

1. При наличии абразива в количестве 5г на 1кг массы заготовок.

2. При галтовке в жидкой среде без добавление абразива.

Производилось галтовка камней без абразива в сухую, с добавлением абразива в сухую, в жидкой среде без абразива (линия2), в жидкой среде с абразивом (линия 1).

Результаты эксперимента показали, что суммарный съём за счет изнашивания вследствие трения составляет 0,7 %, за счет абразивного износ 3,8 %, квантационный износ в жидкой среде 5,4 %, съём в жидкой среде при наличие абразива 12,6 %. Отсюда можно сделать вывод, что съём

материала с поверхности заготовок происходит вследствие абразивного и кавитационного износа, причем наличие абразива усиливает кавитационное изнашивание.

Литература

1. Синкенес Дж. Руководство по обработке драгоценных и поделочных камней. [Текст] / Дж. Синкенес // Перевод с английского. Москва. «МИР» 1989г. – 415 стр.

2. Патент №566714, СССР, МПК В24В31/02. Галтовочный барабан/ Д.Х. Аюкасов, В.П. Озеров и А.Н. Фокин; заявитель и патентообладатель Д.Х. Аюкасов, В.П. Озеров и А.Н. Фокин. №2141863; заявл. 06.06.75, опубл. 30.07.77. Бюл.№28.

УДК 621

АНАЛИЗ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ МАТЕРИАЛОВ ДЛЯ ПРОИЗВОДСТВА КОЛЕННОГО ЭНДОПРОТЕЗА

Комиссарова И.П.

*Национальный технический университет Украины
«Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского»
Киев, Украина*

Введение. Число коленных протезов с каждым годом всё растёт. Но с количеством операций растёт и количество осложнений, что появляются в ходе их проведения, к примеру: нестабильность протеза, сопутствующие боли, появление аллергии на материал эндопротеза и собственно проблемы износостойкости данной конструкции.

Отсюда и появляется интерес к данной проблематике. В медицине сейчас прилагают усилия к поиску оптимальной конфигурации коленного эндопротеза (биологически приближённая к реальности), а также к усовершенствованию материальной основы имплантата (улучшение износостойкости, поиск гипоаллергенных материалов и обеспечение максимальной стабильности в организме) [1].

Методы коленного эндопротезирования. Наиболее популярным методом протезирования коленного сустава является так называемый метод ТКА (англ. total knee arthroplasty - общая артропластика коленного сустава). Но, несмотря на высокую вероятность ревизионных операций, у одноконцевых коленных суставов сохранилось около 8,7% процедурных объемов (табл. 1) [2].

Было подтверждено, что ревизионные операции на колене имеют более высокий уровень осложнений и худшие функциональные результаты, чем первичная артропластика коленного сустава [3]. В нескольких клинических исследованиях сообщалось, что ревизионные операции на колене требуют больше времени и усилий хирурга и требуют более длительного времени и продолжительности пребывания в клинике [4].

Таблица 1 – Количество операций проведенных разными методами (объемы процедур сообщаются в тысячах) [2]

Procedure	Period	
	2015	2016
Primary TKA	730,8	761,5
Unicondylar Knee	27,3	28,8
Revision Knee	76,0	80,4
Total knee arthroplasty	834,1	870,7

Материалы для протезов. Биоматериалы должны удовлетворять механическим, биологическим и физическим условиям их предполагаемого использования. Коленный протез испытывает механические силы, которые имеют тенденцию толкать, тянуть, скручивать или заставлять части механизма тереться друг о друга и об окружающие биоматериалы. Также материалы дополнительно подвергаются воздействию многочисленных распространенных химических веществ внутри человеческого тела. Материалы, которые используются, включают полимеры, металлы, керамику и композиты.

Металлы являются самым популярным материалом для создания эндопротезов, т.к. многие десятилетия они проявляют стойкие свойства стабильности, биосовместимости и прочности. Металлы, используемые в качестве биоматериалов, включают титановые сплавы, кобальт-хромовые сплавы и нержавеющей стали.

Полимер СВМПЭ (сверхвысокомолекулярный полиэтилен) обладает очень низким для орга-

нических полимерных соединений водопоглощением. Поэтому свойства СВМПЭ не изменяются при воздействии воды. СВМПЭ также устойчивы к воздействию большинства кислот и щелочей, ультрафиолетового и гамма излучения и микроорганизмов. Основные свойства СВМПЭ, обуславливающие его применение, – очень высокая износостойкость, низкий коэффициент трения и высокая вязкость разрушения [5].

К керамическим материалам, что используются в данной сфере, относят следующие соединения – Al_2O_3 и ZTA-керамику. Главные преимущества керамики есть ее гипоаллергенность, а также превосходные износостойкие свойства.

Исследовательская группа в 2010 году во главе с Халлабом и Якобсом смогла показать, что как растворимые металлические ионы, так и частицы металлов, вызывают провоспалительные реакции даже на моноцитах и на макрофагах человека [6].

Особенностью современной керамики для коленного эндопротеза считается значительно большая стабильность во время изгибания и лучшая приспособляемость к стрессу, чем у других материалов. Но стоит заметить, что у керамики тоже есть свой порог предельной нагрузки [7].

Для изготовления бедренного компонента чаще всего используют сплав Ti_6Al_4V , сплав $CoCr_{28}Mo_6$, сплав SS 316L или ZrO_2 , т.е. используют прочнее металлы. А самым используемым материалом для изготовления линейной проставки в настоящее время является СВМПЭ [8].

Биомеханические свойства материалов. Для изготовления коленных эндопротезов зачастую используется материал Ti_6Al_4V , а для линейной проставки используют популярный СВМПЭ [9].

Механические свойства биоматериалов лучше всего можно описать с помощью их модуля упругости и коэффициента Пуассона (табл. 2).

Таблица 2 – Биомеханические свойства материалов коленного протеза [8–12]

Материал	Свойства	
	Модуль Юнга, ГПа	Коэффициент Пуассона
Al_2O_3 -керамика	380	0.23
ZTA-керамика	320	0.23
$CoCr_{28}Mo_6$	230	0.29
Ti_6Al_4V	110	0.24
SS 316L	197	0.3
ZrO_2	210	0.3
СВМПЭ	0.8	0.29

Чтобы определить, как данные биомеханические свойства влияют на свойства самого коленного протеза и как эти свойства влияют на взаимодействие эндопротеза и человеческого организма, для анализа используются следующие программы: SolidWorks и Ansys. Первая программа используется для построения 3D-модели

коленного сустава и моделирования самого эндопротеза со всеми его составляющими. Ansys применяется во время анализа соответствующих моделей – наложение сил и подсчета нагрузок и напряжений, что возникают в суставе.

На основе анализа биомеханических свойств материалов и их влияния на механические свойства протеза было сделано ряд заключений:

– в условиях экстремальной нагрузки материалы Ti_6Al_4V , $CoCr_{28}Mo_6$, SS 316L, СВМПЭ и ZrO_2 показывают равноценно хорошие результаты;

– статическую нагрузку в прямом положении ZrO_2 переносит хуже остальных металлических образцов;

– ZrO_2 имеет свойства металлов, но износостойкость более подобную керамическим материалам;

– классическая комбинация материалов Ti_6Al_4V и СВМПЭ имеет минимальное напряжение при условиях экстремальной нагрузки [8].

Но также в ходе исследований установлена достаточно перспективная конструкция – сборный феморальный компонент из сплава Ti_6Al_4V с полимерными вставками, керамические вкладыши составной проставки, сборный тиббиальный компонент из сплава Ti_6Al_4V . Такая комбинация предоставляет достаточную износостойкость и прочность при статических и экстремальных нагрузках [9].

Выводы. В ходе исследований, для усовершенствования тотальной модели коленного эндопротеза (ТКА) путем математического моделирования и подбора разного типа материалов может быть предложена новая конфигурация.

Вместо сочетания цельного феморального компонента из сплава Ti_6Al_4V , с проставками из СВМПЭ и с цельным тиббиальным компонентом из сплава Ti_6Al_4V можно предложить сборный феморальный компонент из сплава Ti_6Al_4V с полимерными вставками, с керамической проставкой и со сборным тиббиальным компонентом из сплава Ti_6Al_4V .

Литература

1. Jing, X. Обзор статей с данными по выживаемости компонентов системы Vanguard за 5-летний период // 17-й обучающий курс SICOT, 2011. – № 17. – С. 2–17.
2. Meddevicetracker. Knee arthroplasty // US and European markets for joint arthroplasty products. – 2016. – Vol. MDT16004. – P. 72–108.
3. Lavernia, C. The Increasing Financial Burden of Knee Revision Surgery in the United States / C. Lavernia // Clinical orthopaedics and related research. – 2006. – Vol. 446. – P. 221–226.
4. Kallala, R. Financial analysis of revision knee surgery based on NHS tariffs and hospital costs // Bone Joint. – 2015. – Vol. 7. – P. 197–201.
5. Захаров, В.А. Катализатор и способ получения сверхвысокомолекулярного полиэтилена с использованием этого катализатора / Т.Б. Микенас, В.Е. Никитин, Н.В. Мозгунова – 2009. – № 4 – Патент РФ №2346006.

6. Soluble ions more than particulate cobalt-alloy implant debris induce monocyte costimulatory molecule expression and release of proinflammatory cytokines critical to metal-induced lymphocyte reactivity / Caicedo, M.S., Pennekamp P.H., McAllister K., Jacobs J.J., Hallab N.J. // *Biomed Mater Res.*, 2010. – Vol. 93. – P. 1312–1321.

7. Бенаццо, Ф. Тотальное эндопротезирование коленного сустава вступает в новую фазу // *CeraNews*. – 2015. – № 1. – С. 3–10.

8. Saurabh, S. Biomechanical Analysis of Different Knee Prosthesis Biomaterials Using Fem / Saurabh, S., Amit Y., Rawal B.R. // *J. of Mech. and Civil Eng.*, 2014. – Vol. 4. – P. 120–128.

9. Скиба, В.Ю. Анализ напряженно-деформированного состояния проектируемых конструкций эндопротезов коленного сустава / В.Ю. Скиба, В.В. Иван-

цивский // *Приборы и методы измерений*. – 2017. – № 4 (36). – С. 93–102.

10. Пшеничный, А.Д. Физико-механические свойства и деформационное поведение пористой керамики из плазмохимических порошков Al_2O_3 , $ZrO_2(MgO)$ // *Перспективные материалы и технологии*, 2016. – № 4 (36). – С. 260–266.

11. Игнатова А.В., Кудрявцев О.А. Экспериментальное исследование и численное моделирование упругих характеристик и прочности пористой керамики // *Вестник ПНИПУ. Механика*, 2015. – № 4. – С. 121–137.

12. Hip prostheses computational modeling: Mechanical behavior of a femoral stem associated with different constraint materials and configurations / Campioni, I., Andreaus U., Ventura A. // *Computational Modelling of Objects Represented in Images*, 2012. – Vol. 3. – P. 277–281.

УДК 620.179.14

ИМПУЛЬСНЫЙ МАГНИТНЫЙ КОНТРОЛЬ КАЧЕСТВА ЗАКАЛКИ ИНСТРУМЕНТАЛЬНОЙ УГЛЕРОДИСТОЙ СТАЛИ У8А ПО МАГНИТНОЙ ИНДУКЦИИ

Короткевич З.М., Бурак В.А.

*Государственное научное учреждение «Институт прикладной физики НАН Беларуси»
Минск, Республика Беларусь*

Важной задачей неразрушающего контроля структурного состояния ферромагнитных материалов является обеспечение качества проведенной термообработки, то есть выявление отклонений температуры проведенной термообработки от требуемой в соответствии с технологическим процессом. Для инструментальных углеродистых сталей [1], к которым относится и исследуемая в данной работе инструментальная углеродистая сталь У8А, особенно критично выявление недогрева и перегрева при нагреве под закалку, так как именно эта операция формирует необходимые эксплуатационные характеристики изделий, изготавливаемых из этой стали [2].

Для получения необходимого разнообразия структур цилиндрические образцы из стали У8А диаметром 10 мм и длиной 190 мм были подвергнуты закалке в воду от температур 700, 750, 770, 790, 820, 850, 900 °С.

Особый интерес для поиска новых магнитных параметров, связанных с температурой нагрева под закалку и структурным состоянием, обеспечиваемым термообработкой, представляют параметры магнитной индукции, измеренные в импульсном режиме перемагничивания в разомкнутой магнитной цепи. Для реализации такого метода измерений использовался измеритель магнитной индукции импульсный ИМИ–И с дополнительным шунтом и дросселем, что позволило увеличить передний фронт намагничивающего импульса [3].

Намагничивание прибором ИМИ–И осуществлялось двумя последовательными импульсами и передним фронтом намагничивающего импульса, который необходим для замыкания петли магнитного гистерезиса. Импульсы имели

разную полярность и амплитуды. Первый намагничивающий и замыкающий петлю магнитного гистерезиса импульсы имели амплитуду порядка 40 кА/м, что достаточно для доведения материала исследуемого образца до состояния, близкого к техническому насыщению, а амплитуда размагничивающего импульса составляла около 15 кА/м. Длительность каждого из импульсов составляла 400 мс, длительность переднего фронта первого и замыкающего импульсов составляла 80 мс, а размагничивающего импульса – 130 мс.

При таком режиме намагничивания-перемагничивания образца получается несимметричная петля магнитного гистерезиса, представляющая собой часть предельной петли и частной петли.

Магнитная индукция образца в процессе его двухполярного несимметричного импульсного намагничивания-перемагничивания измерялась в проходном соленоиде прибора ИМИ–И. Это позволило исследовать не только стандартные магнитные характеристики индукции, а также и величины индукции, соответствующие важным точкам, взятым на петле магнитного гистерезиса, и расчетные параметры.

Для дальнейшего исследования на выявление пригодности для импульсного магнитного контроля качества закалки инструментальной углеродистой стали У8А были рассмотрены следующие информативные параметры, связанные с магнитной индукцией (рисунок 1):

- максимальная магнитная индукция B_m ;
- остаточная магнитная индукция B_r ;
- магнитная индукция при максимальной амплитуде размагничивающего импульса B_{mp} ;
- разность $\delta_{B_{mp}-B_r}$ между магнитной индукцией при максимальной амплитуде размагничи-