

Министерство науки и высшего образования Российской Федерации
 федеральное государственное автономное
 образовательное учреждение высшего образования
 «Национальный исследовательский Томский политехнический университет» (ТПУ)

Школа Инженерная школа новых производственных технологий
 Направление подготовки Материаловедение и технологии материалов
 Отделение школы (НОЦ) Отделение материаловедения

МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ

Тема работы
Исследование деформационного и термического поведения титана и сплава Ti-45Nb в крупнокристаллическом и ультрамелкозернистом состояниях при квазистатическом растяжении

УДК 669.295:620.19

Студент

Группа	ФИО	Подпись	Дата
4БМ9И	Хоробрый Алексей Владимирович		

Руководитель

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Профессор ОМ	Буюкова С.П.	Д.Т.Н.		

Консультант

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Старший научный сотрудник	Легостаева Е.В.	Д.Т.Н.		

КОНСУЛЬТАНТЫ ПО РАЗДЕЛАМ:

По разделу «Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение»

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент ТПУ	Меньшикова Е. В.	к.ф.н		

По разделу «Социальная ответственность»

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент ТПУ	Пашков Е. Н.	к.т.н		

ДОПУСТИТЬ К ЗАЩИТЕ:

Руководитель ООП	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
22.04.01 Материаловедение и технологии материалов	Панин С.В.	Д.т.н., профессор		

Томск – 2021 г.

Планируемые результаты обучения ООП

Код компетенции	Наименование компетенции
Универсальные компетенции	
УК(У)-1	Способен осуществлять критический анализ проблемных ситуаций на основе системного подхода, выработать стратегию действий
УК(У)-2	Способен управлять проектом на всех этапах жизненного цикла
УК(У)-3	Способен организовывать и руководить работой команды, выработывая командную стратегию для достижения поставленной цели
УК(У)-4	Способен применять современные коммуникативные технологии, в том числе на иностранном языке, для академического и профессионального взаимодействия
УК(У)-5	Способен анализировать и учитывать разнообразие культур в процессе межкультурного взаимодействия
УК(У)-6	Способен определять и реализовывать приоритеты собственной деятельности и способы ее совершенствования на основе самооценки
Общепрофессиональные компетенции	
ОПК(У)-1	Способен решать производственные и/или исследовательские задачи, на основе фундаментальных знаний в области материаловедения и технологии материалов
ОПК(У)-2	Способен разрабатывать научно-техническую, проектную и служебную документацию, оформлять научно-технические отчеты, обзоры, публикации, рецензии
ОПК(У)-3	Способен участвовать в управлении профессиональной деятельностью, используя знания в области системы менеджмента качества
ОПК(У)-4	Способен находить и перерабатывать информацию, требуемую для принятия решений в научных исследованиях и в практической технической деятельности
ОПК(У)-5	Способен оценивать результаты научно-технических разработок, научных исследований и обосновывать собственный выбор, систематизируя и обобщая достижения в области материаловедения и технологии материалов, смежных областях
Профессиональные компетенции	
ПК(У)-1	Способен обоснованно (осмысленно) использовать знания основных типов металлических, неметаллических и композиционных материалов различного назначения, в том числе наноматериалов для решения профессиональных задач.

ПК(У)-2	Способен осуществлять рациональный выбор материалов и оптимизировать их расходование на основе анализа заданных условий эксплуатации материалов, оценки их надежности, экономичности и экологических последствий применения
ПК(У)-3	Способен осуществлять анализ новых технологий производства материалов и разрабатывать рекомендации по составу и способам обработки конструкционных, инструментальных, композиционных и иных материалов с целью повышения их конкурентоспособности
ПК(У)-4	Способен планировать и осуществлять экспериментальные исследования, анализировать и обрабатывать их результаты, делать выводы, составлять и оформлять отчеты по проведенным исследованиям
ПК(У)-5	Способен выполнять перевод технической литературы на иностранном языке, связанной с профессиональной деятельностью в области материаловедения
ПК(У)-6	Способен определять соответствие готового изделия заявленным потребительским характеристикам; прогнозировать и описывать процесс достижения заданного уровня свойств в материале
ПК(У)-7	Способен организовать проведение анализа и анализировать структуру новых материалов, адаптировать методики исследования свойств материалов к потребностям производства и разрабатывать специальные методики
ПК(У)-8	Способен моделировать процессы обработок и прогнозировать результаты их осуществления при различных режимах, в использовании стандартных пакетов компьютерных программ и средств автоматизированного проектирования

Министерство науки и высшего образования Российской Федерации
 федеральное государственное автономное
 образовательное учреждение высшего образования
 «Национальный исследовательский Томский политехнический университет» (ТПУ)

Школа Инженерная школа новых производственных технологий
 Направление подготовки (специальность) Материаловедение и технологии материалов
 Отделение школы (НОЦ) Отделение материаловедения

УТВЕРЖДАЮ:
 Руководитель ООП
 _____ Панин С.В.
 (Подпись) (Дата)

ЗАДАНИЕ
на выполнение выпускной квалификационной работы

В форме:

Магистерской диссертации

(бакалаврской работы, дипломного проекта/работы, магистерской диссертации)

Студенту:

Группа	ФИО
4БМ9И	Хороброму А. В.

Тема работы:

Исследование деформационного и термического поведения титана и сплава Ti-45Nb в крупнокристаллическом и ультрамелкозернистом состояниях при квазистатическом растяжении

Утверждена приказом директора ИШНПТ	Приказ № 62-46/с от 03.03.2021
-------------------------------------	--------------------------------

Срок сдачи студентом выполненной работы:	15.06.2021
--	------------

ТЕХНИЧЕСКОЕ ЗАДАНИЕ:

Исходные данные к работе	Титан ВТ1-0 и сплав Ti-45Nb в крупнокристаллическом (КК) и ультрамелкозернистом (УМЗ) структурных состояниях были предоставлены для исследования на растяжение. Источники формирования УМЗ структуры методами интенсивной пластической деформации
---------------------------------	---

<p>Перечень подлежащих исследованию, проектированию и разработке вопросов</p>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Провести подготовку образцов из титана и сплава Ti-45Nb для проведения механических испытаний с использованием метода инфракрасной термографии, а также исследований температуропроводности и теплоемкости. 2. Обработать экспериментальные инженерные кривые «условное напряжение – относительная деформация» титана VT1-0 и сплава Ti-45Nb. 3. Обработать термофильмы, полученные методом ИК-термографии, провести анализ температурных полей при деформации и построение температурных зависимостей титана VT1-0 и сплава Ti-45Nb. 4. Рассчитать истинные кривые «напряжение - деформация» для титана VT1-0 и сплава Ti-45Nb в КК и УМЗ структурных состояниях с использованием данных методом ИК-термографии. 5. Проанализировать экспериментальные данные теплофизических свойств титана VT1-0 и сплава Ti-45Nb в КК и УМЗ состояниях. 6. Провести расчёты диссипации энергии при деформировании образцов титана VT1-0 и сплава Ti-45Nb в КК и УМЗ структурных состояниях с использованием истинных деформационных и температурных кривых.
<p>Перечень графического материала <i>(с точным указанием обязательных чертежей)</i></p>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Фазовая диаграмма 2. ИК-термограммы

Консультанты по разделам выпускной квалификационной работы
(с указанием разделов)

Раздел	Консультант
Финансовый менеджмент...	<i>Е. В. Меньшикова, доцент, ТПУ</i>
Социальная ответственность	<i>Е.Н. Пашков, ст. преп., ТПУ</i>
Иностранный язык	<i>А. О. Шатохина, ст. преп. ТПУ</i>

Названия разделов, которые должны быть написаны на русском и иностранном языках:

Глава 2. Методика эксперимента

Глава 3. Расчёты и аналитика

<p>Дата выдачи задания на выполнение выпускной квалификационной работы по линейному графику</p>	<p>15.03.2021</p>
--	-------------------

Задание выдал руководитель / консультант:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Профессор ОМ ИШНПТ ТПУ	Буякова С. П.	д.т.н		
Старший научный сотрудник	Легостаева Е. В.	д.т.н		

Задание принял к исполнению студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
4БМ9И	Хоробрый А.В.		

РЕФЕРАТ

Выпускная квалификационная работа 110 с., 28 рис., 23 табл., 102 источников, 1 прил.

Ключевые слова: титан VT1-0 и сплав Ti-45 мас.%Nb, ультрамелкозернистое состояние, деформационные и температурные кривые, инфракрасная термография, теплофизические свойства, диссипация энергии

Объектом исследования является (ются) образцы титана VT1-0 и сплава Ti-45 мас.%Nb в крупнокристаллическом (КК) и ультрамелкозернистом (УМЗ) состояниях

Цель работы – выявить влияние УМЗ состояния на процессы теплообразования, диссипации и накопления энергии в процессе деформирования титана VT1-0 и сплава Ti-45 мас.% Nb (Ti-45Nb) и их теплофизические свойства

В процессе исследования проводились: подготовка образцов для проведения механических испытаний с использованием метода инфракрасной термографии, а также исследований температуропроводности и теплоемкости; обработка экспериментальных инженерных кривых; обработка термофильмов, анализ температурных полей при деформации и построение температурных зависимостей; расчёт истинных кривых «напряжение - деформация» с использованием данных методом ИК-термографии; анализ экспериментальных данных теплофизических свойств; расчёт диссипации энергии при деформировании образцов с использованием истинных деформационных и температурных кривых.

В результате исследований было установлено, что УМЗ структура в титане VT1-0 и Ti-45Nb оказывает значительное влияние на закономерности накопления и диссипации энергии при квазистатическом растяжении, которые в свою очередь зависят от структурно-фазового состояния сплавов и их теплофизических характеристик

Основные конструктивные, технологические и технико-эксплуатационные характеристики: предел текучести σ_{02} /предел прочности, МПа, $550 \pm 10 / 600 \pm 10$ (VT1-0, КК), $750 \pm 10 / 1100 \pm 10$ (VT1-0, УМЗ), $350 \pm 10 / 700 \pm 10$ (Ti-45Nb, КК), $550 \pm 10 / 1200 \pm 10$ (Ti-45Nb, УМЗ)

Степень внедрения: сплав Ti-45Nb находится на стадии разработки и изучения, для дальнейшего внедрения.

Область применения: предполагается, что сплав Ti-45Nb будет использоваться в качестве биомедицинского материала

Экономическая эффективность/значимость работы Анализ экономической эффективности показал, что в дальнейшем сплав будет довольно востребованным согласно своим физико-механическим свойствам

В будущем планируется углубленное изучение процессов теплообразования, а также деформационного поведения для сплава Ti-45Nb

Содержание

ВВЕДЕНИЕ	10
ГЛАВА 1. Титан и титан – ниобиевые сплавы в биомедицине.....	14
1.1 Исторический обзор материалов, используемых в медицине.....	14
1.1.1 Требования, предъявляемые к биомедицинским материалам	16
1.1.2 Титан и его сплавы	22
1.1.3 Титан-ниобиевые сплавы	24
1.2 Методы интенсивной пластической деформации.....	30
1.2.1 Деформация кручением	32
1.2.2 Деформация равноканальным угловым прессованием	33
1.2.3 Всесторонняя ковка (abc- пресование)	33
1.2.4 Комбинированный метод интенсивной пластической деформации.....	34
1.3 Метод инфракрасной термографии.....	36
1.3.1 Деформационное поведение различных материалов, исследуемые методом ИК термографии при различных видах нагружения.....	38
1.3.2 Исследование влияния УМЗ состояния на деформационное поведение сплава Zr-1Nb ..	45
1.4 Метод лазерной вспышки	47
1.4.1 Определение коэффициента термической диффузии	50
1.4.2 Определение теплоемкости	50
1.4.3 Расчет теплопроводности	50
ГЛАВА 2. Методика эксперимента	51
2.1 Подготовка образцов для эксперимента	51
2.2 Испытание на растяжение	52
2.3 Микроструктура титана VT1-0 и сплава Ti-45Nb до и после ИПД.....	54
2.4 Измерение теплофизических свойств	56
2.5 Диссипации и накопление энергии при деформации	57
ГЛАВА 3. Расчёты и аналитика	59
3.1 Исследование влияния УМЗ состояния титана VT1-0 и сплава Ti-45Nb на деформационное поведение при квазистатическом растяжении	59
3.2 Исследование влияния УМЗ состояния титана VT1-0 и сплава Ti-45Nb на тепловое поведение при квазистатическом растяжении	61
3.3 Определения температуропроводности и теплопроводности в титане VT1-0 и сплава Ti-45Nb в КК и УМЗ состояниях	66
3.4 Расчет диссипации энергии для титана VT1-0 и сплава Ti-45Nb в КК и УМЗ состояниях при растяжении.....	69
ГЛАВА 4. Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение.....	74
4.1 Анализ конкурентных технических решений с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения	75
4.2 SWOT-анализ.....	77

4.3 Инициация проекта	78
4.3.1 Цели и результат проекта.....	78
4.3.2 Организационная структура проекта.	80
4.3.3 Ограничения и допущения проекта.	80
4.3.4 План проекта.....	80
4.4 Бюджет научно-технических исследований.....	83
4.4.1 Специальное оборудование для научных (экспериментальных) работ	83
4.4.2 Основная заработная плата.....	84
4.4.3 Отчисления на социальные нужды 27.1%	86
4.4.4 Затраты на энергию	86
4.4.5 Формирование сметы расходов.....	86
4.5 Оценка сравнительной эффективности исследования	87
4.5.1 Интегральный показатель эффективности разработки ($I_{финр}^p$) и аналога ($I_{финр}^a$)	88
Заключение к разделу «Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение»	89
ГЛАВА 5. Социальная ответственность.....	90
Социальная ответственность	91
5.1 Правовые и организационные вопросы обеспечения безопасности.....	92
5.2 Производственная безопасность	93
5.3 Анализ вредных производственных факторов.....	94
5.5 Анализ опасных производственных факторов.	96
5.6 Анализ влияния объекта исследования на окружающую среду	97
5.7 Безопасность в чрезвычайных ситуациях.....	98
Заключение к разделу «Социальная ответственность»	99
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	100
Список публикаций.....	102
Список использованной литературы	103
Приложение	115

ВВЕДЕНИЕ

Развитие современного технического прогресса предъявляет все более возрастающие требования к повышению функциональных свойств новых конструкционных материалов. Особое место в этом аспекте занимают ультрамелкозернистые (УМЗ) и/ или наноструктурные (НС) материалы. Анализ механического поведения УМЗ и НС материалов является важным критерием в установлении механизмов пластической деформации и прогнозировании функциональных свойств разрабатываемых материалов. К характерным особенностям механических свойств и деформационного поведения УМЗ / НС металлов и сплавов, связанных с размером зерен и особенностями микроструктуры (большая объемная доля неравновесных границ зерен, высокая концентрация точечных и линейных дефектов на границах и вблизи границ зерен, а также высокая плотность дислокаций), относятся повышенная прочность и пластичность, степень деформационного упрочнения, сопротивление к ударным и циклическим нагрузкам и т.д. [1, 2].

На сегодняшний день перспективными материалами для современной медицины являются биоинертные сплавы на основе титана, циркония и ниобия, в том числе и в УМЗ состоянии [1, 3-8]. Широко распространенными материалами для медицинских имплантатов являются «чистый» титан (BT1-0, Grade 1,2,3,4), титановые сплавы, такие как Ti-6Al-4V, Ti-6Al-4VELi, Ti-15Mo-5Zr-3Al, Ti-15Mo [4,5].

Сплавы систем Ti-Nb, которые содержат только биоинертные металлы, обладают высокой коррозионной стойкостью, биоинертностью, являются перспективными материалами для использования в ядерной технике, полупроводниковой промышленности и для изготовления имплантатов [4]. Особый интерес для медицины представляет титановые β -сплавы системы Ti-Nb, которые при концентрации ниобия 40-45 мас. % имеют низкий модуль упругости (50-60 ГПа), близкий к модулю упругости кортикальной костной ткани [7, 8]. Несомненным преимуществом сплава системы Ti-Nb является

отсутствие токсичного воздействия на организм, так как сплавы содержат только биоинертные металлы. Однако широкое применение в медицине сплавов систем Ti-Nb сдерживается их низким уровнем прочностных свойств. У сплава Ti-45Nb предел текучести составляет 380 МПа и предел прочности – 650 МПа, что ниже уровня механических свойств среднепрочных титановых сплавов медицинского применения [9]. Создание НС или УМЗ структуры в металлах и сплавах методами интенсивной пластической деформации (ИПД) позволяет обеспечить значительное повышение конструктивной прочности без дополнительного легирования и решить проблему повышения механических свойств.

Большое количество работ выполнено по исследованию микроструктуры и физико-механических свойств материалов медицинского назначения, в которых сформирована нано- или УМЗ структура методом ИПД. В первую очередь, это «чистый» титан марок VT1-0, VT1-00, Grade 1, Grade 2. Было показано, что перевод указанных сплавов в НС или УМЗ состояние методом ИПД позволяет повысить их механические свойства до уровня среднелегированных титановых сплавов.

Согласно литературному анализу большое количество публикаций выполнено по исследованию микроструктуры и физико-механических свойств материалов медицинского назначения, в первую очередь, "чистого" титана, и довольно мало для сплавов системы и Ti-Nb в УМЗ состоянии, полученных методом интенсивной пластической деформации (ИПД) [1, 10-17]. В тоже время, стадийность деформационных кривых сплавов в УМЗ состоянии, а также особенности микроструктуры на стадиях предразрушения требует более глубокого изучения.

Для успешного практического использования УМЗ сплавов для разработки конструкций и изделий медицинского назначения необходимо понимание процессов пластической деформации и разрушения. Известно, что деформирование и разрушение материалов характеризуется повышением температуры пластически деформируемого материала, что и определяет

термопластический эффект [4]. Диссипация энергии при деформировании материала сопровождается преобразованием механической энергии в тепловую энергию, генерируемую процессами движения и аннигиляции дислокаций, а также в накапливаемую энергию пластической деформации [5].

Эффективным методом исследования процессов теплообразования, обусловленных диссипацией энергии в процессе деформирования, является метод инфракрасной (ИК) термографии [6].

ИК термография позволяет с хорошей точностью проводить бесконтактное измерение даже небольших локальных изменений температуры поверхности материалов при нагружении в различных условиях, и более точно определить истинные напряжения на стадии образования «шейки», тем самым более детально изучить стадийность деформационных кривых.

Прежде всего, метод ИК термографии активно используется в качестве средства неразрушающего контроля за процессами возникновения и развития трещин, пор и других неоднородностей материала, для оценки долговечности сварных соединений и др. [7-8].

В последние три десятилетия наблюдается устойчивый рост использования ИК термографии, как метода мониторинга состояния механизмов и оборудования, электрических установок, сварочных швов, коррозионных повреждений, структуры, деформации материалов под действием различных нагрузок, в различных промышленных отраслях.

С появлением высокоразрешающих ИК камер новых поколений метод становится все более эффективным и точным, что повышает его роль в проведении исследований процессов деформации и разрушения, а также процессов диссипации и накопления энергии [9-10]. В тоже время, число работ, в которых исследуются процессы деформационного теплообразования в УМЗ материалах с использованием метода ИК термографии невелико [11].

Кроме того, УМЗ структура оказывает влияние не только на их физико-механические, но и на теплофизические свойства, а именно, температуропроводность, теплопроводность и теплоемкость, и т.д., которые в

свою очередь влияют на процессы диссипации и накопления энергии в процессе их деформирования. Данные вопросы практически не изучались в современной литературе, и требуют детального анализа.

Цель настоящей работы – выявить влияние УМЗ состояния на процессы теплообразования, диссипации и накопления энергии в процессе деформирования титана VT1-0 и сплава Ti-45 мас.% Nb (Ti-45Nb) и их теплофизические свойства.

В связи с поставленной целью в работе решались следующие задачи:

1. Подготовка образцов из титана и сплава Ti-45Nb для проведения механических испытаний с использованием метода инфракрасной термографии, а также исследований температуропроводности и теплоемкости.

2. Обработка экспериментальных инженерных кривых «условное напряжение – относительная деформация» титана VT1-0 и сплава Ti-45Nb.

3. Обработка термофильмов, полученных методом ИК-термографии, анализ температурных полей при деформации и построение температурных зависимостей титана VT1-0 и сплава Ti-45Nb.

4. Расчёт истинных кривых «напряжение - деформация» для титана VT1-0 и сплава Ti-45Nb в КК и УМЗ структурных состояниях с использованием данных методом ИК-термографии

5. Анализ экспериментальных данных теплофизических свойств титана VT1-0 и сплава Ti-45Nb в КК и УМЗ состояниях

6. Расчёт диссипации энергии при деформировании образцов титана VT1-0 и сплава Ti-45Nb в КК и УМЗ структурных состояниях с использованием истинных деформационных и температурных кривых.

ГЛАВА 1. Титан и титан – ниобиевый сплавы в биомедицине

1.1 Исторический обзор материалов, используемых в медицине

В хирургии титан широко стал использоваться с 50-х годов XX века и является основным материалом для производства различных имплантатов [12-13]. Для производства дентальных имплантатов применяется технически чистый титан марок VT1-0, VT1-00, Grade 1 Grade 2 Grade 3, Grade 4 а также его сплавы VT6, VT16 и никелид титана. В ортопедии и травматологии для изготовления имплантатов (спиц, гвоздей, пластин, болтов и винтов для фиксации, поврежденных суставов и костей) используются титановые сплавы с ванадием, молибденом, алюминием, никелем и кобальтом, в частности, сплавы VT5, VT6, VT16 и др. [14, 15]. Тем не менее, некоторые исследователи [16, 17-20] высказывают опасения по поводу применения титановых сплавов для изготовления имплантатов вследствие вероятности выхода легирующих элементов на поверхность имплантата, что может привести к интоксикации окружающих тканей. Так, в состав сплава VT 6 входят алюминий, ванадий и молибден, которые сами по себе являются токсичными и при попадании в живые ткани могут привести к нежелательным процессам в организме.

Важность материалов для применения в медицине, в особенности тех из них, которые безвредно взаимодействуют с телом человека, стала резко возрастать с началом развития метода асептической хирургии в конце 19 века. Среди известных в то время материалов наименьший эффект на тело человека оказывали такие благородные материалы, как золото, платина и серебро. Благодаря высокой коррозионной стойкости и биосовместимости эти материалы до сих пор находят применение в медицине. Практическое их использование было ограничено низкими механическими свойствами. Другие материалы, такие как медь, бронза или стали, обладают более высокими механическими свойствами, но одновременно низкой биосовместимостью и коррозионной стойкостью. Другая проблема, сдерживающая развитие

медицины в начале 19 века, заключалась в высоком риске инфекционного заражения при использовании нестерильных инструментов и имплантатов. На рисунке 1.1 показано, что массовое применение металлических имплантатов начинается с 1930-х годов. В это время активно развивается асептическая хирургия. Одним из первых материалов, который начал применяться в это время для эндопротезирования, была сталь V2A фирмы Krupp, обладающая высоким уровнем прочности. В 1936 был разработан сплав виталлиум (Vitallium®, Howmedica INC.) – сплав на основе кобальта, не содержащий железа. После 1943 года сплав виталлиум начинают использовать в США. Его применяют преимущественно для изготовления гвоздей и шурупов для фиксации костных пластин. Наиболее современными металлическими материалами, которые применяют для изготовления эндопротезов, являются титан и сплавы на его основе. В настоящее время они рассматриваются в качестве наиболее перспективных материалов в биоматериаловедении [21; 22].

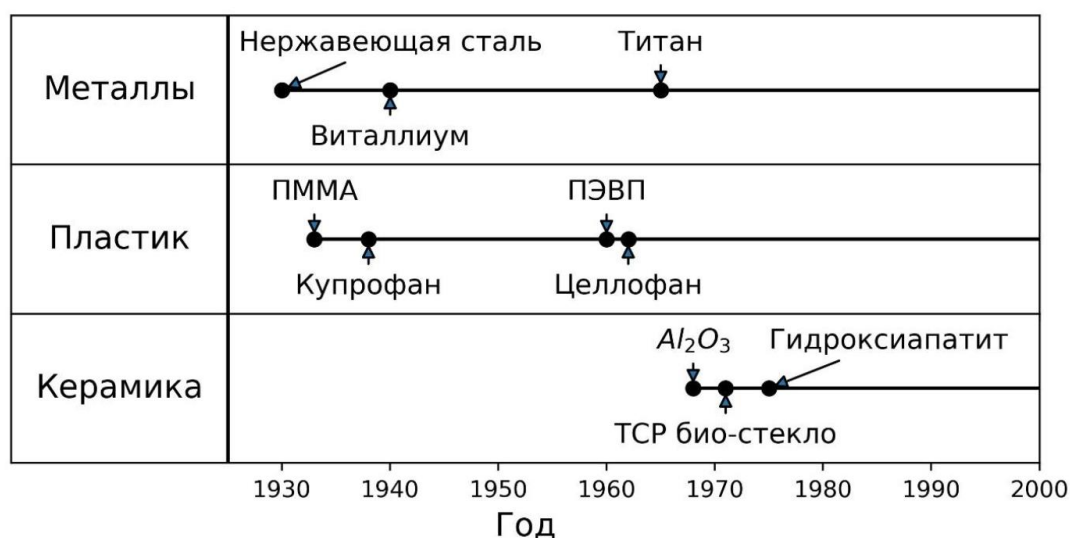


Рисунок 1.1 – Историческая последовательность применения в медицине металлов, пластиков и керамик [21]

1.1.1 Требования, предъявляемые к биомедицинским материалам

Выбор биомедицинских материалов из числа имеющихся или проектирование новых биоматериалов зависят от конкретной области их применения. Разработка новых биоматериалов в настоящее время представляет собой междисциплинарную задачу, которая требует тесного сотрудничества ученых-материаловедов и специалистов в области медицины.

Имплантаты должны выдерживать высокий уровень механических нагрузок. Согласно G. Bergmann с соавторами [23] уровень нагрузок на тазобедренный сустав находится в диапазоне между 280 и 480 % веса тела человека при скоростях движения 1 км/ч и 5 км/ч соответственно. В процессе бега труссой нагрузка увеличивается до 550 % от веса тела. В том случае, если человек спотыкается, то уровень нагрузки возрастает до 870 % от веса тела. Крутящий момент, воздействующий на сустав, находится в диапазоне значений между 24 и 40,3 Н·м. Отмеченные особенности обуславливают повышенные требования к механическим свойствам биоматериалов. Другие требования связаны с тем, что имплантат должен служить в течение длительного периода времени (в лучшем случае на протяжении всей жизни), не вызывая отторжения или других вредных реакций в человеческом теле.

Ю.П. Шаркеев с соавторами в работах [24] и [25] отмечали, что металлические материалы, используемые в биомедицине, должны обладать комбинацией высоких физикомеханических свойств, коррозионной стойкостью, биосовместимостью и биоинертностью. По данным томских специалистов основным недостатком металлических имплантатов является существенное отличие их механических свойств от свойств костных тканей человека [26].

Механические свойства

Тип материала, который может быть выбран для решения той или иной задачи, в значительной степени определяется уровнем его механических свойств. В свою очередь, механические свойства зависят от кристаллического строения материала, которое определяется совокупностью нескольких факторов. Одним из них является химический состав сплава, который можно изменять путем легирования. Вторым важнейшим фактором, определяющим структуру, является метод внешнего воздействия на материал. Еще одним из факторов является термическая обработка сплава.

Наиболее важными свойствами материалов, используемых для изготовления имплантатов, являются твердость, прочность при растяжении и сжатии, модуль Юнга и усталостная прочность. В лучшем случае твердость имплантата должна быть равна твердости кости. В случае, когда твердость имплантата будет существенно выше, то возможно повреждение костных тканей. Следует отметить, что эта нагрузка, действующая на тазобедренный сустав, является циклической. Таким образом, срок службы имплантата в значительной степени определяется уровнем его усталостной прочности. Значительное влияние на усталостную прочность оказывает механическая или термическая обработка поверхностных слоев изделия.

На рисунке 1.2 приведено сравнение механических свойств различных биоматериалов, которые в настоящее время используются в биомедицине, или рассматриваются в качестве перспективных материалов для применения в этой области. Костный цемент на основе полиметилметакрилата (ПММА) или диски, выполненные из сверхвысокомолекулярного полиэтилена (СВМПЭ), используемые для поддержания зазора между металлическими частями имплантатов коленных суставов, обладают самым низким модулем упругости. При этом модуль Юнга металлических и керамических материалов, применяемых в медицине в 5...10 раз выше по сравнению с костной тканью.

В соответствии с используемыми методами измерения модуль Юнга разных видов костей человека находится в диапазоне от 4 до 40 ГПа [27, 28].

Также следует отметить, что при разработке новых материалов биомедицинского назначения модуль Юнга необходимо снижать без ущерба для прочностных свойств. Считается, что оптимальное сочетание модуля Юнга и прочностных характеристик можно получить при использовании титан-ниобиевых сплавов.

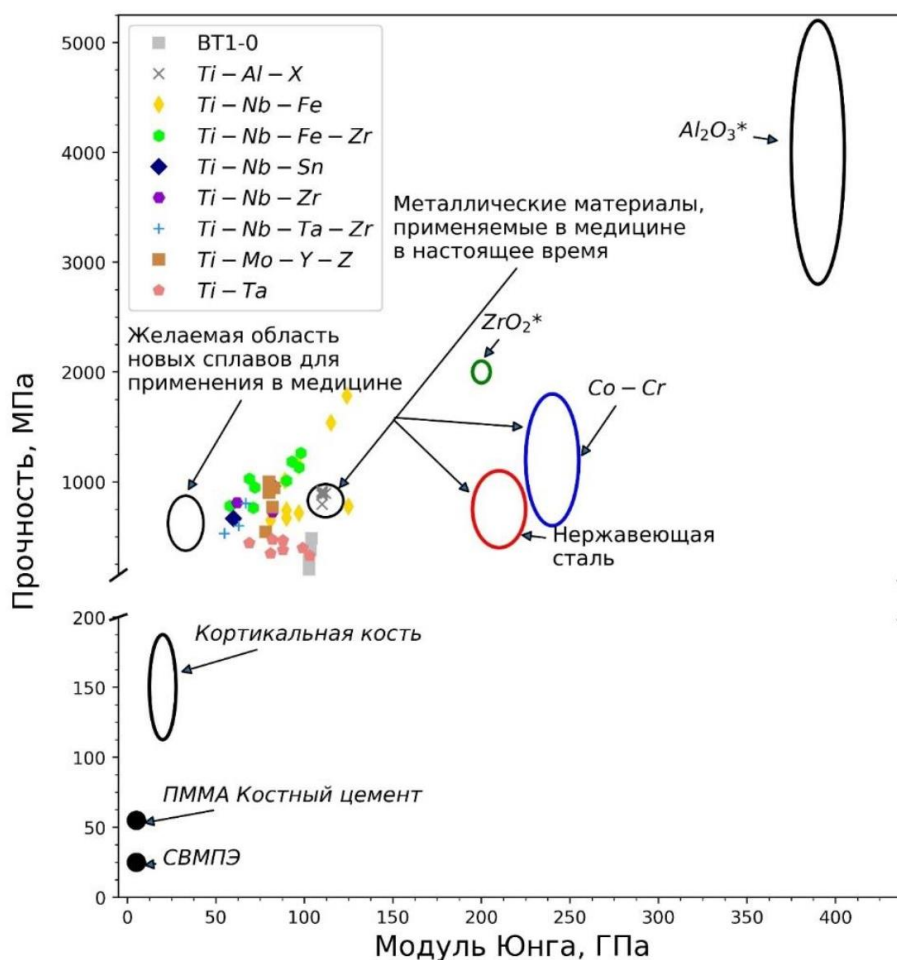


Рисунок 1.2 – Классификация материалов по соотношению между пределом прочности на растяжение и модулем Юнга. Символом X обозначены V, Nb, Fe или B, а буквами Y и Z – Fe, Zr, Al, Si или Al. Прочность керамики (отмечена звездочкой) зафиксирована по схеме сжатия. Построено на основании данных работ [28–32]

Известно, что большая разница между модулем Юнга кортикальных костей и керамических или металлических биоматериалов может приводить к так называемому эффекту экранирования напряжений. Заключается он в том, что механические напряжения между костью и имплантатом распределяются неравномерно. Основная часть нагрузки приходится на материал импланта в связи с тем, что его модуль Юнга существенно выше по сравнению с костной тканью.

Биосовместимость

Биосовместимость является одним из основных свойств, которыми должны обладать все биоматериалы. Исследования, проведенные в период 1940 – 1980 гг., подтвердили интуитивно ожидаемый факт, в соответствии с которым для человеческого организма более безопасными являются химически наименее активные материалы [33–35]. На тот период времени биосовместимость определялась как набор свойств, которые не должны быть присущи биоматериалу. Например, биосовместимый материал должен был быть нетоксичным, неиммуногенным, и раздражающим.

Этот подход был пересмотрен в связи с тремя причинами. Во-первых, биосовместимость зависит не только от свойств материала, но также от условий его применения. Например, материалы зубных имплантатов находятся в постоянном контакте со слюной, тогда как материалы, используемые при производстве имплантатов тазобедренного сустава, контактируют с совершенно другой средой и испытывают иные нагрузки. Во-вторых, материал должен взаимодействовать с тканями тела человека. Другими словами, он не должен быть полностью отделен от организма. Понимание этого обстоятельства привело к развитию тканевой инженерии. В-третьих, в идеальном случае материал должен постепенно разлагаться и не оставаться в организме человека постоянно. Влияние мелких частиц имплантатов на организм человека упоминалось в предыдущем разделе.

Биосовместимость – способность материала выполнять свои функции в заданных условиях, вызывая допустимую реакцию организма [36].

Основным фактором, определяющим биосовместимость, является реакция организма на имплантированный материал. Реакция организма, в свою очередь, в значительной степени определяется скоростью выхода в организм ионов имплантированных металлов. Классификация биоматериалов в зависимости от реакции на них тканей организма представлена в таблице 1.1. Наиболее предпочтительными являются биоактивные материалы. Они отличаются высокой скоростью интеграции в окружающие ткани. Биотолерантные материалы, такие как титановые сплавы и кобальт-хромовые сплавы, также являются допустимыми.

Таблица 1.1 – Классификация биоматериалов

Группа материала	Реакция организма	Примеры	Эффект
Биотолерантные материалы	Вокруг имплантата образуется тонкая капсула из тканей (0,1-10 мкм), которая не срастается с поверхностью имплантата	Фторопласт, ПММА, сплавы титана, сплавы Со-Сг и т.д.	В редких случаях отторжение имплантата, приводящее к его разрушению
Биоактивные материалы	Образование костной ткани вокруг имплантата, обеспечивающей хорошее срастание с его поверхностью	Биостекла, интетические фосфаты кальция, включая гидроксиапатит (ГАП)	Принятие имплантата, приводящее к его благополучному приживлению

Обращаясь к зарубежным источникам, можно отметить, что в действительности титан- ниобиевые сплавы имеют огромный потенциал для использования в качестве медицинских имплантов. Так в статье [37] произведено исследование по результатам, которого можно заявить, что титан-ниобиевые сплавы обладают меньшей прочностью по сравнению с Ti6Al4V, «золотым стандартом» для несущих костных имплантатов.

Таким образом, критическое несоответствие жесткости между имплантатом и прилегающей костной тканью может быть устранено с помощью сплавов Ti-45%Nb и этим же путем уменьшить напряжения экранирования, что может привести к резорбции кости и последующему ослаблению имплантата; однако клеточная реакция на конкретный материал имеет решающее значение для достаточной остеоинтеграции. Поэтому авторы выдвинули гипотезу, что ответ мезенхимальных стромальных клеток человека (МСК) и остеобластоподобных клеток на поверхности Ti45Nb может быть улучшен с помощью новой нанопористой поверхностной структуры.

Для этой цели метод травления с использованием раствора пероксид водорода в электролите был применен к Ti-45%Nb. Обработанные поверхности были изучены с использованием сканирующей электронной микроскопии, лазерно-сканирующей микроскопии, атомно-силовой микроскопии, наноиндентирования и измерения угла контакта. Были проведены эксперименты по культивированию клеток с использованием МСК и MG-63. Обработка H₂O₂ привела к образованию поверхностных нанопор, увеличению смачиваемости поверхности и снижению твердости поверхности. Комплексы фокальной адгезии MG-63 были обнаружены на всех поверхностях Ti-45%Nb, тогда как наноструктуры заметно увеличивали площадь клетки и снижали ее прочность, что указывает на стимулированное распространение клеток и образование псевдоподий.

1.1.2 Титан и его сплавы

В свободном состоянии титан представляет собой блестящий металл плотностью $4,5 \cdot 10^3 \text{ кг/м}^3$ при 293 К, плавящийся при температуре 1993 К. Удельная теплоёмкость равна $0,521 \text{ кДж/(кг}\cdot\text{К)}$, а теплопроводность $21,9 \text{ Вт/(м}\cdot\text{К)}$ в интервале температур 298-373 К. Титан может существовать в двух изоморфных модификациях: α -и β -модификациях. При 1158 К из стабильной при комнатной температуре гексагональной α -модификации титан превращается в кубическую объемноцентрированную высокотемпературную β -модификацию [38, 40]. Легирующие добавки, сдвигающие превращение в сторону более низких температур, замедляют скорость превращения. Переход из α - в β -фазу сопровождается уменьшением объема и сильно изменяет физические свойства вследствие различия кристаллических структур обеих фаз [38]. Вследствие этого и многие изменения механических свойств обуславливаются именно процессами β/α -превращения. Авторы [39 – 42] отмечают тот факт, что гексагональная α -модификация по параметрам кристаллической решетки близка к гидроксипатиту и предполагают, что именно этот факт обуславливает достаточно быструю интеграцию титановых имплантатов, содержащих некоторую долю α -фазы, с костной тканью.

На сегодняшний день, титан и сплавы на его основе представляют собой наиболее перспективные металлические материалы для использования в биомедицине. Первые попытки применения титана в качестве материала для изготовления имплантатов были осуществлены в конце 1930-х годов. Важнейшим преимуществом сплавов титана, используемых в качестве биоматериалов, является более низкий модуль Юнга (от 55 до 110 ГПа) по сравнению с другими металлическими сплавами. Величина этого параметра намного ниже, чем у стали 316L (210 ГПа) и сплавов на основе системы Cr-Co (240 ГПа).

Сферы применения титановых сплавов обширны. Они успешно используются в качестве материалов для зубных имплантатов, эндопротезов

тазобедренного сустава, коленного сустава, плечевого сустава, локтевого сустава и запястья [43; 44], крепежных деталей типа винтов, штифтов, болтов и пластин, а также корпусов кардиостимуляторов [45]. Также титановые сплавы используются в производстве различных видов медицинского оборудования, такого как больничные коляски и протезы конечностей.

Кроме того, большой практический интерес титана обусловлен его относительно высокими физико-механическими свойствами и относительной доступностью [46, 47]. Титан с незначительным количеством примесей, которые попадают при выплавке металла, считается технически чистым или нелегированным. Необходимо отметить, что механические свойства титана, как и любых других металлов, в значительной степени зависят от содержания примесей, технологии получения и дальнейших термообработок и могут существенно различаться [46, 48]. Существует несколько марок технически чистого титана, отличающихся количественным содержанием примесей (железа, кислорода, азота, углерода, водорода, и т.д.): российские сплавы ВТ1-0 и ВТ1-00, и американские сплавы. В Российской Федерации более распространенным стал технически чистый титан ВТ1-0, который по своим механическим свойствам не в каждой задаче соответствует техническим требованиям, предъявляемым к имплантатам.

Низкая износостойкость, свойственная титановым сплавам, может стать причиной появления в организме человека продуктов износа. Возможным следствием их образования являются воспалительные реакции, которые в конечном итоге способствуют проявлению болевых ощущений и расшатыванию имплантата [49, 50]. В связи с этим срок службы имплантатов, изготовленных из титановых сплавов, ограничивается 10-15 годами.

На рисунке 1.3 показаны различные биомедицинские сплавы, используемые в настоящее время, значения их модуля Юнга, а также фазовый состав. Можно увидеть, что модуль Юнга титановых сплавов минимум в 1,5 раза выше модуля Юнга кортикальной кости, но при этом намного ниже значений, свойственных нержавеющей стали или сплавам системы Co-Cr.

Кроме того, модуль Юнга технически чистого титана, равный примерно 100 ГПа, может быть снижен путем добавления в сплав β -стабилизаторов.

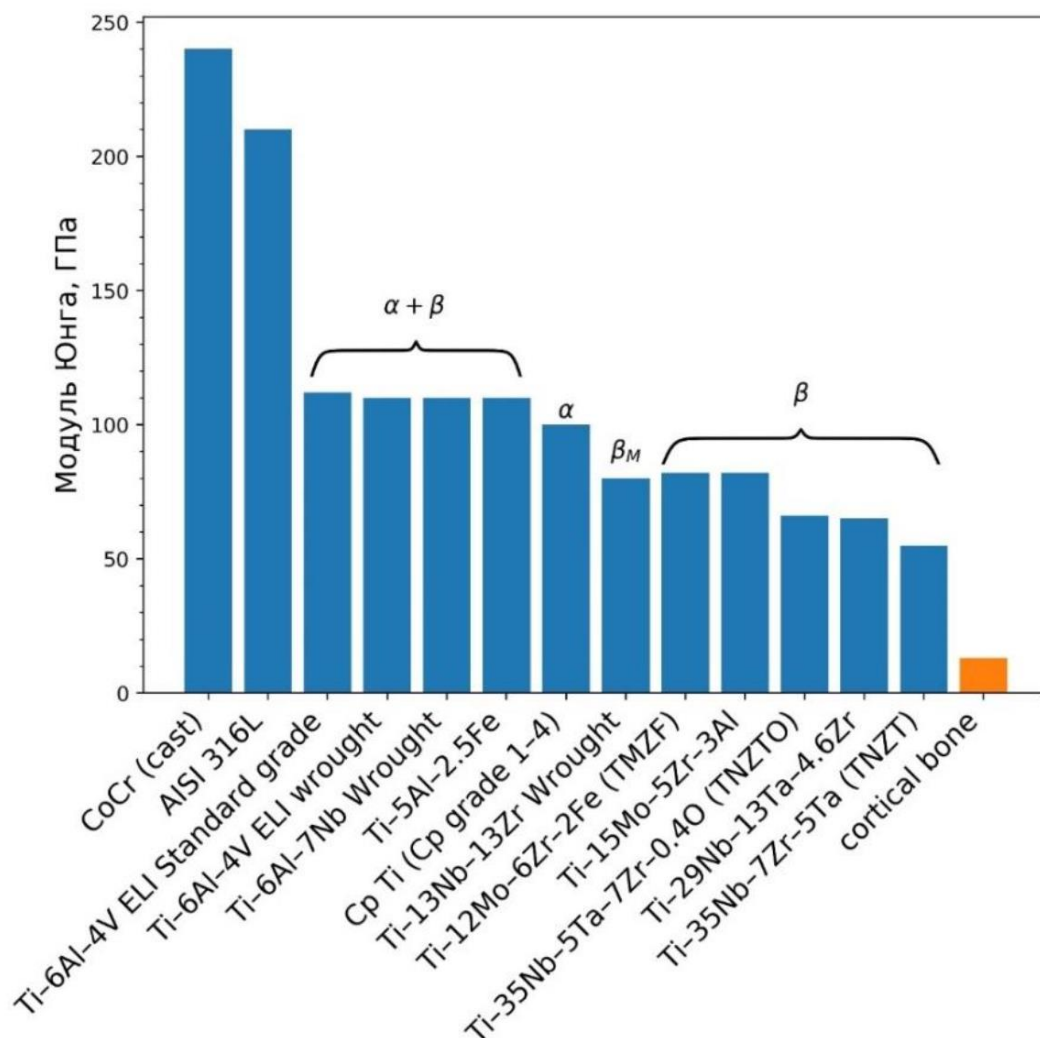


Рисунок 1.3 – Сравнение значений модуля Юнга бионертных титановых сплавов

Известно, что β -титановые сплавы обычно обладают более низким модулем Юнга, чем сплавы на основе смеси α - и β -фаз или α -сплавов титана.

1.1.3 Титан-ниобиевые сплавы

Материалы системы Ti-Nb на сегодняшний день являются одними из наиболее перспективных двухкомпонентных сплавов на основе титана, представляющих большой интерес как с точки зрения фундаментальной науки, так и с позиции их практического применения. Сплавы этой системы являются хорошими модельными материалами, иллюстрирующими влияние

β -изоморфных элементов на структуру и свойства титана. В титан-ниобиевых сплавах достаточно легко получать различные метастабильные структуры даже при относительно медленном охлаждении из β -области, что обусловлено низким коэффициентом диффузии ниобия в титане. При использовании современных методов *in-situ* исследований, в частности дифракции синхротронного рентгеновского излучения, отмеченные качества сплавов Ti-Nb позволяет изучать особенности кристаллической структуры, механизмы формирования и термическую стабильность α -, α' - и ω -фаз. Кроме того, титан-ниобиевые сплавы обладают эффектами памяти формы и сверхупругости, на исследование которых также направлены значительные усилия научного сообщества.

Следует также отметить, что многие из наиболее перспективных титановых сплавов биомедицинского назначения, разработанных в течение двух последних десятилетий (например, сплав TNZT), основаны на системе Ti-Nb. Таким образом понимание особенностей фазовых превращений, имеющих место в этой системе, имеет принципиальное значение для разработки более сложных многокомпонентных составов с комплексом повышенных механических и эксплуатационных свойств.

Несмотря на значительное количество исследований, посвященных сплавам системы Ti-Nb, большая их часть описывает структуру и свойства заготовок, подвергнутых пластической деформации и последующей закалке из β -области, что позволяет получить в материале метастабильную α -фазу, отличающуюся низким модулем Юнга. Лишь в относительно малом количестве работ анализируются структура и свойства сплавов Ti-Nb, полученных методом литья без последующей термической обработки. В то же время технологии литья широко распространены в производстве различных типов имплантатов. Применяя современные точные виды литья, в частности, литье в водоохлаждаемые кокили, можно добиться высоких скоростей охлаждения материалов и уже на этапе формирования заготовок эндопротезов

получить метастабильную структуру, обеспечивающую требуемый комплекс механических свойств.

Структурно-фазовое состояние β -изоморфных сплавов титана на примере системы Ti-Nb

При стандартном давлении титан претерпевает аллотропное превращение при температуре ~ 882 °С, при которой низкотемпературная ГПУ α -фаза переходит в высокотемпературную ОЦК β -фазу. Бета-фаза остается стабильной в диапазоне от ~ 882 °С до 1668 °С (температура плавления титана). Легирование титана β -изоморфными элементами приводит к снижению температуры $\alpha \rightarrow \beta$ превращения [51–53].

Ниобий является достаточно сильным β -изоморфным стабилизатором титана. Он полностью растворим в β -титане, но в α -титане характеризуется ограниченной растворимостью [54, 55].

Сплавы титана, легированные Nb, а также Mo, Ta, V и W, отличаются отсутствием интерметаллидов. Таким образом, для них характерно наличие двухфазной области в широком диапазоне концентраций. Среди отмеченных выше элементов V, Mo и W приводят к появлению стабильного разрыва смешиваемости в β -фазе, что выражается в формировании монотектоидных точек на фазовых диаграммах. В то же время Nb и Ta считаются полностью растворимыми в β -титане [56–58]. Кроме аллотропных преобразований стабильных фаз в чистом титане возможно аллотропное превращение между метастабильной гексагональной ω -фазой и ОЦК β -фазой при температуре 485 °С. Это значение температуры получено путем экстраполяции линии сосуществования ω - и β -фаз при давлениях более 8 ГПа до давления 0 ГПа [59–62]. Присутствие ω -фазы в чистом титане выражается также в появлении $\omega - \beta$ области на метастабильных фазовых диаграммах ряда титановых сплавов [56; 59].

Стабильная и метастабильная фазовые диаграммы системы Ti-Nb

На рисунке 1.4 представлена стабильная диаграмма системы Ti-Nb, на которой пунктиром показаны линии метастабильной фазовой диаграммы, содержащей ω -фазу. Эти диаграммы построены на основании термодинамических расчетов, выполненных Y. Zhang с соавторами [56] с использованием модели регулярных растворов, и, по нашим представлениям на сегодняшний день являются наиболее актуальными для системы Ti-Nb.

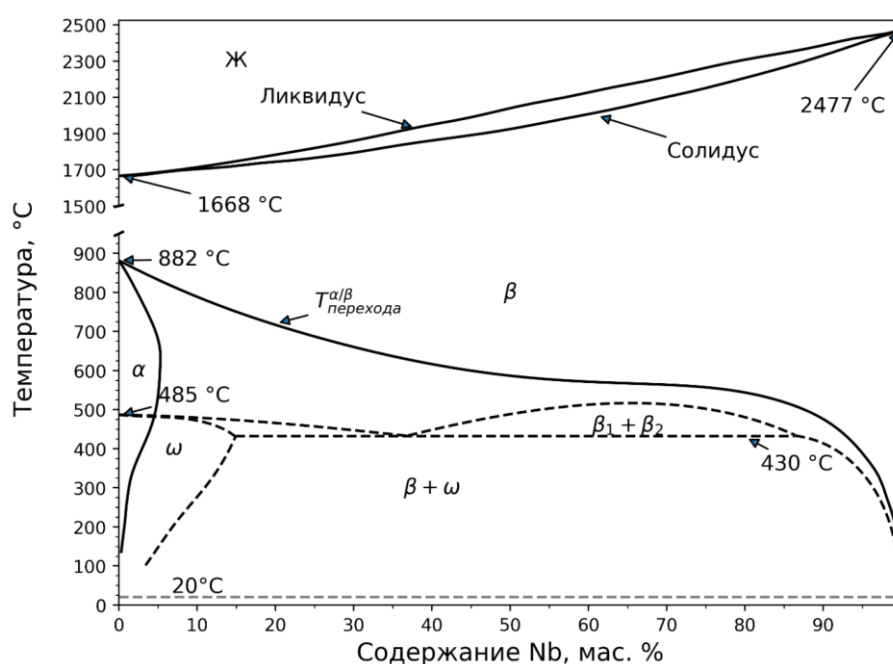


Рисунок 1.4 – Расчетные стабильная и метастабильная фазовые диаграммы системы Ti-Nb [66]

Из стабильной диаграммы состояния следует, что ниобий, который кристаллизуется при 2477 °С в фазу с ОЦК-решеткой, полностью растворим в ОЦК β -титане. В то же время на метастабильной диаграмме состояния можно найти разрыв смешиваемости, который обуславливает формирование монотектоидного превращения.

Максимальная растворимость ниобия в ω -титане ($\sim 15,5$ мас. % при 430 °С) примерно в три раза больше, чем в α -титане ($\sim 4,5$ мас. % при

600...650 °C) [56; 57]. Все три твердые фазы, представленные на рисунке 1.4 являются разупорядоченными растворами.

На рисунке 1.5 представлена схема фазового состава сплава, получаемого при высокоскоростном охлаждении, в зависимости от содержания в нем β -изоморфных стабилизаторов. С целью упрощения на схеме не представлен стабильный разрыв смешиваемости в β -области, существующий в сплавах Ti-V, Ti-Mo и Ti-W.

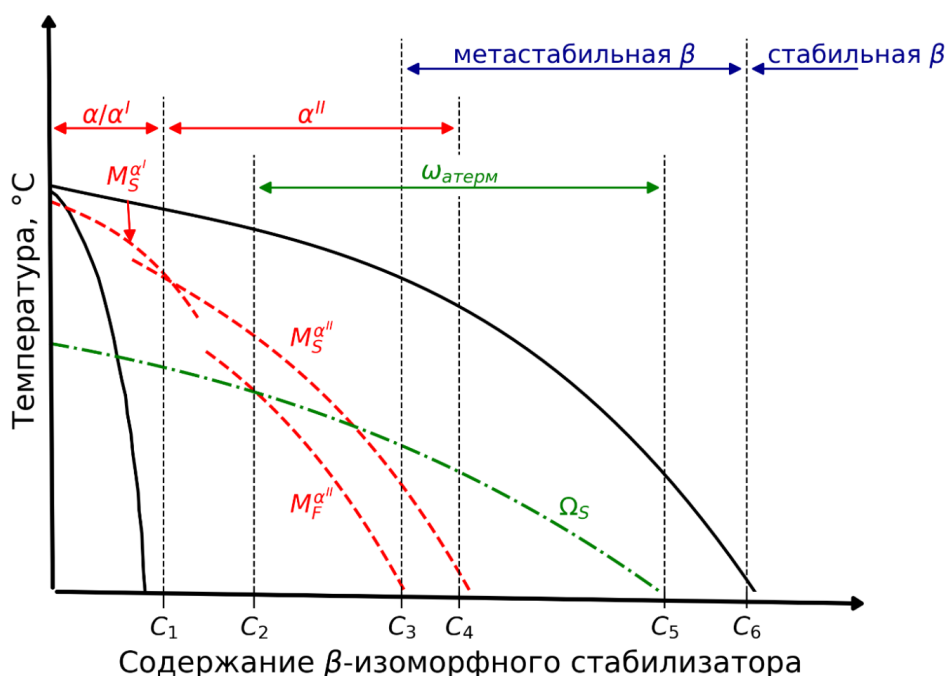


Рисунок 1.5 – Схематическое изображение диаграммы состояния титановых сплавов, легированных β-изоморфными элементами (такими как Nb, V, Ta, Mo и W). Фазы, которые могут возникать в сплавах при высокоскоростном охлаждении, отмечены в верхней части диаграммы [59; 61]

Тем не менее, поскольку разделение фаз в пределах разрыва смешиваемости происходит по диффузионному механизму (либо путем обычного зарождения, либо за счет спинодального распада), то формируемый в процессе закалки фазовый состав не зависит от наличия или отсутствия этого разрыва.

В верхней части диаграммы представлены фазы, которые могут формироваться или сохраняться при высокоскоростном охлаждении при

условии отсутствия диффузии. Содержание ниобия соответствует составам, показанным на рисунке 1.5 символами $C_1 - C_6$ и представлено в таблице 1.2.

При низком содержании β -стабилизаторов β -фаза преобразуется в одну из двух гексагональных фаз. Максимальная растворимость ниобия в α -титане находится в диапазоне 2,0...2,5 ат. %, что соответствует 3,81...4,74 мас. %, при температурах между 600 и 650 °C [62]. При содержании ниобия выше отмеченных значений, но менее C_1 (табл. 1) формируется метастабильная α' -фаза. Выше C_1 гексагональная решетка искажается и превращается в орторомбическую. Другими словами, формируется α'' -фаза, которая будет характерна для всех составов сплавов вплоть до C_4 . Выше этой концентрации линия $M_S^{\beta \rightarrow \alpha''}$ опускается ниже комнатной температуры.

Таблица 1.2 – Особые точки на диаграмме состояния системы Ti-Nb. Обозначения точек в первом столбце совпадают с обозначениями, представленными на рисунке 1.5

Обозначение точки	Характерная особенность	Содержание Nb		Ссылка
		мас. %	Ат. %	
C_1	$M_S^{\beta \rightarrow \alpha'} = M_S^{\beta \rightarrow \alpha''}$	13,1...13,9	7,2...7,7	[81; 82]
C_2	$M_F^{\beta \rightarrow \alpha''} = T_0^{\beta \rightarrow \omega}$	~ 25,5	~15	[66]
C_3	$M_F^{\beta \rightarrow \alpha''} = RT$	28,5...35,4	17...22	[83; 84]
C_4	$M_S^{\beta \rightarrow \alpha''} = RT$	39,9	25,5	[85]
C_5	$T_0^{\beta \rightarrow \omega} = 100 \text{ } ^\circ\text{C}$	52	35,8	[66]
C_6	$T_{\text{перехода}}^{\alpha/\beta} = 100 \text{ } ^\circ\text{C}$	~100	~100	[66]

При высокоскоростном охлаждении сплавов, имеющих состав между C_3 и C_6 (концентрации, при которых температура $M_F^{\beta \rightarrow \alpha''}$ и температура $\beta \rightarrow \alpha$ превращений соответственно равны комнатной температуре) β -фаза сохраняется.

При высокоскоростном охлаждении сплавов, имеющих состав между C_3 и C_6 (концентрации, при которых температура $M_F^{\beta \rightarrow \alpha''}$ и температура $\beta \rightarrow \alpha$

превращений соответственно равны комнатной температуре) β -фаза сохраняется. Для сплавов с содержанием ниобия больше, чем C_6 термодинамически стабильной становится β -фаза. Кроме отмеченных превращений при высокоскоростном охлаждении возможно также формирование атермической ω -фазы. Образование ее существенно влияет на процесс формирования α'' - фазы из β -фазы в процессе охлаждения сплава.

1.2 Методы интенсивной пластической деформации

На сегодняшний день имеется огромное количество публикаций, в которых показано, что использование различных методов интенсивной пластической деформации позволяет формировать в материале наноструктурное и ультрамелкозернистое состояния в чистых металлах, сплавах и сталях. При этом большое количество работ посвящено титану и сплавам на его основе. Подробное описание структур и механических свойств наноструктурных и ультрамелкозернистых материалов, полученных различными методами интенсивной пластической деформации, достаточно полно представлено в монографиях Валиева Р. З., Колобова Ю. Р., Кайбышева О.А., Носковой Н.И., Сегала В.М., Андриевского Р.А. с соавторами [63-65].

Микроструктуру наноструктурных и ультрамелкозернистых материалов, полученных методами интенсивной пластической деформации, можно представить как поликристаллический агрегат из двух фаз: зеренной и зернограничной (границ зерен), причем последняя, включает в себя не только границу, но и некоторую приграничную относительно нее зону [63, 66]. Зеренная фаза включает хаотически разориентированные микрокристаллиты, обладающие формой, близкой к равноосной. Микрокристаллиты имеют малые размеры около 0,02-0,5 мкм, а разделяющие их границы зерен сильно насыщены дислокациями и в структурном отношении являются неравновесными. Размер и форма нано- и ультрамелких зерен очень важные,

но не единственные характеристики структуры металлов, полученных интенсивной пластической деформацией. Чем больше протяженность границ и более неравновесно их состояние, тем больше влияние границы зерен оказывают на свойства материалов в целом. Большинство границ зерен в наноструктурных и ультрамелкозернистых материалах являются большеугловыми, имеющими ширину около 1-2 межатомных расстояний [63, 66].

Задачу повышения механических свойств можно решить с помощью формирования ультрамелкозернистой и/или наноразмерной структуры в металлах и сплавах методами интенсивной пластической деформации, что позволяет значительно повысить конструктивную прочность без дополнительного легирования «токсичными» элементами [67, 68].

Таким образом, наноструктурированные металлы, сформированные интенсивной пластической деформацией, обладают сложной комплексной микроструктурой, имеющей свои особенности: достаточно малый размер зерна, малая плотность свободных дислокаций, преимущественно большеугловые границы зерен, очень неравновесное состояние границ. При этом микроструктурные характеристики наноструктурных и ультрамелкозернистых металлов и сплавов зависят от температурно-деформационных условий проведения интенсивной пластической деформации, последующих отжигов и термомеханических воздействий. Эти особенности нужно учитывать при получении объемных наноструктурных и ультрамелкозернистых материалов с улучшенными свойствами.

Рост прочностных характеристик с уменьшением размера зерна обычно объясняют зернограничным упрочнением материала на основе соотношения Холла-Петча [66]:

$$\sigma_{02} = \sigma_0 + k d^{-1/2}, \quad (1.1)$$

где σ_{02} – предел текучести; σ_0 – сопротивление деформации монокристалла; k – коэффициент Холла-Петча; d – средний размер зерна.

К числу основных методов, с помощью которых достигаются большие деформации без разрушения образцов, относятся кручение под высоким давлением, равноканальное угловое прессование (РКУП) и всесторонняя ковка (abc-прессование).

1.2.1 Деформация кручением

При деформации кручением под высоким давлением получают образцы дисковидной формы. Образец помещается между бойками и сжимается под давлением P в несколько Гпа, рисунок 1.6. Нижний боек вращается и силы поверхностного трения заставляют образец деформироваться сдвигом. Геометрическая форма образцов такова, что основной объем материала деформируется в условиях квазигидростатического сжатия под действием приложенного давления и давления со стороны внешних слоев образца. В результате деформируемый образец, несмотря на большие деформации, не разрушается. В ходе реализации данной схемы ИПД в центральной части образцов после нескольких оборотов структура измельчается и является обычно однородной по радиусу образцов [69].

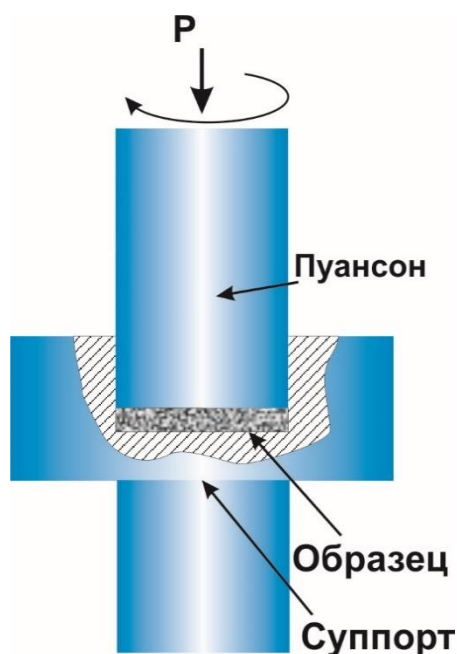


Рисунок 1.6 – Схема метода кручения под высоким давлением

1.2.2 Деформация равноканальным угловым прессованием

При реализации РКУП заготовка неоднократно продавливается в специальной оснастке через два канала с одинаковыми поперечными сечениями, пересекающимися обычно под углом 90° .

Ориентация заготовки остается не изменой при каждом проходе, а после каждого прохода поворачивается на угол 90° вокруг своей продольной оси. Использование данного метода ИПД приводит к быстрому росту пределов текучести и прочности обрабатываемого материала [69]. Примерную схему прессования таким способом можно видеть на рисунке 1.7.

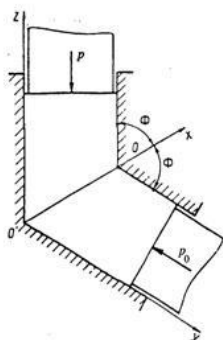


Рисунок 1.7 – Схема метода РКУП

1.2.3 Всесторонняя ковка (abc- пресование)

Схема всестороннейковки представлена на рисунке 1.8. Метод всестороннейковки основан на использовании многократного повторения операций свободнойковки: осадка-протяжка со сменой оси прилагаемого усилия. Однородность деформации в такой технологической схеме по сравнению с РКУП или кручением ниже. Однако данный метод ИПД позволяет получать наноструктурное состояние в хрупких материалах, поскольку обработку начинают с повышенных температур и обеспечивают небольшие удельные нагрузки на инструмент.

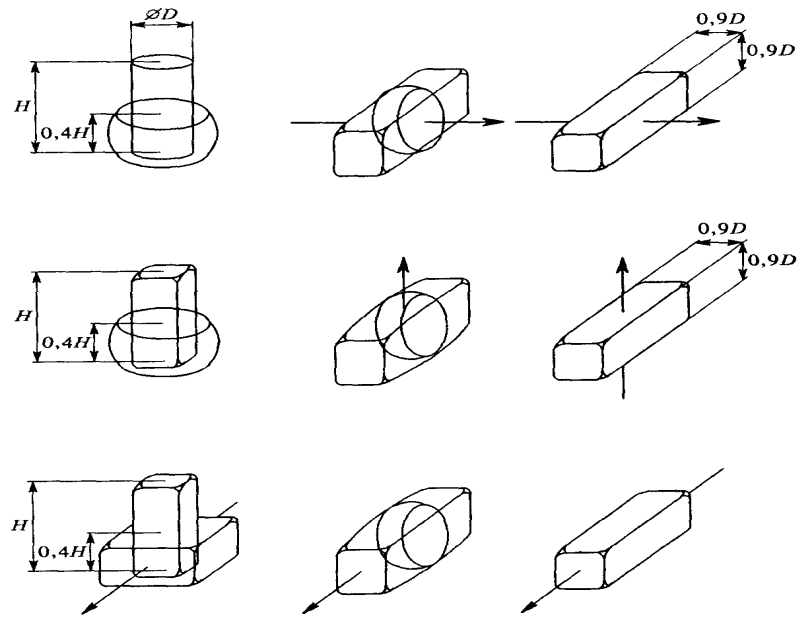


Рисунок 1.8 – Схема всестороннего прессования

1.2.4 Комбинированный метод интенсивной пластической деформации

Для повышения механических характеристик титанового сплава Ti – 45% Nb путем формирования ультрамелкозернистого состояния по всему объему заготовок, в лаборатории физики наноструктурных биоконпозитов ИФПМ СО РАН используется комбинированный метод интенсивной пластической деформации. Данный метод включает абс-прессование и прокатку. Прокатка представлена на рисунке 1.9. Метод основан на использовании многократного повторения операций свободнойковки (или абс-прессования): осадка-протяжка по определенной схеме смены оси прилагаемого усилия (первоначально идет осадка образца вдоль оси z до размера, составляющего 0,4 от исходного, затем полученный образец поворачивают на 90° в плоскости zx и осадка идет вдоль оси x, при этом также обеспечивается соотношение исходного и конечного размеров, как 1:0,4). После этого полученный образец поворачивают на 90° в плоскости xy и также идет осадка до размера 0,4 от исходного по оси y. Следующим этапом

комбинированного метода ИПД является прокатка заготовок, полученных после abc-прессования.

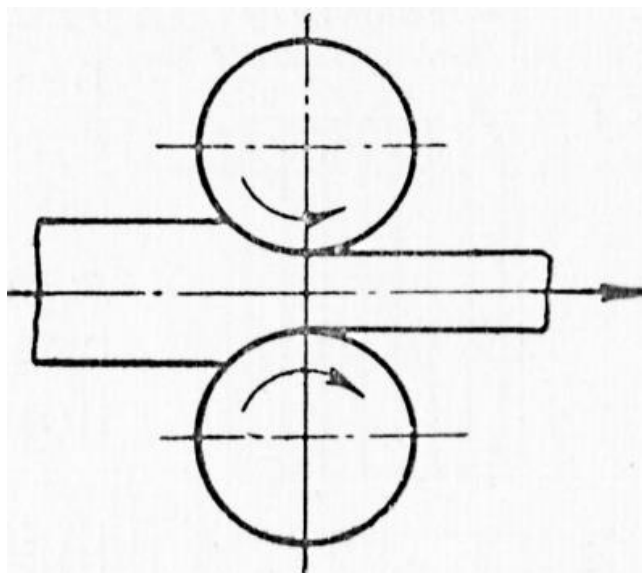


Рисунок 1.9 – Схема прокатки

Прокатка заготовок происходит в 2 этапа: 1) прокатка на прокатном стане в ручьевых вальцах; 2) прокатка в электромеханических вальцах ВЭМ-3 с плоскими вальцами. Перед каждым циклом прокатки все заготовки выдерживаются 20 минут в муфельной печи при температуре 473°К . После прокатки в ручьевых вальцах заготовки титана и титан-ниобия имеют вид прутков с квадратным поперечным сечением. Дальнейшая прокатка в плоских вальцах позволяет получить плоские ленты титана ВТ1-0 в ультрамелкозернистом состоянии по всему объему заготовок.

Как показывают результаты, предложенный комбинированный метод ИПД позволяет значительно повысить прочность материала заготовки, достигая при этом равномерности структуры и изотропии механических свойств. Кроме того, способ является одним из наиболее простых, что значительно сказывается на стоимости получаемых заготовок.

1.3 Метод инфракрасной термографии

Инфракрасная термография (ИК) — это научный способ получения термограммы — изображения в инфракрасных лучах, показывающего картину распределения температурных полей. Термографические камеры обнаруживают излучение в инфракрасном диапазоне электромагнитного спектра (примерно 0,9-14 мкм) и на основе этого излучения создают изображения, позволяющие определить перегретые или переохлаждённые места. ИК излучение занимает на шкале электромагнитных волн спектральную область между концом красного цвета видимой части спектра (с длиной волны равной 0,74 мм) и коротковолновым радиоизлучением (длина волны равная 1-2 мм).

Для удобства инфракрасную область спектра условно разделяют на отдельные участки. В частности, различают ближнее ИК излучение (0,76-1,5 мкм), коротковолновое (1,5-5,5 мкм), длинноволновое (5,6-25 мкм) и дальнее (25-1000 мкм). Любое нагретое тело, имеющее температуру выше абсолютного нуля (273°К), излучает электромагнитные волны в широком спектре частот. Физическая сущность теплового радиоизлучения заключается в наличии заряженных частиц (электроны, ионы), которые находятся в хаотическом движении и обладают свойствами электрической или магнитной полярности. Электромагнитные волны распространяются по всему объёму тела, достигают поверхности и частично излучаются в окружающую среду. Поскольку движение частиц хаотическое, они создают радиоволны различной длины. Максимум интенсивности теплового радиоизлучения при обычной температуре окружающей среды лежит в инфракрасной области спектра (на длине волны около 10 мкм). Это обусловило целесообразность создания ИК тепловидения (термографии) для исследования температурных аномалий.

На сегодняшний день, целесообразность ИК термографической диагностики материалов признана в строительстве, электро-, тепловой и ядерной энергетике, авиакосмической промышленности и др. [70]. Широкое

использование метода ИК термографии подтверждается и существующими нормативными и методическими документами по тепловому контролю:

- ГОСТ Р 53698 «Контроль неразрушающий. Методы тепловые. Термины и определения» [71].
- ГОСТ 26629-85 «Метод тепловизионного контроля качества. Теплоизоляция ограждающих конструкций» [72].
- ГОСТ 25380 «Здания и сооружения. Метод измерения плотности тепловых потоков, проходящих через ограждающие конструкции» [73].
- ГОСТ 26254-84 «Здания и сооружения. Методы определения сопротивления теплопередаче ограждающих конструкций» [74].

Прогресс, достигнутый в создании инфракрасных детекторов, позволил разработать новый эффективный, неразрушающий, бесконтактный метод (инфракрасную термографию) для изучения процессов диссипации энергии при различных деформационных процессах.

Исследование диссипации энергии на поверхности в процессах различного рода нагружениях играет важную роль. Деформация современных материалов сопровождается развитием микроскопических дефектов, которые не могут быть обнаружены вплоть до разрушения образца. В настоящее время остается актуальным вопрос разработки эффективных методов обнаружения микроповреждений и прогнозирования ресурса образца. Инфракрасная (ИК) термография является одним из методов обнаружения момента возникновения и контроля положения трещин в режиме реального времени [70]. Что делает ИК термографию привлекательной для разработки неразрушающего прогнозирования ресурса прочности физического объекта до этапа его разрушения:

- бесконтактность (дистанционность);
- двухмерность (изображение);
- измерения в реальном времени;
- анализ тепловых эффектов;
- применение к любым материалам.

1.3.1 Деформационное поведение различных материалов, исследуемые методом ИК термографии при различных видах нагружения

В работе [75] экспериментально исследованы эффекты диссипации тепла в вершине трещины. В процессе обработки данных реализованы оригинальные алгоритмы компенсации движения образца при циклическом деформировании, а также найдены ключевые характеристики, связанные с процессами тепловыделения в вершине трещины, которые позволили предложить методику определения текущих значений J -интеграла и коэффициента интенсивности напряжений по данным инфракрасной термографии.

Область применимости данной методики существенно шире ранее предложенных методов определения коэффициента интенсивности напряжений, основанных на применении соотношений линейной термоупругости. Совокупность разработанных математических алгоритмов и методика проведения эксперимента существенно повышает точность получаемых результатов по сравнению с ранее опубликованными работами [76] и позволяет надеяться на разработку инженерных методов анализа текущего состоянием трещин в реальных конструкциях в широком диапазоне приложенных напряжений.

В работе [77] были экспериментально изучены особенности распространения тепловых волн в чистом железе при упруго-пластическом переходе, а также получены зависимости скорости накопления энергии в процессе квазистатического деформирования. В том же источнике были исследованы эволюции температуры на поверхности деформируемых металлов, результаты чего говорят следующее, что в квазистатическом случае процессы накопления и диссипации энергии происходят нелинейно и сильно зависят от условий нагружения.

В работе [78] обсуждается возможность применения методов ИК-термографии для изучения закономерностей поглощения и диссипации

энергии при деформировании металлических материалов. Показано, что оптические методы измерения температуры позволяют эффективно, в режиме реального времени, исследовать особенности эволюции дефектов структуры материала, а и при некоторых дополнительных теоретических гипотезах определять термодинамические параметры системы. Также было отмечено, что после анализа данных для величины доли диссипированной энергии, удельная доля диссипированной энергии в нанокристаллическом состоянии не меняется при всех исследованных амплитудах напряжений и скоростях деформаций. Кроме того, измельчение размера зерна приводит к созданию в материале нового механизма диссипации энергии, работающего одинаково эффективно при различных скоростях деформаций и интенсивностях воздействий.

В работе [79] экспериментально изучены термомеханические характеристики ультрамелкозернистых алюминиевых сплавов марок АМц и В95 со средним размером кристаллитов 200 – 600 μm при динамическом сжатии. Также исследование термодинамики процессов деформации в сочетании со структурными исследованиями до и после процесса динамического сжатия дали возможность определить основные механизмы структурной релаксации материалов в процессе динамического сжатия и определить диссипативную способность различных дефектных структур. Кроме того, по результатам инфракрасного сканирования динамического сжатия ультрамелкозернистых образцов из сплавов марок АМц и В95, полученных методом динамического канально-углового прессования, установлена структурно-чувствительная зависимость диссипативной способности материалов. Дополнительно отмечено, что доля диссипированной энергии в УМЗ алюминиевых сплавах существенно выше относительно КК аналога. Данное повышение доли диссипированной энергии обусловлено разным количеством энергии, заключенной в полях напряжений структурных дефектов, в общем балансе энергии при высокоскоростной деформации. Если в процессе динамического сжатия протекают процессы,

увеличивающие этот вклад, доля накопленной энергии возрастает, и наоборот, если преобладают процессы динамического возврата, то наблюдается рост диссипативной способности.

В работе [80] было также проведено экспериментальное исследование механических и термодинамических характеристик субмикроструктурного титана при квазистатическом растяжении и динамическом сжатии. Образцы имели УМЗ структуру, полученную методом равноканального упругого прессования. Кроме того, отмечено, что измельчение зерна в титане привело к увеличению предела пропорциональности на 260% при квазистатических испытаниях и на 25% при динамическом. Исследование термодинамики процесса показало: переход к пластическому деформированию сопровождается интенсивной диссипацией тепла. Доля накопленной энергии в субмикроструктурном титане при квазистатических и динамических испытаниях выше, чем в крупнозернистом. При динамическом нагружении величина накопленной энергии в субмикроструктурном титане остается примерно постоянной и не зависит от скорости и амплитуды нагружения в исследованном диапазоне скоростей деформации.

Объектом исследования в работе [81] является термомеханическое поведение конструкционных материалов с учётом эволюции их реальной структуры. Основное внимание уделяется процессу накопления энергии в материале в ходе его деформирования и взаимосвязи этого процесса с изменением механического поведения, локализацией деформации и разрушением материала. С этой целью детально исследуются процессы тепловыделения и генерации сигналов акустической эмиссии, вызванные эволюцией структуры материала. В работе экспериментально и теоретически исследованы особенности процесса накопления энергии в металлах (армо-железо, титан, сплав В95) при различных скоростях деформации (от 10^{-4} до 103 сек) и с различным размером зерна (от 0.5 мм в железе и до 150 нм в титане), процессы усталостного разрушения и трещинообразования в

пластических (стали марок 35ХМЛ, 03Х17Н14М) и псевдопластических материалах (соляные горные породы).

При проведении исследований использовались экспериментальные методы инфракрасной термографии, акустической эмиссии, трёхмерной профилометрии структурного рельефа. В теоретической части работы - методы статистической механики, термодинамики неравновесных систем, методы вычислительного эксперимента.

В серии статей [82 - 84] производилось исследование деформации стальных образцов при статическом и квазистатическом растяжении с использованием ИК-термографии. Авторы показали, что при использовании ИК-термографии процесс деформирования определяется образованием и развитием полос деформации, в пределах которых сталь находится в пластически активированном состоянии. Вне этих полос материал работает в упругом или в упругопластическом состоянии. Зарождение полос деформации и их развитие определяется расположением дефектов. Вид излома элемента определяется взаимодействием (интерференцией) полос деформации в предельной стадии работы. Сопоставление данных тепловых исследований процесса деформирования стальных образцов с проявлениями полос Людерса на поверхности элементов показывает, что термография позволяет выявить образование полос сдвига на различных стадиях работы элемента при отсутствии других внешних признаков и локализовать участки конструкции с дефектами.

В работе [83] автор говорит, что метод ИК-термографии стальных конструкций показывает высокую точность результатов, чрезвычайную чувствительность к дефектам в стальной конструкции. Также поясняется, что метод ИК-термографии позволяет достаточно быстро определять дефекты, их локализацию и рост при использовании бесконтактного режима как при активном режиме работы теплового контроля, так и при пассивном режиме работы.

Также, автор в работах [82, 83] проводил эксперимент по растяжению стальных образцов плоской формы. Образцы имели специальное строение, то есть такие конструкционно-технологические дефекты, чтобы в процессе эксперимента полосы деформации могли зарождаться у дефектов. Всё испытание регистрировалось компьютерным термографом. Материал использованный для исследования – листовая сталь В Ст3сп толщиной 10мм.

Далее приведен рисунок 1.10 из [83], на котором видно кадры деформирования сварного соединения. Автор отмечает, что на стадии упругого деформирования в накладках зарождаются полосы сдвига, которые направлены в ту же сторону что и сдвиговое напряжение. Ширина полос увеличивается с ростом приложенного напряжения. Полосы сдвига выделяют тепло, которое далее регистрируется ИК-камерой.

Авторы работ [82, 83] отметили, что сканирование стальных элементов на основе ИК термографии обладает высокой чувствительностью, наглядностью и объективностью результатов и позволяет при упругой и упругопластической стадиях работы материала определять локализацию деформаций и возможные очаги зарождения разрушения в стальных конструкциях с различными типами соединений элементов.

В следующей статье [85] было изучено деформационное поведение различных материалов при различных вариантах нагружения с использованием ИК-термографии. Например, в работе [44], был проведен эксперимент с использованием гибридных пен на основе полиуретана с добавкой металлов и их комбинаций. Исследование деформаций проводилось комбинированным методом ИК-термографии (IRT) и цифровой корреляцией изображений (DIC).

Полученные изображения IRT труднее интерпретировать, чем данные полученные с DIC, поскольку информация поступает не только с поверхности, но и с объема. Тем не менее, видна широкая тепловая полоса, которая начинается больше в центре пены и проходит в правый верхний угол. Полоса нагрева на изображениях IRT сравнима с полосой деформации на

изображениях DIC. Однако тепловая полоса представляет более актуальный вид деформации из-за влияния тепловой конвекции и теплового потока, снижающих температуру во времени и от внешних к внутренним поверхностям пены.

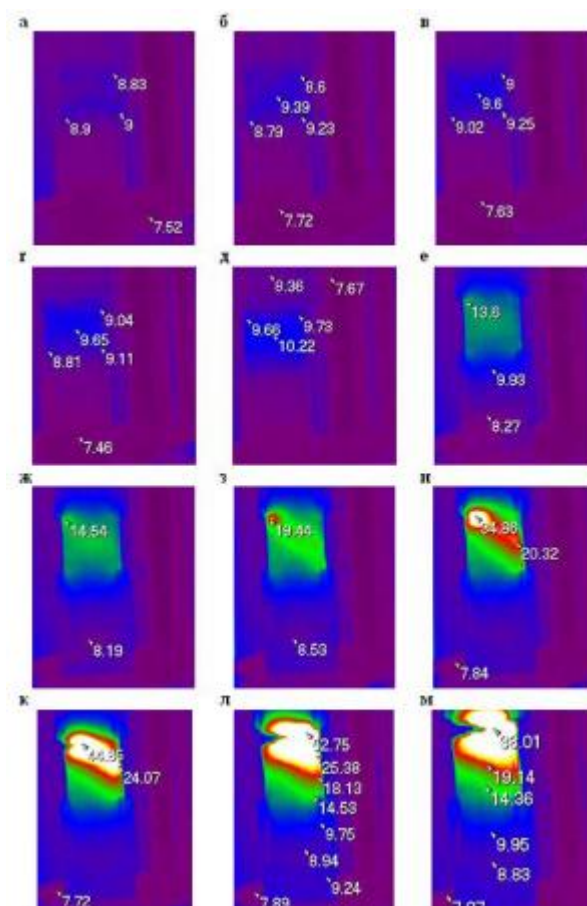


Рисунок 1.10 – Термограмма деформирования образца с накладками (а - м) [44]

Изображения IRT также очерчивают полосу нагрева, которая представлена на рисунок 1.11, видно, что полоса шире соответствующей полосы деформации в DIC. Тепловая полоса развивается в объеме и вызвана процессами диссипативной деформации во всем объеме. Поэтому на распределение температуры на поверхности образца влияет теплопроводность в объеме, тогда как полоса деформации DIC дает только деформацию на одной из четырех поверхностей. Следовательно, IRT отражает эволюцию зон

локализации из-за микроструктурных дефектов всей пены, в то время как DIC отражает только результаты дефектов на одной поверхности.

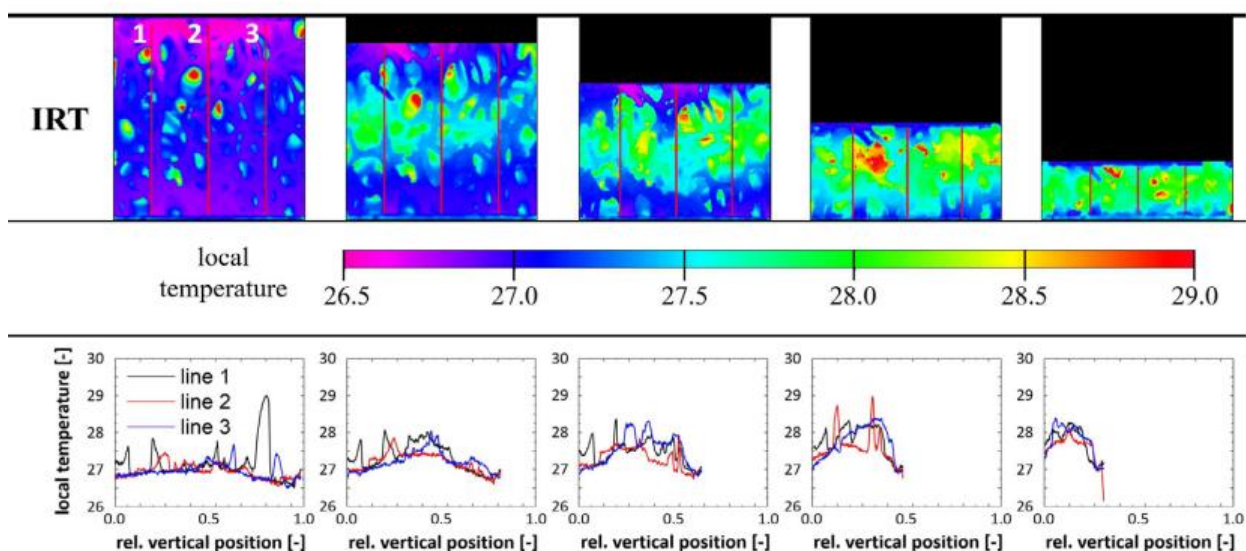


Рисунок 1.11 – Термограмма для гибридной Ni/Pu пены при одноосном сжатии

Парная работа DIC с IRT дает дополнительную информацию о мезомеханическом механизме деформации в объеме, в то время как DIC предоставляет только информацию с поверхности. IRT обнаруживает источник деформации в объеме и выделяет самые горячие области как наиболее деформированные части и, следовательно, самые слабые части пены, возникающие в результате микроструктурных дефектов. IRT отражает развитие деформации на основе микроструктурных дефектов всей пены, в то время как DIC представляет только деформацию, возникающую в результате поверхностных дефектов. Кроме того, из-за теплопроводности IRT выделяет зависящую от времени деформацию, где самая горячая точка принадлежит текущей зоне деформации.

1.3.2 Исследование влияния УМЗ состояния на деформационное поведение сплава Zr-1Nb

В источнике [86] проводились исследования деформационного поведения циркониевых и ниобиевых сплавов. Исследования проводились на базе ИФПМ, ТГУ, ТПУ.

В статье [86, 87] были изучены особенности микроструктуры, деформации и разрушения биоинертного сплава Zr-1 мас.% Nb в крупнозернистом и ультрамелкозернистом состояниях. На рисунке 1.12 приведены микроструктура и гистограммы распределения структурных элементов по размерам для сплава Zr-1Nb в КК и УМЗ состояниях. По результатам оптических и электронно-микроскопических исследований установлено, что для КК состояния микроструктура сплава Zr-1Nb представлена матричными зёрнами α -Zr (ГПУ-решетка) и частицами β -Nb (ОЦК-решетка), расположенными по границам и в теле матричных зёрен, рисунок 1.12 *а, б*. В микроструктуре большую часть объёма занимают зёрна α -Zr с размерами в интервале 2-3 мкм, рисунок 1.12 *в*. Однако, наблюдаются зёрна с размерами менее 2 мкм и более 3 мкм в небольшом количестве. Средний размер зёрна α -Zr в КК состоянии составил 2,8 мкм, а средний размер частиц β -Nb составил 0,4 мкм.

ИПД приводит к измельчению зёрен сплава Zr-1Nb и формированию зеренно-субзеренной структуры, включающей зёрна, субзёрна и фрагменты, рисунок 1.12 *в, г*. На светлопольном изображении большом количестве присутствуют контура экстинкции, которые, в основном, локализованы по границам субзёрен и фрагментов. На микродифракции наблюдается большое количество точечных рефлексов, расположенных по окружностям с типичным азимутальным размытием, указывающее на присутствие как большеугловых, так и малоугловых разориентаций.

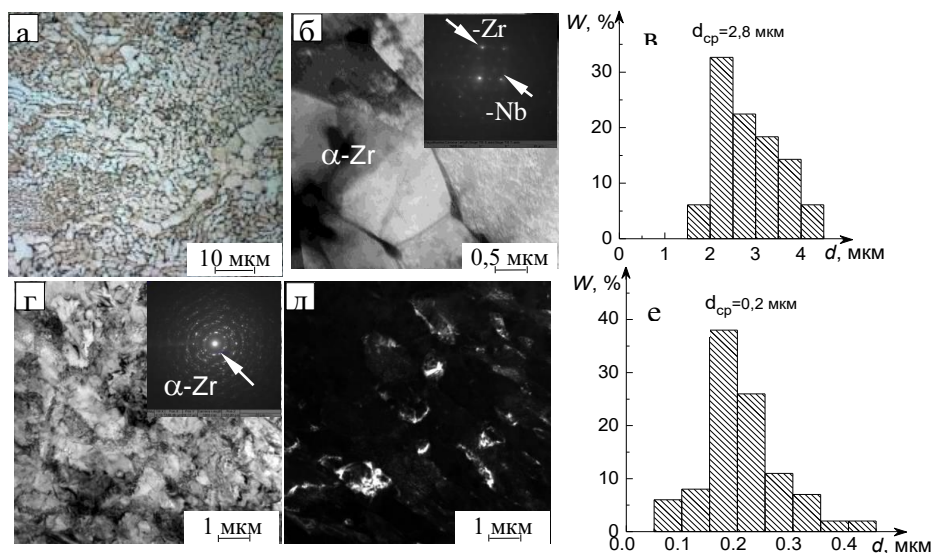


Рисунок 1.12 – Оптическое (а) и электронно-микроскопические светлопольные с соответствующими микродифракциями (б, г) и темнопольное (д) изображения сплава Zr-1Nb и гистограммы распределения зерен (элементов структуры) по размерам (в, е): а-крупнокристаллическое состояние, г-е- ультрамелзернистое состояние [86]

Расшифровка микродифракций показала наличие рефлексов высокой интенсивности от основной фазы α -Zr и низкой интенсивности от фазы β -Nb. Следует отметить, что на светлопольных изображениях выделения β -Nb явно не наблюдаются. Дополнительно частицы фазы β -Nb на светлопольных изображениях идентифицировали при микрорентгеноспектральном анализе элементного состава. Частицы β -Nb с размерами 40-60 нм располагаются по границам и в теле зерен матричного зерна α -Zr. Средний размер элементов структуры составил 0,2 мкм, отмечено на рисунке 1.12. е, что соответствует УМЗ состоянию.

Показано, что образованная ультрамелкозернистая структура обеспечивает высокие механические свойства сплавов и оказывает влияние на стадийность деформационных кривых и характер зависимости максимальной температуры от времени деформирования. Далее на рисунке 1.13 показаны истинные деформационные кривые и зависимости коэффициентов деформационного упрочнения для Zr-1Nb сплавов в КК и УМЗ состояниях.

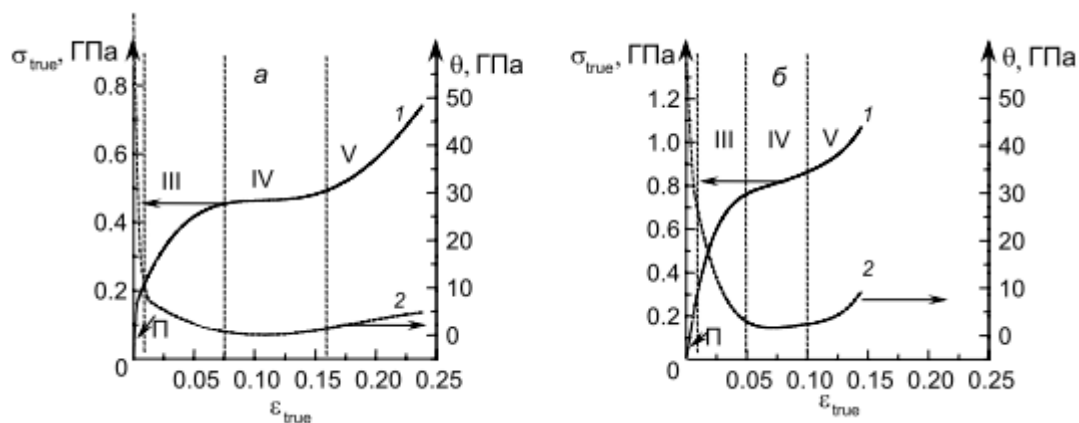


Рисунок 1.13 – Истинные деформационные кривые 1 и зависимости коэффициента деформационного упрочнения, кривая 2 для Zr-1Nb (а, б) сплава в КК и УМЗ состояниях [87]

1.4 Метод лазерной вспышки

Метод лазерной вспышки (измерение температуропроводности) состоит в том, что передняя сторона плоскопараллельного образца твердого тела нагревается коротким лазерным импульсом. Тепло распространяется через образец и вызывает увеличение температуры на его задней поверхности [88]. Это возрастание температуры измеряется в зависимости от времени с помощью инфракрасного детектора. Температуропроводность (а) и, в большинстве случаев, удельная теплоемкость (C_p) могут быть определены по измеренному сигналу.

Суть метода лазерной вспышки состоит в том, что короткий импульс лучистой энергии поглощается в тонком слое фронтальной поверхности плоского образца. Вызванное этим возмущение температуры, рисунок 1.14 регистрируется на тыльной поверхности образца.

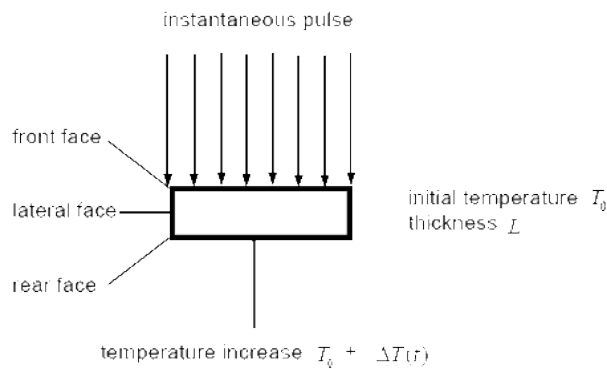


Рисунок 1.14 – Схема метода лазерной вспышки

Полученная в этом случае информация содержит данные, связанные с коэффициентом температуропроводности (термической диффузии), теплоемкостью и теплопроводностью образца:

$$T = T_{max} \left[1 + 2 \sum_{n=1}^{\infty} (-1)^n \times \exp\left(\frac{-n^2 \pi^2 a t}{l^2}\right) \right], \quad (1.2)$$

$$a = \frac{1,388 \times l^2}{\pi^2 \tau_{1/2}}, \quad (1.3)$$

$$C_p = \frac{Q}{T_{max} \times m}, \quad (1.4)$$

$$\lambda = a \times C_p \times \rho, \quad (1.5)$$

где a – температуропроводность, l – толщина образца, m – масса образца, ρ – плотность образца, $\tau_{1/2}$ – время достижения половины амплитуды перегрева образца, C_p – теплоемкость образца, Q – энергия поглощенная образцом, T_{max} – амплитуда перегрева образца, λ – теплопроводность.

Для интерпретации результатов применяется метод, разработанный Паркером [88]. Оригинальный метод Паркера применяется при следующих допущениях:

- адиабатный, гомогенный, изотропный образец
- однородный импульсный нагрев
- стремящаяся к 0 длительность импульса (импульс должен описываться распределением Дирака)

При облучении идеального образца при идеальных условиях температура обратной поверхности образца после облучения возрастает до определенного значения и затем остается постоянной, рисунок 1.15, кривая А.

На практике перечисленные идеальные условия труднодостижимы, поэтому на реальных кривых, рисунок 1.15, кривые В и С, наблюдается максимум, после достижения которого значения начинают уменьшаться.

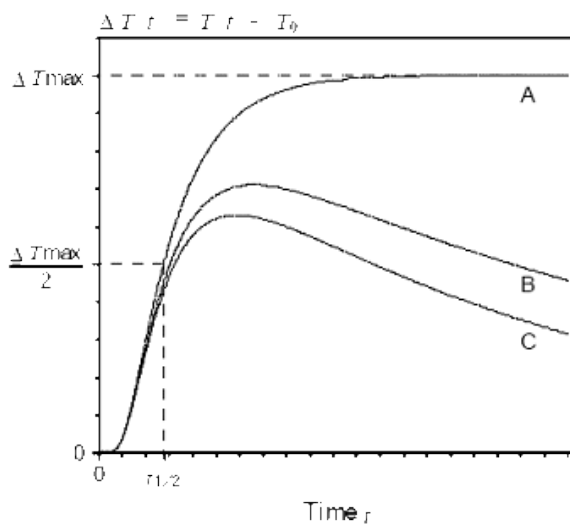


Рисунок 1.15 – График изменения температуры на тыльной поверхности образца в зависимости от времени (А – идеальная кривая; В, С – реальные кривые).

Для применения данного метода к реальным условиям, были разработаны различные техники и модели, учитывающие неидеальность условий эксперимента:

- потери тепла и излучение поверхности образца,
- конечность лазерного импульса,
- неоднородность импульсного нагрева,
- неомогенность и неизотропность материала (например, в случае композитов).

Для учета потерь тепла и излучения поверхности образцы испытывают относительно образца сравнения или обрабатывают поверхность специальными материалами (графит).

1.4.1 Определение коэффициента термической диффузии

По зависимости температуры обратной поверхности образца (при помощи формулы 1.3) определяют температуропроводность (коэффициент термической диффузии). Затем, зная поглощенную образцом энергию, толщину, диаметр и массу образца можно определить теплоемкость материала, рассчитать плотность и теплопроводность материала.

1.4.2 Определение теплоемкости

Несмотря на то, что определение температуропроводности является абсолютным методом, теплоемкость определяют дифференциальным методом: пробу испытывают относительно образца сравнения.

1.4.3 Расчет теплопроводности

Теплопроводность рассчитывается из данных по определению температуропроводности и теплоемкости. Теплоемкость может быть определена либо методом лазерной вспышки как описано выше, либо независимо, при помощи дифференциального сканирующего калориметра.

Расчет проводится по формуле (1.5), из которой следует необходимость информации о плотности вещества. Если известна масса и размеры пробы, то эта величина может быть легко рассчитана.

Таким образом, в данном литературном обзоре проведено краткое описание метода ИК термографии, структурного состояния сплава после ИПД, методов формирования УМЗ структуры. Из литературного анализа видно, что для успешного практического использования сплавов на основе титана и ниобия, разработки для медицины и техники необходимо понимание процессов пластической деформации и разрушения. Перспективным методом анализа процесса достижения предельного состояния материала является метод ИК термографии, позволяющий проследить за изменением температуры во всем диапазоне деформирования образца. В тоже время, число работ, в которых исследуется деформационное поведение УМЗ материалов с использованием метода ИК термографии носят единичный характер.

ГЛАВА 2. Методика эксперимента

2.1 Подготовка образцов для эксперимента

В качестве объекта исследования в научной работе были использованы образцы титана VT1-0 и сплава на основе титана и ниобия состава Ti-45 мас.% Nb (Ti-45Nb) в крупнокристаллическом (исходном) и ультрамелкозернистом состояниях. Для формирования УМЗ состояния в образце титана VT1-0 и сплаве Ti-45Nb был использован комбинированный метод ИПД. Метод основан на использовании многократного повторения операций свободнойковки (или *abc*-прессования): осадка-протяжка по определенной схеме смены оси прилагаемого усилия, схема прессования представлена на рисунке 2.1.

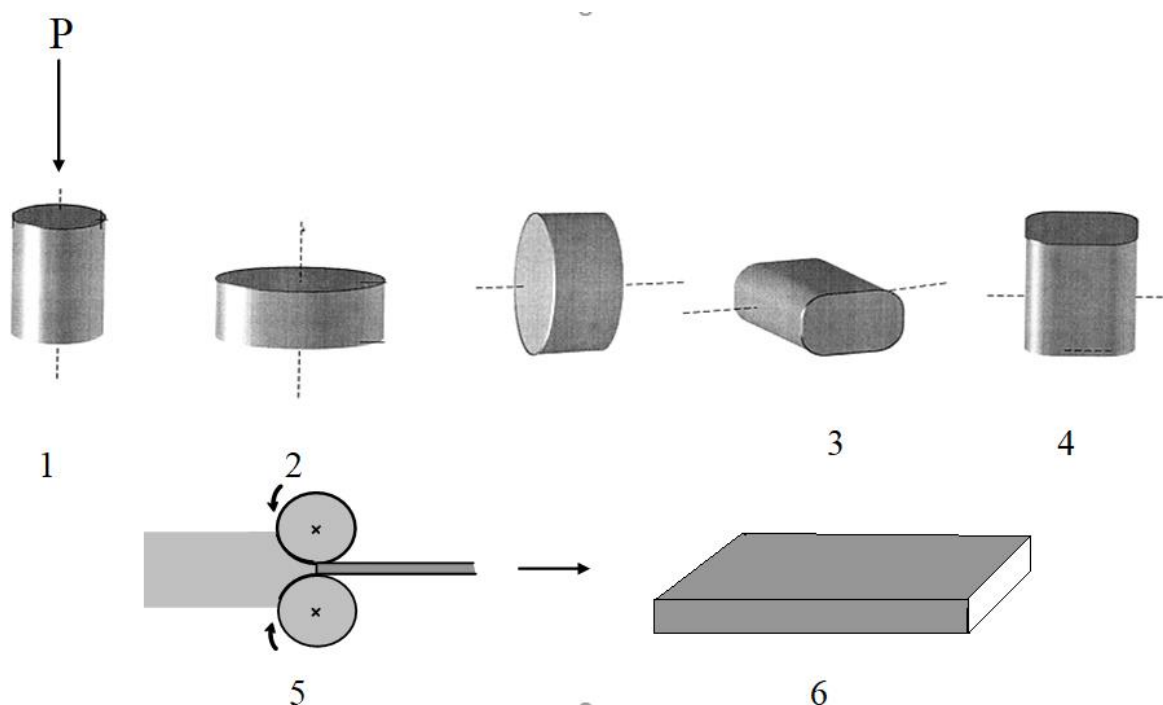


Рисунок 2.1 – Схема свободного *abc*-прессования и последующей прокатки заготовок: 1 – исходная заготовка (стрелкой показано направление приложенной нагрузки при прессовании), 2 – заготовка после первого цикла прессования, 3,4 – повторение последующих циклов прессования со сменой оси деформации, 5– прокатка, 6 – вид заготовки после прокатки в плоских валках

На этапе прессования применяли трехцикловое *abc*-прессование заготовки с ее поворотом после каждого цикла прессования на 90° вокруг продольной оси, перпендикулярной направлению предыдущего прессования. При этом цикл состоял из трехкратного прессования при заданной температуре. Температура заготовки после каждого цикла прессования ступенчато понижалась в интервале 773-673 К. Величина относительной деформации заготовок на каждом прессовании составила 40-50%. На втором этапе заготовки деформировали многоходовой прокаткой при комнатной температуре до суммарной степени деформации 75%. Для понижения остаточных внутренних напряжений и повышения пластичности после прокатки заготовки в виде пластин с размерами (1x13x320) мм подвергали отжигу в среде аргона при температуре 300°C в течение 1 часа.

Перед деформационной обработкой образцы сплава Ti-45Nb отжигали при температуре 1100°C в течение 1 часа в аргоне с последующей закалкой в воду. Для формирования КК состояния в сплаве Ti-45Nb был применен рекристаллизационный отжиг образцов сплавов в УМЗ состоянии [89].

2.2 Испытание на растяжение

Для исследования деформационного поведения сплавов применялись стандартные плоские образцы, изготовленные по ГОСТ 25.502, тип IV. Механические испытания выполнялись на универсальном сервогидравлическом испытательном стенде Instron VHS 40/50-20 (“INSTRON”, Великобритания). Эксперименты по одноосному растяжению плоских образцов проводили с постоянной скоростью деформации $0,01 \text{ c}^{-1}$. Усилие регистрировали с помощью датчика DYNACELL (“INSTRON”, Великобритания) с точностью до 0,2%. Регистрация удлинения образцов для обеспечения видимости температурного поля осуществлялась не по удлинению их рабочей части, а через перемещение подвижного захвата, фиксируемого датчиком перемещений. Одновременно с регистрацией

перемещений захвата и усилий проводилась запись температурных полей на поверхности рабочей части образцов методом ИК термографии. Эволюция температурного поля, обусловленная диссипацией энергии пластической деформации в процессе растяжения образцов, записывалась в цифровом виде последовательностей ИК термограмм, полученных с помощью измерительной тепловизионной системы FLIR SC 7700M. Частота записи составляла 115 Гц.

Для определения истинных напряжений были выбраны 30 кадров из совокупности кадров тепловизионной съемки всего процесса растяжения образцов. Первое изображение соответствовало началу процесса растяжения в момент времени τ_0 . По изображению в момент времени τ_0 выполнялась калибровка для определения ширины образцов в последующие моменты времени.

В работе были рассчитаны следующие характеристики. Условное напряжение σ_{eng} определялось, используя соотношение:

$$\sigma_{eng} = \frac{F_0}{S_0}, \quad (2.1)$$

где F_0 – нагрузка, приложенная к образцу, S_0 – поперечное сечение рабочей части образца, $S_0 = a_0 \times b_0$, a_0 – ширина образца, b_0 – толщина образца.

Условная деформация ε_{eng} определялась по формуле:

$$\varepsilon_{eng} = \frac{\Delta l}{l_0}, \quad (2.2)$$

где Δl – удлинение рабочей части образца, l_0 – начальная длина рабочей части образца. Истинное напряжение σ_{true} вычислялось по следующей формуле:

$$\sigma_{true} = \frac{F(1 + \varepsilon_{eng})}{S_0}, \quad (2.3)$$

а истинное напряжение в зоне «шейки» - по формуле:

$$\sigma_{true} = \frac{F}{S_i}, \quad (2.4)$$

где $S_i = a_i \times b_i$, где S_i – площадь поперечного сечения в «шейке» образца для i -го кадра, a_i – ширина образца в области «шейки» для i -го кадра, b_i – толщина образца в области «шейки» для i -го кадра, причем, $b_i = b_0 \times a_i / a_0$.

Истинная деформация ε_{true} определялась, используя соотношение:

$$\varepsilon_{true} = \ln(1 + \varepsilon_{eng}) \quad (2.5)$$

2.3 Микроструктура титана VT1-0 и сплава Ti-45%Nb до и после ИПД

Результаты исследований показали, что в исходном состоянии микроструктура титана VT1-0 имеет крупнозернистую структуру, рисунок 2.2.

В теле зерен наблюдаются хаотически расположенные дислокации. Микродифракционный анализ подтвердил наличие ГПУ решетки, соответствующей титану в α -модификации.

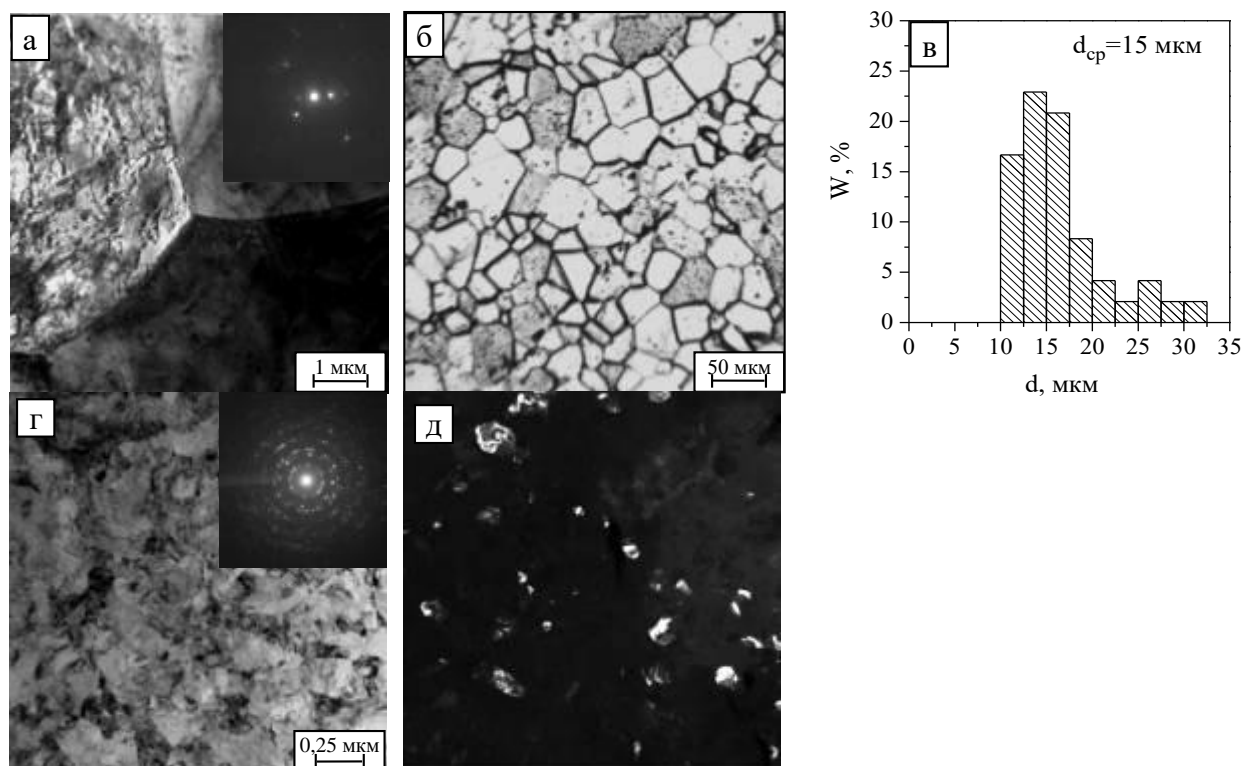


Рисунок 2.2 – Микроструктура крупнозернистого титана VT1-0 (а, б) и гистограмма распределения зерен по размерам (в); электронно-микроскопическое светлопольное с соответствующей микродифракцией (а) и оптическое (б) изображения [90].

Зерна имеют равноосную форму, их размер варьирует от 10 до 35 мкм рисунок 2.2 б, в. Средний размер зерна титана в исходном состоянии -15 мкм, рисунок 2.2 в.

На рисунке 2.3 приведены микроструктура и гистограммы распределения зерен по размерам для сплава Ti-45Nb в КК и УМЗ состояниях. В КК состоянии на оптическом и электронно-микроскопическом светлопольном изображениях наблюдаются полиэдрические зерна β -фазы (твердый раствор Ti и Nb с ОЦК-решеткой, рисунок 2.3 а, б) [91].

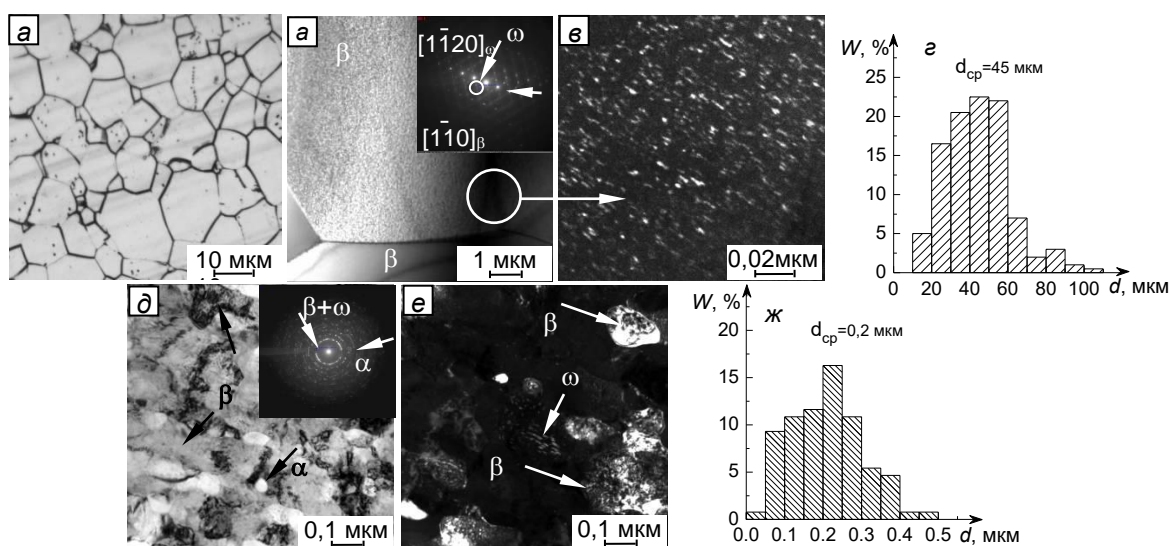


Рисунок 2.3 – Оптическое (а) и электронно-микроскопические светлопольные с соответствующими микродифракциями (б, д), темнопольные (в, е) изображения сплава Ti-45Nb и гистограммы распределения зерен (элементов структуры) по размерам (з, ж): а-г – крупнокристаллическое состояние, д-ж – ультрамелкозернистое состояние [91]

На темнопольном изображении внутри зерен β -фазы видны эллипсоидные частицы ω -фазы с размерами 10-20 нм, рисунок 2.3 в. Средний размер зерна β -фазы составил 45 мкм, рисунок 2.3 а, г.

В результате двухэтапной деформационной обработки по всему объему заготовки сплава Ti-45Nb было сформировано УМЗ состояние со средним размером элементов структуры равном 0,2 мкм. На рисунке 2.3 д, е

представлены изображения микроструктуры сплава Ti-45Nb в УМЗ состоянии. На светлопольном изображении хорошо видны субзерна и фрагменты, имеющие форму, близкую к равноосной, но сама структура неравновесная. Границы зерен и субзерен «размыты». На светлопольных изображениях микроструктуры наблюдаются контура экстинкции. Рефлексы на микродифракции расположены по окружностям, что указывает на значительное измельчение исходной структуры и свидетельствует о присутствии высокоугловых границ зерен. При идентификации микродифракций были выявлены рефлексы от трех фаз: матричной β -фазы на основе твердого раствора титана или ниобия (ОЦК-решетка); α -фазы титана (ГПУ-решетка) и неравновесной ω -фазы (ГП-решетка).

Микроструктура сплава Ti-45Nb в КК состоянии представлена матричными субзернами β -фазы (твердый раствор Ti и Nb с ОЦК-решеткой, средний размер - 45 мкм), дисперсно-упрочненными наноразмерной ω -фазой (ГП-решетка, средний размер - 15 нм). ИПД приводит к измельчению зерен сплава Ti-45Nb, формированию зеренно-субзеренной структуры, а также образованию новой α -фазы титана (ГПУ-решетка). Средний размер структурных элементов β -фазы равен 0.2 мкм, а α -фазы и ω -фазы - 50 нм и 15 нм, соответственно. Согласно данным просвечивающей электронной микроскопии и рентгеноструктурного анализа и в УМЗ сплаве доля α -фазы составляет 7 % объема, а ω -фазы около 3 % объема Ti-45Nb [92].

2.4 Измерение теплофизических свойств

Измерение терматуропроводности сплава Ti-45Nb в КК и УМЗ состояниях было проведено методом лазерной «вспышки» (метод Паркера [88]) на приборе LFA 457 MicroFlash (NETZSCH, Германия) при комнатной температуре. Фронтальную поверхность образцов облучали лазерным импульсом, температуру тыльной поверхности образцов измеряли с помощью быстродействующего ИК-термометра.

Значения теплоемкости сплавов были рассчитаны на основе экспериментальных данных, полученных в результате дифференциального термического анализа (ДТА) исследуемых сплавов и эталонного материала с известной теплоемкостью (сапфира). ДТА проводился на приборе “Netzsch STA 449 C Jupiter”. Удельная теплоемкость определялась по следующей формуле:

$$Cp_{обр} = Cp_{эт} \times \frac{m_{эт}}{m_{обр}} \times \frac{(ДТА_{обр} - ДТА_{сист})}{(ДТА_{эт} - ДТА_{сист})}, \quad (2.6)$$

где $Cp_{обр}$ – удельная теплоемкость исследуемого образца, $Cp_{эт}$ – удельная теплоемкость эталонного образца (сапфира), $m_{эт}$ – масса эталонного образца, $m_{обр}$ – масса исследуемого образца, $ДТА_{обр}$ – сигнал дифференциальной термопары (ДТ), зарегистрированный при нагреве образца, $ДТА_{сист}$ – сигнал ДТ, зарегистрированный при нагреве пустой системы, $ДТА_{эт}$ – сигнал ДТ, зарегистрированный при нагреве эталонного образца.

2.5 Диссипации и накопление энергии при деформации

Используя истинные деформационные кривые, была оценена удельная полная механическая работа деформации при растяжении:

$$A = \int_0^{\varepsilon_{max}} \sigma_{true} d\varepsilon_{true}, \quad (2.7)$$

где ε_{max} – максимальная деформация в образце до разрушения. Работа пластической деформации определялась как

$$A_p = A - A_e \quad (2.8)$$

где A_e – работа упругой деформации. С использованием данных, полученных тепловизионным методом, были оценено удельное количество, выделившееся теплоты Q , и поглощенная энергия Es в процессе деформирования:

$$Q = c \frac{m}{V} \Delta T, \quad (2.9)$$

где c – теплоемкость материала образца, m – масса образца, V – объем образца, ΔT – среднее изменение температуры на поверхности образца в процессе деформирования образца.

$$E_s = A_p - Q, \quad (2.10)$$

ГЛАВА 4. Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение

ЗАДАНИЕ ДЛЯ РАЗДЕЛА «ФИНАНСОВЫЙ МЕНЕДЖМЕНТ, РЕСУРСОЭФФЕКТИВНОСТЬ И РЕСУРСОСБЕРЕЖЕНИЕ»

Студенту:

Группа	ФИО
4БМ9И	Хоробрый Алексей Владимирович

Школа	ИШНПТ	Отделение школы (НОЦ)	ОМ
Уровень образования	Магистрант	Направление	22.04.01 Material Science

Исходные данные к разделу «Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение»:

1. Стоимость ресурсов научного исследования (НИ): материально-технических, энергетических, финансовых, информационных и человеческих	<ul style="list-style-type: none"> • Стоимость труда – 170 тыс. руб • Бюджет НИИ - 250 тыс. руб.
2. Нормы и нормативы расходования ресурсов	<ul style="list-style-type: none"> • Стоимость электричества – 5,8 руб/кВт
3. Используемая система налогообложения, ставки налогов, отчислений, дисконтирования и кредитования	<ul style="list-style-type: none"> • Амортизация – 904 рубля

Перечень вопросов, подлежащих исследованию, проектированию и разработке:

1. Оценка коммерческого и инновационного потенциала НИИ	сравнительный анализ с другими исследованиями в этой области;
2. Разработка устава научно-технического проекта	SWOT-анализ
3. Планирование процесса управления НИИ: структура и график проведения, бюджет, риски и организация закупок	Расчёт времени на проект Создание расписания на проект Расчёт научного и технического исследовательского бюджета
4. Определение ресурсной, финансовой, экономической эффективности	интегральный показатель ресурсоэффективности разрабатываемого проекта.

Перечень графического материала (с точным указанием обязательных чертежей):

1. Оценка конкурентоспособности технических решений
2. Матрица SWOT
3. График проведения и бюджет НИИ
4. Оценка ресурсной, финансовой и экономической эффективности НИИ
5. Потенциальные риски

Дата выдачи задания для раздела по линейному графику

Задание выдал консультант:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент	Меньшикова Е. В.	к. ф. н		

Задание принял к исполнению студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
4БМ9И	Хоробрый А. В.		

4.1 Анализ конкурентных технических решений с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения

Проект был направлен на изучение механических, а также тепловых свойств титанового сплава Ti-45Nb в крупнокристаллическом (исходном) и ультрамелкозернистом состояниях, а также сравнение результатов со сплавом чистого титана марки VT1-0 в таких же структурных состояниях. Планируется, что сплав Ti-45Nb будет использоваться, как биомедицинский имплантат. Исследование проводилось на универсальном сервогидравлическом испытательном стенде Instron VHS 40/50-20 ("INSTRON", Великобритания). Образцы растягивались в одноосном направлении. В течении растяжения также регистрировались термические поля с помощью измерительной тепловизионной системы FLIR SC 7700M. После испытаний был проведен анализ данных, а также был произведен расчет условных, истинных кривых вида «напряжение - деформация». После обработки термофильмов были рассчитаны дессипации энергии для обоих видов образцов.

В качестве материалов используемых для проведение сравнительного анализа были выбраны: B_{ϕ} – титановый сплав Ti – 45.%Nb, $B_{к1}$ – чистый титан марки VT1-0, $B_{к2}$ – керамический имплантат оксида циркония.

Анализ конкурентных технических решений с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения позволяет провести оценку сравнительной эффективности научной разработки и определить направления для ее будущего повышения.

Целесообразно проводить данный анализ с помощью оценочной карты, пример которой приведен в табл. 1. Для этого необходимо отобрать не менее трех-четырех конкурентных товаров и разработок.

Таблица 4.1 – Оценочная карта для сравнения конкурентных технических решений (разработок)

Критерии оценки	Вес критерия	Баллы			Конкуренто-		
		Б _ф	Б _{к1}	Б _{к2}	К _ф	К _{к1}	К _{к2}
1	2	3	4	5	6	7	8
Технические критерии оценки ресурсоэффективности							
1.Твёрдость	0,2	5	4	5	1	0,8	1
2. Прочность при растяжении и сжатии	0,15	4	4	5	0,6	0,6	0,75
3. Усталостная прочность	0,15	5	4	4	0,75	0,6	0,6
4. Модуль Юнга	0,25	5	4	2	1,25	1	0,5
5. Биосовместимость	0,25	5	3	4	1,25	0,75	1
Итого	1				5,35	3,75	3,75

Анализ конкурентных технических решений определяется по формуле:

$$K = \sum V_i \cdot B_i, \quad (4.1)$$

где K – конкурентоспособность научной разработки или конкурента;

V_i – вес показателя (в долях единицы);

B_i – балл i -го показателя.

Основываясь на знаниях о конкурентах, следует объяснить:

- чем обусловлена уязвимость позиции конкурентов и возможно занять свою нишу и увеличить определенную долю рынка;
- в чем конкурентное преимущество разработки.

Выводы:

Для исследования были взяты материалы Б_ф – титановый сплав Ti – 45.%Nb, Б_{к1} – чистый титан марки BT1-0, Б_{к2} – керамический имплантат оксида циркония. Из таблицы видно, что по техническим критериям оценки ресурсоэффективности, наиболее лучшим материалом является титан –

ниобиевый сплав. Однако титановый сплав данной системы, находится ещё в разработке. И согласно литобзору показывает отличные механические свойства близкие к механическим свойствам кортикальной кости.

После начала использования данного сплава в качестве имплантата, он сможет заменить чистый титановый сплав. Также данный материал может использоваться в аэрокосмической отрасли.

4.2 SWOT-анализ

Таблица 4.2 – SWOT-анализ

	Сильные стороны научно-исследовательского проекта:	Слабые стороны научно-исследовательского проекта:
	<p>С1. Оптимальные технические характеристики.</p> <p>С2. Экологичность технологии.</p> <p>С3. Вариативность применения</p>	<p>Сл1. Отсутствие прототипа научной разработки</p> <p>Сл2. Отсутствие необходимого оборудования для проведения испытания опытного образца</p> <p>Сл3. Дорогой материал для серийного производства</p>
<p>Возможности:</p> <p>В1. Использование инновационной инфраструктуры ИФПМ СО РАН</p> <p>В2. Появление спроса на новый сплав Ti-Nb, как в медицинском приложении, так и в аэрокосмической отрасли</p> <p>В3. Повышение стоимости конкурентных разработок</p>	<p>Из анализа следует, что данная разработка является перспективной, так как у сплава хорошие показатели биосовместимости с костью человека, а также ряда механических свойств, которые не конфликтуют с кортикальной тканью человека.</p>	<p>Можно отметить, что в Томске нет производства, которое бы могло производить данный материал. Также нет прототипа, который бы уже использовался кем-то.</p>

<p>Угрозы: У1. Отсутствие спроса на новый материал из-за высокой стоимости производства, аналоги дешевле У2. Введение дополнительных государственных требований к сертификации биомедицинских материалов в качестве имплантата У3. Отсутствие поддержки проекта со стороны государственных научных фондов</p>	<p>Как говорилось ранее, после выхода на рынок сплав Ti-45Nb может заменить ряд аналогов из чистого титана.</p>	<p>На данный момент сплав все еще не применялся в качестве опытного образца. Этот факт говорит о том что конкуренты могут далее захватывать рынок и новинка не сможет найти свою нишу. Однако с помощью механических и тепловых показателей, а также с использованием маркетинга, можно продвинуть материал на рынок, как новинку.</p>
---	---	--

4.3 Инициация проекта

4.3.1 Цели и результат проекта.

Таблица 4.3 – Заинтересованные стороны проекта

Заинтересованные стороны проекта	Ожидания заинтересованных сторон
ИФПМ СО РАН	Получить понимание тепловых переходов в сплаве Ti-45Nb при квазистатическом растяжении в различных структурных состояниях.

Таблица 4.4 – Цели и результат проекта

Цели проекта:	Установить влияние ультрамелкозернистого состояния на температуропроводность и теплоемкость сплава Ti-45Nb, а также процессы диссипации и накопления энергии в процессе деформирования сплава.
Ожидаемые результаты проекта:	Выявление физических закономерностей между параметрами структуры и характеристиками деформации и разрушения в условиях статического и циклического нагружения сплавов на основе титана и ниобия. Установление закономерностей диссипации и накопления энергии в сплавах на основе титана, циркония и ниобия при статическом нагружении с использованием метода инфракрасной термографии.
Критерии приемки результата проекта:	Отчёт о проделанной работе, в котором содержится информация о явлениях, происходивших при растяжении титанового сплава и чистого титана, в формате .doc (Word), включающий в себя, описание процессов теплопередачи, а также графические зависимости вида «напряжение - деформация» и тепловые кривые.
Требования к результату проекта:	Требование:
	Использование программы OriginPro 8.1 для расчёта кривых, а также для расчёта диссипации энергии.
	Описание процессов перехода тепла по образцу Ti-45Nb во время растяжения.

4.3.2 Организационная структура проекта.

Таблица 4.5 – Рабочая группа проекта

№ п/п	ФИО, основное место работы, должность	Роль в проекте	Функции	Трудовые затраты, час.
1	Легостаева Е. В., ИФПМ СО РАН, старший научный сотрудник	руководитель	Предоставление данных для обработки и расчётов	56
2	Хоробрый А. В., ИФПМ СО РАН, лаборант	исполняющий	Производство расчётов, построение графиков и их описание	744
ИТОГО:				800

4.3.3 Ограничения и допущения проекта.

Таблица 4.6 – Ограничения проекта

Фактор	Ограничения/ допущения
3.1. Бюджет проекта	210000
3.1.1. Источник финансирования	ИФПМ СО РАН
3.2. Сроки проекта:	7 месяцев
3.2.1. Дата утверждения плана управления проектом	29.08.2020
3.2.2. Дата завершения проекта	17.03.2021
3.3. Прочие ограничения и допущения*	

4.3.4 План проекта

В рамках планирования научного проекта необходимо построить календарный и сетевой графики проекта. Линейный график представляется в виде таблицы таблица 4.7.



Таблица 4.7 – Календарный план проекта в рабочих днях

Код работы (из ИСР)	Название	Длительность, дни	Дата начала работ	Дата окончания работ	Состав участников (ФИО ответственных исполнителей)
1.	Составление технического задания	4	28.08.2020	3.09.2021	Руководитель Легостаева Е. В.
2.	Изучение литературы	24	4.09.2020	30.09.2020	Хоробрый А. В.
3.	Исследование образцов при одноосном растяжении	3	01.10.2020	5.10.2020	Легостаева Е. В. Хоробрый А. В.
4.	Расчёт инженерных кривых	25	12.10.2020	13.11.2020	Хоробрый А.В.
5.	Раскадровка термофильмов и последующий расчёт тепловых, истинных кривых для сплавов Ti и Ti-45Nb	40	16.10.2020	16.12.2020	Хоробрый А.В.
6	Расчёт диссипации энергии для сплавов Ti и Ti-45Nb	33	27.01.2021	16.03.2021	Хоробрый А.В.
И т о г о:		дни руководителя - 7 Дни лаборанта - 125			

Таблица 4.8 – Календарный план-график проведения НИОКР по теме в календарных днях

Код работы (из ИСР)	Вид работ	Исполнители	Т _к , раб., дн	Продолжительность выполнения работ																	
				сентябрь			октябрь			ноябрь			Де к.	январь			февраль		март		
				1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	1	2	3	1	2	3	1	2
1	Составление технического задания	Руководитель	4	■																	
2	Изучение литературы	Лаборант	24	■	■	■															
3	Исследование образцов при одноосном растяжении	Руководитель Лаборант	3				■														
4	Расчёт инженерных кривых	Лаборант (Хоробры й А. В.)	25				■	■	■												
5	Раскадровка термофильмов и последующий расчёт тепловых, истинных кривых для сплавов	Лаборант (Хоробры й А. В.)	40				■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	

	Ti и Ti-45Nb																			
6	Расчёт диссипации энергии для сплавов Ti и Ti-45Nb	Лаборант (Хоробры й А. В.)	33																	

 - работа инженеров,  - работа лаборанта и руководителя.

4.4 Бюджет научно-технических исследований.

Сумма затрат, связанных с выполнением данной работы, является основой для формирования бюджета проекта. Этот бюджет будет представлен как нижний предел стоимости проекта при заключении договора с заказчиком.

Таблица 4.9 – Цены на материалы

Наименование	Единицы	Количество	Цена за кг, руб.	Цены материалов, руб
Титан ниобиевый сплав в прутке (диаметр 15 мм, длина 1000 мм)	кг	2	8500	17.000
Титановый сплав марки VT1-0	кг	2	4700	9400
Итого				26,400

4.4.1 Специальное оборудование для научных (экспериментальных) работ

Так как оборудование не закупалось для этого проекта, был проведен линейный анализ амортизации.

Стоимость станда Instron VHS 40/50 - 20 – 1.100.000 рублей, срок амортизации 10 лет

$$\frac{1100000}{10 * 365} = 301$$

Дневная амортизация. Исследование проводилось 3 дня, следовательно, амортизация равна 903 рубля.

4.4.2 Основная заработная плата

Статья включает основную заработную плату работников, непосредственно занятых выполнением проекта, (включая премии, доплаты) и дополнительную заработную плату.

$$C_{зп} = Z_{осн} + Z_{доп}, \quad (4.2)$$

где $Z_{осн}$ – основная заработная плата;

$Z_{доп}$ – дополнительная заработная плата.

Основная заработная плата ($Z_{осн}$) руководителя (лаборанта, инженера) от предприятия (при наличии руководителя от предприятия) рассчитывается по следующей формуле:

$$Z_{осн} = Z_{дн} \cdot T_{раб}, \quad (4.3)$$

где $Z_{осн}$ – основная заработная плата одного работника;

T_p – продолжительность работ, выполняемых научно-техническим работником, раб. дн.;

$Z_{дн}$ – среднедневная заработная плата работника, руб.

Среднедневная заработная плата рассчитывается по формуле:

$$Z_{дн} = \frac{Z_m \cdot M}{F_d}, \quad (4.4)$$

где Z_m – месячный должностной оклад работника, руб.;

M – количество месяцев работы без отпуска в течение года:

при отпуске в 24 раб. дня $M = 11,2$ месяца, 5-дневная неделя;

при отпуске в 48 раб. дней $M = 10,4$ месяца, 6-дневная неделя;

F_d – действительный годовой фонд рабочего времени научно-технического персонала, раб. дни.

Таблица 4.11 – Баланс рабочего времени

Показатели рабочего времени	Руководитель	Лаборант
Календарное число дней	365	365
Количество нерабочих дней		
- выходные дни	91	52
- праздничные дни	14	14
Потери рабочего времени		
- отпуск	24	48
- невыходы по болезни		
Действительный годовой фонд рабочего времени	234	251

Месячный должностной оклад работника:

$$Z_m = Z_b \cdot (k_{пр} + k_d) \cdot k_p, \quad (4.5)$$

где Z_b – базовый оклад, руб.;

$k_{пр}$ – премиальный коэффициент, (определяется Положением об оплате труда);

k_d – коэффициент доплат и надбавок (в НИИ и на промышленных предприятиях – за расширение сфер обслуживания, за профессиональное мастерство, за вредные условия: определяется Положением об оплате труда);

k_p – районный коэффициент, равный 1,3 (для Томска).

Расчёт основной заработной платы приведён в таблице 4.12.

Таблица 4.12 – Расчёт основной заработной платы

Исполнители	Z_b , руб.	$k_{пр}$	k_d	k_p	Z_m , руб	$Z_{дн}$, руб.	T_p , раб. дн.	$Z_{осн}$, руб.
Руководитель	28,000	1,25	0	1,3	45500	2178	7	15246
Лаборант	18 426	1,25	0	1,3	29942	1240	124	155000

4.4.3 Отчисления на социальные нужды 27.1%

Статья включает в себя отчисления во внебюджетные фонды.

$$C_{\text{внеб}} = k_{\text{внеб}} \cdot (З_{\text{осн}} + З_{\text{доп}}), \quad (4.6)$$

где $k_{\text{внеб}}$ – коэффициент отчислений на уплату во внебюджетные фонды (пенсионный фонд, фонд обязательного медицинского страхования и пр.).

Для лаборанта отчисления составляют – 41850 рублей, для руководителя -4121 рубль.

4.4.4 Затраты на энергию

Энергозатраты на оборудование рассчитываются по формуле:

$$C = P_{el} \cdot P \cdot F_{eq} \quad (4.7)$$

Где P_{el} - тариф на электроэнергию (5,8 руб. за 1 кВтч);

P - мощность оборудования, кВт;

F_{eq} - время использования оборудования, часов.

Таблица 4.13 – Использованное оборудование

Наименование оборудования	P_{el} , руб/кВтч	P , кВт	F_{eq} , часы	Итого, руб
1. Универсальный сервогидравлический испытательный стенд Instron VHS 40/50-20	5,8	13	24	1809
2. 2 Компьютер	5,8	1	744	4315

4.4.5 Формирование сметы расходов

Рассчитанная стоимость исследований является основой для составления бюджета проекта. Определение бюджета на научные исследования приведено в таблице 4.14.

Таблица 4.14 – Смета расходов

Название	Цена, руб.
1. Стоимость материалов	26,400
BT1-0	9400
Ti-45Nb	17000
2. Основная зарплата	170246
3. Отчисления на социальные нужды	45971
4. Амортизация	904
5. Расходы на электроэнергию	6124
Итоговая стоимость проекта	Ti-45Nb – 240245
	BT1-0 – 232654
	Общий - 249645

4.5 Оценка сравнительной эффективности исследования

Интегральный показатель финансовой эффективности научного исследования получают в ходе оценки бюджета затрат трех (или более) вариантов исполнения научного исследования. Для этого наибольший интегральный показатель реализации технической задачи принимается за базу расчета (как знаменатель), с которым соотносятся финансовые значения по всем вариантам исполнения.

Интегральный финансовый показатель разработки определяется как:

$$I_{\phi}^p = \frac{\Phi_{pi}}{\Phi_{\max}}, \quad (4.8)$$

где I_{ϕ}^p - интегральный финансовый показатель разработки;

Φ_{pi} – стоимость i-го варианта исполнения;

Φ_{\max} – максимальная стоимость исполнения научно-исследовательского проекта (в т.ч. аналоги). При Φ_{pi} равной 194274 рубля и Φ_{\max} равной 203674 рубля, интегральный показатель разработки равен 0,95.

Расчет интегрального показателя ресурсоэффективности рекомендуется проводить в форме таблицы.

Таблица 4.15 – Сравнительная оценка характеристик вариантов исполнения проекта

Критерии оценки	Вес критерия	Баллы			Конкуренто-		
		Б _ф	Б _{к1}	Б _{к2}	К _ф	К _{к1}	К _{к2}
1	2	3	4	5	6	7	8
Технические критерии оценки ресурсоэффективности							
1.Твёрдость	0,2	5	4	5	1	0,8	1
2. Прочность при растяжении и сжатии	0,15	4	4	5	0,6	0,6	0,75
3. Усталостная прочность	0,15	5	4	4	0,75	0,6	0,6
4. Модуль Юнга	0,25	5	4	2	1,25	1	0,5
5. Биосовместимость	0,25	5	3	4	1,25	0,75	1
Итого	1				5,35	3,75	3,75

4.5.1 Интегральный показатель эффективности разработки ($I_{финр}^p$) и аналога ($I_{финр}^a$)

Показатель эффективности определяется на основании интегрального показателя ресурсоэффективности и интегрального финансового показателя по формуле:

$$I_{финр}^p = \frac{I_m^p}{I_f^p}, \quad I_{финр}^a = \frac{I_m^a}{I_f^a} \quad \dots \quad (4.9)$$

Сравнение интегрального показателя эффективности текущего проекта и аналогов позволит определить сравнительную эффективность проекта.

$$\mathcal{E}_{cp} = \frac{I_{финр}^p}{I_{финр}^a} \quad (4.10)$$

где $Эср$ – сравнительная эффективность проекта; $I_{mэ}^p$ – интегральный показатель разработки; $I_{mэ}^a$ – интегральный технико-экономический показатель аналога.

Таблица 4.16 – Сравнительная эффективность разработки

№ п/п	Показатели	Разработка	Аналог
1	Интегральный финансовый показатель разработки	0,95	0,91
2	Интегральный показатель ресурсоэффективности разработки	5,35	3,75
3	Интегральный показатель эффективности	0,18	0,25
4	Сравнительная эффективность вариантов исполнения	0,72	

Заключение к разделу «Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение»

Таким образом, в данном разделе были разработаны этапы проектирования и создания конкурентоспособных разработок, отвечающих требованиям в области ресурсоэффективности и ресурсосбережения.

Эти этапы включают: разработка общей экономической идеи проекта, формирование концепции проекта; организация работы над исследовательским проектом; определение возможных альтернатив исследования; планирование исследований; оценка коммерческого потенциала и перспектив научных исследований с точки зрения ресурсоэффективности и ресурсосбережения; определение ресурсной, финансовой, бюджетной, социально-экономической эффективности проекта.

Список публикаций

1. Легостаева Е. В., Хоробрый А. В. Расчет диссипации энергии для титана VT1-0 в крупнокристаллическом и ультрамелкозернистом структурных состояниях при растяжении. // В сборнике: «Перспективные материалы конструкционного и функционального назначения» Международной научно-технической молодежной конференции, 2021, в печати
2. Митулинский А.С., Линник С.А., Хоробрый А.В. Газофазный рост монокристаллов алмаза в плазме аномального тлеющего разряда. // В сборнике: Перспективы развития фундаментальных наук Сборник научных трудов XVIII Международной конференции студентов, аспирантов и молодых учёных, 2021, в печати