

## **МЕТОДИКА КОРРЕКЦИИ ДВИГАТЕЛЬНОГО НАВЫКА ЧЕЛОВЕКА НА ОСНОВЕ ПРИМЕНЕНИЯ КОМПЛЕКСНОЙ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ И МЕХАНИЧЕСКОГО МАССАЖА**

*Давыдова Н.С.<sup>1</sup>, Лабунь Е.И.<sup>2</sup>, Киселев М.Г.<sup>2</sup>, Осипов А.Н.<sup>1</sup>,  
Меженная М.М.<sup>1</sup>, Давыдов М.В.<sup>1</sup>*

<sup>1</sup>Белорусский государственный университет информатики  
и радиоэлектроники, Минск, Республика Беларусь

<sup>2</sup>Белорусский национальный технический университет, Минск, Республика Беларусь

*Статья посвящена разработке алгоритма коррекции двигательного навыка человека путем изменения распределения усилий задействованных мышц по фазам движения с помощью комплексной электро- и механотерапии и контролем результатов на основе построения электромиографического портрета движения.*

### **Введение**

Во всех сферах своей деятельности человек сталкивается с необходимостью выполнения разных, порой довольно сложных, двигательных действий, которые представляют собой результат согласованной работы различных систем организма, таких как центральная и периферическая нервная система, дыхательная система, опорно-двигательный аппарат, сердечнососудистая система и т.д. Неоднократное выполнение одних и тех же действий (обучение) приводит к формированию двигательного навыка, т.е. формированию новых нейронных связей, лежащих в основе программ конкретных двигательных актов [1]. Любой двигательный навык может быть рассмотрен как иерархическая функциональная система [2], представляющая собой слаженное взаимодействие психического, нейродинамического и двигательного компонентов [3]. При этом психический и нейродинамический компоненты представляют собой форму управления, а двигательный компонент – форму исполнения. Т.е. управление движениями в организме основано на формировании в центральной нервной системе двигательных программ и их передаче по эфферентным путям к исполнительным органам – мышцам, отвечающим на поступление к ним нервных импульсов реакцией возбуждения, проявляющейся в виде механических и электрических феноменов [2, 3].

Одновременно в течение всего времени выполнения мышечной работы, центральная нервная система получает обратную информацию от мышц, других органов и систем организма, а также информацию об окружающей обстановке (через визуальные, звуковые анализаторы); далее происходит анализ обратной информации и внесение коррекций в программу двигательного акта [4].

Проблема формирования у человека двигательного навыка, соответствующего заранее заданным параметрам и адекватного конкретным условиям (эффективные рабочие или спортивные движения), или коррекция уже сформированного двигательного стереотипа является актуальной задачей как для медицины (двигательная реабилитация, клиническая биомеханика, спортивная медицина), так и для спорта (эффективная тренировка, прогнозирование двигательной одаренности у детей).

Для решения названной задачи необходимо создание методов программируемого изменения двигательного навыка. В первую очередь для изменения двигательного стереотипа необходимо расстроить установившиеся временные связи между двигательными центрами центральной нервной системы и затем создать новые в соответствии с изменившимися условиями двигательных действий.

Этому способствует: временное прекращение двигательных действий; изменение последовательности составных частей двигательного действия; изменение траектории движений;

изменение мышечных усилий в разных фазах движений; изменение темпа движений; включение сознания для контроля над изменяемыми составными частями двигательного навыка [5].

Таким образом, на уровне рабочей гипотезы оправдано полагать, что применение в комплексе электростимуляции и механического массажа позволит повысить эффективность коррекции двигательного навыка человека.

### **Постановка задачи**

Целью представленной работы является разработка алгоритма коррекции двигательного навыка человека путем изменения распределения усилий задействованных мышц по фазам движения с помощью комплексной электро- и механотерапии и контролем результатов на основе многоканальной электромиографии.

Для достижения поставленной цели необходимо решить следующие задачи:

1. Разработать комплексную методику и технические средства для исследования иннервационной и пространственно-временной структуры движения.

Анализ работы мышц при совершении двигательного акта осуществляется с помощью электромиографии.

Многоканальная электромиография дает возможность одновременно записывать электромиограммы нескольких мышц и строить в сопоставлении с регистрируемой синхронно временной структурой движения (методами подографии, циклографии, видеосъемки и т.д.) так называемый электромиографический (ЭМГ) портрет движения. Электромиографический портрет движений неодинаков в разных упражнениях. Но даже сложные движения, если они достаточно автоматизированы (т.е. двигательный навык), имеют постоянный рисунок возбуждения мышц не только при повторении движения одним человеком, но и у разных людей [1]. В работе представлена разработка автономной технической системы многоканальной электромиографии и подографии (регистрация моментов отрыва и касания пятки и носка стопы с опорой), а также методика построения ЭМГ портрета движения [6].

2. Разработать методику и технические средства для комплексного воздействия электростимуляции и механического массажа.

Одним из методов эффективного развития и совершенствования физических качеств, а

также восстановления функционального состояния человека является электростимуляция (ЭС) нервно-мышечного аппарата.

В спортивной медицине данный метод широко используется для увеличения мышечной силы, объема мышц, улучшения скоростных качеств, уменьшения подкожного жирового слоя, повышения работоспособности мышц, увеличения эластичности мышц и связок [7].

В свою очередь, механический массаж мышечных групп является эффективным средством поддержания и восстановления работоспособности мышц после физических нагрузок. Массаж оказывает разностороннее физиологическое влияние на организм путём естественной активизации адаптационно-компенсаторных механизмов, восстановления измененных функций, повышения неспецифической резистентности, улучшения функционального состояния и физической работоспособности [8].

В работе представлена разработка оригинальной механо-технической системы для одновременного ударно-фрикционного массажа и синхронизированной электростимуляции, а также методика комплексной электро- и механотерапии.

3. Провести тестовые испытания предложенного алгоритма коррекции двигательного навыка на конкретном человеке и оценить эффективность его применения.

### **Алгоритм коррекции двигательного навыка человека**

Обобщенно алгоритм коррекции двигательного навыка человека включает следующие этапы:

1. Построение и анализ электромиографического портрета тестового движения.

2. Разработка индивидуальной программы многоканальной электростимуляции мышц и механического массажа.

3. Курс комплексной электро- и механотерапии с ежедневным контролем изменения ЭМГ портрета тестового движения до и после процедуры.

### **Методика построения и анализа электромиографического портрета движения**

Обобщенно методика построения и анализа ЭМГ портрета движения включает следующие этапы:

1. Выбор мышечных групп, преимущественно обеспечивающих исследуемую двигательную деятельность, и их количества.

2. Построение иннервационной структуры движения путем многоканальной интерференционной электромиографии.

Отведение суммарной биоэлектрической активности (электромиограммы) мышцы по каждому каналу осуществляется с помощью специализированных поверхностных медицинских адгезивных электродов. Диаметр электрода составляет 2,5 см. Расстояние между центрами измерительных электродов выбирается в соответствии с медицинскими стандартами и составляет 3 см [9]. Электроды накладываются на исследуемые мышцы по следующей схеме: первый электрод располагается на брюшке мышцы, другой – ближе к сухожилию (рисунок 1 а).

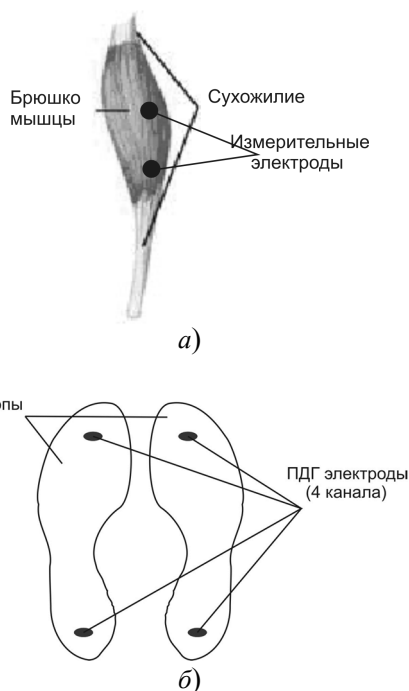


Рисунок 1 – а) расположение ЭМГ электродов на мышце, б) расположение ПДГ электродов на стопах

3. Построение пространственно-временной структуры движения методом многоканальной подограффии.

Регистрация четырех каналов ПДГ проводится синхронно с ЭМГ с помощью электродов, располагающихся на подошвах обеих ног. Размеры ПДГ электродов составляют 2х0,7х0,4 см и не мешают выполнению упражнения. Электроды фиксируются по 2 канала на

каждую ногу и располагаются на пятке и на носке каждой стопы (рисунок 1б). Таким образом, возможна регистрация моментов отрыва и касания отдельно пятки и носка каждой ноги.

4. Цифровая обработка сигналов многоканальных электромиограмм и подограмм.

Запись и построение ЭМГ и ПДГ сигналов в реальном масштабе происходит с частотой 1600 Гц и 320 Гц соответственно.

Алгоритм цифровой обработки сигналов многоканальных ЭМГ и ПДГ сводится к следующему:

1. Фильтрация сигналов многоканальных ЭМГ.

В результате движения электродной системы при выполнении какого-либо спортивного упражнения в спектре сигнала ЭМГ появляются низкочастотные составляющие – так называемые двигательные артефакты. С целью удаления артефактов из спектра полезного сигнала производится программная фильтрация ЭМГ сигналов с помощью цифрового фильтра высоких частот (ФВЧ) Чебышева 2-го порядка. Спад амплитудно-частотной характеристики (АЧХ) ФВЧ на 3 дБ соответствует 10 Гц.

2. Выделение значащего временного интервала ПДГ.

В течение записи многоканальных ЭМГ и ПДГ при выполнении исследуемым спортивного движения часто возникают ложные срабатывания подографических датчиков на этапе подготовки к упражнению и после окончания упражнения.

В таких случаях для корректного построения ЭМГ образа исследуемого движения необходимо исключить все ложные отрывы и касания в структуре ПДГ. Для этого визуально определяется значащий временной интервал подограммы левой и/или правой ноги и интерактивно вводится в программу, которая автоматически обрезает выходящие за указанный предел кривые ПДГ.

3. Временное нормирование многоканальных электромиограмм.

Временное нормирование сигналов многоканальных электромиограмм необходимо для корректного сравнения ЭМГ образа одного и того же движения у разных людей.

Построение временной структуры движения с помощью подографического метода возможно для упражнений, связанных с такими локомоциями как ходьба, бег, прыжки. Таким образом, любое такое упражнение будет со-

держат безопорные фазы движения (временные интервалы, когда одна или обе ноги не касаются опоры), которые и выбираются в качестве нормы. Далее в зависимости от конкретного упражнения происходит приведение сигналов многоканальных ЭМГ к выбранной норме.

Таким образом, после этапов фильтрации, выделения значащего временного интервала ПДГ и временного нормирования многоканальных электромиограмм полученные данные представляют собой ЭМГ портрет исследуемого движения.

5. *Количественная оценка ЭМГ портрета движения.*

Количественная оценка ЭМГ портрета движения сводится к рассмотрению распределения усилий задействованных мышц по фазам исследуемого упражнения. С этой целью рассчитываются суммарная энергия ЭМГ каждой мышцы и доля энергии ЭМГ мышц для каждой фазы движения, а также строятся графики нормированной энергии ЭМГ мышц с накоплением.

Суммарная энергия ЭМГ каждой мышцы рассчитывается следующим образом:

$$E_{ЭМГ} = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i)^2}{n}, \quad (1)$$

где  $n$  – число дискретных отсчетов ЭМГ,  
 $x_i$  – амплитуда  $i$ -го дискретного отсчета ЭМГ.

### Разработка индивидуальной программы многоканальной электростимуляции мышц

Индивидуальная программа многоканальной электростимуляции (рисунок 2) разрабатывается на основе полученного ЭМГ портрета тестового движения следующим образом:

1. Для каждого канала ЭМГ строится огибающая энергии электромиограммы.

2. По полученным данным для каждой мышцы определяется время начала и окончания электростимуляции (окно стимуляции), а также амплитуда стимулирующего воздействия.

3. Производится корректировка (сдвиг во времени) окон стимуляции в соответствии с необходимым изменением в образе тестового движения.

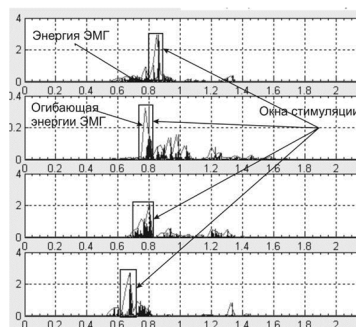


Рисунок 2 – Пример индивидуальной программы многоканальной электростимуляции

### Комплексная электро- и механотерапия

Процедура электростимуляции и механического массажа проводится в 2 этапа.

На первом этапе производится многоканальная электростимуляция мышц в течение заданного времени. В качестве сигнала электростимуляции используется синусоидальный сигнал с частотой 2,5 кГц, модулированный прямоугольными импульсами с частотой 50 Гц и скважностью 2. На каждую мышцу накладываются два электрода размером 60x30 мм, которые служат для подведения стимулирующего тока. Активный электрод располагается на брюшке мышцы, пассивный электрод – на расстоянии 2 см от края активного электрода. Для уменьшения сопротивления «электрод–кожа» под электроды помещаются тканевые прокладки, смоченные физраствором.

Для восстановления работоспособности мышц после стимулирующего воздействия применяется механический массаж в сочетании с импульсной электростимуляцией. Для механического воздействия используется ударно-фрикционный массажер оригинальной конструкции с частотой вращения 400 об/мин. Механический массаж происходит за счет ударно-фрикционного действия восьми гибких вращающихся лопастей массажера, что представляет собой совокупное явление легких ударов в направлении перпендикулярном поверхности тела человека и небольшого протягивания кожи вдоль плоскости тела в направлении вращения лопастей. В качестве импульсного сигнала электростимуляции используются токи Траберта (частота сигнала 143 Гц, состоит из прямоугольных импульсов длительностью 2 мс) или частотно-модулированный ток с длительностью импульса 1 мс и частотой 7–14 Гц [10].

## Техническое обеспечение методики

### *Автономная система многоканальной электромиографии и подографии*

Исследование спортивных движений накладывает ряд ограничений и требований на методику регистрации многоканальных электромиограмм и подограмм. Во-первых, как правило, любое спортивное движение сопряжено с резкими и неравномерными действиями, соответственно при регистрации ЭМГ возможно возникновение так называемых двигательных артефактов [11], что существенно осложняет обработку сигнала и требует минимизации длины отводящих проводов и использования специализированных электродов для отвода биомедицинских сигналов. Во-вторых, спортивные движения часто сопровождаются перемещением тела на довольно большое расстояние, поэтому измерительная система должна быть автономной, переносной и легкой, чтобы не вносить изменения в естественный ход выполнения движения. В-третьих, ЭМГ сигнал является низкоамплитудным и подвержен зашумлению со стороны сетевой помехи 50 Гц, соответственно необходимо использование специализированных измерительных электродов и максимальное уменьшение длины отводящих проводов.

В соответствии с вышеуказанными требованиями было разработано аппаратно-программное обеспечение, которое включает систему многоканальной электромиографии с синхронной регистрацией временной структуры движения и программное обеспечение для визуализации и анализа результатов. Достоинствами разработанного аппаратно-программного комплекса (рисунок 3) являются конструктивное исполнение в виде децентрализованной системы с разнесенными датчиками, автономность, малые габариты и вес, высокая чувствительность, низкое энергопотребление, безопасность, беспроводная связь с персональным компьютером.

### *Ударно-фрикционный массажер с функцией синхронной электростимуляции*

Аппаратный массаж, т.е. массаж, выполняемый с помощью технических средств, весьма разнообразен и включает в себя много видов, каждый из которых отличается принципом воз-

действия, устройством аппаратов и физиологическим влиянием на организм.

Актуальной задачей является разработка физиотерапевтических устройств, сочетающих в себе несколько синхронизированных физических факторов воздействия, например механическое и электрическое воздействие. С этой целью на кафедре «Конструирование и производство приборов» Белорусского национального технического университета разработан ударно-фрикционный массажер (рисунок 4), производящий механическое воздействие на тело человека с помощью гибких лопастей, выполненных из токопроводящей резины.



Рисунок 3 – Внешний вид системы многоканальной электромиографии и подографии

Массажер может работать в двух режимах: механический массаж без электростимуляции и механический массаж с электростимуляцией. Оригинальная конструкция устройства позволяет производить электрическое воздействие на тело человека, предварительно подключив к валу массажера электростимулятор. Контакт с телом пациента происходит посредством токопроводящих лопастей. В зависимости от их числа (токопроводящими могут быть как все лопасти, так и некоторые из них) и частоты вращения вала, можно добиться определенного значения частоты воздействия электрических импульсов.

Ударно-фрикционный массажер совершает следующие виды основных массажных приемов, которые выражены в той или иной степени в зависимости от натяга (расстояния между осью массажера и телом человека) и скорости вращения лопастей массажера: поглаживание, растирание, сотрясение, ударные, вибрация.

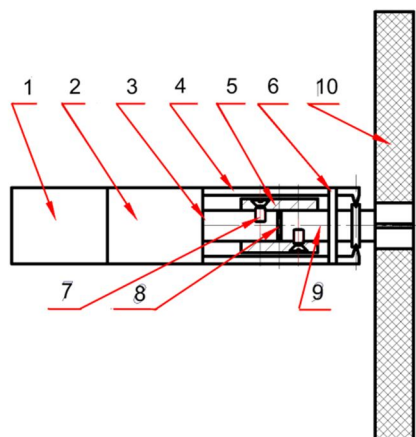


Рисунок 4 – Устройство ударно-фрикционного массажера: 1 – блок электропитания (снабжает двигатель 2 и электроды 4), 2 – электродвигатель, 3 – вал двигателя, 4 – электрод для подачи тока на вал 9 лопастей 10, 5 – муфта, 6 – стяжка для натяжения электродов, 7 – винт муфты, 8 – изолятор, 9 – вал лопастей, 10 – лопасти из токопроводящей резины

Причем направление движений – прямолинейное, что невозможно совершить с помощью классического вибрационного массажера.

### Оценка эффективности алгоритма коррекции двигательного навыка человека

В качестве тестового движения для исследования двигательного навыка человека был выбран прыжок вверх с места. Волонтер Л. (23 года, 190 см, 70 кг) в течение 9 дней принимал участие в названных исследованиях. При выполнении движения синхронно регистрировались во времени электромиограммы мышц-разгибателей правой ноги (*Rectus Femoris*, *Biceps Femoris*) и подошвенных сгибателей стопы (*Gastrocnemius*, *Soleus*). Кроме того, регистрировались моменты отрыва и касания пятки и носка стопы правой ноги с опорой с целью последующего разбиения движения «прыжок вверх» на фазы: фаза опоры – до отрыва пятки, фаза толчка – от момента отрыва пятки до момента отрыва носка, фаза полета – от момента отрыва носка до момента касания носка, фаза приземления – от момента касания носка до момента касания пятки, фаза покоя – после касания пятки. Далее оценивалось распределение усилий задействованных мышц по фазам исследуемого упражнения. Дополнительно рассчитывалась высота, общая работа и мощность прыжка.

На основе анализа электромиографического портрета тестового движения установлено, что мышцы *Rectus Femoris* и *Gastrocnemius* в данном случае являются основными при выполнении прыжка. На основании чего, для комплексного воздействия электростимуляции и механического массажа была выбрана мышца *Gastrocnemius*.

Программа исследований для волонтера Л. ежедневно включала следующие этапы:

- 1) анализ электромиографического портрета прыжка;
- 2) электростимуляция мышцы *Gastrocnemius* в течение 15 минут;
- 3) механический массаж мышцы *Gastrocnemius* в продольном направлении в течение 2 минут в одну сторону и 2 минут – в другую;
- 4) повторный анализ электромиографического портрета прыжка.

### Анализ результатов

Анализ полученных в результате исследований данных позволил установить, что в течение 9 дней комплексного воздействия электростимуляции и механического массажа на мышцу *Gastrocnemius* волонтера Л. двигательный навык последнего претерпел изменения (рисунок 5).

Высота и общая работа прыжка увеличились на  $38,7 \pm 2,2$  %: с 13,8 см до  $19 \pm 0,3$  см и со 100,8 Дж до  $139,8 \pm 1,2$  Дж соответственно.

Общая мощность прыжка увеличилась на  $17,8 \pm 0,9$  % со 150,1 Вт до  $176,9 \pm 1,4$  Вт. При этом суммарная энергия электромиограмм исследуемых мышц практически не изменилась: *Rectus Femoris* –  $44,428 \pm 11,798 \text{ мВ}^2 \cdot 10^{-3}$ , *Biceps Femoris* –  $16,474 \pm 6,057 \text{ мВ}^2 \cdot 10^{-3}$ , *Gastrocnemius* –  $30,194 \pm 8,772 \text{ мВ}^2 \cdot 10^{-3}$ , *Soleus* –  $30,099 \pm 10,804 \text{ мВ}^2 \cdot 10^{-3}$ .

Однако произошло перераспределение энергии ЭМГ мышц *Rectus Femoris*, *Gastrocnemius* и *Soleus* по фазам движения.

В фазе опоры наблюдается планомерное уменьшение энергии электромиограммы мышц *Soleus* с  $24,996 \text{ мВ}^2 \cdot 10^{-3}$  до  $7,217 \text{ мВ}^2 \cdot 10^{-3}$  и *Gastrocnemius* с  $14,949 \text{ мВ}^2 \cdot 10^{-3}$  до  $7,633 \text{ мВ}^2 \cdot 10^{-3}$ .

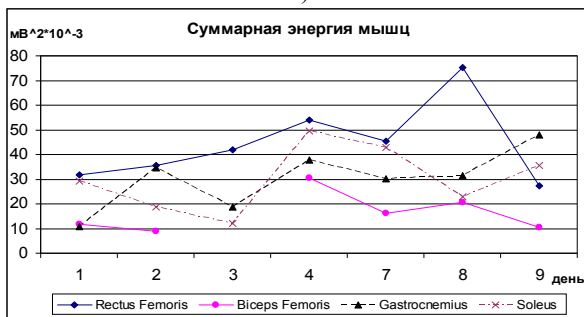
В фазе толчка наоборот наблюдается концентрация усилий исследуемых мышц, что подтверждается планомерным увеличением энергии электромиограмм мышц *Gastrocnemius* с  $0,029 \text{ мВ}^2 \cdot 10^{-3}$  до  $36,936 \text{ мВ}^2 \cdot 10^{-3}$ , *Soleus* с

0,884 мВ<sup>2</sup>\*10<sup>-3</sup> до 19,584 мВ<sup>2</sup>\*10<sup>-3</sup> и Rectus Femoris с 1,422 до 14,59 мВ<sup>2</sup>\*10<sup>-3</sup>.

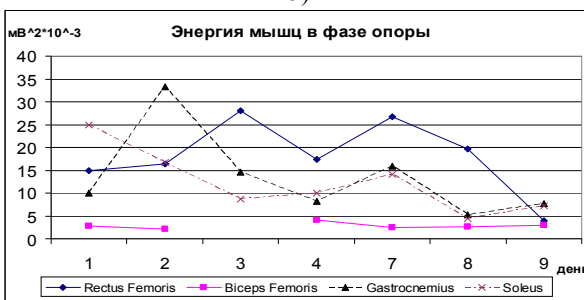
В остальные фазы прыжка явного изменения энергии электромиограмм мышц не наблюдалось.



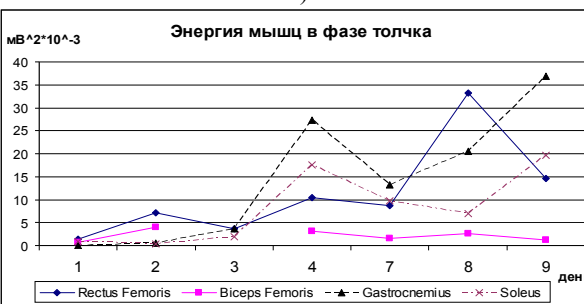
а)



б)



в)



г)

Рисунок 5 – Экспериментальные данные:

а) изменение высоты прыжка в процессе исследований; б) изменение суммарной энергии мышц в процессе исследований; в), г) изменение энергии мышц в фазе опоры и толчка

## Выводы

1. Разработана методика построения и анализа электромиографического портрета движения, позволяющая качественно оценить функциональное состояние нервно-мышечного аппарата человека и межмышечную координацию; определить последовательность включения мышц в процессе выполнения движения и исследовать распределение усилий работающих мышц по фазам движения; разработать индивидуальную программу многоканальной электростимуляции с целью коррекции двигательного навыка.

2. В результате проведенного тестового исследования установлено, что предложенный алгоритм коррекции двигательного навыка человека на основе комплексной электро- и механотерапии позволяет целенаправленно изменять распределение усилий задействованных мышц по фазам движения с целью формирования эффективного образа движения.

## Список цитируемых источников

1. Физиология человека / под ред. В. М. Покровского, Г. Ф. Коротько. – М.: Медицина, 1997. – 448 с.
2. Анохин, П. К. Принципиальные вопросы общей теории функциональных систем / П.К. Анохин // Принципы системной организации функций. – М.: Наука, 1973. – С. 5–61.
3. Бернштейн, Н.А. Очерки по физиологии движений и физиологии активности / Н.А. Бернштейн. – М.: Медицина, 1966.
4. Физиология мышечной деятельности: Учебник для институтов физической культуры / под ред. Я. М. Коца. – М.: Физкультура и спорт, 1982. – 347 с.
5. Бартош, О. В. Сила и основные методики ее воспитания. Методические рекомендации / О.В Бартош. – Владивосток: Мор. гос. ун-т, 2009. – 47с.
6. Давыдова, Н. С. Экспресс - диагностика функционального состояния нервно-мышечного аппарата спортсмена на основе построения и анализа электромиографического портрета прыжка / Н. С. Давыдова, М. М. Меженная, М. В. Давыдов, А. Н. Осипов // Научно-технический журнал «Инженерный вестник». – Минск, №2 (30). – 2010. – С. 86–91.
7. Шмонина, О. Н. Совершенствование двигательной деятельности человека на основе совместного использования естественной и

- искусственной активизации мышц /: Автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидата педагогических наук О.Н. Шамонина. – Хабаровск, 2005.
8. *Погосян, М. М.* Массаж: Монография / М. М. Погосян – М. : Советский спорт, 2009.
9. *Санадзе, А. Г.* Клиническая электромиография для практических неврологов / А. Г. Санадзе, Л. Ф. Касаткина. – Медика, 2008.– 416 с.
10. *Zinkovsky, A. V.* Training of the skeletal-muscle apparatus of sportsmen through electrovibrostimulation / A. V. Zinkovsky [and others] // Tijdschrift voor fysische therapie, 4. – P. 9 – 11.
11. *Jee, Hong Quach* Surface Electromyography: Use, Design & Technological Overview / Project report in partial fulfillment of Introduction to Biomedical Engineering. – Concordia University, 2007.

---

Davydova N. S., Labun E. I., Kiselev M. G., Osipov A. N., Mezhennaja M. M., Davydov M. V.

### **The method of correction of the person motion pattern on the basis of application of complex electrostimulation and mechanical massage**

The article is devoted to development of the algorithm of correction of the person motion pattern by modification of distribution of involved muscles efforts on phases of movement by means of complex electro- and mechanotherapy and the control of results on the basis of construction of the electromyography pattern of movement.

*Поступила в редакцию 03.11.2010.*