На правах рукописи

НЕЙМАН АЛЁНА ВЛАДИМИРОВНА

ВЛИЯНИЕ ТЕРМОВОДОРОДНОЙ И ТЕРМИЧЕСКОЙ ОБРАБОТОК НА ОБЪЕМНУЮ И ПОВЕРХНОСТНУЮ СТРУКТУРУ И ФУНКЦИОНАЛЬНЫЕ СВОЙСТВА ТИТАНОВОГО СПЛАВА ВТ6 ДЛЯ ИМПЛАНТИРУЕМЫХ МЕДИЦИНСКИХ ИЗДЕЛИЙ

Научная специальность

2.6.1. Металловедение и термическая обработка металлов и сплавов

(технические науки)

Автореферат

диссертации на соискание учёной степени

кандидата технических наук

Москва – 2024

Работа выполнена на кафедре 1102 «Материаловедение и технология обработки материалов» федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего образования «Московский авиационный институт (национальный исследовательский университет)»

Научный руководитель: – доктор технических наук, профессор
Мамонов Андрей Михайлович

Официальные оппоненты: **– Дьяков Илья Геннадьевич,**
доктор технических наук, доцент,
ФГБОУ ВО «Костромской
государственный университет», профессор

– Илларионов Анатолий Геннадьевич,
кандидат технических наук, доцент,
ФГАОУ ВО «Уральский федеральный
университет имени первого Президента
России Б.Н. Ельцина», доцент

Ведущая организация: – ФГАОУ ВО «Московский
политехнический университет»

Защита диссертации состоится «26» декабря 2024 г. в 14 часов 00 минут на заседании диссертационного совета 24.2.327.04 (Д 212.125.15) в ФГБОУ ВО «Московский авиационный институт (национальный исследовательский университет)» по адресу: 121552, г. Москва, ул. Оршанская, д. 3. ауд. 307Б. Отзывы на автореферат в двух экземплярах, заверенные печатью организации, просим направлять по адресу: 125993, г. Москва, Волоколамское шоссе, д. 4, А-80, ГСП-3, МАИ, ученому секретарю диссертационного совета Скворцовой Светлане Владимировне и по электронной почте skvortsovasv@mai.ru.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке Университета и на сайте https://mai.ru/events/defence/?bypost=Y.

Автореферат разослан «___» _____ 2024 г.

Ученый секретарь
диссертационного Совета Скворцова С.В.

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность темы исследований

Имплантированные искусственные суставы подвергаются в процессе эксплуатации интенсивным механическим и химическим воздействиям, а также трению с высокими контактными нагрузками и значительным размахом движения в течение миллионов циклов. К материалам эндопротезов крупных суставов предъявляются требования по сочетанию прочности, биологической и механической совместимости со структурами организма. В настоящее время бедренные компоненты эндопротезов коленного сустава для первичной, ревизионной и онкологической артропластики изготавливают из сплавов системы Co-Cr-Mo благодаря их высокой твердости и износостойкости.

Сплавы системы Co-Cr-Mo содержат токсичные элементы, поэтому не в полной мере удовлетворяют указанному набору требований. В то же время в качестве материала для силовых компонентов эндопротезов широко применяется титановый сплав Ti-6Al-4V (ВТ6), разрешенный по биохимическим свойствам для имплантации. Преимуществами титановых сплавов перед другими металлическими материалами являются полная биосовместимость, более высокая удельная прочность и коррозионная стойкость в биологической среде. Использование титанового сплава взамен кобальтового позволяет снизить вес бедренного компонента в два раза, что имеет существенное значение для полноты и продолжительности адаптации сохраненных структур организма (костных, мышечных, связочных) к новым условиям функционирования в биотехнической системе. Однако эти преимущества в узлах трения эндопротезов суставов могут быть реализованы только в случае достижения высоких триботехнических характеристик – низкого коэффициента трения, высокой стойкости к износу и фреттинг-коррозии, и, как следствие, требуемого ресурса безотказной работы. Учитывая специфику физико-химических свойств титана и его сплавов, эту задачу можно решить только технологическими методами. Эффективным способом повышения износостойкости титановых компонентов эндопротезов является создание в них структурных состояний с глубоким модифицированным азотом поверхностным слоем, обеспечивающим «плавный» градиент твердости с максимумом на поверхности. Этого позволяет достичь комплексная технология, включающая термоводородную обработку (ТВО) и

низкотемпературное вакуумное ионно-плазменное азотирование (ВИПА). Данная комплексная технология доказала свою эффективность при изготовлении шаровых головок эндопротезов тазобедренного сустава из сплава ВТ6, что подтверждено отдаленными (более 15 лет) клиническими результатами. Однако для крупногабаритных компонентов эндопротезов коленного сустава, имеющих сложную геометрию и массивные сечения, такая технология может оказаться неэффективной, в основном, из-за длительности технологических операций ТВО, что существенно увеличивает себестоимость изделий. Перспективным решением этой проблемы может оказаться возможность проведения поверхностной ТВО либо индукционного нагрева с последующими закалкой и старением с формированием мелкодисперсной структуры только в поверхностном слое заготовки глубиной в несколько миллиметров. Однако возможность применения этих технологий для более массивных, имеющих сложную геометрию компонентов эндопротезов коленного сустава не изучена.

Решение технологических вопросов изготовления и обработки компонентов эндопротезов неразрывно связано с разработками их рациональных конструкций, т.к. геометрия компонентов и состояние их поверхностей во многом определяют силовые и триботехнические условия эксплуатации в биотехнических системах с эндопротезами. В этой связи представляет научный и практический интерес математическое компьютерное моделирование напряженно-деформированного состояния и механического поведения биотехнической системы с эндопротезом при нагрузках, имитирующих функциональные.

Необходимость решения данных проблем определяет актуальность темы диссертации, постановку цели и задач исследований.

Цель и задачи

Цель диссертационной работы состояла в установлении закономерностей формирования градиентных структурных состояний с мелкодисперсной (α+β)-структурой поверхностных слоев методами термоводородной и термической обработок применительно к заготовкам компонентов эндопротезов коленного сустава из титанового сплава ВТ6, обеспечивающих высокий уровень эксплуатационных, в том числе триботехнических, характеристик.

Для достижения поставленной цели в работе необходимо было решить следующие **задачи:**

1. Установить влияние режимов термоводородной обработки на формирование градиентной структуры в крупногабаритной модели заготовки бедренного компонента эндопротеза коленного сустава. Оценить глубину поверхностного слоя с мелкодисперсной (α+β)-структурой и уровень достигаемой твердости.
2. Установить влияние энергетических и временных параметров индукционного нагрева и последующих закалки и старения на возможность формирования градиентных структур в образцах из сплава ВТ6 и достигаемые уровни твердости и глубины упрочненного слоя.
3. Провести математическое компьютерное моделирование напряженно-деформированного состояния и механического поведения биотехнической системы с эндопротезом коленного сустава из сплава ВТ6 с целью определения его работоспособности и надежности.
4. Методом компьютерного моделирования определить величину контактных напряжений на поверхностях трения эндопротеза для достоверной постановки триботехнических испытаний образцов.
5. Установить влияние упрочняющей термической и термоводородной обработок и вакуумного ионно-плазменного азотирования на структуру, твердость и триботехнические характеристики (момент и коэффициент трения, износостойкость) пары трения титановый сплав ВТ6 – сверхвысокомолекулярный полиэтилен (СВМПЭ) применительно к силовым условиям эксплуатации эндопротеза коленного сустава.

<u>Научная новизна</u>

1. Установлено, что термоводородная обработка массивной модели заготовки эндопротеза из сплава ВТ6 с короткой выдержкой (до 10 мин) при температуре наводороживающего отжига 800°С и низкотемпературным (550 и 500°С) вакуумным отжигом позволяет сформировать градиентную структуру с мелкодисперсной (≤ 1 мкм) α-фазой в поверхностном слое глубиной до 5 мм, обеспечивающей градиент твердости от 32 ед. HRC в сердцевине до 39 ед. HRC на поверхности заготовки. Показано, что градиентное структурное состояние достигается вследствие неравномерного распределения водорода по сечению

заготовки, приводящего к различной полноте протекания фазовых α→β, β→α" и β→α превращений в объеме сплава.

2. Показано, что индукционный нагрев образцов из сплава ВТ6 с регулируемыми энергетическими и временными параметрами с последующими закалкой и старением позволяют сформировать в них градиентную (α+β)-структуру: мелкодисперсную в поверхностном слое глубиной до 5 мм и исходную в сердцевине с градиентом твердости, соответственно, от 38-39 до 33-34 ед. HRC в зависимости от режимов обработки.

3. Методом математического компьютерного моделирования напряженно-деформированного состояния биотехнической системы с эндопротезом коленного сустава при функциональной нагрузке 3300 Н определены и рассчитаны характеристики работоспособности эндопротеза и надежности всех его компонентов. Рассчитаны контактные напряжения на поверхностях трения пары сплав ВТ6 – СВМПЭ (до -17 и -5 МПа, соответственно), необходимые для достоверного экспериментального определения триботехнических характеристик и износостойкости пары трения в конструкции эндопротеза.

4. Экспериментально определены моменты и коэффициенты трения фрикционной пары сплав ВТ6, подвергнутый различным обработкам, – СВМПЭ. Показано, что применение ВИПА после ТВО и упрочняющей термической обработки обеспечивает минимальные значения коэффициента трения (0,12 – 0,18), стабильный в течение всего испытания момент трения и отсутствие износа компонентов.

<u>Теоретическая и практическая значимость</u>

1. Разработаны и экспериментально реализованы на массивной модели заготовки бедренного компонента эндопротеза коленного сустава и образцах из сплава ВТ6 схемы и режимы термоводородной обработки и термической обработки с индукционным нагревом, позволяющие сформировать градиентную структуру с мелкодисперсной (≤1 мкм) α-фазой в поверхностном слое глубиной до 5 мм и твердостью до 39 ед. HRC. Показано, что такие параметры структуры и твердость обеспечат хорошую полируемость поверхностей трения эндопротеза, а в сочетании с последующим ВИПА – износостойкость в паре трения с СВМПЭ.

2. Разработана конечно-элементная модель биотехнической системы с эндопротезом коленного сустава из сплава ВТ6 для онкологической артропластики. Проведенные методом конечных элементов расчеты показали работоспособность и надежность конструкции эндопротеза. Результаты моделирования использованы при разработке конструкторской и технологической документации для разрабатываемого на кафедре 1102 «Материаловедение и технология обработки материалов» МАИ эндопротеза в рамках НИОКР "Создание высокотехнологичного производства эндопротезов для ревизионной артропластики из сплава на основе титана с повышенными характеристиками биосовместимости, износостойкости и бактериостатичности олигодинамического действия", Соглашение № 075-11-2022-033.

3. Проведенные триботехнические испытания образцов, обработанных по предложенным технологиям с последующим ВИПА, показали эффективность таких технологий для обеспечения износостойкости пар трения сплав ВТ6 – СВМПЭ, стабильности момента трения и снижения коэффициента трения в два раза по сравнению с образцами, не подвергнутыми ВИПА.

Предложенные технологические схемы и режимы обработок использованы АО «Имплант МТ» для разработки технологии производства эндопротезов коленного сустава, что подтверждено соответствующим Актом, приведенным в приложении к диссертации.

Методология и методы исследования

Методологической основой исследования послужили работы ведущих российских и зарубежных ученых, государственные стандарты РФ.

При выполнении работы были использованы современные методы исследования: металлографический, рентгеноструктурный и микрорентгеноспектральный анализы, триботехнические испытания, измерение твердости, компьютерное моделирование методом конечных элементов.

Положения, выносимые на защиту

1. Закономерности влияния температуры и времени процессов при наводороживающем и вакуумном отжигах на формирование фазового состава и структуры поверхностных слоев образцов из сплава ВТ6 и их влияние на градиент твердости.

2. Закономерности формирования фазового состава и структуры поверхностных слоев образцов из сплава ВТ6 в зависимости от времени индукционного нагрева под закалку и их влияние на градиент твердости после старения.

3. Характеристики напряженно-деформированного состояния биотехнической системы с эндопротезом коленного сустава и результаты их расчетов методом конечных элементов, подтверждающие работоспособность и надежность всех его компонентов.

4. Закономерности влияния технологий обработки на структурное состояние поверхности образцов из титанового сплава ВТ6 на твердость, триботехнические характеристики и износостойкость в паре трения со сверхвысокомолекулярным полиэтиленом.

Степень достоверности результатов

Все результаты получены на поверенном оборудовании с использованием лицензионного программного обеспечения. Стандартные испытания и исследования проводились в соответствии с требованиями научно - технической документации, действующей на территории Российской Федерации (ГОСТ и ISO).

Апробация результатов

Материалы диссертации доложены на 5 научно - технических конференциях и семинарах, в том числе: IV Всероссийской заочной научно-технической конференции молодых ученых «Прогрессивные материалы и технологии изготовления заготовок», 2021г., 20-й Международной конференции «Авиация и космонавтика», 2021г., VII и VIII Всероссийской молодежной научно-практической конференции «Колачевские чтения», 2022, 2023г., 21й Международной конференции Титан 2024 в СНГ, 2024г.

Публикации. Результаты проведенных исследований опубликованы в 17 научных работах, из них 10 в изданиях, входящих в перечень ВАК, 3 из которых переведены в журналах, включенных в международные системы цитирования Scopus и Web of Science, и 1 в журнале, включенном в международную систему цитирования Scopus. Список основных публикаций по работе приведен в конце автореферата.

Структура и объем диссертации. Диссертация состоит из введения, пяти глав, общих выводов, списка цитируемой литературы и одного приложения. Объем диссертации составляет 144 страницы, включая 39 рисунков, 6 таблиц и список литературы из 146 наименований.

Глава I. Состояние вопроса

В главе приведены биомеханические параметры коленного сустава человека, свойства костных и хрящевых структур, характер и величина функциональных нагрузок при различных видах движения. Эндопротез коленного сустава представлен на рисунке 1.

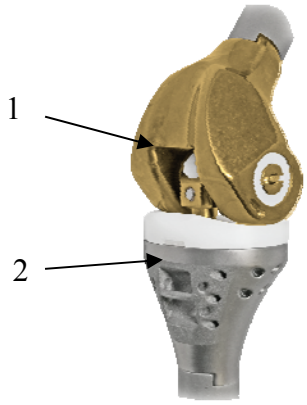


Рис. 1. Эндопротез коленного сустава:

1 – бедренный компонент из сплава ВТ6, 2 – плато большеберцового компонента из СВМПЭ

Показана целесообразность и эффективность компьютерного моделирования напряженно-деформированного состояния биотехнических систем при разработке имплантируемых конструкций.

Приведены требования международных стандартов к материалам эндопротезов. Показаны преимущества титановых сплавов для изготовления ответственных узлов эндопротезов по биохимическим и физико-механическим свойствам.

Показано, что ряд важнейших эксплуатационных свойств эндопротезов из титановых сплавов (износостойкость, сопротивление усталости и др.), определяется в значительной мере технологией их изготовления. Обоснована необходимость комплексного подхода к решению материаловедческих, технологических, конструкторских и медико-биологических проблем при проектировании, производстве и применении имплантатов из титановых сплавов.

Показаны возможность и целесообразность сочетания ТВО либо индукционной закалки с последующим старением и низкотемпературного ионного азотирования в комплексной технологии обработки компонентов эндопротезов, подвергающихся фрикционным нагрузкам.

Дано заключение по литературному обзору, сформулирована цель и поставлены задачи работы.

Глава II. Объекты и методы исследования

Исследования проводили на образцах, вырезанных из горячекатаных прутков титанового сплава ВТ6 (Ti-6Al-4V) диаметром 20 и 40 мм, а также на модели компонента эндопротеза коленного сустава, вырезанного из прутка диаметром 70 мм и имеющей плоские и цилиндрические поверхности и разнотолщинные сечения (от 3 до 20 мм). Химический состав приведен в таблице 1.

Таблица 1 Химический состав образцов из сплава ВТ6

Размеры исследуемых образцов, мм	Легирующие элементы, масс. %		
	Ti	Al	V
ø20, высота 20*	Осн.	6,5	5,2
ø40, высота 40*	Осн.	5,6	4,1
ø70, модель компонента	Осн.	6,4	4,0
ø20, 40, 60**	Осн.	5,8	4,1
ГОСТ 19807-91			
	Осн.	5,3-6,8	3,5-5,3

* Образцы для закалки с индукционным нагревом
**Образцы для триботехнических испытаний

Поверхностное насыщение модели водородом, а также наводороживающий отжиг образцов для триботехнических испытаний проводили в установке Сивертса при температуре 800°С в среде чистого молекулярного водорода. Расчетное содержание водорода на объем всей модели составляло 0,4 масс.%. Подробное описание режимов ТВО дано в главах III и V.

Вакуумный отжиг образцов проводили в вакуумной печи СВНЭ-1.3.1/16-И3. Индукционную закалку проводили на образцах диаметром 20 и 40 мм с использованием высокочастотного генератора ВЧГ7-60/0,066 при частоте f=66 кГц. Напряжение составило от 5 до 7,5 кV, сила тока – от 2 до 6,5 А. Время выдержки при нагреве под закалку составило от 2 до 14 с. Охлаждение заготовок проводили в холодной воде с постоянным перемешиванием для удаления паровой рубашки.

Старение образцов проводили в электропечи СНОЛ 1.6.2,5.1/9 3НТ.108.135 ПС при температурах 550 и 650°С в течение 5 часов.

ВИПА проводили в установке «Булат» при температуре 550°С в течение 40 мин в смеси газообразных азота (15%) и аргона (85%).

Микроструктуру поверхностных слоев исследовали на шлифах, используя металлографический микроскоп AxioObserver, оснащенный камерой и компьютерной приставкой с фиксацией изображения в цифровом виде.

Рентгеноструктурный анализ при комнатной температуре проводили на дифрактометре модели ДРОН-4-07 в фильтрованном Kα медном излучении.

Распределение водорода в сечении образцов контролировали спектральным методом на спектрографе ИСП-51 с электронной аналитической приставкой MOPC-1/2048/PCI.

Компьютерное моделирование проведено методом конечных элементов с использованием программы ANSYS.

Триботехнические испытания проводили по схеме диск по диску (сплав ВТ6 – контртело из СВМПЭ) на испытательной машине LFM-50 при постоянной осевой нагрузке P = 2250 Н по аналогии со схемой испытания шаровых головок эндопротезов тазобедренного сустава по ГОСТ 31621–2012. Момент трения $M_{тр}$ измерялся датчиком с автоматической регистрацией и записью графика его изменения в течение 600 с в соответствии с ГОСТ 31621–2012.

Износостойкость (изменение массы) образцов из СВМПЭ определяли с помощью электронных лабораторных весов A&D HR-150AG с точностью ±0,1 мг.

Твердость образцов титанового сплава определяли по методу Роквелла на приборе BUEHLER Macromet 5100T.

Толщину упрочненного азотом поверхностного слоя определяли методом косого шлифа. Микротвердость этого слоя оценивали по методу Виккерса с помощью прибора Micromet 5101 по ГОСТ 9450 при нагрузке на индентор 0,5 Н с шагом 200 мкм.

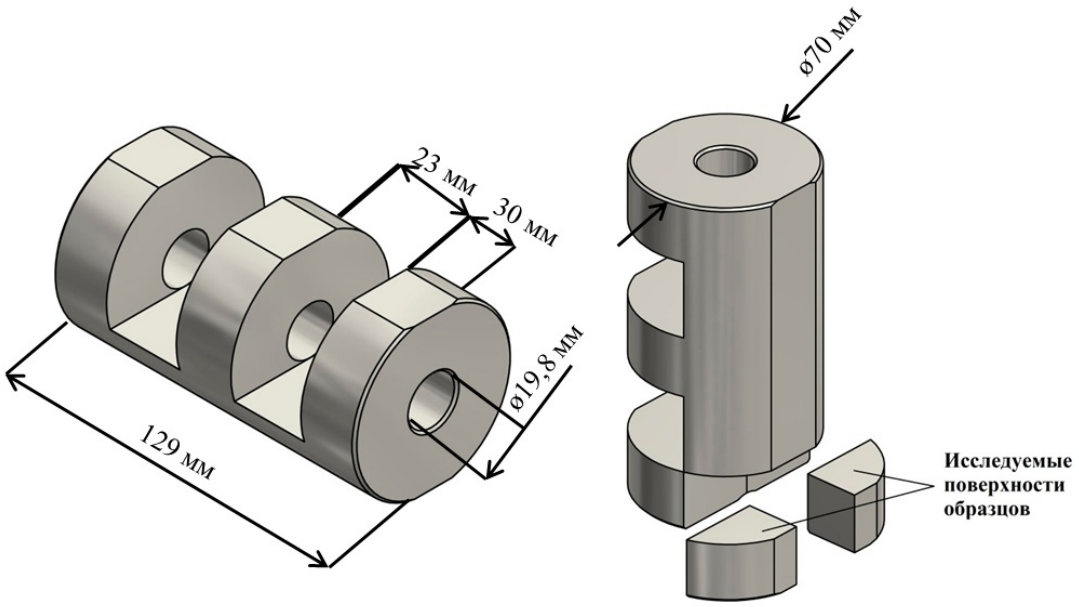
Глава III. Закономерности фазовых и структурных превращений в сплаве ВТ6 при термоводородной и упрочняющей термической обработках

В главе исследована возможность формирования градиентной структуры в модели крупногабаритных заготовках бедренных компонентов эндопротезов коленного сустава из титанового сплава ВТ6 методами термоводородной и упрочняющей термической обработок.

Структура прутка в исходном состоянии представлена преимущественно глобулярно-пластинчатой вблизи поверхности и глобулярной в центре

первичной α^{I}-фазой и мелкой вторичной α^{II}-фазой в β-матрице. Твердость образца в исходном состоянии – около 29 ед. HRC.

Предложена двухступенчатая схема и режимы термоводородной обработки для формирования градиентного структурного состояния в модели компонента коленного сустава (рисунок 2).



а б

Рис. 2. Модель компонента коленного сустава (а) и образцы, вырезанные из нее (б)

Наводороживающий отжиг проводили с короткой выдержкой (10 мин) при температуре 800°С, после чего реторту с моделью охлаждали до 625°С. После окончания процесса гидрирования водород частично удаляли вакуумированием при температуре 625°С, не извлекая модель из рабочей реторты установки (1 этап ТВО).

На втором этапе ТВО проводили вакуумный отжиг вырезанных из модели образцов (см. рис. 2) по двум режимам. Вакуумный отжиг по режиму 1 проводили при температуре 650°С в течение 6 часов. В процессе вакуумного отжига по режиму 2 образец нагревали до 720°С и выдерживали около 5 минут для растворения оксидной пленки. Затем температуру понижали до 550°С (выдержка 2 часа) и далее до 500°С (выдержка 3 часа).

ТВО с вакуумным отжигом по режиму 2 позволила получить градиентную структуру с мелкодисперсной (≤ 1 мкм) α-фазой в поверхностных слоях глубиной до 5 мм и бимодальной структурой в сердцевине (рисунок 3).

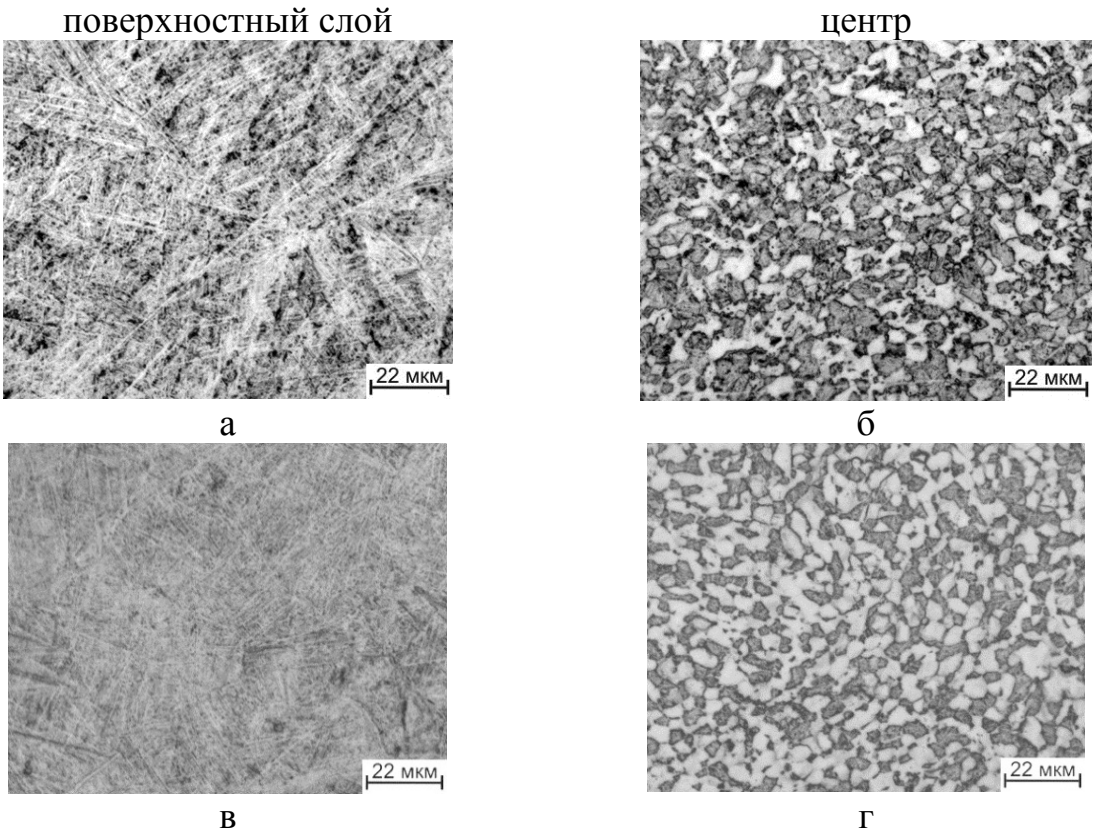


Рис. 3. Микроструктура образцов из сплава ВТ6 после I этапа ТВО (а, б) и II этапа ТВО по режиму 2 (в, г)

Сформированная структура обеспечила существенный градиент твердости по сечению заготовок с уровнем до 39 ед. HRC в поверхностном слое и 32 ед. HRC в сердцевине (рисунок 4). В то же время второй этап ТВО по первому режиму не обеспечил желаемого уровня и градиента твердости.

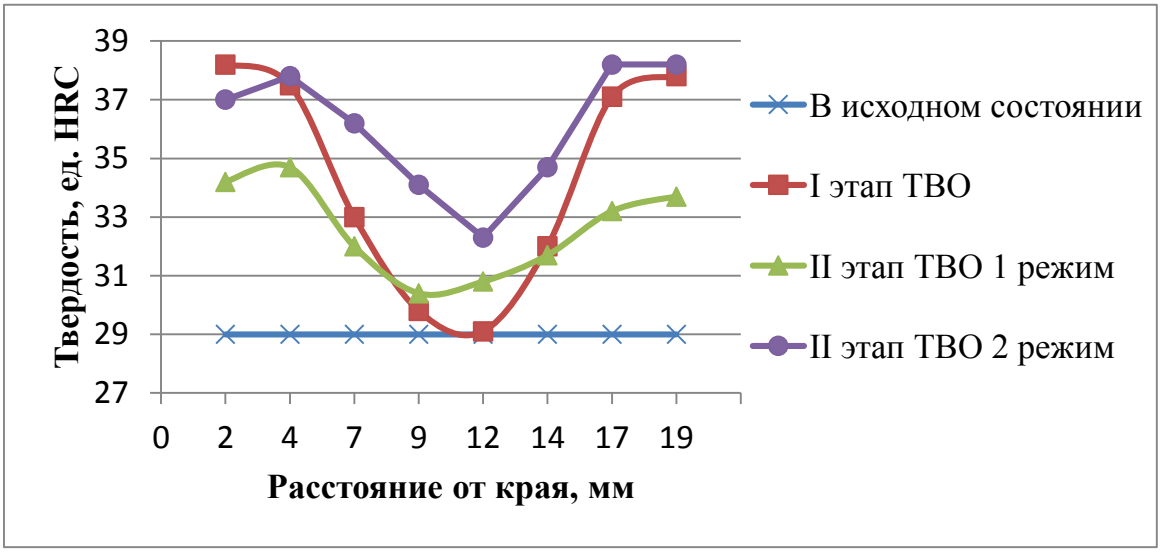
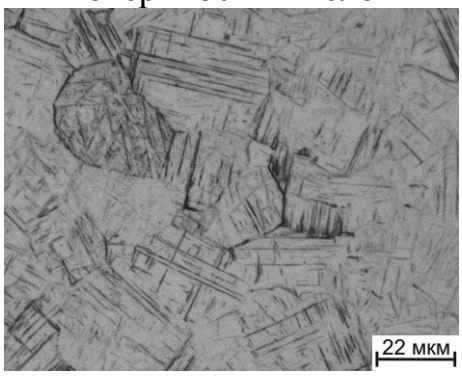


Рис. 4. Изменение твердости по сечению образцов в исходном состоянии и после ТВО

После закалки образцов ø20 мм с индукционным нагревом при напряжении 5,6 kV и силе тока 6,5 А при всех временах нагрева была получена однородная по сечению структура, представленная β-фазой, мартенситом α' и, при выдержках 2-4 с, первичной α^{I}-фазой. Твердость повысилась до 40 – 43 ед. HRC, что объясняется выделением дисперсных частиц мартенсита α' в процессе закалки.

Была показана возможность формирования в образцах из сплава ВТ6 ø40мм методом индукционного нагрева в течение от 7 до 14 секунд и последующими закалкой и старением при температуре 550°С в течение 5 часов градиентной (α+β)-структуры: мелкодисперсной в поверхностном слое глубиной до 5 мм и близкой к исходной в сердцевине (рисунок 5) с градиентом твердости, соответственно, от 39 до 34 ед. HRC (рисунок 6). Глубина закаленного слоя варьировалась за счет изменения времени выдержки при нагреве с 3 мм при 7-10 с до 5мм при 14 с (рисунок 7).

поверхностный слой



центр

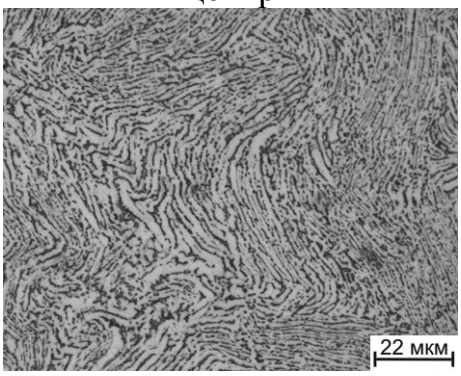


Рис. 5. Микроструктура образцов ø40 мм из сплава ВТ6 после закалки с нагревом в течение 10 секунд

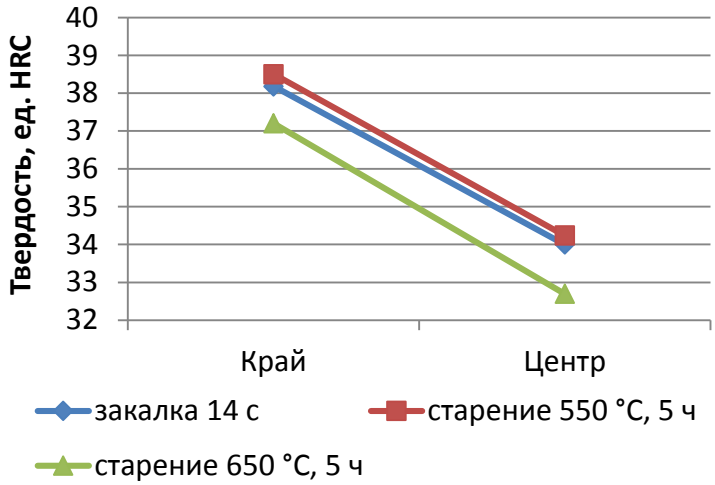


Рис. 6. Изменение твердости по сечению образцов ø 40 мм после нагрева под закалку в течение 14 с и последующего старения

а б в

Рис. 7. Поверхность образцов ø 40 мм после закалки с выдержкой при нагреве 7 (а), 10 (б) и 14 (в) секунд

В процессе старения при температуре 550°С в течение 5 часов вследствие распада метастабильной α'-фазы и выделения мелкодисперсных упрочняющих частиц вторичной α^{II}-фазы твердость незначительно повышается на 0,5 – 1 единицу (см. рис. 6). Старение при температуре 650°С в течение 5 часов привело к снижению твердости до 37 ед. HRC в поверхностном слое и до 33 ед. HRC в центре шлифа.

Глава IV. Исследование напряженно-деформированного состояния биотехнической системы с эндопротезом коленного сустава и оценка работоспособности его компонентов методом математического компьютерного моделирования

В главе было проведено математическое компьютерное моделирование напряженно-деформированного состояния и механического поведения биотехнической системы с эндопротезом коленного сустава из сплава ВТ6.

Были разработаны объемные конечно-элементные модели биотехнической системы с бедренным компонентом эндопротеза коленного сустава и здоровой бедренной кости.

Расчеты показали высокую степень подобия состояния и поведения обеих моделей при приложенной функциональной нагрузке 3300 Н, которая соответствует амплитудному значению нагрузки при технических испытаниях по ГОСТ 31621–2012. Это подтверждается близкими по величине, характеру и распределению по длине кости значениями растягивающих и сжимающих напряжений. Их максимальные значения для эндопротезированной кости

составили, соответственно, +17,9 и -36,1 МПа, что значительно ниже напряжений разрушения (рисунок 8). Таким образом подтверждена работоспособность биотехнической системы.

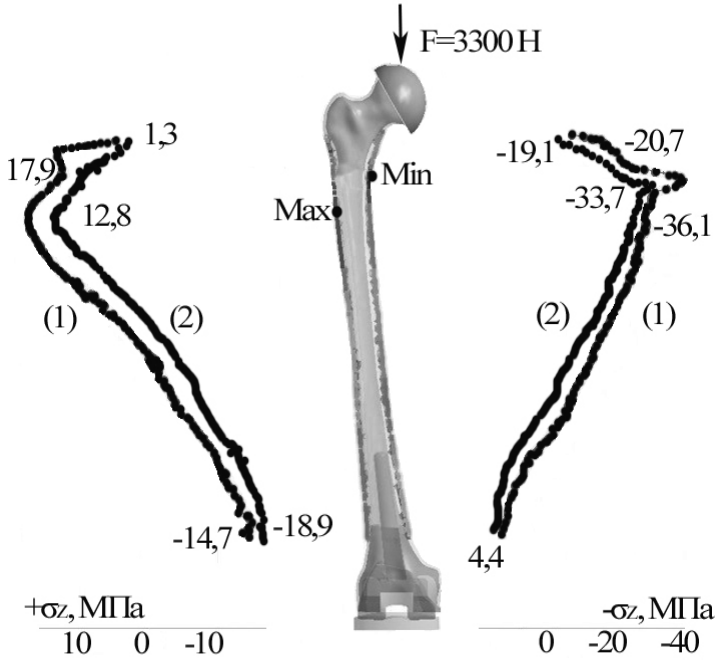


Рис. 8. Распределение напряжений σ_z по длине кортикального слоя эндопротезированной (1) и здоровой (2) бедренной кости с латеральной ($+\sigma_z$) и медиальной ($-\sigma_z$) сторон

Установлено, что уровень растягивающих и сжимающих напряжений во всех компонентах эндопротеза – ножке, мыщелковой поверхности, плато, костном цементе существенно ниже критических параметров для применяемых материалов. Так, рассчитанный уровень напряжений в ножке в 15-20 раз меньше предела выносливости сплава ВТ6. Это свидетельствует о надежности всех компонентов эндопротеза при циклической функциональной нагрузке с максимальным значением 3300 Н.

Определены величины напряжений на поверхностях контактной пары мыщелок бедренного компонента из сплава ВТ6 – плато из СВМПЭ, которые составили, соответственно, в среднем -17 и -5 МПа (рисунок 9). Эта информация необходима для достоверной постановки триботехнических испытаний, в частности, выбора размеров образцов, обеспечивающих этот уровень напряжений в СВМПЭ при выбранной нагрузке.

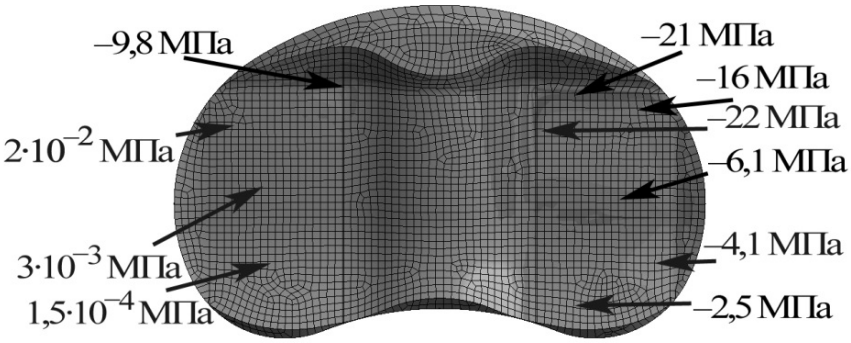


Рис. 9. Распределение напряжений по контактной поверхности плато из СВМПЭ

ГЛАВА V. Влияние термоводородной, упрочняющей термической обработок и вакуумного ионно плазменного азотирования на триботехнические характеристики и износостойкость сплава ВТ6 в металл-полимерной паре трения применительно к условиям работы эндопротеза коленного сустава

В главе исследовано влияние упрочняющей термической обработки (УТО), ТВО и ВИПА на структуру, твердость и триботехнические характеристики образцов (момент и коэффициент трения, износостойкость) пары трения титановый сплав ВТ6 – сверхвысокомолекулярный полиэтилен (СВМПЭ).

По результатам компьютерного 3D-моделирования эндопротеза коленного сустава (глава IV) были определены контактные напряжения и площади контакта мыщелков бедренного компонента и плато большеберцового компонента реального эндопротеза в условиях максимальной нагрузки (гиперэкстензии) и минимальной (сгибание на 90°). Для эндопротезов различных типоразмеров были выбраны усредненные значения площадей контактов, и соответственно диаметров дискообразных образцов для испытаний (таблица 2).

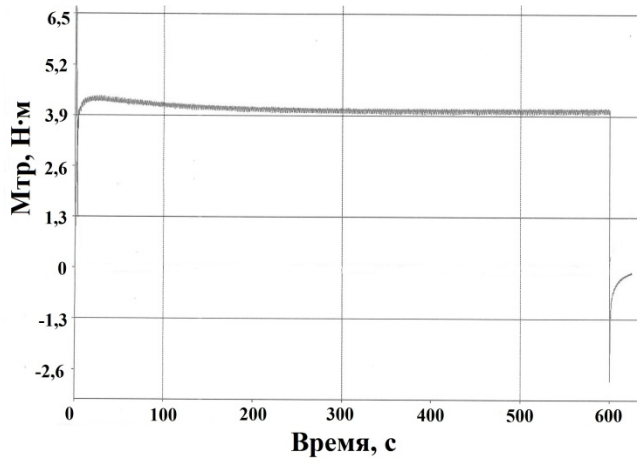
Образцы сплава ВТ6 были обработаны по режимам ТВО и УТО, обеспечивающим структуру, аналогичную структурам, полученным в главе III. Термоводородная обработка включала насыщение водородом до 0,8% (масс.) при температуре 800 °С и вакуумный отжиг при температуре 640°С в течение 4 ч. Такие режимы ТВО используются при производстве головок эндопротезов тазобедренного сустава.

Упрочняющая термическая обработка заключалась в закалке в воде с температуры 980 °С (на 10–20°С ниже температуры конца (α+β)→β перехода) и последующем старении при 600°С в течение 4 ч.

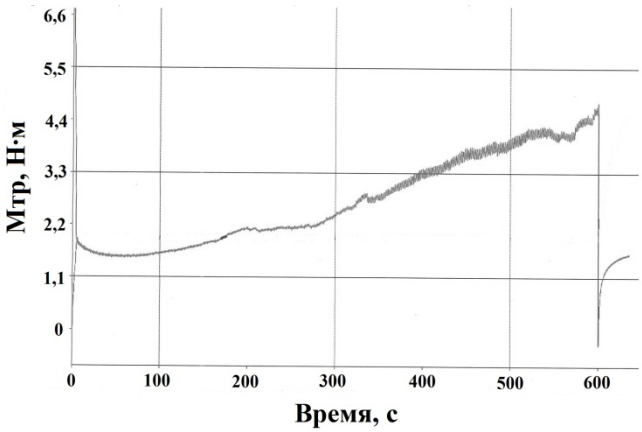
ВИПА (550°С, 40 мин) обеспечивало глубину упрочненного поверхностного слоя глубиной 50-60 мкм с градиентом распределения микротвердости: от 500 – 525 HV на поверхности до 350–420 HV в сердцевине.

Приложенная осевая нагрузка составляла 3300 Н. После выдерживания паузы происходило снижение нагрузки до 2250Н за счет релаксации напряжений в образце из СВМПЭ. Такая нагрузка при последующем трении образцов обеспечивала величину контактных напряжений в СВМПЭ, весьма близкую к сжимающим напряжениям на контактной поверхности вкладыша, рассчитанным в главе IV.

Момент трения в парах сплав ВТ6, подвергнутый различным обработкам, – СВМПЭ после ВИПА стабилен и имеет наименьшее значение (около 1,8 Н·м для образцов ø20 мм и 4 Н·м для образцов ø40 мм) (рисунок 10, таблица 2). Момент трения в парах сплав ВТ6, подвергнутый различным обработкам, без ВИПА – СВМПЭ непрерывно возрастает, достигая 3,6 Н·м для образцов ø20 мм и 5 Н·м для образцов ø40 мм, что свидетельствует об интенсивном изнашивании. Следов износа контактной поверхности титановых образцов, подвергнутых ВИПА, не обнаружено (рисунок 11). На образцах без ВИПА наблюдаются следы износа. Коэффициент трения у образцов из сплава ВТ6, подвергнутых ВИПА 0,12 – 0,17, без ВИПА 0,23 – 0,31. Таким образом, применение ВИПА исключает износ титановых образцов.



а



б

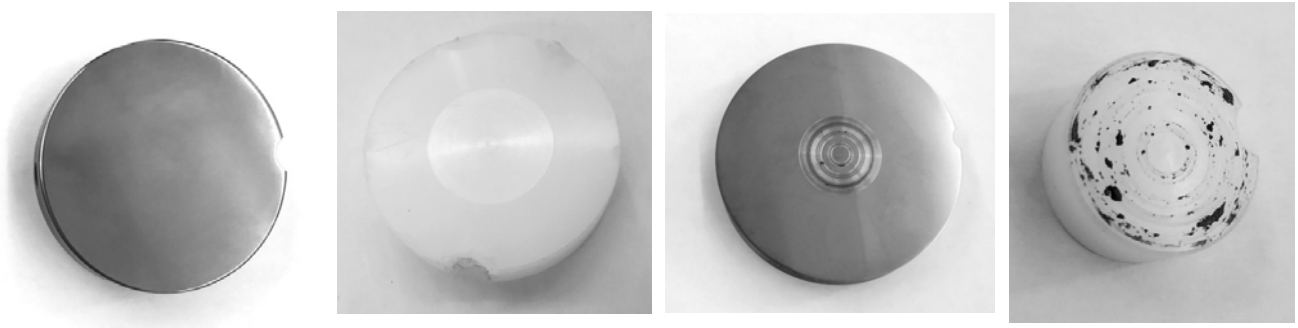
Рис. 10. Изменение крутящего момента (момента трения) в процессе триботехнических испытаний пары сплав ВТ6–СВМПЭ:

а – титановый образец ø40 мм после ТВО + ВИПА, образец СВМПЭ ø40 мм; б – титановый образец ø60 мм после ТВО, образец СВМПЭ ø20 мм

Таблица 2 Триботехнические характеристики пар трения сплав ВТ6–СВМПЭ в зависимости от технологии обработки образцов сплава ВТ6

Номер пары	Диаметр образцов в паре ВТ6/СВМПЭ, мм	Обработка сплава ВТ6	$M_{тр}^{(ср)}$, Н·м	$M_{тр}^{(max)}$, Н·м	μ_{max}	Износ визуальный		Изменение массы СВМПЭ, г
						ВТ6	СВМПЭ	
1	20/40	Исх. сост. + ВИПА	1,86	1,88	0,12	Нет	МПД	Нет
2	20/40	УТО + ВИПА	1,79	1,83	0,12	Нет	МПД	Нет
3	20/40	ТВО + ВИПА	1,86	1,87	0,12	Нет	МПД	Нет
4	40/60	Исх. сост. + ВИПА	4,34	4,41	0,14	Нет	МПД	Нет
5	40/60	УТО + ВИПА	4,08	4,20	0,14	Нет	МПД	Нет
6	40/60	ТВО + ВИПА	4,6	4,8	0,17	Нет	МПД	Нет
7	60/20	Исх. сост.	2,7	3,8	0,25	Есть	Есть	+0,07
8	60/20	УТО	2,6	3,4	0,23	Есть	Есть	+0,04
9	60/20	ТВО	2,6	4,4	0,31	Есть	Есть	+0,05

Примечание. Исх. сост. – исходное состояние (горячекатаное).



а б в г

Рис. 11. Образцы после триботехнических испытаний:

а – титановый образец ø 40 мм после ВИПА; б – образец СВМПЭ ø40 мм после испытаний в паре с титановым образцом ø20 мм, подвергнутым ВИПА; в – титановый образец ø60 мм после ТВО; г – образец из СВМПЭ ø20 мм после испытаний в паре с титановым образцом ø60 мм, подвергнутым ТВО.

ВЫВОДЫ ПО РАБОТЕ

1. Установлено влияние режимов термоводородной обработки на формирование градиентной структуры в крупногабаритной модели заготовки бедренного компонента эндопротеза коленного сустава. Показано, что

наводороживающий отжиг с короткой выдержкой (до 10 мин) при температуре 800°С, охлаждением до 625°С с частичным удалением водорода и последующий вакуумный отжиг при 550°С, 2 ч и далее при 500°С, 3 ч, позволяет получить градиентную структуру с мелкодисперсной (≤ 1 мкм) α-фазой в поверхностных слоях глубиной до 5 мм и бимодальной структурой в сердцевине. Сформированная структура обеспечивает существенный градиент твердости по сечению заготовок с уровнем до 39 ед. HRC в поверхностном слое и 32 ед. HRC в сердцевине.

2. Установлено влияние энергетических и временных параметров индукционного нагрева и последующих закалки и старения на возможность формирования градиентных структур в образцах из сплава ВТ6. Показано, что индукционный нагрев образцов ø40 мм при напряжении 5,6 кV и силе тока 6,5 А в течение от 7 до 14 секунд с последующими закалкой и старением при температуре 550°С в течение 5 часов позволяет сформировать градиентную (α+β)-структуру: мелкодисперсную в поверхностном слое глубиной до 5 мм и близкую к исходной – в сердцевине, с градиентом твердости, соответственно, от 39 до 34 ед. HRC.

3. Проведено математическое компьютерное моделирование напряженно-деформированного состояния и механического поведения биотехнической системы с эндопротезом коленного сустава из сплава ВТ6. Оно показало высокую степень подобия состоянию и поведению здоровой бедренной кости, что подтверждается близкими по величине, характеру и распределению по длине кости значениями растягивающих и сжимающих напряжений.

4. Рассчитанные максимальные растягивающие и сжимающие напряжения для эндопротезированной кости (+17,9 и -36,1 МПа, соответственно) значительно ниже напряжений разрушения, что подтверждает работоспособность биотехнической системы. Установлено, что уровень растягивающих и сжимающих напряжений во всех компонентах эндопротеза существенно ниже критических параметров, в том числе сопротивления усталости, для применяемых материалов, что свидетельствует о надежности всех компонентов эндопротеза при циклической функциональной нагрузке с максимальным значением 3300 Н.

5. Методом компьютерного моделирования определены величины контактных напряжений на поверхностях трения эндопротеза. Это позволило спланировать и провести достоверные триботехнические испытания.

6. Установлено влияние упрочняющей термической и термоводородной обработок и ВИПА на структуру, твердость и триботехнические характеристики пары трения титановый сплав ВТ6 –СВМПЭ применительно к силовым условиям эксплуатации эндопротеза коленного сустава. Показано, что упрочняющая термическая и термоводородная обработки способствуют образованию (α+β)-структуры с мелкопластинчатой вторичной α^{II}-фазой. Это обеспечивает глубину упрочненного поверхностного слоя 50-60 мкм при ВИПА (550°С, 40 мин) с градиентом распределения микротвердости: от 500 – 525 HV на поверхности до 350–420 HV в сердцевине, а также минимальные значения коэффициента трения (0,12 – 0,18), стабильный в течение всего испытания момент трения и отсутствие износа компонентов.

7. С учетом полученных результатов можно прогнозировать эффективность рассмотренных комплексных технологий при производстве компонентов эндопротезов коленного сустава из титанового сплава ВТ6. Вопрос о предпочтительности проведения ТВО или термической обработки перед ВИПА может быть решен с учетом особенностей сквозной технологии производства компонентов – выбора исходного полуфабриката, технологии получения заготовки, объема механической обработки, возможности поводок и коробления при термических воздействиях и трудоемкости всех операций.

Список основных публикаций по теме работы в рецензируемых журналах, входящих в перечень ВАК и Scopus

1. Нейман А.В., Мамонов А.М., Агаркова Е.О., Овчинников А.В. Создание градиентных структур в крупногабаритных заготовках эндопротезов из сплава ВТ6 термоводородной обработкой // Титан. 2021, №2 (71). – С. 10-15.

2. Мамонов А.М., Нейман А.В., Агаркова Е.О., Лиджиев А.А., Нейман А.П. Влияние термической, термоводородной и ионно-плазменной обработок на структуру, твердость и износостойкость титанового сплава в металл-полимерной паре трения // Деформация и разрушение материалов. 2022, №7. – С.12-19.

Mamonov A. M., Neiman A.V., Agarkova E. O., Lidzhiev A. A., Neiman A. P. Effect of Thermal, Hydrothermal, and Ion-Plasma Treatment on the Structure, Hardness, and Wear Resistance of a Titanium Alloy in the Metal–Polymer Friction Pair of a Condylar Prosthesis // Russian Metallurgy (Metally). Vol. 2022, No. 10. pp. 1240–1246.

3. Скворцова С.В., Орлов А.А., Спектор В.С., Нейман А.В., Сарычев С.М. Влияние модифицирования поверхности на износостойкость головок эндопротезов тазобедренного сустава из титанового сплава Ti-6Al-4V до и после эксплуатации в организме человека // Титан. 2022, №3-4(76). – С. 58-63.

4. Skvortsova S.V., Orlov A.A., Neiman A.V., Sopelnik D.O. Research of Wear Resistance of Medical Materials during Friction with High-Molecular Polyethylene // Key Engineering Materials. 2022, Vol. 910. P. 835-839.

5. Нейман А.В. Быценко О.А., Нейман А.П., Агаркова Е.О. Влияние индукционной закалки на фазовый состав, структуру и твердость титанового сплава ВТ6 // Титан. 2023, №2(78), – С. 31-36.

6. Мамонов А.М., Преображенский Е.В., Нейман А.В., Поляков О.А., Агаркова Е.О. Прогнозирование работоспособности и надежности эндопротеза коленного сустава методом математического компьютерного моделирования // Деформация и разрушение материалов. 2023, №8 – С.24-30.

Mamonov A.M., Preobrazhenskii E.V., Neiman A.V., Polyakov O.A., Agarkova E.O. Computer simulation prediction of the operational capability and reliability of a condylar prosthesis // Russian Metallurgy (Metally). Vol. 2023, No. 10. pp. 1522–1527.

7. Нейман А.В., Быценко О.А., Тевс М.Д., Нейман А.П. Создание градиентных структур в образцах из сплава ВТ6 методом индукционной закалки // Титан. 2024, №1(81). – С. 4-8.