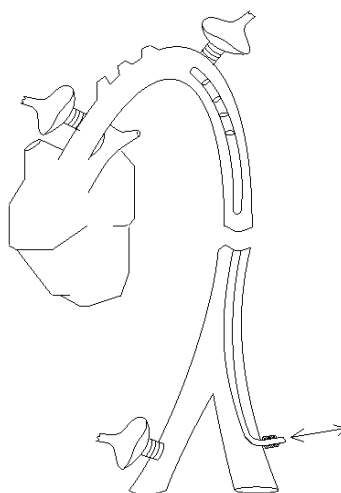


Рис. 3.17. Места расположения насосов-контрпульсаторов на аорте и бедренной артерии

В период диастолы кровь из насоса выбрасывается обратно в артериальную систему. При правильной синхронизации работы насоса с фазами сердечной деятельности происходит снижение систолического давления в левом желудочке на 20...40% в зависимости от места подключения насоса – контрпульсатора, индекс «напряжение-время», внешняя работа сердца, скорость нарастания в левом желудочке в фазу изометрического напряжения также снижались.

С другой стороны, выброс крови из насоса в аорту в фазу диастолы обеспечивает повышение максимального и среднего диастолического давления в аорте, увеличение коронарного перфузионного градиента, ретроградного давления в сосудах. Повышаются диастолический индекс «давление – время» и показатель энергообеспеченности миокарда. Метаболизм миокарда сдвигается при контрпульсации от анаэробного типа к аэробному.

Метод контрпульсации был предложен и изучен гарвардской группой исследователей, которые использовали насос с электромеханическим приводом, подключаемый к бедренной артерии. В течение 1961-1965 гг. метод подвергся детальному изучению. Было замечено положительное влияние контрпульсации на центральную гемодинамику и коронарный кровоток.

Дальнейшее развитие метод контрпульсации получил в работах С. Маолопуолоса с соавторами (1962 г.), А. Кантровица с соавторами (1968 г.) и

др. Вместо насоса – контрпульсатора авторы использовали гибкий катетер с запаянным концом и насаженным на него тонкостенным баллончиком так, чтобы перфорированная зона катетера располагалась внутри баллончика. Катетер через бедренную артерию вводили в грудную аорту. В качестве рабочего тела для привода насоса-баллончика использовали либо воздух, либо гелий.

Клиническое внедрение внутриаортальной контрпульсации потребовало создание функционально совершенной и безопасной аппаратуры, так как введение в кровоток тонкостенного баллончика, заполненного газом, опасно вследствие возможного разрыва баллончика с последующей газовой эмболией. Поэтому, в настоящее время во всех аппаратах для внутриаортальной контрпульсации рабочее тело отделяется от полости баллончика разделительным устройством – так называемой камерой безопасности. Камера безопасности воспринимает чередующееся отрицательные и положительные перепады давления и передает их с помощью газа (обычно CO_2) насосу-баллончику. В случае нарушения целостности баллончика в кровь поступает не воздух или гелий, а CO_2 , что резко уменьшает опасности газовой эмболии.

Анализируя состояние проблемы приводов для ВК, можно сделать вывод, что каждый метод механической поддержки кровообращения предъявляет специфические требования как к системе управления, так и к приводу.

В зависимости от применяющегося исполнительного устройства все приводы могут быть разделены на 2 группы:

- Приводящие в движение насосы, камера которых совершает возвратно-поступательные линейные движения;
- Использующие для перемещения крови насосы перистальтического типа (роликовые, пальчиковые, типа винта Архимеда и т.д.).

Для приводов первой группы необходимо, чтобы двигатель самостоятельно или в совокупности с преобразователем (в виде кулачка, шатунно-кривошипного механизма и т.п.) обеспечивал бы на выходе линейное движение поршня, действующего на стенку или мембрану сердечного насоса непосредственно или через промежуточную среду-газ или жидкость.

Для насосов второй группы привод должен обеспечивать вращательные движения исполнительного устройства.

К перспективным приводам первой группы можно отнести линейный синхронный двигатель, линейный бесконтактный двигатель постоянного тока, электродинамический линейный двигатель, электромагнитный двигатель с накопителем или без накопителя энергии, вращающийся двигатель без преобразователя с гидронакопителем.

Для работы с насосами второй группы возможно использование привода на основе щеточных или бесщеточных электродвигателей постоянного или переменного тока с накопителем энергии или без него.

В бывшем СССР был создан аппарат вспомогательного кровообращения «АВИК-9М», который является автономным транспортабельным аппаратом для внутриаортальной контрпульсации и может применяться как в условиях стационара, так и в машинах скорой помощи при транспортировке больных с тяжелой острой сердечной недостаточностью (ОСН). Приводом в аппарате является небольшой балончик с углекислым газом и малогабаритный компрессор, создающий давление и вакуум в соответствующих ресиверах. Питание аппарата осуществляется от бытовой электросети и бортовой сети автомобиля (12 В).

В аппарат встроен электростимулятор, поэтому он может работать в режиме контрпульсации, электростимуляции, а также в режиме одномоментной внутриаортальной контрпульсации и электростимуляции. В последнем случае электрокардиостимулятор является водителем ритма сердца, и его импульсы запускают режим контрпульсации.

Эффект контрпульсации, т.е. снижение постнагрузки и повышение диастолического давления, можно получить применением кардиосинхронизированной нагрузкой компрессии поверхности тела. Этот метод получил название наружной контрпульсацией, он относится к неинвазивным методам ВК и может применяться немедленно без каких-либо сложных дополнительных манипуляций. Комплекс аппаратуры для наружной контрпульсации включает в себя следующие блоки:

- блок кардиосинхронизированного управления;
- блок гидро- и пневмопривода;
- устройство передачи наружного воздействия на сосудистое русло.

В первых системах для наружной контрпульсации использовали гидравлические приводы. С этим были связаны их громоздкость, высокий уровень шумов и выраженное отрицательное воздействие гидроудара на больного. Контрпульсацию проводили при постоянном режиме, т.е. одновременно давление подавали на голени и бедра больного, что снижало эффективность контрпульсации.

Впоследствии был разработан секвенциальный режим подачи наружного давления. При таком режиме с помощью серии соленоидных клапанов происходит последовательное включение каждой пары сдавливающих камер, расположенных на голени, бедрах и тазовой области больного. Применение этого метода подачи наружного давления позволило увеличить эффективность наружной контрпульсации: сердечный выброс увеличивался до 53% от исходного уровня, диастолическое давление в аорте повышалось до 80%.

Осложнений при использовании наружной контрпульсации практически не наблюдалось.

Противопоказанием является варикозная болезнь с явлениями острого и хронического тромбоза.

3.1.9. Парокорпоральные системы обхода сердца

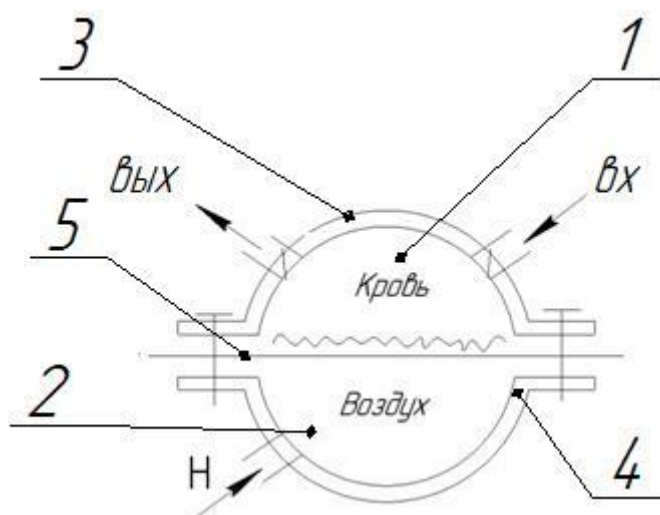
В настоящее время наиболее эффективным методом ВК является обход сердца с помощью роликовых и центрифужных насосов или искусственных желудочков сердца (ИЖС).

Преимущество работы насоса, синхронизированный сердечным циклом, заставили использовать в последнее время для вспомогательной перфузии насосы мембранного типа. Корпус таких насосов не должен содержать застойных зон. Расположение входного и выходного отверстий должно быть

таким, чтобы обеспечивать равномерный ламинарный поток крови в кровяной камере. Мембранные насосы на входе и выходе имеют клапаны, обеспечивающие однонаправленный поток крови через насос. Клапаны во многом определяют сопротивление наполнения насоса, т.е. его входной импеданс.

Травма форменных элементов крови в мембранных насосах происходит прежде всего при прохождении потока крови через клапаны, возникающие при этом завихрения потока, развитие в нем кавитаций, «срезающий» эффект приводит к значительной травме форменных элементов крови, дестабилизации крови как многоазовой структуры, выпадения нитей фибрина гипералгезии и ирригации тромбоцитов. С этими явлениями (изменениями) непосредственно связан тромбоз. Поэтому над- и подклапанные пространства, где имеются наибольшие завихрения потока, являются местами, где формируются тромбы и выпадения фибрина.

Типичную конструкцию насоса для парокорпорального обхода сердца имеет так называемый бейлорский искусственный желудочек сердца (рис.3.18), разработанный в конце 60-х годов под руководством М. Де Бейки. Бейлорский ИЖС представляет собой полусферический мембранный насос. Корпус жесткий, прозрачный, изготавливается из оргстекла. Верхняя и нижняя полусферы соединены металлическими винтами. Между полусферами расположена мембрана, покрытая со стороны контакта с кровью велюром. Такая конструкция ИЖС позволяет легко промывать корпус и заменять диафрагму (мембрану) в случае развития тромбоза – для этого достаточно пережат магистрали, отвинтить винты и снять верхнюю полусферу.



1 – кровяная камера; 2 – воздушная камера; 3 – верхняя полусфера; 4 – нижняя полусфера; 5 – мембрана; 6 – вентиль

Рис. 3.18. Бейлорский искусственный желудочек сердца

Применение бейлорского ИЖС в клинике показало высокую опасность развития тромбоемболий, особенно в почках, и разрастание фибриновых отложений в подклапанных пространствах. Этот насос, поэтому оказался малоприспособленным для клинических целей.

В последующие годы разработано и апробировано в экспериментах и клинике большое количество ИЖС. Так, в нашей стране, разработан ИЖС «Модуль-10А» диафрагменного типа. Корпус насоса выполнен из алюминиевого сплава АЛ-9, крышка изготовлена из полиметилметакрилата. Силовая диафрагма выполнена из полиуретана. Внутри кровяной камеры имеется эластичная оболочка, выполненная из тромборезистентного материала «Гемотан». Оболочка предохраняет кровь от контактов со стенками корпуса. Входной и выходной коннекторы выполнены из титана. Клапаны дисковые. Корпус клапана изготовлен из титана, диск из углеситалла УСК-15.

Соединительные магистрали ИЖС должны быть короткими, достаточно жесткими, чтобы не спадаться при подаче вакуума, не образовывать резких перегибов. Они должны соединяться легко со штуцерами ИЖС. Проксимальные концы магистралей должны обеспечивать возможность их подшивания или крепления к сосудам и тканям сердца. В качестве соединительных магистралей используются гофрированные сосудистые

протезы, армированные латексом или коллагеном, а также полиуретановые или пластиковые магистрали. Часто наконечник магистрали, которую вводят в полость сердца, изготавливается из специального материала, например пиромета, нержавеющей стали.

Как правило, кровь из левого желудочка сердца забирают через полугибкую входную магистраль, а возвращают в большой круг кровообращения в аорту ниже ответвления почечных артерий (см. рис. 3.19).

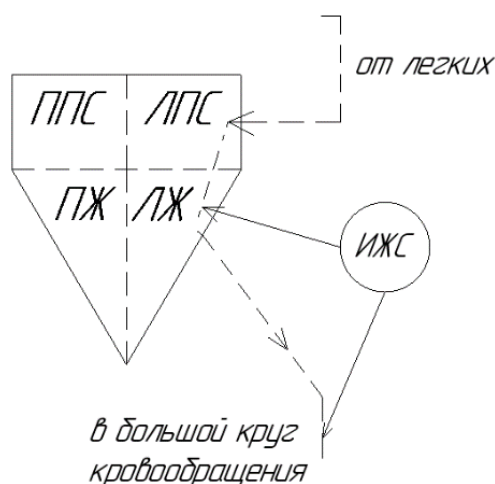


Рис. 3.19. Схема забора крови из сердца в обход левого желудочка сердца

Наиболее частыми осложнениями, наблюдающимися во время левожелудочкового обхода с помощью ИЖС, являются: правожелудочковая недостаточность, кровотечения, тромбоз, воздушная эмболия, инфекция и т.д.

На основании современных знаний концепцию вспомогательного кровообращения с помощью паракорпоральных систем контрпульсации и обхода можно представить следующим образом:

- Контрпульсация, прежде всего внутриаортальная, насосом-балончиком действует на сократимость миокарда, на скорость и силу развития сокращения, нормализуя состояние «снабжение – потребление» энергии в нем. Метод является эффективным только при сохранении определенного резерва сократимости миокарда. При тяжелых нарушениях сократимости он не эффективен.

- Обход левого желудочка, активно увеличивая минутный объем кровообращения, эффективен при любой степени недостаточности левого

желудочка. Однако ситуация меняется при наличии блока притока в левую половину сердца на уровне малого круга кровообращения или правого желудочка.

- Паракорпоральный (бивентрикулярный) обход обеспечивает полную независимость механической вспомогательной перфузии от функции сердца. Однако длительность применения такого обхода ограничена опасностями тромбоэмболий, травмы форменных элементов крови и развития инфекции. Все эти ограничения связаны с паракорпоральным (наружным) расположением насосов и протяженности магистралей.

- При крайней степени изолированной левожелудочковой недостаточности (у больных с тотальным инфарктом левого желудочка или постинфарктным кардиосклерозом). Левожелудочковый обход является идеальным лечебным методом в течении практически неограниченного периода времени. Однако для этого необходимо применение автономных имплантируемых систем обхода.

3.1.10. Имплантируемые автономные системы вспомогательного кровообращения

По принципу работы они делятся на полностью и частично автономные.

В полностью автономных системах в настоящее время предполагается использование ядерной энергии с прямым (ядерные батареи) или термоэлектронным и термодинамическим способами ее преобразования. В будущем в автономных, полностью имплантируемых системах, очевидно, могут быть использованы электрохимические источники, работающие на реагентах организма, например, глюкозе.

В частично автономных системах источником питания является электросеть или портативные электрохимические аккумуляторы с энергоемкостью не менее 150 Вт/(ч*кг) и автономностью не менее 8 часов. Подзарядку таких аккумуляторов производят непосредственно через бытовую электросеть или индуктивно через кожу.

Кроме источника питания, любая автономная система вспомогательного кровообращения должна включать:

- кровяной насос;
- двигатель с преобразователем энергии;
- систему управления и контроля.

Наиболее часто применяются насосы мембранного типа. Для управления ими существует ряд возможностей, но наиболее часто применяются гидравлические или механические системы передачи энергии двигателя на мембрану насоса.

В гидравлических системах используется промежуточный элемент, например, сильфон, который в таких условиях играет роль своеобразного гидравлического трансформатора, преобразующего малые перемещения рабочей части жидкости под высоким давлением в большие перемещения мембраны при существенно более низких давлениях.

Иной принцип положен в основу движения мембраны насосов с механической системой передачи энергии. В них энергия к насосу подается с помощью гибкого валика, вращающих момент, которого посредством рычажно-зубчатых передач преобразуется в возвратно-поступательное движение мембраны.

Необходимость согласования циклического характера работы насоса с непрерывным поступлением энергии требует включения в систему энергообеспечения накопителя энергии в виде маховика, пружины, гидравлических и электромеханических аккумуляторов или теплового конвертера.

Система управления автономных и частично автономных систем ВК должны обеспечивать работу насоса в широком диапазоне потребностей организма. Помимо этого, к ней предъявляются требования по величине потребляемой энергии, габаритам и надежности непрерывной длительной работы.

На начальном этапе создания частично автономных систем с электромеханическим приводом использовали соленоидные двигатели с поршневым толкателем, электромеханический двигатель маятникового и выжимного типа, высокооборотный с центробежным насосом и др.

Первая модель известного соленоидно-пружинного привода «Андрос» МК-16 имело объем 750 см^3 и массу около 2 кг. Последующая облегченная конструкция силового электромагнитного привода типа МК-19 имела объем 480 см^3 и массу 1,7 кг, а модель МК-20 обладала весом 1,4 кг и имела объем 375 см^3 . Энергия соленоида аккумулировалась в пружине, которая передавала ее на мембрану насоса.

Современные системы «Андрос» МК-22 и МК-22М имеют привод, представляющий собой высокоэффективный соленоид поворотного-клапанного типа к.п.д. 50%, усилия от которого через рычажный усилитель движения передаются на две симметричные толкающие пластины.

При подаче электрического импульса в обмотке сердечник соленоида смыкается и удерживается слабым током в таком состоянии до конца систолы. Механическая энергия превращается в потенциальную энергию пружины накопителя и постепенно используется для нагнетания крови. Объем привода – 200 см^3 , масса 670 г. Система снабжена миниатюрной системой управления на микропроцессорах, имеет трансформатор типа пояса.

Имплантируемые модели систем ВК разработаны в НИИ трансплантологии и искусственных органов на основе двигателей постоянного тока и с использованием диагонального или осевого насосов, к которым подключается ИЖС.

Реверсивный насос жидкости имеет массу 380 г и объем 180 см^3 . Пространственная компоновка тканей системы может быть разнообразной. Реверсивный насос может располагаться либо внутри компенсационной камеры, составляющей один блок с ИЖС, либо насос, компенсационная камера и ИЖС могут быть отделены друг от друга.

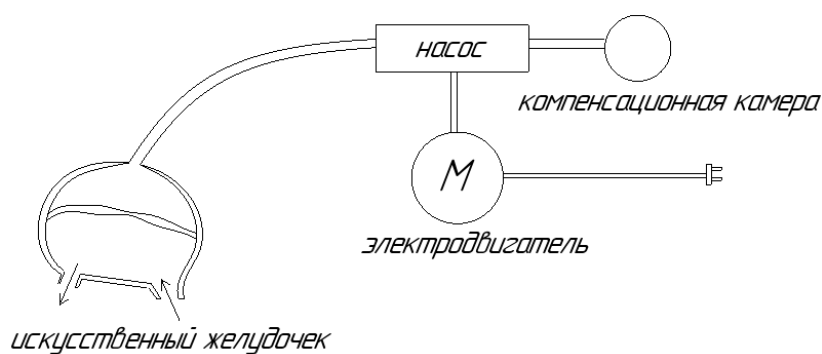


Рис. 3.20. Имплантируемая система обхода левого желудочка

Параллельно с электромеханическими автономными системами продолжают разрабатываться системы с термическими двигателями и нагнетателями. В термических двигателях тепловой поток преобразуется в пульсацию давления рабочего тела, которое непосредственно действует на мембрану ИЖС.

Основным источником энергии в тепломеханических автономных системах служит плутоний-238 из-за его высокого удельного энерговыделения (0,58 Вт/г) и относительно незначительного радиоактивного излучения.

К настоящему времени в экспериментальной практике нашли применение тепловые машины с газодинамическим или паровым рабочим циклом. В первом случае это двигатель Стирлинга, или термокомпрессоры. Теоретический к.п.д. двигателей Стирлинга составляет около 70%, у термокомпрессоров – несколько ниже.

В качестве паровых машин-преобразователей используются двигатели, как с вращательным, так и возвратно-поступательным движением поршня, работающие по циклу Ренкина, паровые регенеративные машины, в которых обычная пара цилиндр – поршень заменена сиффонами.

Работа по созданию автономных термодинамических имплантируемых систем ВК проводится по двум основным направлениям:

- совершенствование термических нагревателей;
- разработка новых типов термодинамических машин, в частности сорбционных, способных поглощать значительное количество газа при

охлаждении и выделять его при нагревании или использовании эффекта термоколебаний для создания пульсирующего тока.

В настоящее время термодинамические системы пока вряд ли могут конкурировать с электромеханическими, и найти практическое применение. Это связано с потенциальной опасностью ядерного источника энергии в случае выхода из строя системы биологической защиты, сложностью и низким коэффициентом преобразования энергии ядерного распада в другие виды энергии, высокой стоимостью.

3.1.11. Вспомогательное кровообращение путем манипуляции на коронарном синусе

Возможности поддержки сердца через коронарный, или венечный, синус были заложены работами С. Бека.

Исследования по различным методам (реваскуляризации) (восстановления) миокарда через венечный синус в нашей стране начаты Шумаковым В.И. С начала 70-х годов. Для этого была разработана специальная катетерная техника и аппаратура, обеспечивающая стабильный пульсирующий кровоток и периодическую окклюзию венечного синуса в фазу диастолы.

Ограничение ишемического процесса в миокарде через систему венечного синуса могут осуществляться следующим образом:

- Ретроградной перфузией венечного синуса в синхронизированном и несинхронизированном.
- Периодической окклюзией коронарного синуса;
- Аспирацией крови из коронарного синуса.

Система (рис. 3.21) состоит из мембранного кардиосинхронизированного насоса 1 и двухпросветного катетера 2 с раздуваемым баллончиком 4 на конце; 3 – коронарный синус.

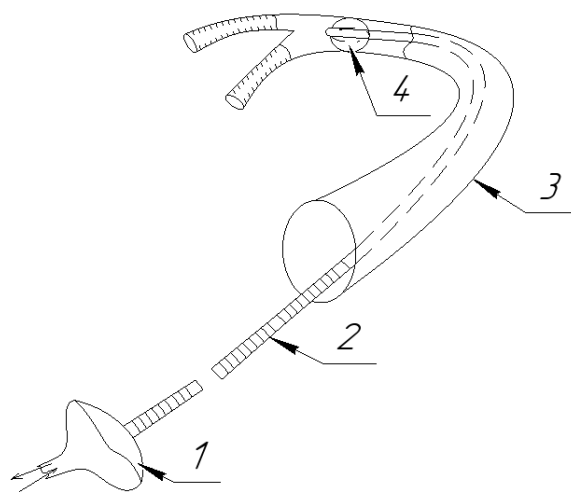


Рис. 3.21. Схематическое изображение кардиосинхронизированной перфузии коронарного синуса

Для ретроградной перфузии коронарного синуса в НИИ Трансплантологии и искусственных органов создан аппарат с помощью которого можно проводить перфузию, как в обычном, так и в кардиосинхронизированном режимах.

Аппарат состоит из следующих основных элементов:

- 1) Магистрالی забора крови;
- 2) Роликового насоса;
- 3) Мембранного малопоточного оксигенатора;
- 4) Нагнетающей магистрالی;
- 5) Трех- или двухпросветного катетера с латексным баллончиком на конце;
- 6) Мембранного насоса с системой управления и кардиосинхронизацией;
- 7) Блока контроля давления в синусе;
- 8) Магистрالی наполнения и опорожнения латексного баллончика, связанной с кардиосинхронизатором, объем заполнения баллончика составляет около 2 мл.

Аппарат обеспечивает пульсирующий кровоток на выходе, насыщение кислородом венозной крови, контроль за давлением в коронарном синусе,

раздельную регуляцию пульсирующей подачи крови и раздувания баллончика в фазу диастолы.

Устройства для периодической окклюзии коронарного синуса состоит из:

- двухпросветного катетера с латексным баллончиком на конце;
- шприца;
- нереверсивного электродвигателя;
- электронной системы управления.

Работы устройства происходит следующим образом: в заданный момент система управления включает электродвигатель, который через кривошипно-шатунный механизм приводит в действие поршень шприца, обеспечивая тем самым раздувание баллончика на конце катетера. Скорость раздувания баллончика 50 мс. После полного раздувания баллончика система управления отключает двигатель на 15 секунд (время окклюзии синуса). После этого вновь включается электродвигатель и кривошипно-шатунный механизм переводит поршень шприца в обратном направлении, опорожняя баллончик и оставляя его в этом состоянии на 4...5 с. Время опорожнения баллончика равняется 50 мс. Систему «Шприц-катетер-баллончик» заполняют физиологическим раствором, углекислым газом или гелием.

3.1.12. Электрокардиостимуляторы

История электрокардиостимуляции делится на три периода:

1. Исследовательский, начинающийся первыми попытками изучения животного электричества и применение электрического тока для оживления организма;
2. Экспериментальный, включающий первые исследования по электрической стимуляции сердца и клиническое использование;
3. Клинический, со времени первого применения постоянного импортируемого электрокардиостимулятора эхо-с до настоящего времени;

Первые отечественные ЭКС были разработаны в 1960 году инженерами А.С. Рихтером и В.Е. Бельговым. Первая операция имплантации постоянного ЭКС с миокардиальными электродами в стране была выполнена академиком А.Н. Бакулевым в 1961 году.

В начальном периоде стимуляторы в техническом отношении были примитивными, то есть имели самый простой алгоритм стимуляции, были большими по объему, с малой емкостью источника питания (химические батареи) и громоздкой электронной схемой. Несмотря на эти недостатки, стимуляторы быстро вошли в широкую клиническую практику и получили признание клиницистов, так как позволяли не только сохранить жизнь больному с полной поперечной блокадой, но и приводили к реабилитации.

По мере развития техники и технологии, разрабатывались более совершенные энергоемкие источники питания, химические (литий-ионные) и радиоизотопные, позволяющие увеличить время функционирования ЭКС от 24-36 месяцев до 8-10 лет и более (25 лет).

Достижения электроники расширили алгоритмы функционирования ЭКС, в результате чего были созданы принципиально новые их типы, которые могут изменять свою программу после имплантации от внешних программируемых устройств (программаторов) или автоматически - для учащения и урежения ритма сердца или купирования фибрилляции желудочков.

Первые стимуляторы имели только один режим стимулирования - асинхронный, то есть независимый от собственной активности сердца. Это ограничивало возможности использования ЭКС только при постоянной предсердно-желудочковой блокаде. Дальнейшее совершенствование ЭКС шло по пути создания обратной связи с целью прекращения стимуляции при возникновении спонтанной активности сердца. В результате этого повысилась безопасность и эффективность стимуляции, так как уменьшилась возможность попадания электрического импульса в опасную фазу возбуждения сердца с фибрилляцией желудочков.

Симуляторы такого типа функционируют на основе выделения зубца R на ЭКГ в режиме «по требованию» (demand), то есть R- запрещающем или R-

синхронном. Однако все указанные модели стимулируют только желудочки сердца, вне зависимости от функции предсердий и физиологических потребностей организма. Следующий шаг в преодолении этого недостатка был сделан при разработке так называемых Р- синхронных стимуляторов, то есть ЭКС, стимулирующих желудочки синхронно с возбуждением предсердий или синусового узла. В результате этого восстанавливалась ритмическая деятельность сердца в зависимости от активности предсердий.

Такая система стимулятора как бы протезировала проводящую систему сердца. Дальнейшее развитие стимуляторов было направлено на лечение заболеваний с редким ритмом, с поражением функции возбуждения предсердий и желудочков.

Последовательная стимуляция обеих камер сердца называется секвенциальной. Вначале стали использовать асинхронные секвенциальные стимуляторы, а затем и с режимом «по требованию» (demand). Таким образом, были внедрены автоматические стимуляторы, изменяющие программу стимуляции в зависимости от спонтанной активности сердца. Применение в электронной схеме специальных кристаллов позволяло изменять программу электростимуляции после имплантации ЭКС.

Кроме новых совершенных современных ЭКС, учащающих ритм сердца, в последующем созданы антитахикардитические стимуляторы, то есть купирующие (устраняющие) приступы пароксизмальной тахикардии, а также дефибриллирующие сердце. В результате этого современные ЭКС могут применяться практически при всех видах нарушений и проводимости ритма сердца. Совершенствование стимуляторов идет по пути создания обратной связи по биологическим функциям или показателям внутренней среды организма с изменением частоты электростимуляции в зависимости от физической активности больного. Например, введение в схему ЭКС сейсмодатчиков или анализатора уровня сахара в крови, напряжения, давления кислорода и так далее.

3.1.13. Электрокардиостимуляторы в системе «организм-имплантат»: коррозионная устойчивость, прочность, биоинженерные причины конструирования

Основные требования, предъявляемое к стимуляторам сердца это:

- устойчивое функционирование в течение всего срока службы;
- наличие минимальной массы;
- оптимальной геометрии корпуса;

Соблюдение этих требований возможно при правильном понимании условий функционирования стимулятора и особенностей взаимодействия его с организмом, точнее - с его внутренней средой. Поэтому при конструировании стимулятора приходится решать сложные инженерные и конструкторские задачи, связанные с электрохимией, биохимией и химией полимеров, а также проблемы механической коррозионной устойчивости.

Одним из факторов, вызывающих изменение реакции тканей на имплантат, является наличие электрического раздражения. С одной стороны, электрический потенциал должен иметь пороговую величину и вызывать возбуждение, с другой - обладать низкой способностью вызывать реакциифизическое воспаление. При повышенной реакции тканей на имплантированный ЭКС возникают условия, нарушающие нормальные распространения электрического импульса с блокированием стимула (exit block). В результате этого стимуляция сердца прекращается.

Теоретически это условие может быть проиллюстрировано следующим примером.

Электрическая цепь имеет источник питания питания-батарею стимулятора и проводники с сопротивлением R_1 и R_2 в параллельных цепях. Если R_1 больше чем R_2 , то по проводнику R_2 пойдет ток больший, чем по R_1 . Таким образом, энергия, потребляемая сопротивлением R_2 , больше энергии на R_1 (рис. 3.22).

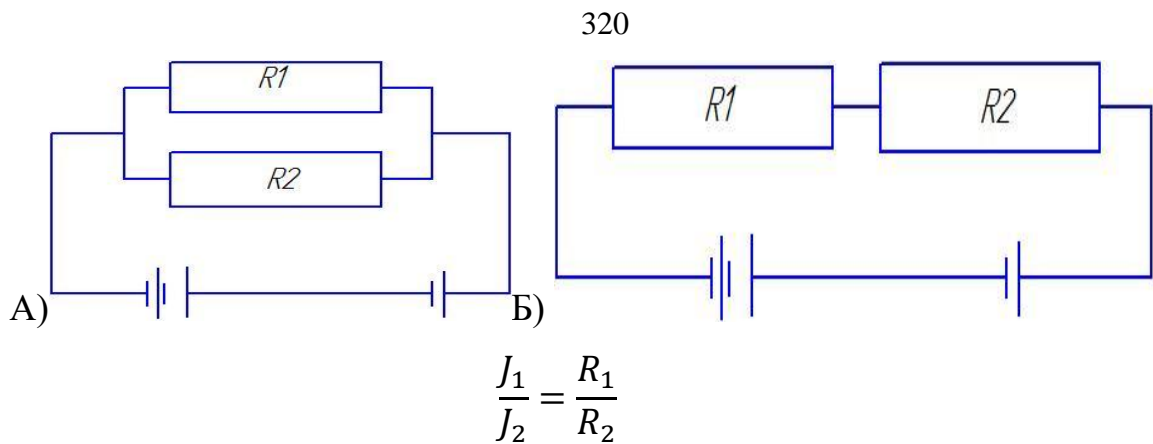


Рис. 3.22. Электрическая схема возникновения «блокады выхода» при повреждении изоляции электрода: А - электрическая модель сопротивления в контакте «сердце-электрод» при биполярной электрокардиостимуляции; Б - электрическая модель сопротивления в контакте «сердце-электрод» при монополярной электрокардиостимуляции

При последовательном соединении сопротивлений в цепи падение мощности на сопротивлении R1 больше, чем на R2; оно может достиг критических величин, и по сопротивлению R1 ток может вообще не пойти. Второй пример сопротивления тканей при стимуляции относится к двум основным применяемым методикам: моно- и биполярном вариантам (рис. 3.22).

При монополярной стимуляции активный электрод, контактирующий с миокардом, имеет площадь контакта во много раз меньшую, чем индифферентный. Индифферентный электрод - обычно корпус самого стимулятора. Общее сопротивление тканей между электродами составляет от 100 до 500 Ом. Обычно площадь активного электрода (катода) не превышает 15-25 мм², а анода, то есть корпуса стимулятора, около 2000-3000 мм².

Поэтому нарушение стимуляции возникает в случае изменения свойств тканей, окружающих стимулятор или анод. При этом на ЭКГ регистрируются артефакты стимулов, не связанных с желудочковыми комплексами. Изменение свойств тканей обусловлено возрастанием соединительнотканной оболочки, обладающей высоким сопротивлением электрическому току. Для снижения такой реакции катод покрывают платиной или углекерамикой. Эти материалы обладают высокой коррозионной стойкостью, низким сопротивлением электрическому току и вызывают минимальную реакцию тканей. При биполярной стимуляции оба электрода-катод и анод-фиксируют к миокарду.

Размеры контактирующих поверхностей практически равны. Поэтому все теоретические исследования в отношении изменения сопротивления тканей электрическому току могут быть легко смоделированы методом электрических электронных аналогий (рис. 3.23).

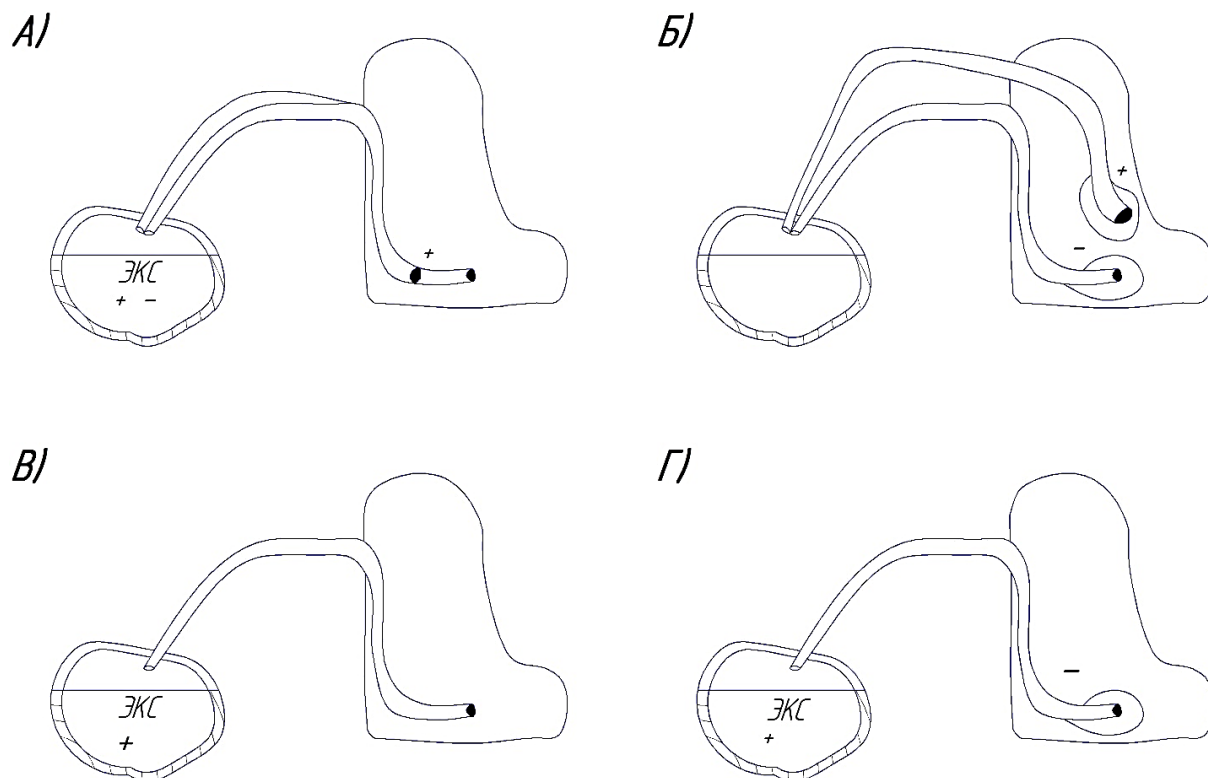


Рис. 3.23. Различные виды моно- и биполярной кардиостимуляции:

- а) биполярная эндокардиальная стимуляция;
- б) биполярная миокардиальная стимуляция;
- в) монополярная эндокардиальная стимуляция;
- г) монополярная миокардиальная стимуляция

На рис. 3.23 схематически представлено расположение электродов и стимулятора при моно- и биполярной стимуляции. При монополярной электростимуляции катод стимулятора (электрод) находится в контакте с миокардом, анод-корпус стимулятора. Общее сопротивление тканей - активное и емкостное составляет около 500 Ом. Именно его берут при расчете сроков функционирования стимулятора с химическим источником питания.

Одним из важных параметров для стимуляции является энергия стимулирующего импульса- плотность тока - на контактирующей части электрода. При монополярной стимуляции возникают идеальные соотношения

этих параметров: минимальная площадь стимулирующего электрода позволяет получить большую плотность энергии для стимуляции миокарда. При большой поверхности корпуса стимулятора понижается плотность тока и пропадает стимуляция мышц. Для предупреждения такой стимуляции корпус стимулятора частично покрывают слоем силиконовой резины.

Коррозионные процессы протекают на всей поверхности металлической конструкции. В тоже время существует места, в которых течение этих процессов существенно ускоряется или создаются наиболее благоприятные условия для их осуществления. У стимулятора такими местами являются: места стыковки электрода и выводной части электронной схемы стимулятора. Ясно, что батарея и электронная схема должны быть надежно защищены от жидкости внутренней среды организма. Поэтому большое внимание уделяют созданию надежного герметичного ввода для катода. Применение керамики и специальных сплавов позволяет изолировать токоведущую часть катода и получить надежную герметичность корпуса и электрода. В результате этого практически во время функционирования стимулятора коррозионные процессы не нарушают целостности корпуса стимулятора.

Возвращаясь к проблеме создания длительно функционирующего стимулятора, следует рассмотреть особенности стимуляции в моно- и биполярном режимах с точки зрения электротехники.

При монополярной стимуляции сопротивление внешней цепи выше, чем при биполярной. В то же время увеличение сопротивления внешней цепи позволяет повысить КПД источника питания, так как оно увеличивается и по отношению к внутреннему сопротивлению, следовательно, ток разряда становится равным току стимуляции и КПД стимулятора становится максимально возможным.

При биполярной стимуляции сопротивление внешней цепи меньше, в результате чего уменьшается нагрузка на источник питания и уменьшается КПД стимулятора. Для компенсации этого явления следует предпринять стабилизацию напряжения стимулирующего импульса.

Площадь стимулирующего электрода при диаметре 1,8...2,2 мм составляет 2,82...3,44 мм² в зависимости от конструкции контактной поверхности.

Вторым электродом при монополярной стимуляции является корпус, площадь которого составляет более 4000 мм². Плотность тока на стимулирующем электроде рассчитывается по формуле: $J = n * e * v$,

где n - число носителей зарядов в единице объёма;

e - величина заряда носителя;

v - средняя скорость их упорядоченного перемещения.

Эта формула может быть преобразована в выражение: $J = \frac{1}{S}$

Таким образом, при монополярной стимуляции имеется практически точечный источник возбуждения, обычно располагаемый в области верхушки сердца.

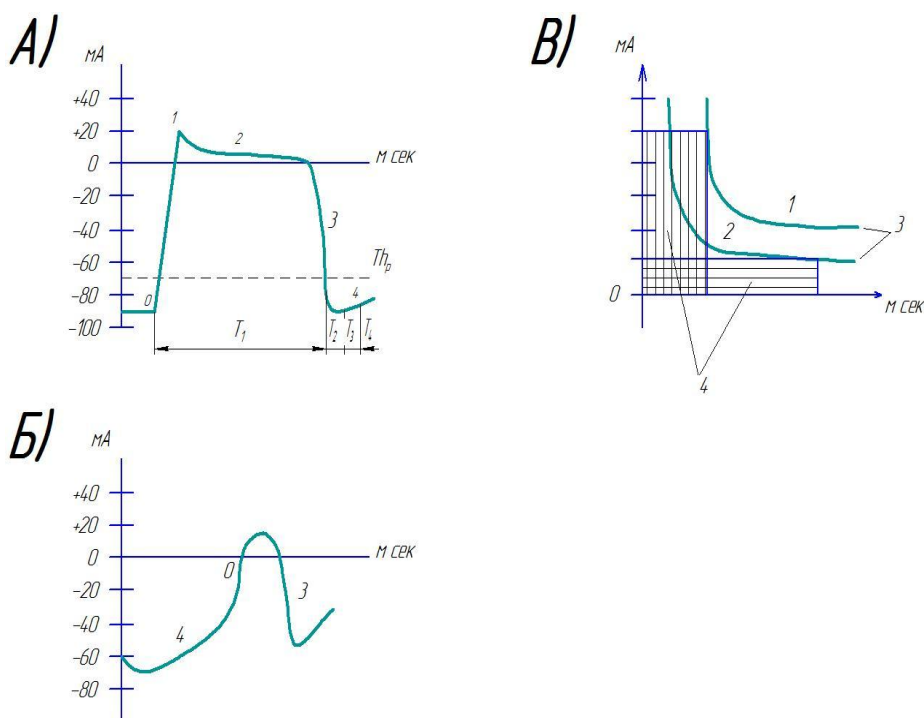


Рис. 3.24. Потенциалы возбуждения кардиомиоцита (а), синусового узла (б); график «хронаксия- реобазы» при стимуляции катодным или анодным током (в)

Пояснения к рис. 3.24:

По оси абсцисс-время, м сек;

По оси ординат-ток, мА;

(а) и (б): 0 - фаза возбуждения; 1 - максимум реполяризации, 2 - фаза деполяризации, 3 - задний фронт деполяризации, 4 - начальная фаза реполяризации.

T_h , P - пороговый потенциал, T_1 - абсолютный рефрактерный период, T_2 - относительный рефрактерный период, T_3 - субнормальная фаза, T_4 - полная реполяризация. Нулевой уровень на рисунке 3.24 А - мембранный потенциал желудочка; на рисунке 3.24 Б - мембранный потенциал синоаурикулярного узла; рис. 3.24 В: 1 - анод (+), 2 – катод (-), 3 - реобаза, 4 - хронаксия.

При биполярной стимуляции источник возбуждения представляет собой диполь, образованный между катодом и анодом, которые фиксируют на сердце в бессосудистой зоне миокарда. Площади обоих электродов при эндокардиальной стимуляции: катода - $1,13...3,8 \text{ мм}^2$, анода - $12,26...35,54 \text{ мм}^2$.

Величина диполя возмущения в диаметре составляет в среднем 3-4 см. Образуется неоднородное поле распространения возбуждения площадью $706-1256 \text{ мм}^2$.

Для стимуляции сердца, то есть непосредственной передачи электрического импульса от стимулятора мышце сердца, используют различного типа электроды. Исторически сложилось так, что вначале были разработаны и широко использовались миокардиальные электроды, и только через 10 лет стали применяться эндокардиальные электроды, которые в настоящее время практически вытеснили из широкой клинической практики миокардиальные.

Нормальное надежное функционирование стимулятора в большой степени зависит от конструкции электрода, метода его фиксации и правильности техники операции. В электроде в наибольшей степени сконцентрированы все виды нагрузок, которые действуют на него одновременно:

--это чисто механические нагрузки в виде постоянного изгибания;

--коррозионное воздействие среды организма в сочетании с поляризующим действием электрического импульса.

В настоящее время созданы электроды, которые могут надежно функционировать в течение 10...15 лет, и даже до 20 лет.

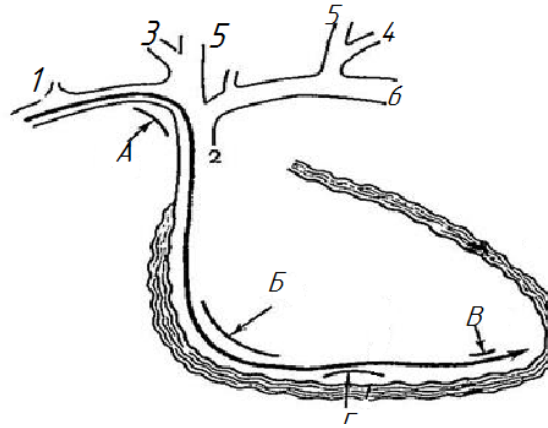


Рис. 3.25. Схематическое изображение изгибов электрода для постоянной стимуляции
1 - правая подключичная вена; 6 - левая подключичная вена; 2 - верхняя полая вена

Основная механическая нагрузка, действующая на электрод, это изгиб. На рис. 3.25 можно видеть, что при использовании электрода для эндокардиальной стимуляции возникает несколько изгибов, которые отличаются только радиусом и степенью подвижности. Эти места являются критическими, именно здесь происходят переломы электродов. Самое малое отклонение возникает в зоне А - на переходе в верхнюю полую вену. Вертикальное качание имеет минимальное отклонение и частоту.

Поэтому, как показала практика, перелом в этом месте - явление случайное. Большее значение имеют изгибы полости сердца (зоны Б, В и Г). Качание в зоне В происходит с частотой сокращения желудочков, то есть в среднем 70 в минуту. За 10 лет это составит более 20 млрд колебаний.

Если колебания перпендикулярны оси конструкции и сочетаются с нагрузками на сжатие и растяжение, разрушение происходит быстрее. Чтобы избежать этого, электрод располагают без упора в верхушке желудочка, чтобы не было колебаний вдоль токоведущего провода. Для снижения нагрузки в поперечном направлении токоведущую часть электрода выполняют в виде многожильной спирали. В результате этого при изгибе нагрузка происходит не перпендикулярно оси проводника. Такая конструкция в сочетании с нитями из

эластичных полимерных материалов позволила увеличить механическую прочность электрода.

Для токоведущего провода электрода был разработан специальный сплав 40КХ27МНТ.

Изоляционное покрытие электрода изготавливается либо из силикона (силиконовой резины), либо из полиуретана. Эти материалы вызывают минимальную реакцию тканей.

Электрод для стимуляции состоит из токоведущего провода, один конец которого заканчивается специальным контактом, непосредственно касающимся миокарда. Второй конец стыкуется непосредственно со стимулятором. Для фиксации электрода к миокарду могут быть использованы элементы, расположенные на изоляционном покрытии электрода, или же сам контакт выполнен таким образом, что может быть прижат (фиксирован) к сердцу.

Фиксирующие приспособления изолирующего покрытия (головки электродов) могут иметь следующий вид (рис. 3.26):

- в виде «юбочки»;
- в виде выступов и «усиков» различной длины и толщины. При обычном диаметре контактной части 1,4...1,8 мм диаметр с фиксирующими выступами достигает 2,4 мм.

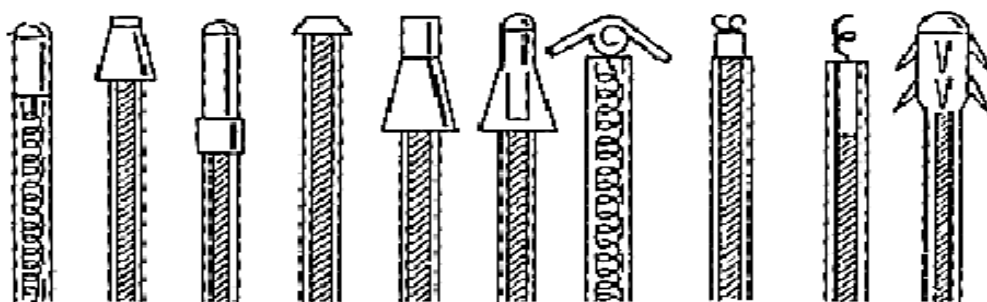


Рис. 3.26. Различные типы контактирующих головок электродов для постоянной эндокардиальной стимуляции

Для имплантации стимулятора взрослому больному практически нет ограничений, так как все вены в наиболее оптимальных местах для проведения электрода - подключенные вены и впадающие в них вены - всегда имеют достаточный диаметр.

Затруднения возникают при выполнении операций у детей раннего возраста (до 7-8 лет). Для таких случаев создаются электроды с минимальной толщиной полиуретанового покрытия и токоведущего провода (диаметр в пределах 1,4...1,6 мм). Для фиксации электрода в полости желудочка или предсердия на конце электрода на изолирующем покрытии формируется «юбочка» или «усики».

Кроме контактных электродов, имеются конструкции, в которых фиксация осуществляется либо путем ввинчивания «штопора», либо ввинчиванием серповидных выступов, либо прикреплением к эндокарду якоревидными выступами, или «усиками».

Единственным недостатком этих конструкций является невозможность уменьшения диаметра конечной части электрода. Поэтому диаметр этих электродов составляет около 2,2...2,4 мм. Для их введения в сердце применяются специальные проводники.

Электроды, которые фиксируются непосредственно к эпикардиальной поверхности, на сегодняшний день представлены двумя конструкциями:

- с подшиванием контактной токоведущей части и введением её в толщу миокарда (рис. 3.27, б);
- ввинчиванием её в толщу миокарда («самофиксирующийся» электрод) (рис. 3.27, а).

Последняя разработка (рис. 3.27, а) во многом упростила фиксацию электрода к миокарду, в то время как подшивающиеся электроды требовали достаточно высокой хирургической техники. В результате чего нередко возникали тяжёлые осложнения, связанные с прорезыванием швов через толщу стенки желудочка.

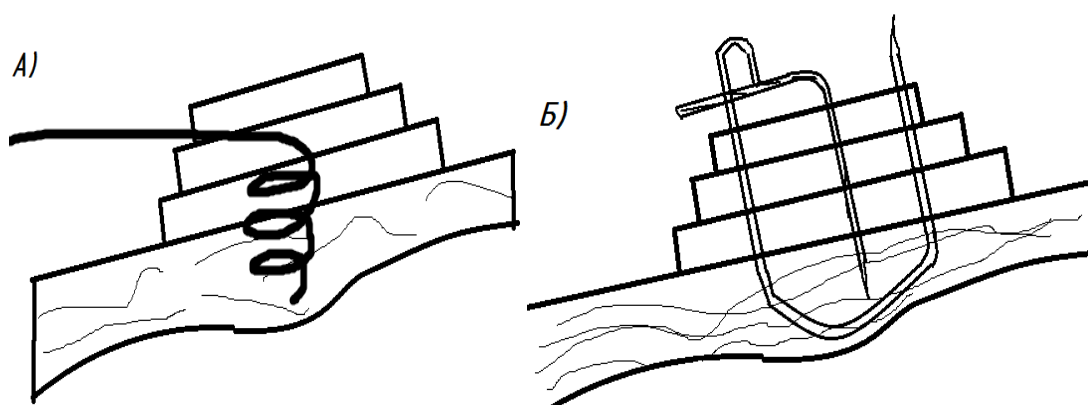


Рис. 3.27. Типы миокардиальных электродов для постоянной кардиостимуляции: *а* - ввинчиваемый «самофиксирующийся»; *б* - подшиваемый (ПЭМК-3)

Электрод после фиксации к миокарду должен быть подсоединен к стимулятору. При этом следует выполнить определенные условия, чтобы место стыковки обеспечивало простое и надежное соединение, занимало малый объем в корпусе стимулятора, не нарушало герметичность корпуса, имело высокую механическую прочность.

Существует три условных типа соединения электрод-стимулятор:

- гаечный;
- «байонетный» (типа Шальдаха);
- штыревой (фирмы «Медтроник») (рис. 3.28).

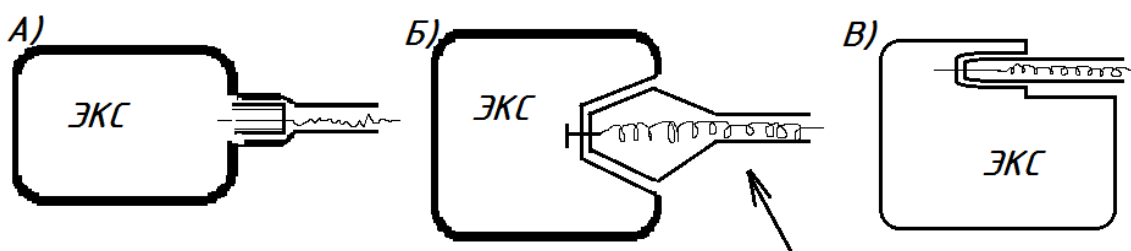


Рис. 3.28. Основные типы стыковки электрода с имплантируемым стимулятором

Гаечное соединение - наиболее простое, используется с момента создания первых моделей стимуляторов практически во всём мире. Достоинства: относительная простота технологии изготовления; высокая надежность соединения; относительно малый объем стимулятора. Недостатки:

при длительной эксплуатации ЭКС с таким соединением, возникает растрескивание изолирующей части электрода и образуется ток короткого замыкания; крайне ненадежна изоляция в месте стыковки изоляционного покрытия под гайкой; достаточно долго происходит отсоединение электрода при необходимости замены; велика опасность повреждения изоляции и самого электрода при деимплантации симулятора.

Байонетное соединение. Его преимущество - в оптимальной простоте. Но эта простота соединения явилась самым слабым местом узла. Недостатки: в процессе работы нередки случаи отсоединения проводника (электрода) от ЭКС; увеличение объема корпуса стимулятора; создание идеальных условий для щелевой коррозии. При подсоединении электрода к стимулятору «юбочка» электрода накладывается на корпус. Этим обеспечивалось примыкание электрода непосредственно к корпусу стимулятора. Именно этот край «юбочки» создавал щель между корпусом стимулятора и изоляционным покрытием электрода.

Штыревое соединение было предложено фирмой «Медтроник». Достоинства: практически не выходит за пределы корпуса и не увеличивает его объём; герметичность соединения; при этой компоновке токоведущая часть электрода располагается тангенциально по отношению к корпусу стимулятора, что значительно уменьшает возможность перелома в этом месте; в результате образования капсулы вокруг электрода возникает фиксация его к корпусу.

Всё это обусловило использование соединения такого типа практически во всех моделях стимуляторов в нашей стране и за рубежом.

Имплантируемые стимуляторы для обеспечения функционирования электронной схемы должны получать питание от автономных источников. Кроме химических, разработаны и используются в клинической практике стимуляторы с радиоизотопными источниками - на основе плутония-238 и прометия-135.

Из химических источников по большинству показателей литий-йодные источники питания превосходят все остальные. Поэтому, несмотря на большую сложность их изготовления, относительную дороговизну, эти источники

питания стали практически единственными в современных конструкциях стимуляторов за рубежом и в нашей стране. Длительность непрерывной работы при оптимальных показателях потребления достигает 7-12 лет.

Совершенно обособленно находится радиоизотопные источники питания. Электрический ток получается в результате прямого преобразования выделенного тепла. Наиболее применяемые из них сконструированы на основе плутония-238. Для таких источников используется очищенный изотоп плутония-238, распадающийся с выделением преимущественно α -частиц. Радиационная защита в этом случае проста, так как это излучение и полностью поглощается самыми обычными материалами, вплоть до парафина. Однако с целью безопасности и надежности капсулу с изотопом помещают в цилиндр, изготовленный из особо прочных сплавов.

При испытаниях прочность цилиндра защиты проверяли при отстреле в припятствие из пистолета; сплавы выдерживают нагревание до 2500°C , то есть температуру крупного пожара. Цилиндр выдерживает раздавливание танком при прямом наезде. Таким образом, эта капсула практически не разрушается в самых экстремальных условиях. Длительность непрерывного функционирования без изменения мощности достигает 90 лет. Радиоизотопные источники энергии являются почти вечными. Использование таких источников оправданно в случае имплантации стимулятора относительно молодым людям (40-45 летнего возраста).

Использование мультипрограммируемых или секвенциальных стимуляторов позволит на протяжении всей жизни программировать наиболее оптимальные параметры стимуляции. Одной из самых важных технических характеристик является отсутствие истощения радиоизотопного источника питания при максимальных режимах потребления раньше срока. Предел отбираемой мощности определяется конструктивными возможностями источника энергии. Это ставит такие источники вне конкуренции по сравнению со всеми остальными.

Кроме длительности непрерывной работы, важной характеристикой для источника питания является его объём. Этот показатель зависит

непосредственно от удельной энергоемкости и напряжения на одной ячейке. Оптимальное соотношение по этому показателю у литий-иодных и ртутно-цинковых батарей. Однако эти показатели еще более удачные у радиоизотопных источников: удельная мощность источника, равного литий-ионной батарее, в полтора раза больше, то есть при прочих равных условиях для стимулятора на 25 и более лет батарея может быть в 2...2,5 раза меньше, чем химическая батарея на 7 лет. Как показал клинический опыт применения стимуляторов с радиоизотопным источником питания, никаких патологических последствий более чем десятилетнего функционирования его у больных не выявлено (изменение крови, кожи и окружающих тканей, стабильности стимуляции).

3.1.14. Основные типы современных электрокардиостимуляторов

По алгоритму функционирования все ЭКС могут быть следующих видов:

- Асинхронные, с постоянным фиксированным режимом:
 - С изменяющейся программой стимуляции;
 - С постоянной программой стимуляции;
- Биоуправляемое:
 - R-запрещающие, или «деманд»;
 - R-синхронные;
 - P-синхронные;
 - секвенциальные (асинхронные)-DDD.

Асинхронные стимуляторы (A00, V00). ЭКС-г - самая первая модель отечественного имплантируемого стимулятора, который был разработан инженерами А.А. Рихтером и В.Е. Бельговым. В течение почти 25 лет этот стимулятор был в производстве. Стимулятор такого типа функционирует по программе постоянного ритма.

Код А00- асинхронный предсердный.

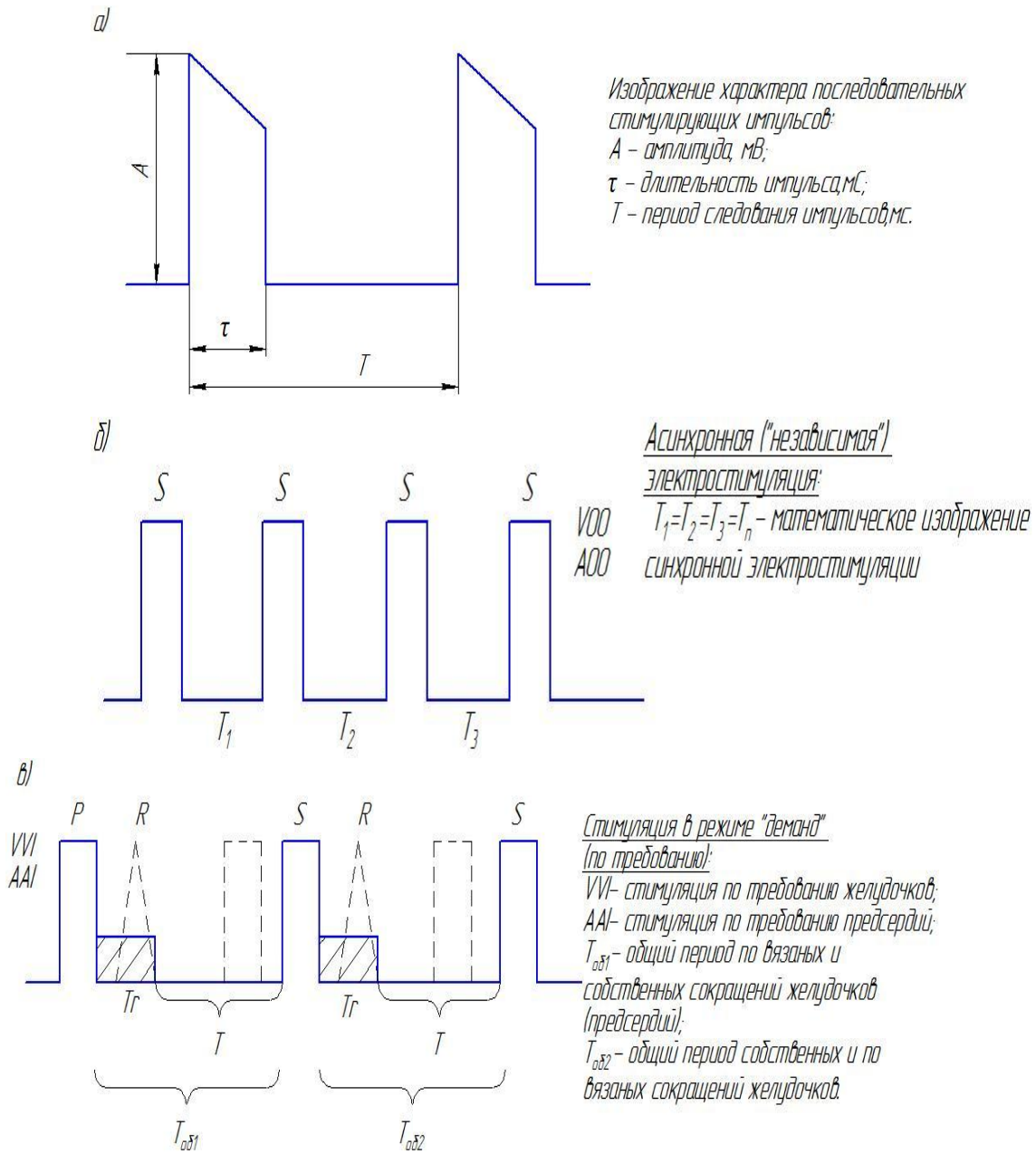
Код V00- асинхронный желудочковый.

Графически работа асинхронного стимулятора представлена на рисунке 3.29, б. Генератор электронной схемы подает электрические импульсы с постоянной частотой, постоянной амплитуды и длительности.

R-запрещающие («деманд»): (VVI, AAI). Менее употребительна модель стимулятора, так называемого R - синхронного типа. Стимулирующие импульсы в ней подаются синхронно с работой сердца. При урежении ритма стимулятор переходит в асинхронный режим стимуляции (рис. 3.29, в). С точки зрения техники электронной схемы, стимуляторы такого типа более надежны и проще в изготовлении.

Однако постоянная стимуляция сердца, особенно при спонтанной активности, в части случаев вызывала тяжёлые осложнения в виде фибрилляции желудочков при экстрасистолии.

Оптимальное использование ЭКС должно было бы позволять изменять параметры стимуляции в зависимости от состояния больного в различные периоды его жизни. Такие стимуляторы были созданы и названы мультипрограммируемыми. Особенность стимулятора такого типа в том, что на протяжении всего срока работы имеется возможность при помощи внешнего программирующего устройства изменять практически все параметры стимуляции: частоту следования стимулирующих импульсов (T), амплитуду импульса (A), длительность импульса (τ), рефрактерный период или период ожидания, гистерезис, чувствительность к R-волне. Код стимулятора такого типа выглядит как VOO, AOO, VVI, AAI.



$T_{од1}=T_{од2}$ – Математическое выражение сокращение пульса сердца при работе ЭКС в режиме "деманд".
 Прямоугольник, обозначенный пунктиром, – выпадающий импульс ЭКС. Пирамида R, обозначенная пунктиром, – спонтанная активность сердца. Косо заштрихованный прямоугольник – период рефрактерности ЭКС (T_r)

Рис. 3.29. Схематическое изображение различных видов электростимуляции

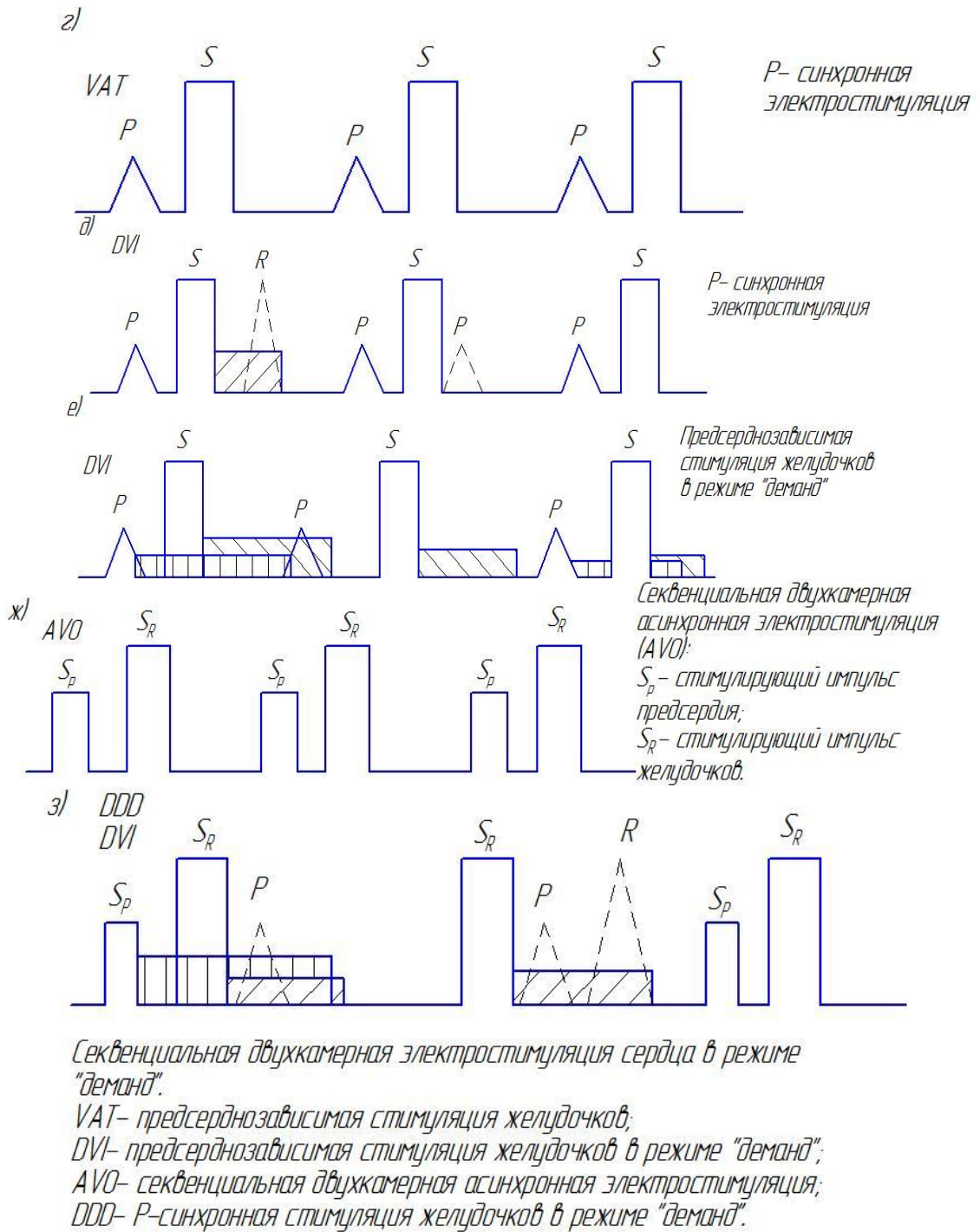


Рис. 3.29. (продолжение) Схематическое изображение различных видов электростимуляции

Стимулируется та камера (предсердие или желудочек), к которой фиксирован стимулирующий электрод. Стимуляция желудочков в этом случае происходит синхронно со спонтанной активностью собственного синусового узла. Таким образом, как бы протезируется проводящая система сердца и работа желудочков обусловлена физиологическими потребностями организма. Такие ЭКС позволяют получить максимальную физическую и социальную реабилитацию больных после операции. Использование в схеме ограничений верхнего и нижнего предела частоты практически ликвидирует возможности сбоя стимуляции из-за внешних факторов, таких как синусовая тахикардия, так как в этом случае включается делитель частоты и ритм остаётся в пределах нормы. При урежении спонтанной активности синусового узла менее 70 в минуту стимулятор переходит в асинхронный режим стимуляции желудочков. При экстрасистолии с очагом возбуждения в желудочках включается система R-запрещения и генератор стимуляции желудочков запирается.

Таким образом стимуляторы Р - синхронной стимуляции можно отнести к полуавтоматическим биоуправляемым электронным системам стимуляции сердца.

Секвенциальные стимуляторы. Секвенциальный – последовательный.

Стимуляторы такого типа последовательно, с определенным интервалом стимулируют предсердия и желудочки (рис. 3.29 ж, з). Отечественные стимуляторы такого типа: ЭКС-425, ЭКС-444, РЭКС-600.

Функционально симулятор состоит как бы из двух взаимосвязанных стимуляторов, которые стимулируют предсердия и желудочки. В случае, если обе схемы функционирует в режиме «деманд» и взаимосвязаны, то стимулятор имеет код «DDD».

Одна из последних разработок- отечественная модель ЭКСР-01М – антитахикардический или так называемый радиочастотной стимулятор.

Механизм его функционирования состоит в том, что при возникновении тахикардии больной подносит к месту имплантации приемной катушки стимуляторы передающую часть, включает прибор и на сердце поддаются очень частые (от 600 до 2000 имп/мин) стимулы с подпороговой амплитудой. В

результате образования очага искусственного сверхчастотного возбуждения в предсердии, реже в желудочке, происходит интерференция ритма с подавлением очага спонтанного возбуждения с меньшей частотой.

Кроме обычных видов стимуляции одиночными или пачками импульсов предсердия или желудочков, были разработаны имплантируемые дефибрилляторы и инверторы. Для прекращения аритмии на сердце падают разряд большой мощности до 30 Дж, то есть выполняют дефибрилляцию сердца.

Трудности заключаются в создании источников питания, максимальный срок службы его определяется количеством разрядов до 25 Дж, которое не превышает 10-120, то есть в среднем в 1,5-2 года.

Дальнейшее совершенствование техники позволяет предположить пути совершенствования имплантируемых ЭКС. В первую очередь это касается создания автоматических стимуляторов. Это автономные системы на основе микропроцессоров со «сшитой» или «свободной» программой.

В одном случае стимуляция будет выполняться по жесткой программе с изменением каких-то отдельных параметров, например, частоты и энергии стимуляции в зависимости от спонтанной частоты сокращений сердца или времени суток и порога стимуляции.

В другом - программа будет координироваться обратной связью, как в стимуляторах с сейсмодатчиками, которые увеличивают частоту стимуляции в зависимости от физической активности.

В покое частота стимуляции самостоятельно снижается. Возможно создание обратной связи по уровню сахара или глюкозы в крови, напряжению кислорода (давлению) или углекислого газа, то есть во всех случаях предполагается создание обратной связи для самостоятельной коррекции режимов стимуляции.

Наиболее сложным является создание имплантируемого дефибриллятора. В настоящее время разработаны два типа таких дефибрилляторов, которые имплантируют больным, страдающим тяжелыми, опасными для жизни тахикардиями. Мощность разряда у них колеблется от 10 до 30 Дж

(дефибрилляторы) и от одного до 5-7 Дж, кардиовертеры. Более употребительны - дефибрилляторы.

3.1.15. Типы кардиостимуляторов и режимы стимуляции

Для обозначения режима стимуляции и типов электрокардиостимуляторов (ЭКС) используется международная номенклатура трехбуквенного кода, разработанная Американской межведомственной комиссией по заболеваниям сердца (Intersociety Commission for Heart Disease Resources). Код называется ICHD. Первая буква кода обозначает стимулируемую камеру сердца [V — ventricle, A — atrium, D — dual (и предсердие, и желудочек)]; вторая буква кода указывает камеру сердца, из которой воспринимается управляющий сигнал (V — ventricle, A — atrium, D — dual, 0 — управляющий сигнал не воспринимается ни из одной камеры); третья буква кода обозначает способ реакции ЭКС на воспринимаемый сигнал [I — inhibited (запрещаемый), T — triggered (триггерный), D — dual (запрещаемый и триггерный), 0 — отсутствие способности воспринимать сигналы и реагировать на них] (табл. 3.3).

С развитием более сложных систем стимуляции, введения программирования, использования ЭКС для лечения тахикардий трехбуквенный код был расширен до пятибуквенного; четвертая буква обозначает характер программирования (P — простое программирование частоты и/или выходных параметров, M — множественное программирование параметров частоты, выходных параметров, чувствительности, режима стимуляции и т. д., O — отсутствие программируемости); пятая буква обозначает вид стимуляции при воздействии на тахикардию [B — Burst stimuli (нанесение «пачки импульсов»), N — normal rate competition (конкурентная стимуляция), S — single or double timed stimuli (нанесение одиночного или парного экстрасимула), E — externally controlled (регуляция стимулятора осуществляется снаружи)].

Табл. 3.3. Типы кардиостимуляторов согласно буквенному коду

Стимулируемая камера сердца	Камера сердца, из которой воспринимается сигнал	Способ реакции ЭКС на воспринимаемый сигнал	Вид стимуляции
V	0	0	Стимуляция с фиксированной частотой, асинхронная стимуляция
A	0	0	
D	0	0	
A	A	I	Стимуляция предсердий, запрещаемая волной P
V	V	I	Стимуляция желудочков, запрещаемая волной R
V	V	T	Стимуляция желудочков, R-повторяющая
V	A	T	Стимуляция желудочков, синхронизированная с волной P
V	D	D	Стимуляция желудочков, синхронизированная с волной P и запрещаемая волной R
D	V	I	Последовательная атриовентрикулярная стимуляция, запрещаемая волной R
D	D	D	Последовательная атриовентрикулярная стимуляция, запрещаемая волной P и R

Сокращения при обозначении камер сердца: V - желудочек, A - предсердие, D - желудочек и предсердие. Способ реакции ЭКС на воспринимаемый сигнал: 0 - сигнал от сердца не воспринимается аппаратом, I - стимуляция запрещается сигналом от сердца, T - стимуляция происходит синхронно с сигналом от сердца (триггерный режим), D - сочетание запрещаемого и триггерного режимов.

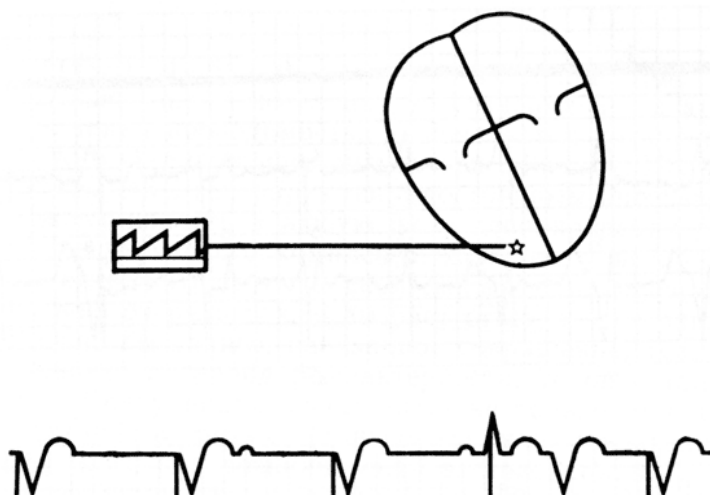


Рис. 3.29. Функционирование ЭКС в фиксированном режиме (схема)

Трехбуквенный код, однако, остается наиболее распространенным и общепризнанным, поэтому в дальнейшем мы будем им пользоваться.

В настоящее время известны следующие типы ЭКС и режимы стимуляции: A00, V00, D00, AAI, VVI, WT, VAT, VDD, DVI, DDD.

3.1.16. Протезы клапанов сердца

Бывают двух типов:

- механические;
- биомеханические

Функции любого протеза клапана сердца является формирование однонаправленного потока крови в полостях сердца, что обеспечивается конструкцией протеза, содержащей запирающий элемент и опорное кольцо. Таким образом, во всех клапанах, которые используются в настоящее время в кардиохирургической практике, имеется запирающий элемент, или клапан.

Механические протезы клапанов сердца (ПКС) относятся к автоматическим клапанам.

В настоящее время предложено более 100 моделей различных конструкций протезов клапанов. Все имеющиеся модели можно подразделить на следующие группы:

1) клапанные:

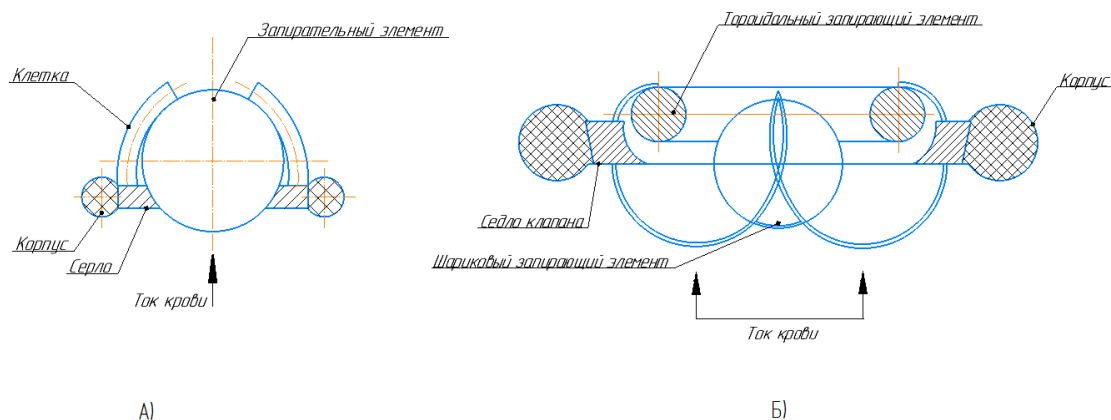
- с центральным током движения жидкости:
 - клеточные: запирающий элемент движется с потоком жидкости;
 - запирающий элемент движется не с током жидкости (вращается);
 - бесклеточные: запирающий элемент не перемещается в плоскости седла.
- с боковым током движения жидкости:
 - запирающий элемент движется с потоком жидкости;
 - запирающий элемент движется не с током жидкости (вращается);
 - запирающий элемент не перемещается в плоскости седла;

2) безвентильные (или ксеноклапаны):

- створчатые;
- ксеноклапаны:
 - с опорным кольцом;
 - без опорного кольца.

Кроме приведенной классификации, все модели протезов клапанов сердца, применяющиеся в клинике, могут быть разделены на следующие группы:

- с центральным током крови и передвигающимся в клетке запирательным элементом – МКЧ-27 (рис 3.30, а), МКЧ-29 АКЧ-02, АКЧ-06;
- с поворачивающимся фиксированным в седле диском - ЛИКС, ЭМИКС;
- ксеноклапаны, сформированные на каркасе – БИКС.



а - со сферическим запирательным элементом; б - с тороидальным и шариковым запирательными элементами для создания ламинарного тока крови через сечение протеза

Рис. 3.30. Конструкции искусственных клапанов сердца

При разработке новых протезов клапанов сердца учитывают следующее:

- гидродинамические характеристики протеза;
- механическую прочность протеза;
- физико-химическую устойчивость материалов конструкции;
- технологию изготовления;
- реакцию среды организма и тканей на имплантант;

- данные длительных клинических и медикобиологических наблюдений.

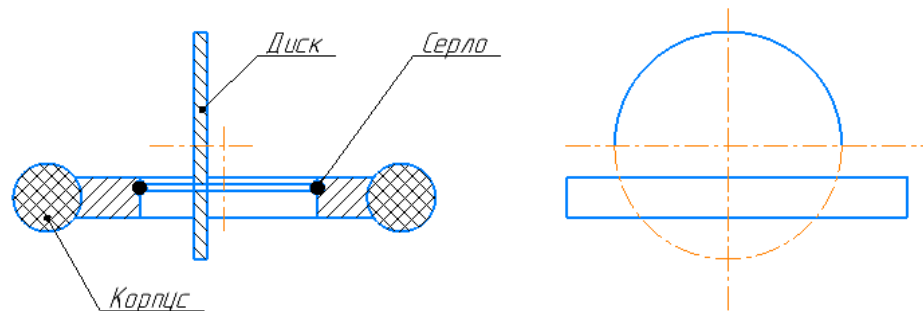


Рис. 3.31. Искусственный клапан сердца типа «ЛИКС» и «ЭМИКС» с дисковым запирательным элементом из углеситалла

Гидродинамические характеристики клапанных протезов складываются из следующих параметров:

- гидродинамических и физических свойств самой жидкости;
- характера протекания жидкости через протез клапана в каждый определенный момент цикла.

Физически кровь отличается от классической ньютоновской жидкости, что обусловлено неоднородностью ее состава, наличием в потоке форменных элементов, т.е. кровь является многофазной жидкостью. До настоящего времени нет достаточно достоверных сведений о характере течения крови в полостях сердца. Расчеты кривых давления в полостях сердца, данные стендовых испытаний и теоретические исследования показывают, что возникает завихрение потока при прохождении через сечение протеза с явлениями кавитации в критических точках в определенные фазы работы протеза. Первая точка отстоит от плоскости седла на 3...4 мм, вторая – на 3...4 мм от конца дуги стойки протеза.

Общепризнано, что с точки зрения гидродинамики пока лучшими протезами клапанов сердца по сочетанию долговечности и функциональных свойств являются клапаны с шариковым запирательным элементом, помещенным в клетку (рис. 3.30, а).

Для улучшения гидродинамических свойств протезов клапанов сердца и уменьшения возможности срыва потока крови с элементов конструкции ПКС, большое внимание уделено проведению специальных расчетов и гидродинамических испытаний на стендах, а также поиску методов обработки элементов конструкции клапана (электрополировка и т.п.).

При исследовании потока крови в полостях сердца было выявлено, что в полость желудочка он втекает в большей своей части по передней стенке левого желудочка и вытекает по задней, при этом происходит закручивание (поворот) потока вокруг продольной оси.

Знание гидродинамических явлений в сердце и место применения будущей конструкции протеза позволяет конкретизировать требования к конструкции, а также к материалу отдельных ее элементов.

Механическая прочность материала клапана – один из наиболее важных факторов, который необходимо учитывать при разработке протеза. Запирательный элемент клапана движется циклично в соответствии с цикличностью работы сердца. Если учесть, что в течении суток клапан выполняет (при средней частоте 80 колебаний в минуту) $105000(10^4)$ колебаний и ему необходимо функционировать в таком режиме более 10 лет, можно понять, какие жесткие требования предъявляются к материалу запирательного элемента и каркаса протеза.

Износоустойчивость. В течение периода функционирования клапан должен выполнять примерно 10^9 колебаний и соударений. Запирательный элемент при этом ещё соударяется с седлом протеза и ограничительными элементами. Поэтому необходимо использовать материалы с большой поверхностной прочностью и подвергать их тщательной обработке механическими способами для уменьшения микрошероховатостей и упрочнения поверхностного слоя.

Износоустойчивость выше у шариковых запирательных элементов, при этом в ходе эксплуатации шарик изнашиваются равномерно.

Коррозионная устойчивость. Для создания клапанных протеза в большинстве случаев используют металл и полимер. Из полимерной ткани

изготавливают обшивку седла клапана, реже – стоек, в части моделей – запирающей элемент. Каркас обычно выполняют из металла.

Для конструирования клапанных протезов используются металлы и сплавы, устойчивы к коррозии: нержавеющая сталь, титан, кобальт–хромово – молибденовые сплавы. Кроме того, для улучшения коррозионной устойчивости производят электрохимическую полировку поверхности изделия, в результате чего оксидная поверхностная плёнка, защищающая металл от коррозии, становится более равномерной по толщине и её потенциал становится более постоянным.

Химическая инертность. Основное требование, предъявляемое к имплантируемому в организм материалу, является отсутствие реакции организма на него. Под этим следует понимать следующее: а) в период пребывания в организме не возникают никакие новые соединения, которые могли бы стать токсичными для организма или вызывать воспалительную реакцию;

б) нет быстрого изменения основных свойств, которые нарушали бы его функционирование;

в) материал устойчив к коррозии.

Рассмотрим ряд конструкций протезов клапанов сердца (ПКС).

Представленный на рис. 3.32 и 3.33 ПКС относится к вентильным клеточным с центральным током жидкости искусственным клапанам сердца.

Запорный элемент этого клапана сердца снабжен направляющей частью в виде вогнутого конуса с закруглённой вершиной, а его выпуклая хвостовая часть выполнена в виде параболоида вращения. Направляющие элементы выполнены в виде наклонных к продольной оси запорного элемента канавок, число которых равно числу ограничителей хода. Кроме того, смещение центра масс запорного элемента может быть достигнуто, например, за счёт выполнения его с внутренней полостью, центр которой смещен в сторону хвостовой части. Выполнение запорного элемента предложенной формы позволяет значительно уменьшить его лобовое сопротивление до величины $C_x = 0.1-0.15$ и тем самым повысить коэффициент наполнения надклапанного

объема и снизить обратные перетоки жидкости, поскольку запорные элементы с малым лобовым сопротивлением C_x являются малоинерционными и быстро реагирующими на уменьшение давления в над- и подклапанных областях.

Хвостовая часть предложенной формы позволяет обеспечить при соответствующем подборе координат внешней поверхности параболоида, с одной стороны, её минимальную высоту, а с другой – безотрывность обтекания жидкостью запорного элемента. Выполнение на наружной поверхности запорного элемента наклонных к его продольной оси канавок, в которых размещаются ограничители хода, позволяет обеспечить устойчивость запорного элемента при минимальном количестве ограничителей его хода, равном 2, тем самым упрощается конструкция клапана, уменьшаются его внешний объем и масса, уменьшается влияние ограничителей хода на свободное прохождение жидкости

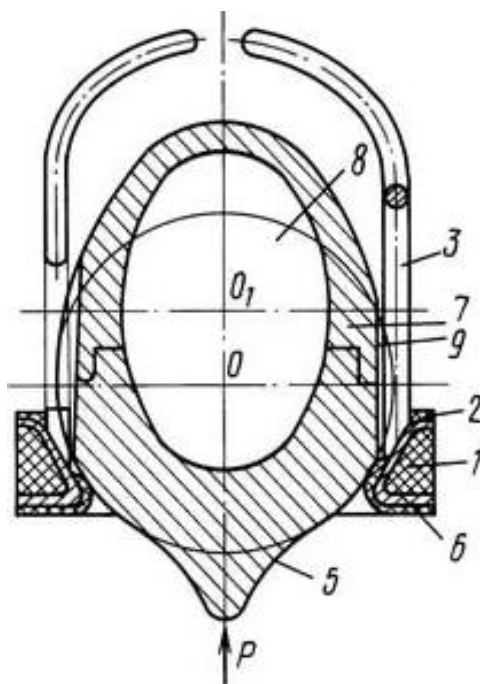


Рис. 3.32. ИКС в сборе, разрез

ИКС содержит корпус 1 с обшивкой 2 по всему периметру, в котором закреплены две стойки 3 – ограничители хода запорного элемента 4. Запорный элемент 4 выполнен в виде полого, малоинерционного аэродинамического профиля совершенной, с гидравлической точки зрения формы, и имеет

направляющую часть 5 в виде вогнутого конуса с закругленной вершиной, сферическую посадочную часть 6 и хвостовую часть 7, представляющую собой параболоид вращения с основанием, радиус которого равен радиусу сферической посадочной части 6. Запорный элемент 4 имеет внутреннюю полость 8 сферической или овальной формы, центр O_1 которой смещен относительно центра O сферической поверхности посадочной части 6 в сторону хвостовой части 7. Такое размещение внутренней полости запорного элемента 4 обеспечивает смещение его центра масс в направлении, обратном направлению движения потока P , что в свою очередь обуславливает его малую инерционность при возвратном перемещении в направлении проходного сечения корпуса 1. На наружной поверхности запорного элемента 4 выполнены наклонные к его продольной оси канавки 9, в которых установлены стойки 3, являющиеся одновременно направляющими при возвратно-поступательном движении запорного элемента 4. Запорный элемент 4 может быть изготовлен из двух полых элементов, жёстко соединяемых между собой по миделевому сечению сферической части известными способами, например, склеиванием.

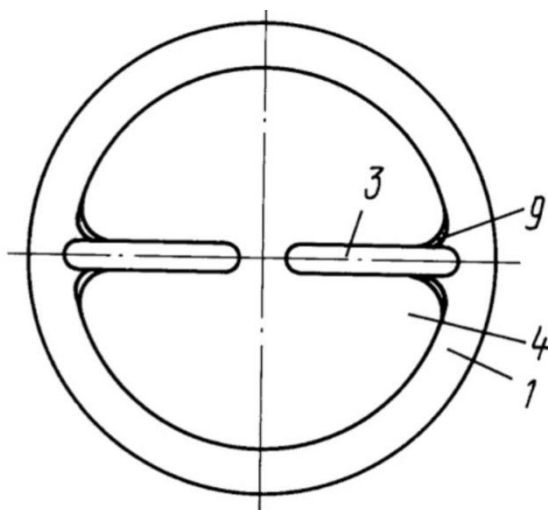


Рис. 3.33. ИКС в сборе, вид в плане

На рис. 3.34 представлен общий вид ИКС, где 1 – эластичная мембрана (выполненная, например, из силурема), 2 – опорное кольцо, 3 – держатель, 4 – фиксатор, 5 – захват, 6 – дугообразный ограничитель.



Рис. 3.34. ИКС, общий вид

На рис. 3.35 представлены варианты исполнения кольца 2, где 7 – формирующий стержень: А – из навитой цилиндрической пружины, Б – с двумя формирующими стержнями, В – с четырьмя формирующими стержнями – рёбрами жёсткости, вставленными в цилиндрическую пружину, Г-проволочное кольцо, Д – с двумя формирующими стержнями дугообразной формы, выполненными из пружинной стали, Е – с четырьмя формирующими стержнями дугообразной формы, выполненными из пружинной стали, Ж- с двумя формирующими стержнями, З – с четырьмя формирующими стержнями, выполненными из нержавеющей стали и соединёнными между собой цилиндрической пружиной, И – опорное кольцо из полимерного материала, (гематан, силурем и др.), армированное стальной пружиной.

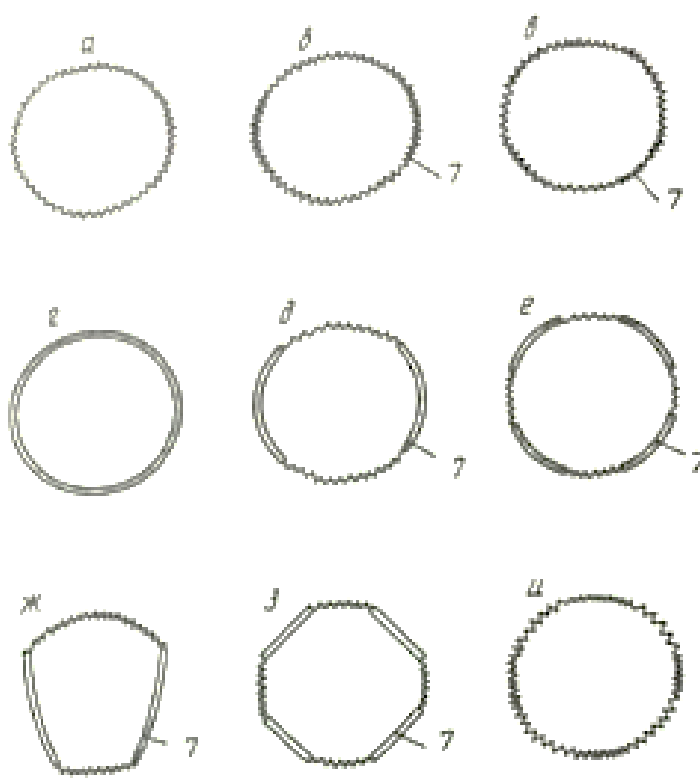


Рис. 3.35. Варианты исполнения кольца 2, где 7 – формирующий стержень

На рисунке 3.36 изображены варианты исполнения фиксатора : А – из материала с эффектом памяти формы; Б, В – из материала с эффектом памяти формы и стальной цилиндрической пружины; Г, Д, Е, Ж, З, И – из стальной пружинистой проволоки цилиндрической пружины.



Рис. 3.36. Варианты исполнения фиксатора 4

На рисунке 3.37 изображен предлагаемый клапан в рабочей позиции: А – систола желудочка, клапан открыт; Б – диастола желудочка, клапан закрыт.

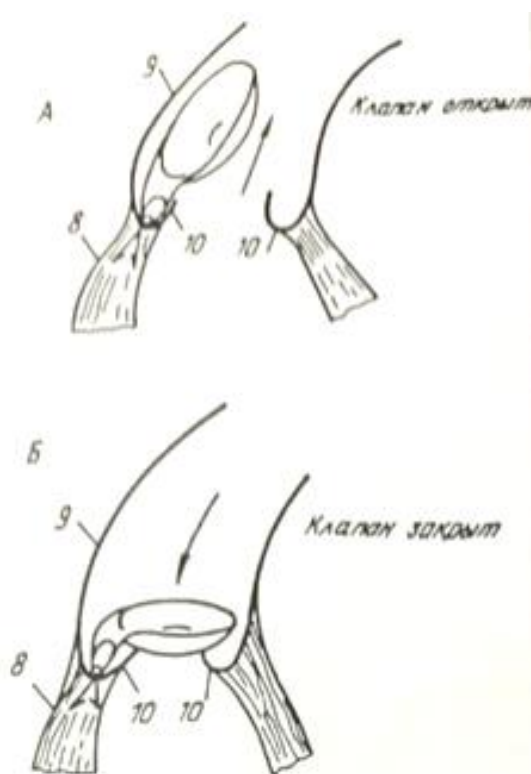


Рис. 3.37. ИКС в рабочей позиции: А – систола желудочка, клапан открыт; Б – диастола желудочка, клапан закрыт

Предлагаемый ИКС состоит из эластичной мембраны 1, выполненной в форме половины эллипсоида вращения, по периметру которого располагается опорное кольцо 2, и держателя 3 мембраны 1, выполненного из эластичного материала в форме равнобедренного треугольника (или полуэллипса), основание которого фиксировано к опорному кольцу 2, а вершина оборудована фиксатором 4, содержащим захваты 5 и дугообразный ограничитель 6, расположенный в ткани держателя и препятствующий вращению мембраны 1 вокруг оси, проходящей через вершину держателя 3. Для увеличения жёсткости опорного кольца мембраны конструкция его может содержать по крайней мере 2 ребра жёсткости в виде дугообразных прямолинейных формирующих стержней 7.

ИКС работает следующим образом. Предварительно ультразвуковым исследованием и зондированием сердца определяется степень недостаточности и стеноза аортального клапана и размер луковичцы аорты. Подбирается

искусственный клапан, диаметр мембраны которого на 3 – 4 мм меньше диаметра луковицы аорты. Конструкция клапана укладывается по оси, проходящей через фиксатор 4 в виде жгута, и вставляется в металлическую трубку, оборудованную на дистальном конце ангиографического катетера. Через периферическую артерию под рентгеноскопическим контролем катетер с клапаном проводится в луковицу аорты и упирается в аортальный синус. В канал катетера с периферии вводится металлический толкатель, и с помощью его клапан выталкивается из металлической трубки, захваты 5 входят в ткани, прилежащие к аортальному синусу и там фиксируются. Катетер сдвигают по толкателью до освобождения всей конструкции клапана, мембрана 1 вместе с опорным кольцом 2 расправляется и приобретает исходную рабочую форму.

В период систолы желудочка 8 мембрана под напором крови легко смещается к стенке аорты 9 и не препятствует её естественному движению (рис. 3.37, а). Фиксатор 4 с захватом 5 удерживает мембрану в потоке крови. Дугообразный ограничитель 6 и широкое основание держателя 3, фиксированное к опорному кольцу 2, препятствует вращательным движениям мембраны 1.

В период диастолы желудочка 8 кровь из аорты 9 через отверстие, обусловленное недостаточностью собственного клапана сердца, устремляется обратно в желудочек, увлекая за собой мембрану 1, и плотно прижимает её к верхним краям створок 10 аортального клапана и тем самым перекрывает обратный ток крови (рис. 2.37, б). Мембрана, имеющая форму половины эллипсоида вращения, конгруэнтна плоскости, проходящей через верхние края аортальных створок 10 и по этой причине она без существенных деформаций перекрывает проходное отверстие, при этом основная нагрузка ложится на опорное кольцо мембраны, в этом случае рёбра жёсткости в виде стержней препятствуют пролабированию мембраны в полость левого желудочка и обеспечивают запирательную функцию клапана. Держатель 3 мембраны 1 имеет высоту, равную максимальной глубине аортального синуса (около 15 мм), что обеспечивает нахождение мембраны непосредственно над верхними краями аортальных створок 10. Кроме того, эластичная ткань держателя 3

обеспечивает свободное движение запирающей мембраны 8 в период систолы и диастолы желудочка.

Створочный беззатворный искусственный митральный клапан.

Сущность конструкции поясняется чертежом, где:

на рис.3.38 – схематически изображен предлагаемый клапан;

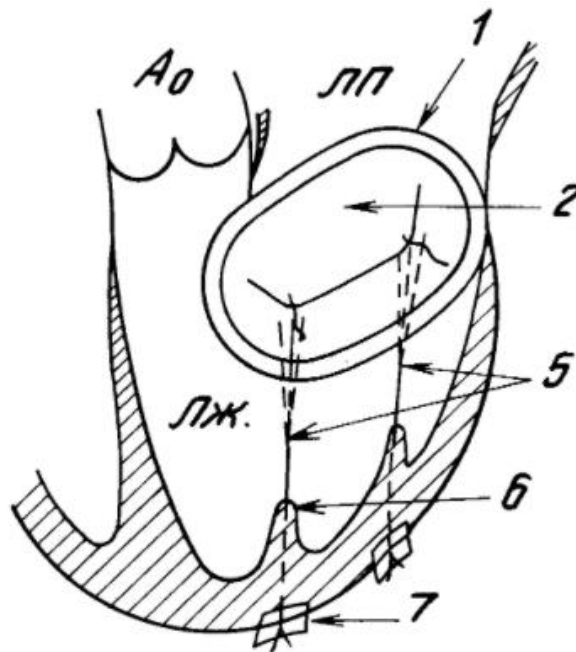


Рис. 3.38. Схематическое изображение ИКС

на рис. 3.39 – вид на створки клапана сверху;

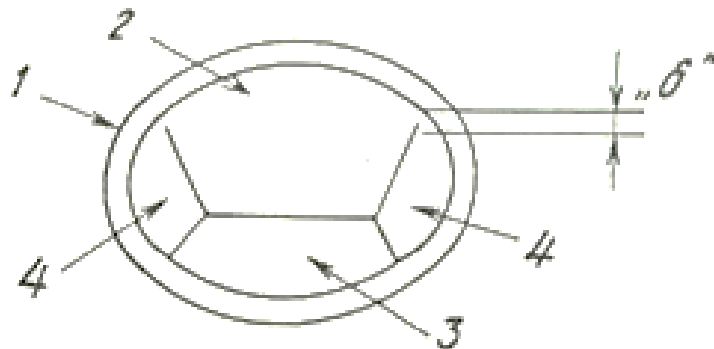


Рис. 3.39. Вид на створки клапана сверху

на рис.3.40 – клапан в развёрнутом виде;

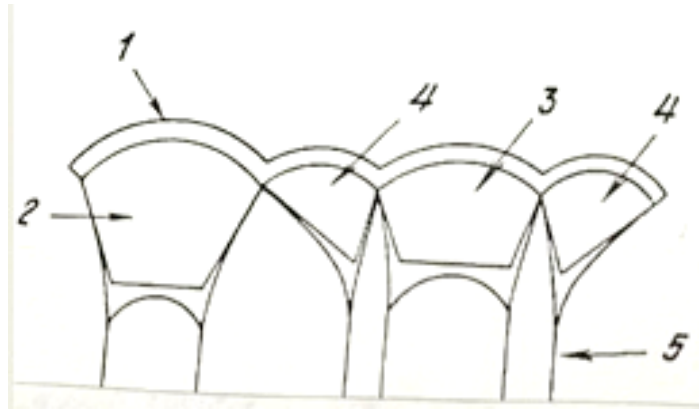


Рис. 3.40. Клапан в развёрнутом виде

на рис.3.41– схематически показана имплантация клапана в митральной позиции: А – диастола, Б – систола;

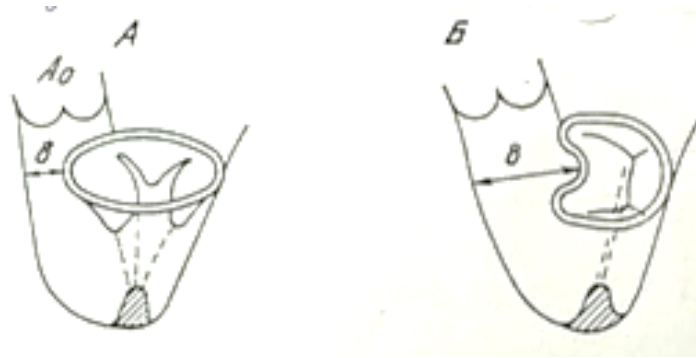


Рис. 3.41. Имплантация клапана в митральной позиции: А - диастола, Б - систола

на рис. 3.42 изображены зоны смыкания створок: А - трапециевидной, Б – боковой.

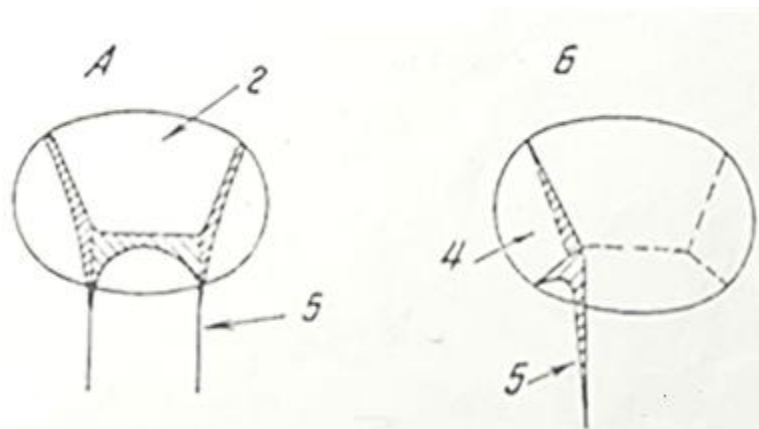


Рис. 3.42. Зоны смыкания створок: А - трапециевидной, Б - боковой

Клапан состоит из гибкого фиброзного кольца *1*, выполненного из тонкой трикотажной манжеты, на которой закреплены передняя створка *2*, задняя створка *3*, выполненные четырёхугольной формы, и боковые створки *4*, выполненные треугольной формы. Все створки выполнены из полимерного материала. Для исключения инверсий створок они закреплены так, что раскрытие створок происходит не у фиброзного кольца, а на расстоянии, равном 2 – 3 мм. В закрытом состоянии створки образуют зоны смыкания, что обеспечивает хорошую контактную и дополнительную поддержку от инверсии створок. Форма зон смыкания между передней створкой и задней – четырёхугольник, между передней, задней и боковой – треугольная (рис. 3.42). Хорды *5* хордовой системы закреплены одним концом на соответствующей створке в критической точке *К*, то есть в точке контакта между тремя смежными створками. С другой стороны каждая хорда имеет возможность фиксации на папиллярных мышцах, для чего шесть хорд группируются в два пучка против каждой критической точки, прошиваются через соответствующую папиллярную мышцу *6* сквозь толщу миокарда наружу и фиксируются с помощью прокладки *7*. Фиброзное кольцо *1* отступает на 3 – 4 мм ниже уровня аортального клапана, являясь вместе со всей передней створкой непосредственным продолжением аортальной стенки. Во время сердечного цикла движение передней створки совершается не столько за счёт её края, сколько за счёт перемещения всей плоскости створки потоком крови внутри желудочков. Смещение всей передней створки в сторону межжелудочковой перегородки в диастолу (рис. 3.41, *а*) резко увеличивает площадь митрального отверстия, придавая ему округлую форму. В систолу (рис. 3.41, *б*) внутрижелудочковое давление перемещает переднюю створку к центру митрального отверстия, придавая ему бобовидную форму. Выходной отдел *8* левого желудочка принимает форму цилиндра, начальным отделом, который является передняя створка и межжелудочковая перегородка.

Таким образом, за счет заданного перемещения передней створки клапана (из-за гибкости фиброзного кольца) снижается турбулентность кровотока, что повышает тромборезистивность. Наличие четырёх створок, соединённых с

папиллярными мышцами, позволяет улучшить внутрисердечную гемодинамику, максимально приближая ее к естественному клапану. Новая кинематика движения элементов клапана позволяет также увеличить его долговечность.

Следующая группа клапанов относится к клапанам безвентильного типа (створчатым): на рис. 3.43 представлен протез клапана сердца, вид сверху;

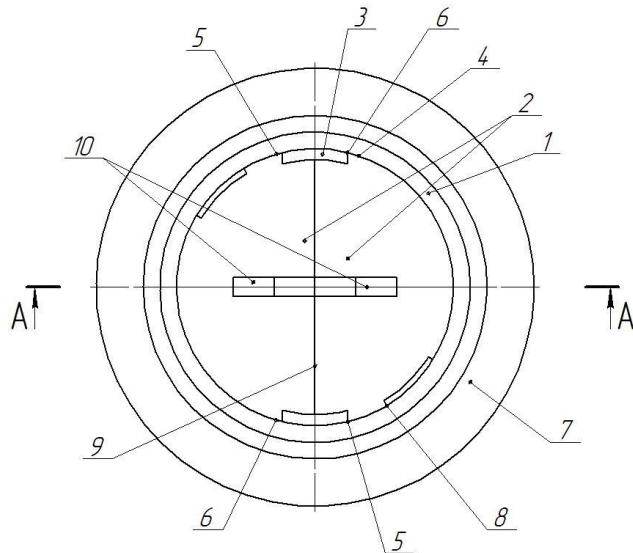


Рис. 3.43. Протез клапана сердца, вид сверху.

на рис. 3.44 – разрез А-А на рисунке 3.45 (створки условно не разрезные);

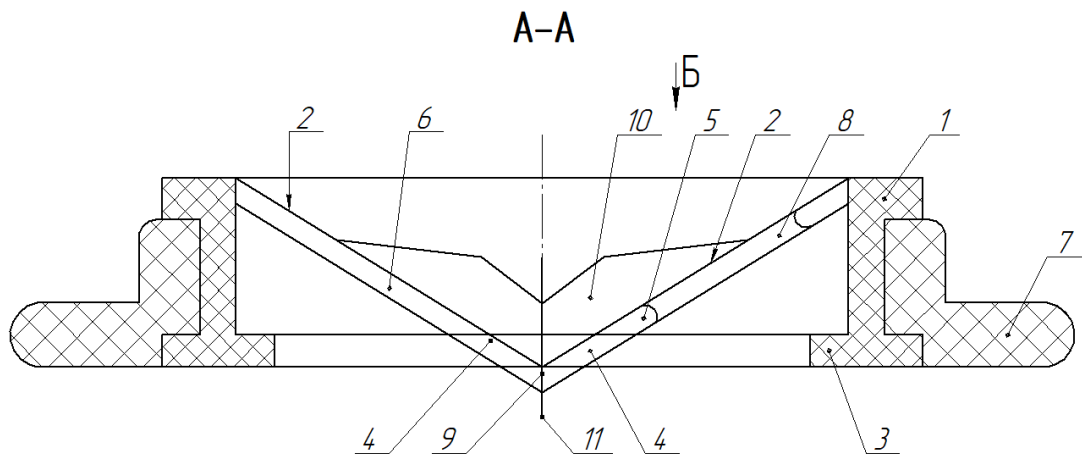


Рис. 3.44. Разрез А-А на рисунке 3.42

на рисунке 3.45 – вид Б

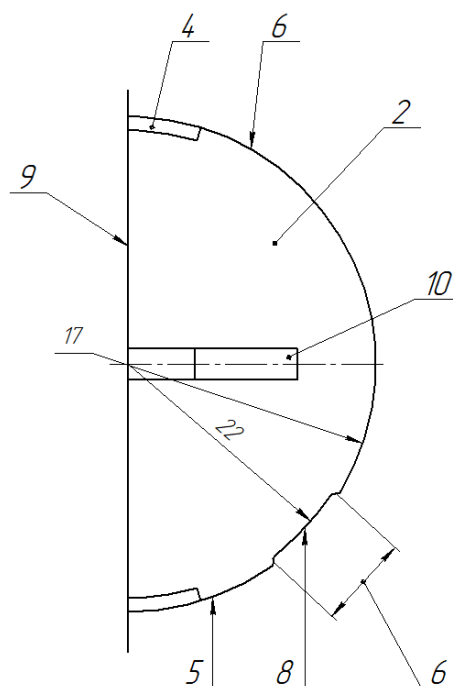
Вид Б

Рис. 3.45. Вид Б на рис. 3.43 (створка клапана)

ИКС содержит кольцевой корпус *1* и запирающий элемент в виде двух створок *2*, соединённых с корпусом *1* с помощью приспособления для их удержания, представляющего собой выступ *3* и паз *4*, один из которых расположен по периметру внутренней поверхности кольцевого корпуса *1*, а другой - на каждой из диаметрально противоположных сторон *5* и *6* боковой поверхности, выполненной в виде поверхности вращения, каждой створки *2*, и манжету *7*. Одна из диаметрально противоположных сторон *5* и *6* боковой поверхности створки *2* снабжена дополнительным пазом *8*, выполненным в виде плавно сопряженного с боковой поверхностью *5* створки *2* углубления, при этом глубина дополнительного паза *8* и его ширина связаны между собой следующим соотношением:

$$0 < H^3 * L \leq 3 * 10^{-13} \text{ м}^4,$$

где $H = (RV - RK)$ - глубина дополнительного паза *8*, м;

RV – радиус поверхности вращения, образующей боковую поверхность створки *2*, м;

РК – расстояние от дна дополнительного паза 8 до оси поверхности вращения, образующей боковую поверхность створки 2, м;

L – ширина дополнительного паза 8 в плоскости основания кольцевого корпуса 1.

Дополнительный паз 8 выполнен симметричным относительно плоскости, проходящей вдоль оси поверхности вращения, образующей боковую поверхность створки 2, и расположенной под углом 45° к плоскости смыкания 9 створок 2. Кроме этого, створки могут быть снабжены выступами 10, препятствующими их сближению.

Протез клапана сердца работает следующим образом. После превышения давления на его выходе происходит поворот створок 2 и отверстие для прямого тока крови открывается.

После превышения величины давления крови на выходе клапана давления на его входе начинается процесс закрытия створок 2 протеза. При этом, так как одна из диаметрально противоположных сторон, например 5, боковой поверхности створки 2 снабжена дополнительным пазом 8, выполненным в виде плавно сопряженного с боковой поверхностью створки 2 углубления, то скорость потока крови, проходящего через щель, образованную стороной 5 боковой поверхности створки 2 и внутренней поверхностью корпуса 1, больше скорости потока крови, проходящего через щель, образованную стороной 6 боковой поверхности створки 2 и внутренней поверхностью корпуса 1, что обуславливает возникновение гидродинамических сил, подтягивающих сторону 5 от плоскости смыкания створок 2, то есть происходит поворот створок 2 вокруг центральной оси 11 корпуса 2 протеза.

Данный протез клапана сердца, имея малые габариты и хорошие гемодинамические характеристики, обладает по сравнению с прототипом повышенной тромборезистивностью вследствие обеспечения гарантированного вращения створок вокруг центральной оси корпуса, что исключает наличие застойных зон, вызывающих активизацию процессов тромбообразования, и наличие локальных зон износа. Эти достоинства благоприятно воздействуют на результаты протезирования, так как позволяют увеличить срок службы ИКС.

На рис.3.46 представлен протез клапана, в котором часть внутренней поверхности корпуса в виде непрерывной вогнутой поверхности вращения, например, боковой поверхности шарового слоя на внутренней поверхности кольцеобразного корпуса выполнена на всей длине окружности, общий вид.

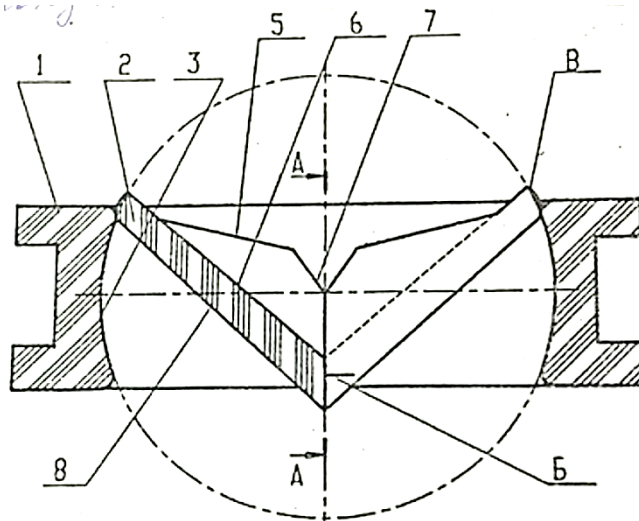


Рис. 3.46. Протез клапана сердца, общий вид.

На рис. 3.47 изображен разрез А-А на рисунке 3.46.

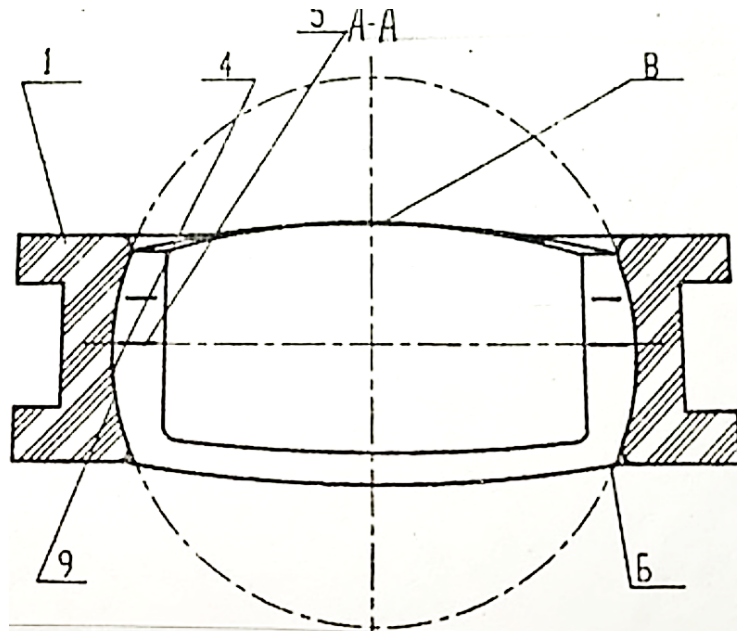


Рис. 3.47. Разрез А-А на рис. 3.46

ИКС содержит кольцеобразный корпус 1 (рис. 3.46), в котором размещён запирающий элемент в виде двух поворотных относительно корпуса створок

2. Часть внутренней поверхности 3 корпуса 1 по всей длине окружности и боковая поверхность 4 створок 2 представляют собой боковую поверхность шарового слоя. Каждая створка 2 снабжена кулачками 5, расположенными на нисходящих, обращенных к обратному току крови поверхностях 6 и взаимодействующими друг с другом своими профильными участками 7. Участки 5 боковой поверхности створок 2, расположенные на их диаметрально противоположных сторонах, служат в качестве упоров, ограничивающих поворот одной из створок 2. Центры боковых поверхностей 3 и 4 шаровых слоев корпуса 1 и створок 2 находятся на центральной оси протеза клапана, при этом радиус поверхности 3 корпуса 1 больше радиуса поверхности 4 створки 2 на величину зазора между ними, гарантирующего надёжную работу протеза сердца.

Обращенные к прямому потоку поверхность 8 и к обратному потоку поверхность 6 створок могут иметь любую наиболее приемлемую форму, например, цилиндрическую, эллиптическую и так далее. Наиболее предпочтительно выполнение наружной поверхности 9 (рис. 3.47) кулачков 5 сферической, совпадающей с боковой поверхностью 4 створок 2, так как это увеличивает поверхность контакта корпуса 1 и створок 2.

При работе ИКС створки 2 вращаются вокруг центральной оси протеза. Преимущественно поверхности вращения и плавные переходы существенно улучшают омывание створок и корпуса протеза, тем самым снижая тромбообразование. Кроме того, упрощается технология их изготовления.

Предложенный ИКС имеет такие преимущества как распределенный по всей длине окружности внутренней поверхности корпуса характер износа, обладает повышенной надёжностью в работе за счёт увеличения площади контакта взаимодействующих поверхностей корпуса и створок и тем самым уменьшения их износа и снижения локальных напряжений материала, вызывающих разрушение протеза. Кроме того, протез более прост в изготовлении и контроле профиля взаимодействующих поверхностей, так как эти поверхности представляют собой поверхности вращения с центрами на центральной оси протеза.

3.2. Мембранные оксигенаторы

3.2.1 Вентиляция легких

Газообмен между вдыхаемым воздухом и кровью происходит в легких, а точнее в легочных альвеолах (в легких около 300 млн. альвеол общей площадью 70 м²). При этом газообмене кислород поступает в кровь и СО₂ (двуокись углерода, углекислый газ) переходит из крови в выдыхаемый воздух.

Наиважнейшие изменения состава воздуха наглядно видны из следующей табл. 3.4.

Табл. 3.4. Изменение состава воздуха при газообмене

	Вдыхаемый воздух	Выдыхаемый воздух	Разница
Кислород (O ₂)	20,8%	16,6%	-4,20%
Двуокись углерода (CO ₂)	0,03%	4,38%	+4,35%
Азот (N ₂)	79,2%	79,59%	+0,39%

Благодаря кровообращению осуществляется транспорт обоих газов к легким и другим органам.

Кровь, попадающая по большим полым венам в правое предсердие, качается правым желудочком в малый (лёгочный) круг кровообращения. При прохождении по легочным альвеолам эта кровь обогащается кислородом. Потом она попадает по легочным венам в левое предсердие и, наконец, в левый желудочек, откуда выталкивается в большой круг кровообращения.

Газообмен между двумя системами осуществляется за счет различного газового парциального давления во вдыхаемом воздухе и крови. Кислородное парциальное давление в альвеолах выше, чем в крови. И, наоборот, парциальное давление углекислого газа в крови выше, чем во вдыхаемом воздухе.

3.2.2. Механика дыхания

Воздух, благодаря расширению грудной клетки, засасывается в лёгкие и вследствие уменьшения полости грудной клетки выдавливается из них. Лёгкие, благодаря своей весьма эластичной консистенции, пассивно следуют за движением грудной клетки. При глубоком вдохе легочная полость расширяется во всех возможных направлениях. При спокойном дыхании у взрослых преобладают движения диафрагмы. Сильные движения грудной клетки возникают в случае кислородной недостаточности, при сильном напряжении или вследствие заболевания с целью увеличения объёма легких.

Схема дыхания представлена на рис. 3.48.

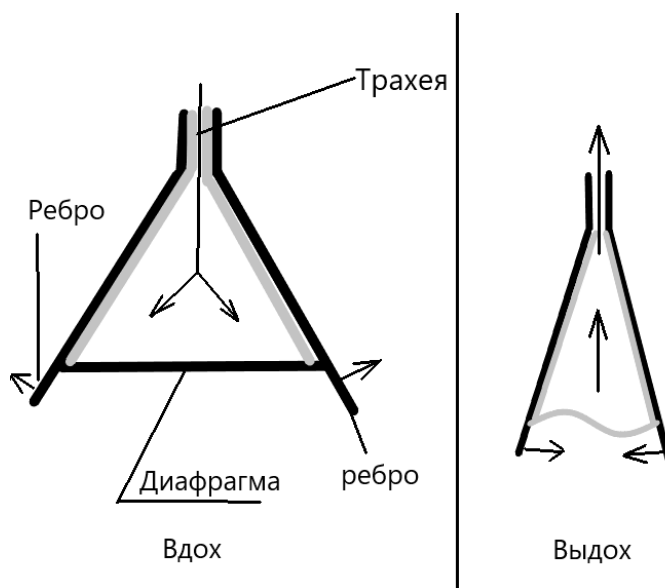


Рис. 3.48. Схема дыхания

Максимальная ёмкость легких для вдыхаемого воздуха у взрослого человека около 5000 см^3 (у спортсменов и певцов-профессионалов около 8000 см^3), при нормальном дыхании – около 3500 см^3 . Частота дыхания у человека – 14-16 вдохов/выдохов в минуту. Она изменяется с возрастом и ростом организма.

Выдыхаемый воздух горячее атмосферного (примерно 37°C). В странах с холодным и умеренным климатом он насыщен водяными парами.

3.2.3. Особенности конструкций мембранных оксигенаторов

При операциях на открытом сердце используют аппарат искусственного кровообращения, а в случае острой дыхательной недостаточности (ОДН) – аппараты «сердце-легкие» (АСЛ), в которых обеспечивается насыщение крови кислородом.

Единственно пригодными для длительного многосуточного искусственного кровообращения при интенсивном лечении острой дыхательной недостаточности являются мембранные оксигенаторы (МО). По сравнению с пузырьковыми и пленочными конструкциями, мембранные оксигенаторы продуцируют значительно меньше газовых эмболов (микропузырьков) и агрегатов форменных элементов крови, а также незначительно повреждают белки и липиды плазмы.

Внедрение МО в клиническую практику за рубежом произошло в 50-х годах и началось с тотальной замены функции газообмена легких при полном искусственном кровообращении в кардиохирургии. В последующие годы начались фундаментальные изыскания высокогазопроницаемых мембран и эффективных конструктивных решений МО.

Конструктивное совершенствование МО направлено в первую очередь на ликвидацию дополнительного сопротивления диффузии кислорода и углекислого газа вследствие прилегающего к мембране слоя клеточных элементов и плазмы крови.

Принцип работы МО представлен на рис. 3.49.

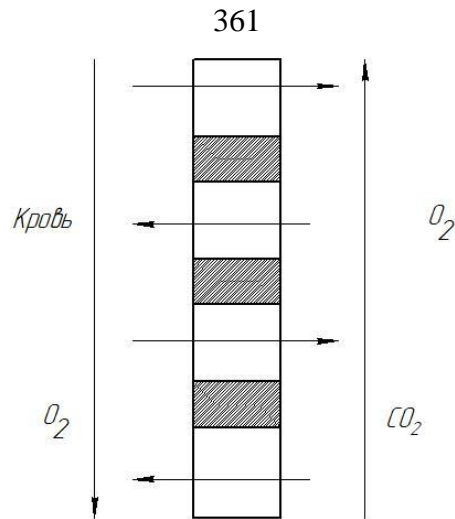
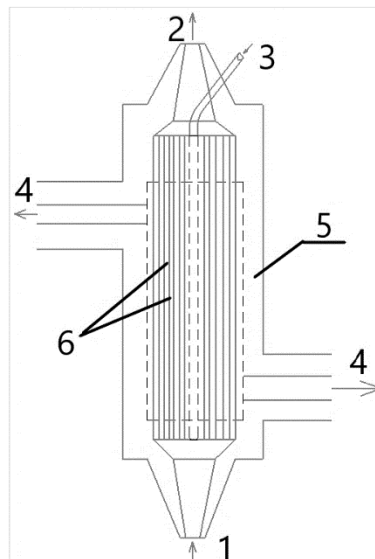


Рис. 3.49. Принцип работы МО. Газопроницаемая мембрана

Это достигается путем создания условий перемешивания слоев оксигенированной и неоксигенированной крови, а во вторую очередь – за счет применения МО в режиме гипербарии, в частности для вентилируемого газа.

Уменьшение толщины слоя крови на поверхности газопроницаемой мембраны, значительно увеличивающее транспорт кислорода, реализовано в МО в виде капиллярных силиконовых трубок. Тонкостенные трубки для крови собирают в отдельные секции и крепят в пластмассовых цилиндрах, продуваемых кислородом по принципу противотока (рис. 3.50.)

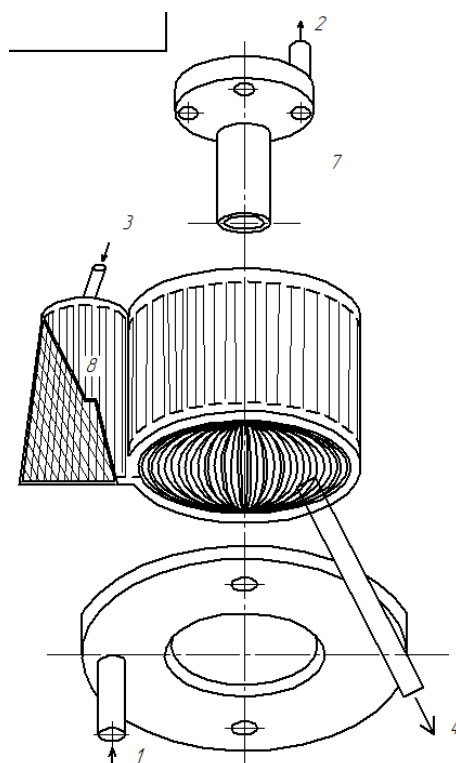


1 – вход крови; 2 – выход крови; 3 – вход газа; 4 – выход газа; 5 – корпус; 6 – капилляры; 7 – шпилька; 8 – рукав мембранный

Рис. 3.50. Мембранный капиллярный оксигенатор

Такая конструкция обеспечивает распределение ненасыщенной кислородом массы крови на множество объёмов и создает большую оксигенирующую поверхность.

Лимитирующим фактором в уменьшении толщины пленки крови является увеличение гидравлического сопротивления МО. Для решения этой проблемы в другой конструкции была использована двухслойная мембрана в виде полосы с сеткой-сепаратором в камере газа. Свернутый спирально рукав из такой мембраны герметично заключен с двух сторон в пластиковые обкладки и образует, таким образом, две полости: одну - для газа, вторую - для крови (рис. 3.51).



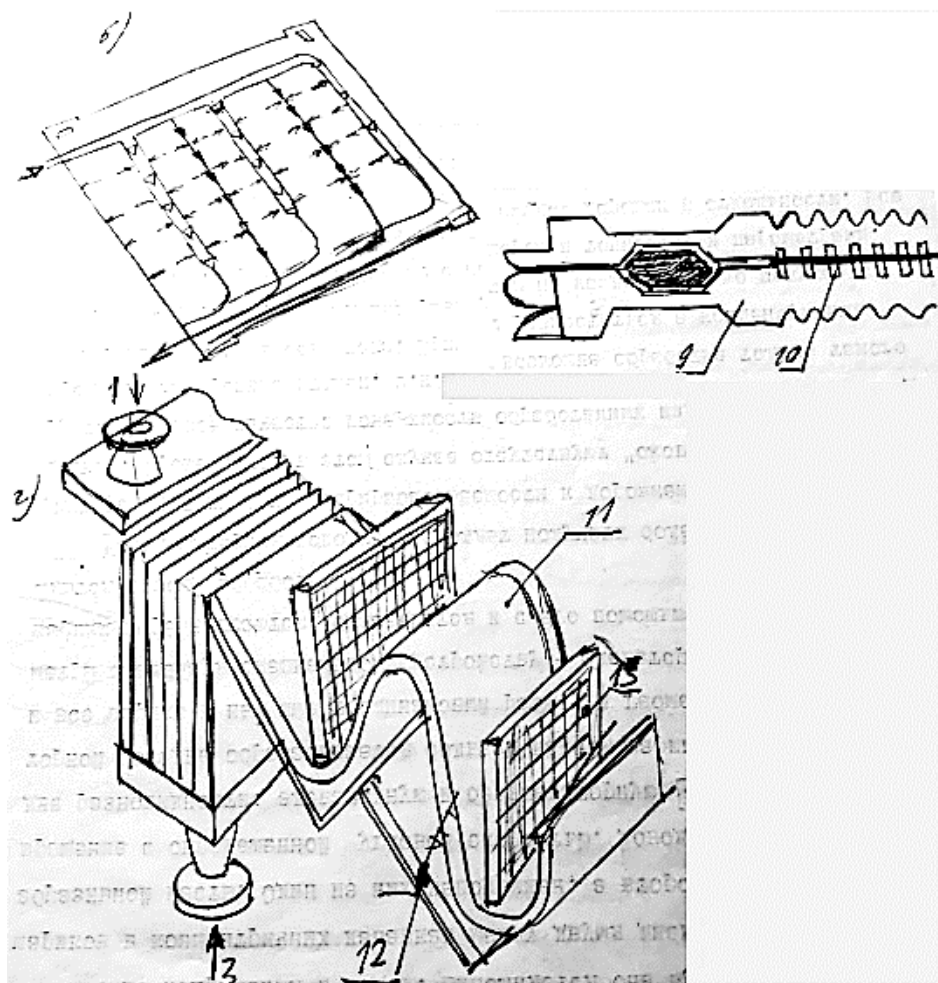
1 – вход крови; 2 – выход крови; 3 – вход газа; 4 – выход газа; 5 – корпус; 6 – капилляры; 7 – шпулька; 8 – рукав мембранный

Рис. 3.51. Мембранный оксигенатор типа «Колобов»

При относительно толстом слое крови эффективный транспорт кислорода и углекислого газа обусловлен двумя поверхностями газообмена, а увеличение площади оксигенации достигается спиральным наматыванием мембранного трехслойного рукава на поликарбонатную шпульку.

Эффективны и другие варианты, но в меньшей степени (рис. 3.52).

В МО «Травенол» мембрана складывается гармошкой (рис. 3.52, з).



в – Ландэ-Эдвардс; з – «Травенол»

1 - вход кров; 3 – вход газа; 9 – подложка; 10 – камера газа; 11 – мембрана; 12 – экран;
13 – сетка

Рис. 3.52. Типы мембранных оксигенаторов

Увеличение производительности при конвективном перемешивании слоев крови и создание так называемых вторичных потоков на поверхности мембраны определило принципиально новый подход к конструктивному решению МО. Перемешивание крови может быть достигнуто тремя основными путями:

- механическим движением самого оксигенатора – вращением, вибрацией, осцилляцией, качением.
- созданием пульсирующего кровотока насосом, либо активно пульсирующими мембранами.

- изменение геометрической конфигурации мембран и камеры крови МО.

Первые два пути являются высокоэффективными, но технически сложными вследствие использования движущихся элементов.

Для характеристики и оценки МО используют комплекс функциональных и эксплуатационно-технических показателей:

- номинальный кровоток (производительность по крови) – поток крови через МО, при котором венозная кровь артериализируется до 95%;
- номинальный транспорт кислорода (производительность по кислороду) – перенос кислорода в кровь при номинальном кровотоке и номинальной скорости вентиляции МО;
- номинальная скорость вентиляции – скорость вентиляции МО кислородом, повышение которой не сопровождается увеличением переноса углекислого газа из венозной крови.

Значения указанных номинальных характеристик могут быть приведены как для МО в целом, так и в виде удельных значений на 1 м^2 поверхности мембраны;

- объем первичного заполнения;
- площадь поверхности мембраны;
- изменение объема камеры крови при изменении перепада давления в среде кровь-газ;
- сопротивление вентилирующему газовому потоку;
- сопротивление кровотоку;
- максимально допустимое давление в камере крови (давление проникновения крови в газовую камеру);
- максимально допустимое превышение давления газа над кровью (давление проникновения газа в кровь в виде пузырьков);
- перенос (диффузия) воды плазмы в газовую камеру.

Функциональные и эксплуатационные показатели МО весьма различны и зависят от конструктивных особенностей. На практике рационально использовать критерий эффективности, рассчитываемый по формуле:

$$K_{\text{эф МО}} = \frac{\text{Транспорт } O_2}{\text{Объем заполнения}} \cdot 100$$

где $K_{\text{эф.МО}}$ – критерий эффективности мембранного оксигенатора.

Из отечественных мембранных оксигенаторов лучшими считаются МОСТ – 122 и МОСТ – 162.

Модель МОСТ – 122 рассчитана на номинальный поток крови 3,5 л/мин, МОСТ – 162 – 4,5 л/мин. При этом гемоглобин венозной крови насыщается кислородом с 65-70% до 96-98%, а давление CO_2 снижается с 6,67...8 до 4,67...5,33 кПа. Объем заполнения этого оксигенатора 0,35 л, площадь поверхности мембран 2,3 м², критерий эффективности – 50 (зарубежных МО: «Колобов» - 32, «Ландэ-Эдвардс» - 15).

В настоящее время отчетливо проявляется тенденция создания комбинированных мембранных оксигенаторов. Так, например, оксигенатор «Колобов» выпускается трёх видов со встроенным теплообменником.

Особый интерес представляют мембранные оксигенаторы, имеющие не только встроенный теплообменник, но и закрытый эластичный приемный резервуар для венозной крови, заключенный в жесткий корпус оксигенатора. Таковой является новая закрытая мембранная система «Harvey» (USA) и «Dideco» (Italy).

Создание мембранных оксигенаторов позволило значительно расширить область применения оксигенаторов:

- как самостоятельный метод – улучшение реологических характеристик крови, детоксикация, иммунокоррекция, активация фагоцитоза, неспецифическая стимуляция организма;
- в сочетании с другими методами – улучшение транспорта кислорода при гемосорбции, коррекция транспорта углекислого газа при гемодиализе, оксигенация эритроцитов и улучшение их реологических свойств (регуляция агрегатного состояния крови);

- регионарная малопоточная мембранная оксигенация (ММО) – перфузия лёгких при ОДН, перфузия печени при острой печеночной недостаточности, перфузия коронарного синуса при инфаркте миокарда, перфузия конечности при ишемических состояниях и т.п.;
- для обеспечения жизнедеятельности изолированных органов и частей тела - донорского тела, поджелудочной железы и др. при трансплантации, конечности – при реимплантации, селезенки – при выделении биологически активных веществ и др.;
- в педиатрии – реанимации новорожденных в системах «искусственная плацента»;
- ММО переливаемой и донорской крови, в том числе в сочетании с физическими методами воздействия (например, гемосорбцией, УФ- облучением и пр.) и т.д.

Для удовлетворения экспериментальных и клинических потребностей разработаны новые модели малопоточных мембранных оксигенаторов в сочетании с теплообменником МОСТ – 1801 и МОСТ – 1903. В их конструкции использованы унифицированные мембранные элементы, применяющиеся в МО типа МОСТ, предназначенных для полного искусственного кровообращения.

3.3. Экстракорпоральная «вспомогательная печень»

3.3.1. Печень и ее функции

Печень – очень сложная железа. У взрослых она весит $\approx 1,5$ кг. Расположена в правой верхней части живота и заходит своей левой долей далеко в левую половину тела. Своей верхней поверхностью она прилегает к диафрагме. Нижняя поверхность обращена к внутренностям брюшной полости.

На нижней стороне печени открываются ворота, куда входят ветви собственной печёночной артерии, и воротная вена, а также нервы автономной нервной системы. С другой стороны, из неё выходят желчные проходы и лимфатические сосуды.

Кровоснабжение печени имеет особое значение:

Большая часть крови поступает по воротной вене, называемой также артерией, которая подает венозную кровь в печень от внутренностей брюшины. С этой венозной кровью в печень поступают простейший сахар и аминокислоты, которые при пищеварении всасываются из кишечника в кровь. Незначительное количество крови поступает в печень из собственной печёночной артерии. Кровь этой артерии богата кислородом. Оба потока крови попадают в капилляры печени и покидают печень по отводящим печёночным венам, которые сливаются в нижнюю полую вену.

Эта сосудистая система (система воротной вены) имеет ту особенность, что в печени включается вторая область капилляров. Благодаря этому печень в состоянии выполнять свои функции – как орган обмена веществ и как орган, обезвреживающих яды.

Как из правой, так и с левой доли печени выходит большой желчевыносящий проток. Оба протока объединяются в общий желчный проток, сбоку которого располагается желчный пузырь, служащий в качестве резервуара желчи. Желчный проток, соединяясь с протоком поджелудочной железы, впадает в двенадцатиперстную кишку.

Функции печени:

- функция железы:
 - печень в течение суток вырабатывает около 1 л желчи;
 - желчь обычно выделяется ночью;
- функция обмена веществ – печень играет важнейшую роль в обмене углеводов и белков;
 - функция по крови и кровообращению:
 - печень служит в качестве резервуара крови;
 - кроветворения;
 - разложения крови;
 - накопления железа;
 - свёртывания крови.

Кроме того, печень участвует в образовании клеток защитной системы организма.

3.3.2. Особенности аппаратов экстракорпоральной «вспомогательной печени»

Осложнения заболеваний печени, особенно острая печёночная недостаточность (ОПН), являются причиной высокой летальности (до 82 %). За последние годы наметилась тенденция к росту числа заболеваний печени: например, острый вирусный гепатит поражает ежегодно не менее 1 млн. работоспособных людей.

Все перфузионные методы лечения ОПН можно классифицировать в зависимости от наличия или отсутствия прямого контакта крови или её компонентов с сорбентом или биологически активным агентом:

- контактные:
 - гемосорбция,
 - плазмасорбция,
 - лимфосорбция,
 - экстракорпоральное подключение изолированной печени,
 - экстракорпоральная перфузия через донорские изолированные гепатоциты.
- неконтактные:
 - обменное переливания крови,
 - перекрёстное кровообращения,
 - перфузионное замещение крови,
 - плазмаферез,
 - ультрафильтрация плазмы крови,
 - клеточный гемодиализ.

Обеспечить длительную поддержку пораженной печени способен метод, в некоторой степени замещающий её метаболические возможности вплоть до восстановления нормальной функции пораженной печени

Очевидно, что система, использующая только сорбенты, способна обеспечить лишь детоксицирующую функцию. Поэтому для длительного замещения основных утраченных функций пораженной печени стали использовать цельную печень или живую печёночную ткань, являющуюся биологически активным звеном экстракорпоральной перфузионной системы «вспомогательная печень».

Таким образом, печёночная ткань, её клетки или клеточные компоненты (гепатоциты), могут выполнять все печёночные функции в экстракорпоральных искусственных поддерживающих системах. Большинство исследователей считают, что наиболее эффективным должно быть применение в этих устройствах изолированных гепатоцитов.

Одной из трудных задач является получение этих самых изолированных живых гепатоцитов в количестве, достаточном для эффективного функционирования искусственного органа.

Известны четыре способа получения изолированных живых гепатоцитов: механический,

- ферментный,
- диссоциирующий,
- комбинированный.

Все современные способы получения изолированных гепатоцитов основаны на комбинированном ферментно-механическом варианте М. Берри и Т. Фрейнда. При этом способе оказалось возможным получить изолированные гепатоциты в количестве 50-60 % от массы цельной печени, причём выделенные гепатоциты функционально полноценны. При исследовании метаболических возможностей изолированных гепатоцитов установлено, что для жизнеобеспечения эффективной функции гепатоцитов необходимо снабжать их кислородом и поддерживать температуру, равной 37° С, в среде

инкубации или перфузии. Таким способом удалось поддержать эффективное функционирование изолированных гепатоцитов в течение 8 часов в экстракорпоральных перфузионных системах при ОПН (острой печёночной недостаточности).

Весьма важной проблемой при создании таких перфузионных систем оказалось удержание изолированных гепатоцитов в экстракорпоральном контуре, для чего были разработаны различные устройства, конструкцию которых можно условно разделить на 3 группы:

- центрифужные устройства,
- устройства в виде мембран или мембранных фильтров,
- комбинированные устройства.

В двух вариантах устройств обеспечено надёжное удержание изолированных гепатоцитов в пределах экстракорпоральной системы без ущерба для их эффективной функции и полного массообмена с плазмой больного.

В первом варианте, получившем наибольшее распространение, изолированные гепатоциты помещали в колоколообразный ротор фракционатора РК-0,5. Удержание изолированных гепатоцитов в таком роторе происходит за счёт центробежной силы, возникающей при вращении центрифуги. Распределение гепатоцитов в роторе проточного фракционатора схематически представлено на рис. 3.53.

Анализ структуры гепатоцитов показал относительную сохранность всех жизненно важных органелл их. Вместе с тем, видимо за счет центробежной силы, отмечено уплотнение их цитоплазмы.

Имеющиеся обычно в гепатоцитах вакуоли значительно уменьшены в размерах и количестве.

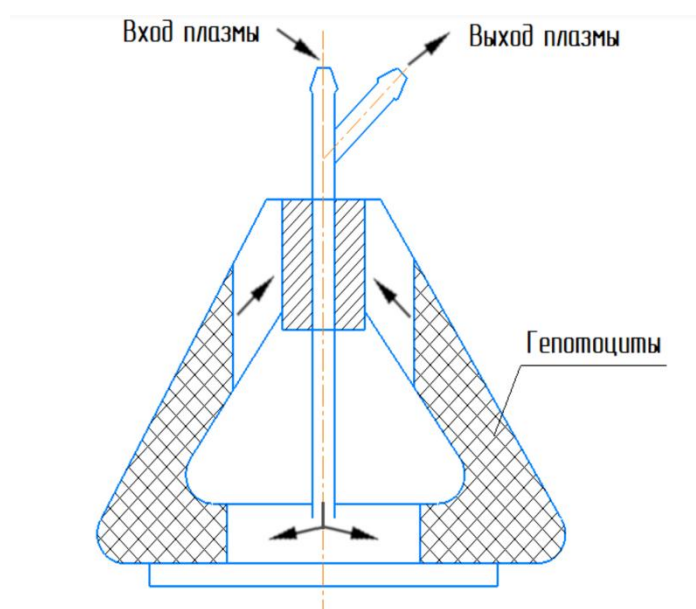


Рис. 3.53. Схематическое изображение ротора фракционатора РК-0,5 (ФК-3,5), заполненного изолированными гепатоцитами

Ультраструктурный анализ показал, что изолированные гепатоциты, находящиеся в центре ротора, по своему строению практически не отличаются от изолированных гепатоцитов, только что выделенных из печени.

Во втором варианте удержание изолированных гепатоцитов осуществляется в оригинальном массообменном устройстве в полупроницаемых капсулах емкостью 10 мл каждая с их термостатированием на уровне $37\text{ }^{\circ}\text{C}$ (рис. 3.54).

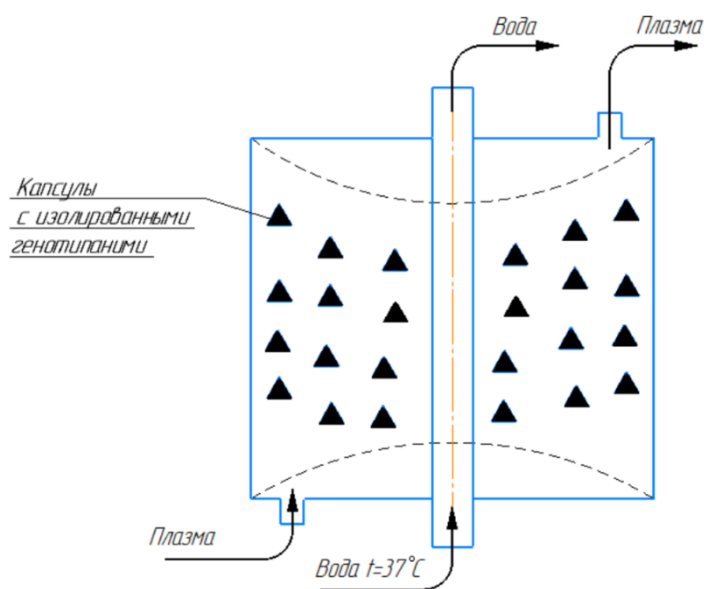
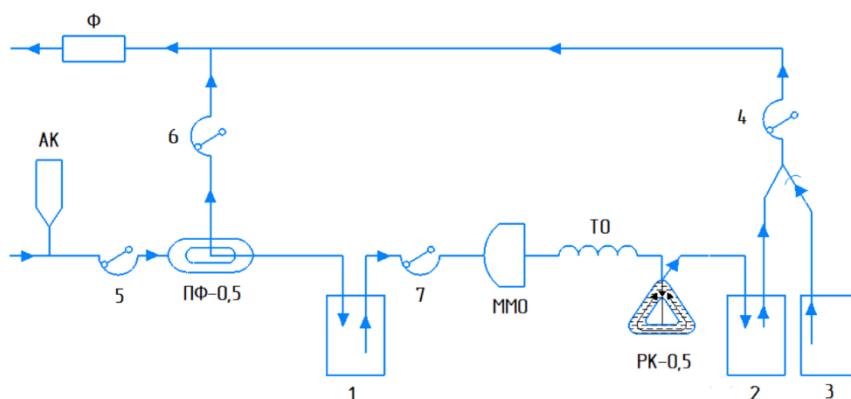


Рис. 3.54. Массообменное устройство с подогревом плазмы

Полимерный материал для таких капсул, имеющих поры в 3...4 мкм, позволяет плазме свободно проникать внутрь капсул и контактировать непосредственно с гепатоцитами, надежно удерживающимися внутри капсул.

Используя изолированные гепатоциты, разработаны различные варианты перфузионного аппарата, названного «вспомогательные печень» (АВП).

Первый вариант АВП состоит из последовательно соединённых магистралями проточного фракционатора крови ПФ-0,5, малопоточного мембранного оксигенатора-теплообменника МОСТ и центрифужного блока фракционатора крови РК-0,5, в колоколообразный ротор которого загружают до 350 мл плотной взвеси изолированных ксеногепатоцитов (рис. 3.55).



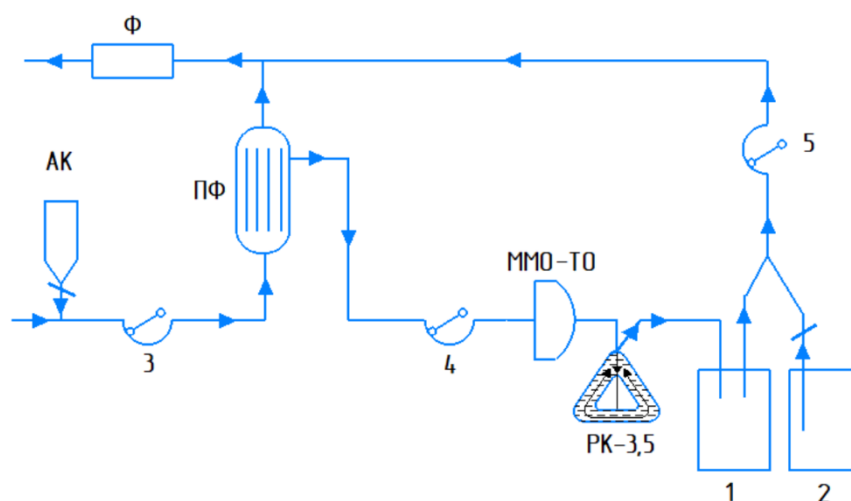
АК-раствор антикоагулянта; ПФ-0,5 – проточный фракционатор крови; ММО – малопоточный мембранный оксигенатор; ТО – теплообменник; РК-0,5 – разделитель крови; Ф – фильтр; 1 и 2 резервуары-серворегуляторы объема; 3 – резервуар с плазмозаменяющим раствором; 4, 5, 6, 7 – насосы

Рис. 3.55. Аппарат «вспомогательная» печень (Комплект 1)

АВП соединяют с катетеризированными подключичными венами. Ротор ПФ-0,5 разделяет цельную кровь на плазму и клеточную фракцию. Последняя через короткую магистраль возвращается в организм, а плазма поступает в оксигенатор-теплообменник, где насыщается кислородом и согревается до 37°C, а затем – в колоколообразный ротор РК-0,5, где плазма контактирует непосредственно с изолированными гепатоцитами, надёжно удерживаемыми центробежной силой при скорости вращения ротора ≈ 800 об/мин. После контакта с гепатоцитами плазма соединяется с клеточной фракцией крови и возвращается в организм.

На короткий период разделения первой порции крови в организм поступает перфузат из резервуара, встроенного параллельно с серворегулятором объема. Первичный объем заполнения всей системы первого варианта, включая гепатоциты, составляет 500 – 550 мл. Скорость перфузии через АВП для крови 30 – 40 мл/мин, для плазмы – 15 – 20 мл/мин.

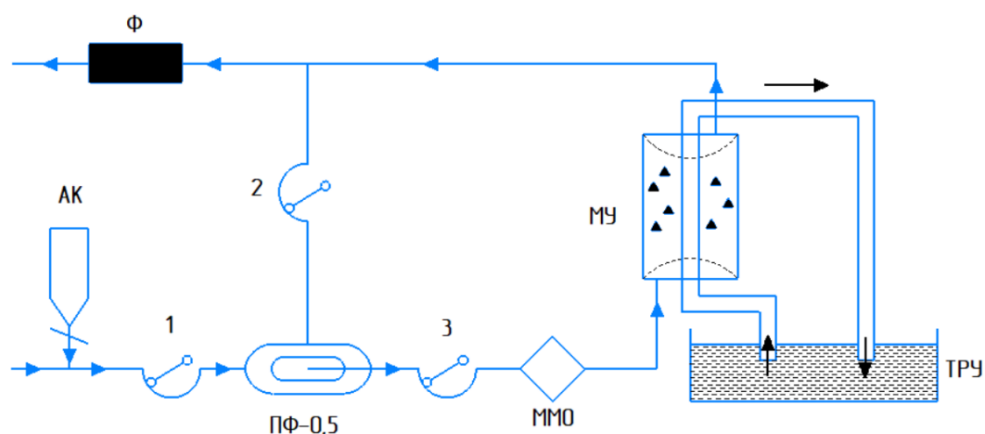
Второй вариант АВП объединяет в перфузионной системе мембранные и центрифужные устройства. В качестве первичного сепаратора крови использовался фильтр для мембранного плазмафереза «Гамбро» (Швеция), а для удержания гепатоцитов – фракционер модели ФК-3,5 или РК-0,5 (рис. 3.56). Преимущество этого варианта заключается в меньшем первичном объеме заполнения – около 350 мл и в использовании трёх насосов вместо четырёх как в первом варианте. При этом скорость перфузии крови составляла 40 мл/мин, а плазмы – 10 – 12 мл/мин.



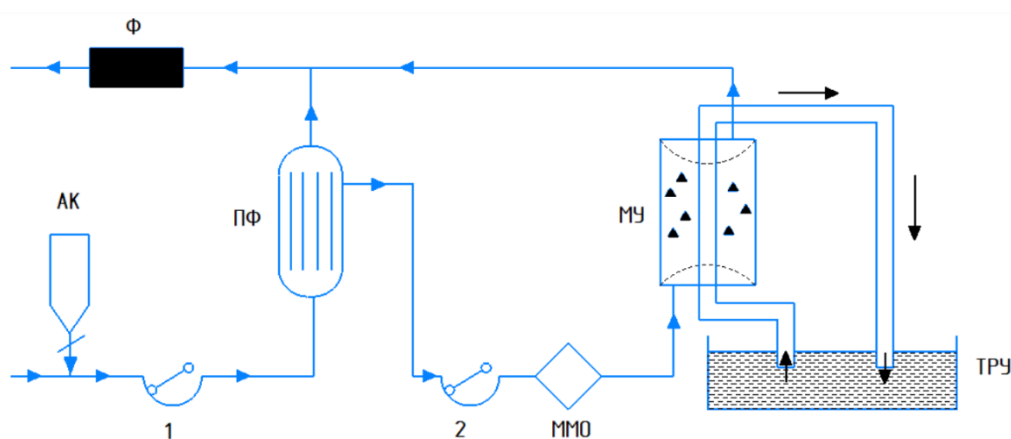
АК-раствор антикоагулянты; ПФ – плазмофильтр «Гамбро»; ММО - ТО – малопоточный мембранный оксигенатор-теплообменник; ФК-3,5 – фракционер крови; ТО – теплообменник; 1 и 2 резервуары-серворегуляторы объема; 3, 4, 5 – насосы; Ф – фильтр

Рис. 3.56. Аппарат «вспомогательная» печень (Комплект 2)

В третьем и четвертом вариантах АВП использованы комбинации проточного фракционера ПФ-0,5 или плазмофильтра с оригинальным массообменным устройством (рис. 3.57 и 3.58).



АК – раствор антикоагулянта; ПФ-0,5 – проточный фракционер крови; ММО – малопоточный мембранный оксигенатор; МУ – массообменное устройство; ТРУ – терморегулирующее устройство; Ф – фильтр
Рис. 3.57. Аппарат «вспомогательная» печень (Комплект 3)



АК – раствор антикоагулянта; ПФ – плазмочеленитель «Гамбро»; ММО – малопоточный мембранный оксигенатор; МУ – массообменное устройство; ТРУ – терморегулирующее устройство; Ф – фильтр; 1, 2 – насосы
Рис. 3.58. Аппарат «вспомогательная» печень (Комплект 4)

Предварительная оксигенация плазмы в мембранном оксигенаторе – теплообменнике МОСТ активно распространяется и на гепатоциты в капсулах массообменного устройства. Эти варианты АВП имеют наименьший первичный объем заполнения – до 200 мл, что позволяет использовать их при лечении детей (в педиатрии).

Применение АВП позволяет получить положительный эффект при лечении острой и хронической печёночной недостаточности. Преимуществами разработанных систем экстракорпоральной «вспомогательной печени» (варианты 1, 2, 3 и 4) является следующее:

- использование фракционированной плазмы позволяет избежать травмы форменных элементов крови в ходе перфузии;
- непосредственный контакт плазмы крови с изолированными гепатоцитами значительно увеличивает массообмен и соответственно эффективность работы всей системы;
- разработаны два варианта надёжного удержания изолированных гепатоцитов в экстракорпоральной перфузионной системе:
 - путём помещения их в полупроницаемые капсулы в массообменное устройство;
 - путём помещения гепатоцитов в колоколообразный ротор фракционатора РК-0,5 или ФК-3,5;
- надёжное удержание изолированных гепатоцитов в экстракорпоральной контуре за счёт созданных устройств, без ущерба для их функционирования и морфологического состояния;
- небольшой первичный объем заполнения и низкие скорости циркуляции делают перфузию надёжной и безопасной;
- вариант системы с малым объемом заполнения позволяет использовать её в детской клинической практике.

3.3.3. Установка для экстракорпорального очищения крови «Биоискусственная печень»

Исследования и проектно-конструкторские работы, проводимые Миасским заводом медицинского оборудования совместно с лабораторией «Искусственные органы и клетки» ЮУНЦ РАМН и Центром Клеточных Технологий позволили разработать новый экстракорпоральный метод детоксикации и нормализации обменных процессов с использованием обменного устройства для аппарата экстракорпорального очищения крови «Биоискусственная печень». Модельные эксперименты и исследования на животных продемонстрировали высокую эффективность метода,

проявляющуюся в способности препарата, полученного из печени свиней (биодиализата), активизировать детоксикационные процессы, снизить интенсивность патологических процессов и нормализовать содержание различных компонентов крови. Кроме того, в процессе контакта с кровью (через полупроницаемую мембрану) из препарата печени в кровь путем обычной диффузии поступают необходимые для жизнедеятельности вещества: аминокислоты, витамины, глюкоза, энергетические субстраты и др. Это свидетельствует о том, что в предлагаемом методе заложена не только потенциальная возможность осуществления процессов детоксикации, но и проведения заместительной терапии по типу трансфузионного лечения.

Этот аппарат, работает по схеме №4 с небольшим усовершенствованием (аппараты экстракорпоральная «вспомогательная печень»).

По сравнению с разработанными до сих пор аппаратами предлагаемая система имеет следующие преимущества и особенности:

- система позволяет осуществлять замещение не только детоксицирующей, но и метаболической функции печени;
- система обеспечивает быстрое выполнение операций, что позволяет использовать ее при массовых поражениях, стихийных бедствиях, террористических актах и пр.;
- система является программно-управляемой и, основываясь на разрабатываемых в проекте алгоритмах, дает возможность гибко менять режим операции в соответствии с решаемой задачей.

Технические решения макетного образца аппарата, выполненного на основе гемодиализного аппарата, содержат несколько принципиальных отличий от традиционного гемодиализного:

- гидравлическая система, в которой происходит перемещение биодиализата, минимизирована по объему и является разомкнутой, развязанной на атмосферу в емкости для хранения биодиализата;
- процесс термостабилизации не связан с расходом биодиализата.

Эти технические решения обеспечивают:

- широкий диапазон объемов применяемого биодиализата, минимальное количество которого составляет 1000 мл;
- широкий диапазон расходов биодиализата, что позволяет оптимизировать режим очищения организма пациента;
- возможность сочетания воздействия биодиализата со всеми известными видами гемодиализа, ультрафильтрации, гемофильтрации и гемосорбции.

Созданное в среде MS DOS программное обеспечение в ходе изготовления макетного образца аппарата было отработано и отлажено на специализированном рабочем месте. Контрольно- измерительные приборы и ПЭВМ в составе специализированного рабочего места при изготовлении макетного образца аппарата обеспечили:

- написание и редактирование алгоритма функционирования аппарата.
- занесение запрограммированного алгоритма в постоянное запоминающее устройство микропроцессоров.
- тестирование и отладку электроэлементов и микропроцессорного блока управления.
- стендовую отработку функционирования аппарата.

После отладки программное обеспечение было установлено в систему управления аппарата, центром которой является промышленный компьютер с сенсорным экраном. Использование совмещенного дисплея и клавиатуры упростило управление аппаратом и позволило сконцентрировать внимание оператора на целостном отображении множества параметров, характеризующих режим. Кроме того, по конструктивным и экономическим соображениям было более оправданным применение графического дисплея (дисплеи отечественных гемодиализных аппаратов обычно выполняются цифровыми или буквенно-цифровыми и поэтому существенно уступают графическому дисплею по универсальности функциональных возможностей,

объему визуализируемой информации, наглядности ее представления и удобству считывания).

Специальные исследования продемонстрировали возможность использования аппарата альбуминового диализа и проведения операций плазмафереза, что существенно увеличивает его потенциальную терапевтическую эффективность. Если проанализировать выпускаемые в настоящее время аппараты для экстракорпорального очищения крови, то по назначению и функциональным возможностям ближайшим аналогом аппарата «Биоискусственная печень» является аппарат «Mars» немецкой фирмы Teraklin AG. Особо необходимо отметить то, что аппарат «Mars» не является автономным устройством, он может работать только совместно с гемодиализным аппаратом и то далеко не с каждым. Аппарат «Биоискусственная печень» напротив является полностью автономным устройством. Аппарат «Mars» может работать только со своим комплектом расходных материалов, причем очень дорогим. На сегодняшний день в аппарате «Биоискусственная печень» реализованы три различных вида терапий, а в аппарате «Mars» только один. При этом наличие в аппарате «Биоискусственная печень» достаточного набора датчиков, исполнительных устройств (насосов, клапана, нагревателя и т.д.) и мощного панельного компьютера позволяет легко увеличить число проводимых на аппарате видов терапий. Изменив только программное обеспечение панельного компьютера на аппарате «Биоискусственная печень» можно будет проводить гемосорбцию и плазмаферез.

Макетный образец аппарата по удобству обслуживания и эргономике вообще соответствует современным требованиям к гемодиализным аппаратам. Функционирование макетного образца при проведении экспериментальных исследований признано удовлетворительным. Макетный образец аппарата в целом соответствует поставленной задаче.

На данный момент конструкторская документация на опытный образец аппарата выпущена, комплектование материалами и покупными изделиями завершено.

Проведение НИР и ОКР, а также подготовка КТД продемонстрировали возможность сборки таких аппаратов и производство препарата на предприятиях Челябинской области РФ. Потенциальная обеспеченность техническими ресурсами и животными тканями свидетельствует о достаточной наличности сырьевой базы в Российской Федерации.

Установка для экстракорпорального очищения крови «Биоискусственная печень» предназначена для лечения заболеваний, сопровождающихся тяжелым поражением печени с развитием печеночной недостаточности (последствия гепатитов, циррозов и др.), острых отравлений и эндогенных интоксикаций различной природы, поддержки больных, находящихся на листе ожидания до трансплантации печени и после проведения трансплантации. Может использоваться в гепатологических и токсикологических центрах, отделениях хирургии и трансплантологии, реанимации, гравитационной хирургии и др.

3.3.4. Гемосорбция

Для гемосорбции используются активированные угли марок ИГИ, АДБ, ГСУ, СНК. Выполняется в условиях операционной. Длительность сеанса 1,5-2 часа, скорость перфузии крови через колонку с адсорбента – 100 мл/мин. Интервал между сеансами 7 суток и более.

Гемосорбция является частным случаем изучения и применения искусственных органов, поэтому на неё распространяется все существующие законы, а, следовательно, и результирующие эффекты, связанные с циркуляцией крови вне организма и её контактом с чужеродной поверхностью биоматериалов и массообменников. Отсюда следует, что выход (эксфузия) крови из сосудистого русла, её циркуляция по кровопроводящим магистралям из искусственных материалов (или экспозиции в любой ёмкости), манипуляции с кровью с помощью различных массообменников – всегда приводит к изменениям биофизических свойств крови, перераспределительной реакции её ферментных элементов, изменению иммунохимических свойства белков, нарушение сложившегося белково-белково взаимодействия, частичный травме

ферментных элементов крови, изменению зарядов высокомолекулярных молекул и ферментных элементов, а также к другим элементным изменениям, в зависимости от степени повреждающего и раздражающего действия поверхностей (их биосовместимости), с которыми соприкасаются кровь и все её компоненты, от скорости перфузии крови, времени перфузии (или экспозиции), температуры окружающего воздуха (степени охлаждения крови), агрессивности материалов, с которыми соприкасаются кровь (поступлению в кровоток инородных, иногда токсичных и вредных веществ).

Поэтому сразу после гемосорбции под влиянием нейровегетативных эндокринно – гуморальных механизмов в организме развивается системные ответные реакции, характеризующие появлением иммунологических, биофизических, ферментативных, функциональных и других изменений, отмечаемых во всех жидких средах, тканях и происходящих на различных уровнях функционально-структурной системы гомеостаза. В результате этих системных реакций могут измениться реактивность организма с повышением его резистентности к действию раздражителя или даже другим патогенным факторам с созданием благоприятных условий для нормализации различных изменённых констант, а также в аспекте восстановления имевшихся ранее нарушение гомеостаза.

Гемосорбция оказывает на кровь следующие действия:

- очищающая (детоксикация);
- очищение крови от микросгустков, вирусов, бактерий;
- улучшение микроциркуляции, тканевого кровотока, реологических свойств крови;
- улучшения бактерицидных свойств крови и т.д. и т.п.

Портативный аппарат «ГЕМОС-ГС» для гемосорбции.

Аппарат поставляется в упаковке типа «Дипломат». Упаковка содержит комплект принадлежностей, необходимых врачу для проведения процедур.

Аппарат поставляется полностью готовым к непосредственному применению. Не требует монтажных, пусконаладочных работ и технического обслуживания.

Время разворачивания 5 мин.

В укладку входит один учебный нестерильный расходный одноразовый комплект для гемосорбции. При работе аппарата с пациентами используют стерильные расходные одноразовые комплекты для гемосорбции. Эти комплекты выпускаются серийно.

Табл. 3.5. Характеристики аппарата «ГЕМОС-ГС»

Аппарат «ГЕМОС-ГС»	пневмогидравлическая, электромеханическая и оптоэлектронная система адаптивного класса.
Назначение	удаление из крови сорбционным методом токсических продуктов экзогенного и эндогенного происхождения.
Область применения	ургентная, военно-полевая медицина, медицина катастроф: догоспитальный и госпитальный этапы. практическое здравоохранение: токсикология, реаниматология, хирургия, наркология, кардиология, эндокринология, аллергология, онкология, косметология, дерматология, акушерство и гинекология, психиатрия, педиатрия и др.
Условия применения	любые - стационарные, амбулаторные, полевые, помощь на дому.
Возраст пациентов	все возрастные группы, включая детей от 1 года.

Портативный аппарат «Гемос-ГС» (рис. 3.59) работает по щадящей и наиболее безопасной одноигольной схеме подключения единственной периферической вены. Возможно и двухигольное подключение.

Имеет замкнутый экстракорпоральный контур однократного применения, сохраняющий герметичность во время процедуры, что исключает возможность контаминации пациента и врача, адаптивно подстраивается к венозному кровотоку пациента, самостоятельно устанавливает оптимальные параметры, обеспечивающие качественное и безопасное ведение процедуры.

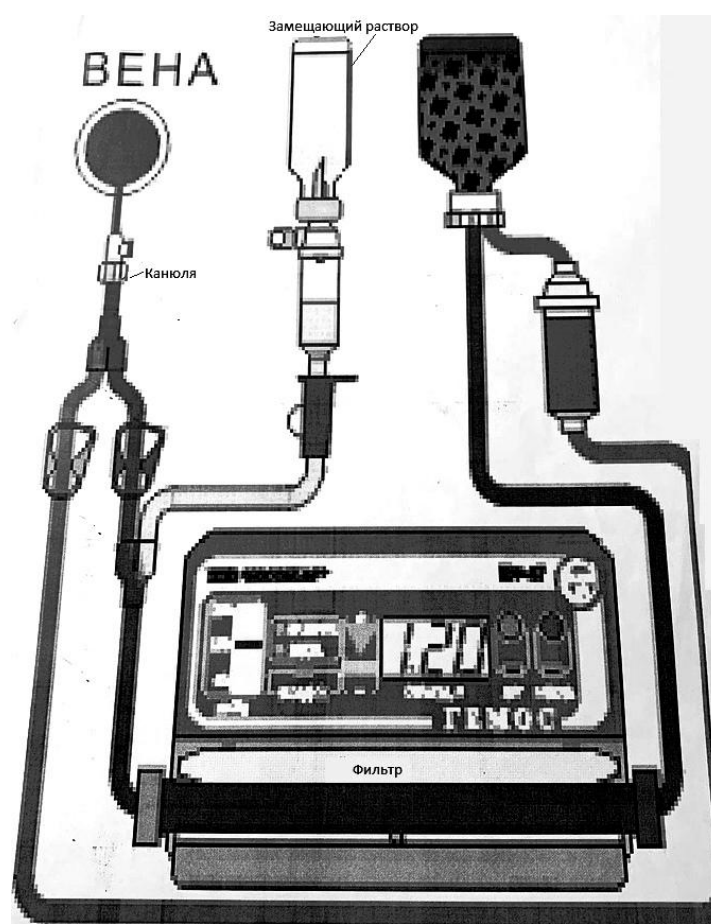


Рис. 3.59. Аппарат «ГЕМОС-ГС».

3.3.5. Плазмаферез

В основе плазмафереза лежит принцип выведения. Плазмаферез приводит к следующим изменениям гомеостаза. Из организма, из системы циркуляции крови элиминируется (выводится) значительная часть объема плазмы, содержащей высокомолекулярные белки, иммуноглобулины различных классов, ревматоидный фактор, иммунные комплексы, факторы свертывающей системы крови и т.п. Естественно, что даже временная разгрузка организма от множества веществ, участвующих в образовании порочного круга и поддерживающих хронический иммуно-воспалительный процесс, не говоря уже об истинных токсических продуктах обмена, дает возможность ликвидировать большую часть клинических признаков.

Элиминация (выведение) из крови вышеперечисленных веществ, в основном белков, и замещение выделенного объема плазмы свежемороженными компонентами донорской плазмы или препаратами

альбумина, приводит к значительному улучшению картины микроциркуляторного русла, снижению концентрации так называемых биохимических свидетелей и участников воспаления, ликвидации признаков васкулита, миозита и т.д.

Для плазмафереза используется сложная и дорогостоящая аппаратура на базе сепараторов для крови, специальных плазмофильтров, мониторов и т.п. В клинику внедрены различные модификации плазмафереза:

- каскадный плазмаферез;
- криофильтрация;
- плазмо- и цитосорбция;
- цитоферез и т.д.

При плазмаферезе в обязательном порядке производят центрифугирование крови в режиме 800 – 900 об/мин или до 2000 об/мин (мешотчатый криоплазмаферез) в течение 2 – 3 часов. За одну процедуру удаляют 500 – 2000 мл плазмы, которую замещают либо специальным раствором (плазмаферез с использованием сепараторов крови), либо замороженной плазмой больного, заготовленной ранее (мешотчатый криоплазмаферез), либо выделенную плазму, охлажденную до 4° С пропускают через 2..3 колонки с гемосорбентом, а затем нагревают до 37° С и возвращают больному (криоплазмсорбция).

Плазмаферез, как и другие методы экстракорпорального очищения крови, инициирует в организме целый ряд неспецифических реакций, возникающих в ответ на внеорганизменную циркуляцию крови. Роль этих реакций ещё полностью не определена, однако некоторым из них отведено свое законное место в интерпретации положительного эффекта плазмафереза.

Несомненным является и то, что в лечебном эффекте плазмафереза, как и в других экстракорпоральных методах очищения крови, играют роль так называемые интраоперационные, прямые и опосредованные факторы, которые нельзя не учитывать при оценке характера реакций, наступающих в ответ на процедуры: это сам факт изъятия (эксфузии) крови из сосудов, многоцелевое

действие гепарина, эффект гемодилюции, контакт плазменных и клеточных элементов с чужеродной поверхностью экстракорпорального контура, действие на кровь перепадов температуры, света, изменение характеристик заряда белков и форменных элементов крови и многие другие.

2.3.6. Аппарат для очищения крови «Биотех М»

Эфферентная терапия как метод известна с древности. Еще Гиппократ говорил: хороший врач должен знать, что ввести в организм, а что из него вывести. Бурное развитие эта терапия получила с начала XX века. Она основана на выведении (efferens - удаление) вредных и опасных веществ, накапливающихся в организме, в первую очередь в крови. Показаний к такой терапии множество - от тяжелого отравления грибами до прыщиков на коже, - всего более двухсот заболеваний. Одно из показаний имел в виду бывший врач-афганец. Бойцы, которые подрывались на минах-ловушках, большей частью гибли не от самого взрыва, а от заражения крови, то есть от сепсиса. Сепсис случается, например, у жертв землетрясений. Когда все разможено, начинается распад тканей, токсины идут в кровь. Печень и почки, которые должны были бы очищать кровь, не могут справиться с запредельной нагрузкой и блокируются. С помощью такого портативного аппарата, как «Гемос», можно было бы достаточно быстро провести детоксикацию, предотвратить сепсис и выиграть время для транспортировки раненых и оперативного вмешательства. Естественно, методы эфферентной терапии применяются не только в экстремальных условиях.

Любой организм очень болезненно относится к кровопотере, особенно большой. И есть две категории пациентов, к которым просто не подобраться с традиционными аппаратами, забирающими много крови. Это тяжелые реанимационные больные и грудные дети, у которых объем крови около пятисот миллилитров.

«Гемос» представляет собой пневмогидравлическую, электромеханическую и электронную портативную систему нового

адаптивного класса с одноразовыми стерильными расходными комплектами из медицинских полимеров и эластомеров. Основное ее назначение – микрофльтрация (плазмаферез) и сорбция (гемосорбция) компонентов крови с целью проведения эфферентной терапии и получения донорской плазмы.

Ядро аппарата размером чуть больше конфетной коробки выполняет функцию и сердца, и мышц. Но аппарат не только осуществляет механические и гидравлические функции, но и контролирует определенную скорость и давление в экстракорпоральном контуре - той самой искусственной венозно-клапанной системе. Контур замкнут и стерилен и контактирует с аппаратом только частью своей внешней поверхности.

Ввели иглу в вену и включаем аппарат, он начинает сжимать и разжимать эластичный элемент контура. При этом аппарат, как насос, подстраивается под венозный пульсирующий ток крови и в фазе диастолы (расслабления) отбирает из вены 10 мл крови и направляет в контур, общий объем которого равен 35 мл. При сжатии контура аппаратом первый клапан в нем закрывается и отсекает кровь от вены, и дальше она идет через исполнительный элемент - к примеру гемосорбент, а уже очищенная, в фазе систолы (сжатия), возвращается через ту же иглу в естественную кровеносную систему. Если проводится плазмаферез, к аппарату подсоединяется другая одноразовая система (рис. 3.60). В ней жидкая часть крови, плазма, в которой и концентрируются все вредные вещества, уходит через микрофильтр с отверстиями в полмикрона в небольшую емкость, а клетки крови, поскольку их размер составляет несколько микрон, проходят дальше по контуру в сгущенном виде. Чтобы кровь не тромбировалась в контуре, в нее добавляют из небольшой емкости антикоагулянт, а чтобы вернуть в организм необходимый объем жидкости, который был удален с загрязненной плазмой, в кровь, так же, как и в антикоагулянт, добавляют физраствор. В традиционных аппаратах кровь забирается из вены большими объемами и перекачивается к фильтру, гемосорбенту или центрифуге с помощью нескольких роликовых или пальчиковых насосов, которые могут травмировать клетки крови. Если аппарат двухигольный, то кровь возвращается в вену по второй игле. В «Гемосе» кровь возвращается в организм гораздо

быстрее: через 10-15 секунд, тогда как в традиционных аппаратах - через 10-15 минут. К тому же, как уже упоминалось, другие аппараты отбирают много крови - от 300 до 500 мл, - что безразлично для организма.

Ученые пытались объединить в одном контуре традиционные плазмофилтры и гемосорбционную колонку в аппарате «Биотех М» (рис. 3.60).

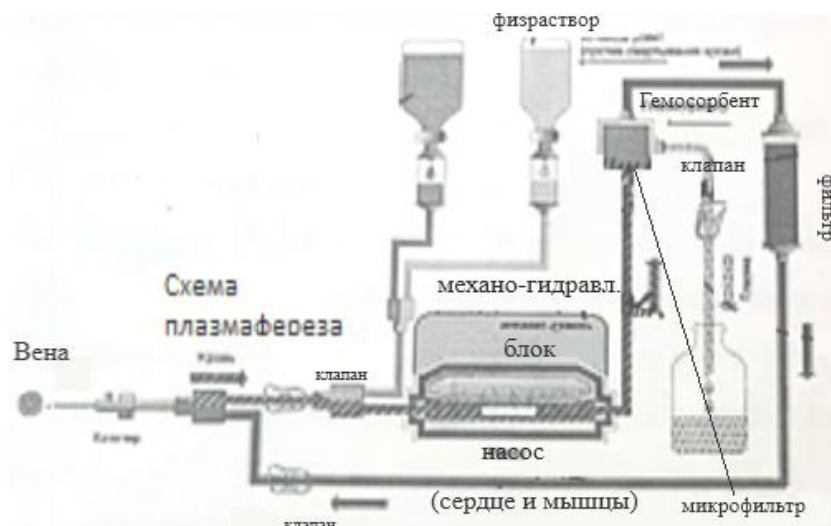


Рис. 3.60. Аппарат «Биотех М»

Результатами, правда, остались недовольны. Ухудшились параметры работы системы: из вены приходится забирать больше крови, чтобы определенные объемы «грязной» плазмы прошли через гемосорбент, к тому же замедляется время возврата очищенной крови в организм.

Сейчас «Гемосом» пользуются в 75 клиниках Москвы, отделениях переливания крови, в центрах МЧС, однако самое широкое применение он нашел все-таки в военной медицине.

3.4. Искусственная эндокринная поджелудочная железа

Поджелудочная железа располагается за желудком, почти поперёк к позвоночнику. Она производит за один день 0,5...1,5 л поджелудочной жидкости (панкреатического сока), которая по протоку поджелудочной железы попадает в двенадцатиперстную кишку.

По функциональным и конструктивным особенностям эти устройства можно разделить на следующие группы:

- стационарные аппараты типа «Биостатор», функционирующие по принципу обратной связи - непрерывное измерение сахара крови и ввод адекватного количества инсулина или глюкозы;
- паракорпоральные (носимые) и имплантируемые дозаторы инсулина, которые в настоящее время используются обычно без датчика глюкозы и представляющие собой многорежимный насос инсулина.

3.4.1. Стационарные аппараты с обратной связью

Аппарат «Биостатор» состоит из шести отдельных функциональных модулей (рис. 3.61):

- модуля для анализатора с датчиком глюкозы;
- модуля для отбора проб крови;
- модуля насоса анализатора;
- модуля инфузионного насоса;
- модуля компьютера;
- модуля печатающего устройства

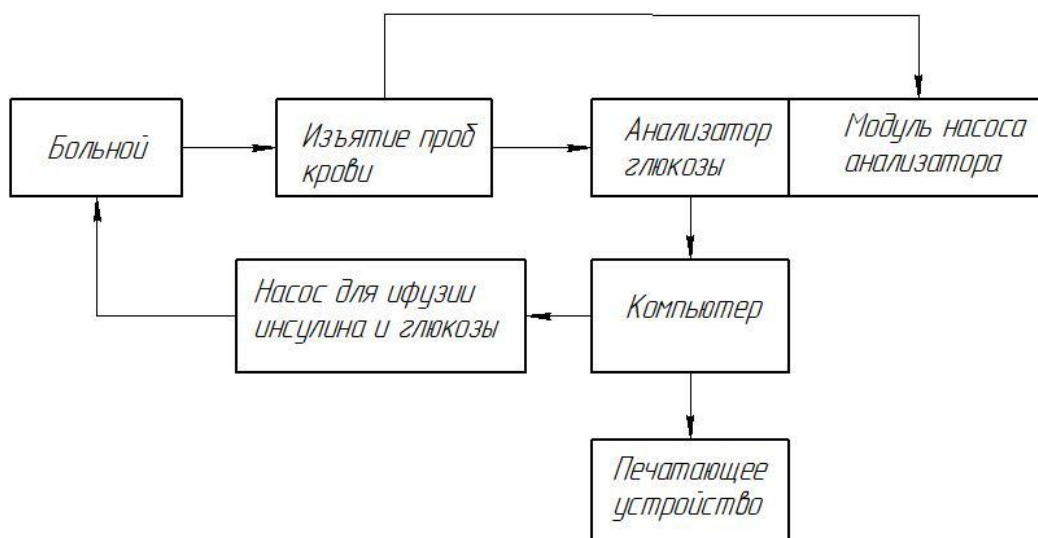


Рис. 3.61. Аппарат «Биостатор»

Кровь забирают из вены, разводят в большом количестве буферного раствора и она поступает на датчик глюкозы. На мембране датчика нанесён фермент - глюкозооксидаза. Глюкоза крови, взаимодействуя с кислородом в присутствии глюкозооксидазы, окисляется до глюконовой кислоты с образованием перекиси водорода. Датчик «Биостатора» измеряет фактически концентрацию перекиси водорода, которая пропорциональна концентрации глюкозы в крови. Измерения проводятся металлическими электродами, причём анодом служит платиновый электрод, а катодом - серебряный.

«Биостатор» через интерфейс соединён с персональным компьютером. На персональном компьютере реализовано несколько математических моделей системы регуляции сахара крови. Существующий пакет программ позволяет проводить фильтрацию сигнала и быструю идентификацию параметров моделей в режиме реального времени. Для этого был разработан достаточно общий метод идентификации, ориентированный на использование микро-ЭВМ в режиме реального времени.

Разработан специальный программируемый дозатор инсулина, управляемый от ЭВМ. Создана исследовательская автоматизированная система «Биостатор» - ЭВМ – дозатор, в которой «Биостатор» выполняет функцию датчика глюкозы (и только!), а управление введением инсулина через дозатор осуществляется персональной ЭВМ по другим алгоритмам.

3.4.2. Паракорпоральные (носимые) дозаторы инсулина

В настоящее время на мировом рынке представлено свыше 50 конструкций дозаторов инсулина. Самым простым по конструкции устройством является **фоновый дозатор**, обеспечивающий введение препарата с постоянной скоростью. Такие дозаторы могут быть чисто механическими или осмотическими устройствами без электроники.

Более сложным является **многорежимный дозатор**, имеющий кроме насосного устройства, электронную систему управления. Электроника обеспечивает введение препарата с несколькими постоянными скоростями и

одну или несколько импульсных скоростей. Многорежимные дозаторы часто называют программируемыми, имея в виду возможность задавать разные скорости введения в разное время и программировать тем самым кривую введения препарата во времени.

В настоящее время уже разработаны дозаторы, имеющие свою память в виде перепрограммируемого постоянного запоминающего устройства (ППЗУ). Такие дозаторы программируются в прямом смысле от специальных программаторов или ЭВМ. При этом кривая введения препарата формируется сначала в ЭВМ, а затем по линии связи передается в память дозатора.

Большинство выпускаемых сейчас паракорпоральных дозаторов – шприцевого типа. В дозаторе такого типа обычно используется шприц объемом 2...5 мл. Поршень шприца приводится в движение микродвигателем через ряд передаточных звеньев (редуктор). Они снабжены датчиком оборотов и системой контроля. Для повышения надёжности дозаторов в систему управления обычно вводится несколько систем защиты от неблагоприятных ситуаций. Дозаторы снабжаются акустическим и (или) световым сигнализатором тревоги, срабатывающим в случае:

- понижения напряжения источника питания ниже нормы;
- заклинивания двигателя или его безостановочной работы;
- повышения давления в тракте введения инсулина, которое может возникнуть при тромбировании или перегибе катетера;
- опорожнения резервуара с препаратом (например, шприца).

Все указанные системы контроля имеет, например, дозатор «Minimed Model-502» (США). Дозатор «Beta 1» (США) сигнализирует три стадии снижения напряжения питания. Дозатор «Microjet Bolus-2» (Италия) сигнализирует ситуацию, когда сила для проталкивания поршня шприца превышает 2,5 кг. Программируемые дозаторы содержат дополнительные системы контроля памяти. Так, дозатор «AS 6MP» (США) автоматически тестирует содержимое памяти и сигнализирует ошибки программирования:

слишком высокие или малые скорости введения, нефизические переменные параметры.

Дозаторы снабжаются различными индикаторами состояния системы управления, тракта введения инсулина и введённой дозы. Кроме шприцевых дозаторов, существуют **дозаторы с перистальтическим насосом**, например, «Promedos» (ФРГ), «Mark 1» (США).

В нашей стране – шприцевый дозатор инсулина «Электроника УВИ-01» и дозатор с плунжерным насосом «НДЛ-3».

Наиболее перспективными паракорпоральными дозаторами являются программируемые дозаторы, совмещенные со специальными калькуляторами для расчёта доз инсулина в соответствии с принимаемой пищей, а также дозаторы с телеметрической связью.

3.4.3. Имплантируемые дозаторы инсулина

Специфика использования имплантируемых дозаторов накладывает жёсткие ограничения на некоторые параметры их конструкций. Наиболее важной является надёжность дозаторов.

Из всех типов насосов наименьших затрат энергии требуют насосы типа «газовая пружина», в которых препарат выдавливается из резервуара сжатым газом или парами легкокипящей жидкости типа фреона. В этом случае энергия источника тратится только на работу клапанов и собственно схемы системы управления. Хотя большинство имплантируемых дозаторов, например, «Infusaid» (США), «ДФ-1» сделаны по принципу «газовая пружина», такой насос имеет принципиальный недостаток. Препарат в нём находится под избыточным давлением. В случае протечки клапанов инсулин может самопроизвольно попасть в организм. При использовании плунжерного или перистальтического насоса возникает другая проблема. Если в исходном состоянии инсулин в резервуаре находится при нормальном давлении, то по мере его расходования давление в резервуаре должно падать, так как корпус дозатора делается герметичным. Если не принимать какие-либо меры против

снижения давления в дозаторе, возникают погрешности в работе насоса или он вообще перестаёт работать.

В импортируемом дозаторе «Promedos» (ФРГ) использован перистальтический насос, а объем выходящего инсулина занимает газ из дополнительного резервуара, где он находится под избыточным давлением. Некоторые имплантируемые дозаторы используют и как паракорпоральные. При использовании фреоновых дозаторов надо иметь в виду, что точка кипения, а, следовательно, и давление пара существенно зависят от температуры. Если в организме дозатор находится при 37 °С, то снаружи тела температура может изменяться в широких пределах. Это может значительно влиять на дозу вводимого инсулина.

Дозатор «Promedos» имеет 12 фоновых и 12 болюсных скоростей, задаваемых извне. Правильность установки того или иного режима проверяют по сигналу обратной связи, который посылает дозатор.

Оригинальна конструкция дозатора «PIMS» (США) и система управления к нему. Применяя этот дозатор, врач контролирует его режимы на расстоянии – по телефону и телеметрическому каналам. В дозаторе используют фреон для обеспечения постоянного отрицательного давления внутри корпуса. Таким образом, вероятность неконтролируемой утечки инсулина в организм сведена к минимуму. Использование литий-тиониловой батареи хватает на 11 лет непрерывной работы. В дозаторе «Mark-1» (США) аналогичная батарея работает 5 лет.

В дозаторах используются различные источники питания: щелочные, марганцево-цинковые, ртутно-цинковые батареи, никель-кадмиевые и серебряно-цинковые аккумуляторы. Большой энергоемкостью обладают литиевые батареи. Практически все имплантируемые дозаторы выполнены в титановом корпусе и имеют узел для дозаправки резервуара. Заправка осуществляется обычным шприцом.

Все успехи в создании новых паракорпоральных и имплантируемых дозаторов, тесно связана с прогрессом в получении новых биологически совместимых материалов, высокостабильного инсулина, новой технологии

производства отдельных элементов насосов, дальнейшей миниатюризацией электроники, в частности, с развитием и внедрением в практику новых алгоритмов введения препаратов, математических моделей и компьютеров.

Разработка стационарной искусственной эндокринной поджелудочной железы и дозаторов инсулина явилась важным шагом в изучении сахарного диабета и улучшении методов его лечения.

3.4.4. Инсулиновые помпы

Инсулиновая помпа – медицинское устройство для автоматизированного введения инсулина при лечении сахарного диабета. Устройство включает в себя маленький насос с резервуаром для инсулина, канюлю для подкожного введения и систему трубок для соединения резервуара с канюлей (рис. 3.62).



Рис. 3.62. Первая автоматическая инсулиновая помпа

Компания Medtronic получила европейскую сертификацию и начала продажи в Европе первой полностью автоматизированной инсулиновой помпы

MiniMed Duo, совмещенной с датчиком глюкозы в крови. Этот гаджет также называют «искусственная поджелудочная железа», т.к. он самостоятельно непрерывно мониторит уровень глюкозы, и при необходимости вводит инсулин, так, что человек может забыть о своем диабете. По крайней мере, на 3 дня: через каждые 3 дня нужно менять датчик. Иголочка (канюля) вводится безболезненно нажатием кнопки. В принципе, человек эту иголочку даже не видит во время использования прибора.

Искусственная поджелудочная железа - это гаджет, который нужен людям, страдающим от диабета. Это прибор, который измеряет уровень глюкозы в крови, и, если он слишком высок - автоматически вводит инсулин в организм человека. Недавно первый подобный девайс (Medtronic Minimed) был сертифицирован в США (рис. 3.63).

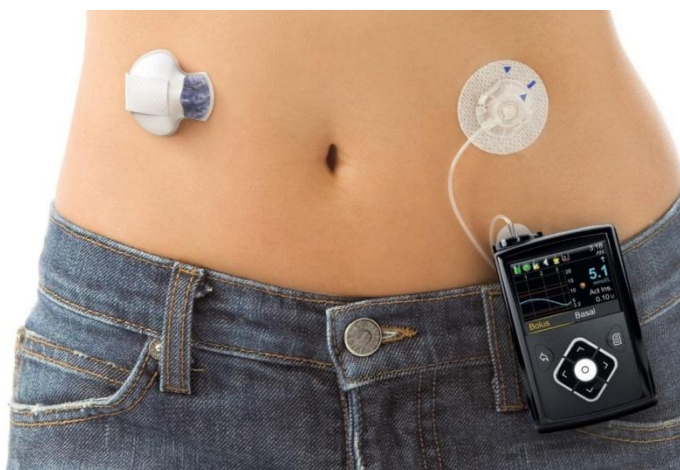


Рис. 3.63. Искусственная поджелудочная железа Medtronic

И, естественно, этот девайс основан на электронике, а значит, требует периодической подзарядки и может глючить, как и любая электроника. А вот команда разработчиков британского университета Де Монтфорт придумала, как сделать подобный гаджет совсем без электроники (рис. 3.90). Он состоит из внешнего контейнера и устройства ввода, которое имплантируется в области живота. Во внешний контейнер заряжается инсулин и ручной помпой передается во внутренний контейнер в устройстве ввода. А этот внутренний контейнер отделен от тканей организма специальным гелем, пропускающим

способность которого зависит от уровня глюкозы. Если уровень поднимается, гель становится более прозрачным и пропускает инсулин в организм. На данный момент разработчики хотят начать клинические испытания устройства.

Поджелудочная железа в организме человека регулирует уровень сахара в крови. У больных сахарным диабетом выходят из строя клетки поджелудочной железы, вырабатывающие инсулин (который и снижает концентрацию сахара в крови). Поэтому, обычно больные диабетом постоянно измеряют у себя количество сахара в крови и вводят шприцом инсулин. Конечно, медики хотят им помочь и облегчить жизнь. Самым совершенным решением на данный момент является искусственная поджелудочная железа. Это комбинация инсулиновой помпы (которая автоматически вводит инсулин) и датчика глюкозы в крови. Первый такой гаджет – Medtronic MiniMed 530G получил сертификацию американского регулятора FDA (рис. 3.64). Когда уровень глюкозы в крови падает, приборчик предупреждает владельца, и, если тот не предпринимает никаких действий - он останавливает подачу инсулина. Такой гаджет является идеальным решением для детей, и для всех тех больных диабетом, которые хотят забыть о проколах пальца и шприцах, и вообще пореже вспоминать о своей болезни.



Рис. 3.64. Датчик глюкозы в крови Medtronic MiniMed 530G

Разработана конструкция инсулиновой помпы в стиле Apple -Cellnovo - в которой терминал-глюкометр может передавать данные через сотовую сеть

(рис. 3.65). Но почему бы не превратить этот терминал-глюкометр в смартфон? Такая идея пришла разработчикам швейцарской компании Debiotech. Их система контроля диабета JewelPUMP состоит из безтрубчатой нанопомпы и такого-вот Android телефона, который связан с помпой по Bluetooth. Конечно, Debiotech не может конкурировать на рынке смартфонов с Apple или Samsung. Но в сегменте смартфонов для больных диабетом - у них есть все шансы. Ведь iPhone и Samsung Galaxy при всех своих достоинствах - не могут программировать инсулиновую помпу и тем-более измерять уровень глюкозы в крови.



Рис. 3.65. Cellnovo- мобильная система контроля диабета в стиле Apple

Английская компания Cellnovo видимо была вдохновлена гаджетами Apple, создавая свою систему управления диабетом (рис. 3.65). Эта система состоит из инсулиновой помпы, коммуникатора и интернет сервиса. Инсулиновая помпа, подобно американской модели Omnipod - не имеет трубок и крепится прямо к коже в месте ввода инсулина. Это намного надежнее и удобнее обычных инсулиновых помп с трубкой. Коммуникатор похож на мини iPad. Он оснащен тачскрином и соединяется с инсулиновой помпой через Bluetooth. Кроме программирования помпы, коммуникатор служит и в качестве глюкометра (в него вставляются тест полоски с пробой крови). Данные в интернет аккаунт передаются через сотовую сеть, таким образом, врач или родственники могут контролировать состояние диабетика постоянно, независимо от того, где он находится.

Инсулиновая помпа - это маленький прибор, который выполняет функции искусственной поджелудочной железы, постоянно вводя необходимую дозу инсулина в кровь больного диабетом. И днем, и ночью инсулиновая помпа обеспечивает безопасность и нормальную работу организма человека, и ему не приходится носить с собой шприцы и делать инъекции где-попало. Однако, сейчас инсулиновые помпы имеют довольно ненадежную конструкцию: сама помпа крепится на пояс (как пейджер). Из нее выходит трубка, на конце которой находится игла, которая вводится под кожу и крепится к коже с помощью присоски (обычно в области живота). Трубка может за что-нибудь зацепиться и разъединиться - например, во время сна. Американская компания Insulet придумала решение получше. Ее инсулиновая помпа OmniPod- не содержит трубок.

Помповая инсулиноterapia (или ППИИ - постоянная подкожная инфузия инсулина) - метод лечения сахарного диабета с использованием специального прибора, инсулиновой помпы. Помпа подсоединяется к вашему телу с помощью тонкого катетера и круглосуточно, с интервалом в несколько минут, подает через него небольшие дозы инсулина. Фактически этот аппарат имитирует, хоть и не в полной мере, работу поджелудочной железы.

Помпа представляет собой портативное устройство, по внешнему виду напоминающее пейджер или MP3-плеер: она имеет корпус с дисплеем и кнопками управления, а также отсеком для установки картриджа с инсулином. Этот отсек соединяется с инфузионной системой, включающей в себя тонкую гибкую трубку (катетер) и особую иглу. После установки системы игла вынимается, а катетер остается под кожей. Данные приспособления необходимы для того, чтобы помпа могла доставлять инсулин по назначению, а именно - в жировую ткань, откуда гормон будет хорошо всасываться.

Помпа подает инсулин 24 часа в сутки, вне зависимости от того, чем вы занимаетесь. Это значит, что инсулин будет поступать в ваш организм даже тогда, когда вы спите, занимаетесь спортом или ведете машину. Немаловажно, что помпа не может «забыть» ввести инсулин. В зависимости от модели

аппарата временные промежутки, в которые вводится инсулин, могут различаться, но, как правило, они составляют несколько минут.

Помпа использует только один вид инсулина (как правило, ультракороткий аналог), но подает его в очень небольшом количестве. Эта доза инсулина рассчитывается для каждого пациента индивидуально. Режим введения такой же, как при многократных инъекциях, т.е. базис-болюсный. Это значит, что часть инсулина будет поступать в ваш организм вне зависимости от приема пищи (имитируя эффект инсулина длительного действия, вводимого шприц-ручкой), для того чтобы снизить количество глюкозы, которое производится печенью. Другая часть (болюс) будет вводиться помпой перед приемом пищи (имитируя инъекцию короткого инсулина), и назначение этой дозы состоит в том, чтобы вернуть резко возросший после еды уровень глюкозы к оптимальному значению.

Работа помпы позволяет вводить инсулин более физиологично, то есть так, как это делала бы поджелудочная железа, если бы у вас не было сахарного диабета. Это связано с тем, что устройство способно изменять количество вводимого инсулина в зависимости от уровня вашей физической активности, характера употребляемой пищи, индивидуальных особенностей и множества других факторов. Для того, чтобы разобраться в этой особенности помпы, необходимо вспомнить, что у здорового человека инсулин вырабатывается в определенном режиме, который схематично можно отобразить следующим образом (рис. 3.66).

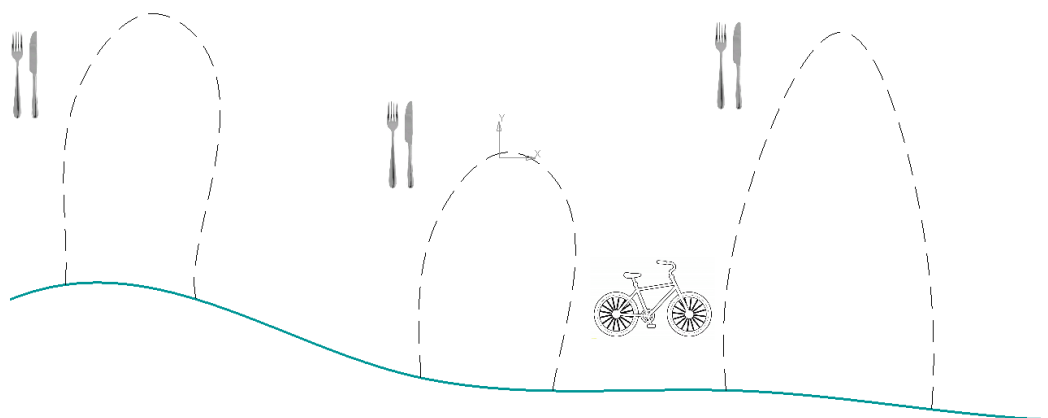


Рис. 3.66. Схема выработки инсулина у здорового человека

Сплошная линия отражает базальный уровень инсулина, то есть то его количество, которое поджелудочная железа выделяет в кровь в течение всего зависимости от количества глюкозы, поступающей с пищей. Пунктирные линии показывают уровень инсулина, который выделяется в ответ на прием пищи. При физической нагрузке глюкоза может поступать в клетки и без участия инсулина, поэтому потребность в этом гормоне становится меньше, и поджелудочная железа закономерно уменьшает его выработку, защищая вас от опасного снижения уровня глюкозы крови.

Если у вас сахарный диабет, и вы делаете инъекции инсулина с помощью шприц-ручки, то картинка может выглядеть, например, вот так (рис. 3.67).

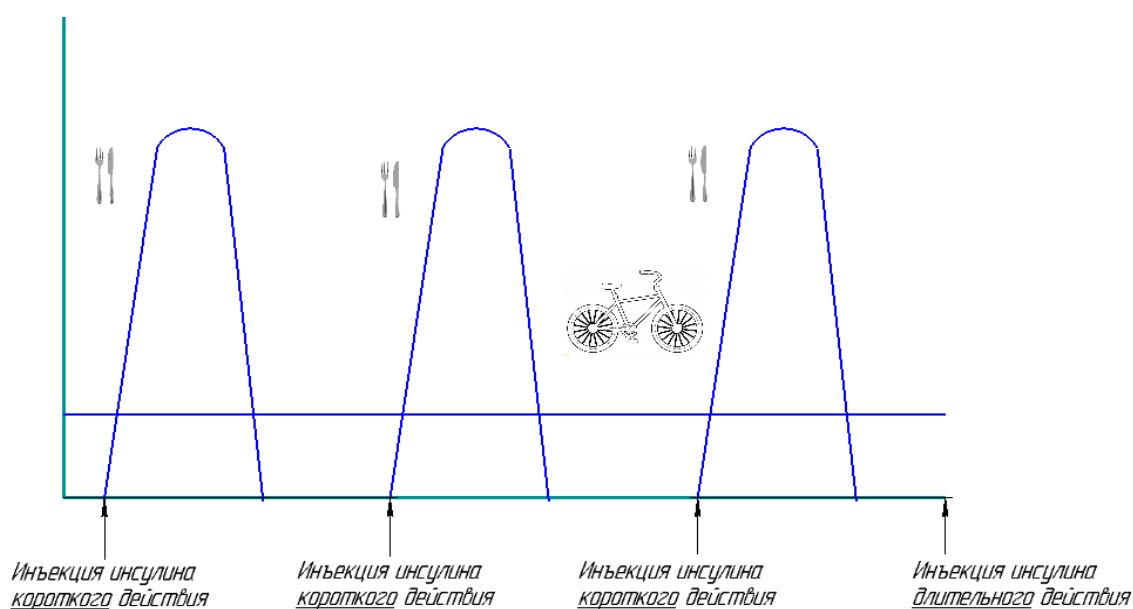


Рис. 3.67. Схема выработки инсулина у человека с сахарным диабетом, получающего инсулин посредством шприц-ручки

В данном случае вы видите, что базальный уровень инсулина, имитируемый с помощью препарата инсулина длительного действия, не меняется в течение суток, как это происходит у людей без диабета. Это может создавать определенные трудности, потому что введенное количество инсулина невозможно уменьшить или увеличить в зависимости от ситуации. Вы видите, например, что в данном случае снижения количества инсулина в крови при физической нагрузке не происходит, поэтому в данный момент времени у вас может возникнуть гипогликемия.

Помпа же, благодаря своей способности изменять количество вводимого инсулина, фактически может имитировать действие поджелудочной железы здорового человека. Посмотрите, как отличается, график от предыдущего (рис. 3.68).

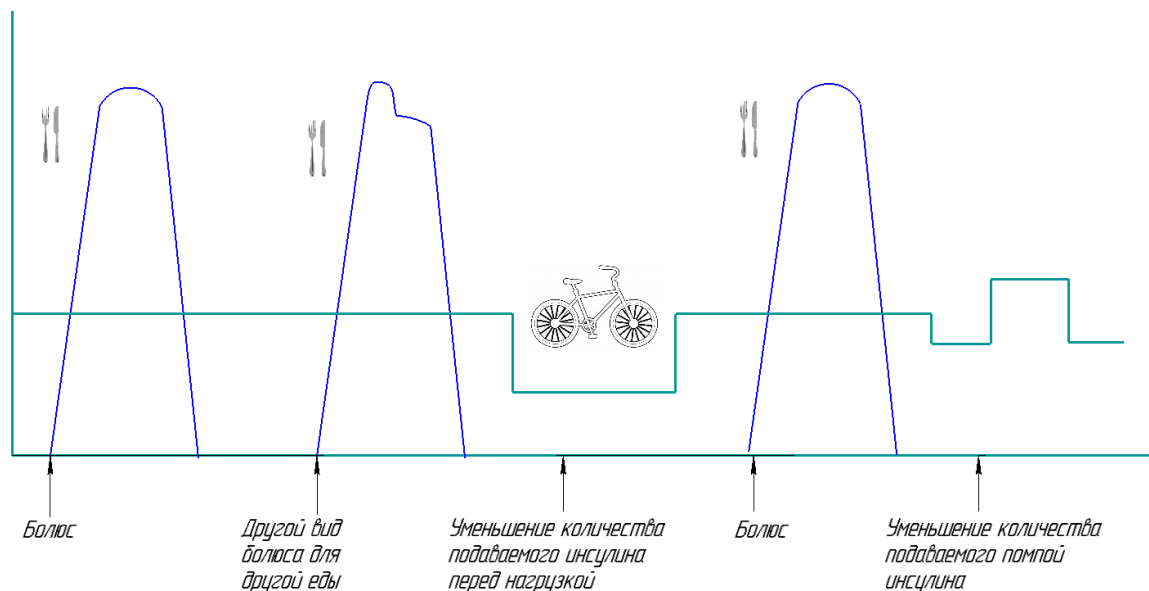


Рис. 3.68. Схема выработки инсулина у человека с сахарным диабетом, получающего инсулин посредством помпы

Возможности помпы позволяют изменить количество вводимого инсулина в зависимости от того, занимаетесь ли вы спортом в течение дня, есть ли у вас особенности течения заболевания (например, ночные гипогликемии или феномен «утренней зари»). Кроме того, помпа способна изменять режим введения инсулина даже в зависимости от того, что вы планируете съесть (с помощью функции модификации болюса), чего трудно добиться, используя режим многократных инъекций.

Инсулиновая помпа устроена так, что при необходимости инфузионный набор можно отсоединить и временно прекратить поступление инсулина, например, во время интимной близости, если вам хочется принять душ или посетить бассейн.

Помпа снабжена множеством полезных функций, которые делают ее использование безопасным и чрезвычайно удобным. Так, скажем, современные помпы имеют калькулятор болюса, который поможет вам правильно рассчитать количество инсулина, которое нужно ввести перед едой. Корпус помпы

защищен от воздействия электромагнитного излучения, а это значит, что аппарат не выйдет из строя, когда вы используете микроволновую печь или проезжаете на автомобиле мимо линий электропередач. Помпа оснащена чувствительной системой оповещения, поэтому она сообщит вам и прекратит подачу инсулина в случае, если устройство по какой-то причине выйдет из строя. Некоторые помпы также умеют отключаться при достижении определенного порогового уровня глицерола крови для того, чтобы защитить больного от гипогликемии. Это значит, что случайное введение инсулина практически невозможно, что делает помповую инсулинотерапию весьма безопасным методом лечения сахарного диабета.

3.5. Искусственная почка

Почки - парные органы. Длина – 12 см, ширина- 6 см, толщина – 3 см. Форма сравнима с формой фасоли. Через почки за сутки проходит около 1500 литров крови. Из артериальной крови под влиянием кровяного давления выдавливается часть жидкости в почки. Из этой жидкости 99% важных для организма веществ ресорбируется назад в кровь.

Почки – место выделения продуктов отхода белкового обмена веществ, мочевины и отходов нуклеиновых кислот, мочевой кислоты. В широком смысле, почки – место выделения большинства ядовитых веществ и медикаментов. Эти вещества проходят «обработку» в печени, становятся растворимыми в воде, так что от них можно легко освободиться в почках.

В любом варианте «искусственная почка» включает в себя полупроницаемую мембрану, с одной стороны которой течет кровь, а с другой стороны – солевой раствор (рис. 3.69).

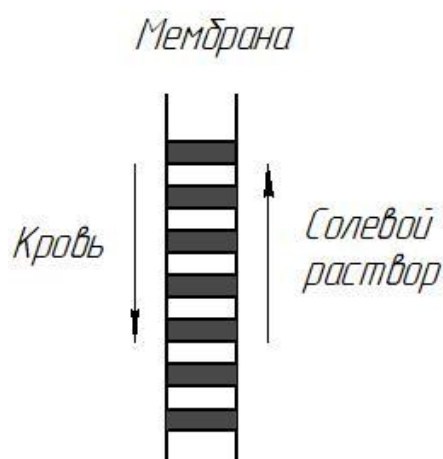


Рис. 3.69. Схема работы искусственной почки

Для предотвращения свертывания крови используют антикоагулянты. В этом случае происходит выравнивание концентраций низкомолекулярных соединений (ионы, мочевины, креатинин, глюкоза и другие вещества с малой молекулярной массой). При увеличении пористости мембраны возникает перемещение веществ с большей молекулярной массой. Если же к этому процессу добавить избыточное гидростатическое давление со стороны крови (или отрицательное давление со стороны омывающего раствора), то процесс переноса будет сопровождаться и перемещением воды (конвекционный массообмен).

Можно вообще отказаться от омывающего мембрану раствора (диализата) и получить выход через мембрану жидкой части крови (вода и вещества с молекулярной массой широкого диапазона).

Впервые аппарат «искусственная почка» (АИП), пригодный для широкого клинического применения, был создан в 1943 году Колфом и Беком. Затем последовали многочисленные работы по совершенствованию аппаратов «искусственная почка», а также и многочисленные варианты диализаторов (от греческого «диализис» - отделение).

Результатом этих работ явилось создание двух основных типов диализатора, так называемых катушечных, где использовали трубки из целлофана, и плоскопараллельных, в которых применялись плоские мембраны.

В 1960 г. Киил сконструировал весьма удачный вариант плоскопараллельного диализатора с пластинами из пропилена, и в течение ряда лет этот тип диализатора и его модификации распространились по всему миру, заняв ведущее место среди всех других видов диализаторов.

С течением времени интенсивные работы в области создания более эффективных гемодиализаторов и упрощения техники гемодиализа развивались в двух основных направлениях:

- конструирование самого диализатора, причем доминирующее положение со временем заняли диализаторы однократного применения;
- использование в качестве полупроницаемой мембраны новых материалов.

Из достижений первого плана следует отметить создание **капиллярных** (из полых волокон) диализаторов, которые занимают особое место среди одноразовых диализаторов, таких как катушечные или плоскопараллельные. Преимущество их состоит в основном в том, что для заполнения требуются минимальные количества крови (примерно 80 мл), можно изготавливать различные варианты, широко меняя активную поверхность диализатора; они легко поддаются регенерации, что позволяет при необходимости использовать их повторно.

Более важным в практическом и научном отношении является вопрос о применении для изготовления гемодиализаторов различных полимерных материалов.

В настоящее время для традиционного гемодиализа применяется гидратцеллюлозная мембрана «Купрофан» (ФРГ).

Эту мембрану получают медно-аммиачным способом. При её изготовлении достигается большая степень ориентации полимерных цепей, что обеспечивает высокую прочность мембраны (в диализаторах мембрана функционирует в набухшем состоянии).

Гидроцеллюлозная мембрана, полученная ацетатным способом, используется в диализаторах производства фирмы «Кордис Дод» (США). К этому же классу мембран относится отечественная мембрана «Влацефан».

В практике гемодиализа применяются также гидроцеллюлозные мембраны, полученные вискозным способом. К такого рода мембранам относятся «Нефрофан» (ФРГ) и отечественные мембраны «Диацелл» и «Ультрацелл».

Для нетрадиционных методов внепочечного очищения крови широко используются ацетатцеллюлозные мембраны и мембраны из синтетических полимеров.

Диализатор – сердце «искусственной почки» и поэтому основные усилия химиков и инженеров были всегда направлены на совершенствование именно этого звена в сложной системе аппарата в целом.

Раствор солей, который в обычном варианте проходит через диализатор, состоит из физиологических концентраций хлорида натрия, калия, кальция, магния, бикарбоната натрия и глюкозы. Раствор готовят таким образом, чтобы его молекулярная масса примерно соответствовала молярности плазмы крови.

Опыт показывал, что для безопасности больного в ходе диализа следует контролировать ряд параметров как состояния больного, так и режима самого гемодиализа. С помощью датчиков контролировалась не только температура диализата, но и его химический состав по общей электропроводности диализата, которая меняется при снижении концентрации солей. Современные системы диализа оснащают специальными датчиками, которые сигнализируют о попадании в диализат даже незначительного количества крови (датчики прорыва мембраны). Использование ЭВМ позволяет программировать процесс ультрафильтрации в ходе диализа, так как величина ультрафильтрации зависит не только от качества мембраны, но и от трансмембранного давления, варьируя которое можно управлять процессом ультрафильтрации на различных этапах диализа, что очень важно для ряда больных, и т.д. и т.п.

3.5.1. Аппаратура для гемодиализа

Раствор солей, которых в обычном варианте проходит через диализатор, состоит из физиологических концентраций хлоридов натрия, калия, кальция,

магния, бикарбоната натрия и глюкозы. Растворы готовят таким образом, чтобы его осмолярность примерно соответствовала осмолярности плазмы крови.

В течение многих лет такой раствор (диализат, или диализирующая жидкость) заливали в емкости в 100-200 л и более и с помощью насосов прокачивали через диализатор. Из диализатора раствор снова возвращался в бак аппарата, то есть использовался принцип рециркуляции диализата (рис. 3.70-1). Поскольку в состав диализата входит хлорид кальция, то для стабилизации pH раствора и профилактики преципитации кальция в щелочной среде (из-за бикарбоната натрия) через раствор продували кислород и углекислый газ. Меняя соотношения газов, можно было довольно точно поддерживать pH на уровне 7,4.

Со временем было замечено, что при такой подаче раствора в диализате накапливается огромное количества микроорганизмов, выделяющих в раствор продукты обмена (токсины). Это приводило к тому, что токсины в ряде случаев, проникая через мембрану, вызывали побочные реакции (ознобы, интоксикацию), а при случайном нарушении целостности мембраны и попадании диализата в кровь могли привести к крайне тяжелым осложнениям (шок, сепсис). Кроме того, в баке в ходе диализа накапливались продукты обмена, выходящие из организма больного (главным образом мочевины), что приводило к снижению эффективности диализа. Все это требовало пересмотра техники диализа.

В какой-то мере выход был найден в использовании охлажденного диализата. Для его получения к баку пристраивали холодильник, который постоянно поддерживая температуру диализата на уровне 20° С (рис. 3.70-2). Это позволило существенно снизить темпы бактериального роста в диализате, но эффективность диализа снижалась на 20%, а кроме того, требовалось с помощью специального теплообменника постоянно подогревать выходящую из диализатора охлажденную кровь, что, однако, было не вполне безопасным делом, так как в подогреваемой крови происходило выделение растворенных в ней газов, которые могли попасть в венозную систему больного. Вскоре от этой методики отказались.

В 60-ых годах прошлого века возникла идея применения так называемых центральных систем, то есть аппаратов «искусственная почка», в которых диализат готовили из концентрата – смеси солей, концентрация которых в 30..34 раза превышала концентрацию их в крови больного. С помощью одного насоса забиралась одна часть концентрата, а с помощью другого – 30..34 части водопроводной воды (рис. 3.70-3).

В результате этого получался нормальный солевой раствор, который с помощью другого насоса можно было подавать одновременно к нескольким диализаторам, то есть одномоментно вести гемодиализ у нескольких больных. Обычно такие системы обеспечивали от 10 до 20 больных. При этом отработанный диализат, то есть однократно прошедший через диализатор, сливали в канализацию. Это позволяло постоянно поддерживать максимальный градиент между диализатом и кровью больного, то есть вести диализ с наибольшим эффектом. Этот способ получил название «на слив».

Комбинация диализа «на слив» и техники рециркуляции была использована в ряде аппаратов «искусственная почка». В этом случае около 8 литров диализата с большой скоростью циркулировала в отдельной емкости, где был помещен диализатор, и в которую каждую минуту добавляли по 250 мл свежего раствора и столько же выбрасывали в канализацию (рис. 3.70-4).

Указанные усовершенствования позволили значительно расширить сеть центров гемодиализа и сделать лечение более эффективным и безопасным. Параллельно с этим происходило и усовершенствование некоторых других сторон техники диализа.

Опыт показывал, что для безопасности больного в ходе диализа следует контролировать ряд параметров как состояние больного, так и режима самого гемодиализа. Поэтому много усилий было затрачено на совершенствование мониторинговых систем аппаратов «искусственная почка». Так, кроме постоянного слежения за температурой диализата, стали постоянно наблюдать с помощью специальных датчиков и за постоянством химического состава диализата, ориентируясь на общую электропроводность диализата, которая меняется при снижении концентрации солей и повышается при увеличении таковой.

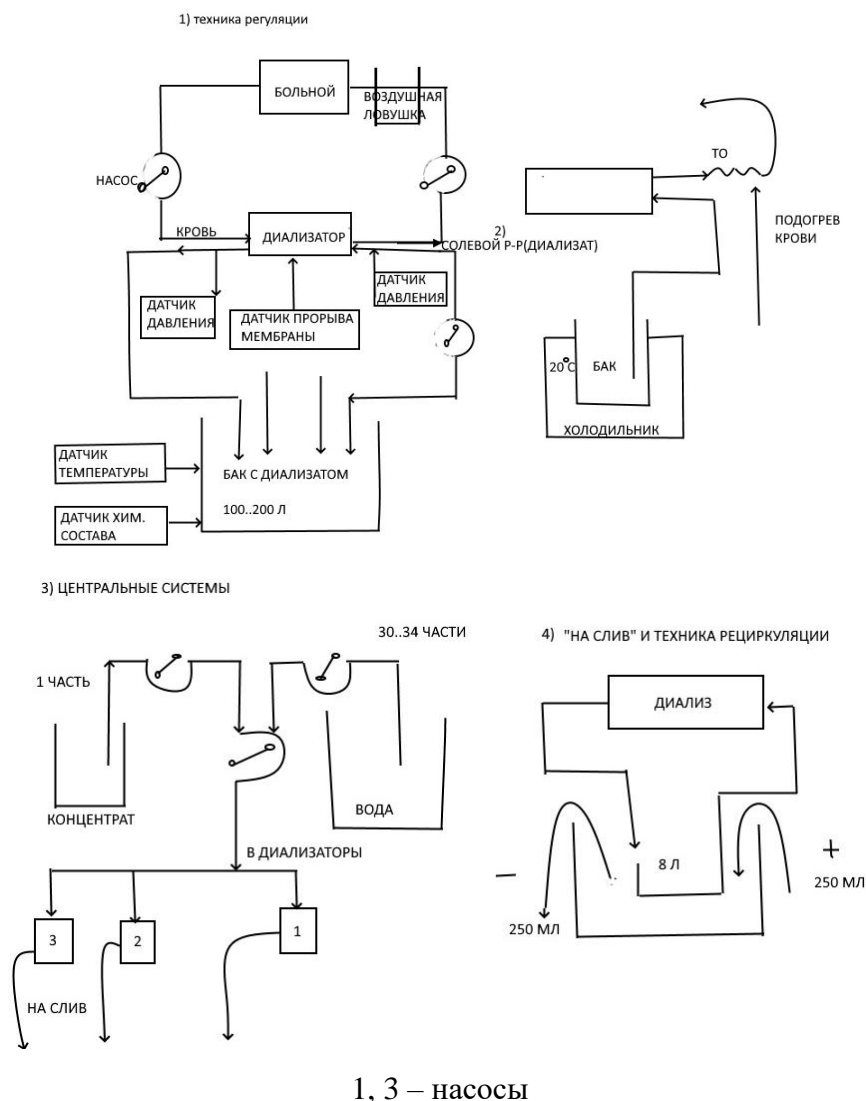


Рис. 3.70. Схемы аппаратов «искусственная почка»

Существенным недостатком этой техники является то, что электропроводность раствора зависит от суммарного количества ионов в нём, но не зависит от соотношения их концентраций. Поэтому при ошибке в приготовлении концентрата или диализата, например, при замене хлорида натрия на хлорид калия, показания солемеров не изменяются, но такой раствор смертелен для больного. Поэтому перед каждым диализом обязательным является определение в диализате ионного состава (с помощью плазменной фотометрии, или с использованием ионоселективных электродов).

Идеальным было бы иметь в аппаратах «искусственная почка» ионоселективные проточные датчики, которые постоянно следили бы за ионной концентрацией. С помощью микро-ЭВМ можно было бы управлять процессом,

вводя из дополнительных ёмкостей недостающие элементы или менять их соотношение.

Однако в настоящее время техническая сторона этого дела не доработана в полной мере, и такое усовершенствование значительно повысило бы стоимость аппарата, но работы в этом направлении ведутся.

Поскольку величина ультрафильтрации в ходе диализа зависит не только от качества мембраны, но во всех случаях решающим фактором является трансмембранное давление, в мониторах стали широко применять датчики давления: степень разрежения по диализату, величина давления на входе и выходе диализатора. При использовании диализаторов со стабильными характеристиками, зная величину трансмембранного давления, можно заранее предсказать и величину ультрафильтрации. Варьируя трансмембранное давление по ходу диализа, можно, кроме того, и менять величину ультрафильтрации на различных этапах диализа. Современная техника, использующая ЭВМ, позволяет программировать этот процесс.

Выходя из диализатора, кровь проходит через воздушную ловушку (перед входом в вену больного), что позволяет судить на глаз о приблизительной величине кровотока, склонности крови к свертыванию. Для предупреждения воздушной эмболии эти ловушки снабжают воздуховодами, с помощью которых регулируют уровень крови в них. В настоящее время во многих аппаратах на воздушные ловушки надевают ультразвуковые или фотоэлектрические детекторы уровня крови, которые автоматически перекрывают венозную магистраль при падении в ловушке уровня крови ниже заданного.

Весьма опасным осложнением в ходе диализа может стать разрыв диализной мембраны, особенно в таких диализаторах, как диализаторы многократного применения типа Киила (плоскопараллельный диализатор с пластинами из пропилена). В течение считанных секунд или минут может произойти опасная для жизни больного потеря крови.

Поэтому современные системы диализа оснащают специальными датчиками (датчики прорыва мембраны), которые сигнализируют о попадании в диализат даже незначительного количества крови.

Лишь при использовании капиллярных диализаторов разрыв одного или нескольких волокон не представляет серьёзной угрозы для больного, так как такое волокно может затромбироваться и утечка крови остановится, но из-за опасности попадания в кровь нестерильного диализата дефектный диализатор желательно все же заменить. В других случаях прекращение диализа является обязательным.

Указанные усовершенствования способствовали тому, что диализ стал намного безопасней, и за его течением стало возможно следить по объективным показателям.

Однако в последние годы всё чаще из-за увеличения контингента больных, подвергаемых диализу, стала возникать необходимость в индивидуализации лечения (в том числе детей, лиц пожилого возраста, больных с системными заболеваниями и т.д.).

Поэтому повсеместно наметилась тенденция к отказу от применения «центральных систем» и к переходу на лечение одноместными аппаратами «искусственная почка», что позволяет значительно индивидуализировать лечение. В практику лечения широко стала входить гемодиафильтрация и др. виды внепочечного очищения крови (гемофильтрация, отдельный диализ, «сухой диализ»), а в этих случаях требуется не только индивидуальный аппарат, но и различные приспособления к основной модели для реализации дополнительных методов лечения.

Новые виды лечения потребовали и новых способов контроля за ходом диализа. Например, гемофильтрация невозможна без компенсации потерь жидкости соответствующим количеством солевого раствора, а гемодиафильтрация должна проводиться с чётким измерением потери массы тела больного.

Поэтому в практику диализа были введены как устройства для определения массы, так и измерители ультрафильтрации, а также приборы для автоматической компенсации потерь жидкости в ходе лечения.

Указанные осложнения методов внепочечного очищения, естественно, усложняют и технику их обеспечения. Если ранее большие надежды на удешевление лечения возлагали на применение так называемого домашнего диализа (проведение диализа в домашних условиях самим больным или его родственниками), то в настоящее время многие больные снова возвратились к госпитальному лечению (амбулаторно).

Американская фирма для этих целей выпустила аппарат, посредством которого был применён способ рециркуляции раствора диализата, но в ходе диализа этот раствор подвергался регенерации с помощью специального патрона. В патроне были заложены активированный уголь, уреазы (для разложения мочевины), ионосорбенты, что позволяло применять для сеанса 25...30 литров диализата, а в некоторых случаях и меньше. Всё это делало систему портативной и позволяло больному проводить гемодиализ вдали от дома или других центров диализа. Однако вскоре выяснились и некоторые теневые стороны этого аппарата. Не говоря о большой стоимости патрона для регенерации диализата, в системе было сложно наладить поддержание на необходимом уровне концентрации в диализате ионов магния и кальция, в связи с чем в настоящее время таких систем используется мало. Но работы в этом направлении продолжаются.

Изучается возможность разрушения продуктов обмена, удаляющихся из диализатора с помощью электрического тока с последующим поглощением их активированными углями, ионообменными смолами, ферментативным разрушением микробами и др.

Широкого распространения эти методы регенерации диализата пока не получили.

В последнее время в США был разработан портативный аппарат «искусственная почка». Он представляет собой небольшой чемодан, в котором смонтированы насос для крови и система подачи диализата. Готовый

концентрат в пластиковых мешках берётся отдельно. Достаточно иметь источник водопроводной воды, чтобы быстро организовать гемодиализ. Таким аппаратом можно пользоваться в экстренных случаях или непродолжительное время, так как качество диализа в этих условиях ниже, причем основным препятствием служат источники водоснабжения.

Радикально вопрос был решён после создания специальных систем по подготовке водопроводной воды, куда входят фильтры для её очистки от механических загрязнений, железа и его окислов, кремния и других элементов, ионообменные смолы для устранения жесткости воды и установки так называемого «обратного» осмоса, с помощью которых удавалось удалить до 98% содержащихся в воде ионов натрия и алюминия. Без такой подготовки воды не могут надёжно работать современные аппараты «искусственная почка» и не достигается требуемая реабилитация больных. Поэтому идея создания портативных, а тем более носимых аппаратов значительно усложнилась.

Показания к применению методов внепочечного очищения:

- острая почечная недостаточность (ОПН);
- хроническая почечная недостаточность (ХПН);

Противопоказания:

- случаи острого нарушения мозгового кровообращения;
- тяжёлые психические расстройства;
- ограничения по возрасту.

Гемодиализ сложен технически или невозможен у детей младшего возраста из-за трудностей создания артериовенозного соустья и получения адекватного кровотока через гемодиализатор.

Гемодиализ рекомендуется проводить не реже двух раз в неделю продолжительностью от 4 до 6 часов.

3.5.2. Гемофильтрация

Гемофильтрация (греч, кровь, + лат, filtratio процеживание) - метод очищения крови посредством ее фильтрации через искусственные высокопроницаемые мембраны с одновременным замещением удаляемого фильтрата специальным раствором. В отличие от гемодиализа очищение крови при гемофильтрации осуществляется благодаря конвекционному перемещению растворённых в плазме веществ через полупроницаемую мембрану под действием трансмембранного давления, подобно тому, как это происходит в почечных клубочках. Гемофильтрация применяется при лечении тяжелой острой и хронической почечной недостаточности, выраженной гипергидратации, некоторых отравлений. Интермиттирующая гемофильтрация - основной способ применения этого метода в условиях стационара.

Постоянную гемофильтрацию предпочтительно проводить у неподвижных больных с полиорганной патологией, составляющих контингент реанимационных отделений, а также при массовом поражении, когда возрастает потребность в стационарном оборудовании, или на этапе неспециализированной больничной помощи.

Противопоказаниями для применения гемофильтрации являются некорректируемая артериальная гипотензия, продолжающееся кровотечение, геморрагический инсульт.

По молекулярному спектру удаляемых веществ гемофильтрация близка к естественному почечному очищению. В отличие от гемодиализа при гемофильтрации хорошо удаляются уремические токсины малой и средней молекулярной массы. Кроме того, с помощью гемофильтрации могут быть удалены так называемые маленькие белки (например, бета2-микроглобулин, миоглобин), некоторые ферменты, бактериальные эндотоксины. При гемофильтрации эффективнее удаляются вещества, распределяющиеся преимущественно во внеклеточной жидкости и хорошо проходящие через мембрану, в меньшей степени нарушается осмотический баланс, поэтому гемофильтрация реже сопровождается опасными осложнениями со стороны

органов кровообращения и центральной нервной системы. Для качества очищения определяющее значение имеет объем фильтрации, который в оптимальных случаях должен быть не менее 60-80% от массы тела пациента.

Аппараты для гемофильтрации - гемопроцессоры оснащены насосами для перфузии крови, удаления отфильтрованной жидкости (ультрафильтрата) и введения замещающего раствора, термостатом для подогревания замещающего раствора, электрическими весами для определения количества фильтрата и замещающего раствора, а также электронным устройством (микропроцессором), обеспечивающим автоматическое управление и контроль за ходом процедуры (рис. 3.100). Созданы аппараты, способные изготавливать высококачественный замещающий раствор, а также упрощенные портативные модели. Конструкцией аппарата предусмотрена защита пациента от перегретого раствора, воздушной эмболии, утечки крови в фильтрат, жидкостного дисбаланса. Для проведения гемофильтрации используют функциональную кровать и прикроватную систему взвешивания, что отвечает требованиям безопасности пациента. В стандартный набор для постоянной гемофильтрации входят маленький гемофильтр, кровяные линии, линии для замещающего раствора и фильтрата, контейнер и мешок-накопитель для фильтрата, сосудистые катетеры и переходные краны к ним.

Постоянную гемофильтрацию можно проводить с помощью насоса крови и спонтанно за счет артериального давления крови пациента. В связи с малой скоростью фильтрации процедуру проводят длительное время, иногда несколько суток или недель. Замещающие растворы по составу близки к безбелковой части плазмы крови, стерильны, апирогенны и способны исправлять нарушения электролитного и кислотно-основного гомеостаза. Применяют 12-14 видов растворов, которые различаются по содержанию важнейших катионов, анионов, глюкозы, буферным свойствам, осмотическому давлению. Растворы расфасованы по 4,5-5 кг в мягкие пластиковые контейнеры.

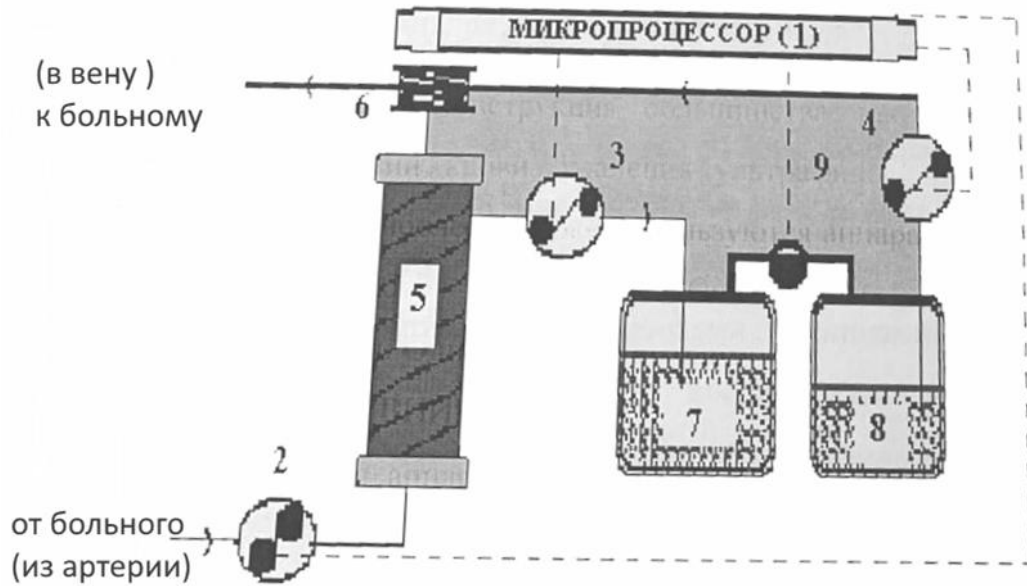
Аппарат присоединяют к пациенту с помощью наружного артериовенозного шунта или артериовенозной фистулы (в последнем случае

сосуд пунктируют специальными иглами), реже введением катетеров в крупные сосуды посредством чрескожной пункции. Для предупреждения свертывания крови в аппарате в линию перед фильтром вводят гепарин (фракционно или постоянно), иногда на выходе из аппарата его нейтрализуют раствором протамина сульфата. Эффективность гемофильтрации оценивают прежде всего клинически по обратному развитию симптомов уремической интоксикации, по изменению массы тела, а также биохимическим показателям (содержание в крови мочевины, креатинина, мочевой кислоты, гуанидина и др.).

Осложнения при гемофильтрации могут быть связаны с экстракорпоральной перфузией (кровотечение, нарушение гемостаза, эмболия), вмешательством в водно-электролитный и кислотно-основной баланс (гипергидратация и дегидратация, гипокалиемия, метаболический алкалоз), стрессом и неселективным очищением (гипогликемия, гипофосфатемия, потеря аминокислот), нарушением теплового баланса (озноб, повышение температуры тела), инокуляцией возбудителей инфекции (сепсис, гепатит, сифилис, ВИЧ-инфекция). При высокопоточной гемофильтрации могут наблюдаться артериальная гипотензия и сердечная слабость, обусловленные гипокалиемией и гипомagneмией, в связи с чем показаны периодическое введение панангина. При гемофильтрации предусмотрительно увеличивают дозу лекарственных препаратов, количество вводимой глюкозы, аминокислот, уменьшают дозу инсулина.

Развитие мембранной технологии и создание мембран с высокой гидравлической проницаемостью обусловило разработку фильтрационных методов экстракорпоральной детоксикации, в частности, гемофильтрации (рис. 3.71). Очищение крови при гемофильтрации происходит путем конвекционного транспорта веществ, растворенных в плазме крови, через высокопористую мембрану за счет создания трансмембранного давления. Практически гемофильтрация имитирует собственный механизм фильтрации крови в боуменовой капсуле почки: фильтрация крови через высокопористую мембрану моделирует клубочковую фильтрацию, а замещение удаляемого специальным

раствором является вторым важнейшим элементом процедуры, моделирующим канальцевую реабсорбцию.



1 - микропроцессор; 2, 3, 4 - роликовые насосы; 5 - гемофильтр; 6 - воздушная ловушка; 7 - ультрафильтрат; 8 - замещающий раствор; 9 - прецизионные весы (подкроватные)

Рис. 3.71. Принципиальная схема гемофильтрации

В настоящее время основными показаниями к применению гемофильтрации являются острая и хроническая почечная недостаточность, нефротический синдром, сердечная недостаточность, злокачественная артериальная гипертензия, цирроз печени, полинейропатия, остео дистрофия.

Имеются единичные сообщения о применении гемофильтрации при разлитом гнойном перитоните.

В определенных случаях гемофильтрация имеет существенные преимущества перед известными методами экстракорпоральной детоксикации, применимыми при перитоните. Прежде всего, гемофильтрация является, пожалуй, единственным методом экстракорпоральной детоксикации, который применим при токсической депрессии миокарда и гипотонии. При достаточно больших объемах гемофильтрация способствует очищению двух водных секторов: крови и межтканевой жидкости. При этом имеется возможность в процессе процедуры как удалить избыток жидкости из организма при

гипергидратии, так и восполнить дефицит объема циркулирующей крови (ОЦК) при гиповолемии. Гемофильтрация позволяет также активно влиять на гуморальный гомеостаз при грубых электролитных нарушениях, изменениях рН и кислотно-щелочного состояния (КЩС), осмолярности, снижении коллоидно-осмотического давления крови, которые чрезвычайно трудно поддаются коррекции другими методами интенсивной терапии. Гемофильтрация, как правило, хорошо переносится больными и не вызывает тяжелых осложнений. Для гемофильтрации наиболее удобно использование специального аппарата - гемопроцессора, оснащенного электронным аналоговым устройством (микропроцессором), который обеспечивает автоматическое управление и контроль за ходом процедуры. Конструкция большинства таких аппаратов предусматривает роликовые насосы для перфузии крови, удаления ультрафильтрата и введения замещающего раствора. Среди таких машин наиболее широко используются аппараты А HDF фирмы «Фрезениус» ФРГ и НFM - фирмы «Гамбро» (Швеция).

В специальных аппаратах для гемофильтрации работа всех трех роликовых насосов программируется исходя из объема процедуры и контролируется микропроцессором (рис. 3.71). Заданный баланс жидкости поддерживается прецизионными весами, информация от которых о количестве ультрафильтрата и замещающего раствора поступает на микропроцессор. Сюда же поступают данные о температуре замещающего раствора, уровне крови в воздушной ловушке, давлении в артериальной и венозной магистральных аппарата, герметичности фильтра, продолжительности процедуры, скорости работы насоса для введения гепарина, пропорциональности скорости фильтрации и замещения.

Важнейшим компонентом для гемофильтрации является замещающий раствор, который по составу должен быть аналогичен или близок к безбелковой части плазмы крови. Рекомендуется следующий состав замещающего раствора (мэкв/л калий - 2, натрий - 140, кальций - 3,5, магний - 1,5, хлор - 160, ацетат - 41). В замещающий раствор необходимо также включать глюкозу из расчета 1

на 1 литр. На один сеанс гемофильтрации требуется минимум 25 литров замещающего раствора.

При проведении артериовенозной гемофильтрации после выполнения указанных выше мероприятий подключают артериальный и венозный концы магистралей к артериальной и венозной канюлям соответственно. После начала ультрафильтрации измеряют скорость фильтрации и с помощью дозатора начинают вводить адекватное количество сбалансированного электролитного раствора. Контроль над балансом жидкости можно осуществлять с помощью подкроватных прецизионных весов, или путем измерения объемов ультрафильтрата и перелитого замещающего раствора.

При использовании гемопроцессора или роликовых насосов для предупреждения гемодинамических нарушений следует начинать заполнение магистралей и фильтрационной колонки на малой скорости - до 50 мл/мин, постепенно, по мере заполнения системы, доводя скорость кровотока до 150 мл/мин. В этот момент целесообразно внутривенно вводить препараты гемодинамического действия - реополиглюкин, желатиноль и др.

После заполнения экстракорпорального контура устанавливают скорость кровотока от 150 до 300 мл/мин, трансмембранное давление 350-400 мм рт. ст., температуру инфузируемых растворов 37° С и начинают процесс фильтрации, для чего включают насосы с одинаковой скоростью. При явлении гипергидрации гемофильтрацию следует начинать в режиме дефицита вводимой жидкости в пределах 1,5-2,0 литров при строгом контроле за показателями гемодинамики.

Замещающий раствор добавляют в кровь после гемофильтра (постдилюция). Метод преддилюции (добавление замещающего раствора до гемофильтра) обеспечивает меньшую концентрацию крови в гемофильтре и повышает клиренс токсинов, однако требует вдвое большего количества растворов.

Для определения объема гемофильтрации необходимо исследовать динамику токсичности крови, концентрацию средних молекул (СМ), кислотно-щелочное состояние (КСЩ), осмолярность плазмы и биохимические параметры

крови. Установлено, что положительная динамика выявляется лишь при замещении более 15 литров жидкой части плазмы. Оптимальным у больных перитонитом является объем гемофильтрации до 25 литров.

В связи с тем, что потери белка при гемофильтрации составляют 20-40 г, в состав замещающего раствора следует добавлять белковые препараты (альбумин или протеин) и донорскую плазму, включая гипериммунную плазму направленного действия в зависимости от характера высеваемой микрофлоры. Кроме того, в состав замещающего раствора целесообразно добавлять препараты, содержащие смесь аминокислот и витамины в связи с их потерями во время процедуры. После окончания гемофильтрации кровь возвращают больному и обязательно контролируют электролитный состав крови, КЩС и показатели свертывающей системы.

Показания к повторным сеансам гемофильтрации возникают через 1-2 суток, когда показатели общей токсичности крови практически достигают исходных значений. Как правило, требуется проведение не более 5 сеансов гемофильтрации. Следует иметь в виду, что метод является чаще экстренным, поэтому нередко после коррекции угрожающих нарушений гомеостаза с помощью гемофильтрации в качестве метода экстракорпоральной детоксикации может быть применен обменный плазмаферез или сорбционные методы детоксикации.

Проведение гемофильтрации в терминальной фазе разлитого гнойного перитонита сопряжено с риском возникновения целого ряда реакций и осложнений. Их развитие обусловлено замещением большого объема жидкости на фоне глубоких волевических нарушений, введением антикоагулянтов и трансфузионных средств и, конечно, крайней тяжестью больных.

Чаще других при гемофильтрации возникают пирогенные и аллергические реакции, связанные с инфузией белковых препаратов, донорской плазмы и других трансфузионных средств. Нередко аллергические реакции сопровождаются ознобом, лихорадкой, гипотонией, болями в пояснице, крапивницей и психомоторным возбуждением. Эти явления купируются введением антигистаминных препаратов, преднизолона, седативных и

наркотических средств. Однако подобные реакции возникают при гемофильтрации значительно реже, чем, например, при гемосорбции и обменном плазмаферезе, их проявления менее выражены и легче купируются.

Поскольку при гемофильтрации используется дробная гепаринизация больного, можно ожидать развития повышенной кровоточивости ран и возникновения кровотечения из стрессовых язв и эрозий желудочно-кишечного тракта. В этих случаях процедуру следует прекратить и нейтрализовать гепарин 1% раствором протамина-сульфата из расчета 1:1,5 или 1:2,0.

Тяжелым, однако крайне редким осложнением гемофильтрации является дезэквилибриум-синдром. Профилактикой его возникновения является соблюдение рекомендуемого состава замещающего раствора и контроль в процессе гемофильтрации за электролитным составом крови.

В ряде случаев при гемофильтрации может развиваться или прогрессировать гипотония. Чаще всего она бывает обусловлена неадекватным восполнением жидкостных потерь. В этих случаях следует прекратить процесс ультрафильтрации и ускорить введение замещающего раствора и препаратов гемодинамического действия. При прогрессирующей гипотонии и снижении артериального давления ниже 90 мм рт.ст, гемофильтрацию следует прекратить.

В числе так называемых технических осложнений следует отметить прежде всего гемолиз. Он бывает обусловлен возрастанием допустимого трансмембранного давления, которое не должно превышать 400 мм рт. ст. Увеличение трансмембранного давления может быть связано с большим сопротивлением в венозной канюле экстракорпорального контура, чрезмерно большим потоком замещающего раствора или избыточным отрицательным давлением, создаваемым роликовым насосом. При возникновении гемолиза необходимо снизить скорость кровотока, уменьшить объем вводимого замещающего раствора, проверить проходимость венозной канюли или скоростью работы роликового насоса отрегулировать трансмембранное давление.

Неадекватная гепаринизация может привести к тромбозу колонки, что проявляется повышением давления в артериальной магистрали экстракорпорального контура и падением скорости фильтрации. При развитии тромбоза колонки следует либо прекратить процедуру, либо заменить магистрали и фильтрационную колонку.

Конструкцией аппарата и техникой выполнения гемофильтрации предусмотрена защита больного от большинства возможных осложнений. Однако следует помнить, что гемофильтрация является методом интенсивной терапии, и в связи с этим требует обязательного привлечения к ее проведению врача-реаниматолога.

Литература

1. Андреева, О.С.// Методические рекомендации по установлению медицинских показаний и противопоказаний при назначении специалистами медико-социальной экспертизы технических средств реабилитации инвалида и методика их рационального подбора: издание второе, переработанное и дополненное. – (<http://www.rosmintrud.ru/docs/mintrud/handicapped/64>).
2. Андреева, О.С. Вопросы обеспечения инвалидов техническими средствами реабилитации / О.С. Андреева, С.Н. Пузин, Д.И. Лаврова – М.: ФБМСЭ, 2005 – 141 с.
3. Андреева, О.С. Обеспечение инвалидов креслами-колясками: информационно-методическое пособие / О.С. Андреева, Д.И. Лаврова – М.: ФГБУ ФБМСЭ, 2012 – 40 с.
4. Кейер, А.Н. Протезирование верхних конечностей: пособие для врачей и технического персонала протезно-ортопедических предприятий / А.Н. Кейер – СПб., 2007 – 345с.
5. Бломке, Ф. Протезы нижних конечностей : краткий учебный курс / Ф. Бломке – 2000.
6. Смычек, В.Ю. Реабилитация больных и инвалидов / В. Ю. Смычек – М: Медицинская литература , 2009 – 560 с.
7. Агеев, Е.Д. Система реабилитации слепых / Е.Д. Агеев – М, 1982 – 84 с.
8. Шумаков, В.И. Искусственные органы / В.И. Шумаков - М.: Медицина., 1990 – 270 с.
9. Шумаков, В.И. Трансплантация и искусственные органы / В.И. Шумаков - М., 1986 – 208 с.
10. Шумаков, В.И. Искусственные органы и биоуправляемые протезы / В.И. Шумаков, Я.С. Якобсон – М.: Знание, 1972 – 80 с.
11. Филатов, В.И. Справочник по протезированию / В.И. Филатов - Л., Медицина, 1978 – 280 с.

12. Кужекин, А.П. Конструкции протезно-ортопедических изделий / А.П. Кужекин - М., Легкая и пищевая промышленность, 1984 – 240 с.
13. Кужекин, А.П. Технология протезно-ортопедических изделий / А.П. Кужекин - М., Легпромбытиздат, 1985 - 312с.
14. Славуцкий, Я.Л. Физиологические аспекты биоэлектрического управления протезами / Я.Л. Славуцкий - М., Медицина, 1985 – 288 с.
15. Кригхофф, Р. Ортопедия: пер. с немец./ Р. Кригхофф - М.: Медицина, 1984 – 230 с.
16. Урмахер, Л.С. Технология изготовления очков / Л.С. Урмахер - М.: Медицина, 1990 – 320 с.
17. Шенк, Н.А. Лечебное протезирование в ортопедии / Н.А. Шенк – М.: Медицина, 1975 – 233 с.
18. Филатов, В.И. Протезирование детей с дефектами конечностей / В.И. Филатов – Л.: Медицина, 1981 – 280 с.
19. Фербер, Б.С. Теоретические основы построения протезов нижних конечностей и коррекции движения: в 3-х книгах / Б.С. Фербер, А.С. Витензон, И.Ш. Морейнис. - М.: ЦНИИПП, 1994 – 301 с.
20. Лисовский, В.А. Слуховые приборы и аппараты / В.А. Лисовский, В.А. Елисеев. - М., 1991 – 193 с.
21. Вайнштейн, А.М. Вспомогательные средства слуха / А.М. Вайнштейн – Л., 1972 – 127 с.
22. Базаров, В.Г. Основы аудиологии и слухопротезирования / В.Г. Базаров, Б.С. Мороз. - М., 1984 – 252 с. Вестник всероссийской гильдии протезистов-ортопедов / И.В. Шведовченко [и др.]; под общ. ред. И.В. Шведовченко – СПб., 2002-2016 – 78 с.
23. ГОСТ Р 51079-2006 Технические средства реабилитации людей с ограничениями жизнедеятельности. Классификация.
24. ГОСТ Р 51819-2001 Протезирование и ортезирование верхних и нижних конечностей. Термины и определения.
25. ГОСТ 26997-2002. Клапаны сердца искусственные. Общие технические условия – Минск, 2004.

26. Клинические рекомендации Европейского Общества кардиологов-2007 г. - М., 2008 – 186 с.
27. Кузмишин, Л.Е. Применение эндопротезов клапанов сердца и эндопротезов сосудов в качестве технических средств реабилитации / Л.Е. Кузмишин, М.П. Баньковская // Медико-социальные проблемы инвалидности – 2012 - №2 – 120 с.
28. Королева, И.В. Слуховая реабилитация глухих детей с кохлеарными имплантами / И.В. Королева – СПб.: КАРО , 2006 – 30 с.
29. ГОСТ 23251-83 Обувь ортопедическая. Термины и определения – 1985.
30. Смычек, В.Ю. Реабилитация больных и инвалидов / В.Ю. Смычек – М.: Медицинская литература, 2009 – 560 с.
31. Агеев, Е.Д. Система реабилитации слепых / Е.Д. Агеев - М, 1982 – 84 с.
32. Приспособления для инвалидов. Тематический выпуск - М., 1992 – 40 с.
33. Протезирование и протезостроение / Сборник научных трудов ВНИИПП, 1965-1998.
34. Материалы для современной медицины: учебное пособие / В.Н. Канюхов [и др.]; под общ. ред. В.Н. Конюхова - Оренбург: ГОУ ОГУ, 2004 – 113 с.

II. Практический раздел

Лабораторные работы

Лабораторная работа №1

ИЗУЧЕНИЕ КЛАССИФИКАЦИИ ТЕХНИЧЕСКИХ СРЕДСТВ РЕАБИЛИТАЦИИ ИНВАЛИДОВ

Цель работы: ознакомиться с классификацией технических средств реабилитации инвалидов, изучить конструкции выданных средств реабилитации и классифицировать их в соответствии с СТБ 1391-2003 (ИСО 9999:1998) «Технические средства реабилитации людей с ограничениями жизнедеятельности».

Оборудование и принадлежности к работе

1. Технические средства реабилитации.
2. Стандарт СТБ 1391-2003 (ИСО 9999:1998) «Технические средства реабилитации людей с ограничениями жизнедеятельности».

Основные положения

Стандарт СТБ 1391-2003 (ИСО 9999:1998) «Технические средства реабилитации людей с ограничениями жизнедеятельности» устанавливает классификацию технических средств реабилитации людей с ограничениями жизнедеятельности (далее – технические средства или средства).

Область распространения стандарта ограничена техническими средствами индивидуального пользования. Классификация технических средств предназначена для обеспечения международного сотрудничества в сфере социальной защиты людей с ограничениями жизнедеятельности и инвалидов и создания автоматизированных систем по обработке информации о потребности и обеспеченности людей в технических средствах, а также для подготовки статистических данных.

Стандарт не распространяется на:

- изделия, используемые для монтажа (сборки) технических средств;

- технические решения, полученные путем комбинирования технических средств;
- лекарства;
- технические средства и инструменты, применяемые исключительно в медицинской практике;
- технические средства для осуществления финансовых операций;
- тренажеры для обращения с техническими средствами.

Стандарт не охватывает средства общественного транспорта, доступные для людей с ограничениями жизнедеятельности, и средства, обеспечивающие доступность зданий и сооружений для людей с ограничениями жизнедеятельности.

В рассматриваемом стандарте применяют термины со следующими соответствующими определениями:

Нарушение здоровья человека – физическое, душевное и социальное неблагополучие, связанное с потерей или расстройством психологической, физиологической, анатомической структуры и (или) функции организма человека.

Ограничение жизнедеятельности – отклонение от нормы деятельности человека вследствие стойкого или обратимого нарушения здоровья, которое характеризуется ограничением способности осуществлять самообслуживание, самостоятельное передвижение, ориентацию, общение, контролировать свое поведение, а также способности к обучению и трудовой деятельности.

Инвалидность (человека) – нарушение здоровья данного человека, связанное со стойким расстройством функций, приводящее к ограничению жизнедеятельности по сравнению со здоровым человеком для данного возраста, пола, социальной и культурной среды и вызывающее необходимость его социальной защиты.

Человек с ограничениями жизнедеятельности – человек, имеющий один или несколько фактов нарушения здоровья или инвалидность, которые приводят к ограничению его способности осуществлять самообслуживание, самостоятельное передвижение, ориентацию, общение, контролировать свое

поведение, а также к ограничению способности к обучению и трудовой деятельности.

Техническое средство реабилитации человека с ограничениями жизнедеятельности – любые продукция, инструмент, оборудование или техническая система, используемые человеком с ограничением жизнедеятельности и обладающие специальными свойствами, которые позволяют предотвратить, компенсировать, ослабить или нейтрализовать ограничение жизнедеятельности человека.

Классификация – система понятий или структурных групп понятий, устанавливающая соответствующие связи между ними, при которой каждому понятию присваивают вполне определенный классификационный код и предоставляют определенное место.

Класс – совокупность подобных изделий, подразделенная на группы согласно определенным и (или) выбранным правилам.

Принципы классификации

Классификация основана на группировке технических средств по их основной функции. Например, в класс 03 должны быть включены исключительно те технические средства, которые имеют функции терапии и обучения. Если изделие имеет дополнительную функцию, по которой оно может быть отнесено к другому классу, то оно должно быть отнесено к классу по его основной функции. Программное обеспечение классифицировано по принципу, аналогичному классификации аппаратных средств, в соответствии с его основными функциями.

Элементы и правила, используемые при классификации. Построение

Классификация состоит из трех иерархических уровней, называемых соответственно классами, подклассами и группами. Каждый класс, подкласс или группа состоит из кода и наименования группировки технических средств. В наименовании группировки, при необходимости, приведены пояснения и (или) ссылки на коды других классификационных группировок. Ссылки приведены: – для исключения возможности попасть в данную позицию классификации технического средства, входящего в другую позицию

классификации; – для информации об однородном или технически взаимосвязанном техническом средстве, входящем в другую позицию классификации. Как правило, ссылки даны на позиции, находящиеся на более низкой ступени классификации.

Коды

Код состоит из трех группировок знаков, каждая из которых имеет две цифры. Первая и вторая цифры кода определяют класс технических средств, третья и четвертая цифры – подкласс, пятая и шестая цифры – группу технических средств. Коды записывают с интервалами между первой и второй, второй и третьей группировками. Исходя из практических целей, в настоящем стандарте классы определяют только двумя первыми цифрами, исключая две группы нулей, а подклассы – двумя первыми группировками знаков, исключая третью группу нулей. Коды соответственно определяют место класса, подкласса и группы технических средств в классификации

Цифры кода каждой последующей позиции выбраны с интервалом в три единицы, что позволяет зарезервировать между этими позициями места для внесения поправок и расширения номенклатуры технических средств при последующем внесении изменений и дополнений в настоящий стандарт без изменения основ данной классификации.

Классы 00, 01, 02, 90 – 99 и связанные с ними подклассы и группы зарезервированы для использования при создании национальных классификаторов. При создании национального или отраслевого классификатора могут использоваться зарезервированные коды любой классификационной группировки. Любая позиция, обозначенная номером 89 на всех ступенях разукрупнения, зарезервирована для технических средств, которые классифицированы как «другие».

Наименования классификационных группировок технических средств

В наименованиях классификационных группировок используется общепринятая терминология в этой области. По изделиям, на которые существуют стандарты, термины используются по этим стандартам.

Наименования классификационных группировок приведены во множественном числе.

Наименование класса технических средств включает в себя, как правило, общее функциональное назначение этих средств. Наименование класса может состоять только из наименования технических средств, сгруппированных в нем, без указания функционального назначения технических средств, если приведенное наименование технических средств широко применяют в практике реабилитации людей с ограничениями жизнедеятельности или если функциональное назначение данных технических средств отражено в их наименовании.

В зависимости от типа технических средств наименование подкласса или группы технических средств включает в себя общее функциональное назначение этих средств (например, технические средства для взвешивания и измерения) или состоит из наименования конкретного технического средства без указания его функционального назначения (например, ножницы).

Для исключения повторения наименования подкласса технических средств в наименовании групп их необходимо рассматривать совместно.

Если технические средства предназначены для какой-либо определенной категории или группы людей с ограничениями жизнедеятельности, то в наименование группировки этих технических средств может быть включено наименование категорий или групп людей с ограничениями жизнедеятельности, для которых предназначены данные технические средства.

Каждый класс равен сумме подклассов, а подкласс – сумме его групп. В качестве общего наименования технических средств, входящих в класс или подкласс, используются заголовки к ним.

Изделия технических средств появляются только на уровне третьей ступени классификационного деления, т. е. на уровне группы.

Детали и принадлежности технических средств для людей с ограничениями жизнедеятельности, а также отдельные приспособления для этих людей в жилых зданиях и других помещениях включены, как правило, в состав группировок технических средств, с которыми они неразрывно связаны.

Детали, принадлежности и приспособления, принадлежащие к какой-либо группе технических средств, классифицированы таким образом, чтобы обеспечивалась взаимосвязь между ними и техническими средствами, к которым они принадлежат.

Классификация технических средств основана на таких признаках, которые не требуют проведения испытаний и измерений.

Классификация гипотетических технических средств отсутствует.

Порядок выполнения работы

1. Получить у преподавателя образцы технических средств реабилитации.



Образец № 1



Образец № 2



Образец № 3



Образец № 4



Образец № 5



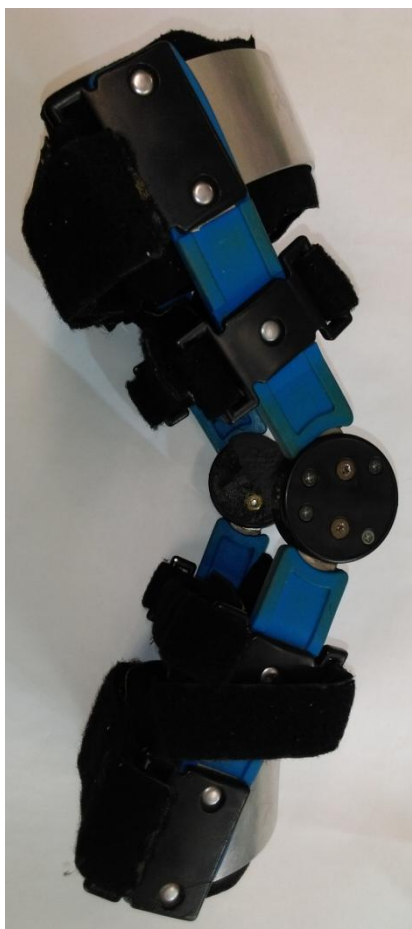
Образец № 6



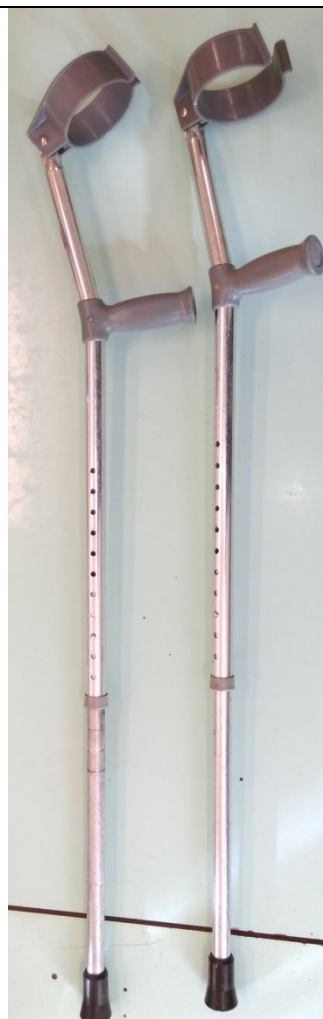
Образец № 7



Образец № 8



Образец № 9






Образец № 10



Образец № 11



Образец № 12

	
Образец № 13	Образец № 14
	
Образец № 15	Образец № 16

2. Изучить устройство и назначение образцов.
3. Пользуясь стандартом СТБ 1391 определить класс, подкласс и группу технических средств реабилитации.
4. На основании полученных результатов заполнить табл. 1.

Табл. 1 – Классификация технических средств реабилитации

№ Образца (фото)	Название технических средств	Класс технических средств	Подкласс технических средств	Группа технических средств	Код технических средств

Содержание отчета

1. Наименование и цель работы.
2. Технические средства и принадлежности к работе.
3. Табл. с результатами классификации.
4. Выводы.

Литература

1. СТБ 1391-2003 (ИСО 9999:1998) Технические средства реабилитации людей с ограничениями жизнедеятельности. Классификация.

Лабораторная работа №2

КЛАССИФИКАЦИЯ ИНВАЛИДНЫХ КРЕСЕЛ-КОЛЯСОК

Цель работы: Изучение устройства кресла-коляски и ее классификация по наиболее характерным признакам.

Оборудование и принадлежности к работе

1. Кресло-коляска инвалидное
2. Линейка металлическая измерительная
3. Рулетка металлическая

Основные положения

Кресло – коляска это транспортное средство, предназначенное для инвалидов и больных, и приводимое в движение мускульной силой пользователя или сопровождающего, электроприводом или смешанным приводом.

Составными частями кресло-колясок являются: система опоры тела, т.е. те части кресло-коляски, на которые непосредственно опирается тело пользователя (сиденье, спинка, подлокотник, подножка); ходовая система кресло-коляски, т.е. набор деталей и сборочных единиц кресло-коляски, необходимый для ее передвижения (система привода, система управления и система торможения); колеса (ведущее, управляющее, поворотное, поддерживающее); рама кресло-коляски.

Кресло-коляска имеет определенные размеры: ширина сиденья, высота сиденья, глубина сиденья, высота спинки, высота подлокотников, расстояние между подлокотниками, габаритная ширина кресло-коляски, габаритная высота кресло-коляски, габаритная длина кресло-коляски, габаритная ширина кресло-коляски в сложенном виде, габаритная высота кресло-коляски в сложенном виде. Следует различать следующие виды кресло-колясок:

- комнатная кресло-коляска, которая предназначена для использования в помещениях;
- прогулочная кресло-коляска, которая предназначена для

использования вне помещений, в том числе на площадках с твердым покрытием и природных ландшафтах;

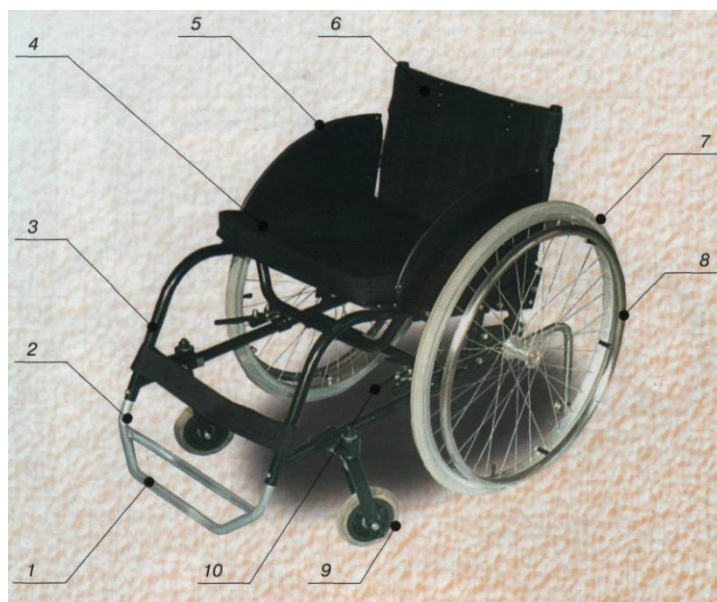
- универсальная кресло-коляска, предназначенная для использования в помещениях и вне помещений (рис.1);



1- поворотное колесо; 2- подножки; 3- опоры для ног; 4, 12 - полурама; 5- сидение; 6- съемная боковина с подлокотником; 7- спинка; 8- крестовина; 9- обод; 10- ведущее колесо; 11- тормоз

Рис. 1. Универсальная кресло-коляска

- дорожная кресло-коляска, предназначенная для передвижения по улицам и дорогам с твердым покрытием с уклоном не более 10 %;
- спортивная кресло-коляска, предназначенная для занятия спортом (игры в теннис, баскетбол, фигурного вождения и др. (рис.2));
- гоночная кресло-коляска, которая представляет собой разновидность спортивной кресло-коляски для гонки на короткие или длинные дистанции.



1 - подступни; 2 - подножка; 3 - рама; 4 - сидение; 5 - съемный подлокотник; 6 - спинка; 7 - ведущее колесо; 8 – обод; 9 - поворотное колесо; 10-тормоз; 11-подушка

Рис. 2. Спортивная кресло-коляска

По типам привода различают следующие виды кресло-колясок:

- кресло-коляска с ручным (ножным) приводом, которая приводится в движение мускульной силой пользователя; кресло-коляска с электроприводом, которая приводится в движение электродвигателем;
- кресло-коляска со смешанным приводом, которая приводится в движение как мускульной силой пользователя, так и электродвигателем.

По способности к складыванию различают следующие виды кресло-колясок:

- нескладная;
- складная (катаемая и не катаемая);
- разборная (катаемая и некатаемая).

Для кресло-колясок существует целый ряд комплектующих: колеса, спинки, съемные боковины, подголовники, подлокотники, подножки, ремни для пристегивания обуви, ремни для пристегивания ног, подпятнички, рукоятки (ручки) для толкания, сиденья (с регулируемой распоркой, при артродезе, кожаные для инвалидов с высокой ампутацией нижних конечностей, с вынимаемым сегментом для туалета).

Кресло-коляска комнатная с ручным приводом от обода колеса предназначена для передвижения внутри и вне помещений по дорожкам и площадкам с твердым покрытием как самостоятельно инвалидами, так и помощью сопровождающих лиц.

В настоящей лабораторной работе применены следующие термины с соответствующими определениями (в соответствии с СТБ 1038-97):

Система опоры тела – части кресла-коляски, на которые непосредственно опирается тело пользователя.

Ходовая система кресла-коляски – набор деталей и сборочных единиц, необходимый для ее передвижения.

Система привода кресла-коляски – набор деталей и сборочных единиц, необходимый для приведения кресла-коляски в движение.

Система управления кресла-коляски – набор деталей и сборочных единиц, необходимый для ее управления.

Система торможения – набор деталей и сборочных единиц, необходимый для торможения кресла-коляски.

Классификация и основные размеры

Кресла-коляски классифицируются по наиболее характерным признакам на пять групп. Классификация кресел-колясок заключается в использовании пятизначного цифрового кода, в котором каждая цифра обозначает определенный тип кресел-колясок в пределах каждой группы. Цифры должны быть отделены друг от друга тире.

Первая группа. В зависимости от способа приведения в движение и управления кресла-коляски подразделяются на следующие типы:

- тип 1 – управляемое сопровождающим лицом, немеханизированный привод;
- тип 2 - ручной прямой привод на задние колеса;
- тип 3 - ручной прямой привод на передние колеса, двуручное;
- тип 4 – ручной рычажный привод;
- тип 5 – ручной односторонний привод;

- тип 6 - ножной привод;
- тип 7 – управляемое сопровождающим лицом, механизированный привод;
- тип 0 – прочие.

Вторая группа. Код в зависимости от сочетания диаметра колес и габаритной ширины кресел-колясок приведен в таблице 1.

Табл. 1 - Код в зависимости от сочетания диаметра колес и габаритной ширины кресел-колясок

Габаритная ширина, мм	Код второй группы		
	Диаметр всех колес меньше 250 мм или одно-два колеса имеют диаметр меньше 180 мм	Диаметр больших колес превышает 260 мм, диаметр малых колес от 180 до 260 мм	Диаметр всех колес превышает 260 мм
Меньше 550	1	4	7
От 550 до 660	2	5	8
От 660 до 700	3	6	9

Цифра 0 во второй группе обозначает специальную конструкцию при несоответствии размеров кресла-коляски, указанным в таблице 1.

Третья группа. Код в зависимости от сочетания регулирований сиденья и спинки кресла-коляски приведен в таблице 2.

Табл. 2 - Код в зависимости от сочетания регулирований сиденья и спинки кресла-коляски

Положение наклона спинки	Код третьей группы	
	Положение наклона сиденья	
	Не регулируется	Регулируется вручную
Не регулируется	1	4
Регулируется вручную	2	5

Цифра 0 обозначает, что кресла-коляски поставляются с сиденьем без спинки или то, что угол между сиденьем и спинкой неизменный.

Четвертая группа. Код в зависимости от сочетания регулирования подлокотников и подножек кресла-коляски приведен в таблице 3.

Табл. 3 - Код в зависимости от сочетания регулирования подлокотников и подножек кресла-коляски

Положение подножки	Код четвертой группы		
	Положение подлокотника		
	фиксированного	регулируемого по высоте	съёмного или складывающегося
Не регулируется	1	4	7
Регулируется вручную	2	5	8

Цифра 0 в знаке кода четвертой группы обозначает, что, либо подлокотник, либо подножка в кресле-коляске отсутствуют.

Пятая группа. В зависимости от способности к складыванию кресла-коляски подразделяют на шесть типов:

- тип 1 – нескладываемое.

Если габаритные размеры кресла-коляски не могут быть уменьшены, то в обозначении знака кода пятой группы должна быть цифра 1;

- тип 2 – катаемое складное.

Если габаритные размеры кресла-коляски могут быть уменьшены в одном или более размерах без демонтажа каких-либо деталей и при этом кресло-коляска сохранит свою способность к перекачиванию на колесах в сложенном состоянии, то в обозначении знака кода пятой группы должна быть цифра 2;

- тип 3 – некатаемое складное.

Если габаритные размеры кресла-коляски могут быть уменьшены в одном или более размерах без демонтажа каких-либо деталей, но при этом кресло-коляска теряет свою способность к перекачиванию в сложенном состоянии, то в обозначении знака кода пятой группы должна быть цифра 3;

- тип 4 – разборное.

Если габаритные размеры кресла-коляски могут быть уменьшены разъединением последней на составные части без применения каких-либо инструментов, то в обозначении знака кода пятой группы должна быть цифра 4;

- тип 5 – разборное (катаемое складное).

Если кресло-коляска является складным и, если его габаритные размеры или масса могут быть уменьшены отделением одной или более деталей без применения каких-либо инструментов и при этом колеса можно использовать

для перекаtywания кресла-коляски в сложенном состоянии, то в обозначении знака кода пятой группы должна быть цифра 5;

- тип 6 – разборное (некатаемое складное).

Если кресло-коляска является складным и его габаритные размеры или масса могут быть уменьшены отделением одной или более деталей без применения каких-либо инструментов, но при этом кресло-коляска теряет способность к перекаtywанию на колесах в сложенном состоянии, то в обозначении знака кода пятой группы должна быть цифра 6.

Типы изготавливаемых кресел-колясок в зависимости от назначения и возраста больных и инвалидов приведены в таблице 4.

Табл. 4 - Типы изготавливаемых кресел-колясок в зависимости от назначения и возраста больных и инвалидов

Назначение кресла-коляски	Буквенное обозначение	Обозначение возрастной группы
Комнатное	К	В – взрослая
Прогулочное	П	П – подростковая
Спортивное	С	Д - детская
Индивидуальное (специального назначения)	И	

Кресла-коляски должны включать следующие основные элементы: систему опоры тела; ходовую систему, колеса, раму.

Система опоры тела включает сиденье, спинку, подлокотники, подножку.

Для удобства пользователя кресла-коляски могут оснащаться подголовниками или боковыми упорами для головы, удлинителем спинки, подушками, различными валиками, подставками, дополнительными сиденьями, чехлами, столиками и др.

Ходовая система включает систему привода, систему управления и систему торможения.

Колеса кресел-колясок подразделяются на: ведущие, управляющие, поворотные, поддерживающие.

Рама кресла-коляски представляет собой узел, служащий для соединения и размещения составных частей кресла-коляски.

Сиденье, спинка, рама и т.д. могут представлять собой единое целое или

состоять из нескольких частей.

Конструкция кресел-колясок должна обеспечивать доступность, легкосъемность и взаимозаменяемость деталей и сборочных единиц (подлокотников, колес, подножек и др.) при техническом обслуживании и ремонте.

Масса кресел-колясок не должна превышать следующих значений:

- комнатного – не более 25 кг;
- прогулочного – не более 32 кг;
- спортивного – не более 20 кг;
- специального назначения – не более 120 кг.

Кресла-коляски по размерам не должны превышать значений, указанных в таблице 5.

Табл. 5 – Предельные размеры кресел-колясок

Габаритные размеры	Значения, мм
Длина	1000-1200
Ширина	600-700
Высота	1000-1090
Примечания	
1. Габаритные размеры комнатных кресел-колясок не должны превышать по ширине – 670 мм, по длине – 1175 мм.	
2. Габаритные размеры кресел-колясок специального назначения по согласованию с заказчиком могут превышать значения, указанные в таблице.	

Пример условного обозначения кресла-коляски комнатного детского:

«Кресло-коляска 2-2-1-2-2-КД СТБ ХХХХ-96», где

2 – ручной прямой привод на задние колеса;

2 – диаметр двух колес меньше 180 мм;

1 – положение сиденья и спинки не регулируются;

2 – подножка регулируется вручную, подлокотник фиксированный;

2 – катаемое складное;

К – комнатное;

Д – детское;

ХХХХ – номер СТБ.

Порядок выполнения работы

1. Изучить устройство инвалидной кресла-коляски.
2. Определить основные элементы: систему опоры тела, ходовую систему, колеса, раму.
3. На основании приведенной классификации определить
 - Тип коляски в зависимости от способа приведения в движение и управления кресла-коляски;
 - Код в зависимости от сочетания диаметра колес и габаритной ширины кресел-колясок;
 - Код в зависимости от сочетания регулирований сиденья и спинки кресла-коляски;
 - Код в зависимости от сочетания регулирования подлокотников и подножек;
 - Тип в зависимости от способности к складыванию кресла-коляски;
 - Тип кресла-коляски в зависимости от назначения и возраста больных и инвалидов.

Содержание отчета

5. Наименование и цель работы.
6. Оборудование и принадлежности к работе.
7. Определение типа кресла-коляски в пределах каждой группы.
8. Пятизначный цифровой код изучаемой кресла-коляски.
9. Выводы.

Литература

1. ГОСТ 30472-96 (ИСО 7930-86) Кресла-коляски. Классификация по типам, основанная на характеристиках внешнего вида.
2. СТБ 1038-2003 Кресла-коляски инвалидные. Общие технические условия.

Лабораторная работа № 3

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ПАРАМЕТРОВ ИНВАЛИДНЫХ КРЕСЕЛ-КОЛЯСОК

Цель работы: 1. Изучение устройства кресла-коляски. 2. Определение габаритных размеров, массы, минимального радиуса поворота, минимальной ширины разворота кресла-коляски, определение параметров и размеров сиденья и колеса инвалидных кресел-колясок. 3. Приобретение навыков измерения параметров и оформления протокола испытаний.

Оборудование и принадлежности к работе

1. Кресло-коляска.
2. УН (устройство нагружения).
3. Рулетка измерительная металлическая по ГОСТ 7502-98.
4. Линейка металлическая измерительная по ГОСТ 427-75.
5. Динамометр по ГОСТ 13837-79.
6. Весы для статического взвешивания.

Основные теоретические сведения

Кресло – коляска это транспортное средство, предназначенное для инвалидов и больных, и приводимое в движение мускульной силой пользователя или сопровождающего, электроприводом или смешанным приводом.

Составными частями кресло-колясок являются: система опоры тела, т.е. те части кресло-коляски, на которые непосредственно опирается тело пользователя (сиденье, спинка, подлокотник, подножка); ходовая система кресло-коляски, т.е. набор деталей и сборочных единиц кресло-коляски, необходимый для ее передвижения (система привода, система управления и система торможения); колеса (ведущее, управляющее, поворотное, поддерживающее); рама кресло-коляски.

Кресло-коляска имеет определенные размеры: ширина сиденья, высота сиденья, глубина сиденья, высота спинки, высота подлокотников, расстояние между подлокотниками, габаритная ширина кресло-коляски, габаритная высота

кресло-коляски, габаритная длина кресло-коляски, габаритная ширина кресло-коляски в сложенном виде, габаритная высота кресло-коляски в сложенном виде.

Кресло-коляска инвалидная, из алюминиевого сплава VCWK9AL, предназначенная для использования в помещениях и вне помещений показана на рис. 1.

Кресло-коляска состоит из следующих основных элементов: 1 – ручка для толкания; 2 – тормозной рычаг для сопровождающего лица; 3 – подлокотник; 4 – ведущее колесо; 5 – металлический обод; 6 – рама сиденья; 7 – соединительный зажим заднего колеса; 8 – вилка поворотного колеса; 9 – поворотное колесо; 10 – спинка; 11 – подушка сиденья; 12 – рама подножки; 13 – рычаг ручного тормоза; 14 – рукоятка подножки; 15 – отверстие подножки; 16 – крестовая рама; 17 – подножки.



1 - ручка для толкания; 2 - тормозной рычаг для сопровождающего лица; 3 - подлокотник; 4 – ведущее колесо; 5 - металлический обод; 6 - рама сиденья; 7 - соединительный зажим заднего колеса; 8 - вилка поворотного колеса; 9 - поворотное колесо; 10 - спинка; 11 - подушка сиденья; 12 – рама подножки; 13 – рычаг ручного тормоза; 14 – рукоятка подножки; 15 – отверстие подножки; 16 – крестовая рама; 17 – подножки

Рис. 1. Универсальная кресло-коляска:

Средства определения габаритных размеров, массы, минимального радиуса поворота, минимальной ширины разворота, параметров и размеров сиденья и колеса

Габаритные размеры, масса, минимальный радиус поворота и минимальная ширина разворота кресел-колясок определяется в соответствии с ГОСТ 30474-96:

1. Определение габаритных размеров кресел-колясок должно проводиться на ровной жесткой поверхности.
2. Определения размеров должны проводиться металлической рулеткой по ГОСТ 7502-98 с пределом измерения не менее 2 метров или металлической линейкой по ГОСТ 427-75.
3. Определение массы кресел-колясок должно проводиться на весах по ГОСТ 23676-79.

Определения и сокращения, применяемые в работе

В настоящей лабораторной работе применены следующие термины с соответствующими определениями и сокращениями:

1. УН – устройство, используемое для нагружения кресла-коляски и создания базовых плоскостей, от которых проводят измерения;
2. УНВ – УН, соответствующее размеру тела взрослого человека;
3. УНР – УН, соответствующее размеру тела ребенка;
4. Базовая плоскость сиденья: плоскость основания узла сиденья УН (рис. 2);
5. Базовая плоскость спинки: плоскость, касательная к средней вертикальной линии наружной изогнутой стороны узла спинки УН (рис. 2);

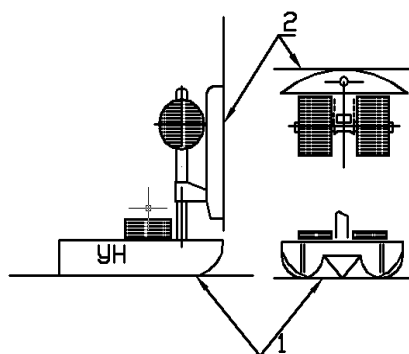


Рис. 2. Базовые плоскости сиденья и спинки:

1 - базовая плоскость сиденья; 2 - базовая плоскость спинки

б. Базовая плоскость подножки: плоскость, проходящая через задний край опоры стопы (или задника-держателя) и наиболее выступающую переднюю часть сиденья кресла-коляски, или плоскость, проходящая через задний край опоры стопы (или задника-держателя) кресла-коляски и наиболее выступающую часть подставки под голень (рис. 3).

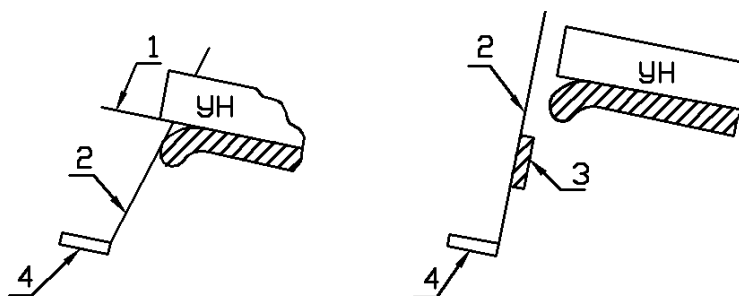


Рис. 3. Базовая плоскость подножки:

1 - базовая плоскость сиденья; 2 - базовая плоскость подножки; 3 - подставка под голень; 4 - опора стопы

Порядок подготовки к проведению определения габаритных размеров

1. Кресла-коляски должны быть оснащены всеми вспомогательными устройствами (например, подголовниками, удлинителем спинки), входящими в комплект поставки, и должны быть в состоянии готовности для пользователя.

2. Если спинка кресел-колясок регулируется по высоте и (или) по углу наклона, то при проведении измерений она должна быть установлена в

верхнее вертикальное положение или верхнее положение, максимально близкое к вертикальному.

3. Если конструкция кресел-колясок предусматривает возможность нескольких вариантов установки спинки или (и) подножки, то измерения следует проводить для каждого из, возможных вариантов.

4. Подножка должна быть отрегулирована таким образом, чтобы ее нижняя точка находилась на 50 мм выше опорной поверхности.

Если подножка имеет, регулируемый угол наклона, то та ее часть, на которой размещаются ступни, должна быть в горизонтальном положении или возможно близким к нему.

5. Если кресла-коляски имеют конструкцию с переменной базой, измерения должны быть проведены во всех крайних положениях.

Методы определения габаритных размеров

1. Измерения производят с точностью до 10 мм.

2. Для определения габаритных размеров кресел-колясок в состоянии полной готовности (рис. 4) поворотные колеса следует устанавливать для движения вперед, а спинку – в ее верхнее вертикальное положение.

Измеряют горизонтальное расстояние L между крайними передней и задней точками кресла-коляски (с учетом подножки).

Измеряют горизонтальное расстояние L_0 между крайними передней и задней точками кресла-коляски (без учета подножки).

Измеряют максимальную ширину B кресла-коляски.

Измеряют вертикальное расстояние H от основания до верхней точки кресла-коляски.

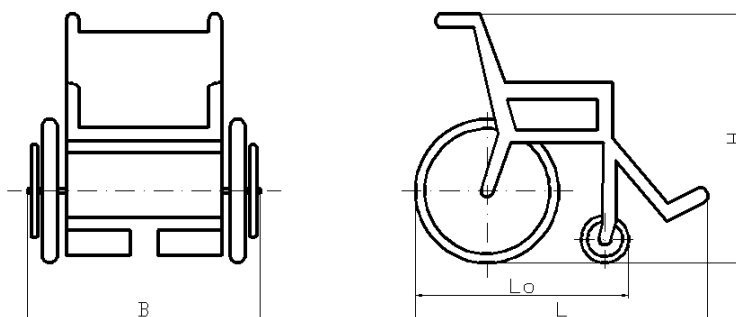


Рис. 4. Обозначение габаритных размеров кресел-колясок в состоянии полной готовности

Определение размеров кресла-коляски в сложенном виде

1. Для определения минимальной длины L_{\min} измеряют расстояние между крайними передней и задней точками кресла-коляски (рис. 5).
2. Для определения минимальной ширины B_{\min} измеряют общую ширину кресла-коляски.
3. Для определения минимальной высоты H_{\min} измеряют расстояние от основания до крайней верхней точки кресла-коляски.
4. Для определения минимального объема V_{\min} снимают все детали, не требующие для их снятия инструментов, и укладывают их в кресло таким образом, чтобы произведение $L_{\min} \cdot B_{\min} \cdot H_{\min}$ когда размеры вновь определены, имело минимальное значение.

Это значение и является минимальным объемом кресел-колясок V_{\min} .

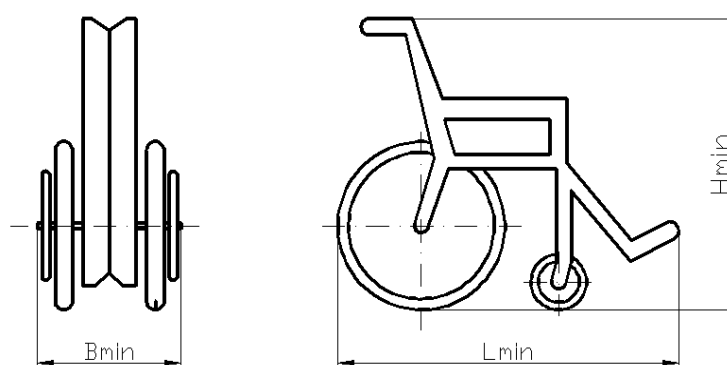


Рис. 5. Обозначение габаритных размеров кресел-колясок в сложенном виде

Метод определения массы

Массу кресел-колясок и вспомогательных устройств следует определять с точностью до килограмма.

Метод определения минимального радиуса поворота и минимальной ширины разворота

1. Для проведения этих измерений следует отрегулировать подножку таким образом, чтобы нижняя точка находилась на 50 мм выше опорной поверхности, а подножка располагалась под углом 90° или ближайшим возможно меньшим углом к сиденью. Спинку следует установить в ее верхнее положение.

2. Для определения минимального радиуса поворота r_{\min} необходимо измерять радиус наименьшего цилиндра, в который могут вписаться кресла-коляски при повороте на 360° в соответствии с рис. 6.

3. Для определения минимальной ширины разворота между ограничивающими стенками $b_{0\min}$ необходимо измерять минимальную ширину коридора, в котором кресла-коляски могут развернуться на 180° , лишь однажды пользуясь задним ходом.

Создают коридор таким образом, чтобы ширина его была переменной.

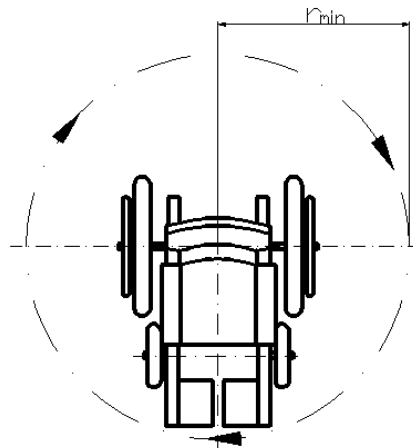


Рис. 6. Минимальный радиус поворота

Кресла-коляски разворачивают в коридоре наиболее удобным в зависимости от конструкции способом. Однако движение задним ходом допускается только один раз.

Постепенно уменьшают, ширину коридора и определяют минимальную ширину коридора, в котором кресла-коляски могут быть развернуты, не касаясь стен (рис. 7).

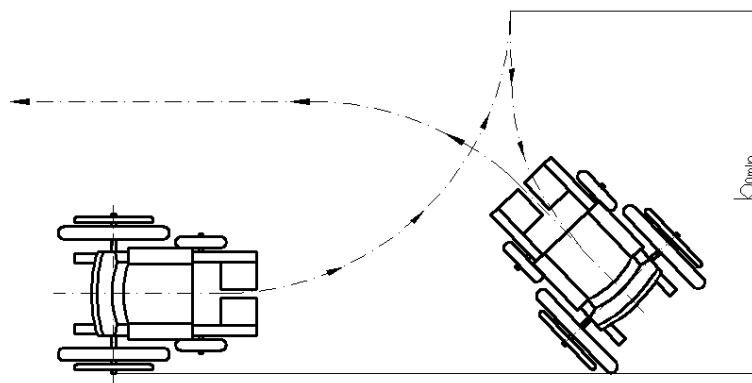


Рис. 7. Минимальная ширина разворота

Порядок подготовки кресла-коляски к проведению измерений параметров и размеров сиденья и колеса

1 Оснащение кресла-коляски.

1.1 Кресло-коляска должно быть полностью оснащено для нормального использования подлокотниками, подножками и (или) опорами стопы. Съемные подушки, ремни, и т.п. должны быть удалены.

1.2 Если кресло-коляска оснащено пневматическими шинами, то давление воздуха в них должно соответствовать требованиям нормативных документов предприятия-изготовителя.

Если установлен диапазон давлений, то следует выбирать максимальное значение.

1.3 Во время проведения измерений кресло-коляска должно быть загружено УН.

2 Регулирование кресла-коляски.

2.1 Кресло-коляску устанавливают в рабочее положение в соответствии с рекомендациями предприятия-изготовителя.

Если такие рекомендации предприятием-изготовителем не установлены, то кресло-коляску следует установить в следующей последовательности:

- а) установить кресло-коляску на испытательную площадку;
- б) установить кронштейн каждого поворотного колеса кресла-коляски вертикально с допуском от 0° до минус 1° или, если это невозможно, установить как можно ближе к вертикальному положению в отрицательном направлении (если верхняя часть кронштейна (вилка) поворотного колеса смещена назад, то направление считают отрицательным).

в) если система опоры тела относительно рамы может регулироваться по высоте и (или) по горизонтали, то ее необходимо установить в среднее положение или, если это невозможно, – в ближайшее заднее и (или) нижнее положение с допуском ± 5 мм;

г) установить положительный угол наклона сиденья кресла-качалки (измерение 1) $8^{\circ} \pm 2^{\circ}$ или, если это невозможно, выбирают ближайшее наибольшее значение;

д) установить положительный угол наклона спинки сиденья кресла-коляски (измерение 6) $10^{\circ} \pm 2^{\circ}$ или, если это невозможно, выбирают ближайшее наибольшее значение;

е) установить угол наклона подножки к поверхности сиденья кресла-коляски как можно ближе к $90^{\circ} \pm 1^{\circ}$;

ж) установить ведущие колеса кресла-коляски в положение, при котором значение развала не более $2^{\circ} \pm 1^{\circ}$, схождения не более 1° ;

з) установить горизонтальное положение оси ведущих колес в среднее положение с допуском ± 3 мм или, если это невозможно, – в ближайшее к среднему отрицательное положение (измерение 25);

и) установить вертикальное положение оси ведущих колес в среднее положение с допуском ± 3 мм или, если это невозможно, – в ближайшее к среднему положительное положение (измерение 26);

к) установить горизонтальное положение оси вращения поворотных колес в среднее положение с допуском ± 3 мм или, если это невозможно, – в ближайшее к среднему отрицательное положение;

л) установить вертикальное положение оси вращения поворотных колес в среднее положение с допуском ± 3 мм или, если это невозможно, – в ближайшее снизу к среднему положительному положению;

м) установить максимальное расстояние между поворотными колесами;

н) установить в среднее положение поворотные колеса в пределах кронштейна (вилки) по высоте с допуском ± 1 мм или, если это невозможно, – выбрать ближайшее к среднему положению в сторону увеличения расстояние между колесом и кронштейном;

о) установить подножку/опору стопы с минимально возможным расстоянием от испытательной площадки до самой низкой ее части, но не менее 50 мм;

п) все остальные регулируемые детали кресла-коляски необходимо установить как можно ближе к среднему положению диапазона регулирования.

Если регулирование деталей кресла-коляски не обеспечивает их идеальное среднее положение, то следует выбрать такое положение, которое даст ближайший больший размер;

р) проверить надежность закрепления деталей в соответствии с документацией предприятия-изготовителя.

3 Выбор УН.

Тип УН (УНВ либо УНР) выбирают в зависимости от размера кресла-коляски таким образом, чтобы УН было размешено на сидении кресла-коляски с боковым зазором с каждой стороны не менее 2 мм.

4 Расположение УН в кресле-коляске.

4.1 В целях безопасности при загрузке кресла-коляски УН и измерении параметров и размеров кресла-коляски с низкой устойчивостью (особенно для кресел-колясок спортивного типа), кресло-коляску необходимо закрепить.

4.2 Расположить УН в кресле-коляске следующим образом:

а) установить кресло-коляску на испытательную площадку у стены, применяя при этом тормоза или тормозные колодки;

б) поместить УН выбранного типа, без нагружающих масс, по центру сиденья кресла-коляски так, чтобы наружная сторона узла спинки и задний край узла сиденья соприкасались со спинкой кресла-коляски.

в) закрепить УН в кресле-коляске, чтобы полностью исключить возможность какого-либо перемещения УН во время проведения измерений;

г) для кресел-колясок, имеющих зазор между сиденьем и спинкой, зафиксировать узел спинки УН в точке H узла сиденья УН под углом $105^{\circ} \pm 1^{\circ}$ к горизонтали (рис. 8);

д) для кресел-колясок с низкой спинкой (высота спинки 250–300 мм) зафиксировать узел спинки УН в точке H узла сиденья УН под углом $90^{\circ} \pm 1^{\circ}$ к горизонтали (рис. 9);

4.3 Для всех остальных типов кресел-колясок, отличных от указанных в 4.2, узел спинки УН устанавливают свободно.

В этом случае УН в кресле-коляске расположить следующим образом:

а) установить кресло-коляску на испытательную площадку у стены, применяя при этом тормоза или тормозные колодки;

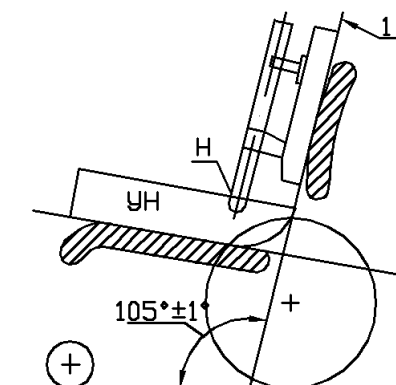


Рис. 8. Фиксация узла спинки УН для кресел-колясок, имеющих зазор между сиденьем и спинкой:

H – место крепления узла спинки УН на узле сиденья УН; *1* – базовая плоскость спинки

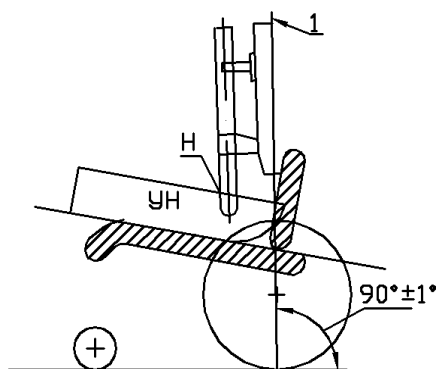


Рис. 9. Крепление узла спинки УН для кресла-коляски с низкой спинкой:

H – место крепления узла спинки УН на узле сиденья УН;

1 – базовая плоскость спинки

б) установить УН без нагружающих масс так, чтобы задняя часть его находилась на расстоянии (30 ± 10) мм от спинки кресла-коляски (рис. 10);

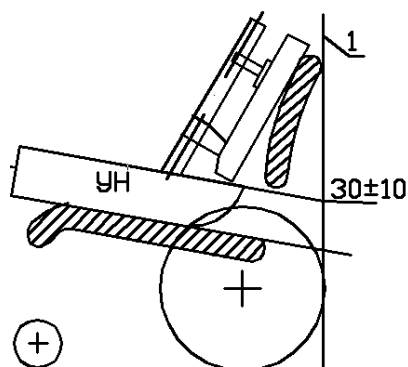


Рис. 10. Расположение УН. Определение силы F_s

1 – стена; 2 – испытательная площадка

в) зафиксировать узел спинки УН в точке Н узла сиденья УН.

4.4. Разместить дополнительные нагружающие массы на УН, начиная с нагружения узла сиденья, кончая нагружением узла спинки, и закрепить эти массы.

5. Порядок определения параметров системы опоры тела и колеса кресла-коляски

5.1 Все параметры системы опоры тела и колеса кресла-коляски определяют при нагруженном кресле-коляске.

5.2 Измерение линейных размеров системы опоры тела и колеса кресла-коляски проводят металлическими линейкой по ГОСТ 427 или рулеткой по ГОСТ 7502, угловых размеров – угломером по ГОСТ 5378 прямым измерением.

5.3 Недоступные для прямого измерения размеры сиденья, спинки, подголовника и колеса кресла-коляски можно определить расчетным путем, используя известные размеры УН и размеры доступных частей кресла-коляски.

5.4 Погрешность измерения линейных размеров системы опоры тела и колеса кресла-коляски должна быть не более ± 3 мм, угловых размеров – более $\pm 1^\circ$.

5.5 Размеры УН определяют следующим образом:

- закрепить узел спинки УН относительно узла сиденья УН в положении, соответствующем типу кресла-коляски;
- поместить УН на ровную поверхность;

– определить линию пересечения базовых плоскостей узла сиденья УН и узла спинки УН скольжением тонких полосок из пластика или металла позади узла спинки УН (рис. 11):

– измерить и записать размеры L и H .

5.6 Для кресел-колясок с регулируемыми размерами системы опоры тела определяют диапазон регулирования, измеряя максимальное и минимальное значения размеров, а при отсутствии плавного регулирования размеров системы опоры тела кресла-коляски указывают количество переключений регулирования.

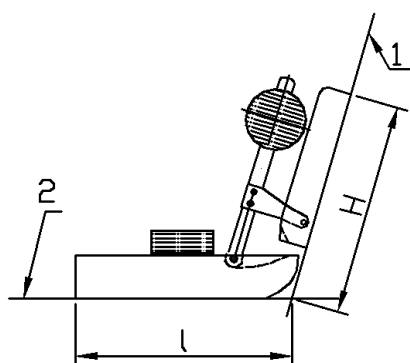


Рис. 11. Определение размеров УН: H -длина узла спинки УН; L -длина узла сиденья УН; 1 - базовая плоскость спинки; 2 - базовая плоскость сиденья

Порядок выполнения работы

1. Изучить устройство инвалидного кресла-коляски.
2. Выбрать средства измерения, предназначенные для выполнения лабораторной работы.
3. Провести подготовку коляски к проведению измерения габаритных размеров.
4. Провести измерения следующих параметров:
 - Измерение 1. Определение габаритных размеров кресла-коляски в состоянии полной готовности.
 - Измерение 2. Определение габаритных размеров кресла-коляски в сложенном виде.
 - Измерение 3. Определение массы кресла-коляски.
 - Измерение 4. Определение минимального радиуса поворота кресла-

коляски.

Измерение 5. Определение минимальной ширины разворота кресла-коляски.

Измерение 6. Угол наклона сиденья – угол наклона базовой плоскости сиденья относительно горизонтали (рис. 12). Угол показан положительным.

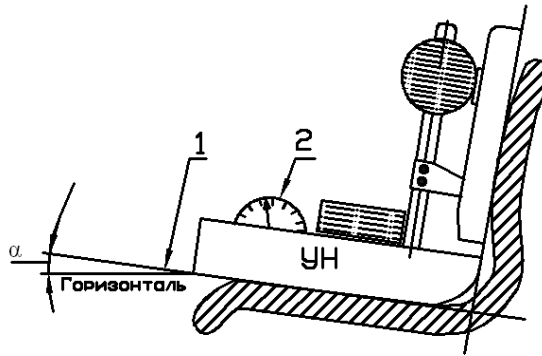


Рис.12 Угол наклона сиденья

α – угол наклона сиденья; 1 – базовая плоскость сиденья; 2 – угломер с нониусом

Измерение 7. Эффективная глубина сиденья – расстояние между линиями, образованными пересечением базовой плоскости сиденья с базовой плоскостью подножки и базовой плоскости сиденья с базовой плоскостью спинки (рис. 13).

Если глубина сиденья кресла-коляски больше длины узла сиденья УН, то этот размер можно определить измерением размера t , как показано на рисунке 8, и размера L , определенного в п.5 предыдущего раздела.

Измерение 8. Ширина сиденья – ширина сиденья, определенная параллельно базовой плоскости сиденья на расстоянии 120 мм (72 мм, когда используют УНР) от базовой плоскости спинки (рис. 14).

Для сидений типа «Корзина» с бортами более 50 мм или менее 50 мм ширину сиденья определяют, как показано на рис. 9.

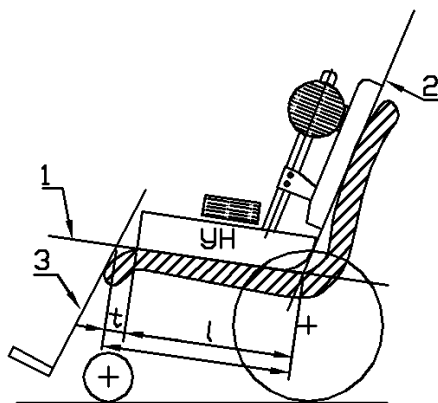


Рис.13. Эффективная глубина сиденья:

L – длина узла сиденья УН; l – базовая плоскость сиденья; 2 – базовая плоскость спинки; 3 – базовая плоскость подножки

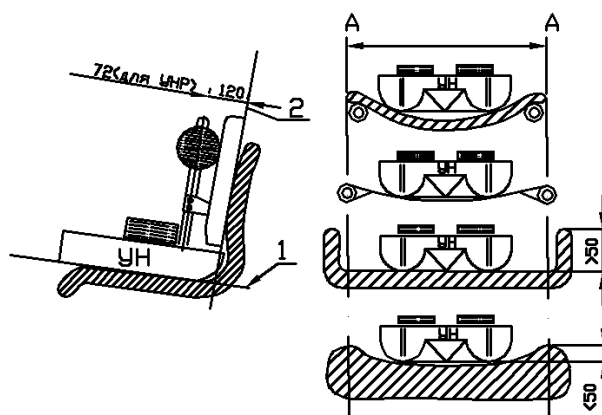


Рис.14. Ширина сиденья:

l – базовая плоскость сиденья; 2 – базовая плоскость спинки

Измерение 9. Эффективная ширина сиденья – максимальная ширина сиденья внутри кресла-коляски, определенная на высоте 100 мм (60 мм, когда используют УНР) над базовой плоскостью сиденья и на расстоянии 120 мм (72 мм, когда используют УНР) от базовой плоскости спинки (рис. 14, 15).

Эффективную ширину сиденья определяют только для сидений кресел-колясок, ширина которых ограничена подлокотниками или бортами.

Измерение 10. Высота сиденья – расстояние по вертикали от испытательной площадки до наиболее выступающей вперед части сиденья (рис. 16), измеренное на расстоянии 115 мм (69 мм, когда используют УНР) от центра сиденья.

Измерение 11. Угол наклона спинки – угол наклона между вертикалью и

базовой плоскостью спинки. Угол показан на рис. 17 положительным.

Это измерение не применяют к креслам-коляскам с низкими спинками или с зазором между спинкой и сиденьем.

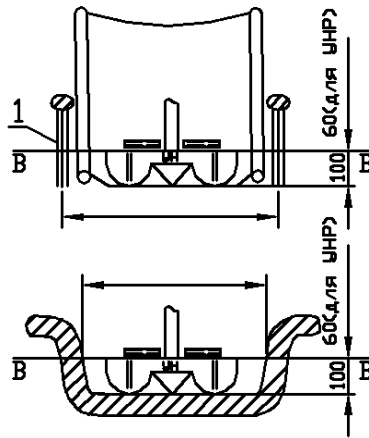


Рис. 15. Эффективная ширина сиденья:

1 – подлокотник

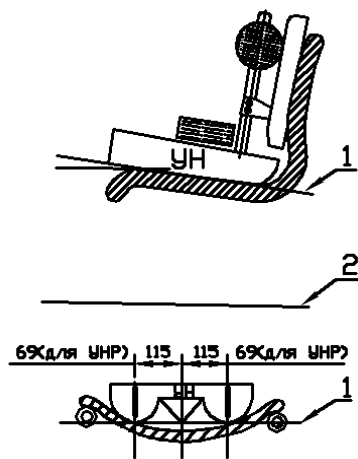


Рис.16. Высота сиденья:

1 – базовая плоскость сиденья; 2 – испытательная площадка

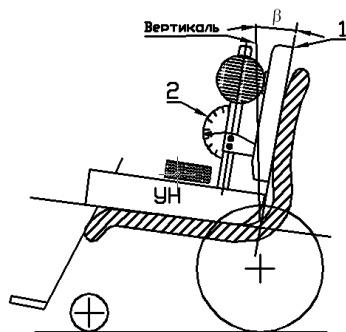


Рис.17. Угол наклона спинки:

β – угол наклона спинки; 1 – базовая плоскость спинки; 2 – угломер с нониусом

Измерение 12. Высота спинки – расстояние от базовой плоскости сиденья до верхней части спинки, измеренное параллельно базовой плоскости спинки посередине спинки (рис. 18).

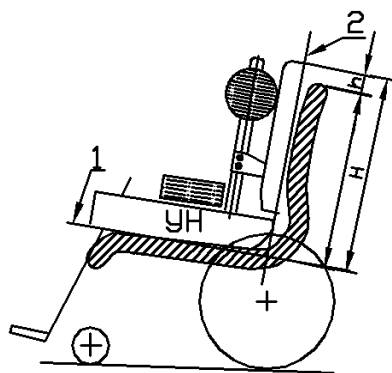


Рис. 18. Высота спинки:

H – длина узла спинки; 1 – базовая плоскость сиденья; 2 – базовая плоскость спинки

Это измерение не применяют к спинкам, изготовленным заодно с подголовниками.

Высоту спинки можно также определить измерением размера h , как показано на рис. 13, и размера H , определенного выше.

Измерение 13. Ширина спинки – наибольшая ширина верхней части спинки, расположенной на участке 200 – 500 мм (120 – 300 мм, когда используют УНР) выше базовой плоскости сиденья (рис. 19).

Измерение 14. Расположение подголовника – расстояние l между наиболее выступающей вперед средней частью подголовника и базовой плоскостью спинки, измеренное перпендикулярно к этой плоскости.

Расположение подголовника, показанное на рис. 20, положительное.

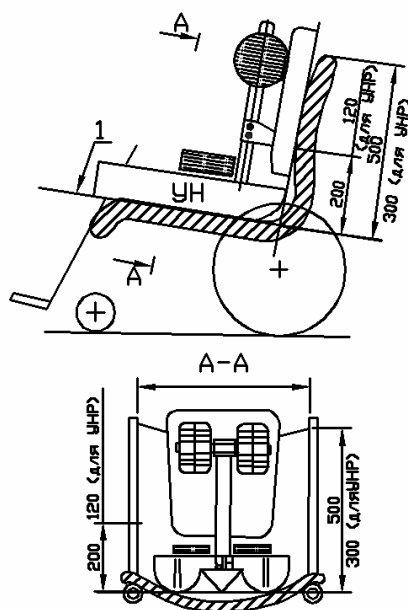


Рис. 19. Ширина спинки:

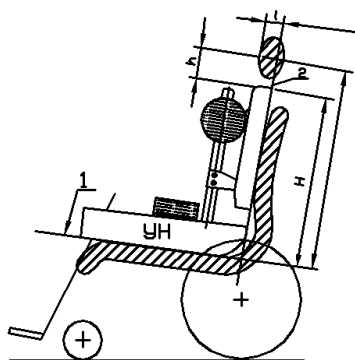
1 – базовая плоскость сиденья

Рис. 20 Расположение подголовника:

H – длина узла спинки УН; *1* – базовая плоскость сиденья; *2* – базовая плоскость спинки

Измерение 15. Высота расположения подголовника над сиденьем – расстояние от базовой плоскости сиденья до наиболее выступающей вперед части подголовника в его средней вертикальной плоскости, измеренное параллельно базовой плоскости спинки (рис. 20).

Высоту расположения подголовника над сиденьем можно также определить измерением размера *h*, как показано на рис. 20 и размера *H*, определенного в п.5. предыдущего раздела.

Измерение 16. Длина подножки – расстояние от базовой плоскости сиденья до заднего края опоры стопы (рис. 21), определяемое в базовой плоскости подножки на расстоянии 115 мм (69 мм, когда используют УНР) от центра сиденья. Это совпадает с пазами узла сиденья.

Измерение 17. Высота расположения нерегулируемой опоры стопы – расстояние по вертикали от поверхности испытательной площадки до самой нижней части опоры стопы l (рис. 21).

Измерение 18. Длина опоры стопы – расстояние между наиболее выступающей передней частью опоры стопы и базовой плоскостью подножки (рис. 22).

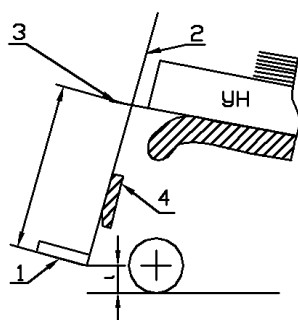


Рис. 21. Длина подножки и расположение опоры стопы:

- 1 – опора стопы; 2 – базовая плоскость подножки; 3 – базовая плоскость сиденья;
4 – подставка под голень

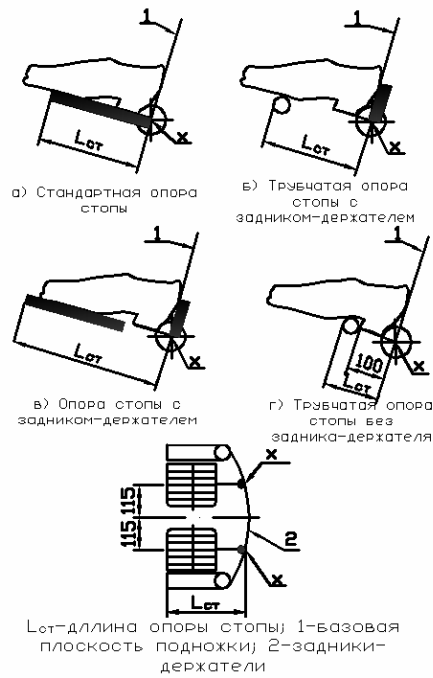


Рис. 22. Расположение опоры стопы

Измерение 19. Угол наклона опоры стопы (кроме трубчатых) – угол между опорой стопы и базовой плоскостью подножки (рис. 23).

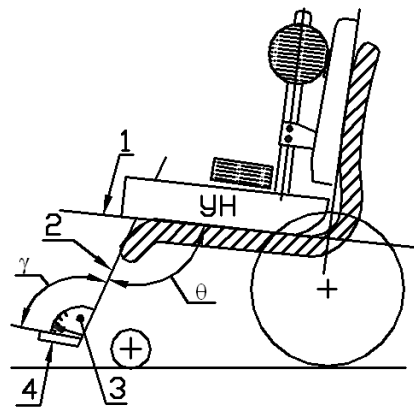


Рис. 23. Угол наклона опоры стопы и угол наклона подножки к поверхности сиденья:
 γ – угол наклона опоры стопы; θ – угол наклона подножки к поверхности сиденья;
 1 – базовая плоскость сиденья; 2 – базовая плоскость подножки; 3 – угломер с нониусом;
 4 – опора стопы

Измерение 20. Угол наклона подножки к поверхности сиденья – угол между базовой плоскостью сиденья и базовой плоскостью подножки (рис. 23).

Измерение 21. Высота подлокотника – расстояние от базовой плоскости сиденья до верхней части подлокотника, измеренное перпендикулярно к

базовой плоскости сиденья на расстоянии 120 мм (72 мм, когда используют УНР) от базовой плоскости спинки.

Высоту подлокотника можно также определить измерением размера m , как показано на рис. 24.

Измерение 22. Расположение подлокотника – расстояние от переднего края подлокотника до пересечения с базовой плоскостью спинки, измеренное параллельно базовой плоскости сиденья (рис. 25).

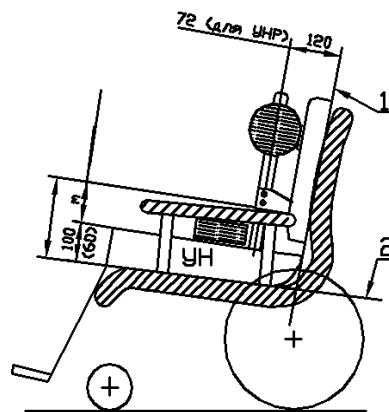


Рис. 24. Высота подлокотника:

1 – базовая плоскость спинки; 2 – базовая плоскость сиденья

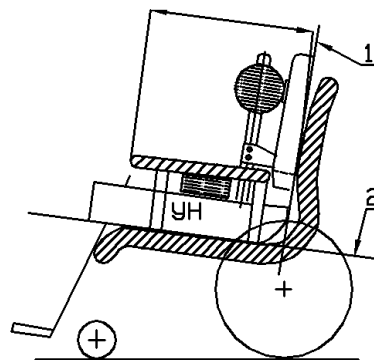


Рис. 25. Расположение подлокотника:

1 – базовая плоскость спинки; 2 – базовая плоскость сиденья

Измерение 23. Длина подлокотника – расстояние от переднего до заднего края подлокотника, измеренное по его поверхности.

Измерение 24. Ширина подлокотника – максимальная ширина подлокотника b (рис. 26).

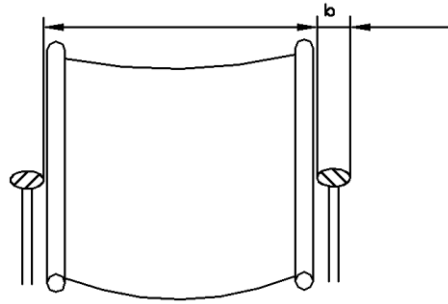


Рис. 26. Ширина подлокотника и расстояние между подлокотниками

Измерение 25. Угол наклона подлокотника – угол между поверхностью подлокотника и горизонталью (рис. 27).

Угол показан на рис. 27 положительным.

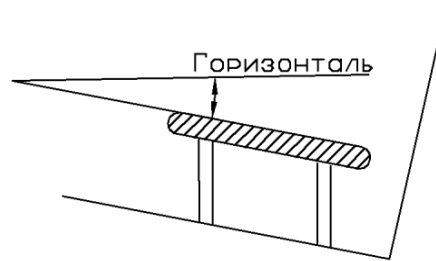


Рис. 27. Угол наклона подлокотника

Измерение 26. Расстояние между подлокотниками – максимальное расстояние между подлокотниками, измеренное на расстоянии 120 мм (72 мм, когда используют УНР) от базовой плоскости спинки (рис. 14, 26).

Измерение 27. Расположение узла подлокотника – расстояние между базовой плоскостью спинки и наиболее выступающей передней частью узла подлокотника, измеренное на высоте 680 мм в горизонтальной плоскости (рис. 28).

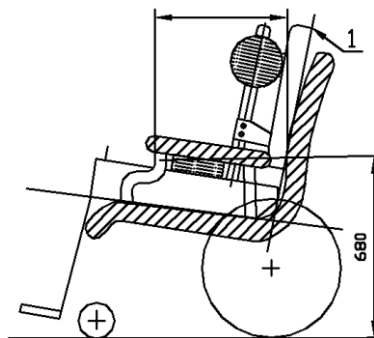


Рис. 28. Расположение узла подлокотника:

1 – базовая плоскость спинки

Измерение 28. Диаметр ручного приводного обода – наружный диаметр ручного приводного обода D_1 , (рис. 29).

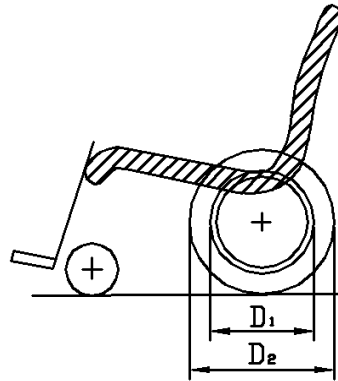


Рис. 29. Диаметр ручного приводного обода и диаметр ведущего колеса

Измерение 29. Диаметр ведущего колеса – наружный диаметр обода ведущего колеса D_2 , (рис. 29).

Измерение 30. Горизонтальное положение оси ведущего колеса – расстояние по горизонтали от оси ведущего колеса до линии пересечения базовых плоскостей сиденья и спинки.

Положение оси колеса, показанное на рис. 30, отрицательное. Горизонтальное положение оси колеса x , мм, можно также определить следующим образом: для кресел-колясок с углом наклона сиденья $\alpha = 0^\circ - 5^\circ$

$$x = M - L, \quad (1)$$

где M – расстояние по горизонтали от переднего края основания узла сиденья УН до центра оси колеса (рис. 30);

L – длина узла сиденья.

Для кресел-колясок с углом наклона сиденья α более 5° .

$$X = M - L \cos \alpha, \quad (2)$$

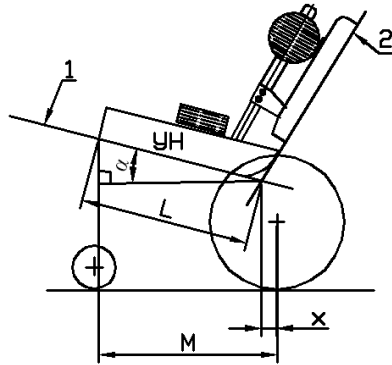


Рис. 30. Горизонтальное положение оси ведущего колеса:
 1 – базовая плоскость сиденья; 2 – базовая плоскость спинки

Измерение 31. Вертикальное положение оси ведущего колеса – расстояние по вертикали от оси ведущего колеса до линии пересечения базовых плоскостей сиденья и спинки (рис. 31).

Положение оси колеса, показанное на рис. 31, положительное.

Вертикальное положение оси колеса y , мм, можно также определить следующим образом:

$$y = H - R - L \sin \alpha, \quad (3)$$

где H – расстояние от переднего края основания узла сиденья УН до испытательной площадки (рис. 31);

R – радиус ведущего колеса;

L – определено в п.5. предыдущего раздела;

α - угол наклона сиденья.

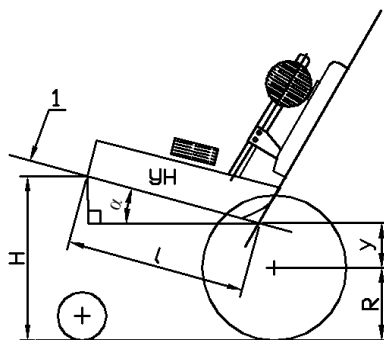


Рис. 31. Вертикальное положение оси ведущего колеса:
 1 – базовая плоскость сиденья

Измерение 32. Диаметр поворотного колеса – наружный диаметр обода поворотного колеса.

Содержание отчета

1. Наименование и цель работы.
2. Оборудование и принадлежности к работе.
3. Данные измерений по форме, приведенной в табл. 1.
4. Выводы.

Табл. 1 - Данные измерений

Наименование измерения, единицы измерения	Значения для нерегулируемых размеров или минимальное значение для регулируемых размеров	Максимальное значение для регулируемых размеров
1. Угол наклона сиденья, ° 2. 3. ... 32. Диаметр поворотного колеса, мм.		

Литература

1. ГОСТ 30472-96 (ИСО 7930-86) Кресла-коляски. Классификация по типам, основанная на характеристиках внешнего вида.
2. СТБ 1038-2003 Кресла-коляски инвалидные. Общие технические условия.
3. ГОСТ 30474-96 (ИСО 7176-5-86) Кресла-коляски. Методы определения габаритных размеров, массы, минимального радиуса поворота и минимальной ширины разворота.
4. ГОСТ Р 51082-97 (ИСО 7176-7-96) Кресла-коляски. Метод измерения параметров и размеров сиденья и колеса.

Лабораторная работа № 4

ИЗУЧЕНИЕ КОНСТРУКЦИЙ ОЧКОВЫХ ОПРАВ

Цель работы: Изучить конструкции очковых оправ и классифицировать их.

Технические средства и принадлежности к работе

1. Очковые оправы

Основные положения

Применяемые термины

В лабораторной работе применяются следующие термины с соответствующими определениями:

1. **Оправа:** устройство для фиксации линз в заданном положении;
2. **Рамка:** часть оправы, обеспечивающая монтаж и фиксацию линз в заданном положении;
3. **Ободок:** часть рамки, содержащая фасетную канавку для монтажа линзы;
4. **Канавка фасетная:** канавка V-образной формы;
5. **Световой проем:** пространство, ограниченное ободком;
6. **Заушник:** часть оправы, обеспечивающая заданное положение очков;
7. **Шарнир:** часть оправы, соединяющая рамку и заушник и обеспечивающая его перемещение относительно рамки;
8. **Размер a :** расстояние между вертикальными касательными к фасетной канавке ободка или к основаниям выступов в полубодковой оправе;
9. **Размер b :** минимальное расстояние между вертикальными касательными к основанию фасетной канавки ободков или к основаниям выступов в полубодковой оправе;
10. **Размер L :** общая длина заушника от пересечения оси отверстия шарнира до конца заушника в развернутом виде;
11. **Внутренняя поверхность:** поверхность оправы, обращенная к лицу;

12. **Прямая OO_1 :** линия, проходящая через центры пересечения горизонтальных и вертикальных осей ободков;

13. **Модель очковой оправы:** оправы одного типа, имеющие одинаковые конструктивные параметры, при изготовлении которых были использованы одни материалы с одинаковой обработкой поверхности. Допускается различная окраска материалов;

14. **Деформация (детали) оправы:** отклонение формы и размеров оправы или ее элемента после испытаний.

Типы оправ коррегирующих очков

Очковая оправа предназначена для закрепления в ней очковых линз и правильной их установки перед глазами. Положение очковой оправы, обеспечивающее эффективную коррекцию зрения, показано на рис. 1.

Эффективность достигается в том случае, если очковая оправа сконструирована с учетом следующих антропометрических параметров головы человека: $A_{\text{п}}$, $A_{\text{л}}$ - расстояния от центра переносицы до центра зрачков правого и левого глаз; B - ширина переносицы; B - расстояние между висками; Γ - расстояние между основаниями ушных раковин; $Ж$ - высота переносицы; $Д$ - расстояние между переносицей и ушной раковиной.

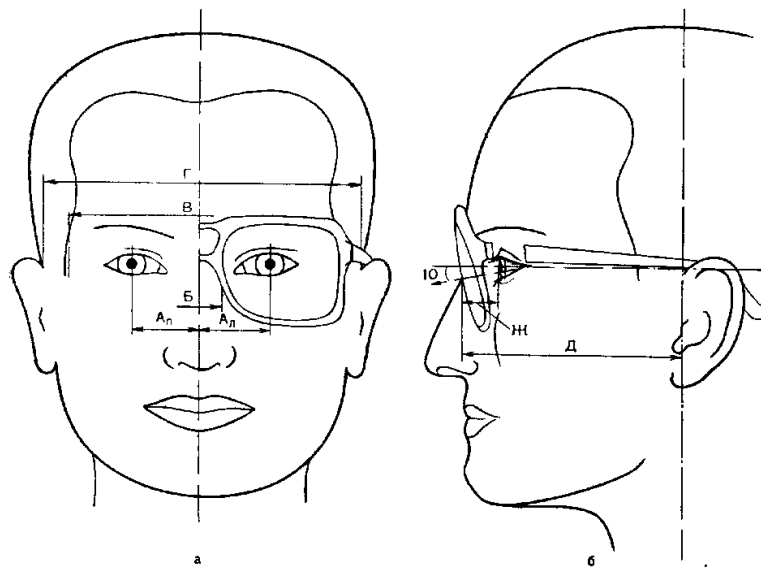


Рис. 1. Положение оправы коррегирующих очков на лице пациента

a - фас; *б* - профиль

Оправы очков для оптической коррекции зрения разрабатываются в соответствии с требованиями ГОСТ 31589-2012.

В зависимости от применяемых материалов и конструкции заушников оправы делятся на три типа:

- пластмассовые (рис. 2, *а*),
- металлические (рис. 2, *г, д*),
- комбинированные с жесткими (рис. 2, *б*) и эластичными (рис. 2, *в*) заушниками.

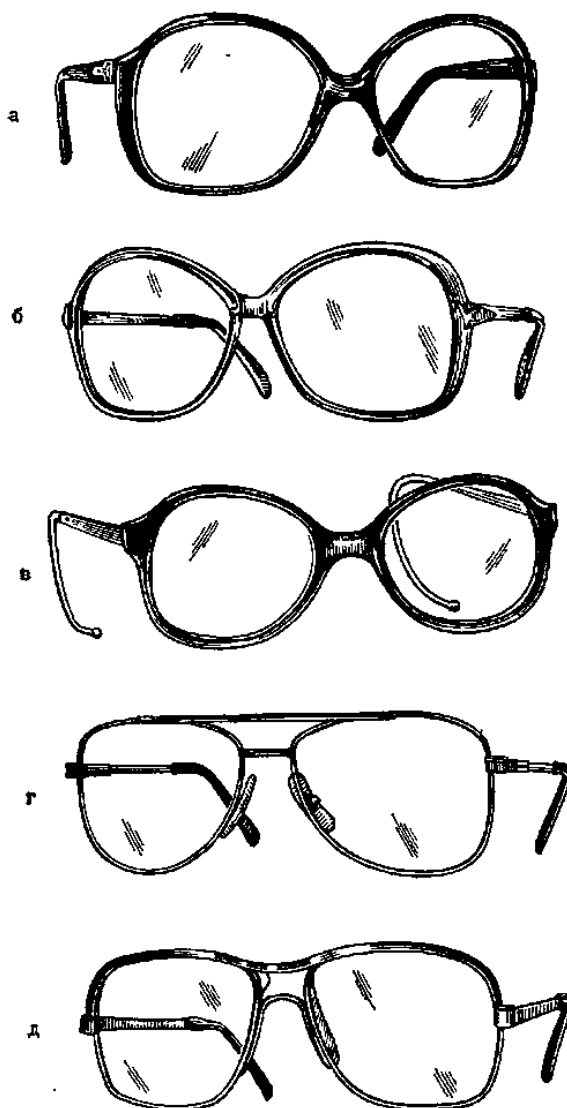


Рис. 2. Различные типы оправ корректирующих очков

а - пластмассовые; б - комбинированные с жесткими заушниками; в - комбинирование с эластичными заушниками; г, д - металлические

Оправы в зависимости от конструктивных особенностей и технологии их изготовления подразделяют на типы, приведенные в таблице 1.

Табл. 1 - Типы и обозначения оправ корригирующих очков

Обозначение типа оправы	Наименование типа оправы	Вид и обозначение заушника
ОП	Оправа корригирующих очков пластмассовая	Пластмассовый жесткий ПЖ; пластмассовый эластичный ПЭ
ОППО	Оправа корригирующих очков пластмассовая полубодковая	Пластмассовый жесткий ПЖ; пластмассовый эластичный ПЭ
ОМ	Оправа корригирующих очков металлическая	Металлический жесткий МЖ; металлический эластичный МЭ
ОМПО	Оправа корригирующих очков металлическая полубодковая	Металлический жесткий МЖ; металлический эластичный МЭ
ОК	Оправа корригирующих очков комбинированная	Металлический жесткий МЖ; металлический эластичный МЭ; пластмассовый жесткий ПЖ; пластмассовый эластичный ПЭ
ОКПО	Оправа корригирующих очков комбинированная полубодковая	Металлический жесткий МЖ; металлический эластичный МЭ; пластмассовый жесткий ПЖ; пластмассовый эластичный ПЭ
ОБ	Оправа корригирующих очков безободковая	Металлический жесткий МЖ; металлический эластичный МЭ; пластмассовый жесткий ПЖ; пластмассовый эластичный ПЭ

Очковая оправа состоит из рамки 1, двух заушников 2 и шарнирных соединений 3 (рис. 3). Конструкция рамки включает в себя следующие элементы: ободки 4, переносицу 5, носовые упоры 6, створку шарнирного соединения (рис. 4).

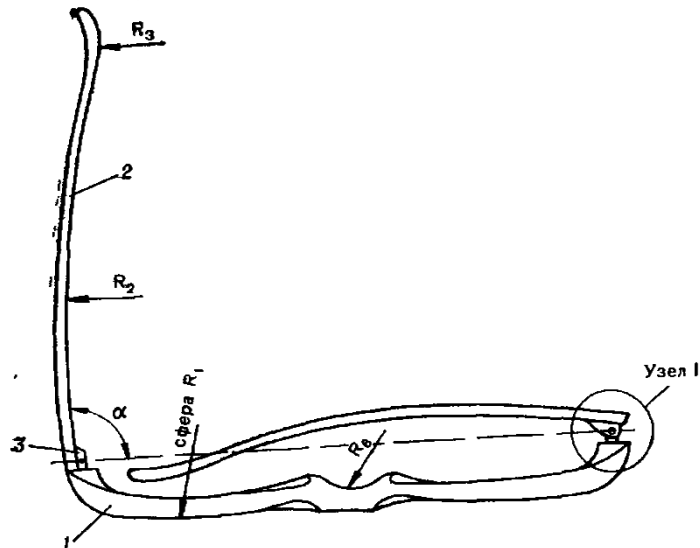


Рис. 3. Конструкция пластмассовой оправы

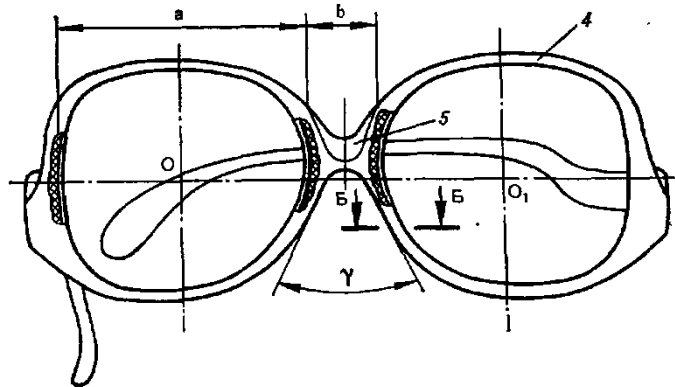


Рис. 4. Конструкция рамки пластмассовой оправы

Конструкция ободков должна обеспечивать прочное удержание очковых линз в течение всего срока эксплуатации и в то же время допускать их неоднократную замену при необходимости.

Линзы крепятся в рамку оправы с помощью фасетных канавок, расположенных на внутренней поверхности ободков (см. рис. 5) на одинаковом расстоянии от наружной поверхности.

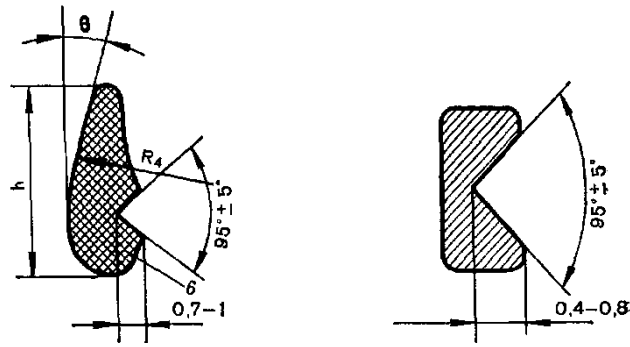


Рис. 5. Форма фасетных канавок

Очковая линза имеет сферические поверхности, поэтому для ее правильной установки в оправу ободкам рамки придается профиль по сфере с радиусом $R_1=100...160$ мм (см. рис. 3). Для установки линз в металлическую оправу на ободках в месте крепления створки шарнира предусматривается разъем. Он замыкается с помощью резьбовой колодки и винта.

Ободки рамки соединяются между собой переносицей. Она формируется или обрабатывается по радиусу R_6 (см. рис. 3), отвечающему кривизне носа. При расположении переносицы по линии OO_1 (рис. 4), соединяющей центры световых проемов рамки, радиус изгиба переносицы R_6 лежит в пределах 12 - 15 мм, а при расположении переносицы выше линии OO_1 радиус увеличивается.

Переносица должна обладать достаточной формоустойчивостью к изгибающим усилиям, возникающим при эксплуатации очков. В современных пластмассовых рамках переносица изготавливается совместно с ободками и имеет двояковыпуклое формоустойчивое сечение. В металлических рамках переносица припаивается к ободкам, а для придания ей жесткости дополнительно вводится верхняя перемычка.

Опорные элементы рамки – носопоры – в пластмассовых оправках имеют жесткую неподвижную конструкцию и выполняются механической обработкой или литьем совместно с ободками (см. рис. 5). Высота носопоров h составляет 7 - 12 мм, угол их отгиба $\theta=10 - 30^\circ$, радиус закругления $R_4=12$ мм.

При изготовлении рамок из листа толщиной менее 5 мм носопоры приклеиваются к ободкам.

В металлических оправках носоупоры выполняются чечевицеобразными из полимерных материалов. Они крепятся к ободкам 1 с помощью металлической ножки 2 (рис. 6). Носоупор 3 надевается на ножку 2 и фиксируется на ней подвижно штифтом 4 (см. рис. 6, б) или неподвижно за счет плотной посадки (см. рис. 6, а).

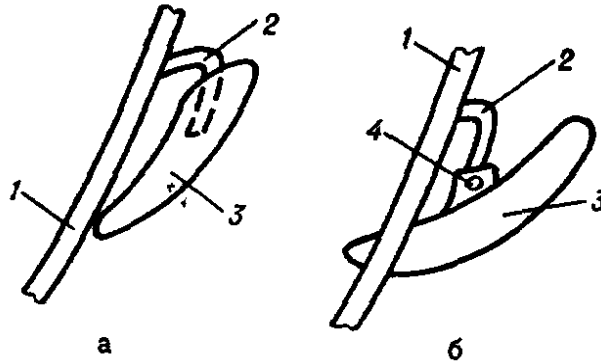


Рис. 6. Носоупоры металлических оправ

Заушник пластмассовой оправы состоит из полимерного тела 8, металлического армирующего стержня 9, створки шарнира 10 и заклепки 11 (см. рис. 7).

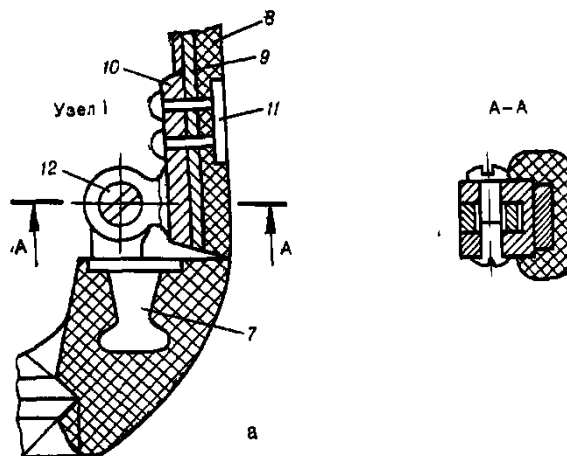


Рис. 7. Заушник пластмассовой оправы

Армирующий стержень придает конструкции заушника прочность в месте крепления створки шарнира и формоустойчивость по всей длине. Заушники шириной более 10 мм и толщиной не менее 3,5 мм могут выполняться без армирования.

Заушники металлической и комбинированной оправ изготовляются либо жесткие с пластмассовыми наконечниками, либо эластичные с упругими наконечниками. Пластмассовые наконечники (рис. 8, а) 2 крепятся на металлическую часть заушника 1 за счет плотной посадки и выступов на хвостике. Заушники с эластичным элементом (рис. 8, б) обеспечивают надежную фиксацию оправы на лице и применяются в конструкциях очков для детей. Эластичная часть 3 заушника 1 должна обладать упругостью на всей длине и иметь закругленный конец.

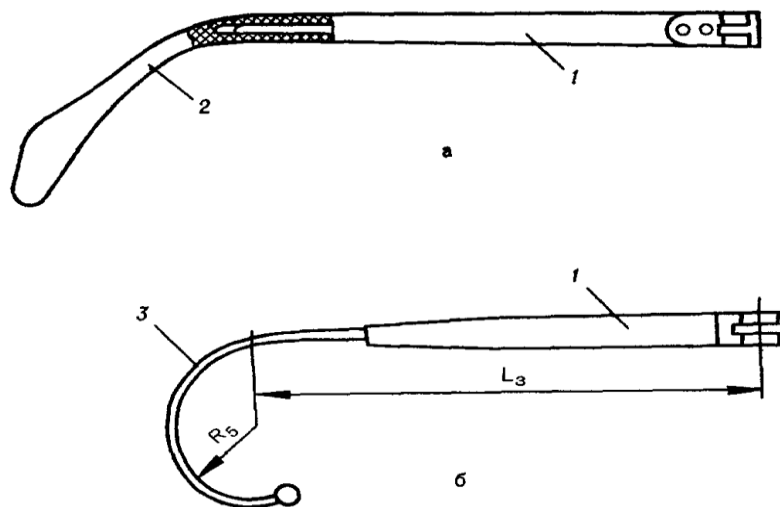


Рис. 8. Конструкция заушников для комбинированных оправ.

а - жесткий заушник; б - эластичный заушник

Рамка и заушники соединяются между собой посредством шарнирных узлов (см. рис. 7), которые состоят из двух створок и винта 12, выполняющего роль оси. На рамку 1 устанавливается створка 7 с выступом, а на заушник 2 - створка с пазом 10. Створки крепятся к пластмассовой основе рамки и заушника с помощью заклепок 11. Заклепки проходят через расплющенную часть армирующего стержня 9 и с наружной стороны заушника закрываются декоративной пластиной. Широкое применение нашли также гарпунные шарниры. К металлическим заушникам створки шарниров крепятся с помощью пайки или сварки.

При правильной установке створок шарниров оправы с раскрытыми до упора заушниками должна касаться ровной горизонтальной поверхности в

четырёх точках. Допускается зазор между одной из точек и опорной поверхностью до 3 мм.

Кроме того, заушники должны легко поворачиваться относительно оси шарнира. При расположении заушника под углом 60° к горизонтальной рамке он не должен перемещаться под действием собственного веса.

Каждая серийно изготавливаемая модель очковой оправы имеет ряд типоразмеров. Различия в антропометрическом строении головы пациента учитывают следующие геометрические параметры (см. рис. 4):

- расстояние a между вертикальными касательными к фасетной канавке ободка;
- максимальное расстояние b между вертикальными касательными к фасетным канавкам касательных ободков;
- длина L_3 заушников до изгиба (см. рис. 8, 9).

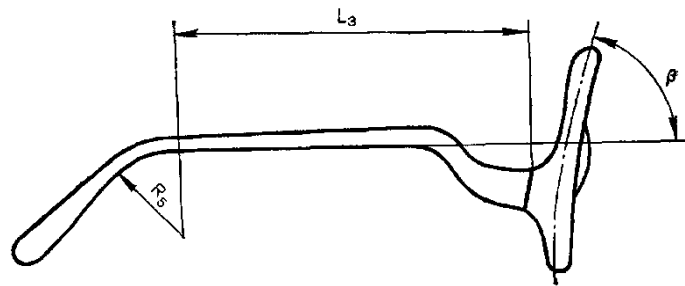


Рис. 9. Конструкция заушников для пластмассовых оправ

Сумма a и b является расстоянием между геометрическими центрами световых проемов оправы OO_1 . С учетом децентрирования очковой линзы она должна соответствовать сумме A_n и A_l , указанной в рецепте врача. Размеры a , b и L_1 взаимосвязаны и отвечают указанным в табл. 2.

Оправа фиксируется на голове за счет опоры на нос и ушные раковины. При этом ее устойчивое положение обеспечивается правильным подбором следующих углов (см. рис. 3, 4, 9): α - угол между раскрытым до упора заушником и прямой, проходящей через оси шарниров; β - угол наклона заушника к рамке оправы; γ - угол между касательными, проведенными к середине носопоров.

Табл. 2 - Типоразмеры очковых оправ

a , мм	b , мм	L_1 , мм
34; 36; 38	16; 17; 18; 19; 20; 21; 22; 23; 24 16; 17; 18; 19; 20; 21; 22; 23; 24 25; 26	70 - 115
40; 42; 44 46; 48; 50	16; 17; 18; 19; 20; 21; 22; 23; 24; 25; 26; 27; 28	С интервалом через 5 мм
52; 54; 56 58; 60	16; 17; 18; 19; 20; 21; 22; 23; 24; 16; 17; 18; 19; 20	

Угол раскрытия заушника α зависит от радиуса изгиба рамки. Для большинства современных оправ со сложной скульптурной формой $\alpha = 90^\circ + 5^\circ$. В то же время пластмассовые рамки, изготовленные из листа толщиной менее 5 мм, можно не изгибать, поскольку это легко выполнить при установке линз в оправу. При этом угол раскрытия заушника составляет $\alpha = 100^\circ + 5^\circ$.

Величина угла β зависит от положения шарниров. Если верхние кромки шарниров располагаются выше линии OO_1 не менее, чем на 4 мм, то угол между заушником и рамкой $\beta = 80^\circ + 3^\circ$. При расположении шарниров на линии OO_1 угол наклона заушников к рамке β увеличивается до $90^\circ - 3^\circ$. Угол наклона носовых упоров лежит в пределах $\gamma = 35^\circ - 65^\circ$.

Заушники изгибают таким образом, чтобы они, плотно охватывая ушные раковины, не создавали усилия в зоне висков. Это достигается при следующем сочетании радиусов: $R_2 \approx 450$ мм, $R_3 \approx 25$ мм, $R_5 \approx 20$ мм (см. рис. 3, 8, 9).

Очковые оправы при эксплуатации подвергаются различным механическим воздействиям, поэтому их конструкция должна быть прочной и формоустойчивой. Отдельные узлы оправ должны выдерживать следующие усилия: неразъемные соединения - 50 ± 5 Н, наконечники заушников с металлической частью, опоры для носа, надетые на держатели, и приклеенные опоры для носа - 20 ± 2 Н.

Оправы выпускаются в климатическом исполнении В для категории эксплуатации 1.1 ГОСТ 15150. Предельные эксплуатационные температуры

составляют: для зимнего периода - 60°C, для летнего периода +40°C. В жарких районах оправы подвергаются действию солнечной радиации. Интегральная плотность потока ультрафиолетовой части спектра (длина волн 280 - 400 нм) составляет 68 Вт/м², а дополнительное тепловое воздействие от солнечной радиации – 10 - 30°C. На открытом воздухе детали очковых оправ подвергаются действию атмосферных факторов (дождь, туман и снег). Кроме того, на поверхности оправ отлагаются различные активные выделения организма: пот, жир и т. д.

Перечисленные факторы приводят к старению и деструкции пластмассовых элементов оправ и коррозии металлических элементов. Для предотвращения этого на поверхность деталей металлических оправ наносят защитно-декоративные покрытия: оксид алюминия, хром, никель, медь, палладий, родий, золото. В последнее время получили распространение также полимерные покрытия на основе эпоксидных порошков.

Защитно-декоративные покрытия должны быть плотными и равномерно распределяться по всей поверхности оправы. Отслаивание и подгар не допускаются. Детали оправ перед покрытием проходят многоступенчатые шлифование и полирование так, чтобы высота микронеровностей R_a не превышала 0,04 мкм. При этом с поверхности удаляют заусеницы, раковины, царапины, трещины и наплывы, приводящие в дальнейшем к коррозии. Для повышения устойчивости пластмассовых оправ на поверхность деталей наносят полиуретановый лак.

Конструкции унифицированных элементов оправ корригирующих очков

Формы рамки и заушников очковой оправы изменяются в соответствии с тенденциями моды. В то же время большая группа деталей - шарниры, армирующие стержни, заклепки и винты - унифицированы и выпускаются нескольких размеров в соответствии с альбомом типовых конструкций - РТМ-А.

Отечественной промышленностью выпускаются однозвенные металлические шарниры. Переход от многозвенных шарниров к однозвенным

позволяет выполнять соединения элементов очков более миниатюрными и создавать современные оправы с небольшой височной частью и утонченным заушником. Кроме того, за счет уменьшения количества сопрягаемых поверхностей повышается точность и плотность соединения.

Шарниры для очковых оправ изготавливаются двух типов: накладные (рис. 10, а, в) и гарпунные (рис. 10, б). Накладные шарниры используются как в пластмассовых, так и в металлических оправках. Они крепятся заклепками (рис. 10, а), пайкой или сваркой (рис. 83, в). В зависимости от конструкции височной части оправы применяются створки шарниров с горизонтальным, вертикальным или наклонным расположением отверстий под заклепки. Типоразмеры створок накладных шарниров (рис. 10, г) приведены в табл. 3.

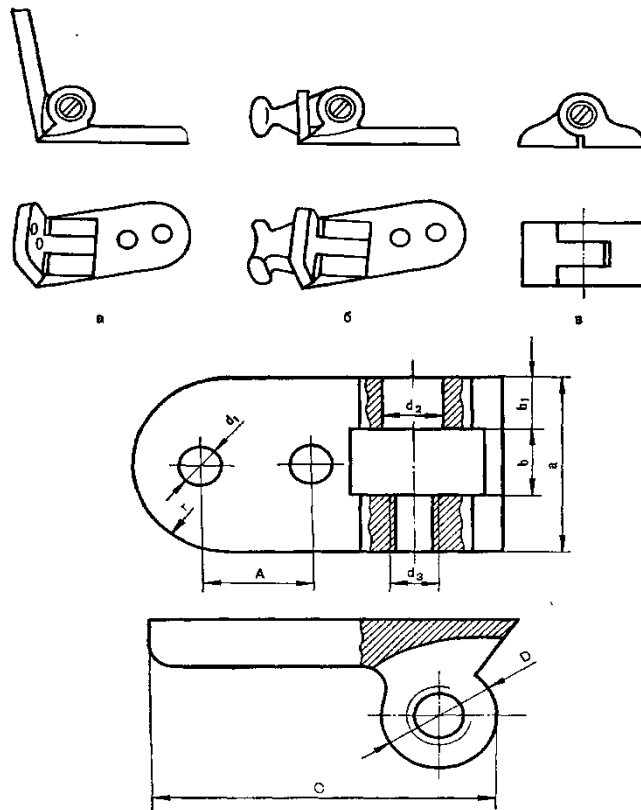


Рис. 10. Конструкция шарниров для оправы корректирующих очков.

а - накладной шарнир с креплением под заклепки; б - гарпунный шарнир; в - накладной шарнир с креплением сваркой или пайкой; г - створки накладных шарниров

Гарпунные шарниры используются только в пластмассовых оправках. Они крепятся за счет охватывания ножки с поднутрениями расплавленным полимером при литье или внедрении нагретого шарнира. Применение

гарпунных шарниров позволяет отказаться от заклепочных соединений. При этом улучшается внешний вид оправ, расширяются возможности для их декоративной отделки тампонной печатью и накладными элементами. Прогрессивными являются гарпунные шарниры со смещенным от центра ушком, позволяющие сдвигать заушники ближе к центру оправы. При этом уменьшается прилив на рамки в месте крепления заушника.

Изменение угла наклона заушников в рамке оправы β в пределах $80^\circ - 90^\circ$ обеспечивается в конструкции накладных шарниров фрезерованием створок под разными углами.

Табл. 3 - Размеры унифицированных шарниров

Пара	Типоразмер, мм
<i>a</i>	3; 3,2; 3,8; 4; 5; 6,3
<i>b</i>	1,2; 1,4; 1,6; 2
<i>b₁</i>	0,9; 1; 1,1; 1,2; 1,3; 1,4; 1,5; 1,6; 1,7; 1,8; 1,9; 2,1; 2,2
<i>d₁</i>	1,3
<i>d₂</i>	1,45; 1,65
<i>d₃</i>	M1,4; M1,6
<i>D</i>	3
<i>A</i>	2,3; 3
<i>C</i>	5; 5,5; 5,8; 6,8; 7,3; 7,5; 8; 9

Конструкция гарпунных шарниров позволяет изменять угол β простой операцией «инкленирования», т. е. изгиба звена створки, которая устанавливается на рамку. Это значительно сокращает трудоемкость изготовления и расширяет возможности дизайна при разработке новых моделей оправ.

На рис. 11 представлены основные типы армирующих стержней для заушников очковых оправ. Часть армирующего стержня, прилегающая к шарниру, расплющивается и на нее наносится декоративный рис.. Высота и форма насечек, образующих рис. (рис. 11, в), подбираются таким образом, чтобы не происходило отслоение металла от полимера при длительной эксплуатации и перепаде температур. На армирующих стержнях непрозрачных

пластмассовых заушников допускается отсутствие декоративного рисунка (рис. 11, а). Для придания заушнику дополнительной формоустойчивости на стержни наносят ребра жесткости (рис. 11, б, в). Основные размеры унифицированных армирующих стержней приведены в табл. 4.

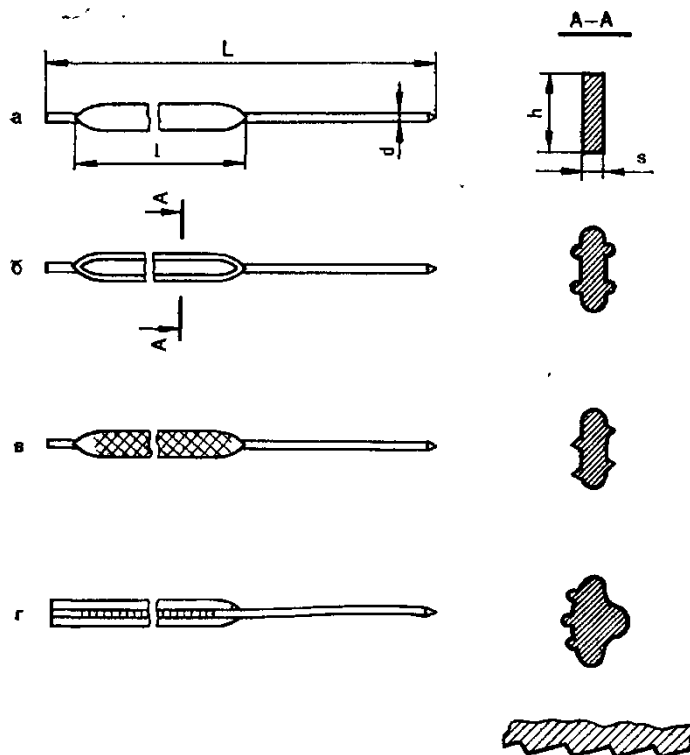


Рис. 11. Конструкция армирующих стержней для очковых оправ

Табл. 4 - Размеры унифицированных армирующих стержней

Параметр	Типоразмер, мм
L	95 - 160 с интервалом через 5
l	20, 45, 60
d	1,3; 1,4; 1,5
s	0,58; 0,68
h	2,3; 2,6; 3; 3,8

Конструкция одинарных и двойных заклепок для крепления накладных шарниров представлена на рис. 12, а их размеры приведены в табл. 5. Расклепанные концы заклепок могут выступать над поверхностью шарнира не более чем на 0,8 диаметра стержня заклёпки.

Конструкция винтов для соединения створок очковых шарниров и крепления накладных элементов на оправу представлена на рис. 13. Применяются следующие типы винтов: с цилиндрической головкой со сферой (рис. 13, а), с цилиндрической головкой со сферой и конусным подголовком (рис. 13, б), с цилиндрической головкой (рис. 13, в), с полукруглой цилиндрической головкой (рис. 13, г). Размеры винтов приведены в табл. 6. Шаг резьбы винтов при диаметре 1,4 мм - 0,3 мм, а при диаметре 1,6 мм - 0,35 мм.

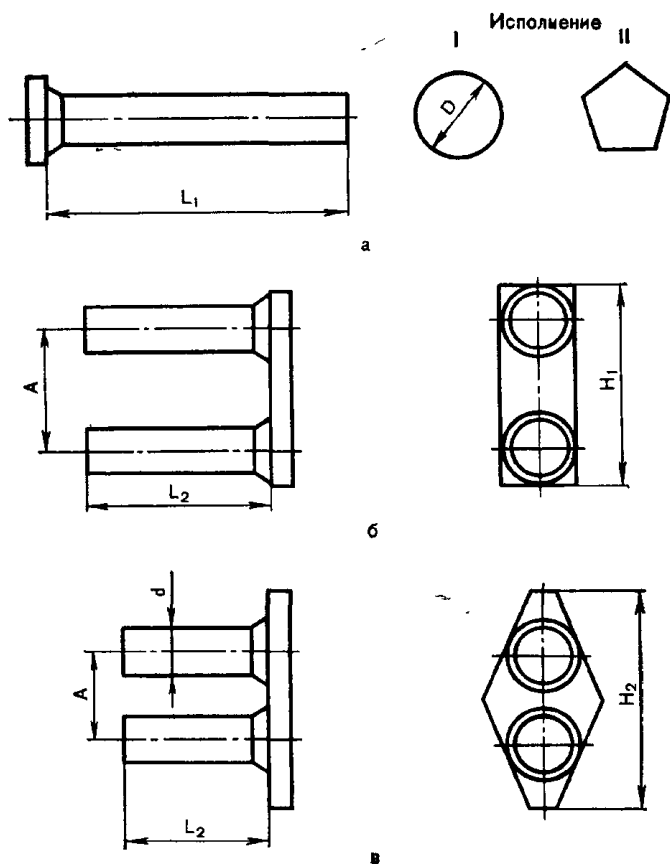


Рис. 12 - Конструкция заклепок для очковых оправ

a - обычные; *б, в* - двойные

Табл. 5 - Размеры унифицированных заклепок

Параметр	d	D	L_1	L_2	A	H_1	H_2
Типоразмер, мм	1,3	2,3	4-11	4-10	2,3; 3	4; 4,7	5,5; 6,3

Табл. 6 - Размеры унифицированных винтов

Параметр	d	L_1	L_2	L_3	L_4	l_1	l_2	l_3
Типоразмер, мм	1; 1,4; 1,6	3,9-8,2	3; 3,7	3,9-6,5	2,3; 3,5	2,5; 3	2,5	2,5; 3

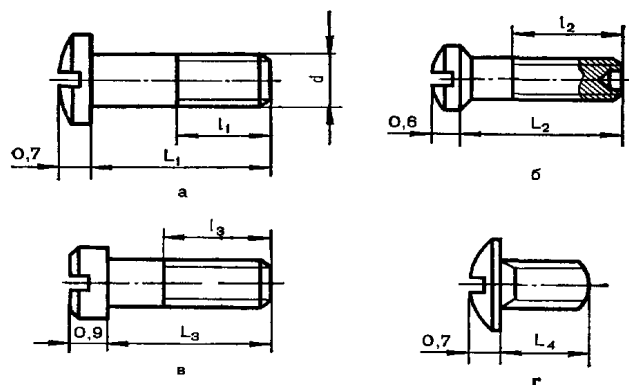


Рис. 13. Конструкция винтов для очковых оправ

Материалы для изготовления оправ корректирующих очков

Для изготовления очковых оправ применяют термопластичные полимеры - целлулоид и этрол, металлы и сплавы - алюминий, сталь, нейзильбер и латунь.

Целлулоид галантерейный марки А ГОСТ 21228-75 представляет собой композицию, состоящую из 75-80 частей нитроцеллюлозы и 20-25 частей пластификатора. Обычно в качестве пластификатора используют камфору. Целлулоид в виде листов получают раскроем прессованных блоков. Его применяют для изготовления рамок и заушников пластмассовых оправ методом механической обработки.

Этрол ацетатцеллюлозный двухцветный АЦЭЛ-2 ТУ 6-05-1855-78 и трехцветный АЦЭЛ-3 ТУ 6-05-221-767-86 представляет собой композицию, состоящую из 100 частей ацетата целлюлозы и 40-42 частей диэтилфталата. Этрол АЦЭЛ получают в виде листов толщиной 3,5 - 8 мм методом экструзии. Его применяют для изготовления рамок и заушников пластмассовых оправ путем фрезерования.

Этрол ацетатцеллюлозный одноцветный ВИЛАМ-2 ТУ 6-55-221-793-88 представляет собой композицию, состоящую из 100 частей ацетата целлюлозы и 43-44 частей диэтилфталата. Этрол ВИЛАМ-2 получают в виде

прямоугольных гранул размером 4X4X4 мм методом экструзии из порошкообразного полимера. Его используют для литья рамок и заушников пластмассовых оправ, надбровников, наконечников и носоупоров металлических оправ.

Медно-никелевый сплав нейзильбер МНЦ 15 - 20 (ГОСТ 492-73) содержит 13,5 - 16,5% никеля, 18 - 22% цинка и 61,5 - 68,5% меди. Нейзильбер получают в виде проволоки, из которой в дальнейшем прокатывают профили, необходимые для очковых оправ. Нейзильбер используют для изготовления рамок и заушников металлических оправ, шарниров.

Медно-цинковый сплав латунь ЛС-59 (ГОСТ 15527 - 70) содержит 57 - 60% меди и 37,5 - 40,5% цинка. Латунь перерабатывают аналогично нейзильберу и используют в тех же целях. Кроме того, из нее делают винты

Высококачественная хромоникелевая сталь 25X13Н2 ГОСТ 5632-72 содержит 0,25% углерода, 13% хрома и 2% никеля. Сталь получают в виде проволоки и используют для изготовления винтов.

В табл. 7 приведены основные физико-механические свойства полимерных и металлических материалов, используемых в конструкциях оправ корректирующих очков.

Табл. 7 - Физико-механические свойства материалов, применяемых для изготовления оправ
корректирующих очков

Показатель	Целлу- лоид	Этрол АЦЭЛ-2 АЦЭЛ-3	Этрол ВИЛАМ-2	Нейзильбер МНЦ 15-20	Латунь ЛС-59
Плотность, г/см ³	1,3-1,35	1,1-1,25	1,1-1,2	2,5-2,7	7,6-8
Разрушающие напряжения при растяжении, МПа	50-60	30-50	28-35	350	400
Изгибающие напряжения, МПа	60-80	50-70	45-55	-	-
Относительное удлинение при разрыве, %	10-18	15-25	20-25	15	12
Твердость по Бринеллю, МПа	40-80	30-70	25-30	140	125

Порядок выполнения работы

1. Получить у инженера образцы очковых оправ.
2. Изучить их конструкции.
3. Определить типы оправ и элементов оправ.
4. Заполнить табл. 8

Табл. 8 - Классификация технических средств реабилитации

№ образца	Тип оправы	Тип заушников	Тип носоупоров	Тип шарниров

Содержание отчета

1. Наименование и цель работы.
2. Технические средства и принадлежности к работе.
3. Табл. с результатами.
4. Выводы.

Литература

1. Технология изготовления очков, под редакцией проф. Л.С. Урмахера, Москва, «Медицина, 1990 г.
2. Оптические средства коррекции зрения (Л.С. Урмахер, Л.И. Айзенштат, 1982)

Лабораторная работа № 5

ИЗУЧЕНИЕ КОНСТРУКЦИЙ ТРОСТЕЙ, КОСТЫЛЕЙ И ХОДУНКОВ

Цель работы: Изучить конструкции и типы тростей, костылей и ходунков. Ознакомиться с их особенностями.

Принадлежности к работе

1. Трости опорные
2. Костыли опорные
3. Ходунки

Основные положения

Трости

Трость опорная - приспособление в виде стержня из металла, дерева, пластмассы для опоры при ходьбе с ручкой и упором на кисть. Трость обеспечивает увеличение площади опоры и вертикальной устойчивости пользователя, а также снижает нагрузку на поврежденную сторону. Способствует симметричности при ходьбе.

Трости опорные предназначены для частичного поддержания массы тела человека, удержании равновесия при ходьбе и стоянии. Трость в зависимости от вида (конструкции) обеспечивает увеличение площади опоры и вертикальной устойчивости человека, а также снижает нагрузку на поврежденную конечность и способствует симметричному движению тела при ходьбе.

Трости тактильные предназначены для инвалидов с абсолютной и практической слепотой. Призваны обеспечить возможность пространственной ориентации и обеспечить возможность самостоятельного передвижения.

Согласно ГОСТ Р 52285-2004 выделяют несколько видов опорных тростей:

- трости одноопорные;
- трости опорные с тремя, четырьмя, пятью ножками;

- трости тактильные.

Трости для ходьбы с одной ножкой и рукояткой различных модификаций - назначаются инвалидам при наличии нарушений ходьбы и стояния вследствие заболеваний, последствий травм и деформаций нижних конечностей, таза и позвоночника с выраженными нарушениями функции ходьбы и стояния; умеренного гемипареза; умеренного пареза одной нижней конечности; заболеваний сердечно-сосудистой системы с недостаточностью кровообращения 2 стадии или стенокардией напряжения ФК III; эндопротеза коленного или тазобедренного сустава; болезней периферических сосудов нижних конечностей с хронической артериальной недостаточностью 2 степени, хронической венозной недостаточностью 2 степени; слоновости одной нижней конечности.

Трости трехопорные, четырехопорные, пятиопорные назначаются инвалидам при наличии: умеренного пареза обеих нижних конечностей; умеренного трипареза (парез обеих нижних и одной верхней конечностей); умеренного тетрапареза; болезней периферических сосудов нижних конечностей с хронической артериальной недостаточностью 3 степени, хронической венозной недостаточностью 3 степени.

Трости опорные изготавливают из металла, дерева, пластмассы в соответствии с ГОСТ Р 52285-2004.

Одноопорные трости

Трости могут быть регулируемые по высоте, складные, облегченные, с устройством противоскольжения и т.д. (рис. 2) Трости с устройством противоскольжения (УПС). Выдвижной штырь на конце трости делает ее более надежной в использовании при передвижении по скользкой поверхности.



Рис. 2. Одноопорные трости

Складные трости

Представляют собой несколько фрагментов металлической трубки, через которые пропущен резиновый жгут (рис. 3). При необходимости колена трости разъединяются и компактно складываются. Когда нужно использовать трость по назначению, колена соединяются вместе, а резиновый жгут фиксирует их как единое целое. В сложенном виде такая трость не длиннее листа формата А4.



Рис. 3. Складные трости

Трость с Т-образной рукояткой

Изготавливается из дерева или специального нескользящего пластика. Может использоваться как в домашних условиях, так и на улице (рис. 4).



Рис. 4. Трость с Т-образной рукояткой

Трость со смещенным центром тяжести

Данная трость оснащена страховочным ремешком. Помогает пользователю с нарушениями координации сохранять равновесие при ходьбе (рис. 6).



Рис. 5. Трость со смещённым центром тяжести

Трость с полукруглой рукояткой

Является классическим вариантом трости для пожилых людей. На такую трость можно опираться обеими руками одновременно, а значит применять ее не только для ходьбы, но и для отдыха, когда человек стоит на месте (рис. 7).

Форма рукоятки создает максимум комфорта для людей с заболеваниями суставов кистей (артрозом, артритом), потому что позволяет держать трость так, как удобно.



Рис. 6. Трость с полукруглой рукояткой

Двухуровневая трость

Имеет две рукоятки, расположенные одна под другой. Вторая (нижняя) рукоятка служит дополнительной опорой при вставании (рис. 8). Пользователь при вставании сначала держится за нижнюю рукоятку, потом опирается на нее, подтягивается, а затем берется за верхнюю рукоятку, выпрямляется и начинает движение.



Рис. 7. Двухуровневая трость

Трости опорные с тремя, четырьмя, пятью ножками

Имеют большую площадь опоры и предназначены для людей с умеренными, выраженными нарушениями функций ходьбы и стояния, а так же имеющих большую массу тела (рис. 9).



Рис. 8. Трости с тремя и четырьмя ножками

Трости тактильные

Трости тактильные имеют различные конструкции (рис. 10):

- трость складная
- с крутящимся наконечником,
- с наконечником типа «Карандаш»,
- с неподвижным наконечником цилиндрической формы, -с большим вращающимся наконечником,
- с металлическим скользящим наконечником,
- с наконечником в виде крутящегося шарика.



Рис.9. Трости тактильные

Костыли

Костыли – это вспомогательные технические средства, предназначенные для облегчения ходьбы, имеющее ножку, рукоятку и опору на подмышечную область (или предплечье).

Костыли бывают различных типов: с опорой под локоть и подмышечные.

Конструкция костылей должна обеспечивать удобство пользования ими, ремонтпригодность при замене отдельных деталей (наконечника, рукоятки, манжеты), а также обеспечивать отсутствие шума (дребезжания и т.п.) при эксплуатации. Костыли должны быть оборудованы устройствами регулирования высоты и против скольжения.

Конструкция и размеры манжеты должны быть такими, чтобы пользователь в зимней одежде мог свободно помещать в манжету и вынимать из нее руку. Проем для входа и выхода руки должен быть направлен вперед. Высота манжеты, контактирующей с предплечьем, - не менее 40 мм. Конструкция манжеты должна предусматривать возможность ее поворота и ступенчатого (по 5 мм) увеличения размера проема между боковыми ее краями до 75 мм без деформации самой манжеты. Рукоятка костыля должна быть изготовлена из неабсорбирующего материала, обладающего низкой теплопроводностью. Рукоятка должна иметь такую форму, которая обеспечивает прочность ее захвата рукой (отсутствие скольжения руки при захвате), а также легкость чистки и санитарной обработки. Ширина рукоятки - не менее 25 мм и не более 50 мм (настоящее требование не распространяется на конструкцию специальных (анатомических) рукояток).

Нижняя секция костыля должна иметь наконечник такой конструкции, которая обеспечивает надежное его крепление и исключает создание эффекта «присоски» с поверхностью, по которой происходит движение. Не допускается протыкания наконечника опорой нижней секции при правильной эксплуатации костыля. Наконечник должен быть плотно, без перекосов насажен на посадочную часть опоры нижней секции костыля и не должен препятствовать свободному ходу стержня (штыря) устройства противоскольжения. Наконечник должен быть изготовлен из упругого, прочного материала, имеющего высокий

коэффициент трения, однако цвет поверхности, по которой происходит движение костыля, не должен изменяться. Конструкция наконечника должна обеспечивать легкость его замены (при необходимости) в процессе эксплуатации. Стержень устройства противоскольжения в рабочем положении не должен выступать из наконечника более чем на 10 мм, а в нерабочем положении должен быть утоплен в наконечник не менее чем на 3 мм.

Устройства ступенчатого регулирования высоты верхней и нижней секций костыля должны обеспечивать надежную фиксацию штоков в опорах секций в каждом положении при нагружении костыля усилием в осевом направлении, значение которого равно 400 Н. Кнопки фиксаторов не должны выступать над образующей опор секций более чем на 2 мм. Устройства ступенчатого регулирования высоты верхней и нижней секций костыля должны иметь отчетливые отметки с указанием максимально допустимого удлинения. Регулировать высоту пользователь должен без применения специальных инструментов.

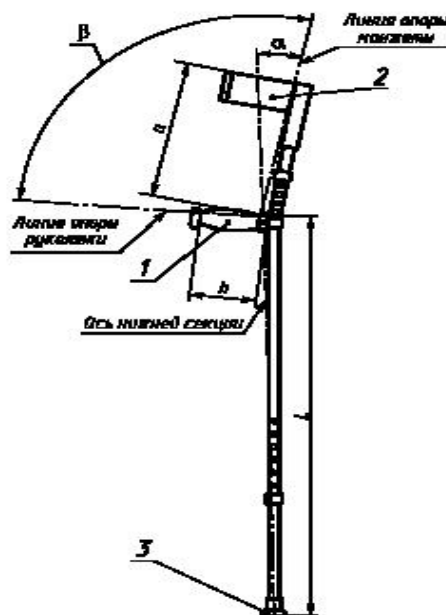


Рис. 10. Костыль с опорой под локоть

A - угол соединения опор; *B* – функциональный угол; *G* – длина верхней секции; *L* – длина нижней секции; *a* - длина рукоятки; 1 – рукоятка 2 - манжетка; 3 - наконечник

Костыли должны соответствовать требованиям механической, статической, усталостной прочности, прочности соединения секций костыля

(только для разъемных костылей). Материалы, применяемые для изготовления костыля, не должны содержать ядовитых (токсичных) компонентов, а также воздействовать на цвет поверхности (пола, одежды, кожи пользователя), с которой контактируют те или иные детали костыля в процессе их нормальной эксплуатации. Пластические материалы, применяемые для отливки деталей костыля, несущих нагрузку, должны быть однородны. Применяемые для отливки деталей композиционные материалы должны обеспечивать стабильность эксплуатационных свойств отлитых деталей и сохранность их цвета в течение срока службы костыля. Материалы, применяемые для изготовления костыля, не должны обесцвечиваться в процессе нормальной эксплуатации. Металлические части костылей должны быть изготовлены из коррозионно-стойких материалов или защищены от коррозии покрытиями.

Костыли с опорой под локоть с устройством противоскольжения изготавливаются с регулируемыми по высоте нижней и верхней секциями, используются в сложных погодных условиях (гололед, листопад), могут подбираться с учетом роста и массы тела пользователя (рис. 12, 13); облегчают самостоятельное передвижение, перераспределяя нагрузку с нижних конечностей, улучшая равновесие и повышая безопасность инвалидов при движении; ослабляют нагрузку на кисть и локтевой сустав при ходьбе; не давят на сосудисто – нервный пучок в подмышечной области.



Рис. 11. Пример костыля с опорой под локоть с устройством противоскольжения

Костыли с опорой под локоть без устройства противоскольжения могут

регулироваться по высоте с учетом индивидуальных потребностей пользователя; изготавливаются из анодированного алюминия (см. рис. 13).



Рис. 12. Пример костыля с устройством под локоть без устройства противоскольжения

Костыли с опорой на предплечье, снабжены подвижной манжетой, с устройством противоскольжения. Манжета обеспечивает опору на предплечье и устойчивость кисти (рис. 14, 15).



Рис. 13. Пример костыля с опорой на предплечье, снабженного подвижной манжетой



Рис. 14. Пример костыля с опорой на предплечье, снабженного подвижной манжетой

Костыли с опорой на предплечье без устройства противоскольжения. При использовании данным костылем предплечье должно плотно прижимать костыль к телу человека; при этом рукоятка должна находиться на уровне запястья руки.

Костыли с подмышечным с устройством противоскольжения должны обеспечивать удобство пользования, ремонтпригодность при замене отдельных деталей (наконечника, рукоятки, манжеты), а также обеспечивать отсутствие шума при эксплуатации. Костыли могут быть сразу нескольких типоразмеров благодаря механизму регулирования высоты. Костыли должны быть оборудованы устройствами регулирования высоты и противоскольжения. Металлические части костылей должны быть изготовлены из коррозионно-стойких материалов. Рукоятка костыля должна быть изготовлена из неабсорбирующего материала, обладающего низкой теплопроводностью. Костыли подмышечные назначают пользователям, которые не могут поддерживать собственную массу тела; при выборе костыля подмышечная опора должна находиться на 4-5 см ниже подмышечной впадины, что достигается путем регулирования ножки костыля (рис. 16).



Рис. 15. Примеры подмышечных костылей

Костыли подмышечные без устройства противоскольжения имеют ограниченное применение в сложных погодных условиях; пользование подмышечными костылями облегчается за счет мягких ручек, мягких подмышечных накладок; костыли могут регулироваться по высоте.

Ходунки

Ходунки – приспособления для реабилитации для людей с ограниченными возможностями. Ходунки предназначены для самостоятельного передвижения людям с проблемами опорно-двигательного аппарата. Особенная потребность в ходунках возникает на этапе реабилитации, когда человек физически окреп и может уже частично контролировать мышцы ниже уровня поражения, либо пробовать ходить в специальных таторах. При передвижении они помогают держать равновесие, дают устойчивость, а в некоторые виды ходунков есть возможность и садиться на них для отдыха.

Средство реабилитации, которое позволяет передвигаться инвалидам и людям, перенесшим сложные травмы, называется ходунками. Ходунки бывают разных типов и видов, например:

- на колесах (рис.17, а)
- с сидением (рис. 17, б)
- шагающие (рис. 17, в)
- стационарные (рис. 17, г)
- с подмышечной опорой (рис. 17, д)

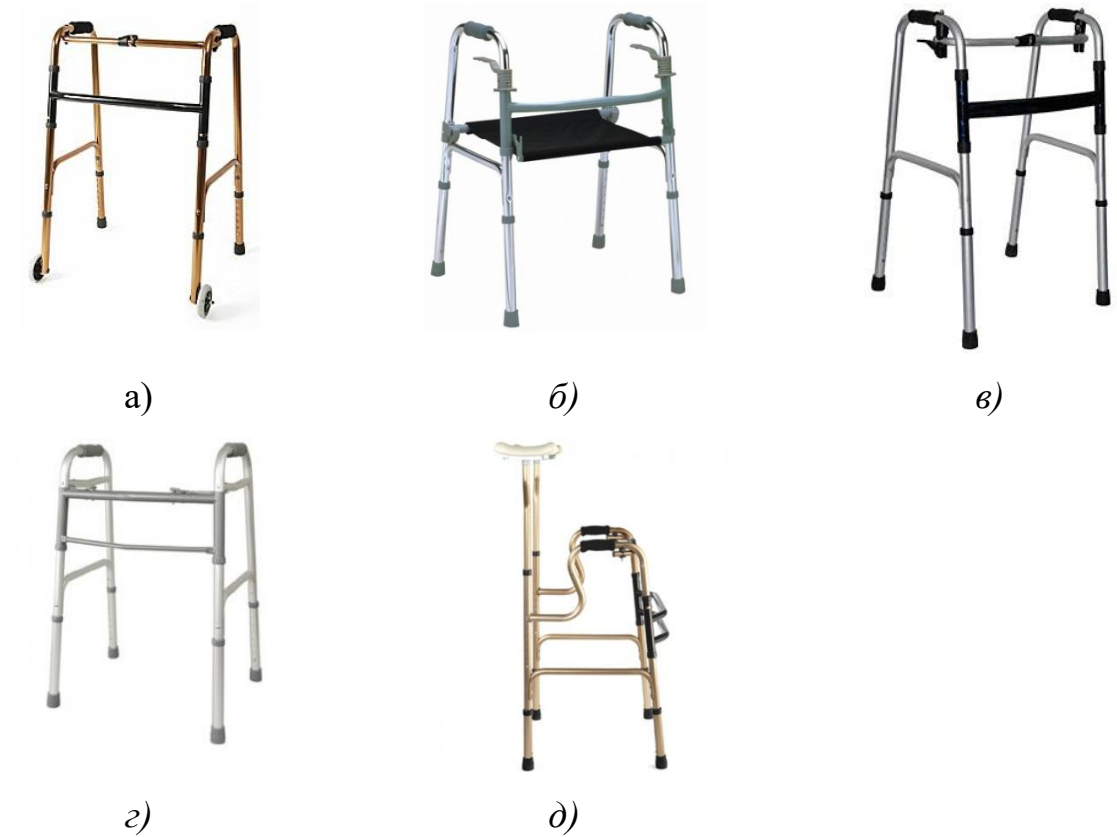


Рис. 16. Виды ходунков

Современные ходунки усовершенствуются все больше и больше. Теперь они могут не только выполнять вспомогательную функцию при передвижении, но и ряд других. Например, существуют ходунки, которые оснащены удобными колесами и сидением. Это сидение выполняет важную функцию: человек может всегда присесть и отдохнуть в процессе прогулки, или как сидение на автобусных остановках. Подобные ходунки называются роллаторами.

Такие ходунки позволяют пациенту передвигаться с хорошей скоростью, но надежная опора и устойчивость при этом сохраняются. Чтобы движение было безопасным, все роллаторы имеют ручной тормоз и, как правило, большинство моделей предусматривает сидение, которое дает возможность отдохнуть во время прогулок. Роллаторы оснащены корзинами для сумок или перевоза груза, что является еще одним несомненным преимуществом данного вида ходунков, поскольку при длительных прогулках пациент будет иметь все необходимое под руками.

Порядок выполнения работы: получить у преподавателя или инженера необходимое оборудование. Изучить конструкции тростей, ходунков, костылей. Определить их виды и заполнить таблицу.

Табл.

№ п/п	Оборудование	Вид

Содержание отчета:

1. Цель работы
2. Таблиц с результатами исследований
3. Выводы

Литература

1. СТБ 935-99 Костыли и трости опорные. Технические условия

Лабораторная работа №6

ИЗУЧЕНИЕ КОНСТРУКЦИИ ПРОТЕЗОМЕРА

Цель работы: Изучение устройства и принципа работы протезомера ПМ-1. Измерение параметров схемы построения протеза нижней конечности.

Оборудование и принадлежности к работе

1. Протезомер ПМ 1.
2. Протез нижней конечности.

Основные положения

Протезно-ортопедическое изделие непосредственно соединено с определенным участком опорно-двигательного аппарата человека, поэтому необходимо иметь модель культи пораженной конечности или туловища, чтобы воспроизвести по этой модели в протезе, аппарате, тьюторе, корсете приемную полость для культи или туловища. Приемная полость не может быть расположена произвольно.

В качестве примера рассмотрим случай изготовления ортопедического аппарата на всю ногу. Прежде всего, необходимо снять гипсовый негатив с ноги, определить и наметить на нем точками и линиями положение голеностопного и коленного суставов, надколенника, мышцелков и других характерных ориентиров. На отлитый позитив (слепок) переносят все отметки. По слепку воспроизводят полые кожаные или пластмассовые гильзы, которые повторяют форму ноги. По отметкам собирают металлический каркас с шарнирными соединениями и гильзами. В результате собранный аппарат учитывает все индивидуальные особенности данного протезируемого. Это стало возможным после того, как были получены все необходимые размеры (отметки на слепке) и модель протезируемого участка (слепок).

Следовательно, для построения протезно-ортопедического изделия надо знать достаточное количество размеров, которые дадут возможность выбрать необходимые узлы и детали и правильно расположить их относительно друг друга. Кроме того, необходимо иметь модель приемной полости и указания о

расположении ее в сочетании со всеми остальными частями протезно-ортопедического изделия. Вместо модели приемной полости может быть подобрана гильза максимальной готовности.

Совокупность величин и размеров, определяющих взаимное расположение узлов и деталей, а также указаний о расположении приемной полости называют *индивидуальной сборочной схемой* протезно-ортопедического изделия. Указания о взаимном расположении частей протезно-ортопедического изделия относительно друг друга сводятся к тому, что задается совокупность точек, линий и поверхностей (например, слепок и отметки на нем), относительно которых располагаются эти части изделия при его сборке.

Совокупность точек, линий и поверхностей, определяющих взаимное расположение частей протеза, принято называть *технологической базой*. От удачно выбранной технологической базы и полноты индивидуальной сборочной схемы в значительной степени зависит результат протезирования.

При составлении индивидуальной сборочной схемы придерживаются единой системы измерений и терминологии для основных размеров. Эта система измерений постоянно совершенствуется и пополняется новыми величинами. Приведем основные понятия и определения.

Плоскость горизонтальная - плоскость, перпендикулярная к прямой, проходящей через центр Земли.

Плоскость сагиттальная - плоскость, перпендикулярная к горизонтальной, которая делит тело человека на левую и правую половины,

Плоскость фронтальная (человека) - плоскость, перпендикулярная к горизонтальной, которая делит тело человека на переднюю и заднюю части.

Плоскость фронтальная (протеза, ортопедического аппарата) - плоскость, параллельно которой располагаются оси шарниров (голеностопного, коленного и др.), и развернутая относительно фронтальной плоскости человека в наружную сторону на некоторый угол. Такой же угол образуют сагиттальные плоскости протеза и человека.

Протезомер

Протезомер предназначен для выполнения индивидуальной сборки любого протеза нижней конечности согласно медико-технической документации и для корректировки параметров собранного по заданной схеме протеза.

Приведем характеристики величин и их обозначения для протезов нижней конечности применительно к измерительной технике. Эти величины разбиты на две группы; линейные и угловые.

Линейные величины:

1. Расстояние от пола до пяточной части стопы или башмачка (высота каблука) ***C*** (рис. 1).
2. Расстояние от пола до оси голеностопного шарнира ***Г***.
3. Расстояние от пола до оси коленного шарнира снаружи (пол - колено) ***К***.
4. Разница в высотах от пола до наружного и внутреннего центров голеностопного шарнира ***Б_о***.
5. Разница в высотах от пола до внутреннего и наружного центров коленного шарнира ***Б₁***.
6. Расстояние от пола до оси вращения вертлуга (пол - вертел) ***В***.
7. Расстояние от пола до оси тазобедренного шарнира ***В***.
8. Расстояние от пола до туберной площадки (пол - тубер) ***Т***.
9. Расстояние от пола до площадки промежности (пол - промежность)

П.

10. Разница в высотах от пола до наружного и внутреннего центров тазобедренного шарнира ***Б₂*** (рис. 2).
11. Горизонтальное смещение назад оси ***КС*** или ***КШ*** в сагиттальной плоскости относительно оси ***ГСШ У₁*** (см. рис. 1).
12. Горизонтальное смещение вперед центра плоского шаблона гильзы бедра в сагиттальной плоскости относительно оси ***ГСШ У₂***.

13. Относ оси тазобедренного шарнира вперед или назад относительно оси голеностопного шарнира Y_3 (см. рис. 2).

14. Горизонтальное смещение наружу середины оси коленного сустава $KС$ или коленного шарнира $KШ$ относительно середины оси голеностопного шарнира $ГСШ$ X_1 (см. рис. 1).

15. Горизонтальное смещение наружу середины фронтального поперечника гильзы бедра относительно вертикали, проходящей через середину оси $ГСШ$, X_2 .

16. Относ середины оси тазобедренного шарнира влево или вправо относительно середины оси голеностопного шарнира X_3 (см. рис. 2).

17. Длина следа стопы l_{cm} .

18. Длина культи l_K .

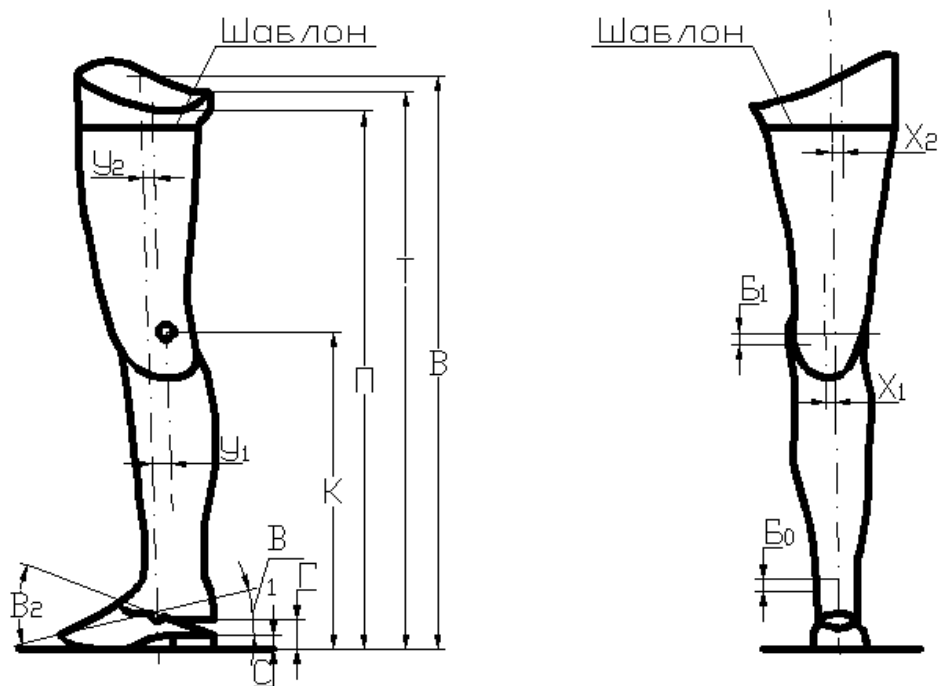


Рис.1. Базовые размеры протеза нижней конечности

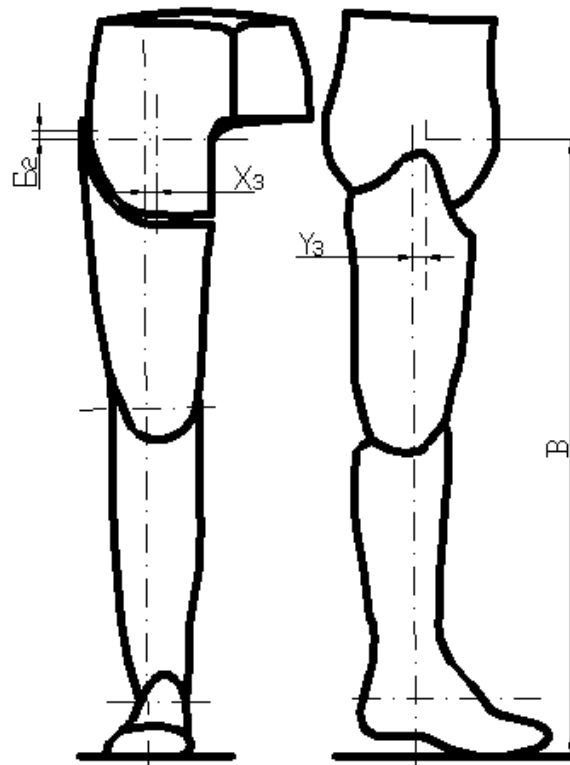


Рис.2. Базовые размеры протеза при вычленении бедра

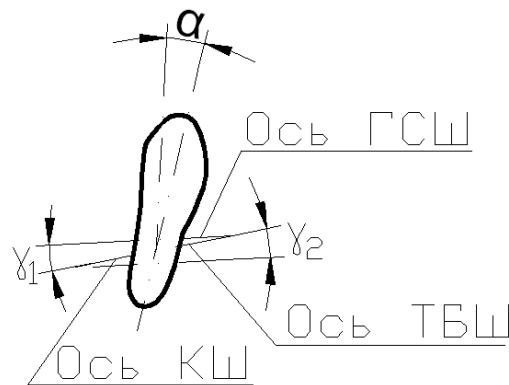


Рис.3. Проекция осей шарниров протеза нижней конечности на горизонтальную плоскость

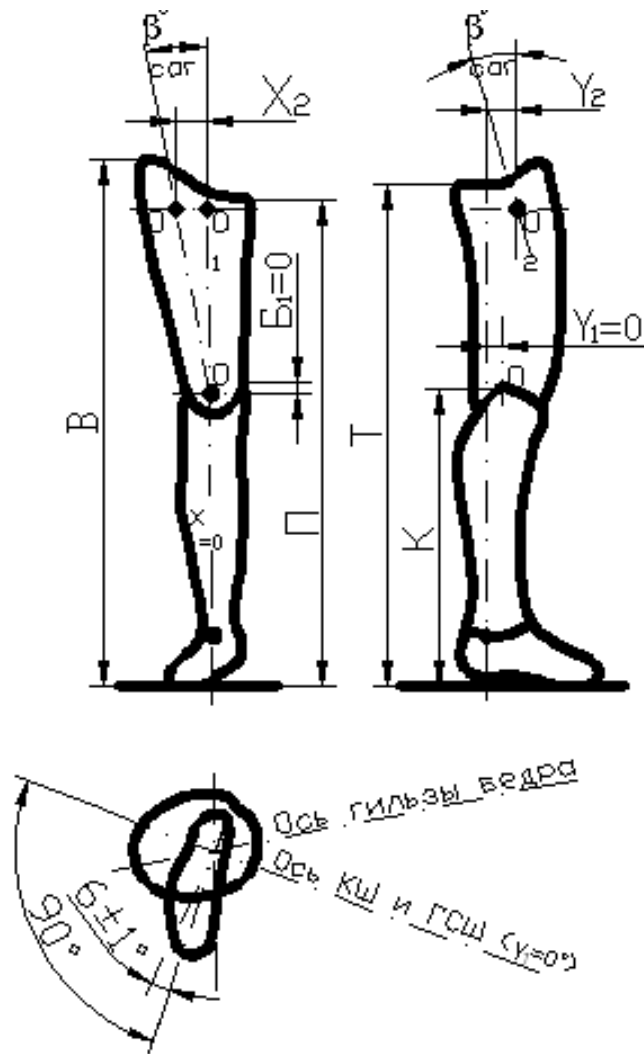


Рис.4. Параметры схемы сборки протеза бедра

Угловые величины:

1. Разворот стопы - угол между осью следа стопы и сагиттальной плоскостью α_{cm} (см. рис. 3).
2. Угол между задними площадками стопы и щиколотки B_1 (см. рис. 1).
3. Угол между передними площадками стопы и щиколотки B_2 .
4. Угол разворота наружу проекции оси ГСШ (см. рис. 3) на горизонтальную плоскость относительно проекции оси КС или КШ на эту же плоскость γ_1 .
5. Отклонение от параллельности между осями коленного и тазобедренного шарниров в плане γ_2 .

6. Угол ротации бедра внутрь α . Этот угол образован проекциями на горизонтальную плоскость оси $KШ$ и фронтального поперечника гильзы бедра γ (см. рис. 4).

7. Угол наклона оси бедра во фронтальной плоскости $\beta_{фр}$. Если гильза бедра наклоняется верхним контуром наружу, угол $\beta_{фр}$ имеет знак плюс (приведение). Если гильза бедра верхним краем наклонена внутрь, угол $\beta_{фр}$ имеет знак минус (отведение).

8. Угол наклона оси гильзы бедра в сагиттальной плоскости $\beta_{саг}$. При полном разгибании бедра относительно голени ось приемной гильзы бедра образует с продолжением оси голени угол $\beta_{саг}$.

Схема протезов бедра

В этом случае определяются следующие индивидуальные характеристики протезируемого: уровень ампутации, рост, размер стопы, угол приведения или отведения культи. Очевидно, что для построения протеза нужны еще размеры $C, K, T, П, B$ (см. рис. 1) и периметры сохранившейся нижней конечности. Угол между осью культи и технологической базой (вертикалью) правильнее всего измерять в положении стоя и при полном расслаблении мышц таза и культи. С помощью угломера определяют знак угла, т. е. приведена культя или отведена. Существенной особенностью схемы сборки протеза бедра является нулевая схема его дистальной части. Это означает, что $X_I=Y_I=B_I=0$, $\gamma=0^\circ$, $\alpha_{cm}=6\pm 1^\circ$ (угол заложен в стопе любой конструкции). Такое построение дистальной части протеза является необязательным, но целесообразным и связано с отсутствием естественного коленного сустава. Это обстоятельство позволяет сконцентрировать учет всех индивидуальных особенностей человека при построении проксимальной части протеза, т.е. при соединении гильзы бедра с коленом.

Такое решение позволило использовать идею создания узлов максимальной готовности, куда входят узел колено - голень и стопа, имеющие нулевую схему и допускающие варьирование не только высоты протеза (размер K), а также лежащие в основе разработки модульных узлов.

Конструкторская база совпадает с анатомической осью (линией Микулича) и проходит через центр тазобедренного сустава (см. рис. 5). Технологическая база - вертикаль, проходящая через середину оси голеностопного шарнира. Так как $X_I=0$ и $Y_I=0$ технологическая база проходит и через середину оси коленного шарнира. При рассмотрении во фронтальной плоскости совместно протеза и человека оказывается, что в преобладающем большинстве случаев середина фронтального поперечника культи бедра и, следовательно, гильзы бедра O_I располагается латерально анатомической оси на величину δ , средняя статистическая величина которой для мужчин и для женщин равна 15 ... 17 мм. Таким образом, если $X_2=\delta$, то точка O_2 совпадает с точкой O_I и технологическая база совпадает с анатомической осью. В этом случае $X_2=15...17$ мм, и середины осей голеностопного и коленного шарниров лежат на доампутационной анатомической оси. Такую схему построения всего протеза (а не только его дистальной части) условно называют нулевой. Значит, для нулевой схемы построения протеза к параметрам $X_I=Y_I=B_I=0$, $\gamma_I=0^\circ$ добавляется $X_2=15...17=16$ мм. Это обстоятельство подчеркивается потому, что часто встречается ошибочное толкование - под нулевой схемой построения протеза бедра понимается такая, когда $X_2=0$. Из сказанного следует, что конвергирующей схемой будет такая, когда $X_2>16$ мм, т. е. дистальная часть протеза сдвинута к медиальной плоскости и при этом технологическая база располагается медиальнее (внутри) мысленной анатомической оси.

Дивергирующей схемой построения протеза будет такая, когда $X_2<16$ мм. В этом случае технологическая база протеза оказывается латеральное мысленной анатомической оси.

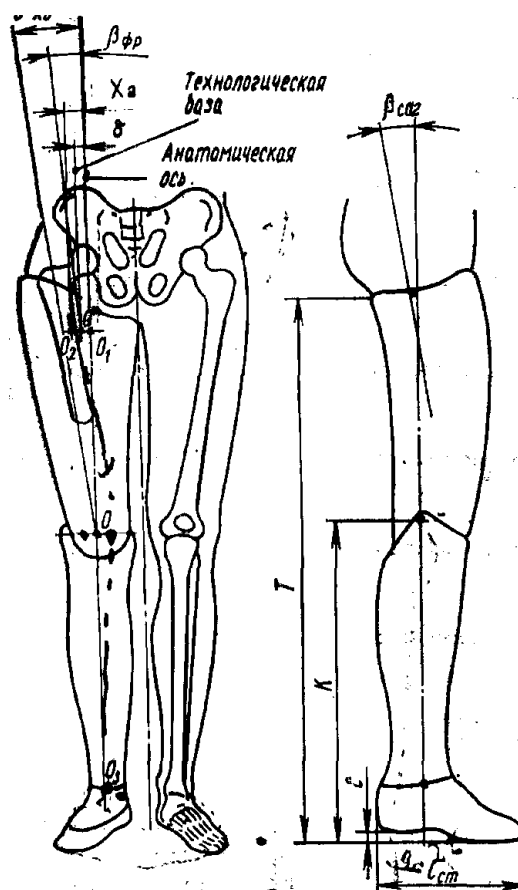


Рис.5. Ориентация протеза относительно опорно-двигательного аппарата человека

Расчеты показывают, что при соблюдении всех прочих параметров схемы можно всегда выбирать $U_2=0$. Это правило будет тем более справедливо при построении протеза со стопой, имеющей центральный амортизатор (буфер). Необходимо помнить, что стремление к увеличению U_2 (выноса бедра вперед) приводит к увеличению функциональной длины Протеза и подпрыгиванию на сохранившейся конечности при переносе протезированной.

Индивидуальный характер производства протезно-ортопедических изделий не исключает применения специализированной контрольно-измерительной и сборочной аппаратуры. Помимо таких измерительных инструментов, как штангенциркуль, кронциркуль, резьбомер и пр., для сборки протезов и проверки индивидуальной сборочной схемы применяется протезомер, который является контрольно-измерительным прибором и сборочным приспособлением (кондуктором). Он состоит см. (рис.5) на массивного вертикального штатива 2, вдоль которого по резьбе могут передвигаться три зажимных устройства, фиксирующих голеностопный 3 и

коленный 4 шарниры, а также гильзу бедра 5. В основании протезомера 1, представляющего собой горизонтальную площадку, имеется измеритель угла разворота стопы 6 и приспособление, заменяющее каблук 7 высотой C . Технологической сборочной базой протезомера является, вертикаль, проходящая через мысленную середину оси голеностопного шарнира. Устройство для фиксации голеностопного шарнира имеет две степени свободы: оно передвигается вверх или вниз с помощью вентиля 8 и допускает разворот на угол γ_1 в горизонтальной плоскости относительно технологической базы, который фиксируется рукояткой 9. Фиксатор коленного шарнира 4 позволяет установить заданные или измерить имеющиеся параметры схемы при помощи рукояток 11, 12 и 13. Его можно также установить на необходимой высоте от пола с помощью вентиля 10. Универсальный зажим 5 гильзы бедра позволяет снять параметры, по которым построен протез 16, 17 и 19.

Таким образом, протезомер позволяет собрать любой протез по заданной схеме или измерить любой протез для установления параметров его построения. Все шкалы протезомера рассчитаны на реальные значения параметров, встречающихся в практике.

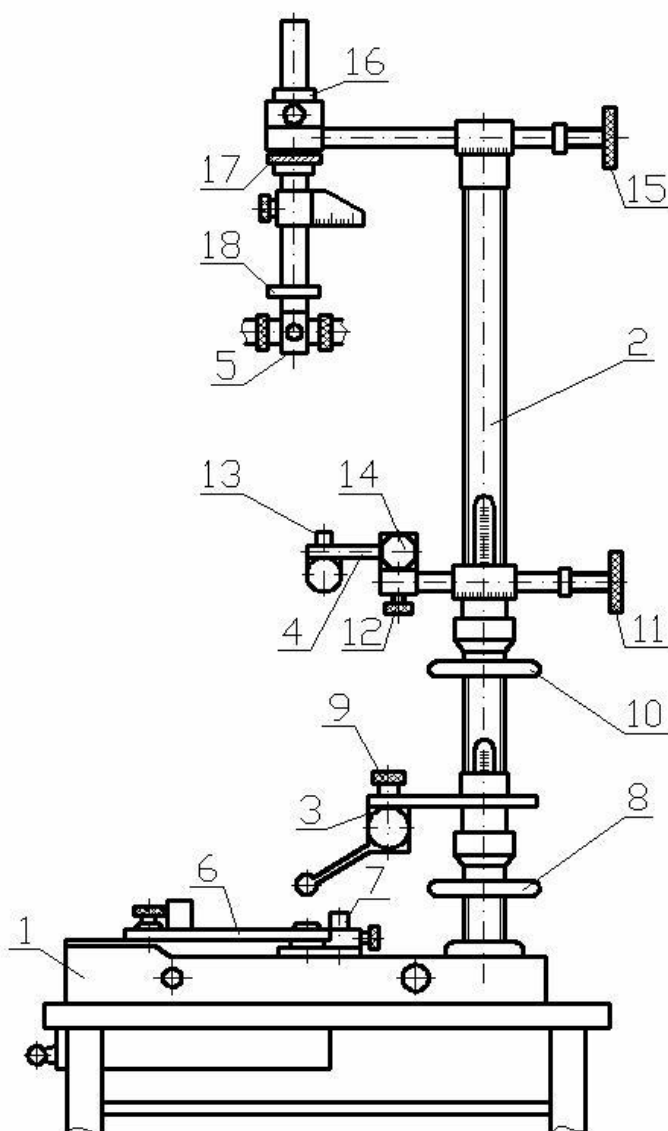


Рис.6. Протезомер

Порядок выполнения работы

1. Расположить протез в протезомере вдоль оси штатива так, чтобы пятка протеза находилась на приспособлении 7, заменяющем каблук.
2. Зафиксировать протез в ГСШ. Для этого необходимо поднять фиксатор ГСШ 3 на необходимую высоту с помощью вентиля 8. Иглы фиксатора ГСШ совместить с осью ГСШ, при этом рукоятку 9 необходимо разжать, что позволит поворачиваться протезу в горизонтальной плоскости.
3. Зафиксировать протез в КШ. Для этого необходимо поднять фиксатор КШ 4 на необходимую высоту с помощью вентиля 10. Иглы фиксатора КШ совместить с осью КШ, при необходимости пользуясь рукоятками 11, 12 и 13,

обеспечивающими пространственное перемещение фиксатора КШ и рукояткой 14, которая непосредственно сводит зажимные иглы.

4. Зажать рукоятку 9. После этого протез будет окончательно зафиксирован в ГСШ и КШ.

5. Зафиксировать протез в ГБ. Для этого необходимо совместить в вертикальной плоскости иглы фиксатора ГБ 5 с красной линией на шаблоне, которая соответствует фронтальному поперечнику ГБ при помощи рукояток 15 и 16. Опустить фиксатор ГБ в приемную полость ГБ до касания с шаблоном с помощью вентилей 19. Обеспечить двухстороннее касание иглами ГБ с помощью рукояток 17 и 18 (рукоятка 17 осуществляет перемещение фиксатора ГБ во фронтальной плоскости, а рукоятка 18 обеспечивает развод игл).

6. Снять показания со шкал. Правильно закрепив протез, с соответствующих шкал можно снять параметры, по которым он построен.

Так, горизонтальная площадка 6 в основании протезомера с измерителем угла покажет угол разворота стопы α_{cm} . Для этого необходимо совместить указательную линию на измерительной площадке 6 и вертикальный отлив на щиколотке протеза.

С фиксатора ГСШ 3 со шкалы γ_1 можно снять угол разворота наружу проекции оси ГСШ на горизонтальную плоскость γ_1 . Высота, на которую поднят фиксатор ГСШ 3, является параметром Γ - расстоянием от пола до оси ГСШ, который можно снять со шкалы Γ .

С фиксатора КШ 4 со шкалы B_1 можно снять параметр B_1 - разницу в высотах от пола до внутреннего и наружного центров КШ;

Со шкалы X_1 - горизонтальное смещение наружу середины оси КШ относительно середины оси ГСШ X_1 .

Со шкалы Y_1 - горизонтальное смещение назад оси КШ в сагиттальной плоскости относительно ГСШ Y_1 .

Высота, на которую поднят фиксатор КШ, является параметром K - расстояние от пола до оси КШ снаружи, который можно снять со шкалы K .

С фиксатора ГБ 5 со шкалы X_2 можно снять параметр X_2 - горизонтальное смещение наружу середины фронтального поперечника ГБ относительно вертикали, проходящей через середину оси ГСШ.

Со шкалы $У_2$ - горизонтальное смещение вперед центра плоского шаблона ГБ в сагиттальной плоскости относительно оси ГСШ $У_2$.

Со шкалы α - угол ротации бедра внутрь α .

Полученные данные свести в таблицу 1.

Табл. 1 - Данные измерений

G , мм	K , мм	X_1 , мм	$У_1$, мм	B_1 , мм	X_2 , мм	$У_2$, мм	γ_1 , град	$\alpha_{см}$, град	α , град

Содержание отчета

1. Наименование и цель работы.
2. Технические средства и принадлежности к работе.
3. Схема протезомера.
4. Схемы измерений параметров протеза нижней конечности.
5. Таблица с результатами измерений.
6. Выводы.

Лабораторная работа № 7

ИЗУЧЕНИЕ КОНСТРУКЦИИ И ПРИНЦИПА РАБОТЫ АППАРАТА ДЛЯ МОБИЛИЗАЦИОННОЙ КОРРЕКЦИИ ПОЗВОНОЧНИКА. ПОСТРОЕНИЕ ПРИНЦИПИАЛЬНОЙ КИНЕМАТИЧЕСКОЙ СХЕМЫ

Цель работы: изучение конструкции и принципа действия аппарата для мобилизационной коррекции позвоночника. Построение принципиальной кинематической схемы аппарата.

Оборудование и принадлежности к работе

1. Аппарат для мобилизационной коррекции позвоночника (АМКП-1)

Краткие теоретические сведения

Аппарат для мобилизационной коррекции позвоночника (АМКП-1) предназначен для разгрузки, коррекции и мобилизации позвоночника путем растяжения (тракции) в продольном направлении, а также путем осуществления давящего воздействия на туловище и таз в поперечном направлении. Аппарат применяется в специализированных лечебно-профилактических учреждениях неврологического и ортопедического профиля для проведения специальной предоперационной подготовки позвоночника, направленной на увеличение его коррекционной мобильности.

Рекомендуемые показания для применения АМКП-1:

1. Предоперационная подготовительная мобилизационная коррекция хирургических деформаций позвоночника на почве сколиоза и других ортопедических заболеваний.
2. Подготовительная мобилизационная коррекция позвоночника и грудной клетки как адаптационный этап при корсетной коррекции тяжелых ригидных деформаций на почве сколиоза и болезни Шюермана.
3. Тракционная лечебная и реабилитационная разгрузка позвоночника при остеохондрозных поражениях в подостром и восстановительном периодах.

4. Тракционная лечебная и реабилитационная разгрузка позвоночника при неосложненных травматических повреждениях на этапе подострого и восстановительного периодов.

5. Тракционная тренировочная и реабилитационная разгрузка позвоночника при определенных физических нагрузках у спортсменов, танцоров, артистов балета и цирка.

Наличие противопоказаний для применения АМКП-1 определяет лечащий, курирующий или консультирующий врач-специалист (ортопед-травматолог, вертебролог, невропатолог, реабилитолог, спортивный врач, врач лечебной физкультуры) на основании состояния здоровья пациента и имеющихся у него диагнозов.

Описание конструкции и принципа действия АМКП-1

Аппарат состоит из основания 1 (рис.1), установленного на поворотных колесах 2. На основании 1 установлены каретки: продольного перемещения 4 для тракционного воздействия, используя мускульное усилие ног, и каретка 3 (рис.3), поперечного тракционного воздействия, закрепленная на балке (под плоскостью стола) к которой крепится подвижный упор. Усилие на упоры 6 (подвижный—имеет поперечное перемещение), 7 (неподвижный) и петлю Глиссона 8 передается через систему колес и канатов и измеряется весовыми механизмами 9 (рис.2), показывает усилие продольного воздействия, и 10, показывает усилие поперечного воздействия. Величина усилия задается лечащим персоналом при помощи винта с рукояткой 11 и 5. Высота и длина вылета упоров может регулироваться и быть зафиксирована зажимами. Верхняя поверхность выполнена из полированного постформинга.

Работа аппарата происходит при помощи мускульной силы ног и рук пациента, который лежит на поверхности и зафиксирован в области головы петлей Глиссона и/или в области подмышечных впадин ремнем.



Рис.1. Общий вид АМКП-1

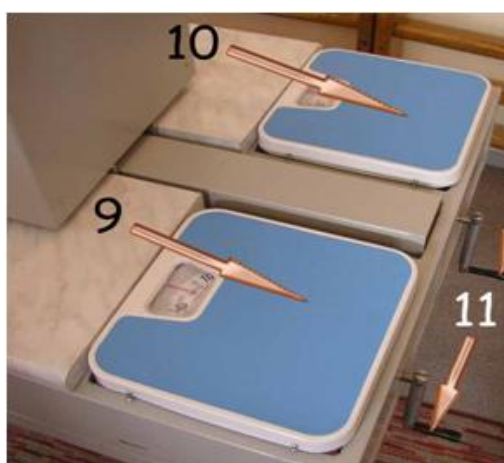
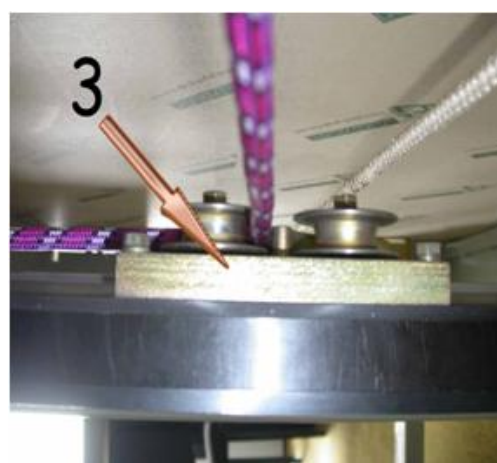


Рис. 2. Весовой механизм

Рис. 3. Каретка поперечного
воздействия

Порядок работы АМКП-1

Горизонтально-продольное тракционное воздействие. Пациента укладывают на плоскость аппарата и закрепляют двумя ремнями, наложенными в области таза перекрестно рис. 4. Ноги укладывают на поверхность каретки 4. Механизм натяжения следует вернуть в исходное положение, вращая рукоятку против часовой стрелки до появления усилия, затем сделать один оборот рукоятки по часовой стрелке. Далее установить на весовом механизме исходное положение «ноль» путем вращения колесика.

Закрепить на голове пациента петлю Глиссона, как показано на рисунке 5. Ушки петли одеваются на крючки рамки.

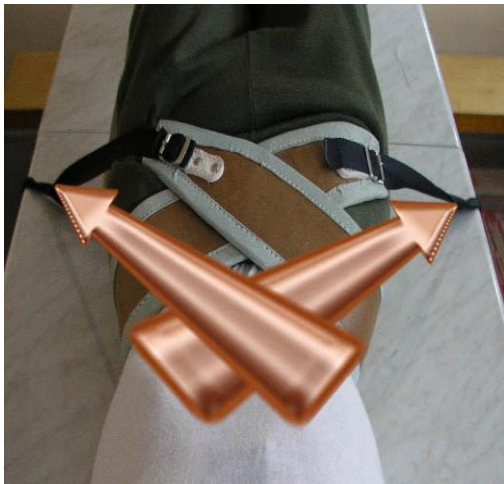


Рис. 4. Крепления пациента на плоскости аппарата



Рис.5. Крепление петли Глиссона

Конец каната продольной тяги предварительно натягивают с усилием около 50Н (5 кг). Затем канат пропускается через ролики (как показано на рисунке б).



Рис. 6. Прохождение каната через ролики

Вращая рукоятку 5 по часовой стрелке, установить рабочую нагрузку, при этом контролировать реакцию пациента, не доводя до болевого порога. Руками пациенту следует держаться за ручки, которые предварительно выставляют на необходимое расстояние и фиксируют зажимами (как показано на рисунке 7).



Рис. 7. Положение рук пациента во время работы на аппарате

Пациент, совершая движение ногами путем сгибания и разгибания в тазобедренных и коленных суставах, работает определенное время, которое рекомендовано врачом-специалистом. Снимать нагрузку следует путем последовательного ослабления каната.

Поперечное тракционное воздействие. Принцип работы аппарата в этом режиме во многом аналогичен предыдущему.

Давящее воздействие на туловище и таз в поперечном направлении создается подвижным упором (рис. 8) путем сгибания и разгибания в тазобедренных и коленных суставах.

Неподвижные упоры устанавливают в область грудной клетки и позвоночника (локализацию определяет врач-специалист), и фиксируют их зажимами. Вращая рукоятку 11 по часовой стрелке, устанавливают рабочую нагрузку, определённую врачом. Затем устанавливают подвижный упор в область грудной клетки (локализацию определяет врач-специалист) и зафиксируют зажимами.



Рис. 8. Общий вид расположения упоров при поперечном воздействии

Канат поперечной тяги предварительно натягивают с усилием 50Н (5кг) и фиксируют на подвижном упоре узлом, как показано на рисунке 9.

Вращая рукоятку, устанавливают рабочую нагрузку, контролируя состояние пациента и не доводя при этом до болевого порога.



Рис. 9. Крепление каната на подвижном упоре

Порядок выполнения работы

1. Изучить устройство АМКП-1.
2. Ознакомиться с принципом действия АМКП-1.

3. Составить принципиальную кинематическую схему аппарата для продольного тракционного режима воздействия.
4. Составить принципиальную кинематическую схему аппарата для поперечного тракционного режима воздействия.

Содержание отчета

1. Наименование и цель работы.
2. Оборудование и принадлежности к работе.
3. Принципиальная кинематическая схема АМКП-1 для продольного тракционного режима воздействия.
4. Принципиальная кинематическая схема АМКП-1 для поперечного тракционного режима воздействия.
5. Выводы.

Литература

1. Руководство по эксплуатации АТЮФ 10.00.00.000 РЭ.
2. Технические условия ТУ РБ 100649721.053-2003.

Лабораторная работа № 8

ИЗУЧЕНИЕ КОНСТРУКЦИЙ ТУТОРОВ

Цель работы: ознакомиться с классификацией тугоров, изучить их конструкции и назначение.

Оборудование и принадлежности к работе

1. Тугоры на верхние конечности;
2. Тугоры на нижние конечности.

Основные положения

Тугор – это приспособление в виде гильзы на шнуровке.

Цель назначения: создать неподвижность тому или иному сегменту конечности. Если эта цель не достигнута, тугор не принесет больному пользы, станет непригодным для пользования.

Неправильно назначенный тугор приводит к тому, что он изготовлен на конечность с явлениями отека и воспаления, то после ликвидации их он становится широким и фиксирующее действие его аннулируется.

Если при назначении тугора не учтены силовые нагрузки, которые он будет испытывать в эксплуатации, то это приведет к появлению трещин на тугоре и нарушению фиксации конечности.

Классификация тугоров. Тугоры разделяются на 2 группы:

1. Тугоры на верхние конечности;
2. Тугоры на нижние конечности.

В свою очередь каждая группа подразделяется на подгруппы.

Тугоры на верхние конечности:

- тугор на лучезапястный сустав;
- тугор на локтевой сустав;
- тугор на плечо;
- тугор на предплечье;
- тугор на всю руку.

Тугоры на нижние конечности:

- тутор на голеностопный сустав;
- тутор на коленный сустав с захватом голени и бедра;
- тутор на тазобедренный сустав;
- тутор на всю ногу.

Туторы на нижние конечности назначаются:

1. При воспалительных заболеваниях голеностопного сустава, параличе мышц голени, сопровождающихся разболтанностью стопы, назначают тутора на голеностопный сустав.

2. Для фиксации коленного сустава после оперативных вмешательств на костях и связочно-мышечном аппарате, после воспалительных заболеваний, профилактике деформаций назначают тутор на коленный сустав с захватом голени и бедра.

3. Для фиксации тазобедренного сустава после оперативных вмешательств, при артрозах, воспалительных заболеваниях и профилактике деформаций назначают тутор на тазобедренный сустав.

Тутор на лучезапястный сустав предназначен для полной фиксации лучезапястного сустава и для удержания кисти в правильном положении с целью предупреждения деформации в суставе. Тутор представляет собой жесткую гильзу 1 (рис.1), изготовленную по гипсовому слепку. Тутор надевается на предплечье и кисть и закрепляется шнуровкой 2, которая пропускается в отверстия кожаных настрочек 3. Нижний (дистальный) конец тутора должен доходить по тыльной поверхности кисти до головок пястных костей, а на ладонной поверхности должен быть короче на 1 см. верхний (проксимальный) конец тутора должен доходить до границы средней или верхней трети предплечья. Для улучшения условий вентиляции в гильзе сверлят отверстия диаметром до 8 см.

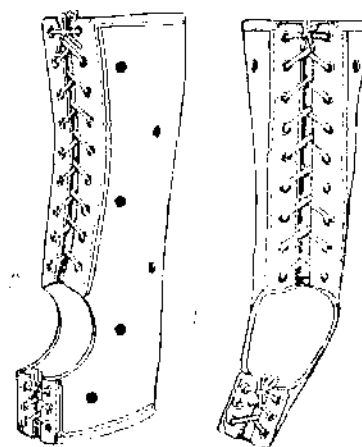


Рис.1. ТUTOR на лучезапястный сустав

ТUTOR на предплечье назначается во всех случаях, в которых необходима фиксация предплечья. ТUTOR изготавливают по гипсовому слепку. Он состоит из пластмассовой гильзы 1 (рис.2), настрочки 2 и шнуровки 3, с помощью которой тUTOR закрепляется на предплечье. Нижний конец тutora захватывает шиловидные отростки локтевой и лучевой костей; верхний конец на тыльной поверхности должен доходить до середины локтевого отростка головки лучевой кости, а на ладонной поверхности не должен доходить до локтевой складки на 3 см.

ТUTOR на локтевой сустав назначается при необходимости фиксации локтевого сустава в определенном положении. ТUTOR изготавливают по гипсовому слепку. Он представляет собой жесткую гильзу 1 (рис. 3), обхватывающую плечо и предплечье, настрочки и шнуровки 2. В области локтевого сустава в передней части делается вырез. Нижний конец тutora должен доходить до границы нижней и средней части предплечья. Локоть обычно фиксируется в согнутом положении под углом 85 град.

ТUTOR на плечо назначается для фиксации плеча при дефекте кости или ложном суставе плеча, после операций в области плеча, при резко выраженном артрозе и др. тUTOR представляет собой гильзу 1 (рис. 4), обхватывающую плечо и плечевой сустав. Нижний конец гильзы должен доходить по бокам и сзади до надмышцелков плеча, а спереди не доходит до локтевой складки на 3 см. , верхний край должен захватывать заднюю область лопатки, сверху – доходить

до границы шеи и надплечья, а спереди – захватывать область большой грудной мышцы, не доходя до соска. ТUTOR закрепляется на руке с помощью шнуровки 3 и ремня 2. С этой целью на передней поверхности гильзы плеча пришивают настрочки и пряжку 4 для пристегивания ремня.

ТUTOR на всю руку назначается при необходимости фиксации всей верхней конечности, при воспалительных заболеваниях в одном или нескольких сегментах или суставах конечности, при дефектах костной ткани, ложных суставах и др. ТUTOR представляет собой гильзу 1 (рис. 5), обхватывающую часть кисти (до пальцев), предплечье, плечо и плечевой сустав. Верхний конец должен захватывать сзади область лопатки, сверху – доходить до границы шеи и надплечья, а спереди – захватывать грудной мышцы, не доходя до соска. Для освобождения первого пальца в гильзе делаются вырезы в области лучезапястного сустава в передней части и в области кисти. ТUTOR крепится к руке при помощи шнуровки 2 и ремня 4, который обхватывает туловище больного и застегивается на кнопку 3.

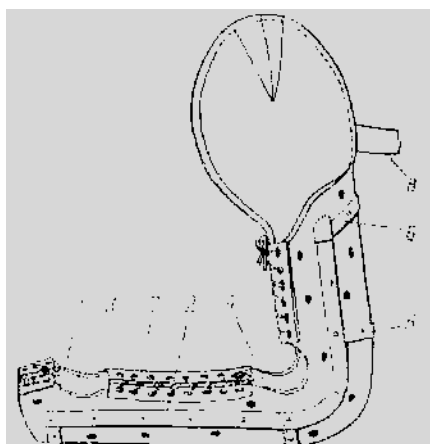


Рис.5 ТUTOR на всю руку

ТUTOR на голеностопный сустав шинно-кожаный ТНО – О состоит из сплошной кожаной гильзы 1, обхватывающей голень и стопу, и металлического каркаса 2, имеющего в области голеностопного сустава развилку. Подошва укреплена металлической пластинкой-стелькой 3, которая по форме соответствует и должна оканчиваться на середине плюсневых костей. По передней поверхности предусмотрена шнуровка. (рис.6)

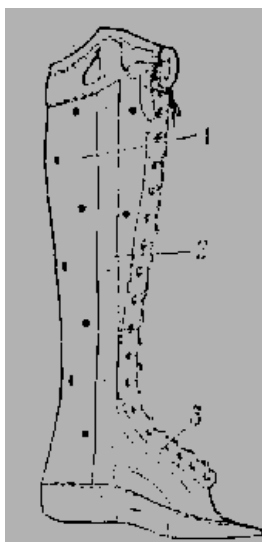


Рис.6 Тугор на голеностопный сустав

Тугор на всю ногу. Эти тугоры охватывают всю нижнюю конечность, в определенных случаях и таз, оказывая свое действие на тазобедренный, коленный и голеностопный суставы. При двустороннем применении шины можно соединить перекладиной, благодаря чему тазобедренные суставы приводятся в положение отведения и ротации. Точки воздействия находятся на поверхности ноги, включая стопу с дорсальной стороны. Могут вовлекаться и тазобедренные суставы.

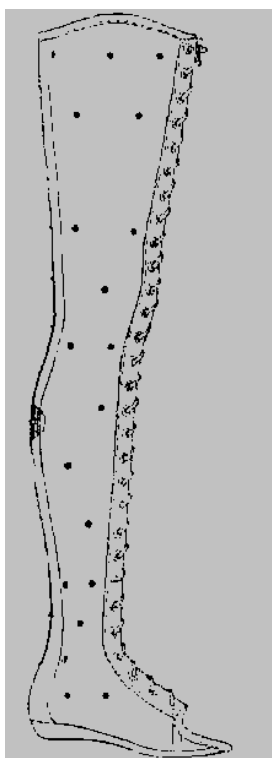


Рис.30. Тугор на всю ногу

Конструирование. Изготовление осуществляется по чертежу и размерам или по гипсовой модели с применением литьевой смолы или полиэтилена.

Материалы и детали. Применяют стеклоткань, пропитанную полиэфирными смолами; полиэтилен, получаемый при низком давлении (3- 5 МПа), или кожу и сталь.

Техническое исполнение. При использовании медицинских полиэфирных смол вручную на 3- 4 слоя ткани из стекловолокна наносят полиэстер.

При использовании полиэтиленов в связи с их слишком быстрым остыванием гипсовую модель сначала покрывают молескином. Затем на бумажной модели выкраивают полиэтиленовую заготовку, которую нагревают в печи при температуре 145 °С, сразу моделируют по модели и закрепляют марлевыми бинтами. После охлаждения деталь подгоняют, шлифуют и полируют. После притирки шины из синтетических материалов перфорируют для вентиляции. В заключении приклепываются ременные соединения. При сгибательных контрактурах в коленных суставах устанавливают коленный клапан. Шнуровки применяются редко.

При двустороннем употреблении шин над лодыжками крепится поперечина. Ее ширина и длина зависят от того, какое положение требуется придать тазобедренному суставам. При этом им можно придать положение внешней и внутренней ротации (рис.7).

Порядок выполнения работы

1. Изучить конструкции выданных преподавателем тугоров.
2. Описать конструкции тугоров и дать их классификацию.

Содержание отчета

1. Наименование и цель работы.
2. Оборудование и принадлежности к работе.
3. Классификация тугоров.
4. Выводы.

Литература

1. Кужекин, А.П. Технология протезно-ортопедических изделий / А.П. Кужекин - М., Легпромбытиздат, 1985 - 312с.

III. Контроль знаний

Экзаменационные вопросы

1. Определение инвалидности. Первичная инвалидность. Уровень инвалидности.
2. Трудоспособность. Факторы, влияющие на трудоспособность и инвалидность.
3. Классификация инвалидности по причинам, приведшим к ней.
4. Показатели инвалидности и их динамика.
5. Законодательные и нормативные акты РБ по предупреждению инвалидности и реабилитации инвалидов. Общие положения и термины.
6. Государственная программа по предупреждению инвалидности.
7. Государственная программа по реабилитации инвалидов.
8. Экспертиза причин возникновения заболеваний, приводящих к инвалидности. Установление степени потери здоровья. Профилактика инвалидности среди детей.
9. Реабилитация. Индивидуальная программа реабилитации. Принципы выполнения программы реабилитации. Этапы определения реабилитационной программы. Виды реабилитационных программ и условия их проведения.
10. Социальная реабилитация. Медицинская реабилитация. Профессиональная реабилитация.
11. Лечебное протезирование.
12. Ортопедическая обувь и вкладные приспособления как мера профилактики инвалидности. Разгружающие ортопедические приспособления для стандартной обуви.
13. Корректирующие вкладные приспособления.
14. Обувь ортопедическая. Требования, предъявляемые к ней. Цель назначения ортопедической обуви. Малосложная ортопедическая обувь.
15. Сложная ортопедическая обувь. Назначение и конструкция обуви при продольном плоскостопии, распластанности переднего отдела стопы, полой стопе и косолапости.

16. Сложная ортопедическая обувь. Назначение и конструкция обуви при отвисающей стопе, конской стопе, пяточной стопе, укорочении конечности и культе стопы.

17. Подбор ортопедической обуви с помощью подометра.

18. Анатомическое и лечебное протезирование. Функциональное протезирование.

19. Техническое обеспечение вспомогательными ортопедическими средствами. Ортопедические средства для туловища. Точки воздействия.

20. Конструирование ортопедических средств. Применяемые материалы и детали.

21. Корсеты. Назначение. Классификация. Фиксирующие корсеты.

22. Корректирующие устройства. Корректирующие корсеты и реклинаторы. Принцип построения корректирующих корсетов.

23. Корсеты-аппараты. Конструкции. Корсет-аппарат с подмышечными шинами и двусосными шарнирами.

24. Функционально-корректирующий корсет-аппарат с раздвижными боковыми трубками и головодержателем. Функционально-корректирующий корсет с деротационным устройством. Их конструкции и назначение.

25. Бандажи. Их назначение. Классификация. Бандаж грыжевой скротальный двусторонний.

26. Ортопедические аппараты для нижних конечностей: аппарат на голеностопный сустав; аппарат на голень с захватом голеностопного и коленного суставов; аппарат на коленный сустав. Назначение и устройство.

27. Ортопедические аппараты для нижних конечностей: аппарат на тазобедренный сустав; аппарат на всю ногу. Назначение и устройство.

28. Ортопедические аппараты на верхние конечности: аппарат-кистедержатель; аппарат на кисть при параличе пальцев. Назначение и устройство.

29. Ортопедические аппараты на верхние конечности: аппарат на предплечье с захватом лучезапястного и локтевого суставов; рабочие аппараты. Назначение и устройство.

30. Тьюторы на нижние конечности. Назначение и конструкции.
31. Тьюторы на верхние конечности. Назначение и конструкции.
32. Приспособления для самообслуживания инвалидов. Манжеточные приспособления. Назначение и устройство.
33. Приспособления для самообслуживания инвалидов. Пассивно-установочные приспособления. Назначение и устройство.
34. Приспособления для самообслуживания инвалидов. Активно-пассивные приспособления. Назначение и устройство.
35. Специальные устройства для самообслуживания инвалидов. Столовые приборы, посуда, пуговицы.
36. Аппараты слухового протезирования. Основные виды реабилитационных мероприятий. История развития. Медицинские аспекты использования слуховых аппаратов.
37. Обзор существующих видов слуховых аппаратов. Их достоинства и недостатки.
38. Слуховые аппараты воздушной проводимости. Слуховые аппараты костной проводимости.
39. Заушные слуховые аппараты. Устройство. Достоинства и недостатки.
40. Основные функции и характеристики наиболее распространенных слуховых аппаратов.
41. Аналоговые слуховые аппараты. ФУНГ.
42. Внутриушные слуховые аппараты. Классификация. Достоинства и недостатки.
43. Аналоговые слуховые аппараты с цифровой настройкой. Цифровые слуховые аппараты. Преимущества их использования.
44. Аппаратура для коррекции зрения. Дефекты зрения и роль очков в их коррекции.
45. Конструкции оправ корректирующих очков. Типы оправ корректирующих очков.

46. Конструкции унифицированных элементов оправ корректирующих очков.
47. Классификация очковых линз по оптическому действию, по положению главного фокуса, по числу оптических зон, по форме преломляющих поверхностей.
48. Классификация очковых линз по сочетанию преломляющих поверхностей, по значению коэффициента светопропускания, по материалу очковых линз, по значению показателя преломления, по оптическим покрытиям.
49. Специальные очки. Призматические очки. Бифокальные сферопризматические очки.
50. Специальные очки. Очки для чтения лежа. Изейконические очки.
51. Специальные очки. Гемиянопические очки. Дырчатые очки. Солнцезащитные очки.
52. Оптические средства коррекции зрения. Телескопические очки.
53. Понятия «искусственный орган» и «протез». История вопроса и направления развития протезостроения.
54. Классификация протезно-ортопедических изделий и их краткая характеристика.
55. Антропометрическая и инерционная норма человека.
56. Суставы, их классификация, особенности строения.
57. Суставы нижних конечностей, их механика. Структурная схема нижних конечностей.
58. Поступательное движение человека в норме. Основные термины и понятия.
59. Рациональное протезирование. Основные принципы рационального протезирования.
60. Ассиметрия ходьбы на протезах. Принцип «конвергенции» и «дивергенции».
61. Минимизация энергозатрат на ходьбу. Пути достижения минимума энергозатрат при ходьбе на протезах.

62. Динамика ходьбы в норме и на протезах. Силы, действующие на нижние конечности со стороны опоры. Особенности обеспечения подкосоустойчивости во время ходьбы на протезах.

63. Уровни ампутации нижних конечностей и условия их протезирования.

64. Кинематическая особенность шарниров и суставов нижних конечностей. Влияние ее на конструкцию протеза и ортеза.

65. Рациональное распределение масс в протезе и ортезе нижних конечностей.

66. Кинематическая совмещенность шарниров и суставов нижних конечностей. Влияние ее на конструкцию протеза.

67. Особенности построения коленного, голеностопного и плюснефалангового искусственных шарниров.

68. Схемы построения протезов и ортезов нижних конечностей. Схема построения протеза голени.

69. Схема построения протеза бедра.

70. Схемы построения протезов нижних конечностей после двусторонних ампутаций и вычленения бедра.

71. Узлы и детали протезов нижних конечностей. Классификация, особенности конструкций.

72. Голеностопные узлы протезов нижних конечностей. Особенности конструкций.

73. Схемы построения протезов. Разновидности схем. Требования, предъявляемые к ним.

74. Ортезирование нижних конечностей. Биомеханика ортезирования. Конструкции шарниров.

75. Биомеханические особенности двигательного аппарата верхних конечностей. Функциональная анатомия и биомеханика руки и кисти.

76. Классификация способов и видов схвата. Их краткая характеристика.

77. Биомеханические особенности построения протезов верхних конечностей.

78. Особенности построения протезов верхних конечностей с тяговым управлением и с внешними источниками энергии.

79. Искусственное сердце. Сердечно-сосудистая система человека. Механизм сердечной деятельности.

80. Особенности построения рабочих протезов и ортопедических аппаратов верхних конечностей.

81. Паракорпоральные системы обхода сердца.

82. Разработка искусственного сердца. Требования к конструкции и технологии изготовления.

83. Разновидности конструкций отдельных узлов и деталей протезов верхних конечностей.

84. Искусственное сердце. «Поиск-10М». Устройство, особенности конструкции и сборки.

85. Искусственная поджелудочная железа «Биостатор».

86. Коленные узлы протезов для нижних конечностей. Разновидности конструкций.

87. Имплантируемые дозаторы инсулина. Требования, предъявляемые к ним. Особенности конструкций.

88. Сердечные насосы: конструкции, технология изготовления.

89. Вспомогательное кровообращение (ВК). Методы контрпульсации. Аппаратура, разновидности конструкций.

90. Искусственные желудочки сердца (ИЖС). Требования, предъявляемые к ним. Разновидности конструкций.

91. Имплантируемые автономные системы вспомогательного кровообращения.

92. Вспомогательное кровообращение путем манипуляций на коронарном синусе.

93. Электрокардиостимуляторы. Требования, предъявляемые к ним. Моно- и биполярная стимуляция сердца.

94. Особенности конструкций отдельных элементов электрокардиостимуляторов.

95. Основные типы современных электрокардиостимуляторов. Классификация, особенности конструкций.

96. Мембранные оксигенаторы. Область применения. Типы мембранных оксигенаторов, особенности конструкций.

97. Аппарат «вспомогательная печень». Варианты построения таких аппаратов.

98. Гемосорбция и плазмоферез.

99. Протезы клапанов сердца. Классификация, особенности конструкций.

100. Устройства для удержания изолированных гепатоцитов.

101. Искусственная поджелудочная железа. Конструктивные разновидности и особенности таких аппаратов.

102. Аппараты «искусственная почка». Типы диализаторов. Особенности конструкций.

103. Гемофильтрация. Аппарат «Гемос».

104. Ультрафильтрация.

IV. Вспомогательный раздел

Белорусский национальный технический университет

УТВЕРЖДАЮ

Проректор по учебной работе
Белорусского национального
технического университета

 О.К. Гусев

« 08 » 05 2017 г.

Регистрационный № УД-110/2017 уч.

**КОНСТРУИРОВАНИЕ И ПРОИЗВОДСТВО СИСТЕМ ЗАМЕНЫ
ОРГАНОВ И АППАРАТУРА ДЛЯ ИНВАЛИДОВ**

Учебная программа учреждения высшего образования по учебной
дисциплине для специальности

1-38 02 02 Биотехнические и медицинские аппараты и системы

Учебная программа составлена на основе образовательного стандарта ОСВО 1-38 02 02-2013

СОСТАВИТЕЛИ:

В.Л. Габец, доцент кафедры «Конструирование и производство приборов» Белорусского национального технического университета, кандидат технических наук, доцент

Г.А. Есьман, доцент кафедры «Конструирование и производство приборов» Белорусского национального технического университета, кандидат технических наук, доцент

РЕЦЕНЗЕНТЫ:

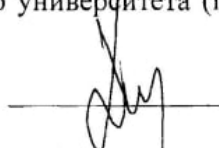
С.С. Соколовский, доцент кафедры стандартизации, метрологии и информационных систем Белорусского национального технического университета, кандидат технических наук, доцент

С.П. Сернов, доцент кафедры микро- и нанотехника Белорусского национального технического университета, кандидат физико-математических наук, доцент

РЕКОМЕНДОВАНА К УТВЕРЖДЕНИЮ:

Кафедрой «Конструирование и производство приборов» Белорусского национального технического университета (протокол № 8 от 27 февраля 2017 г.)

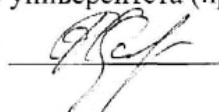
Заведующий кафедрой



М.Г. Киселев

Методической комиссией приборостроительного факультета Белорусского национального технического университета (протокол № 7 от 22 марта 2017 г.)

Председатель методической комиссии



В.В. Красовский

Научно-методическим советом Белорусского национального технического университета (протокол № 4 секции №1 от 20.04 2017 г.)

Пояснительная записка

Учебная программа по учебной дисциплине «Конструирование и производство систем замены органов и аппаратура для инвалидов» разработана для специальности 1-38 02 02 «Биотехнические и медицинские аппараты и системы».

Проблема создания искусственных органов находится в числе основных направлений современной науки и решается на стыке биологических, медицинских и точных наук. Развитие этой проблемы прямо связано с достижениями математики, механики, электроники, химии полимеров, инженерного освоения различных видов энергии, реализуемых в конкретных конструкциях.

Необходимость создания искусственных органов обусловлена возможностью временного замещения утраченной функции природного прототипа, тем более что хирургическая служба пересадки органов от доноров не может полностью обеспечить каждого больного из-за дефицита соответствующих органов. Прошедшее десятилетие характеризуется весьма интенсивным развитием этой проблемы, чему способствовали инженерно-технические и медико-биологические достижения в решении ряда задач, утвердившие существование и определившие новые направления в науке об искусственных органах.

В последнее время огромное значение придается проблеме реабилитации инвалидов, что невозможно без разработки функционального протеза-устройства, пассивно воспроизводящего основную из утраченных функций органа. Разработка протезно-ортопедических средств, предназначенных для компенсации утраченных или нарушенных опорно-двигательных функций, основывается на глубоком понимании особенностей двигательного аппарата человека и основных закономерностей выполнения человеком разнообразных действий, связанных с движением сегментов тела.

Поэтому большое внимание должно уделяться подготовке высококвалифицированных инженерных и научных кадров, способных решать эти задачи.

Цель изучения данной дисциплины заключается в усвоении методов и правил проектирования и эксплуатации различных устройств, аппаратов и систем, предназначенных для реабилитации инвалидов, а конкретно замещения и компенсации утраченных органов человека, реабилитации инвалидов и обеспечения активной жизнедеятельности и самостоятельного обслуживания инвалидов.

Задачи изучения дисциплины вытекают из требований к знаниям и умениям, которыми должны овладеть студенты в соответствии с образовательным стандартом специальности – уметь применять базовые научно-теоретические знания для решения теоретических и практических задач.

Дисциплина базируется на знаниях, полученных при изучении таких дисциплин как: «Анатомия и физиология человека», «Медицинская и биологическая физика», «Теоретическая механика» «Материаловедение и технология материалов», «Элементы медицинских приборов и систем».

Дисциплина «Конструирование и производство систем замены органов и аппаратура для инвалидов» является частью конструкторской подготовки инженера в области медицинского приборостроения. В ней комплексно изучаются основы биомеханики движений человека в сочетании с разделами функциональной анатомии и физиологии, а также вопросы методики расчета и проектирования различных устройств, аппаратов и систем, предназначенных для активной или пассивной замены утраченной функции природного прототипа органа человека и средств реабилитации инвалидов.

Знания и умения, полученные студентами при изучении данной учебной дисциплины, необходимы для освоения последующих дисциплин специализации, связанных с проектированием и расчетом изделий медицинского назначения, таких как: «Основы надежности медицинской техники», «Медицинское механическое и электрическое оборудование»,

«Методы и средства контроля физических и медико-биологических параметров» и выполнения курсового проекта по дисциплине «Медицинское механическое и электрическое оборудование».

В результате изучения дисциплины студент должен приобрести теоретические знания и твердые навыки их практического применения, необходимые при разработке, исследованиях, производстве и эксплуатации технических средств реабилитации инвалидов.

В результате освоения дисциплины «Конструирование и производство систем замены органов и аппаратура для инвалидов» студент должен:

знать:

– физиологические, биомеханические и механические условия и принципы построения технических средств реабилитации инвалидов: систем замены утраченных органов и аппаратуры для инвалидов;

– методику расчета, конструирования и производства систем замены органов, аппаратуры для инвалидов и средств реабилитации;

– компоновку, устройство и принципы действия существующих систем замены утраченных органов и аппаратуры для инвалидов;

– проблемы развития медицинского и биотехнического приборостроения, протезирования и протезостроения;

уметь:

– создавать устройства, аппараты и системы замены утраченных органов;

– оценивать уровень воспроизведения с помощью этих систем утраченных функций различных органов человека;

– выбирать стандартные и проектировать специальные узлы и детали различных систем замены органов;

– проводить стендовые исследования и испытания разработанных устройств, аппаратов и систем.

– создавать устройства, приспособления и аппаратуру для реабилитации инвалидов;

- выбирать стандартные и проектировать специальные узлы и детали различных устройств и средств реабилитации инвалидов;

- знать методику проведения испытаний и аттестации технических средств реабилитации инвалидов;

- оценивать уровень разрабатываемых изделий.

владеть:

- системным и сравнительным анализом;

- исследовательскими навыками;

- основными методами, способами и средствами получения, хранения, переработки информации, навыками работы с компьютером как средством управления информацией;

- методикой выбора и назначения технических средств реабилитации инвалидов в зависимости от требований технической документации;

- методами расчетов (кинематического и силового) и конструирования технических средств реабилитации инвалидов, обеспечивающих наивысшую эффективность внедряемых проектных решений;

- методами расчета экономической эффективности внедряемых и проектных решений.

Освоение данной учебной дисциплины должно обеспечить формирование следующих компетенций:

- АК-1. Уметь применять базовые научно-теоретические знания для решения теоретических и практических задач;

- АК-2. Владеть системным и сравнительным анализом;

- АК-3. Владеть исследовательскими навыками;

- АК-4. Уметь работать самостоятельно;

- АК-5. Быть способным порождать новые идеи (обладать креативностью);

- АК-6. Владеть междисциплинарным подходом при решении проблем;

- АК-7. Иметь навыки, связанные с использованием технических устройств, управлением информацией и работой с компьютером;

- АК-8. Владеть навыками устной и письменной коммуникации;
- АК-9. Уметь учиться, повышать свою квалификацию в течение всей жизни;
- СЛК-3. Владеть способностью к межличностным коммуникациям;
- СЛК-5. Быть способным к критике и самокритике;
- СЛК-6. Уметь работать в коллективе;
- ПК-1. Разрабатывать технологические процессы изготовления изделий медицинской техники и технологическую документацию, следить за соблюдением технологических процессов и соответствия режимов работы действующим стандартам, правилам и нормам;
 - ПК-2. Работать с технологической и нормативно-технической документацией, с технической и научной литературой;
 - ПК-3. Осуществлять контроль качества продукции, производить необходимые измерения технических параметров, на основе технических показателей технологических процессов и оборудования выявлять причины брака и уметь устранять их;
 - ПК-4. Принимать инженерные решения по повышению производительности труда на основе современных технических решений, содействовать на практике внедрению средств автоматизации и механизации производственных процессов;
 - ПК-15. Организовывать эксплуатацию биотехнических и медицинских аппаратов и систем, изделий медицинской техники, технологического оборудования в соответствии с нормативно-технической документацией;
 - ПК-16. Производить профилактику технических средств, проводить планово-предупредительные ремонты;
 - ПК-17. Выполнять поверку, градуировку и настройку средств биомедицинских измерений;
 - ПК-18. Выявлять причины нарушения работоспособности оборудования и организовывать необходимые ремонтные работы;
 - ПК-19. Осуществлять планирование ремонтных работ и мероприятий по техническому обслуживанию;

– ПК-20. Обеспечивать обучение персонала, работающего с оборудованием, правилам эксплуатации.

Согласно учебным планам на изучение учебной дисциплины отведено:

– для очной формы получения высшего образования всего 300 ч., из них аудиторных - 144 часов;

Распределение аудиторных часов по курсам, семестрам и видам занятий приведено ниже.

Табл. 1.

Очная форма получения высшего образования					
Курс	Семестр	Лекции, ч.	Лабораторные занятия, ч.	Практические занятия, ч.	Форма текущей аттестации
3	6	48	16	-	зачет
4	7	64	-	16	экзамен

СОДЕРЖАНИЕ УЧЕБНОГО МАТЕРИАЛА

РАЗДЕЛ I. АППАРАТУРА ДЛЯ ИНВАЛИДОВ

Тема 1.1 Введение. Основные понятия и определения

Введение. Предмет и задачи курса. Определение инвалидности. Первичная инвалидность. Общая инвалидность. Факторы, влияющие на трудоспособность и инвалидность. Группы инвалидности. Причины, приведшие к инвалидности. Показатели инвалидности и ее динамика.

Законодательство РБ о предупреждении инвалидности и реабилитации инвалидов. Государственная политика в области предупреждения инвалидности и реабилитации инвалидов. Государственная программа по предупреждению инвалидности и реабилитации инвалидов. Медицинская реабилитация. Профессиональная реабилитация. Социальная реабилитация.

Классификация технических средств реабилитации инвалидов.

Тема 1.2. Ортопедическая обувь и вкладные приспособления

Ортопедическая обувь и вкладные приспособления, как мера профилактики инвалидности. Вкладные ортопедические приспособления для стандартной обуви. Разгружающие приспособления. Корректирующие приспособления. Малосложная ортопедическая обувь. Сложная ортопедическая обувь.

Тема 1.3. Корсеты и реклинаторы

Ортопедические средства для туловища. Виды и типы корсетов. Точки воздействия. Принципы конструирования ортопедических средств. Применяемые материалы и детали. Фиксирующие корсеты. Корректирующие устройства. Экзоскелеты. Виды и типы реклинаторов.

Тема 1.4. Аппараты

Классификация аппаратов. Ортопедические аппараты на нижние конечности. Аппарат на голеностопный сустав. Аппарат на голень с захватом голеностопного и коленного суставов. Аппарат на коленный сустав. Аппарат на

тазобедренный сустав с захватом или без захвата коленного сустава. Аппарат на всю ногу. Аппарат на всю ногу при повреждениях позвоночника.

Ортопедические аппараты на верхние конечности. Фиксирующие и корригирующие аппараты. Аппарат-кистедержатель. Аппарат на кисть при параличе пальцев. Аппарат на предплечье с захватом лучезапястного и локтевого сустава. Рабочие аппараты.

Тема 1.5. Тutory

Виды и типы тutory. Тutory на нижние конечности. Назначение. Применяемые материалы. Конструкции. Тutory на голеностопный сустав. Тutory на всю ногу. Тutory на верхние конечности. Тutory на лучезапястный сустав. Тutory на всю руку.

Тема 1.6. Бандажи

Виды и типы бандажей. Их назначение. Грыжевые бандажи. Ортопедические бандажи.

Тема 1.7. Трости опорные и тактильные, костыли, опоры, поручни

Виды и типы тростей. Трости опорные. Трости тактильные. Виды и типы костылей. Виды и типы опор. Опоры в кровать. Опоры для детей-инвалидов. Ходунки. Виды и типы поручней.

Тема 1.8. Инвалидные кресла-коляски

Виды и типы кресел-колясок. Комнатные кресла-коляски с ручным приводом от обода колеса. Прогулочные кресла-коляски с ручным приводом от обода колеса. Кресла-коляски активного типа. Кресла-коляски с электроприводом. Малогабаритные кресла-коляски.

Тема 1.9. Аппараты слухового протезирования

История развития слухопротезирования. Медицинские аспекты использования слуховых аппаратов. Виды и типы слуховых аппаратов. Слуховые аппараты воздушной проводимости. Слуховые аппараты костной проводимости. Аналоговые и цифровые методы обработки звука. Преимущества протезирования слуховыми аппаратами с цифровым программированием. Внутриушные слуховые аппараты. Сурдотехнические и

вспомогательные приборы для глухих. Применение современных технологий для глухих и слабослышащих.

Тема 1.10. Аппараты для исправления речи

Аппараты для исправления речи. Устройство и принцип действия. Виды и типы голосообразующих аппаратов.

Тема 1.11. Приспособления для самообслуживания инвалидов

Приспособления для самообслуживания инвалидов. Манжеточные приспособления. Пассивно-установочные приспособления. Активно-пассивные приспособления. Приспособления для ванной, туалета и кровати. Подъемники. Вспомогательные приспособления для ухода за телом. Вспомогательные приспособления для одевания, раздевания и захвата предметов. Вспомогательные приспособления для выполнения домашних работ. Применение современных технологий для самообслуживания инвалидов.

Тема 1.12. Приборы для коррекции зрения

Дефекты зрения и роль очков в их коррекции. Слепота и слабовидение. Корректирующие очки. Конструкции унифицированных элементов оправ корректирующих очков. Материалы для изготовления оправ корректирующих очков. Расчеты конструкции оправ корректирующих очков. Линзы корректирующих очков. Классификация очковых линз. Контактные линзы. Специальные очки. Призматические очки. Изейконические очки. Оптические средства коррекции слабовидения. Телескопические очки. Накладные лупы. Тифлотехника. Применение современных технологий для коррекции зрения.

Тема 1.13 Тренажеры для реабилитации больных и инвалидов

Механотерапевтические устройства для восстановления движения в суставах. Устройства для реабилитации опорно-двигательного аппарата. Устройства реабилитации верхних и нижних конечностей. Подводное вытяжение.

РАЗДЕЛ II. КОНСТРУИРОВАНИЕ И ПРОИЗВОДСТВО СИСТЕМ ЗАМЕНЫ ОРГАНОВ

Тема 2.1. Некоторые понятия и общие принципы современного протезирования и протезостроения

Основные термины и определения. Искусственные органы и функциональные протезы. Краткий обзор истории биомеханики и протезостроения. Функциональные приспособления, протезы и аппараты. Классификация протезно-ортопедических изделий. Вопросы функциональной анатомии человека. Позвоночник, грудная клетка, плечевой пояс, суставы, верхние и нижние конечности. Суставы. Синартозы, диартрозы. Классификация. Особенности строения и работы. Антропометрическая и инерционная норма.

Тема 2.2. Протезирование нижних конечностей

Структурная схема биокинематической цепи нижней конечности. Суставы нижней конечности, их краткая характеристика. Механика нижних конечностей.

Поступательное движение человека в норме. Основные термины и понятия. Шаг, период шага, фазы опоры и переноса. Общие признаки ходьбы в норме. Кинематический анализ голеностопного, голеностопного, коленного и тазобедренного суставов при ходьбе в норме.

Основные кинематические и динамические характеристики человека при ходьбе в норме и на протезах.

Уровни ампутации нижних конечностей и протезы, соответствующие им. Классификация. Физиологические, биомеханические и механические условия и принципы построения протезов.

Основные предпосылки рационального протезирования нижних конечностей. Уменьшение энерготрат на ходьбу, кинематической динамической асимметрии. Рациональное распределение масс в протезе и ортезе. Кинематическая совмещенность шарниров и суставов. Расположение осей в протезе. Подкосоустойчивость. Некоторые особенности геометрии

приемных гильз для культи. Особенности построения коленного, голеностопного и плюснефалангового искусственных сочленений.

Общие понятия о построении протеза и ортеза. Индивидуальная схема их построения. Требования, предъявляемые к ней. Параметры, определяющие построение протеза или ортеза.

Схема построения протеза голени. Схема построения протеза бедра. Схемы построения протезов после двухсторонних ампутаций и вычленения бедра.

Ортезирование нижних конечностей. Биомеханика ортезирования. Особенности индивидуальной схемы сборки ортопедического аппарата.

Тема 2.3. Узлы и детали протезов нижних конечностей

Индивидуальные и универсальные узлы и детали протезов. Голеностопные узлы. Голени-стойки с опорным элементом (протезы без стопы). Безшарнирные, жесткие и гибкие голеностопные узлы. Узлы с аккумулирующими энергию свойствами. Узлы с одноосным и многоосным голеностопным шарниром. Голеностопные узлы с гидравлическим управлением кинетики и кинематики.

Коленные узлы. Коленные узлы с моноцентрическим шарниром. Свободно-подвижные коленные узлы с ручным замком, с фрикционным тормозом в коленном шарнире, с зависимым от нагрузки управлением в фазе опоры и т.д. Коленные узлы с полицентрическим шарниром. Биомеханика многозвенного коленного механизма. 4-х-осные и 6-ти-осные шарнирные механизмы.

Специальные конструкции узлов. Осевые ротационные узлы с автоматическим возвратом и с ручным замком. Узлы обычного характера. Механизмы крепления протезов. Специальные конструкции приемных гильз.

Тема 2.4. Протезирование верхних конечностей

Функциональная анатомия и биомеханика руки и кисти. Биомеханические особенности двигательного аппарата верхних конечностей. Биомеханические характеристики отдельных движений верхних конечностей. Классификация способов и видов схвата.

Биомеханические особенности построения протезов верхних конечностей. Особенности построения протезов с тяговым управлением и с внешними источниками энергии. Особенности построения рабочих протезов.

Биомеханические особенности построения ортопедических аппаратов для верхних конечностей.

Тема 2.5. Средства протезирования верхних конечностей

Системы протезов верхних конечностей: косметические и функциональные, активные и пассивные протезы. Протезы с внешними источниками энергии и миоэлектрические протезы. Гибридные протезы. Биуправляемые протезы.

Протезирование при различных уровнях ампутации. Протезы пальцев. Протез части кисти, протезы предплечья, плеча и их разновидности. Особенности конструкций.

Тема 2.6. Устройства и аппараты для восстановления формы и функций различных элементов опорно-двигательного аппарата

Ортезирование туловища и позвоночника. Биомеханика ортезирования туловища и позвоночника. Классификация ортезов, примеры конструкций, принцип действия.

Тема 2.7. Общие вопросы технологии изготовления протезно-ортопедических изделий

Основные понятия о протезировании и протезостроении. Материалы и полуфабрикаты. Основные технологические операции. Технология протезно-ортопедических изделий. Сборка и контроль протезно-ортопедических изделий.

Тема 2.8. Искусственные органы

Физиологические и анатомические аспекты конструирования искусственных органов.

Тема 2.9. Искусственное сердце

Разработка и экспериментальное применение искусственного сердца. Сердечные насосы: конструкции, технология изготовления. Требования к материалам для изготовления протезов сердца. Искусственное сердце «Поиск-10М».

Тема 2.10. Вспомогательное кровообращение

Методы, улучшающие метаболизм миокарда за счет снижения постнагрузки, - методы контрпульсации: аппаратура, применяемые материалы, разновидность конструкций.

Методы, улучшающие метаболизм за счет уменьшения преднагрузки, - методы шунтирования. Паракорпоральные системы обхода сердца. Насосы. Искусственные желудочки сердца (ИЖС). Требования, предъявляемые к ним. Разновидности конструкций.

Методы, улучшающие метаболизм за счет уменьшения конечно-систолического объема, - кардиомассаж и внутривентрикулярное вспомогательное кровообращение (ВК). Имплантируемые автономные системы ВК. Полностью и частично автономные системы ВК. Особенности конструкций.

Методы, улучшающие непосредственно коронарную перфузию, - ретроградная перфузия и окклюзия коронарного синуса, перфузия коронарных артерий и т.д. Вспомогательное кровообращение путем манипуляций на коронарном синусе. Аппаратура. Требования, предъявляемые к ней. Разновидности конструкций.

Тема 2.11. Электрокардиостимуляторы

Электрокардиостимуляторы в системе организм-имплантант: коррозионная устойчивость, прочность, биоинженерные принципы конструирования. Основные типы современных электрокардиостимуляторов. Классификация. Особенности конструкций. Алгоритм функционирования и показания к применению. Перспектива развития ЭКС.

Тема 2.12. Протезы клапанов сердца

Классификация. Требования к конструкции. Гидродинамика протезов клапанов сердца. Модели протезов клапанов сердца. Механическая прочность, износоустойчивость, коррозионная устойчивость, химическая инертность.

Тема 2.13. Искусственные легкие

Мембранные оксигенаторы. Основные конструктивные особенности. Клинические модели. Мембранные оксигенаторы в клинической

кардиохирургии. Пленочные, пузырьковые, пенно-пленочные, жидкостно-жидкостные оксигенаторы.

Тема 2.14. Экстракорпоральная «вспомогательная печень»

Перфузионные методы лечения. Живая печеночная ткань в экстракорпоральных перфузионных системах. Методы выделения изолированных гепатоцитов, их жизнеобеспечение и функциональная оценка. Удержание изолированных гепатоцитов в экстракорпоральной «вспомогательной печени» и ее основные элементы.

Тема 2.15. Гемосорбция и плазмофорез

Методы очищения крови. Аппараты, применяемые для этих методов. Требования, предъявляемые к ним. Особенности конструкций.

Тема 2.16. Искусственная эндокринная поджелудочная железа

Технические аспекты создания аппаратов такого типа. Стационарные аппараты типа «Биостатор». Парокорпоральные (носимые) и имплантируемые дозаторы инсулина. Особенности конструкций.

Тема 2.17. Искусственная почка

Диализные мембраны и диализаторы. Аппаратура для гемодиализа. Требования, предъявляемые к ней. Особенности конструкций.

Тема 2.18. Управление искусственными органами

Принципы управления искусственными органами. Методические и технические аспекты управления искусственным сердцем.

Учебно-методическая карта учебной дисциплины
очная форма получения высшего образования

Номер раздела, темы	Название раздела, темы	Количество аудиторных часов					Количество часов УСР	Форма контроля знаний
		Лекции	Практические занятия	Семинарские занятия	Лабораторные занятия	Иное		
1	2	3	4	5	6	7	8	9
	6 семестр							
1	Аппаратура для инвалидов							
1.1	Введение. Основные понятия и определения	2			2			
1.2	Ортопедическая обувь и вкладные приспособления	6						
1.3	Корсеты и реклинаторы	4			2			
1.4	Аппараты	6			2			
1.5	Туторы	2						
1.6	Бандажи	2						
1.7	Трости опорные и тактильные, костыли, опоры, поручни	2			2			
1.8	Инвалидные кресла-коляски	4			4			
1.9	Аппараты слухового протезирования	6						
1.10	Аппараты для исправления речи	2						
1.11	Приспособления для самообслуживания инвалидов	4						
1.12	Приборы для коррекции зрения	6			2			

1.13	Тренажеры для реабилитации больных и инвалидов	2			2			
	Итого за семестр	8			6			зачет

1	2	3	4	5	6	7	8	9	
	7 семестр								
2	Конструирование и производство систем замены органов								
2.1	Некоторые понятия и общие принципы современного протезирования и протезостроения	4							
2.2	Протезирование нижних конечностей	4	2						
2.3	Узлы и детали протезов нижних конечностей	4	2						
2.4	Протезирование верхних конечностей	4	2						
2.5	Средства протезирования верхних конечностей	4	2						
2.6	Устройства и аппараты для восстановления формы и функций различных элементов опорно-двигательного аппарата	4							
2.7	Общие вопросы технологии изготовления протезно-ортопедических изделий	4							
2.8	Искусственные органы	4	2						
2.9	Искусственное сердце	4	2						
2.10	Вспомогательное кровообращение	4	2						
2.11	Электрокардиостимуляторы	4	2						
2.12	Протезы клапанов сердца	4							
2.13	Искусственные легкие	4							
2.14	Экстракорпоральная «вспомогательная печень»	2							
2.15	Гемосорбция и плазмофорез	2							
2.16	Искусственная эндокринная поджелудочная железа	2							
2.17	Искусственная почка	4							
2.18	Управление искусственными органами	2							
	Итого за семестр	64	16					экзамен	
	Всего аудиторных часов	144							

ИНФОРМАЦИОННО-МЕТОДИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Список литературы

Основная литература

1. Андреева, О.С.// Методические рекомендации по установлению медицинских показаний и противопоказаний при назначении специалистами медико-социальной экспертизы технических средств реабилитации инвалида и методика их рационального подбора: издание второе, переработанное и дополненное. – (<http://www.rosmintrud.ru/docs/mintrud/handicapped/64>).
2. Андреева, О.С. Вопросы обеспечения инвалидов техническими средствами реабилитации / О.С. Андреева, С.Н. Пузин, Д.И. Лаврова – М.: ФБМСЭ, 2005 – 141 с.
3. Андреева, О.С. Обеспечение инвалидов креслами-колясками: информационно-методическое пособие / О.С. Андреева, Д.И. Лаврова – М.: ФГБУ ФБМСЭ, 2012 – 40 с.
4. Кейер, А.Н. Протезирование верхних конечностей: пособие для врачей и технического персонала протезно-ортопедических предприятий / А.Н. Кейер – СПб., 2007 – 345с.
5. Бломке, Ф. Протезы нижних конечностей : краткий учебный курс / Ф. Бломке – 2000.
6. Смычек, В.Ю. Реабилитация больных и инвалидов / В. Ю. Смычек – М: Медицинская литература , 2009 – 560 с.
7. Агеев, Е.Д. Система реабилитации слепых / Е.Д. Агеев – М, 1982 – 84 с.
8. Шумаков, В.И. Искусственные органы / В.И. Шумаков - М.: Медицина., 1990 – 270 с.
9. Шумаков, В.И. Трансплантация и искусственные органы / В.И. Шумаков - М., 1986 – 208 с.
10. Шумаков, В.И. Искусственные органы и биоуправляемые протезы / В.И. Шумаков, Я.С. Якобсон – М.: Знание, 1972 – 80 с.
11. Филатов, В.И. Справочник по протезированию / В.И. Филатов -

Л., Медицина, 1978 – 280 с.

12. Кужекин, А.П. Конструкции протезно-ортопедических изделий / А.П. Кужекин - М., Легкая и пищевая промышленность, 1984 – 240 с.

13. Кужекин, А.П. Технология протезно-ортопедических изделий / А.П. Кужекин - М., Легпромбытиздат, 1985 - 312с.

14. Славуцкий, Я.Л. Физиологические аспекты биоэлектрического управления протезами / Я.Л. Славуцкий - М., Медицина, 1985 – 288 с.

15. Кригхофф, Р. Ортопедия: пер. с немец./ Р. Кригхофф - М.: Медицина, 1984 – 230 с.

16. Урмахер, Л.С. Технология изготовления очков / Л.С. Урмахер - М.: Медицина, 1990 – 320 с.

17. Шенк, Н.А. Лечебное протезирование в ортопедии / Н.А. Шенк – М.: Медицина, 1975 – 233 с.

18. Филатов, В.И. Протезирование детей с дефектами конечностей / В.И. Филатов – Л.: Медицина, 1981 – 280 с.

19. Фербер, Б.С. Теоретические основы построения протезов нижних конечностей и коррекции движения: в 3-х книгах / Б.С. Фербер, А.С. Витензон, И.Ш. Морейнис. - М.: ЦНИИПП, 1994 – 301 с.

20. Лисовский, В.А. Слуховые приборы и аппараты / В.А. Лисовский, В.А. Елисеев. - М., 1991 – 193 с.

21. Вайнштейн, А.М. Вспомогательные средства слуха / А.М. Вайнштейн – Л., 1972 – 127 с.

22. Базаров, В.Г. Основы аудиологии и слухопротезирования / В.Г. Базаров, Б.С. Мороз. - М., 1984 – 252 с.

Дополнительная литература

1. Вестник всероссийской гильдии протезистов-ортопедов / И.В. Шведовченко [и др.]; под общ. ред. И.В. Шведовченко – СПб., 2002-2016 – 78 с.

2. ГОСТ Р 51079-2006 Технические средства реабилитации людей с ограничениями жизнедеятельности. Классификация.

3. ГОСТ Р 51819-2001 Протезирование и ортезирование верхних и нижних конечностей. Термины и определения.
4. ГОСТ 26997-2002. Клапаны сердца искусственные. Общие технические условия – Минск, 2004.
5. Клинические рекомендации Европейского Общества кардиологов-2007 г. - М., 2008 – 186 с.
6. Кузмишин, Л.Е. Применение эндопротезов клапанов сердца и эндопротезов сосудов в качестве технических средств реабилитации / Л.Е. Кузмишин, М.П. Баньковская // Медико-социальные проблемы инвалидности – 2012 - №2 – 120 с.
7. Королева, И.В. Слуховая реабилитация глухих детей с кохлеарными имплантами / И.В. Королева – СПб.: КАРО , 2006 – 30 с.
8. ГОСТ 23251-83 Обувь ортопедическая. Термины и определения – 1985.
9. Смычек, В.Ю. Реабилитация больных и инвалидов / В.Ю. Смычек – М.: Медицинская литература, 2009 – 560 с.
10. Агеев, Е.Д. Система реабилитации слепых / Е.Д. Агеев - М, 1982 – 84 с.
11. Приспособления для инвалидов. Тематический выпуск - М., 1992 – 40 с.
12. Протезирование и протезостроение / Сборник научных трудов ВНИИПП, 1965-1998.
13. Материалы для современной медицины: учебное пособие / В.Н. Канюхов [и др.]; под общ. ред. В.Н. Конюхова - Оренбург: ГОУ ОГУ, 2004 – 113 с.
14. Достижения науки и техники в СССР и за рубежом / Новости медицинского приборостроения - М., 1973.
15. Протезирование и протезостроение / Б.П. Попов // Сборник трудов ЦНИИПП – М, 1965 - вып.15, 1966 - вып.18, 1968 - вып.21, 1987 - вып.79, 1988 - вып.82.

16. Комплектующие и материалы / Каталог В БЕТТА – 2013.
17. Каталог Otto Bock. Prosthetics. Upper Limb. – P. 58-60.
18. Кисть с электронной системой управления для протезов верхних конечностей «Миотея»/ Каталог НПФ «Галатея» – М, 2011.

Перечень тем лабораторных работ

1. Исследование конструкции очков для коррекции зрения.
2. Исследование конструкции инвалидной коляски.
3. Исследование конструкции слухового аппарата.
4. Изучение конструкции тьютора.
5. Изучение конструкции тренажеров для разработки конечностей.
6. Изучение конструкций средств передвижения инвалидов.
7. Исследование конструкций рабочих протезов.
8. Изучение конструкций аппаратов для верхних и нижних конечностей
9. Изучение конструкций приспособлений для обслуживания инвалидов в быту.
10. Классификация инвалидных кресел-колясок.
11. Изучение конструкции и принципа работы аппарата для мобилизационной коррекции позвоночника. Построение принципиальной кинематической схемы.
12. Изучение конструкции протезомера.

Перечень тем практических занятий

1. Определение общего центра масс тела человека при ходьбе.
2. Расчет положения оси голеностопного шарнира и упругих элементов в искусственной стопе.
3. Расчет прочности несущих модулей протезов нижних конечностей
4. Выбор параметров жесткости механизмов протезов бедра.

5. Расчет кулисного коленного механизма протезов бедра.
6. Расчет механизма искусственной кисти с внешним источником энергии и передаточным отношением.
7. Расчет параметров маховикового привода протеза нижней конечности с внешним источником энергии.
8. Анализ работы маховикового электропривода протеза нижней конечности.
9. Исследование конструкций голеностопных узлов протезов нижних конечностей.
10. Исследование конструкций протезов голени.
11. Исследование конструкций протезов бедра.
12. Исследование конструкций коленных протезов голени и бедра.
13. Исследование конструкций протезов верхних конечностей.

**Перечень контрольных вопросов и заданий
для самостоятельной работы студентов**

1. Определение инвалидности. Первичная инвалидность. Уровень инвалидности.
2. Трудоспособность. Факторы, влияющие на трудоспособность и инвалидность.
3. Классификация инвалидности по причинам, приведшим к ней.
4. Показатели инвалидности и их динамика.
5. Законодательные и нормативные акты РБ по предупреждению инвалидности и реабилитации инвалидов. Общие положения и термины.
6. Государственная программа по предупреждению инвалидности.
7. Государственная программа по реабилитации инвалидов.
8. Экспертиза причин возникновения заболеваний, приводящих к инвалидности. Установление степени потери здоровья. Профилактика инвалидности среди детей.

9. Реабилитация. Индивидуальная программа реабилитации. Принципы выполнения программы реабилитации. Этапы определения реабилитационной программы. Виды реабилитационных программ и условия их проведения.

10. Социальная реабилитация. Медицинская реабилитация. Профессиональная реабилитация.

11. Лечебное протезирование.

12. Ортопедическая обувь и вкладные приспособления как мера профилактики инвалидности. Разгружающие ортопедические приспособления для стандартной обуви.

13. Корректирующие вкладные приспособления.

14. Обувь ортопедическая. Требования, предъявляемые к ней. Цель назначения ортопедической обуви. Малосложная ортопедическая обувь.

15. Сложная ортопедическая обувь. Назначение и конструкция обуви при продольном плоскостопии, распластанности переднего отдела стопы, полй стопе и косолапости.

16. Сложная ортопедическая обувь. Назначение и конструкция обуви при отвисающей стопе, конской стопе, пяточной стопе, укорочении конечности и культе стопы.

17. Подбор ортопедической обуви с помощью подометра.

18. Анатомическое и лечебное протезирование. Функциональное протезирование.

19. Техническое обеспечение вспомогательными ортопедическими средствами. Ортопедические средства для туловища. Точки воздействия.

20. Конструирование ортопедических средств. Применяемые материалы и детали.

21. Корсеты. Назначение. Классификация. Фиксирующие корсеты.

22. Корректирующие устройства. Корректирующие корсеты и реклинаторы. Принцип построения корректирующих корсетов.

23. Корсеты-аппараты. Конструкции. Корсет-аппарат с подмышечными шинами и двуосными шарнирами.

24. Функционально-корректирующий корсет-аппарат с раздвижными боковыми трубками и головодержателем. Функционально-корректирующий корсет с деротационным устройством. Их конструкции и назначение.

25. Бандажи. Их назначение. Классификация. Бандаж грыжевой скротальный двусторонний.

26. Ортопедические аппараты для нижних конечностей: аппарат на голеностопный сустав; аппарат на голень с захватом голеностопного и коленного суставов; аппарат на коленный сустав. Назначение и устройство.

27. Ортопедические аппараты для нижних конечностей: аппарат на тазобедренный сустав; аппарат на всю ногу. Назначение и устройство.

28. Ортопедические аппараты на верхние конечности: аппарат-кистедержатель; аппарат на кисть при параличе пальцев. Назначение и устройство.

29. Ортопедические аппараты на верхние конечности: аппарат на предплечье с захватом лучезапястного и локтевого суставов; рабочие аппараты. Назначение и устройство.

30. Тutory на нижние конечности. Назначение и конструкции.

31. Тutory на верхние конечности. Назначение и конструкции.

32. Приспособления для самообслуживания инвалидов. Манжеточные приспособления. Назначение и устройство.

33. Приспособления для самообслуживания инвалидов. Пассивно-установочные приспособления. Назначение и устройство.

34. Приспособления для самообслуживания инвалидов. Активно-пассивные приспособления. Назначение и устройство.

35. Специальные устройства для самообслуживания инвалидов. Столовые приборы, посуда, пуговицы.

36. Аппараты слухового протезирования. Основные виды реабилитационных мероприятий. История развития. Медицинские аспекты использования слуховых аппаратов.

37. Обзор существующих видов слуховых аппаратов. Их достоинства и недостатки.

38. Слуховые аппараты воздушной проводимости. Слуховые аппараты костной проводимости.

39. Заушные слуховые аппараты. Устройство. Достоинства и недостатки.

40. Основные функции и характеристики наиболее распространенных слуховых аппаратов.

41. Аналоговые слуховые аппараты. ФУНГ.

42. Внутриушные слуховые аппараты. Классификация. Достоинства и недостатки.

43. Аналоговые слуховые аппараты с цифровой настройкой. Цифровые слуховые аппараты. Преимущества их использования.

44. Аппаратура для коррекции зрения. Дефекты зрения и роль очков в их коррекции.

45. Конструкции оправ корректирующих очков. Типы оправ корректирующих очков.

46. Конструкции унифицированных элементов оправ корректирующих очков.

47. Классификация очковых линз по оптическому действию, по положению главного фокуса, по числу оптических зон, по форме преломляющих поверхностей.

48. Классификация очковых линз по сочетанию преломляющих поверхностей, по значению коэффициента светопропускания, по материалу очковых линз, по значению показателя преломления, по оптическим покрытиям.

49. Специальные очки. Призматические очки. Бифокальные сферопризматические очки.

50. Специальные очки. Очки для чтения лежа. Изейконические очки.

51. Специальные очки. Гемианопические очки. Дырчатые очки. Солнцезащитные очки.

52. Оптические средства коррекции зрения. Телескопические очки.

53. Понятия «искусственный орган» и «протез». История вопроса и направления развития протезостроения.

54. Классификация протезно-ортопедических изделий и их краткая характеристика.

55. Антропометрическая и инерционная норма человека.

56. Суставы, их классификация, особенности строения.

57. Суставы нижних конечностей, их механика. Структурная схема нижних конечностей.

58. Поступательное движение человека в норме. Основные термины и понятия.

59. Рациональное протезирование. Основные принципы рационального протезирования.

60. Ассиметрия ходьбы на протезах. Принцип «конвергенции» и «дивергенции».

61. Минимизация энергозатрат на ходьбу. Пути достижения минимума энергозатрат при ходьбе на протезах.

62. Динамика ходьбы в норме и на протезах. Силы, действующие на нижние конечности со стороны опоры. Особенности обеспечения подкосоустойчивости во время ходьбы на протезах.

63. Уровни ампутации нижних конечностей и условия их протезирования.

64. Кинематическая особенность шарниров и суставов нижних конечностей. Влияние ее на конструкцию протеза и ортеза.

65. Рациональное распределение масс в протезе и ортезе нижних конечностей.
66. Кинематическая совмещенность шарниров и суставов нижних конечностей. Влияние ее на конструкцию протеза.
67. Особенности построения коленного, голеностопного и плюснефалангового искусственных шарниров.
68. Схемы построения протезов и ортезов нижних конечностей. Схема построения протеза голени.
69. Схема построения протеза бедра.
70. Схемы построения протезов нижних конечностей после двусторонних ампутаций и вычленения бедра.
71. Узлы и детали протезов нижних конечностей. Классификация, особенности конструкций.
72. Голеностопные узлы протезов нижних конечностей. Особенности конструкций.
73. Схемы построения протезов. Разновидности схем. Требования, предъявляемые к ним.
74. Ортезирование нижних конечностей. Биомеханика ортезирования. Конструкции шарниров.
75. Биомеханические особенности двигательного аппарата верхних конечностей. Функциональная анатомия и биомеханика руки и кисти.
76. Классификация способов и видов схвата. Их краткая характеристика.
77. Биомеханические особенности построения протезов верхних конечностей.
78. Особенности построения протезов верхних конечностей с тяговым управлением и с внешними источниками энергии.
79. Искусственное сердце. Сердечно-сосудистая система человека. Механизм сердечной деятельности.

80. Особенности построения рабочих протезов и ортопедических аппаратов верхних конечностей.
81. Паракорпоральные системы обхода сердца.
82. Разработка искусственного сердца. Требования к конструкции и технологии изготовления.
83. Разновидности конструкций отдельных узлов и деталей протезов верхних конечностей.
84. Искусственное сердце. «Поиск-10М». Устройство, особенности конструкции и сборки.
85. Искусственная поджелудочная железа «Биостатор».
86. Коленные узлы протезов для нижних конечностей. Разновидности конструкций.
87. Имплантируемые дозаторы инсулина. Требования, предъявляемые к ним. Особенности конструкций.
88. Сердечные насосы: конструкции, технология изготовления.
89. Вспомогательное кровообращение (ВК). Методы контрпульсации. Аппаратура, разновидности конструкций.
90. Искусственные желудочки сердца (ИЖС). Требования, предъявляемые к ним. Разновидности конструкций.
91. Имплантируемые автономные системы вспомогательного кровообращения.
92. Вспомогательное кровообращение путем манипуляций на коронарном синусе.
93. Электрокардиостимуляторы. Требования, предъявляемые к ним. Моно- и биполярная стимуляция сердца.
94. Особенности конструкций отдельных элементов электрокардиостимуляторов.
95. Основные типы современных электрокардиостимуляторов. Классификация, особенности конструкций.

96. Мембранные оксигенаторы. Область применения. Типы мембранных оксигенаторов, особенности конструкций.

97. Аппарат «вспомогательная печень». Варианты построения таких аппаратов.

98. Гемосорбция и плазмоферез.

99. Протезы клапанов сердца. Классификация, особенности конструкций.

100. Устройства для удержания изолированных гепатоцитов.

101. Искусственная поджелудочная железа. Конструктивные разновидности и особенности таких аппаратов.

102. Аппараты «искусственная почка». Типы диализаторов. Особенности конструкций.

103. Гемофильтрация. Аппарат «Гемос».

104. Ультрафильтрация.

Методические рекомендации по организации и выполнению самостоятельной работы студентов

При изучении дисциплины рекомендуется использовать следующие формы самостоятельной работы:

– самостоятельная работа в виде решения индивидуальных задач в аудитории во время проведения лабораторных занятий под контролем преподавателя в соответствии с расписанием;

– подготовка рефератов по индивидуальным темам, в том числе с использованием патентных материалов.

Средства диагностики результатов учебной деятельности

Оценка уровня знаний студента производится по десятибалльной шкале в соответствии с критериями, утвержденными Министерством образования Республики Беларусь.

Для оценки достижений студента рекомендуется использовать следующий диагностический инструментарий:

- устный и письменный опрос во время практических занятий;
- проведение текущих контрольных работ (заданий) по отдельным темам;
- защита выполненных на практических и лабораторных занятиях индивидуальных заданий;
- защита выполненных в рамках самостоятельной работы индивидуальных заданий;
- собеседование при проведении индивидуальных и групповых консультаций;
- выступление студента на конференции по подготовленному реферату;
- сдача зачета;
- сдача экзамена.