

МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ
федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования
«Тольяттинский государственный университет»

Институт машиностроения

(наименование института полностью)

Кафедра «Нанотехнологии, материаловедение и механика»

(наименование)

22.04.01 Материаловедение и технологии материалов

(код и наименование направления подготовки, специальности)

Инжиниринг перспективных материалов и диагностика поведения

материалов в изделиях

(направленность (профиль)/ специализация)

ВЫПУСКНАЯ КВАЛИФИКАЦИОННАЯ РАБОТА (МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ)

на тему: «Компьютерное моделирование напряженно-деформированного состояния и механические испытания медицинских винтов из наноструктурированного титана на кручение»

Обучающийся

Л.Д.Ястребова

(Инициалы Фамилия)

(личная подпись)

Научный руководитель

к.т.н., доцент, М.Н. Тюрков

(ученая степень (при наличии), ученое звание (при наличии), Инициалы Фамилия)

Тольятти 2024

Содержание

Введение.....	3
1 Аналитический обзор. Материалы, используемые для изготовления медицинских имплантов.....	5
1.1 Операции по отсеосинтезу	5
1.2 Материалы, используемые для изготовления медицинских имплантов	8
1.3 Изделия для имплантации	18
1.4 Требования к медицинскому изделию для костного остеосинтеза	22
2 РКУП как способ формирования наноструктуры титана	24
2.1 Принципы и механизмы равноканального углового прессования (РКУП)	24
2.2 Формирование структуры	29
2.3 Определение механических свойств.....	30
2.4 Исследование структуры методами оптической микроскопии	34
3 Методы моделирования напряженно-деформированного состояния материала	46
3.1 Создание имитационной модели медицинского изделия из наноструктурированного титана и ее динамический анализ	46
3.2 Методы визуализации.....	48
3.3 Верификация и валидация моделей на основе экспериментальных данных	50
3.4 Теоретические аспекты моделирования медицинских винтов из наноструктурированного титана	50
4 Моделирование и испытание винтов на кручение	54
4.1 Моделирование и расчет в ANSYS напряженно-деформированного состояния в шурупе(винте) из КЗ и УМЗ титана при кручении	54
4.2 Испытания образцов на кручение из КЗ и УМЗ титана Grade 4	57
4.3 Миниатюризация шурупов	63
Заключение	66
Список используемой литературы и используемых источников.....	67

Введение

В современной медицине для фиксации костных фрагментов широко используются титановые винты, так как титан обладает высокой прочностью, биосовместимостью и устойчивостью к коррозии, что делает его идеальным материалом для имплантов. Однако при длительном контакте с костной тканью титановые винты могут подвергаться процессам остеоинтеграции, что приводит к их срастанию с костью.

Хотя для большинства случаев это является желательным эффектом, так как обеспечивает надежную фиксацию костных фрагментов и улучшает стабильность имплантата, в некоторых ситуациях это может создавать проблемы. Например, если необходимо удалить или заменить винт в будущем, срастание с костью может усложнить эту процедуру.

Для решения этой проблемы и предотвращения чрезмерной остеоинтеграции могут применяться различные методы. Например, можно использовать специальные покрытия на поверхности винтов, которые могут замедлить процесс остеоинтеграции.

Но одним из перспективных направлений развития имплантатов является использование наноструктурированного титана. Наноструктурированный титан представляет собой титан с наномасштабными структурами на поверхности или внутри материала, которые могут быть созданы различными методами, такими как нанотехнологии или специальные технологии обработки поверхности.

Преимущества наноструктурированного титана для использования в медицинских имплантатах включают улучшенные биомеханические и биохимические свойства по сравнению с обычным титаном. Это означает, что материал обладает не только высокой прочностью, биосовместимостью и устойчивостью к коррозии, но и способностью стимулировать

остеоинтеграцию, процесс, при котором кость растет вокруг имплантата, обеспечивая крепкое и надежное его закрепление.

Увеличение прочности и усталостной долговечности наноструктурированного титана делает его более надежным для использования в условиях постоянной нагрузки, что особенно важно для имплантатов, используемых в медицинской практике. Улучшенная смачиваемость поверхности также способствует более эффективному взаимодействию с тканями и биологическими жидкостями, что может способствовать более быстрому заживлению и улучшению результата после установки имплантата.

Объектом исследования данной работы являются медицинские изделия из наноструктурированного титана

Предметом исследования выступит компьютерное моделирование напряженно-деформированного состояния и механические испытания медицинских изделий из наноструктурированного титана на кручение.

Цель работы – исследовать возможность применения метода РКУП для повышения эксплуатационных свойств медицинских винтов.

Исходя из поставленной цели автором для исполнения в работе разработан ряд задач:

- провести аналитический обзор технологии получения и свойств наноструктурированного титана;
- изучить механические свойства и биосовместимость наноструктурированного титана и титановых сплавов для изготовления медицинских изделий;
- разработать модель медицинского винта с КЗ и УМЗ структурой и провести моделирование условий закручивания-откручивания;
- провести испытания медицинских винтов с КЗ и УМЗ структурой на кручение и сопоставить с результатами моделирования.

1 Аналитический обзор. Материалы, используемые для изготовления медицинских имплантов

1.1 Операции по остеосинтезу

Остеосинтез - это хирургический метод восстановления костей, при котором костные отломки позиционируются и фиксируются для предотвращения их подвижности. Цель процедуры - обеспечить стабильное положение отломков и сохранить функциональность сегмента, обеспечивая стабилизацию зоны перелома до полного сращения.

В медицине для фиксации переломов костей используются различные устройства, такие как штифты, гвозди, винты, спицы и другие. Эти фиксаторы изготавливаются из материалов, обладающих биологической, химической и физической инертностью.

Биологическая инертность означает, что материалы не вызывают реакции со стороны организма и не взаимодействуют с тканями и клетками. Химическая инертность подразумевает устойчивость к воздействию химических веществ, которые могут присутствовать в организме. Физическая инертность характеризуется тем, что материалы не изменяют своих свойств под воздействием внешних факторов, таких как температура, влажность и механические воздействия.

В зависимости от расположения фиксатора можно выделить следующие типы остеосинтеза:

- чрескостный остеосинтез;
- надкостный остеосинтез;
- внутрикостный остеосинтез;
- комбинированный погружной остеосинтез.

В зависимости от конкретных условий перелома и целей лечения специалисты также выделяют погружной и чрескожный тип остеосинтеза костных тканей.

Погружной (внутренний) остеосинтез - это способ восстановления переломов путем использования различных имплантатов, которые фиксируются внутри организма. Эти имплантаты могут быть в виде штифтов, пластин, винтов, спиц или проволоки. В данном методе фиксирующие элементы помещают непосредственно в область перелома.

Чрескожный остеосинтез – это метод, в котором на поврежденную кость устанавливают дистракционно-компрессионные аппарат, обеспечивающий неподвижность поврежденной области. Отломки фиксируются через кожу, а сам аппарат остается снаружи.

Нельзя не отметить, что в современной медицинской практике наблюдается постоянное развитие новых методов лечения и восстановления костей в случае переломов. Один из современных технологических подходов, отличающихся от традиционных методов остеосинтеза, это ультразвуковой остеосинтез.

Ультразвуковой остеосинтез представляет собой метод лечения костных травм и переломов с использованием ультразвуковой терапии для стимуляции заживления костной ткани и ускорения процесса остеосинтеза. Этот инновационный подход к лечению переломов позволяет сократить время заживления и улучшить качество пациентской реабилитации.

Попов В. с соавторами утверждают: «применение ультразвука в остеосинтезе позволяет более точно локализовать зону перелома, улучшить кровоснабжение и стимулировать рост новой костной ткани. Кроме того, этот метод имеет меньшую инвазивность, что способствует более быстрому восстановлению пациента после операции. Использование ультразвукового остеосинтеза представляет собой перспективное направление в современной ортопедии и травматологии. Дальнейшие исследования и клинические испытания могут расширить область применения этого метода и улучшить результаты лечения пациентов с костными повреждениями.»[20]

«Остеосинтез с использованием пластин – это вариант внутреннего накостного остеосинтеза, при котором фиксирующие элементы, являющиеся

либо шунтирующими, либо компрессионными, крепятся на поверхности кости пациента под кожей. Для закрепления применяют винты, которые ввинчиваются в специальные отверстия под углом в пластине, которая моделируется в процессе операции под индивидуальные особенности кости, обеспечивая тем самым ее компрессию.»[5]

Пластины для остеосинтеза подразделяются на:

- стандартные пластины: прямые или изогнутые, используются для фиксации отломков костей и предотвращения их смещения;
- LCP (Locked Compression Plates): специальные пластины с отверстиями для штифтов, обеспечивают стабильную фиксацию и компрессию отломков для ускорения заживления;
- динамические компрессионные пластины: предназначены для создания давления на отломки и стимуляции заживления;
- угольные пластины: обладают высокой стойкостью к нагрузкам.

«Разнообразные виды пластин предоставляют хирургам возможность выбора оптимального типа для каждого конкретного случая перелома. Современные материалы и технологии производства позволяют создавать пластины различной формы, размера и прочности, что способствует успешному лечению и быстрому восстановлению пациентов.»[5]

«По материалу изготовления пластины могут быть стальными или титановыми. Зачастую, хирурги отдают предпочтение титановым пластинам, так как они не оказывают вредного воздействия на организм человека. Еще одной важной особенностью является то, что он не подвергается коррозии в организме человека и легко усваивается человеческим организмом, поскольку наиболее устойчив к опасным реакциям.»[11]

Для крепления этих самых пластин применяются винты. Винты в остеосинтезе являются важным элементом для фиксации костных отломков и обеспечения стабильности в процессе заживления переломов. Их основная функция заключается в создании надежной фиксации между фрагментами кости и фиксирующими элементами, такими как пластины или спицы. Они

могут применяться как самостоятельный метод фиксации, так и в комбинации с другими фиксаторами в зависимости от характера перелома и индивидуальных особенностей пациента. Винты используются различных форм, размеров и материалов в зависимости от типа перелома и условий операции. Они обеспечивают надежное сращивание костных отломков и способствуют быстрому и эффективному заживлению.

В зависимости от шага и диаметра, резьба ортопедических винтов для остеосинтеза подразделяется на:

- спонгиозная резьба, характеризующаяся большей глубиной, применяется для фиксации костей с более рыхлой структурой;
- кортикальная резьба, с более частым шагом и меньшей глубиной.

Резьба блокирующего LHS-винта(динамический фиксирующий винт), характеризуется увеличенным диаметром внутренней части, меньшей глубиной и увеличенной частотой шага. Эти винты используются в составе более сложных конструкций с пластинами или интрамедуллярными штифтами, но не самостоятельно.

1.2 Материалы, используемые для изготовления медицинских имплантов

В медицине для создания имплантов используются множество материалов, среди которых нержавеющая сталь, магний и титан. Каждый из этих материалов обладает своими преимуществами и недостатками, которые учитываются при выборе оптимального варианта для конкретного случая.

Основные требования к материалам для создания имплантов:

- Прочность и высокая устойчивость к внешним агрессивным средам. Благодаря прочности и устойчивости к внешним воздействиям, импланты способны выдерживать нагрузки и сохранять свою функциональность в течение длительного времени, минимизируя риск повреждения.

- Эластичность и возможность различных методов обработки в процессе изготовления, так как они менее склонны к аллергическим реакциям и обеспечивают высокую степень приживаемости.
- Абсолютная биосовместимость, потому что это гарантирует способность материалов взаимодействовать с тканями человека без негативных последствий. Это означает, что материал имплантата не должен вызывать повреждения, токсичности или другого вреда для организма.

Разработка имплантов продолжает развиваться, привлекая крупные инвестиции со стороны мировой индустрии. В области имплантологии применяются передовые материалы и инновационные методики, включая плазменное напыление и микрообработку. Можно выделить три категории материалов, применяемых для изготовления имплантов:

- биотолерантные — не участвуют в биохимических реакциях;
- биоинертные — обеспечивают физико-химическую связь с костной тканью, но не включаются в её метаболизм;
- биоактивные — включаются в метаболизм костной ткани и со временем замещаются ею.

Выбор материалов для исследования зависит от медицинских показаний, индивидуальных особенностей и финансовых возможностей пациента. В рамках работы были рассмотрены недостатки и преимущества нескольких вариантов материалов таких как: нержавеющая сталь, магниевые сплавы, кобальтовые сплавы, полимерные материалы и титановые сплавы.

Нержавеющая сталь широко используется в качестве материала для изготовления медицинских пластин, применяемых в костном остеосинтезе. Эти пластины используются для фиксации и стабилизации костей после травм или операций, а также обладают высокой коррозионной стойкостью и устойчивостью к различным воздействиям, таким как влага, кислоты и другие агрессивные факторы, которые могут присутствовать в организме.

Кроме того, нержавеющая сталь обладает хорошей совместимостью с биологическими тканями человека, что делает ее безопасным выбором для имплантатов, исключая риск аллергических реакций или других негативных эффектов

Однако у данного материала есть и несколько минусов в применении.

Во-первых, потенциальная аллергическая реакция. Некоторые пациенты могут проявлять аллергическую реакцию на нержавеющую сталь, что может вызвать отторжение имплантата.

Во-вторых, относительная тяжесть. В сравнении с некоторыми другими материалами, нержавеющая сталь может показаться более тяжелой, что может усложнить носимость имплантата для пациента.

В-третьих, неидеальная формовочность. Процесс формовки нержавеющей стали может быть сложным, что может усложнять создание индивидуальных имплантатов. Также из-за коррозии, возможна потеря материала в области соединения пластины и крепежного винта, что является причинами около 90% отказов хирургических имплантатов из нержавеющей стали

Магниево-титановые сплавы считаются наилучшими для биорезорбируемых изделий, используемых для восстановления костей при переломах. Вопреки всем требованиям стандарта ГОСТ Р ИСО 14630-11 «Имплантаты хирургические неактивные. Общие требования», эти сплавы еще не изучены полностью, и ведутся исследования по скорости деградации в организме и влиянию легирующих элементов на их свойства. Для контроля высокой скорости коррозии и деградации магниевых сплавов были разработаны методы обработки, чтобы замедлить процесс до скорости заживления костей.

Как отмечал Божко С.: «Важные характеристики имплантатов включают долгосрочную биосовместимость, отличные механические свойства и приемлемую скорость биодеградации, что зависит от выбора материала, легирующего элемента, системы легирования и микроструктуры.

Настройки разработки также зависят от области применения биорезорбируемых материалов.

Имплантаты из магниевых сплавов для остеосинтеза должны обладать высокой прочностью и низким модулем упругости, чтобы обеспечить механическую стабильность и предотвратить "экранирование напряжений" в процессе заживления костей. Важно также соблюдать установленные параметры для биоматериалов, прикрепляемых к кости, чтобы обеспечить их эффективность и безопасность.» [1]

Как описывает в своем исследовании Утяшев Ф., что «магниевые сплавы на основе системы Mg-Al являются перспективными конструкционными материалами из-за их низкой плотности, высокой удельной прочности и способности к демпфированию. Добавление алюминия улучшает прочность, пластичность и литейные свойства сплавов при комнатной температуре.

Для оптимизации микроструктуры сплавов системы Mg-Al предложены различные варианты легирования, включая системы Mg-Al-Zn, Mg-Al-Mn и Mg-Al-Si.

Важно обеспечить равномерное распределение фазы γ -Mg₁₇Al₁₂, чтобы повысить коррозионную стойкость сплавов, однако это может привести к снижению пластичности.

Для улучшения коррозионных свойств сплавов системы Mg-Al-Mn используется фаза Al₈Mn₅. В целом, изучены различные способы оптимизации микроструктуры и свойств магниевых сплавов для повышения их качества.» [26]

И также, нельзя не отметить научную работу Шафоростова А., изучения в которой уровня коррозии в магниевых сплавах привели к тому, что «литий, как потенциальный легирующий элемент, может улучшить свойства магниевых сплавов, сохраняя или увеличивая плотность костной ткани, однако его добавка может также увеличить скорость коррозии.» [29]

Кобальтовые сплавы — это сплавы обладающие различными свойствами в зависимости от состава и содержания легирующих элементов, таких как хром, никель, железо, вольфрам, молибден и других. Кобальтовые сплавы используются в различных областях, например, для изготовления режущих инструментов, лопаток турбореактивных двигателей, сердечников электромагнитов, зубных протезов и других изделий.

Это металлический материал, широко используемый в медицине, который отличается от нержавеющей стали более высокой коррозионной стойкостью и пригодностью для создания долговременных имплантатов в условиях человеческого организма.

Первоначально в медицине широко использовали сплав кобальт-хром-молибден (Co-Cr-Mo), но впоследствии также разработаны сплавы с добавлением никеля, хрома, алюминия, вольфрама и железа с хорошими усталостными характеристиками.

Кобальтовый сплав применяется для создания искусственных суставов, костных пластин, гвоздей и игл, и обладает лучшей стабильностью и коррозионной стойкостью в организме человека. Однако он имеет недостатки, такие как высокая стоимость и возможность вызова аллергических реакций и некроза клеток и тканей из-за износа и коррозии. Новейшие технологии модификации поверхности помогают улучшить свойства кобальтового сплава и повысить его эффективность в клиническом применении.

Кобальтовые сплавы применяются в основном для изготовления деталей, работающих при высоких температурах. Литейные сплавы на основе кобальта имеют хорошие литейные свойства благодаря карбидным фазам, содержащим от 0.2 до 1 % углерода. Кобальтовые сплавы все чаще применяются в медицинских изделиях, а также как элемент в составе магнитных материалов.

Полимерные материалы широко используются в медицине и ортопедии из-за своей прочности, биосовместимости и возможности формирования в

нужную форму. Они могут быть использованы как временные материалы для стабилизации костей во время заживления, так и постоянные имплантаты.

Полимерные материалы для остеосинтеза могут быть разделены на два типа: ворсинки и полимерные пластины.

Ворсинки высокой плотности имеют маленький размер и способствуют раннему образованию новой кости. Полимерные пластины, с другой стороны, используются для стабилизации и защиты поврежденной кости

Преимущества применения полимерных материалов для остеосинтеза включают в себя снижение риска инфекций, более быстрое заживление и восстановление костей, а также возможность формирования имплантатов по индивидуальным параметрам пациента.

Однако, несмотря на все преимущества, существуют и некоторые недостатки применения полимерных материалов для остеосинтеза. Например, они могут быть менее прочными, чем металлические имплантаты, и не подходят для использования в случаях сильных нагрузок на кости.

Кривенко С.Н. провел исследования по применению фиксаторов для остеосинтеза, изготовленных из полимерного материала. В своей работе он писал: «В ходе данных исследований было выявлено, что одним из основных направлений современной челюстно-лицевой хирургии является разработка эффективных методов лечения переломов костей лицевого черепа. Это связано с ростом числа травм в области лица и головы, которые составляют от 6 до 16.4% всех травмированных случаев. Ежегодно количество переломов костей лица увеличивается на 10-15%. Переломы скулового комплекса занимают второе место после переломов нижней челюсти и составляют от 4.1% до 24.7% от всех повреждений костей лица. К сожалению, доступные на рынке биорезорбируемые фиксаторы для остеосинтеза не всегда отвечают необходимым требованиям, что мотивирует учёных разрабатывать новые материалы. Эти материалы должны обеспечивать не только фиксацию, но и способствовать регенерации костной

ткани. Импортные биорезорбируемые пластины и винты имеют высокую стоимость, что затрудняет их использование в здравоохранении.» [16]

Имплантаты из титанового сплава обладают отличными хирургическими свойствами. Из-за своей легкости и прочности они легко устанавливаются и обеспечивают точное позиционирование костных фрагментов, что помогает хирургам добиться оптимальных результатов при лечении переломов.

В современной медицине для изготовления имплантатов широкое применение нашли сплавы титана, такие как Ti-6Al-4V, который изначально был создан для использования в аэрокосмической промышленности, и марки Grade 1 - 5.

Сплав Grade 4 — это титановый сплав четвертого класса, изготовленный из нелегированного титана, который обладает высокой прочностью и умеренной пластичностью, легко сваривается и устойчив к коррозии в окислительной и слабовосстановительной среде. Он применяется в аэрокосмической отрасли и других областях.

Основные характеристики сплава Grade 4:

- предел прочности — 80 ksi (550 МПа);
- предел текучести — 70 ksi (483 МПа);
- относительное удлинение — минимум 15 %.

Из-за своих механических свойств сплав титана Grade 4 подходит для применения в медицинских имплантатах, таких как пластины, винты и другие ортопедические устройства. Его высокая прочность и пластичность делают его идеальным материалом для использования в хирургических имплантационных системах, где требуется сочетание прочности и возможности подвергаться пластической деформации без разрушения.

Grade 4 титановый сплав относится к сплавам с α -фазой и обладает достаточными механическими характеристиками, сравнимыми с человеческой костью, что обеспечивает надежную фиксацию в месте

перелома. Тем не менее, титановый сплав Grade 5 или Ti-6Al-4V имеет значительно лучшие характеристики по сравнению с Grade 4 и также подходит для создания медицинских имплантатов.

Для преодоления этой проблемы были созданы два новых безванадиевых сплава $\alpha + \beta$ -типа в 1980-х годах, использующие ниобий и железо вместо ванадия. Хотя эти сплавы показывают сходные с Ti-6Al-4V механические и металлургические свойства, присутствие алюминия может вызвать неврологические расстройства и болезнь Альцгеймера.

Важными характеристиками титановых сплавов являются:

- Коррозионная стойкость: титан не подвержен коррозии в большинстве сред, что делает его идеальным материалом для использования в химической, целлюлозно-бумажной и нефтяной промышленности.
- Лёгкость: титан имеет низкую плотность, что делает его лёгким материалом, подходящим для использования в авиации и космонавтике.
- Высокая удельная прочность: титан обладает высокой прочностью на единицу массы, что делает его конкурентоспособным материалом по сравнению с другими металлами.
- Парамагнитность: титан не намагничивается в магнитном поле, что делает его удобным материалом для использования в электронике и медицине.
- Низкая теплопроводность: титан имеет низкую теплопроводность, что может быть полезным в некоторых приложениях, например, в теплообменниках.

Наноструктура титана, созданная с использованием равноканального углового прессования (РКУП) и тёплой прокатки, оказывает влияние на некоторые механические свойства материала, такие как:

- Коррозионная стойкость: наноструктура титана значительно повышает его коррозионную стойкость благодаря образованию специфической пассивационной плёнки на поверхности материала.
- Предел выносливости: предел выносливости титана Grade 2, обработанного по технологии РКУП, увеличивается из-за эффекта залечивания усталостных трещин оксидной плёнкой, образующейся при контакте материала с окружающей средой.
- Биосовместимость: наноструктура титана значительно повышает его биосовместимость, поскольку площадь оккупации фибробластовыми клетками увеличивается, что способствует лучшему взаимодействию материала с живыми тканями.
- Механические свойства: формирование наноструктуры титана с помощью РКУП приводит к значительному увеличению предела выносливости по сравнению с исходным крупнозернистым состоянием. Это связано с особенностями структуры, такими как высокая доля равноосных зёрен с большеугловыми границами после РКУП.
- Температурные характеристики: наноструктурированный титан также демонстрирует признаки сверхпластического поведения при пониженных температурах и высоких скоростях деформации, что делает его привлекательным для изготовления изделий сложной формы.

Анизотропия свойств наноструктурного титана связана с его кристаллическим строением и проявляется в разных направлениях. Это необходимо учитывать при разработке и использовании материалов на основе титанового сплава. Механические свойства сплава могут существенно различаться в зависимости от направления приложения нагрузки. Например, предел прочности при растяжении составляет 1160 МПа, а предел текучести

— 1100 МПа, что сопоставимо со свойствами высокопрочных титановых сплавов.

Однако пластичность титана в наноструктурном состоянии остаётся низкой, и для её повышения необходимы дорекристаллизационные отжиги. Отжиг при температуре 250 °С не меняет наноструктурное состояние титана и его прочностные характеристики, но увеличивает пластичность до 6 % при растяжении.

Таким образом, анизотропия свойств наноструктурного титана обусловлена его кристаллическим строением и требует учёта при разработке и применении материалов на основе титана.

Формирование наноструктуры титана методом РКУП обеспечивает его повышенную биосовместимость благодаря улучшению механических и усталостных свойств.

Из-за обычно более низкого предела текучести по сравнению с алюминиевыми сплавами, титановый сплав привлекает внимание многих исследователей, которые стремятся улучшить его свойства и применить в различных областях. Оказалось, что титановый сплав полностью растворяется в организме человека, что открывает возможности для его использования в биоразлагаемых имплантатах благодаря высокой прочности по сравнению с обычными полимерами.

Общая прочность титанового сплава зависит от его химического состава, микроструктуры и способа изготовления, а после термообработки и механической обработки размер зерна значительно уменьшается, а механические свойства улучшаются.

Титановые сплавы применяются в остеосинтезе для изготовления пластин, винтов, дистанционных полок и других имплантатов, которые фиксируют кости в нужном положении для обеспечения правильного заживления перелома. Благодаря своей прочности и устойчивости к коррозии, имплантаты из титанового сплава обеспечивают долговременную

стабильность фиксации и позволяют пациентам быстрее восстановить функцию поврежденной кости.

1.3 Изделия для имплантации

В изделия для имплантации входят несколько изделий таких как пластины и винты

«Костные пластины — это плоские металлические конструкции, которые используются для фиксации костных фрагментов и обеспечения стабильности в процессе заживления. Эти пластины должны быть достаточно прочны, чтобы выдерживать нагрузки, возникающие во время обычной повседневной деятельности.»[40]

Костные пластины бывают различных форм и размеров в зависимости от места и типа восстанавливаемой кости. Некоторые примеры костных пластин:

1. Прямые пластины (рисунок 1): Эти пластины используются для стабилизации переломов длинных костей, таких как бедренная или большеберцовая.



Рисунок 1 – прямая пластина для имплантации

2. Т-образные пластины (рисунок 2): Эти пластины имеют форму буквы "Т" и используются для фиксации переломов костей, которые разветвляются в разных направлениях, например, плечевой кости.



Рисунок 2 -Т-образная пластина для и мплантации

3. L-образные пластины (рисунок 3): Эти пластины имеют форму буквы "L" и используются для фиксации переломов костей, расположенных под углом друг к другу, например, костей голени.



Рисунок 3 – L-образные пластины для имплантации

4. Фиксирующие пластины (рисунок 4): Эти пластины имеют специальные отверстия для винтов, позволяющие использовать фиксирующие винты, которые фиксируют пластину к кости и обеспечивают дополнительную стабильность.



Рисунок 4 -Фиксирующая пластина

«Во время операции костная пластина устанавливается на сломанную кость и фиксируется на месте с помощью винтов, которые вставляются через отверстия в пластине и в кость. Количество и размер используемых винтов зависит от размера и расположения пластины, а также от тяжести перелома.» [40]

Винты (рисунок 5) предназначены для введения в кость и обеспечения стабильной точки опоры для имплантата. Резьба на стержне винта предназначена для захвата кости и обеспечения надежной фиксации.



Рисунок 5 – Базовая конструкция винта

«Винты для имплантатов бывают разных размеров и форм, каждая из которых предназначена для конкретного применения. Некоторые винты имеют самонарезающую конструкцию, что означает, что они могут быть вставлены непосредственно в кость без необходимости предварительного сверления отверстия. Другие винты требуют предварительного просверливания отверстия в кости перед их установкой.» [40]

Головка винта предназначена для вращения с помощью отвёртки. Головка винта может иметь шестигранный, крестообразный или другой тип привода, в зависимости от конкретной конструкции винта.

«Винты-имплантаты используются в различных ортопедических операциях, включая сращение позвоночника, фиксацию переломов и замену суставов. Конкретный тип используемого винта зависит от места и характера травмы или состояния, которое лечится.» [36]

В общем винты-имплантаты, используемые в ортопедической хирургии, представляют собой специальные медицинские устройства, которые применяются для фиксации костей в нужном положении. Они изготовлены из биосовместимых материалов, таких как титан, нержавеющая сталь или биосовместимые пластмассы, чтобы минимизировать риск отторжения и других осложнений.

Различные размеры и формы винтов позволяют хирургам выбирать оптимальные варианты в зависимости от конкретной ситуации. Например, небольшие винты могут использоваться для фиксации костей при переломах, тогда как более крупные и прочные винты могут быть применены в процедурах реконструкции суставов или костных дефектов.

Головка винта обычно имеет специальную форму, которая позволяет хирургам использовать специализированный инструмент для точного ввода и поворота винта в кость. Это обеспечивает необходимую стабильность и точность при установке имплантата.

1.4 Требования к медицинскому изделию для костного остеосинтеза

К медицинским изделиям для костного остеосинтеза предъявляются высокие требования, чтобы обеспечить эффективное и безопасное восстановление костных тканей. На основе ГОСТ Р ИСО 14630–11 «Имплантаты хирургические неактивные. Общие требования» можно определить следующие основные требования, включающие в себя:

- прочность и стабильность: винты должны обладать достаточной прочностью для обеспечения надежной фиксации и предотвращения смещений пластины во время процесса заживления;
- биологическая совместимость: материал, из которого изготовлен винт, должен быть биосовместимым, чтобы предотвратить аллергические реакции и отторжение организмом;
- долговечность: винты должны сохранять свои качества и надежность на протяжении всего периода заживления и восстановления костных тканей;

Материалы для производства имплантатов играют одну из важных ролей при изготовлении пластин для остеосинтеза. Их выбирают, учитывая свойства и влияние технологических процессов, методов обращения, типа стерилизации и условий хранения. Также учитываются различные обработки поверхности имплантата с целью изменения его свойств. Необходимо также учитывать возможные взаимодействия имплантата с тканями, жидкостями, другими материалами и источниками радиации. Если в имплантате используется лекарственное средство, необходимо убедиться, что оно соответствует требованиям фармацевтической продукции и не влияет на характеристики других применяемых лекарств.

Материалы, включая биологические, должны быть совместимы с биологическими тканями, клетками и жидкостями организма, а также с продуктами износа и деградации. Это должно быть подтверждено либо

документальной оценкой в соответствии с определенными стандартами, либо выбором уже использованных материалов.

Имплантаты с материалами животного происхождения должны также соответствовать определенным требованиям и оцениваться соответствующим образом.

Выводы:

Таким образом титан и его сплавы считаются одними из лучших и часто используемых материалов для медицинского применения, из-за его низкой плотности, высокой устойчивости к окислению, не токсичности и немагнитности.

Однако в некоторых случаях механические свойства титановых сплавов могут ограничивать их использование в качестве биоматериала. Поэтому в наше время все больший интерес вызывают перспективные методы и способы повышения прочностных характеристик титановых сплавов, применяемых в остеосинтезе.

2 РКУП как способ формирования наноструктуры титана

2.1 Принципы и механизмы равноканального углового прессования (РКУП)

Метод равноканального углового прессования (РКУП) является довольно распространенным способом интенсивной пластической деформации материала. Он состоит в прокатывании материала через наклонные каналы с одинаковым поперечным сечением. Повторение этой процедуры может происходить неоднократно.

Метод увеличивает плотность наноструктурированных материалов из пластически деформируемых заготовок, обеспечивая однородность зерна. Деформация образца происходит при пересечении каналов, что приводит к уменьшению размера зерна и формированию границ разных углов.

Этот метод применим не только к пластичным, но и к труднодеформируемым материалам, и угол пересечения каналов играет важную роль. РКУП также позволяет управлять кристаллографической текстурой материалов, что может значительно улучшить их механические свойства и сделать их способными к сверхпластическому деформированию.

Как писал в своей работе Виноградов А.Ю. «Методы интенсивной пластической деформации способны создавать наноструктуры в различных материалах, причём размер зерен и формирование структуры зависят от выбранного метода, термической обработки, состава и микроструктуры материала.» [3]

Основные принципы и механизмы РКУП заключаются в следующем:

- Равноканальное угловое прессование: заготовка последовательно продавливается через пересекающиеся каналы под определённым углом (обычно 90 или 120 градусов). В результате материал

испытывает многократную деформацию сдвига, что приводит к формированию УМЗ(ультра мелкозернистый) структуры.

- Формирование УМЗ структуры: при РКУП происходит измельчение зёрен материала до размеров менее 1 мкм. Это достигается благодаря множественным пересечениям каналов и сложной траектории движения заготовки в них.
- Сохранение текстуры: при РКУП сохраняется исходная текстура материала, что позволяет использовать этот метод для улучшения механических свойств и коррозионной стойкости.
- Отсутствие фазовых превращений: РКУП проводится при относительно низких температурах (обычно ниже температуры рекристаллизации), что предотвращает образование новых фаз и сохраняет исходную структуру материала.
- Возможность обработки различных металлов и сплавов: РКУП применимо для широкого спектра металлических материалов, включая стали, алюминиевые сплавы, титан и его сплавы.

Как писал в своей работе Виноградов А. Ю.: «существуют факторы, влияющие на измельчение зерна в РКУП. Наиболее важным экспериментальным параметром является угол наклона канала j , который влияет на измельчение зерна путем определения общей деформации на каждом проходе.

В большинстве исследований использовались углы от 90° до 120° , и мало было попыток сравнить результаты при использовании матриц с различными углами канала. Хотя процесс РКУП с матрицами угла 90° эффективен, экспериментально подтверждено, что при использовании матриц с углами больше 90° для очень твердых или малопластичных материалов можно легче формовать заготовки, Угол кривизны u обозначает внешнюю дугу, где две части канала пересекаются внутри матрицы. Наиболее перспективным подходом является создание матрицы с углом

канала 90° , внешним углом кривизны 20° и отсутствием дуги во внутренней точке пересечения двух частей канала.» [3]

Существуют три основных маршрута, которые определены и используются для получения различных текстур и микроструктур:

- маршрут А – это когда ориентация образца остается неизменной после каждого прохода;
- маршрут В – это когда образец поворачивается на 90° вокруг своей продольной оси после каждого прохода;
- маршрут С – это когда образец поворачивается на 180° вокруг своей оси после каждого прохода.

Схемы описанных маршрутов представлены на рисунке 6:

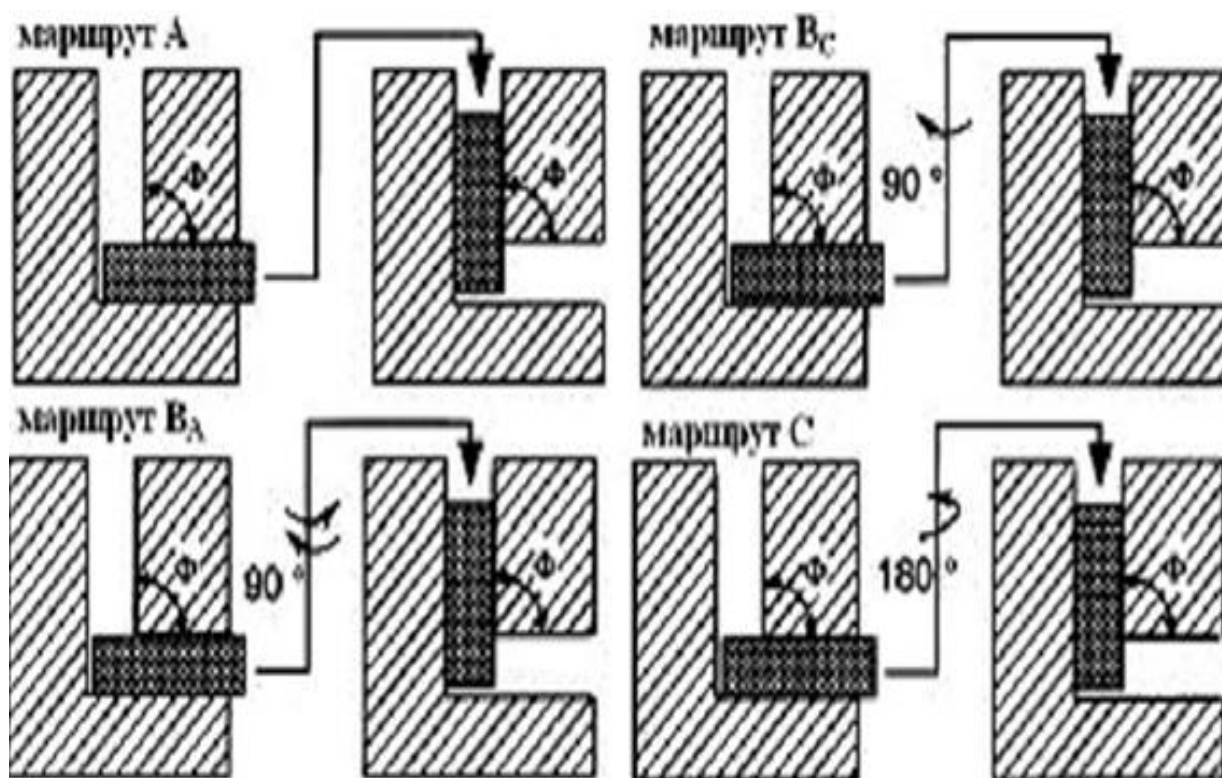


Рисунок 6 – Маршруты прессования для РКУП

Все методики РКУП позволяют создавать мелкодисперсные и наноструктуры. В методе РКУП с противодавлением эти структуры формируются путем проталкивания образца пуансоном через канал,

расположенный под определенным углом относительно деформированной структуры, что было изображено на рисунке 7.

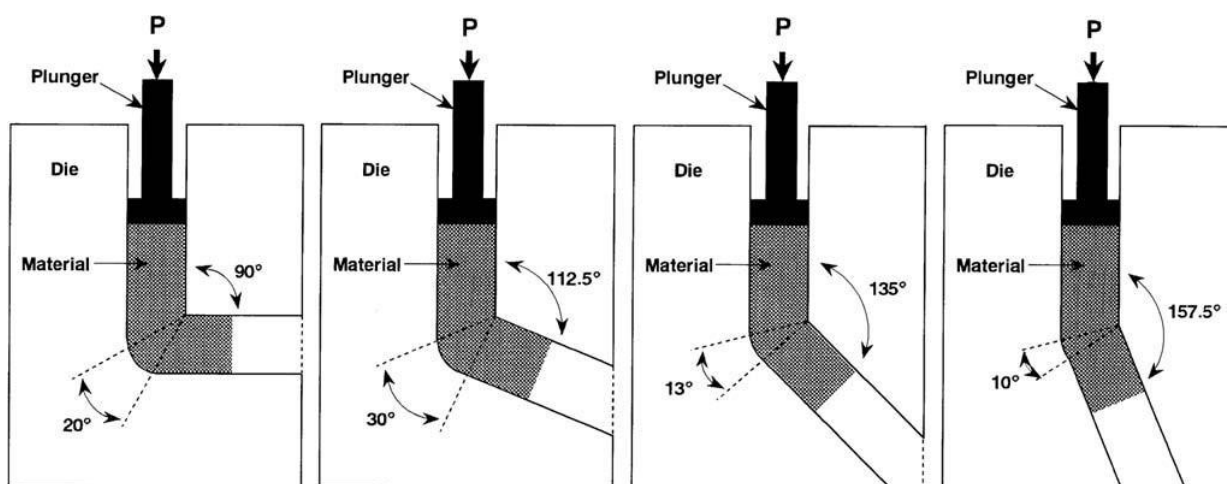


Рисунок 7 – Схемы РКУП процессов с разными углами оснастки

Для проведения процесса РКУП, необходимо Высокая плотность прессовок для снижения пористости и предотвращения нежелательного укрупнения зёрен, а температура спекания должна быть относительно низкой ($T < 0,5 T_{пл}$), чтобы избежать интенсивной рекристаллизации материала. В конце процесса, при прохождении образца по всей длине канала, получается деформированный экземпляр с измельченной структурой, как показано на рисунке 8.

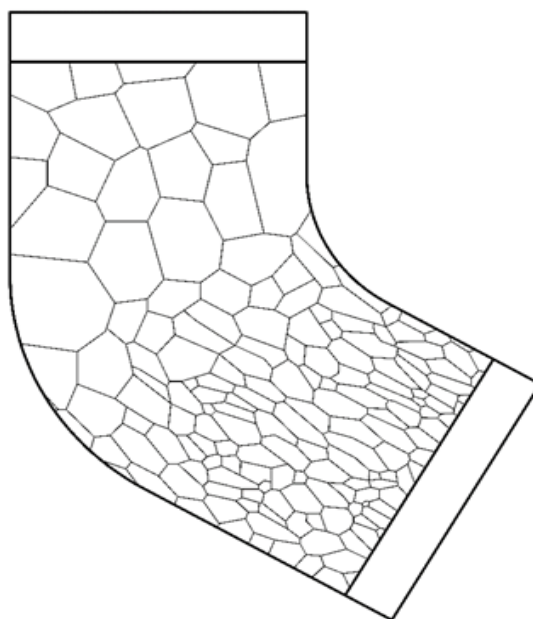


Рисунок 8 – Схема измельчения структуры при РКУП

Важно отметить, что для полной наноструктуры может потребоваться несколько проходов, что также может изменить свойства образца.

Исследования с применением РКУП показали, что в некоторых случаях возникают области с повышенным свободным объемом, такие как нанопоры. Определенный уровень нанопористости способен не только компенсировать упрочнение, связанное с ультрамелкозернистой структурой, но и снижать долговечность металлических материалов при длительных испытаниях. Тем не менее, механические свойства на уровне микропластической деформации менее подвержены негативному воздействию нанопор.

Таким образом, на основе изученного материала, можно сделать вывод, что метод равноканального углового прессования (РКУП) обладает рядом значительных преимуществ, которые делают его одним из наиболее эффективных способов обработки материалов.

Во-первых, данный метод позволяет равномерно распределять давление по всей поверхности материала, что способствует сохранению его формы и структуры.

Во-вторых, он может применяться для обработки различных материалов, включая металлы, полимеры, керамику и др. Благодаря этому,

угловое прессование находит широкое применение в различных отраслях промышленности.

Наконец, стоит отметить экономическую эффективность метода равноканального углового прессования. Благодаря высокой производительности и низким затратам на оборудование и обслуживание, данный метод позволяет существенно сократить издержки производства и повысить конкурентоспособность предприятия.

2.2 Формирование структуры

Образование субзерен во время РКУП обусловлено наличием дислокаций в материале. По мере продавливания металла через матрицу в материале образуются и накапливаются дислокации, что приводит к образованию субзерен. Эти субзерна меньше исходных зерен и имеют более равномерное распределение по размерам.

«Полосы деформации - еще одна микроструктурная особенность, которая может образоваться в процессе РКУП. Эти полосы представляют собой области с высокой плотностью дислокаций, ориентированных под углом к направлению канала. Полосы деформации могут образовываться при больших углах пересечения каналов в матрице.» [21]

В дополнение к этим микроструктурным изменениям, процесс РКУП влияет на микроструктуру материала, приводя к формированию высокой плотности дислокаций. Дислокации представляют собой дефекты в кристаллической структуре материала, которые могут оказывать значительное влияние на его механические свойства.

Высокая плотность дислокаций, образующаяся в результате процесса РКУП, может привести к улучшению механических характеристик материала. Например, повышение прочности и твердости материала может быть обусловлено тем, что дислокации создают барьеры для движения других дислокаций и обеспечивают дополнительные точки сцепления в

кристаллической решетке материала. Это может сделать материал более устойчивым к деформациям и разрушению, что в свою очередь может привести к улучшению его общей механической производительности.

«В целом, процесс РКУП приводит к значительному уточнению микроструктуры металлов и сплавов, что может привести к улучшению их механических свойств. Конкретные микроструктурные изменения, происходящие в процессе РКУП, зависят от множества факторов, включая угол пересечения каналов в матрице, температуру обработки и конкретный обрабатываемый материал.» [21]

Температура также может влиять на поведение материала при рекристаллизации. Рекристаллизация - это процесс, при котором в металлах и сплавах образуются новые свободные от деформации зёрна при нагревании материала до определённой температуры. Температура влияет на скорость и лёгкость протекания рекристаллизации: чем она выше, тем быстрее и легче происходит процесс.

«Наконец, температура может влиять на стабильность микроструктуры, которая формируется во время РКУП. При более высоких температурах микроструктура может быть менее стабильной и с большей вероятностью подвергнется изменениям в результате термической активации. Это может привести к огрублению зерновой структуры и снижению механических свойств материала» [9]

2.3 Определение механических свойств

Мы измерили твёрдость титана методом Бринелля, при котором сначала дают небольшую предварительную нагрузку для установки начального положения индентора (полированный закалённый стальной шарик) на образце, затем прикладывают основную нагрузку на образец и выдерживают, а под её действием измеряют глубину внедрения, после чего основную нагрузку снимают.

При определении твёрдости методом Бринелля измерения производят до упругого восстановления материала. Индентор вдавливают в поверхность испытуемого образца с регламентированным усилием. Через 30 секунд после приложения нагрузки измеряют глубину отпечатка. Этот метод используется так как он подходит для нашего титана ведь его твёрдость находится в диапазоне $HV = 293-361$. Измерение проводилось по ГОСТ 9012 на твёрдомере ТН 300 со стандартной нагрузкой 1839 НВ и шариком диаметром 2,5 мм при усиллии 3000 кг.

Для определения твердости использовался твердомер ТН 300 (рисунок 9). так как он обладает высокой точностью учитывая простоту его использования. ТН 300 хорошо зарекомендовал себя при использовании небольших и тонких изделий, благодаря широкому диапазону измерений, что делает его подходящим для решения нашего исследования.



Рисунок 9 - Твердомер ТН 300

Предел прочности и испытание на растяжение было по ГОСТ 1497-84 «Металлы. Методы испытаний на растяжение», а в качестве машины для испытания, мы H50КТ (рисунок 10).

Как писал в своей работе Валиев Р.З.: «Машины испытательные универсальные серии КТ, предназначены для измерения силы при испытаниях образцов материалов на растяжение, сжатие, изгиб. Такие машины для испытания могут применяться для проведения механических испытаний в режиме растяжения или сжатия образцов (металлы, пластики, резина и др.) и изделий во всех отраслях промышленности, предприятий и лабораториях». [23]

Испытания на растяжение проводились с помощью универсальной испытательной машины H50КТ с предельным усилием до 50 КН $\pm 0,5\%$. Для начала образец зажимают в захватах машины, а верхний подвижный зажим растягивает образец вверх с постоянной скоростью, пока не произойдет разрыв. Датчик силы и фотоэлектрический датчик смещения собирают значения силы и смещения, анализируют их и рассчитывают процессором, а кривые и числа отображаются на дисплее для просмотра и печати.



Рисунок 10 - Испытательная машина H50КТ, с компьютерным управлением

Исследование материалов на угловую деформацию, было проведено на установке КТС 403-20-0,5 (рисунок 11) согласно ГОСТ.3565. Во время проведения теста на кручение материал подвергается сильной деформации из-за внутренних напряжений, возникающих в образце. Это приводит к образованию узкой области деформации, известной как зона сдвига. В этой зоне формируются узкие полосы скольжения, где происходит интенсивная пластическая деформация и образуется большое количество дислокаций.



Рисунок 11 - установка для испытаний на кручение КТС-405-20-0.5

«По результатам испытания на кручение можно определить механические свойства материала, включая модуль сдвига, предел текучести, предел прочности и пластичность. Модуль сдвига - это мера сопротивления материала деформации под действием напряжения сдвига, а предел текучести - это напряжение, при котором в материале начинается пластическая деформация. Предел прочности - это максимальное напряжение, которое материал может выдержать до разрушения, а

пластичность - это показатель способности материала деформироваться без разрушения.» [34]

2.4 Исследование структуры методами оптической микроскопии

Методы оптической микроскопии эффективны для анализа поверхностей и используются более четырёх веков. Они важны для сокращения времени и стоимости контроля в микроэлектронике. Однако при изучении сложных проблем требуется комплексный подход с использованием разных методов исследования и обработки данных.

В подавляющем большинстве случаев объекты микроскопических исследований нуждаются в освещении извне. Способ освещения во многом определяет то, какую информацию об объекте исследования можно получить. Существует множество способов и систем освещения (рисунок 12).

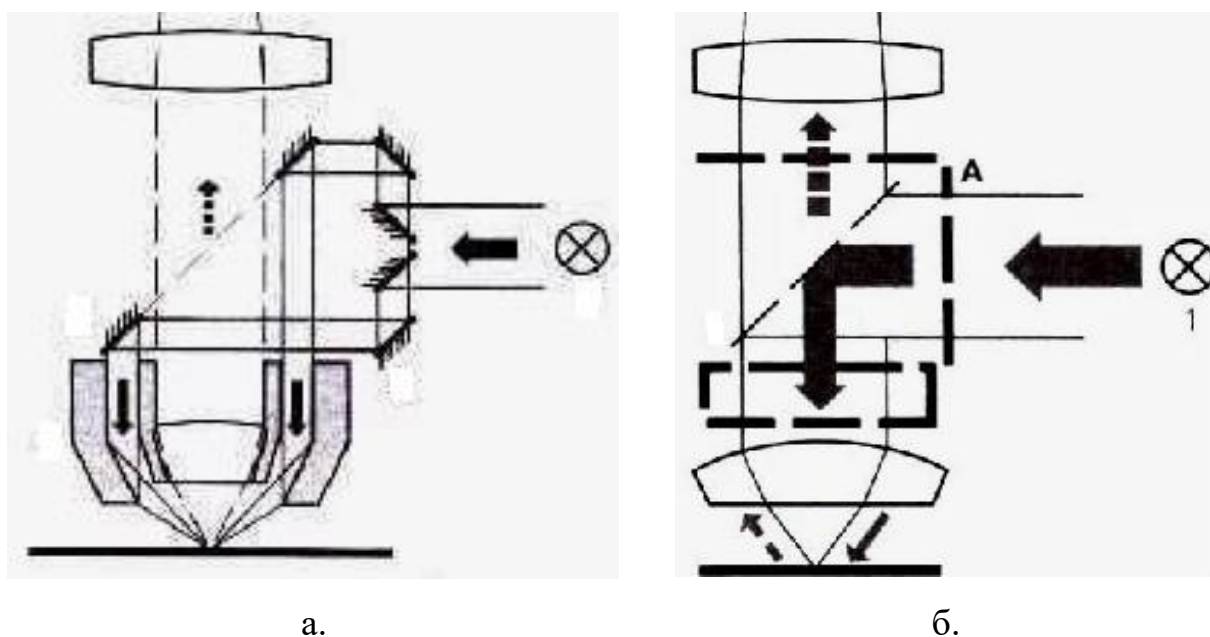


Рисунок 12– Схемы режимов освещения образцов

Для изучения непрозрачных образцов используется отражённый свет. Освещение образца производится через объектив. Изображение создается за счет того, что различные участки образца по-разному рассеивают падающий

на них свет. Метод имеет два режима – режим светлого поля и режим тёмного поля. Режим светлого поля является стандартным режимом оптического микроскопа (рисунок 13).



Рисунок 13 - Пример оптического микроскопа

Режим тёмного поля – это режим, в котором освещение образца осуществляется пучком света, распространяющимся под небольшим углом к плоскости образца. Как правило, свет от осветителя в этом режиме поступает через выполненное в виде кольца отражающее зеркало, расположенное на внешней части объектива. Изображение создается за счет света, рассеянного объектами, резко выступающими из плоской поверхности образца. Это могут быть частицы, границы структур и т.п. В основном темнопольная микроскопия используется для выявления и анализа дефектов структур. Метод также может быть реализован и в проходящем свете.

Если нужно наблюдать непрозрачные объекты, такие как травлёные шлифы металлов, биологические ткани или различные минералы, применяется метод светлого поля в отражённом свете. В этом случае

освещение препарата происходит сверху через объектив, который одновременно выполняет роль осветительной системы.

Оптическая микроскопия позволяет быстро выполнить предварительный анализ структур. Исследование занимает менее 5 минут с учетом включения прибора, установки образца, фокусировки, выбора области и записи результатов. Также стоит отметить, что оптическая микроскопия обычно не требует предварительной подготовки образцов.

Посредством оптической микроскопии можно получать различную дополнительную информацию об исследуемом образце. В частности, оптическая микроскопия позволяет:

- обнаруживать единичные загрязнения и дефекты, определять их форму и размеры;
- выявлять прозрачные плёнки окислов и прозрачные загрязнения;
- анализировать особенности рельефа поверхности и оценивать перепады высот;
- выявлять особенности исследуемой структуры, на которые стоит обратить внимание при проведении анализа другими методами.

Широко распространено применение данного подхода для непосредственного сравнения микроструктуры образцов. В качестве сравниваемых объектов могут выступать микроструктуры, отличающиеся по составу, полученные при различных технологических режимах формирования, обработки или до и после некоторого воздействия. При этом результаты оптической микроскопии сравниваются и комбинируются с данными других методов анализа.

Оптическая микроскопия использует систему линз для получения увеличенного изображения мельчайших объектов, невидимых невооружённым глазом. Она основана на фокусировке света на объекте и формировании увеличенного изображения с помощью окуляра.

Оптическая микроскопия применяется в различных областях науки, промышленности, медицины и образования. В биологии и медицине она

используется для изучения клеток, микроорганизмов, тканей, а также для анализа клеток крови и диагностики заболеваний. В материаловедении оптическая микроскопия применяется для исследования структуры материалов, обнаружения дефектов и трещин.

Усовершенствование методов измерений с использованием цифровых систем записи и обработки изображений приводит к повышению точности и расширению функциональных возможностей оптической микроскопии. Это проявляется как в совершенствовании измерительной техники, так и в развитии математических алгоритмов обработки сигналов. В настоящее время доступно компьютеризированное управление фокусом, оптическими компонентами, фильтрами и др.. В связи с необходимостью автоматизированной высокоточной обработки серий измерений оптимизируются алгоритмы управления измерительной оптической системой.

«Для изучения объектов большого размера с максимальным разрешением создаются системы с автоматизированным предметным столиком, осуществляющим сдвиг поля зрения, и последующим объединением кадров изображений.» [22]

«Разработан ряд методик обработки данных оптической микроскопии, позволяющих осуществлять количественную оценку результатов измерений, в том числе проводить обработку больших объемов данных. Оптическая микроскопия применяется для анализа размера кристаллов, среднего размера зерна, комплекса геометрических параметров зерен шлифовальных порошков, объемной доли пор и армирующего наполнителя, микроструктурной неоднородности поверхности мембран и др.» [17]

«Расположение трещины также может дать важную информацию о механическом поведении материала. Например, если излом произошел в месте концентрации напряжений, таком как выемка или отверстие, это указывает на то, что материал подвержен концентрации напряжений и может

потребовать дополнительных конструктивных решений для предотвращения разрушения.

Отдельно стоит отметить, что в связи с развитием нейронных сетей и в целом искусственного интеллекта, в ближайшее время стоит ожидать активного внедрения этих технологий как в привычную обработку изображений оптической микроскопии, так и в процесс получения экспериментальных данных.» [22]

В дополнение к визуальному анализу, могут быть применены и другие методы анализа излома.

Сканирующая электронная микроскопия широко используется для проведения исследований. Сканирующие электронные микроскопы используют для анализа материалов в машиностроении, в электронной и полупроводниковой промышленности, в биологии, химии и медицине. Во многих научных и производственных лабораториях уже невозможно представить себе быстрое и точное решение прикладных задач без использования сканирующей электронной микроскопии. Причина этого, безусловно, заключается в высокой информативности метода, а также простом и удобном управлении современным оборудованием.

Сканирующая электронная микроскопия имеет ряд преимуществ по сравнению с традиционной световой микроскопией. Важнейшими из них являются:

- Большая разрешающая способность (увеличение может варьироваться в пределах от 10x до 300000x);
- Высокая глубина резкости (при увеличении 500x глубина фокуса в 10000 раз больше, чем у оптического микроскопа, т.е. порядка 500 мкм), которая позволяет наблюдать объемное изображение объекта и объективно оценивать пространственную конфигурацию его элементов;
- Относительно небольшие препаративные затраты;

- Лёгкая интерпретация полученных изображений благодаря трёхмерному представлению;
- Использование различных механизмов контрастирования для создания изображений;
- Относительно простая адаптация и управление дополнительными приборами для анализа в микродиапазоне.

Всё вышперечисленное делает сканирующий электронный микроскоп крайне необходимым инструментом при исследовании и анализе самых разных материалов, в том числе и полученных методом электроосаждения. По сканирующей электронной микроскопии имеется несколько монографий.

Общая функциональная схема сканирующего электронного микроскопа представлена на рисунке 14. Электронная пушка имеет высокий отрицательный потенциал и является катодом, который испускает электроны. Материалом катода в сканирующих электронных микроскопах, как правило, является вольфрам или гексаборид лантана.

«Система формирования узкого и интенсивного пучка быстро летящих с катода электронов, включает в себя управляющий электрод и анод и аналогична совокупности рассеивающей и собирающей линзы в световой оптике. Далее, пучок электронов проходит через традиционную линзовую систему электронной оптики, а именно формируется с помощью системы конденсорных линз и фокусируется в так называемый узкий электронный зонд. Отклоняющая система развёртывает зонд по заданной площади на объекте. При взаимодействии электронов зонда с объектом возникает несколько видов вторичных продуктов взаимодействия, сигналы от которых могут регистрироваться соответствующими детекторами.» [28]

После аналого-цифрового преобразования и усиления эти сигналы визуализируются с помощью персонального компьютера. Развёртка пучка в мониторе персонального компьютера производится синхронно с развёрткой электронного зонда в сканирующем электронном микроскопе и на экране монитора наблюдается увеличенное изображение объекта.

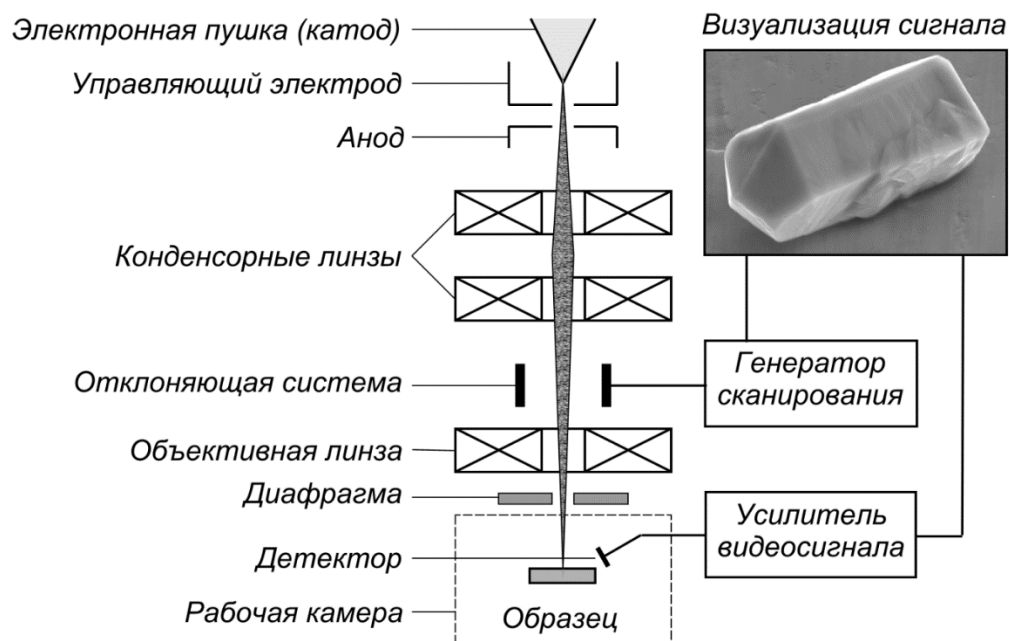


Рисунок 14 - Общая функциональная схема сканирующего электронного микроскопа

Важнейшие параметры сканирующего электронного микроскопа, необходимые для создания изображения и анализа содержащейся в изображении информации – это ускоряющее напряжение, рабочее расстояние и зондовый ток.

«Ускоряющее напряжение между катодом и анодом задаёт энергию первичных (или падающих) электронов, сканирующих поверхность образца. От энергии первичных электронов и плотности исследуемого материала зависит глубина проникновения электронов в материал. Чем выше энергия первичных электронов и ниже плотность (порядковое число) материала, тем больше глубина проникновения электронов в исследуемый материал. В результате этого изображение определяется не только информацией о непосредственной поверхности образца, но и структурами, лежащими на некотором расстоянии под поверхностью. Поэтому, чтобы получить как можно больше информации о самой поверхности образца, необходимо

работать, по возможности с более низким ускоряющим напряжением. Однако для сканирующих электронных микроскопов существуют определённые пределы понижения ускоряющего напряжения. С понижением энергии первичных электронов усиливаются также физические воздействия, которые уменьшают получаемое разрешение. Чаще всего работают с ускоряющим напряжением от 10 до 25 кВ.» [28]

Рабочее расстояние определяется как расстояние между сфокусированной поверхностью образца и краем объективной линзы. Оно является определяющим для получаемого разрешения, соотношения сигнал / шум, глубины резкости и получаемого минимального увеличения (обзорное увеличение). Для изменения рабочего расстояния в микроскопе предметный столик перемещается в вертикальном направлении. В результате этого интересующее место на образце выходит за пределы фокуса и для того, чтобы соответствующее место на образце представлялось резко, проводится дополнительная фокусировка с помощью изменения остальных управляющих параметров.

«Зондовый ток, или ток падающего пучка электронов (суммарный заряд, переносимый электронным пучком через его поперечное сечение в единицу времени), определяет диаметр луча, который оказывает решающее влияние на получаемое разрешение и на соотношение сигнал / шум изображения. Если зондовый ток уменьшается, то также уменьшается и диаметр луча, в результате чего в центре пятна будет меньше первичных электронов и, вместе с тем, уменьшаются вторичные процессы, которые обнаруживает детектор. Вследствие этого ухудшается соотношение сигнал / шум, но увеличивается разрешение, которое зависит непосредственно от диаметра луча. Если же зондовый ток увеличивается, то соотношение сигнал / шум улучшается, а получаемое разрешение ухудшается.» [15]

«Выбор тех или иных значений управляющих параметров зависит также от материала исследуемого образца. Так, ускоряющее напряжение и зондовый ток оказывают решающее влияние на глубину проникновения

электронного луча в поверхность образца. Если исследуется материал с очень низким средним атомным номером, то для получения максимальной информации с поверхности образца следует работать с небольшим ускоряющим напряжением. Если образец склонен заряжаться или если следует опасаться повреждений образца лучом, также необходимо уменьшить зондовый ток и ускоряющее напряжение. Если же исследуются образцы, которые имеют высокое среднее порядковое число и хорошую проводимость, то можно работать со значительно большими значениями ускоряющего напряжения и зондового тока.» [15]

Настройка управляющих параметров при проведении тестов на кручение может быть сложной и зависит от множества факторов, таких как тип образца, поставленные задачи и требуемые результаты. Поскольку связи между этими параметрами и характеристиками испытываемого материала довольно сложные, нет универсальных правил для настройки этих параметров.

«Сканирующая электронная микроскопия является распространенным методом, используемым для анализа поверхности излома. Сканирующая электронная микроскопия позволяет получить изображения поверхности разрушения с высоким разрешением, что позволяет выявить морфологию разрушения и особенности микроструктуры, которые способствовали разрушению. Например, он может выявить наличие пустот, включений или других дефектов, которые могли способствовать разрушению, а также степень пластической деформации и развитие полос сдвига» [22]

Опыт и накопленные знания играют решающую роль в определении оптимальных значений параметров для конкретной ситуации. Экспериментальные данные, полученные в ходе предыдущих испытаний, помогают учёным и инженерам лучше понять, какие значения параметров приводят к наилучшему результату или какие изменения вызывают неожиданные эффекты.

Эксперименты позволяют установить требуемую точность результатов измерений, определить область возможных изменений входных параметров и уточнить виды воздействий. При выборе математической модели, которая будет представлять экспериментальные данные, учитываются степень соответствия реального изделия и условия его изготовления и эксплуатации.

При назначении степени точности результатов измерений учитываются условия изготовления и эксплуатации объекта, так как они ограничивают наивысшую и минимальную реально достижимую точность. Рандомизация эксперимента, то есть преобразование систематически действующих параметров в случайные, позволяет применять методы математической статистики к анализу результатов.

Исследование образцов в данной работе проводилось на аналитическом комплексе сканирующего электронного микроскопа Carl Zeiss Sigma, внешний вид которого представлен на рисунке 15.



Рисунок 15 – Сканирующий электронный микроскоп «Carl Zeiss Sigma»

Микроскоп Carl Zeiss Sigma - это многофункциональный сканирующий электронный микроскоп (СЭМ) способен обеспечить высококачественное

изображение и анализ различных материалов благодаря разнообразным техническим характеристикам, таким как:

- Источник электронов: Полевая эмиссионная пушка Шоттки
- Ускоряющее напряжение: от 200 В до 30 кВ
- Максимальное разрешение: 1,0 нм при 15 кВ
- Диапазон увеличения: 4x - 1 000 000x
- Детекторная система: Внутрелинзовые детекторы и детекторы Эверхарта-Торнли
- Режимы визуализации: Вторичная электронная визуализация (SEI), визуализация обратно рассеянных электронов (BEI) и энергодисперсионная рентгеновская спектроскопия (EDS).
- Камера для образцов: Большая вакуумная камера с моторизованным столиком для 5-осевого позиционирования образца.
- Размер образца: До 150 мм в диаметре и 50 мм в высоту
- Подготовка образцов: Напыление проводящих материалов (например, золота, платины) для непроводящих образцов.
- Программное обеспечение: ZEISS SmartSEM, позволяющее легко ориентироваться, получать изображения и анализировать образцы.

Электронный микроскоп обладает рядом технических параметров, которые позволяют получать изображения высокого разрешения и анализировать различные материалы. Это делает его полезным инструментом для изучения поверхностей, поиска дефектов, загрязнений и коррозии.

Анализ излома после испытания на кручение даёт ценную информацию о механических свойствах материала, таких как пластичность, вязкость и сопротивление усталости. Это помогает производителям принимать обоснованные решения при выборе материалов и разработке продукции.

Выводы:

В ходе исследования было установлено, что метод РКУП представляет собой эффективный способ формирования наноструктуры титана, применение которого позволяет достичь высокой степени уплотнения материала, что способствует формированию наноструктурных особенностей в структуре титана.

Наноструктурированный титан, полученный с использованием РКУП, обладает улучшенными механическими свойствами, такими как повышенная прочность, жесткость и устойчивость к деформациям. Эти характеристики делают его перспективным материалом для применения в различных областях, включая авиацию, медицинскую промышленность и другие отрасли, где требуется высокая прочность и легкость материала.

3 Методы моделирования напряженно-деформированного состояния материала

3.1 Создание имитационной модели медицинского изделия из наноструктурированного титана и ее динамический анализ

Для проведения расчета крепежных винтов на кручение были разработаны необходимые геометрические модели (рисунок 16), представляющие собой сборку, которая в каждом случае включала в себя твердотельную модель винта и твердотельную модель фрагмента кости в виде прямоугольной шестигранной призмы.

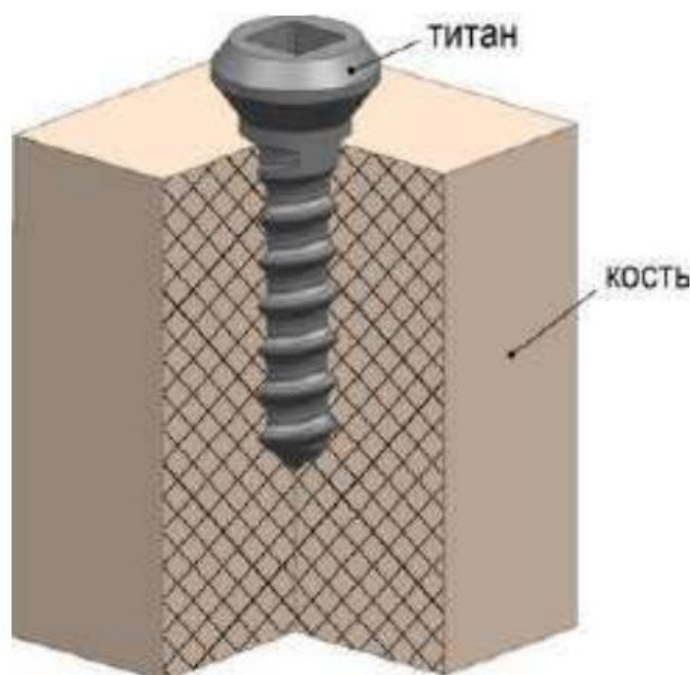


Рисунок 16 - Геометрическая модель винтов

Для исследования механических свойств и поведения медицинских изделий мы использовали методы компьютерного моделирования, один из которых мы выделили для нашей работы. Это метод конечных элементов (МКЭ), который является одним из основных методов компьютерного моделирования, применяемый для анализа напряжённо-деформированного

состояния объектов. Он также позволяет исследовать механические свойства и поведение медицинских изделий из УМЗ титана с учётом различных факторов, таких как геометрия, материал и нагрузки.

При использовании МКЭ объект разбивается на множество конечных элементов, каждый из которых имеет свою форму и свойства, после чего для каждого элемента определяются узловые точки, в которых задаются перемещения, скорости и ускорения. Затем система уравнений, описывающая равновесие и связь между перемещениями узлов решается численно с использованием итерационных методов.

Для анализа МКЭ мы использовали систему ANSYS, который позволяет создать трёхмерную модель медицинского изделия из наноструктурированного титана с учётом всех необходимых параметров и провести расчёт напряжённо-деформированного состояния объекта, что помогает определить оптимальные характеристики изделия, такие как прочность, жёсткость и устойчивость к внешним воздействиям, что обеспечивает безопасность и эффективность его использования в медицине.

После создания имитационной модели мы оцениваем его поведение при различных условиях эксплуатации.

Динамический анализ включает в себя следующие этапы:

- Определение граничных условий: устанавливаются начальные и конечные положения изделия, а также силы и моменты, действующие на него во время движения.
- Выбор метода решения: выбирается подходящий метод решения дифференциальных уравнений, описывающих движение изделия, например, метод конечных элементов или метод конечных разностей.
- Решение системы уравнений: с использованием выбранного метода решается система уравнений, которая описывает движение изделия под воздействием заданных сил и моментов.

- Анализ результатов: полученные результаты анализируются для оценки поведения изделия и его соответствия требованиям безопасности и эффективности.

По результатам моделирования приёмов полуаналитического метода конечных элементов, можно определить зоны с максимальными напряжениями и деформациями в медицинском изделии, что позволит оценить общую надёжность и долговечность изделия.

3.2 Методы визуализации

Методы визуализации позволяют наглядно показать распределение напряжений, деформаций и других параметров в исследуемых объектах, среди способов представления результатов расчётов и анализа состояния конструкций, можно выделить несколько:

Изоповерхности (рисунок 17) используемый в научных исследованиях метод для отображения поверхностей, соответствующих определённым значениям величины, применяется для быстрого и наглядного представления распределения напряжённо-деформированного состояния в разных областях объекта.

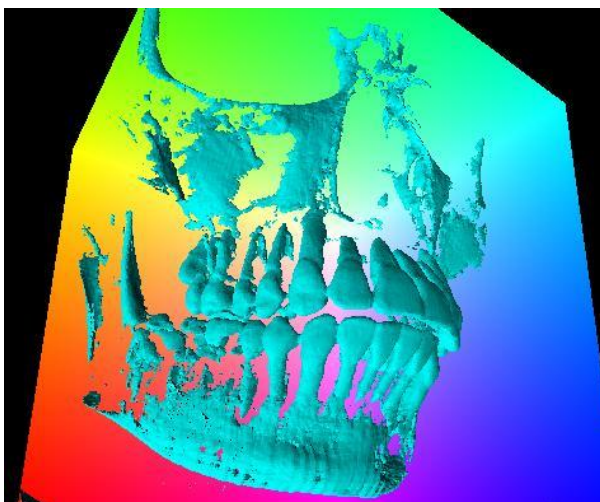


Рисунок 17 – отрисовка изоповерхности

При использовании изоповерхностей, поверхность строится на основе значений некоторой величины, такой как напряжение или деформация. Она может быть визуализирована различными способами, например, с помощью цвета или текстуры.

Применение изоповерхностей позволяет быстро и наглядно увидеть распределение напряжённо-деформированного состояния в разных областях объекта. Это особенно полезно в случаях, когда необходимо проанализировать сложные трёхмерные объекты или большие объёмы данных.

Цветовая карта — метод визуализации, использующий цвета для отображения различных значений величины, например, напряжения или деформации. Каждому значению величины соответствует определённый цвет, что позволяет наглядно представить распределение напряжённо-деформированного состояния в разных областях объекта.

Векторные поля (рисунок 18) позволяют увидеть направление и величину напряжённо-деформированного состояния в разных точках объекта. При этом способе векторы, соответствующие определённым величинам (например, напряжениям или деформациям), отображаются на объекте, что помогает быстро и наглядно оценить состояние объекта и определить его слабые места.

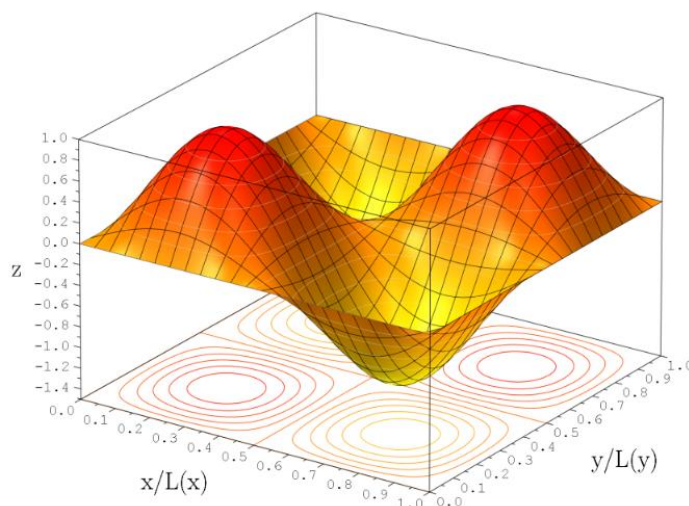


Рисунок 18 – Визуализация с помощью векторного поля

3.3 Верификация и валидация моделей на основе экспериментальных данных

Процессы проверки соответствия между математической и численной моделями называют верификацией и валидацией моделей. Верификация направлена на проверку корректности математических моделей и алгоритмов численного решения систем уравнений и на проверку корректности дискретизации расчётной области и соответствия дискретного решения математической модели, а валидация, в свою очередь, направлена на определение степени соответствия расчётной модели реальному физическому объекту. Она позволяет оценить, насколько физические явления и законы, включённые в расчётную модель, соответствуют постановке исходной задачи.

Во всех этих процессах важную роль играют экспериментальные данные, которые, в свою очередь, служат основой для сравнения результатов моделирования с реальными данными и позволяют выявить возможные ошибки и несоответствия. Для выявления этих данных проводятся эксперименты на реальных объектах или их физических моделях и в конечном итоге предоставляют информацию о поведении системы в различных условиях.

3.4 Теоретические аспекты моделирования медицинских винтов из наноструктурированного титана

Медицинские импланты должны обладать определёнными свойствами, такими как механическая прочность, коррозионная устойчивость, биохимическая инертность и отсутствие аллергического и канцерогенного воздействия. В современной хирургии используются различные материалы

для изготовления имплантов, включая биотолерантные, биоинертные и биоактивные.

Как писал Валиев Р.З.: «Одним из способов определения сопротивления деформации, при котором возможно достижение высоких степеней деформации реализуемых в любых процессах обработки металлов давлением получаемых при прессовании это усовершенствованный метод испытания на кручение. При использовании этого метода удастся определить истинные напряжения сдвигу с последующим их пересчетом на величину сопротивления деформации. Данный способ получил наибольшее распространение так как при кручении реализуется не линейное напряженное состояние, а чистый сдвиг, гидростатическое давление при котором равно нулю.» [23]

Наноструктурированный титан представляет собой материал с особым строением кристаллической решётки, которое придаёт ему улучшенные механические свойства и биоактивность. Наноструктурированный титан обладает повышенной прочностью, пластичностью и вязкостью, что делает его идеальным материалом для изготовления медицинских имплантов.

При моделировании медицинских винтов из наноструктурированного титана учитываются следующие факторы:

- Механические свойства материала: модуль упругости, предел текучести, и другие параметры.
- Геометрические параметры винта: толщина, длина и форма.
- Условия нагружения и эксплуатации: статические или динамические нагрузки, воздействие окружающей среды и биологических жидкостей.
- Взаимодействие импланта с костной тканью: процессы остеоинтеграции и ремоделирования костной ткани вокруг импланта.

Моделирование медицинских винтов из наноструктурированного титана предполагает изучение напряжённно-деформированного состояния и механических свойств материала под влиянием разных нагрузок и условий

эксплуатации. С помощью компьютерного моделирования можно определить оптимальные параметры имплантов, такие как толщина, форма и расположение, которые обеспечат надёжную фиксацию и долгосрочную стабильность в костной ткани.

Анализ напряжённо-деформированного состояния проводится для оценки распределения напряжений и деформаций в винтах при различных нагрузках, таких как сжатие, растяжение, изгиб и кручение.

Как писал в своей работе Божко С.: «Когда мы берем элемент в материале, то мы мысленно в выделенном из наружных слоев бруса сечениями, параллельными и перпендикулярными к образующим, по граням будут действовать только касательные напряжения, т.е. элемент будет находиться в условиях деформации чистого сдвига. В любом наклонном сечении выделенного элемента будут действовать нормальные касательные напряжения. Наибольшие нормальные напряжения действуют на главных площадках, которые, как известно, наклонены под углом 45° к образующей. Из теории чистого сдвига нам известно, что главные напряжения по абсолютной величине равны между собой и равны касательным напряжениям где τ - это касательные напряжения» [1]

$$\sigma_1 = |\sigma_3| = |\tau|$$

Компьютерное моделирование позволяет учесть все эти факторы и определить оптимальные параметры имплантов, обеспечивающие наилучшее сочетание механических свойств и биосовместимости, оно также включает следующие этапы:

- Создание трёхмерной модели винтов с учётом её геометрии, размеров и расположения в костной ткани.
- Задание различных видов нагрузок и условий эксплуатации,
- Расчёт напряжённо-деформированного состояния винта с использованием специализированных программ и алгоритмов.
- Анализ полученных результатов и определение оптимальных параметров имплантов

Выводы:

В процессе исследования были проанализированы и применены методы конечных элементов, молекулярной динамики и аналитические подходы для оценки поведения материала под воздействием механических нагрузок.

Методы конечных элементов позволили провести детальное численное моделирование напряженно-деформированного состояния винтов из наноструктурированного титана, что позволило оценить их механические свойства при различных условиях нагружения. Молекулярная динамика предоставила уникальную возможность изучения механизмов деформации на молекулярном уровне, что дало ценные сведения о поведении материала в условиях высоких нагрузок и деформаций.

4 Моделирование и испытание винтов на кручение

4.1 Моделирование и расчет в ANSYS напряженно-деформированного состояния в шурупе(винте) из КЗ и УМЗ титана при кручении

Для оценки воздействия крутящих нагрузок на крепежные винты были разработаны модели, представляющие собой сборку из твердотельной модели винта и фрагмента кости. Расчеты проводились согласно установленным параметрам. (рисунок 19).

Сетка была построена на основе квадратичных элементов тетраэдрической формы. Это позволило достаточно точно аппроксимировать геометрию сопряженных деталей. Модель для винта из технически чистого титана (с крупнокристаллической структурой) состояла из 50 683 элементов и 83 792 узлов. А модель для винта из ультрамелкозернистого титана (с ультрамелкозернистой структурой) содержала 77 439 элементов и 128 301 узел.

При задании моделей КЭ кости ставилась в соответствие упругопластическая модель кортикальной кости. Элементам, характеризующим винты, поочередно ставились две модели материала.

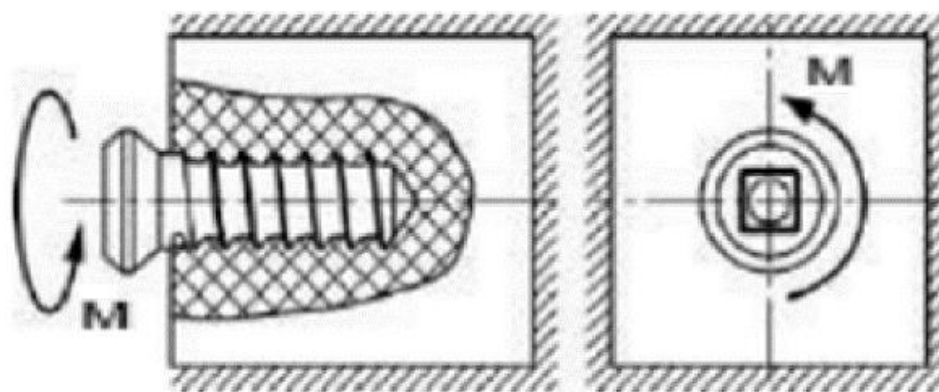


Рисунок 19 – схема расчета винтов на кручение

В первом варианте это была линейно упругая модель титана, определяемая модулем упругости E и коэффициентом Пуассона μ ($E = 105$ ГПа, $\mu = 0,34$ для титана КЗ и $E = 100$ ГПа, $\mu=0,33$ для титана УМЗ). Во втором случае это была упругопластическая модель титана с билинейным изотропным упрочнением для титана УМЗ и мультилинейным изотропным упрочнением для титана КЗ.

Расчет напряженно-деформированного состояния винтов выполнялся два раза:

1. С использованием упругой модели титана;
2. С использованием упругопластической модели титана.

Заданные граничные условия имитировали абсолютно жесткую фиксацию костяной призмы по пяти из шести ее граней так, как это показано на рисунке 19. Нагрузка на винт состоит из двух компонентов: вращающего момента и контактного давления. Вращающий момент создается четырьмя равномерно распределёнными силами, действующими на боковые грани квадратного отверстия для ключа и направленными тангенциально к этим граням. Это обеспечивает необходимое вращение винта вокруг своей оси.

Для примера на рисунке 22 представлены результаты эквивалентных напряжений в винте из УМЗ титана; на рисунках 21 – зависимость от нагрузки эквивалентных напряжений и угла поворота в винте КЗ и УМЗ титана.

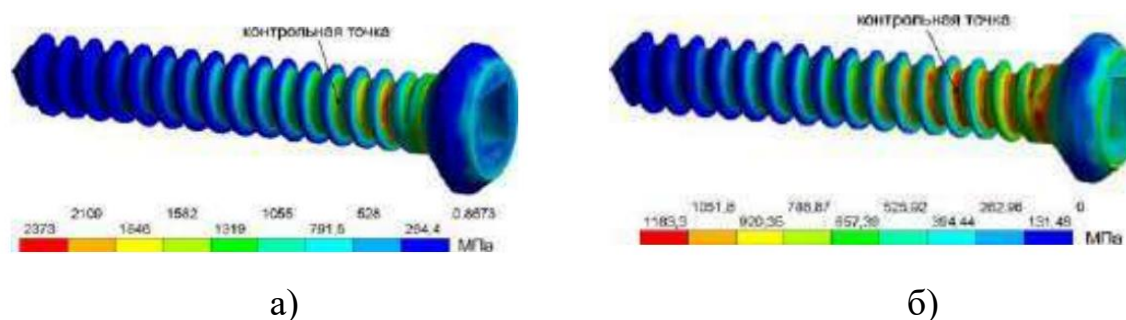


Рисунок 20 - Эквивалентные напряжения в винте из УМЗ титана для его упругой(а)и упругопластической(б) модели

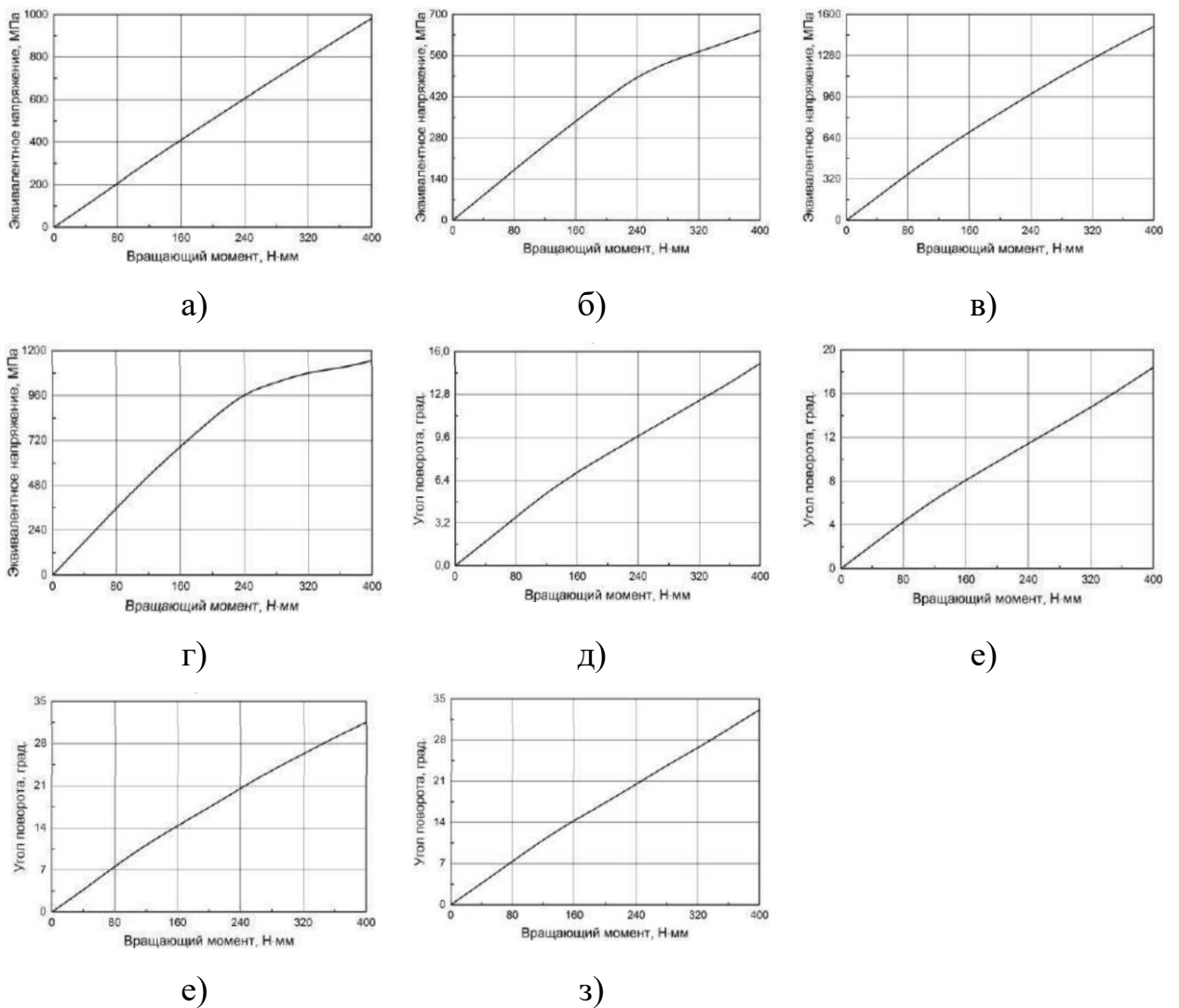


Рисунок 21 - Зависимость эквивалентных напряжений(а-г)и угла поворота (д-з)от нагрузки в контрольной точке винта из КЗ(б,д,е) и УМЗ(в,г,ж, з)титана при упругой модели (а,в,д, ж) и упругопластической (б,г,е,з) модели

Также было смоделирование поведение винтов, закрепляющих пластины, непосредственно в условиях эксплуатации, так как при растяжении пластин винты, закрепляющие пластины, также испытывают напряжения.

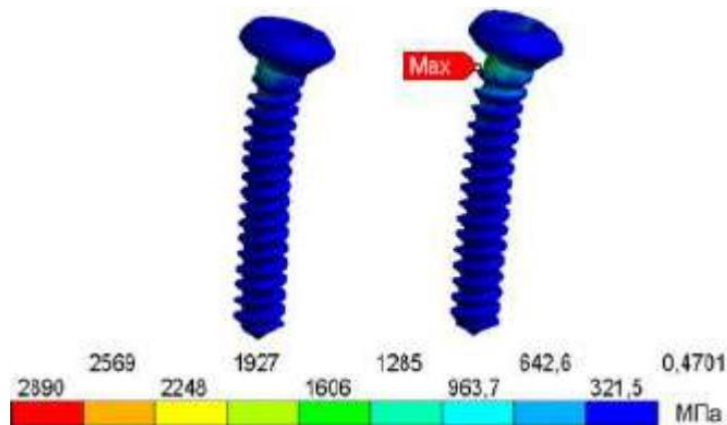


Рисунок 22 - Распределение эквивалентных напряжений в винтах из УМЗ титана при максимальной расчетной нагрузке $F_{max} = 1200$ Н

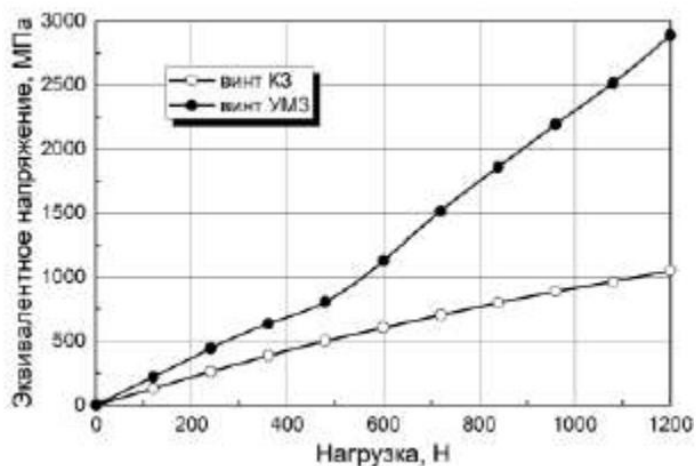


Рисунок 23 - Зависимость максимальных (локальных) напряжений в винтах от нагрузки

Из рисунка 22 видно, что напряжения локализируются у головки шурупов. Причем в шурупах из УМЗ титана локальные напряжения гораздо выше, чем в шурупах из КЗ титана, что указано на рисунке 23.

4.2 Испытания образцов на кручение из КЗ и УМЗ титана Grade 4

В качестве материала для исследования, были выбраны образцы GRADE 4 в КЗ и УМЗ состояниях.

«Титан в КЗ состоянии был получен после гомогенизационного отжига горячекатанных заготовок при температуре 680 °С в течение 1 часа.

УМЗ состояние было получено по двум режимам:

- Предварительная термообработка: гомогенизационный отжиг при температуре 680 °С в течение 1 часа, затем шесть проходов равноканального углового прессования (РКУП) по схеме «Конформ» при температуре заготовки и оснастки 250 °С (маршрут Вс, $\varphi = 120^\circ$). Средний размер зерна после такой обработки составил 0,4 мкм.
- Термообработка: после гомогенизационного отжига заготовки были подвергнуты РКУП-конформ (маршрут Вс, $n = 6$).» [21]

В рамках магистерской работы, были проведены тесты на скручивание образцов из титана Grade4 с диаметрами 3 мм и 6,8 мм, изготовленных из титана с КЗ и УМЗ структурой. На основе полученных данных с графика был рассчитаны свойства при скручивании материалов из обоих видов титана.

Средний размер зерна и механические свойства титана при растяжении показаны в таблице 1.

Таблица 1 – Средний размер зерна и механические свойства титана Grade4 при растяжении при 200 °С

Состояние	$d_{cp.}$, мкм	НВ	σ_b , МПа	$\sigma_{0.2}$, МПа	δ , %
КЗ	25	238	710±15	565±11	19.6±0.5
УМЗ (РКУП-К)	0.4	249	1050±15	900±25	14±0.7

Таблица 2 – Свойства сопротивления титана при кручении образцов диаметром (Ø) 6.8 мм

Состояние	Ø, мм	Крутящий момент, Н.м	Обороты, n	Угол закручивания, гр
КЗ	6.8	44.5	1.61	580
УМЗ (РКУП-К)	6.8	50.5	1.08	390

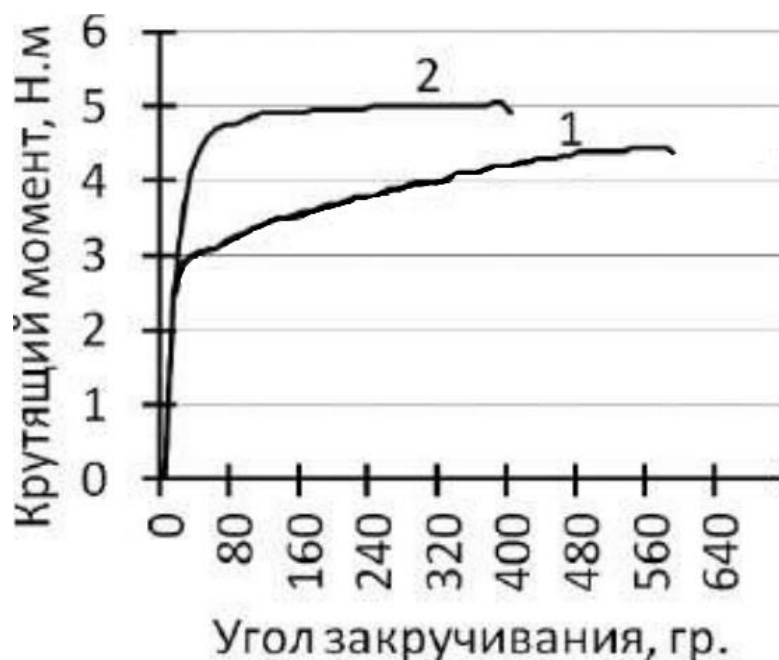


Рисунок 24 - Диаграмма «крутящий момент – угол закручивания» при испытании на кручение образцов из КЗ и УМЗ титана: (РКУП-К)

Из полученных данных был проведён расчёт механических свойств образцов по следующим формулам:

$$\tau_{max} = \frac{M_{кр}}{W} = \frac{M_{кр}}{2J_p} = 16M_{кр}/\pi d^3 \quad (1)$$

Где d – диаметр рабочей части образца; W – момент сопротивления; J_p – полярный момент инерции сечения для круглого образца, J_p = πd⁴/32

$$t_k = \frac{4}{\pi d^3} + \left(3M_{kp} + \theta \frac{dM_{kp}}{d\theta} \right) \quad (2)$$

Где M_{kp} – наибольший крутящий момент при котором образец разрушается; θ – удельный угол закручивания перед разрушением [23].

В результате проведённых расчетов были получены следующие данные, представленные в таблице 3.

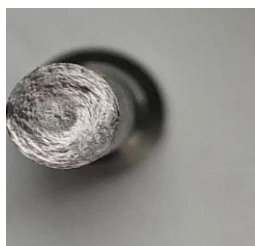
Таблица 3 - Механические свойства титана Grade4 при кручении образцов диаметром(\varnothing) 3мм

Состояние	\varnothing , мм	Крутящий момент, Н*м	Обороты, n	Угол закручивания, гр.	τ_k , МПа	$\tau_{0.3}$, МПа	g, %
КЗ	3	4.51	2.43	875 ⁰ 24'	920	641	154
		±0,35	±0,07	±25 ⁰	±37	±46	±3,5
УМЗ (РКУП-К)	3	4.78	1.45	520 ⁰ 30'	944	769	92
		±0.23	±0,92	±33 ⁰	±28	±31	±5,4

Проанализируем структуру изломов образцов из титана Grade 4 при воздействии кручения. Из данных, представленных на рисунке 25, можно сделать вывод, что как при использовании контролируемой зоны, так и ультразвукового метода, разрушение образцов из титана по механизму среза. На всех изломанных поверхностях, независимо от состояния титана и диаметра образцов, можно выделить три области: центральную часть излома (с выраженной шероховатостью), переходную (среднюю) часть и относительно гладкую периферийную часть.



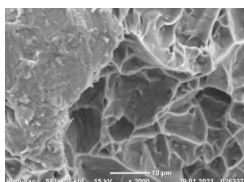
А.



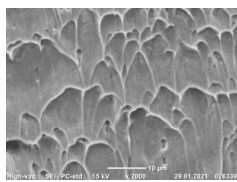
Б.

Рисунок 25 – Общий вид изломов на кручение образцов из КЗ титана (а) и УМЗ титана, полученного путем РКУП-К (б)

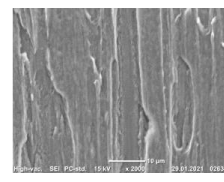
В центральной части изломов независимо от состояния титана микрорельеф представлен ямками отрыва и небольшими бесструктурными участками (рисунок 26 а, г). Эти особенности возникают при контакте поверхностей разрушения. В средней области изломов преобладают ямки сдвига с небольшими стёртыми участками. (рисунок 26 б, д). В периферийной части изломов наблюдается чередование участков с неглубокими ямками сдвига и затёртыми поверхностями. (рисунок 26 в, е).



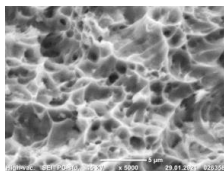
а)2000



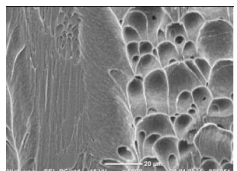
б) 2000



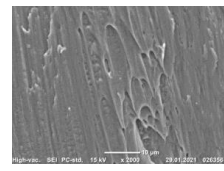
в) 2000



г)5000



д)1000



е)2000

Рисунок 26 – Микрорельеф изломов на кручение титана в КЗ (а-в) и УМЗ состоянии, полученным путем РКУП-К (г-е). Микрорельеф в центральной части изломов (а, г, ж), переходной части (б, д) и в периферийной части (в, е).

Увеличение: а-в, е – х2000; г- х5000; д- х1000

В результате тестирования образцов диаметром 6,8 мм было выявлено, что угол закручивания возрастает по мере увеличения крутящего момента. Этот эффект наблюдается у большинства материалов, подтверждаясь кривыми 1 и 2 на соответствующем графике.

Основное внимание уделено особенностям титана, включая его высокую энергию дефектов упаковки, что затрудняет процесс разделения дислокаций и способствует поперечному скольжению внутри материала.

Влияние процесса обработки титана, включая этап отжига, на его характеристики рассматривается в тексте, а после процедуры обработки прочность титана при растяжении и кручении практически соответствует начальному состоянию, одновременно с увеличением пластичности материала, что отразилось в изменении угла закручивания.

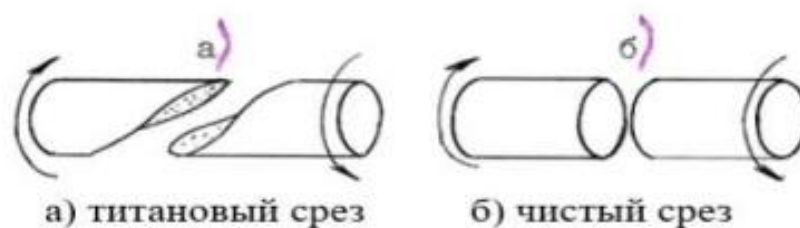


Рисунок 27 - Схема разрушения материала при кручении

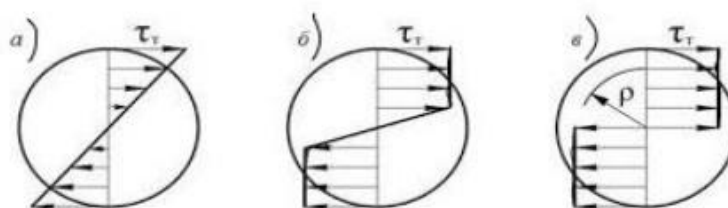


Рисунок 28 - Эпюры касательных напряжений в поперечном сечении при кручении

4.3 Миниатюризация шурупов

Для проведения механических испытаний и испытаний на биосовместимость были разработаны мини шурупы и пластина из УМЗ титана Grade4 (ФПМ.00.015-01, ФПМ.00.002.01ПМ.00.002.02) на базе конструкций (рис.16) фирмы ООО «Conmet» (таблица 4).

Таблица 4 - Размеры и шаг резьбы шурупов из КЗ и УМЗ титана

Шуруп	Длина, мм	Диаметр, мм
фирма ООО Conmet»	9.0	1.5
УМЗ титан	10.0	1.6

Уменьшенные размеры диаметра шурупов из УМЗ титана были выбраны, исходя из более высоких механических свойств УМЗ титана по сравнению с КЗ титаном. При указанных размерах пластин отношение сечений $S(\text{Conmet})/S(\text{УМЗ}) = 1.41$. Такое соотношение вышеуказанных характеристик должно обеспечить более высокие прочностные свойства мини шурупов из УМЗ титана по сравнению с базовыми шурупами фирмы ООО «Conmet».

После операции по соединению фрагментов кости рекомендуется удалить пластину с винтами, чтобы предотвратить возможные осложнения. Однако к моменту удаления кость часто уже плотно соединяется с винтовой частью винта, что затрудняет его извлечение. Это может привести к поломке винта при попытке его извлечения, что усложняет процесс и повышает риск дополнительных травм для пациента.

Один из способов решения этой проблемы заключается в модификации конструкции шурупа. Основной целью изобретения новых шурупов из титанового сплава - повышение прочности, а также долговечность материала, из которого они сделаны. Это все достигается путем создания отверстия под

четырёх – шестигранный ключ на всей длине винта, причем данное отверстие не проходит сквозь винт, как указано на рисунке 29.

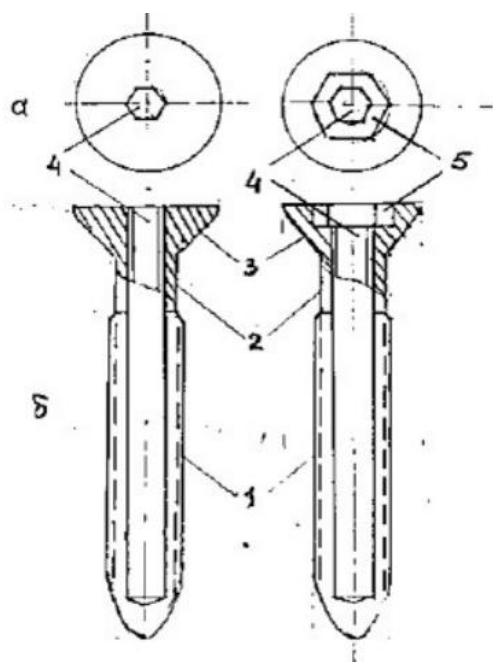


Рисунок 29 - Эскиз костного шурупа (а- вид сверху; б- вид с боку): 1- резьбовая часть; 2- шейка; 3- головка; 4- не сквозное четырех- или шестигранное отверстие под ключ на длину винта; 5- дополнительное внутреннее отверстие под ключ в головке шурупа

При откручивании шурупа в условиях сращивания кости с резьбовой частью винта, напряжение кручения, возникающее при вращении ключа через шестигранное отверстие, равномерно распределяется по всей длине винта. Это снижает крутящий момент в области головки и шейки шурупа, уменьшая риск его разрушения.

Поскольку шестигранное отверстие под ключ непроходное, сращивание кости с шурупом в нём исключается.

Выводы:

В рамках данной главы было проведено исследование методов конечных элементов и молекулярной динамики были успешно применены для

численного моделирования напряженно-деформированного состояния винтов из наноструктурированного титана, что позволило оценить их механические характеристики при различных условиях нагружения. Аналитические подходы дали возможность установить взаимосвязь между микроструктурными особенностями материала и его механическим поведением при кручении.

Результаты механических испытаний на кручение подтвердили адекватность численных моделей и позволили сопоставить теоретические предсказания с экспериментальными данными. Это позволяет сделать вывод о высокой точности и применимости разработанных моделей для анализа и оптимизации конструкций из наноструктурированного титана.

Заключение

Данная выпускная квалификационная работа направлена на изучение возможности применения наноструктурированного титана марки Grade4.

Режим обработки РКУП-К является методом обработки титана Grade4, который приводит к улучшению его прочностных свойств. После применения данного режима обработки, прочность материала увеличивается: предел прочности (σ) повышается с 710 до 1050 МПа, а предел текучести ($\sigma_{0,2}$) - с 650 до 900 МПа. Однако, вместе с увеличением прочности, пластичность материала снижается до 14-11%.

Более высокие показатели прочности при растяжении также положительно сказываются на сопротивлении титана кручению. Крутящий момент, необходимый для поворота образцов диаметром 3 мм, повышается с 4,51 Н·м до 5,48 Н·м.

Однако, следует отметить, что значение ударной вязкости титана незначительно снизилось после применения данного режима обработки. Ударная вязкость - это показатель способности материала поглощать энергию удара без разрушения.

По итогу данной работы:

- Созданы геометрические модели элементов для моделирования напряженного состояния винтов при кручении
- Смоделированы граничные условия и условия нагружений; произведен статический расчет эквивалентных напряжений и представлены результаты распределения эквивалентных напряжений в винтах в зависимости от величины приложенной нагрузки.
- Показано, что зависимости эквивалентных напряжений и угла поворота в винтах от величины приложенной нагрузки в контрольных точках близки к линейным.

Список используемой литературы и используемых источников

1. Божко С.А., Манохин С.С., Токмачева-Колобова А.Ю., Карлагина Ю.Ю., Лигачев А.Е. Влияние импульсного наносекундного лазерного излучения на коррозионную стойкость магниевых сплавов системы Mg–Al–Zn // Физика и химия обработки материалов. 2019. № 6. С. 28–35.
2. Бородин В.О., Сабиров Д.Х., Цыбина А.Н., Звада Е.А. Микроскопические методы и их роль в современных биологических науках // Научное обозрение. Педагогические науки, 2019, 5-2, С. 36-40.
3. Виноградов А.Ю., Васильев Е.В., Линдеров М.Л., Мерсон Д.Л., Ржевская Е.О. Влияние равноканального углового прессования на структуру и механические свойства магниевых сплавов Mg-Zn-Ca // Вектор науки Тольяттинского государственного университета. 2015. №4 (34). С. 18-24
4. ГОСТ 1497-84 Металлы. Методы испытаний на растяжение.
5. Готье Э., С. М. Перрон, Р. Ганц. Принципы внутренней фиксации // Курс ортопедии. - 1992. - Вып. 6.- С. 220-232.
6. Евдокимова Ю. А. Изучение структуры и механических свойств материалов после равноканального углового прессования // Актуальные исследования. 2020. №10 (13). Ч.І. С. 71-75.
7. А.В. Котов, В.В. Миков. Равноканальное угловое прессование: технология и оборудование // Металлургия, 2007. С. 320-324.
8. Ю.И. Потехин, К.В. Шутов, Г.А. Балакин. Моделирование равноканального углового прессования. // Материаловедение и технология материалов. 2015. С. 150-155.
9. Никитин И.В., Ковалев К.С., Кунявская Т.М., Конкевич В.Ю. Равноканальное угловое прессование магниевых сплавов // Металловедение и термическая обработка металлов. 2011. №4. С. 26-31.
10. Зенцова Е.А. Цифровая оптическая микроскопия как средство фрактографического анализа высокопрочного чугуна //В сборнике «Инновации, качество и сервис в технике и технологиях», 2015, С. 150-153.

11. Зимин С.П., Горлачев Е.С., Герке М.Н. Свойства поверхности алюминиевого покрытия на макропористом кремнии // Поверхность. Рентгеновские, синхротронные и нейтронные исследования, 2007, 10, С. 44-46.
12. Иванников, С. Наружный чрескостный остеосинтез при переломах костей предплечья / С. Иванников, О. Оганесян, Н. Шестерня. – М. : БИНОМ. Лаборатория знаний. Медицина, 2003. – С. 103.
13. Илизаров, Г.А. Наш опыт остеосинтеза аппаратом автора / Г.А. Илизаров // Труды I съезда травматологов-ортопедов. – М., 1963. – С. 166–168
14. Карданов, А.А. Особенности техники остеосинтеза стержневым аппаратом Фурдюка при переломах бедренной кости / А.А. Карданов [и др.] // Новые технологии в медицине: матер. науч.-практ. конф. – Курган, 2000. – Ч. I. – С. 120–121.
15. Ковалева О.А., Лазарев С.И., Головин Ю.М., Рыжкин В.Ю. Оптико-микроскопические исследования сорбционной поверхности нанопористых мембран ОПМН-П и ОФМН-К // Сорбционные и хроматографические процессы, 2018, 18 (1), С. 83-92.
16. Кривенко, С.Н. Чрескостный остеосинтез в лечении переломов костей предплечья / С.Н. Кривенко // Сборник тезисов IX съезда травматологов-ортопедов России. – Саратов, 2010. – Т. 1. – С. 174–175.
17. Латонов И.В., Шулепов А.В. Способ бесконтактной оценки шероховатости поверхности по ее цифровому изображению, формируемому оптической системой измерительного микроскопа // Вестник МГТУ Станкин, 2013, 1 (24), С. 141-145.
18. Лопарев А.В., Правдивцев А.В., Игнатъев П.С., Индукаев К.В., Осипов П.А., Ромаш Е.В. Метрологическая платформа с модуляционным интерференционным микроскопом // Оптический журнал, 2012, 79 (6), С. 79-85.

19. Носенко В.А., Александров А.А. Распределения геометрических параметров зерен шлифовальных порошков // Вестник современных технологий, 2018, 2 (10), С. 15-20.
20. Попов В. П., Здрелко В. П., Трухачев И. Г. Осложнения остеосинтеза у больных с переломами длинных костей // Гений ортопедии - 2014 - Т.2. – С. 5-9.
21. Задорожный А.П., Михайлова Л.В., Ковалев К.С., Конкевич В.Ю. Равноканальное угловое прессование магния и его сплавов // Металловедение и термическая обработка металлов. 2006. №1. С. 13-18.
22. Попов Д.А. Анализ изменения яркости светового гауссова пучка в задаче поиска точки фокуса оптической системы // Качество. Инновации. Образование, 2014, 7 (110), С. 62-69.
23. Валиев Р.З. Создание nano-структурных металлов и сплавов с уникальными свойствами, используя интенсивные пластические деформации. // Российские nano технологии, 2006. Т.1. С. 208–216.
24. Севастьянов В.Г., Симоненко Е.П., Гордеев А.Н., Симоненко Н.П., Колесников А.Ф., Папынов Е.К., Шичалин О.О., Авраменко В.А., Кузнецов Н.Т. Получение керамических материалов состава $\text{HfB}_2\text{-SiC}$ (10-20 об. %) и исследование их поведения под длительным воздействием потока диссоциированного воздуха // Журнал неорганической химии, 2014, 59 (12), С. 1611.
25. Сизова О.В., Заикина А.А., Рубцов В.Е., Шляхова Г.В. Формирование микроструктуры ядра сварного шва, полученного способом сварки трением с перемешиванием // Известия высших учебных заведений. Физика. 2015, 58 (6-2), С. 248-253.
26. Утяшев Ф.З., Рааб Г.И., Валитов В.А. Деформационное наноструктурирование металлов и сплавов // Монография. 2020. С. 184.
27. Хардин В., Рентюк В. Искусственный интеллект и его влияние на машинное зрение // Control Engineering, 2017, 6 (72), С. 12-14

28. Шагалова П.А. Разработка и реализация алгоритма распознавания трещин на изображениях, полученных при микроскопии // Труды НГТУ им. Р.Е. Алексеева, 2018, 3 (122), С. 32-36.
29. Шафоростов А.А. Исследование влияния легирующих элементов на формирование текстуры и анизотропии свойств магниевых сплавов: дис. ... канд. техн. наук. М.: МАТИ – Рос.гос. технол. ун-т им. К.Э. Циолковского, 2011. С. 136.
30. Эмли Е.Ф. Основы технологии производства и обработки магниевых сплавов. М.: Металлургия, 1972. С. 488.
31. Эринле, Р.М. Сравнительная оценка различных способов остеосинтеза переломов длинных трубчатых костей / Р.М. Эринле, А.В. Рак, С.А. Линник, Г.П. Салдун. // Травматология и ортопедия России. – 1996. – №5. – С. 22–23.
32. Boyer, R. R. An overview on the use of titanium in the aerospace industry. *Materials Science and Engineering* // 1996. P. 103-213
33. Ferrero, J. G. Candidate materials for high-strength fastener applications in both the aerospace and automotive industries // *Journal of Materials Engineering and Performance*. 2005. №14. P. 691.
34. Hofstetter J., Becker M., Martinelli E., Weinberg A.M., Mingler B., Kilian H., Pogatscher S., Uggowitz P.J., Löffler J.F. High-strength low-alloy (HSLA) Mg– Zn–Ca alloys with excellent biodegradation performance. *JOM*, 2014, vol. 66, no. 4, pp. 566–572.
35. Oliveira, V., Chaves, R. R., Bertazzoli, R., Caram, R. Preparation and characterization of Ti-Al-Nb orthopedic implants. *Brazilian Journal of Chemical Engineering* // 1998. №17. PP. 326.
36. Semlitsch, M., Staub, F., & Weber, H. Titanium-aluminum-niobium alloy, development for biocompatible, high-strength surgical implants // *Biomedizinische Technik*, 1985. №30. P. 334.

37. Zhang S., Zhang X., Zhao C., Li J., Song Y., Xie C., Tao H., Zhang Y., He Y., Jiang Y., Bian Y. Research on an Mg–Zn alloy as a degradable biomaterial. *Acta Biomaterialia*, 2010, vol. 6, no. 2, pp. 626–640.
38. Long, M., & Rack, H. J. (1998). Titanium alloys in total joint replacement // a materials science perspective. *Biomaterials*, 19(18), 1621-1639.
39. Chourifa, H, H, Bouloussa, V, Migonney, and C, Falentin-Daudré. Review of titanium surface modification techniques and coatings for antibacterial applications // *Acta Biomater.* 2019. vol. 83. PP. 37-54.
40. Tencer, A. F. Biomechanics of internal fixation of fractures: the role of the implant in the healing process // *J Orthop Res.* 1985. vol. 3. № 3. PP. 292-300.