

Министерство образования и науки Российской Федерации
федеральное государственное автономное образовательное учреждение
высшего образования
**«НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ТОМСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»**

Институт Физико-технический
Направление подготовки: Техническая физика
Кафедра Экспериментальной физики

МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ

Тема работы
Исследование физико-механических свойств покрытий на основе Ti-Zr и Ti-Nb, полученных методом плазменно-ассистированного дугового напыления

УДК 669.295.621.793.7

Студент

Группа	ФИО	Подпись	Дата
ОДМ51	Мусабекова А.К.		

Руководитель

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент каф. ЭФ ФТИ	Сурменев Р.А.	к.ф.-м.н.		

КОНСУЛЬТАНТЫ:

По разделу «Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение»

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент каф.менед. ИСГТ	Рыжакина Т.Г.	к.э.н.		

По разделу «Социальная ответственность»

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Ассистент каф. ПФ ФТИ	Гоголева Т.С	к.ф.-м.н.		

ДОПУСТИТЬ К ЗАЩИТЕ:

Зав. кафедрой	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
ЭФ ФТИ	Кривобоков В.П.	д.ф.-м.н.		

Томск – 2017 г.

**Результаты обучения магистров
направления 16.04.01 «Техническая физика»
(профиль «Пучковые и плазменные технологии»)**

Код результата	Результат обучения (выпускник должен быть готов)	Требования ФГОС, критериев и/или заинтересованных сторон
<i>Профессиональные компетенции</i>		
P1	Демонстрировать и использовать теоретические и практические знания фундаментальных и прикладных наук, составляющих основу современной технической физики, вскрывать физическую сущность проблем, возникающих при проектировании и реализации радиационных и плазменных технологий.	Требования ФГОС (ОПК-2). Критерий 5 АИОР, согласованный с требованиями международных стандартов EUR-ACE и FEANI
P2	Профессионально эксплуатировать современное научное и технологическое оборудование и приборы в процессе создания и реализации радиационных и плазменных технологий	Требования ФГОС (ОПК-1). Критерий 5 АИОР, согласованный с требованиями международных стандартов EUR-ACE и FEANI
P3	Заниматься научно-исследовательской деятельностью в различных отраслях технической физики, связанных с современными радиационными и пучково-плазменными технологиями, критически анализировать современные проблемы, ставить задачи и разрабатывать программу исследований, выбирать адекватные методы решения задач, интерпретировать, представлять и применять полученные результаты	Требования ФГОС (ОПК-5, ПК-5, ПК- 8). Критерий 5 АИОР, согласованный с требованиями международных стандартов EUR-ACE и FEANI
P4	Самостоятельно выполнять физико-технические научные исследования для прогнозирования результатов воздействия различных радиационных и плазменных потоков на вещество, а также оптимизации параметров радиационных и пучково-плазменных технологий, с использованием современных физико-математических методов, стандартных и специально разработанных инструментальных и программных средств.	Требования ФГОС (ПК-6, 7). Критерий 5 АИОР, согласованный с требованиями международных стандартов EUR-ACE и FEANI
P5	Разрабатывать и оптимизировать современные пучковые и плазменные технологии с учетом экономических и экологических требований, проводить наладку и испытания технологических установок и аналитического оборудования, решать прикладные инженерно-технические и технико-	Требования ФГОС (ПК-12,13,14). Критерий 5 АИОР, согласованный с требованиями международных стандартов

Код результата	Результат обучения (выпускник должен быть готов)	Требования ФГОС, критериев и/или заинтересованных сторон
	экономические задачи с помощью пакетов прикладных программ.	EUR-ACE и FEANI
P6	Участвовать в проектно-конструкторской деятельности, формулировать технические задания, составлять техническую документацию, разрабатывать и использовать средства автоматизации, анализировать варианты проектных, конструкторских и технологических решений, разрабатывать проекты и проектную документацию для создания оборудования, реализующего пучковые и плазменные технологии.	Требования ФГОС (ПК-15, 16). Критерий 5 АИОР, согласованный с требованиями международных стандартов EUR-ACE и FEANI
P7	Заниматься научно-педагогической деятельностью в области технической физики, участвовать в разработке программ учебных дисциплин, проводить учебные занятия, обеспечивать практическую и научно-исследовательскую работу обучающихся, применять и разрабатывать новые образовательные технологии	Требования ФГОС (ПК-9, 10, 11). Критерий 5 АИОР, согласованный с требованиями международных стандартов EUR-ACE и FEANI
P8	Заниматься организационно-управленческой деятельностью, владеть приемами и методами работы с персоналом, находить оптимальные решения при реализации технологий и создании продукции, управлять программами освоения новой продукции и технологий.	Требования ФГОС (ПК-17, 18, 19). Критерий 5 АИОР, согласованный с требованиями международных стандартов EUR-ACE и FEANI
P9	Осуществлять научно-инновационную деятельность, анализировать и систематизировать научно-техническую информацию, передовой отечественный и зарубежный опыт в области радиационных и пучково-плазменных технологий, внедрять новые наукоемкие технологии, готовить документы по защите интеллектуальной собственности, разрабатывать планы и программы организации инновационной деятельности, осуществлять технико-экономическое обоснование инновационных проектов.	Требования ФГОС (ПК-1, 2, 3, 4). Критерий 5 АИОР, согласованный с требованиями международных стандартов EUR-ACE и FEANI
<i>Универсальные компетенции</i>		
P10	Развивать свой интеллектуальный и общекультурный уровень, в течение всей жизни самостоятельно обучаться новым методам исследований, пополнять свои знания в области современной технической физики и смежных наук, расширять и углублять свое научное мировоззрение.	Требования ФГОС (ОК-1, 2, 6). Критерий 5 АИОР, согласованный с требованиями международных стандартов EUR-ACE и FEANI

Код результата	Результат обучения (выпускник должен быть готов)	Требования ФГОС, критериев и/или заинтересованных сторон
Р11	Активно общаться в научной, производственной и социально-общественной сферах деятельности, свободно и грамотно пользоваться русским и иностранными языками как средством делового общения	Требования ФГОС (ОК-3, ОПК - 4). Критерий 5 АИОР, согласованный с требованиями международных стандартов EUR-ACE и FEANI
Р12	Участвовать в организации научно-исследовательских и научно-производственных работ, проявлять инициативу, брать на себя всю полноту ответственности, уметь находить творческие, нестандартные решения профессиональных и социальных задач.	Требования ФГОС (ОК-4, 5, ОПК-3). Критерий 5 АИОР, согласованный с требованиями международных стандартов EUR-ACE и FEANI

Министерство образования и науки Российской Федерации
федеральное государственное автономное образовательное учреждение
высшего образования
**«НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ТОМСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»**

Институт Физико-технический
Направление подготовки: Техническая физика
Кафедра Экспериментальной физики

УТВЕРЖДАЮ:
Зав. кафедрой

(Подпись) (Дата) (Ф.И.О.)

ЗАДАНИЕ
на выполнение выпускной квалификационной работы

В форме:

Магистерской диссертации

Студенту:

Группа	ФИО
ОДМ51	Мусабековой Асель Канаткызы

Тема работы:

Исследование физико-механических свойств покрытий на основе Ti-Zr и Ti-Nb, полученных методом плазменно-ассистированного дугового напыления	
Утверждена приказом директора (дата, номер)	

Срок сдачи студентом выполненной работы:

--	--

ТЕХНИЧЕСКОЕ ЗАДАНИЕ:

<p>Исходные данные к работе</p> <p><i>(наименование объекта исследования или проектирования; производительность или нагрузка; режим работы (непрерывный, периодический, циклический и т. д.); вид сырья или материал изделия; требования к продукту, изделию или процессу; особые требования к особенностям функционирования (эксплуатации) объекта или изделия в плане безопасности эксплуатации, влияния на окружающую среду, энергозатратам; экономический анализ и т. д.).</i></p>	<ol style="list-style-type: none">1. Ионно-плазменная установка «ТРИО» (ИСЭ, СО РАН), установка с двумя модернизированными электродуговыми испарителями с усиленным охлаждением испаряемого катода и плазменным источником на основе самостоятельного дугового разряда с накаливаемым катодом «ПИНК».2. Тонкие покрытия: Ti-Zr (25 вес. %), Ti-Zr (40 вес. %) и Ti-Nb (40 вес. %)3. Подложки в форме пластин из чистого титана.
---	---

<p>Перечень подлежащих исследованию, проектированию и разработке вопросов</p> <p><i>(аналитический обзор по литературным источникам с целью выяснения достижений мировой науки техники в рассматриваемой области; постановка задачи исследования, проектирования, конструирования; содержание процедуры исследования, проектирования, конструирования; обсуждение результатов выполненной работы; наименование дополнительных разделов, подлежащих разработке; заключение по работе).</i></p>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Аналитический обзор по литературным источникам для выяснения достижений мировой науки и техники в области биоматериалов, требований к ним и методов их формирования. 2. Постановка цели и задач научного исследования. 3. Исследование морфологии, структурно-фазового состава и физико-механических свойств тонких покрытий, сформированных методом плазменно-ассистированного дугового напыления. 4. Обсуждение результатов исследований. 5. Заключение по проделанной работе.
<p>Перечень графического материала</p> <p><i>(с точным указанием обязательных чертежей)</i></p>	<ul style="list-style-type: none"> - актуальность; - цели и задачи; - материалы исследования; - метод проведения эксперимента; - метод проведения исследования; - сканирующая электронная микроскопия; - рентгенофазовый анализ; - результаты наноиндентирования; - положение, выносимое на защиту; - основные результаты и выводы; - заключение.
<p>Консультанты по разделам выпускной квалификационной работы</p>	
<p>Раздел</p>	<p>Консультант</p>
<p>Литературный обзор</p>	<p>Доцент каф. ЭФ ФТИ к.ф.-м.н. Сурменев Р.А.</p>
<p>Экспериментальная часть</p>	<p>Доцент каф. ЭФ ФТИ к.ф.-м.н. Сурменев Р.А.</p>
<p>Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение</p>	<p>Доцент каф.менед. ИСГТ, к.э.н. Рыжакина Т.Г.</p>
<p>Социальная ответственность</p>	<p>Ассистент каф. прикладной физики, к.ф.-м.н., Гоголева Т.С.</p>
<p>Иностранный язык</p>	<p>Лингвист каф. ИЯ ФТИ ст. препод., Зяблова Н.Н.</p>
<p>Названия разделов, которые должны быть написаны на русском и иностранном языках:</p>	
<p>Экспериментальные результаты исследования покрытий</p>	
<p>Experimental Results of the Investigation of Coatings</p>	

Дата выдачи задания на выполнение выпускной квалификационной работы по линейному графику	
---	--

Задание выдал руководитель:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент каф. ЭФ ФТИ	Сурменев Р.А.	к.ф.-м.н.		

Задание принял к исполнению студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
ОДМ51	Мусабекова А.К.		

**ЗАДАНИЕ ДЛЯ РАЗДЕЛА
«ФИНАНСОВЫЙ МЕНЕДЖМЕНТ, РЕСУРСОЭФФЕКТИВНОСТЬ И
РЕСУРСОСБЕРЕЖЕНИЕ»**

Студенту:

Группа	ФИО
ОДМ51	Мусабековой Асель Канаткызы

Институт	ФТИ	Кафедра	Экспериментальной физики
Уровень образования	Магистрант	Направление/специальность	Техническая физика

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

<i>1. Стоимость ресурсов научного исследования (НИ): материально-технических, энергетических, финансовых, информационных и человеческих</i>	Стоимость сырья и материалов Размер окладов и выплат исполнителям проекта
<i>2. Нормы и нормативы расходования ресурсов</i>	Согласно проектной документации
<i>3. Используемая система налогообложения, ставки налогов, отчислений, дисконтирования и кредитования</i>	Отчисления во внебюджетные фонды

Перечень вопросов, подлежащих исследованию, проектированию и разработке

<i>1. Оценка коммерческого и инновационного потенциала НТИ</i>	Разработка анализа Конкурентоспособности
<i>2. Разработка устава научно-технического проекта</i>	Планирование работ; построение иерархической структуры ВКР
<i>3. Планирование процесса управления НТИ: структура и график проведения, бюджет, риски и организация закупок</i>	График проведения ВКР – диаграмма Ганта
<i>4. Определение ресурсной, финансовой, экономической эффективности</i>	Оценка сравнительной и финансовой эффективности

Перечень графического материала

<i>1. Оценка конкурентоспособности технических решений</i>
<i>2. Матрица SWOT</i>
<i>3. График проведения и бюджет НТИ</i>
<i>4. Оценка ресурсной, финансовой и экономической эффективности НТИ</i>
<i>5. Сравнительная эффективность разработки</i>

Дата выдачи задания для раздела по линейному графику	
---	--

Задание выдал консультант:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент каф.менед. ИСГТ	Рыжакина Т.Г.	к.э.н.		

Задание принял к исполнению студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
ОДМ51	Мусабекова А.К.		

Определения

В данной работе применены следующие термины с соответствующими определениями:

Сканирующий электронный микроскоп – прибор предназначенный для получения изображения поверхности объекта с высоким пространственным разрешением, также информации о составе, строении и некоторых других свойствах приповерхностных слоёв.

Дифрактометр – измерительный прибор для измерения интенсивности и направления излучения, дифрагированного на кристаллическом объекте. Применяется для решения различных задач структурного анализа.

Твердомер – прибор для измерения нано- и микро- твердости конструкционных материалов, профелометрии и скрабирования поверхности, исследования адсорбции и износостойкости различных покрытий.

Наноиндентирование – испытание материала методом индентирования (вдавливания в поверхность образца специального инструмента – индентора), применяемое к нанообъемам материала (тонкие плёнки и покрытия, микро- и наноструктуры).

Обозначения и сокращения

ТМО – термомеханическая обработка;

ТО – термическая обработка;

ГАП – гидроксиапатит;

КГА – карбонатный гидроксиапатит;

КФ – кальциофосфат;

ЭПФ – эффект памяти формы;

СУ – сверхупругость;

СПФ – сплавы с эффектом памяти формы;

КПД – коэффициент полезного действия;

МОС – металлоорганические соединения;

КИБ – конденсация с ионной бомбардировкой;

СВС – самораспространяющийся высокотемпературный синтез;

СЭМ – сканирующий электронный микроскоп;

РФА – рентгенофазовый анализ;

ПИНК – плазменный источник на основе несамостоятельного дугового разряда с накаливаемым катодом.

Нормативные ссылки

В настоящей работе использованы ссылки на следующие стандарты:

ГОСТ 12.0.003-74 ССБТ. Опасные и Вредные производственные факторы;

ГОСТ 12.1.002-84 ССБТ. Электрические поля промышленной частоты. Допустимые уровни напряженности и требования к проведению контроля на рабочих местах;

ГОСТ 12.1.003-83 ССБТ. Шум. Общие требования безопасности;

ГОСТ 12.1.004-91 ССБТ Пожарная безопасность. Общие требования (01.07.92);

ГОСТ 12.1.006-84 ССБТ. Электромагнитные поля радиочастот. Допустимые уровни на рабочих местах и требования к проведению контроля;

ГОСТ 12.1.012-90 ССБТ. Вибрационная болезнь. Общие требования;

ГОСТ 12.1.012-90 ССБТ. Вибрационная безопасность. Общие требования безопасности;

ГОСТ 12.1.019 (с изм.№1) ССБТ. Электробезопасность. Общие требования и номенклатура видов защиты;

СанПиН 2.04.05-91. Отопление, вентиляция и кондиционирование.

СанПиН 2.2.2/2.4.1340-03. Санитарно-эпидемиологические правила и нормативы. «Гигиенические требования к ПЭВМ и организация работы»;

СН 2.2.4/2.1.8.562-96. Шум на рабочих местах, в помещениях жилых, общественных зданий и на территории застройки;

СН 2.2.4/2.1.8.566. Производственная вибрация, вибрация в помещениях жилых и общественных зданий;

СНиП 23-05-95. Нормы проектирования. Естественное и искусственное освещение.

РЕФЕРАТ

Выпускная квалификационная работа 141 с., 18 рис., 36 табл., 101 источников, 1 прил. на англ. яз.

Ключевые слова: тонкие покрытия, плазменно-ассистированный дуговой метод, структура, морфология, нанотвердость и модуль Юнга.

Объектом исследования являются Ti-Zr и Ti-Nb покрытия, сформированные методом плазменно-ассистированного дугового напыления.

Целью работы является исследование влияния состава покрытий на основе Ti-Zr и Ti-Nb на их фазовый состав и механические свойства (модуль Юнга, нанотвердость и коэффициент упругого восстановления).

В процессе исследования проводилось формирование тонких покрытий, исследование морфологии поверхности, структурно-фазового состава и физико-механических свойств покрытий (модуль Юнга, нанотвердость, коэффициент упругого восстановления).

В результате исследования сформированы Ti-Zr, Ti-Nb покрытия толщиной $5,0 \pm 0,2$ мкм, исследована морфология поверхности и структурно-фазовый состав покрытия, проведена аттестация физико-механических свойств покрытий.

Основные конструктивные, технологические и технико-эксплуатационные характеристики представлены в третьем разделе.

Область применения: биоматериалы, применяемые в костной хирургии.

Экономическая эффективность/значимость работы определена в результате анализа показателей эффективности инвестиций, рассчитана чистая текущая стоимость исследования, которая позволяет признать проект экономически оправданным.

В будущем планируется проведение дополнительных исследований Ti-Zr, Ti-Nb и трехкомпонентных покрытий с целью определения условий

напыления и состава покрытий, обеспечивающих требуемые физико-механические свойства.

Оглавление

Введение.....	16
1 Литературный обзор.....	19
1.1 Биоматериалы.....	19
1.1.1 Требования, предъявляемые к материалам для костных имплантатов.....	25
1.1.2 Современные металлические материалы для костных имплантатов	29
1.2. Общие сведения.....	31
1.2.1 Титан и титановые сплавы.....	31
1.2.2 Сплавы с памятью формы.....	35
1.3 Системы Ti-Zr и Ti-Nb.....	37
1.4 Методы получения покрытий.....	41
1.5 Метод плазменно – асистируемого дугового напыления.....	49
2 Оборудование и методы исследования.....	51
2.1 Сканирующая электронная микроскопия.....	51
2.2 Рентгеновский фазовый анализ.....	55
2.3 Наноиндентирование.....	61
3 Экспериментальные результаты исследования покрытий.....	66
3.1 Получение Ti-Zr, Ti-Nb покрытий.....	66
3.2 Исследование свойств Ti-Zr покрытий.....	67
3.3 Исследование свойств Ti-Nb покрытий.....	71
4 Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение.....	75
4.1 Предпроектный анализ.....	75
4.1.1 Потенциальные потребители результатов исследования.....	75
4.1.2 Анализ конкурентных технических решений с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения.....	75
4.1.3 SWOT-анализ.....	77

4.2	Оценка готовности проекта к коммерциализации	81
4.3	Методы коммерциализации результатов научно-технического исследования.....	83
4.4	Инициация проекта.....	85
4.5	Планирование управления научно-техническим проектом.....	87
4.5.1	Иерархическая структура работ проекта.....	87
4.6	Планирования управления научно-техническим проектом.....	87
4.6.1	План проекта.....	87
4.7	Бюджет научно-исследовательского проекта.....	89
4.7.1	Основная заработная плата.....	92
4.8	Дополнительная заработная плата научно-производственного персонала.....	93
4.8.1	Отчисления на социальные нужды. Организационная структура проекта	94
4.8.2	Определение ресурсной (ресурсосберегающей), финансовой, бюджетной, социальной и экономической эффективности исследования.....	95
4.8.3	Чистая текущая стоимость (NPV).....	96
4.8.4	Дисконтированный срок окупаемости.....	97
4.8.5	Внутренняя ставка доходности (IRR).....	99
4.9	Индекс доходности (рентабельности) инвестиций (PI).....	99
	Благодарности.....	104

Введение

В настоящее время титан и сплавы на его основе (TiNi, Ti-6Al-4V) широко применяются в качестве материала для создания имплантатов для замещения костных дефектов [1]. Данные материалы сочетают в себе высокую биологическую инертность и механическую совместимость с костной тканью. Недостатком титановых сплавов является их коррозия в биологических средах, сопровождающаяся выходом ионов тяжелых металлов, которые вызывают неблагоприятные электрохимические реакции в организме и влияют на биосовместимость имплантата с окружающими тканями [2]. Нанесение покрытий на поверхность металлических имплантатов позволяет эффективно решить эту проблему. Материалы биомедицинского назначения должны обладать не только биохимической совместимостью с тканями организма, заключающейся в отсутствии иммунных реакций и воспалительных процессов, но и биомеханической совместимостью, которая определяет функциональную надежность имплантатов. Для этого необходимо, чтобы модуль упругости имплантируемого материала был приближенным к модулю упругости кости (30 ГПа), что позволяет избежать проявления так называемого «stress-shielding effect» (эффект экранировки напряжений), который проявляется в растворении кости в области отсутствия механической нагрузки. Снижение модуля упругости поверхности изделий из титановых сплавов возможно посредством нанесения покрытий на основе Ti-Zr, Ti-Nb. Известно, что Zr и Nb являются β -стабилизирующими элементами. β -фаза титана с объемно-центрированной кристаллической решеткой характеризуется более низкими значениями модуля упругости по сравнению с гексагональной плотноупакованной α -фазой. Считается, что Ti-Zr и Ti-Nb сплавы являются наиболее перспективным материалом для прототипирования 3D моделей костных имплантатов с высокой биомеханической совместимостью [3]. Это направление особенно актуально с точки зрения производства индивидуальных имплантатов с заранее

определенной формой и конструкцией. Кроме того, биологические эксперименты показывают лучшую клеточную адгезию и дифференциацию на поверхности имплантатов из Ti-Zr, Ti-Nb сплавов в сравнении с поверхностью чистого Ti [4]. В данной работе Ti-Zr и Ti-Nb покрытия формировали методом плазменно-ассистированного дугового напыления. Этот метод обладает следующими важными преимуществами, по сравнению с другими методами:

1. широкий диапазон рабочего давления ($10^{-1} \dots 10^{-4}$ Па);
2. высокая степень ионизации (20–100 %);
3. возможность использования в качестве катода практически всех металлов, сплавов и композитов;
4. высокая скорость роста покрытий (~ 10 мкм/ч) [5, 6].

Цель настоящей работы состояла в исследовании влияния состава покрытий на основе Ti-Zr и Ti-Nb на их фазовый состав и механические свойства (модуль Юнга, нанотвердость и коэффициент упругого восстановления).

Для достижения поставленной цели в диссертации были поставлены и решены следующие задачи:

1. Подготовить образцы для нанесения покрытий.
2. Сформировать покрытия методом плазменно-ассистированного дугового напыления.
3. Изучить методы исследования покрытий (рентгенофазовый анализ, сканирующий электронный микроскоп, наноиндентирование).
4. Исследовать морфологию и структурно-фазовый состав покрытий.
5. Исследовать физико-механические свойства покрытий (модуль Юнга, нанотвердость и коэффициент упругого восстановления).

Положение, выносимое на защиту: формирование покрытий на основе титана с добавкой β -стабилизирующих компонентов, таких как Zr и Nb, с помощью метода плазменно-ассистированного дугового напыления позволяет оптимизировать механические свойства материалов из титанового α -сплава, а

именно снизить значения модуля упругости и повысить значения локальных физико-механических свойств покрытий, таких как индекс пластичности (H/E) и показатель сопротивления материала пластической деформации (H^3/E^2).

Личный вклад автора заключается в обосновании проблемы, постановке и решении поставленных задач исследования, анализе экспериментальных результатов.

1 Литературный обзор

1.1 Биоматериалы

Высокие достижения в медицине и инженерных науках сделали возможным использование искусственных материалов в наших телах. Биоматериалы призваны улучшить качество и продолжительность жизни человека путем замены поврежденных участков его организма: отдельных органов и тканей. Имплантаты в челюстно-лицевой хирургии, пломбировочные материалы, имплантаты в травматологии и ортопедии, слуховые аппараты и медико-косметические средства относятся к биоматериалам. Биоматериалы не должны причинять вред тканям организма человека, они должны иметь совместимость с тканями. Так как человеческий организм обладает особым механизмом самозащиты, попавшие в организм инородные предметы, живые тела воспринимаются как угроза, поэтому организм сразу разными способами старается избавиться или нейтрализовать их. По этой причине любой инородный материал организмом считается угрозой и немедленно отторгается.

Биосовместимость – это отсутствие реакций со стороны иммунной системы человека, которая приводит к отторжению имплантата. Другими словами, биосовместимость означает беспрепятственную работу биоматериала. Когда в организм человека имплантируется биоматериал, через некоторый период может возникнуть целый ряд различных реакций: взаимодействие белков в тканях и биоматериала, рефлекс защитной системы организма, рост лейкоцитов, адгезия кровяных пластинок и появление опухоли. Такие реакции серьезно воздействуют на процесс биоматериалов в организме человека [7].

По характеру отклика организма человека на имплантат биоматериалы классифицируют следующим образом:

- 1) токсичные (если окружающие ткани отмирают при контакте) – большинство металлов;

- 2) биоинертные (нетоксичные, но биологически неактивные) – керамика на основе Al_2O_3 , ZrO_2 ;
- 3) биоактивные (нетоксичные, биологически активные, срастающиеся с костной тканью) – композиционные материалы типа биополимер/фосфат кальция, керамика на основе фосфатов кальция, биостекла.

Главный недостаток биоинертных материалов – низкий срок эксплуатации по причине экранирования механических нагрузок, которые приводят к резорбции костной ткани, прилегающей к имплантату, и утрату последнего. Не смотря на это, на данное время такие материалы не имеют альтернативы, как заменители тазобедренного сустава.

Явными представителями биоактивных материалов являются биостекла (часто используется состав "45S5": 24.5 % Na_2O , 24.5 % CaO , 45.0% SiO_2 , 6% P_2O_5 ; изменяя состав, можно корректировать биоактивность стекол и их прочность) и материалы на основе гидроксиапатита (ГАП) – $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ (плотная и пористая керамика; ГАП – покрытия на металлических имплантатах; композиты ГАП – полимер, моделирующие, как, например, композит ГАП – коллаген, состав и структуру кости). К сожалению, низкие механические параметры таких материалов не позволяют производить крупные нагружаемые имплантаты [8].

Биодеградируемые материалы и устройства могут поглощаться макрофагами, частично или полностью растворяться, включаться в метаболические и биохимические процессы, кроме того, могут заменяться живой тканью.

Противоположными свойствами биодegradации обладает биоустойчивость. Биоустойчивость характеризует способность материала сопротивляться в предполагаемом интервале времени комплексному влиянию окружающей среды и тканей, сохраняя свои исходные физико-химические, механические и биологические, а также функциональные свойства.

Для того, чтобы охарактеризовать устанавливаемые в костную ткань организма биоматериалы, Osborn и Newesely предложили такие термины как: биоинертные, биотолерантные и биоактивные. По уже существующей терминологии применяемой для характеристики биоматериалов, используемых в травматологии и ортопедии, после всеобщей дискуссии ряд новых определений и объяснений были выбраны на 2-й конференции по биоматериалам (Честер, 1992).

Биотолерантные материалы устанавливаются в организм через механизмы дистантного остеогенеза. При этом биотолерантные материалы отторгаются от костной ткани прорастающим массивным фиброзным слоем. Например, к таким веществам относятся метакрилаты или виталиумы, витамины.

Биоинертные материалы не способствуют появлению выраженного фиброзного слоя и стимуляции остеогенеза, они не имеют связь с окружающими тканями. Но, не смотря на это, кость может строиться в непосредственной близости от поверхности имплантата. В качестве примера таких соединений могут быть металлокерамика из оксида титана, циркония, ванадия и алюминия.

Особенностью биоинертных материалов является защитный слой на своей поверхности, который препятствует выходу из имплантата ионов и проникновению в него агрессивных молекул из окружающей биологической жидкости.

При введении биоинертных материалов толщина соединительно тканной капсулы не должна превышать 50 мкм. При этом выраженные биологические реакции со стороны костной (остеогенез), мягкой, лимфоидной тканей практически не имеют.

По теории, биоинертные материалы не должны подвергаться изменениям в своем составе и физико-химических свойствах за весь период нахождения в организме или биоактивных средах. Наличие гальванических и

электрохимических явлений вокруг имплантата препятствует то, что биоинертные материалы преимущественно представлены диэлектриками.

Интеграция таких биоматериалов с костью минимальна и может функционировать за счет проникновения соединительной ткани в микропоры изделий, размеры которых характеризуют величину механической фиксации. В реальности данный процесс идет несколько иначе, так как часть металла в виде ионов и микрочастиц, за счет разрушения защитной пленки при нагрузках и деформации, все же поступает в организм, что способствует к развитию отрицательных реакций.

Как и при рассмотрении биосовместимости биоактивных материалов, нужно еще раз отметить, что никакой материал, имплантируемый в живую ткань, не является инертным. На границе раздела ткань – имплантат наблюдается реакция, которая зависит от многих факторов.

К биоактивным материалам относятся биоматериалы, которые связывают их с биологическими системами с целью повышения эффективности лечения, формирования или замещения любой ткани, органа при выполнении тех или иных функции организма.

На сегодняшний день биоактивные материалы делятся на 5 основных категорий:

- 1) кальциофосфатная керамика;
- 2) стекло и стеклокерамика;
- 3) биоактивные полимеры;
- 4) биоактивные гели;
- 5) композиты.

При имплантации формирование карбонатного гидроксиапатитового (КГА) слоя на поверхности имплантата является общим свойством для всех биоактивных имплантатов, используемых в травматологии и ортопедии. По составу и структуре КГА эквивалентен минеральной фазе кости. КГА слой формируется в виде поликристаллических агломератов, в состав которых

входят коллагеновые фибриллы. Благодаря этому происходит соединение неорганической поверхности имплантата с органическими компонентами тканей. Следовательно, граница раздела между биоактивным имплантатом и костью почти идентична естественно возникающим границам раздела между костями и сухожилиями и связками. Биомеханические свойства такого биоматериала наиболее полно соответствует естественным градиентам напряжений, чем у других биоматериалов.

Биоактивные материалы по механизму образования апатитного слоя подразделяют на три группы:

- 1) образующие апатиты при собственной биодеградации (гидроксиапатит, β -трикальций фосфат и т.п.);
- 2) образующие апатитовый слой при насыщении окружающей среды кальций-фосфатами и ионами силикона, выходящими из материала (гели и полимеры);
- 3) образующие апатитовый слой путем поглощения из окружающих биологических жидкостей и тканей (стекло и стеклокерамика) ионов кальция и фосфата.

Биоактивность в наиболее широком значении может рассматриваться как свойство, которое характеризует степень влияния биоматериала на течение морфологических, патофизиологических процессов в области контакта с биологическим имплантатом (Ермакова и др., 1990). В какой-то степени данная точка зрения перекликается с мнением других авторов (Hench, Wilson, 1986), которые считают, что под биоактивными материалами подкласс поверхностно-активных материалов, которые при имплантации формируют соединение с окружающей тканью, имеющей границу раздела имплантат – кость.

Биоактивность материала в травматологии и ортопедии является интегральным показателем и оценивается с позиции его возможности к процессам интеграции с костной тканью, с включением механизмов остеокондукции и остеоиндукции. С этих позиций, наиболее оптимальными

биоактивными материалами считаются материалы, являющиеся естественными метаболитами костной ткани, например коллаген, эластин, гидроксиапатит, трикальцийфосфат и т.п. Кондукция показывает способность биоактивных материалов к адгезии, развитию по поверхности и поддержанию пролиферации клеток-мишеней. Биоактивные материалы для костной ткани должны хорошо соединять остеогенные клетки, помогать их экспансии за счет миграции, хемотаксиса по своей поверхности и поддерживать процессы пролиферации и дифференцировки. Остеоиндуктивные биоматериалы самостоятельно стимулируют формирование и рост костной ткани на поверхности имплантата.

В травматологии и ортопедии некоторые авторы выделяют еще одну группу, получившую название костеосвязывающие имплантаты (КСИ). Они могут рассматриваться как подгруппа биоактивных и биотолерантных материалов, обладающих способностью к установлению соединения между биоматериалом и костным матриксом (Williams, 1992; Hench, Wilson, 1993). При этом костная ткань способна проникать в имплантат механическим путем (механическое связывание), за счет, например, врастания в поры материала. Такой процесс прослеживается при применении пористых материалов, в частности кораллов, металлов, полученных благодаря порошковой металлургии, кальцийфосфатов, полимеров и др. Другой механизм прослеживается через образование химических связей между имплантатом и костью—химическое соединение, наблюдаемое, например, при использовании некоторых полимеров и биостекол. Третий путь связи имплантата и костной ткани осуществляется за счет добавления биоматериала в структуру костной ткани через механизмы биодеградации, ремоделирования и остеоинтеграции. С точки зрения биомеханики, наиболее прочное и функциональное соединение дают только имплантаты третьего типа, к которым относятся кальцийфосфатные (КФ) биоматериалы (Groot, 1981; LeGeros, 1991).

На два больших класса можно подразделить осложнения, которые возникают при имплантации биоматериалов используемых в травматологии и

ортопедии. В первом классе осложнения, которые происходят в результате повреждения имплантируемого материала. Для примера можно сказать о таких процессах как растворение, усталость, трение, коррозия, биодegradация, деформация, разрушение материала и т.д.

Во втором классе осложнения, которые происходят из-за сложных процессов, протекающих вокруг материала, включающих общие и локальные реакции организма на появление любого инородного тела [9].

1.1.1 Требования, предъявляемые к материалам для костных имплантатов

Тот факт, что имплантаты находятся внутри организма человека и контактируют с жидкостями, накладывает резкое ограничение на ряд материалов, которые могут применяться в имплантологии.

Далее приведены значимые нюансы при выборе материалов для изготовления имплантатов медицинского назначения [10, 13, 14]:

- 1) Совместимость материала с живым организмом (реакция тканей организма; постоянство механических, физических, химических свойств материала; локализация вредоносного влияния на организм при старении материала);
- 2) Механические свойства материала (эластичность, предел текучести, пластичность, ударная вязкость, деформация со временем, ползучесть, предел прочности, усталостная прочность, твердость, износостойкость);
- 3) Технологичность (замечательная техника для получения отлично обработанной поверхности или текстуры, экономичность и эффективность способов изготовления, качество исходных материалов, возможность безопасной и действенной стерилизации материала, цена продукта).

Требования к химическому составу

Биосовместимость является одним из наиглавнейших качеств материала для имплантата. Это способность материала функционировать не вызывая

отрицательных иммунных и других реакции со стороны организма, не быть токсичным, не отторгаться как инородное тело, а наоборот вызывать адекватный отклик у организма [10–14].

Иными словами, исключительно совместимые компоненты должны входить в состав материала для имплантата. По критерию биосовместимости есть три основные группы:

- 1) отравляющие ткани организма человека – токсичные материалы;
- 2) человеческий организм создает вокруг имплантата специальную капсулу, которая препятствует распространению ионов металлического материала – капсулирующиеся материалы;
- 3) материалы, которые не вредят организму и на которых возможен рост клеток тканей человека – инертные.

Как можно заметить, благодаря защитным свойствам оксидной пленки, некоторые сплавы характеризуются более высокой биосовместимостью, чем их отдельно взятые компоненты.

Требования к механическим характеристикам

Установленный в организм человека материал имплантата должен обладать механическими функциями замещающей костной ткани: принимать и адекватно реагировать на прилагаемую в ходе эксплуатации нагрузку. Механическое поведение такого материала должно быть близко к механическому поведению живой костной ткани. Металлические материалы, как правило, должны обладать высокими механическими характеристиками, включающие в себя статические и циклические (усталостные) свойства [10]. Статические свойства описываются такими характеристиками как модуль Юнга (E), предел текучести (σ_m), предел прочности (σ_e) и удлинение до разрыва (δ), а усталостные свойства пределом выносливости (σ_r) и усталостной долговечностью (число циклов до разрушения) (N).

У костной ткани организма могут быть различные виды структурных модификации, например: субхондральная, кортикальная, трабекулярная. Они,

как следствие, показывают различное механическое действие. Главные механические свойства костных тканей человека приведены в таблице 1.1.

Модуль Юнга материала имплантата важен для того, чтобы обеспечить биомеханическую совместимость. Когда происходит механическое воздействие на металл–кость высокомодульный металл берет на себя основную нагрузку, что способствует «эффекту экранирования». В связи с этим, кость согласно закону Вульфа начинает адаптироваться к снизившейся нагрузке, и, как следствие, происходит резорбция костной ткани организма [15, 23]. Поэтому в имплантологии востребованы материалы с низким модулем упругости.

Таблица 1.1 – Механические характеристики костных тканей человека

Характеристики	Субхондральная кость	Кортикальная кость	Трабекулярная кость
Е, ГПа (на сжатие)	0,7 – 1,1	2 – 17 8,8±2,5, 7,1±2,7, 3,4±1,5	0,6 – 1 2,2±0,9, 1,0±0,7, 1,9±0,4 3,2±0,9
Е, ГПа (на растяжение)	-	19,9±1,8 9,1 – 32,2	18,0±2,8 2,7±0,8
σ_v , МПа (на растяжение)	-	83,4 – 143,9	
σ_v , МПа (на сжатие)	-	139,5±19,1, 127,2±35,0, 71,4±33,9	36,0±15,6, 26,9±22,4, 27,6±10,6
σ_t , МПа (на растяжение)		107,9±12,3	84,9±11,2 10,9±3,1
σ_t , МПа (на сжатие)	-	109,0±33,8, 10,2±23,9,	29,9±12,1, 18,5±13,6,

Продолжение таблицы 1.1

		48,6±16,3	32,7±5,7 17,5±6,15
Относительное сжатие при разрушении, %	-	3,16±1,3, 2,2±1,0, 3,0±1,9	3,9±2,8, 3,1±1,5, 3,6±1,6
Относительное растяжение при разрушении, %		0,71 – 1,49	

Требования к поверхности

Раньше считалось, что в имплатологии материал должен быть биоинертным, но на сегодняшний день ученые поддерживают биоактивный материал, который взаимодействует с биологическими молекулами организма и восстанавливает ткани [24].

Для кости нужно, чтобы материал способствовал развитию остеобразующих клеток из некостных тканей материала вокруг его поверхности [16]. Кроме того, нужно, чтобы материал поддерживал рост кости и был способным к остеоинтеграции, т.е., материал должен способствовать нарастанию костной ткани на имплантат. На реакцию в области контакта имплантата с костной тканью гидрофильность, шероховатость, текстура, энергия, химический состав и морфология поверхности оказывают значительное воздействие [25].

Как в момент установки, так и в период эксплуатации положительное воздействие на механическую стабильность имплантата имеет значение высокой степени шероховатости поверхности [26, 27].

Развитый рельеф поверхности имплантата благоприятствует тому, что микронеровности на его поверхности служат своего рода сцеплением между новообразованной костной тканью и поверхностью самого имплантата.

Экспериментальные исследования показывают, что рельеф поверхности, характеризующийся наличием полусферических пор глубиной около 1,5 мкм и 4 мкм в диаметре можно считать оптимальным для остеоинтеграции [28].

Одно из важных характеристик биосовместимости материалов это гидрофильность поверхности. Так как при гидрофильной поверхности повышается способность поверхности имплантата взаимодействовать с биологическими жидкостями, которая важна на ранних этапах остеоинтеграции, поэтому гидрофильная поверхность наиболее предпочтительна по сравнению с гидрофобной поверхностью [29]. Способом определения контактного угла (краевого угла смачивания) измеряется степень гидрофильности поверхности и может варьироваться от 0° (гидрофильная) до 140° (гидрофобная).

Модификация поверхности имплантата очень часто связана с нанесением покрытий [27, 30]. В этой связи, особое значение для определения качества такой поверхности приобретают её механические характеристики. Крайне важно, чтобы фрагменты покрытия не отваливались и не истирались в процессе эксплуатации. Продукты износа и нарушение целостности поверхностного слоя может вызвать отрицательную реакцию организма, которая приводит к воспалению [31, 32]. Кроме того, механические свойства модифицированной поверхности должны быть максимально близки к металлической основе, исключая вероятность анизотропии свойств готового изделия.

1.1.2 Современные металлические материалы для костных имплантатов

Многие годы благодаря хорошему механическому поведению и высокой коррозионной стойкости в качестве биоматериалов широко используются металлы. Кроме того, из металлов производятся около 70% современных

имплантатов [10, 12]. Все металлические материалы, которые используются в качестве замены костных тканей человека, можно разделить на несколько групп: коррозионностойкие стали (316L, 304, 444 и т.д.), сплавы на основе кобальта (Co-Cr, Co-Cr-Pt, Co-Cr-Mo и т.д.), титана (Ti-15Mo, Ti-6Al-4V, Ti-6Al-7Nb, Ti-45Nb, Ti-35Nb-7Zr-5Ta и т.д.), золота (Au-Cu-Ag, Au-Pt-Pd и т.д.) и технически чистые металлы (Ti, Au, Ta, Zr, Pt и т.д.) [10]. Перспективность применения титановых сплавов в медицине объясняется близкими значениями к костной ткани комплексов механических свойств. Основные механические характеристики этих материалов приведены в таблице 1.2.

Таблица 1.2 – Механические характеристики современных материалов для медицинских имплантатов

Материалы	Механические характеристики			
	E , ГПа	σ_m , МПа	σ_b , МПа	δ , %
Коррозионностойкие стали [10]	200 – 210	190 – 700	490 – 1350	12 – 55
Сплавы на основе кобальта [10, 33]	210 – 232	380 – 862	690 – 1535	12 – 35
Сплавы на основе титана [10, 12]	55 – 110	585 – 1060	690 – 1100	6 – 22
Сплавы на основе золота [12]	80 – 90	80 – 400	140 – 650	2 – 18
Технически чистый титан (Grade 1-4) [10, 12, 34]	96 – 114	170 – 480	240 – 550	15 – 24
Технически чистый тантал [10, 35]	186 – 191	140	250 – 330	20 – 30
Технически чистый цирконий [10, 36]	95 – 97	-	380 – 510	25

1.2. Общие сведения

1.2.1 Титан и титановые сплавы

Титан (Ti) – химический элемент с порядковым номером 22, атомный вес 47,88 а.е.м. (г/моль), легкий серебристо-белый металл. Плотность 4,51 г/см³, $t_{пл.}=1668\pm 5^{\circ}\text{C}$, $t_{кип.}=3260^{\circ}\text{C}$. Плотность для технического титана марок ВТ1-00 и ВТ1-0 приблизительно 4,32 г/см³. Титан и титановые сплавы характеризуют легкость, прочность, высокую коррозионную стойкость, низкий коэффициент теплового расширения, возможность работы в широком диапазоне температур. Впервые оксид титана (TiO₂) был обнаружен У. Грегором в 1789 году. Грегор назвал менакеновой окись неизвестного металла, которую выделил когда исследовал магнитный железистый песок. В 1825 году Й.Я. Берцелиус получил первый образец металлического титана [36].

Известно, что некоторые химические элементы могут существовать в виде двух или более простых веществ, отличающихся по строениям и свойству. Как правило, вещество переходит из одной аллотропной модификации в другую при постоянной температуре. Титан имеет две такие модификации. Альфа-модификация титана функционирует при температуре до 882,5 °С. Высокотемпературная бета-модификация может быть устойчивой от 882,5 °С до температуры плавления.

α -стабилизаторы – это элементы, которые приводят к повышению температуры. К α -стабилизаторам относят непереходные металлы и элементы внедрения: олово (Sn), алюминий (Al), азот (N), углерод (C) и кислород (O). β -стабилизаторы – это легирующие элементы, которые приводят к понижению температуры фазового превращения. К β -стабилизаторам относят такие переходные и благородные металлы как: ниобий (Nb), молибден (Mo), тантал (Ta), ванадий (V), железо (Fe), вольфрам (W), никель (Ni), хром (Cr), марганец (Mn), кремний (Si), кобальт (Co), цирконий (Zr) и гафний (Hf) [4, 29]. Отсюда следует, что титановые сплавы классифицируются как α , псевдо- α , ($\alpha+\beta$) и β .

α -сплавы

α -сплавами характеризуется легированный титан и сплавы титана легированные α -стабилизаторами. При обычных температурах α -сплавы обладают гексагональной плотноупакованной решеткой. α -сплавы обладают высокой прочностью, удовлетворительной пластичностью и высоким сопротивлением ползучести, например: ВТ5-1, является наилучшим для использования при криогенных температурах, их предлагают для изготовления деталей, работающих до температуры жидкого водорода.

Псевдо- α сплавы

Главным отличием псевдо- α сплавов от α -сплавов является наличие в первых малого количества β -стабилизаторов. Структура этих сплавов при комнатной температуре представлена α -фазой и небольшим количеством (1–5 %) β -фазы. К главным преимуществам таких сплавов относят их высокую жаростойкость. Сплав ВТ41 (Ti-6,4Al-4Sn-3,6Zr-1,2Mo) может длительно функционировать при температурах 550–600 °С. В современной стоматологии и ортопедии титановые α - и псевдо- α сплавы не применяют в качестве материалов для медицинских имплантатов по причине их низкой прочности и наличию в составе токсичных легирующих элементов [7, 36].

$\alpha+\beta$ -сплавы

При комнатной температуре сплавы такого типа состоят из α - и β -фаз, а среди компонентов могут присутствовать оба типа стабилизаторов: α - и β -. Варьируя соотношение α - и β -фаз можно достаточно в широком диапазоне изменять их свойства. ТМО может служить эффективным инструментом для управления свойствами, при помощи, которой регулируется микроструктура и характер выделений β -фазы. Такие сплавы имеют большую прочность по сравнению с α - и псевдо- α сплавами.

Наиболее простым и распространенным считается сплав Ti-6Al-4V, известный как Grade-5 или ВТ-6. Этот сплав был разработан для аэрокосмических и военно-морских 19 отраслей промышленности. Кроме того,

он широко применяется в качестве материалов для зубных и ортопедических имплантатов благодаря его превосходной устойчивости к коррозии. Однако, из-за токсичности ванадия и алюминия в составе такой сплав может вызывать проблемы со здоровьем. Высокое значение модуля Юнга является его недостатком, так как отрицательно влияет на биомеханическую совместимость [9, 36].

β -сплавы

Эти сплавы легированы так называемыми « β -изоморфными» добавками, что приводит к стабилизации фазы. К тому же, β -фаза преобладает в структуре только после достаточно быстрого охлаждения после ТО, закалки в воду или охлаждения на воздухе. β -сплавы можно классифицировать как стабильные и метастабильные. Под влиянием термомеханической обработки стабильные сплавы не меняют своего фазового свойства, в то время как метастабильных возможны фазовые превращения (выделение α -, α'' -, ω -фаз). Очевидно, что такая возможность предоставляет более широкий диапазон регулирования свойств метастабильных β -титановых сплавов.

В последнее время вследствие низкого модуля упругости и высокой коррозионной стойкости метастабильные β -сплавы титана привлекают внимание как потенциальные биоматериалы.

Титан по плотности и удельной теплоемкости занимает промежуточное место между двумя основными конструкционными металлами: алюминием и железом. Также нужно отметить, что механическая прочность титана примерно вдвое больше, чем механическая прочность чистого железа, и почти в шесть раз выше, чем у алюминия. Но титан может активно поглощать водород, азот и кислород, которые резко снижают пластические свойства металла. С углеродом титан образует тугоплавкие карбиды, обладающие высокой твердостью.

Титан имеет низкую теплопроводность, которая в 13 раз меньше теплопроводности алюминия и в 4-раза железа. Коэффициент термического

расширения при комнатной температуре сравнительно мал, с повышением температуры он возрастает.

Модули упругости титана невелики и обнаруживают значительную анизотропию. Модуль упругости уменьшается по линейному закону с повышением температуры до 350°C. Небольшое значение модулей упругости титана, является значительным его недостатком, так как в некоторых случаях для получения достаточно жестких конструкций нужно использовать большие сечения изделий по сравнению с теми, которые следуют из условий прочности.

Удельное электросопротивление титана в зависимости от содержания примесей колеблется в пределах от $42 \cdot 10^{-8}$ до $80 \cdot 10^{-6}$ Ом·см. При температурах ниже 0,45 К он становится сверхпроводником.

Титан – парамагнитный металл. У парамагнитных веществ магнитная восприимчивость при нагревании обычно уменьшается. Титан составляет исключение из этого правила, его восприимчивость значительно увеличивается с температурой [38].

Организм человека хорошо переносит конструкции из титанового сплава. Такие сплавы уже достаточно долгое время применяются в медицине. Титановые сплавы устойчивы к коррозии в агрессивных средах человеческого организма. Выходу ионов имплантата в организм человека препятствует оксидная пленка, которая образуется на поверхности титановых сплавов. Ткани вокруг таких имплантатов не изменяются. Титановые сплавы способны выдержать большую нагрузку, они прочнее, чем никель, хром и нержавеющие сплавы. При стерилизации медицинских инструментов из титановых сплавов спиртом, парами формалина, обжиганием и т.д. поверхности таких сплавов не разрушаются. И самое главное – титановые сплавы гипоаллергенны.

Титан – металл хирургов. Действительно, в хирургической практике титановые сплавы применяются для изготовления различных костных имплантатов. Протез тазобедренного сустава из титанового сплава может выдерживать усилие до трёх тысяч кг. Так как, в организме человека титановый

сплав стоек ткани, прилегающие к нему, не воспаляются. Кроме того, титановые имплантаты изготавливаются быстро. И стоимость их значительно ниже стоимости имплантатов из других сплавов.

Благодаря высокой пластичности титановых сплавов можно получить из них проволочную сетку и фольгу. Проволочная сетка используется для пластики мягких тканей. Подшивается такая сетка атрауматической иглой с титановой нитью. Титановая монополь иногда принимается в офтальмологии.

В стоматологии использование титановых сплавов имеет большой успех. Титановые сплавы легко соединяются с фарфором и композиционными цементами. Из них изготавливают литые каркасы зубных протезов, стоматологические мосты и коронки. Титановые каркасы легко облицовываются керамикой. Такие протезы долговечны и служат 10-15 лет.

Используются титановые сплавы и при изготовлении медицинских инструментов – скальпелей, крючков, пластинчатых пинцетов, зажимов. Эти инструменты гораздо легче инструментов из нержавеющей стали.

В производстве инвалидных колясок, наружных ортопедических протезов титановые сплавы также нашли применение.

Титановые сплавы прочные и пластичные, как сталь, лёгкие, как алюминий, и стойкие к коррозии, как углепластик. Они широко применяются в хирургии, стоматологии, офтальмологии, ортопедии [37].

1.2.2 Сплавы с памятью формы

Среди метастабильных титановых β -сплавов можно отметить группу сплавов, проявляющих эффект памяти формы (ЭПФ). Л.Г. Хандросом и Г.В. Курдюмовым в 1948 году впервые в сплавах Cu – Al-Ni (14,5 %Al, 1,0-1,5 %Ni) было обнаружено термоупругое мартенситное превращение, которое лежит в основе ЭПФ [39]. Когда происходит термоупругое мартенситное превращение образовавшиеся в начале кристаллы растут (уменьшаются) при понижении

(повышении) температуры со скоростью, соответствующей скорости охлаждения (нагрева), что дает возможность даже визуально увидеть превращение.

При этом отмечается, что рост мартенситных кристаллов может происходить только до тех пор, пока сохраняется когерентная структурная связь между решетками обеих фаз, т.е. сохраняются порядок и соответствие в расположении атомов по обе стороны границы растущего кристалла.

ЭПФ – это способность металла изменять и восстанавливать свою исходную форму по структурным механизмам, отличным от механизма классической упругой деформации (закон Гука). Иными словами ЭПФ представляет собой одно из проявлений полной или частичной обратимости неупругой деформации, реализуемой благодаря обратимому термоупругому мартенситному превращению. Если до начала пластической деформации мартенсита снять нагрузку, то в зависимости от температуры испытания можно заметить ЭПФ или восстановление формы в ходе разгрузки при температуре деформации (явление сверхупругости (СУ)).

В основе эффекта СУ и одностороннего ЭПФ наблюдается один и тот же структурный механизм. Разница состоит лишь в причинах обратного мартенситного превращения. В случае явления сверхупругости обратное мартенситное превращение наблюдается непосредственно после снятия нагрузки, при эффекте памяти формы для осуществления обратного превращения необходим нагрев.

Изменение формы характерно любому мартенситному превращению. Теоретический ресурс обратимой деформации ϵ_r (деформация, которая «возвращается» при восстановлении формы) измеряется величиной деформации решетки при обратимом термоупругом мартенситном превращении.

Поведение сплавов с эффектом памяти формы (СПФ) отмечается такими дополнительными параметрами, как мартенситные точки, температуры начала

и конца прямого и обратного мартенситных превращений, для характеристики необычного механического поведения применяют величины функциональных свойств: реактивное напряжение и обратимую деформацию, генерируемое материалом при стремлении восстановить форму в заневоленном состоянии [40–44].

Для функционирования биомеханической совместимости материала замещающего костную ткань важна не только близость основных механических характеристик к характеристикам костной ткани, но и немаловажна схожесть их поведения в период деформации. Поведение биологических тканей в условиях влияния внешнего напряжения отмечается запаздывающей реакцией тканей, т.е. между величиной напряжения и деформацией тканей в условиях нагрузки и разгрузки существует гистерезисная зависимость, которая наблюдается в возврате деформации и восстановлении формы тканей при более низких напряжениях, чем при напряжениях нагрузки [45].

1.3. Системы Ti-Zr и Ti-Nb

В последнее время проводятся интенсивные исследования циркониевых сплавов для применения в медицине. Близкие физические и химические свойства титана и циркония объясняется тем, что цирконий является элементом, входящим в подгруппу титана. Такие свойства циркония как: высокие характеристики усталостной выносливости, биологическая инертность, склонность к «самозалечиванию» дефектов поверхности, прочность, стойкость к различным химическим воздействиям и технологичность представляют наибольший интерес.

Далее на рисунке 1.1 можно увидеть типы кристаллических решеток материалов [46].

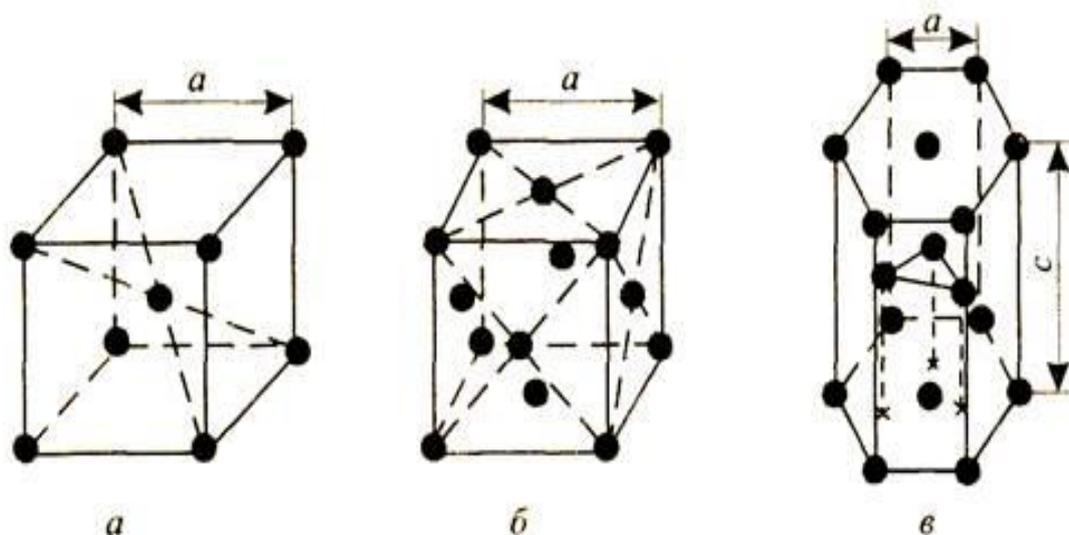


Рисунок 1.1 – Типы кристаллических решеток материалов
 а – кубическая объемно-центрированная; б – кубическая
 гранецентрированная; в – гексагональная плотноупакованная

Титан-цирконий (Ti-Zr) – бинарный сплав, имеет лучшую коррозионную стойкость и механические свойства, чем чистый титан. Существует общее мнение, что Zr соединения не имеют никакого местного или системного токсичного последствия. Исходя из этого очевидного отсутствия токсичности, Zr отобран в качестве легирующего элемента для улучшения свойства технически чистого титана.

Цирконий кристаллической структурой очень похож на титан. Цирконий считается нейтральным элементом при добавлении в титан, так как он имеет тождественное преобразование аллотропной с аналогичной температурой фазового перехода. Когда в твердом растворе с титаном имеются альфа и бета фазы, то это способствует упрочнению и замедляет скорость фазового превращения. Этот элемент имеет большую растворимость в обеих кристаллических фазах титана и может образовывать сплавы в различных пропорциях, а также повышать механическую прочность (например, предел прочности на растяжение, твердость, прочность на изгиб) и улучшать

коррозионный потенциал. На рисунке 1.2 представлена диаграмма состояния Ti-Zr [46].

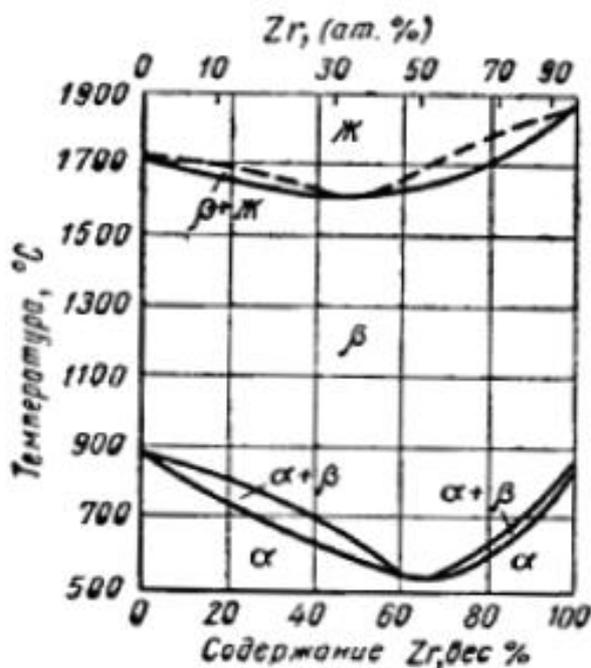


Рисунок 1.2 – Диаграмма состояния Ti-Zr

Ниобий имеет ряд исключительно ценных свойств, которые определяют области его применения. Ниобий отличается высокой температурой плавления, пластичностью, способностью легко подвергаться обработке закалкой при комнатной температуре, сохранением высоких прочностных свойств при повышенных температурах, высокой коррозионной стойкостью, способностью образовывать сплавы с другими тугоплавкими металлами. В данное время наблюдается непрерывный рост потребления ниобиевой продукции в разных областях новой техники, где ниобий находит свое применение, как в металлическом виде, так и в виде соединений.

Следует отметить, что сплавы системы Ti-Nb характеризуются низким модулем упругости. Чистый титан, циркониевые сплавы (Э110, Э125) и некоторые сплавы системы Ti-Nb обладают комплексом свойств (биосовместимостью, малой теплопроводностью, высокой усталостной

прочностью и долговечностью) необходимых для их успешного использования в качестве основы имплантатов.

Впервые эффект памяти формы в сплаве Ti-Nb, основанный на обратимом $\beta \leftrightarrow \alpha''$ превращении, обнаружил Бейкер в 1971 г. В течение последних двадцати лет, сплавы тройных систем на основе Ti-Nb вызывают все больший интерес ученых в качестве перспективных заменителей никелида титана. На рисунке 1.3 представлена диаграмма состояния Ti-Nb [46].

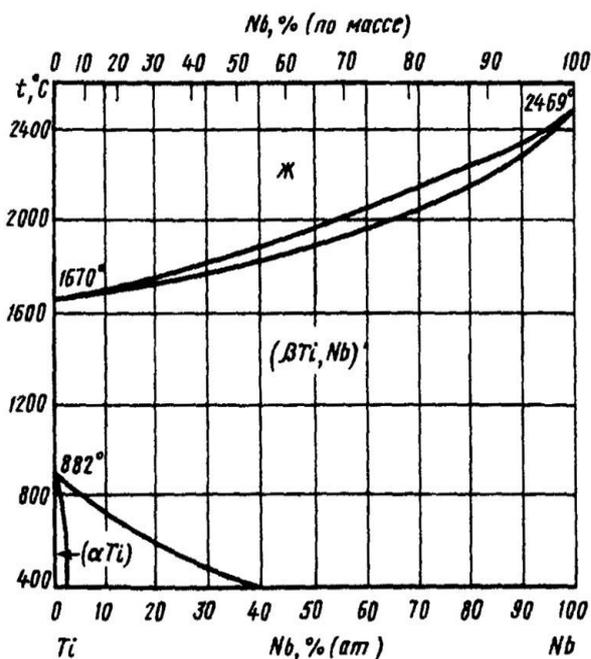


Рисунок 1.3 – Диаграмма состояния Ti-Nb

Легирование титана β -изоморфными элементами, такими как Nb, Mo, Ta задерживает диффузию и приводит к образованию α'' -фазы по мартенситному механизму при закалке. При их высокой концентрации температура стабильного состояния β -фазы ниже. Кроме того, известно, что легирование танталом обеспечивает максимальный диапазон концентрации α'' -мартенсита и самый высокий барьер для формирования ω -фазы, чем другими β -стабилизаторами. В закаленных сплавах на основе Ti-Nb при непосредственной близости к $\alpha'' + \beta/\beta$ границе наблюдается уменьшение модуля Юнга.

Упрочнению твердого раствора и снижению вероятности образования хрупкой ω -фазы, улучшению функциональных свойств метастабильных сплавов с памятью формы на основе Ti-Nb способствует легирование Ti-(Nb, Ta) сплавов цирконием.

1.4. Методы получения покрытий

Методы напыления тонких пленок обычно подразделяются на две группы: физические и химические [47–52]. Физические методы основаны на использовании испарения и распыления. Химические методы на использовании химических реакций, которые претерпевают прекурсоры при напылении на поверхности носителя. Чаще всего трудно провести четкое разделение физических и химических методов, в частности, при использовании плазменных методов.

Вместе с тем, целесообразно выделить электрохимические методы получения тонких пленок в самостоятельную группу методов со специфическими возможностями. В последнее время электрохимические методы интенсивно развиваются и приобретают все более широкое внимание не только со стороны исследователей, но и технологов.

Большинство физических методов получения тонких пленок являются вакуумными, т.е. включают приемы вакуумного испарения с помощью резистивного, электронно-лучевого и других видов нагрева и катодного распыления.

Получение тонких металлических пленок методами вакуумного напыления происходит в три этапа: испарение металла или распыление его с поверхности мишени потоком заряженных частиц, перенос металла от источника испарения или распыления к подложке в виде потока атомов и ионов под различными углами, напыление на подложке. Обычно рассматривают три стадии формирования самой пленки. Первая – образование структурно-

островковой пленки, состоящей как из изолированных гранул, так и из гранул с перемычками. Вторая стадия – образование структурно-сплошной пленки, на формирование которой, кроме геометрии, влияет физико-химическая природа подложки. Третья стадия – рост структурно-сплошной пленки, определяемый взаимодействием атомов напыляемого вещества.

Широко применяется метод получения металлических пленок вакуумным испарением. Сущность вакуумного испарения сводится к тому, что материал, который должен быть осажден на подложку, нагревается в вакууме до температуры испарения. На пути атомарного или молекулярного пучка, образующегося при испарении, помещается подложка. Глубина вакуума при этом должна обеспечивать свободный пробег частицы до подложки.

Для проведения процесса испарения вещества в вакууме необходимо иметь испаритель, который бы содержал в себе испаряемое вещество и поддерживал его при температуре, достаточной для получения требуемого давления паров. Простейшими являются различные типы испарителей из металлической фольги и проволоки с джоулевым нагревом; тугоплавкие металлы с низкими давлениями паров и высокими температурами плавления являются материалами для испарителей, например: вольфрам, молибден и тантал. После того как происходит плавление испаряемое вещество смачивает проволоку испарителя и удерживается на ней за счет сил поверхностного натяжения. В случаях, когда для нанесения пленки требуется большое количество расплавленного металла, используются тигельные испарители. Наиболее часто применяются молибденовые тигли и тигли из тугоплавких оксидов. Материал тигля может приводить к неконтролируемому загрязнению тонких пленок.

Для испарения, кроме джоулевого и индуцированного нагрева, можно также применять нагрев электронной бомбардировкой. В электрическом поле поток электронов ускоряется до энергии 5 до 10 килоэлектронвольт и фокусируется на поверхности материала. Значительная часть кинетической

энергии частиц при столкновении превращается в тепловую и могут быть получены температуры свыше 3000°C . Энергия может быть сконцентрирована только на поверхности испаряемого вещества, так как она передается только заряженными частицами, в то время как испаритель остается при более низкой температуре. Следовательно, взаимодействие между испаряемым веществом и материалом испарителя сильно уменьшается. Испарители классифицируются по методам закрепления испаряемого вещества в испарительной системе или же по способу ускорения электронов.

Электронные пушки используются в устройствах, которые основаны на принципе нагрева электронной пушкой. Катод из вольфрамовой проволоки применяется в качестве источника электронов, так как данный материал при высоких температурах сохраняет механическую прочность и форму, которые необходимы для получения значительной электронной эмиссии. С целью снижения потерь энергии электронами пучка и предотвращения его расфокусировки давление в вакуумной камере должно быть низким. Одним из существенных недостатков электронно-лучевого испарения является низкий КПД (менее 20%) использования материала.

В тех случаях, когда пленки не могут быть получены методом непосредственного испарения, применяются специальные методы испарения: взрывное, реактивное и испарение из двух испарителей. Достоинством этих методов являются достаточно высокая скорость испарения (более 4 нм/с), малый размер зерен (менее 2 мкм) и гладкий рельеф поверхности напыляемой пленки, отсутствие радиационных нарушений, возможность испарения сплавов с различными температурами испарения, низкая стоимость оборудования. Основной недостаток – разбрызгивание испаряемого материала. При испарении многокомпонентного материала может нарушаться его стехиометрия из-за различия упругости пара составляющих. Метод термического испарения не используется для получения пленок тугоплавких материалов из-за ограничений, связанных с температурой плавления тигля.

Интенсивно развиваются и внедряются методы ионного (катодного) напыления пленок [53–58]. Активация процесса конденсации в этих методах осуществляется преимущественно за счет бомбардировки границы раздела пар – твердое тело ионами инертного газа, собственными ионами напыляемого вещества или ионизированными кластерами с энергиями от сотен электронвольт до нескольких килоэлектронвольт. В результате уменьшается коэффициент прилипания и увеличивается коэффициент катодного распыления адсорбентов, активируются поверхностная и объемная диффузия, изменяются процессы зародышеобразования и роста сплошных пленок. Все это помогает повышению адгезии, получению более совершенных структуры, уменьшению содержания газовых примесей, резкому снижению «критической» толщины пленок.

Увеличение фактора энергетической активации при бомбардировке поверхности роста ионами напыляемого материала позволяет резко уменьшить чувствительность процесса к различным трудно контролируемым факторам, т.е. повысить воспроизводимость. Вместе с тем, варьирование в широких пределах энергетических параметров потоков частиц на подложку обуславливает более активное управление химическим составом и структурой границы раздела пленка-подложка, позволяет осуществить очистку поверхности подложки ионной бомбардировкой.

Методы катодного распыления можно условно разделить на три разновидности: в тлеющем разряде (при постоянном напряжении, высокочастотное и магнетронное распыление), в несамостоятельном дуговом разряде (при постоянном напряжении, высокочастотное), ионным пучком. Для распыления применяются диодная, триодная, магнетронная и ионно-лучевая системы.

В силу своей простоты широкое применение получила диодная система распыления, особенностью которой является наличие двух электродов и тлеющего разряда. Неравномерное распыление мишени в диодной системе

сокращает срок ее службы и сказывается на однородности толщины формирующейся пленки. Этот недостаток устраняется введением дополнительного электрода вокруг катода. Изменяя местоположение электрода и его потенциал, можно добиться высокой равномерности плотности тока на мишени. Высокочастотное распыление в диодной системе используется в основном для получения диэлектрических пленок. Распылением металлических мишеней в высокочастотном разряде также можно получать качественные пленки, но при больших энергетических затратах.

Ионно-лучевое распыление сочетает в себе достоинства вакуумного испарения (относительно высокий вакуум, отсутствие бомбардировки поверхности подложки, высокая скорость роста) и катодного распыления (высокая равномерность, высокая энергия приходящих на подложку частиц, отсутствие градиента химического состава по толщине многокомпонентных пленок).

Метод катодного ионного распыления сочетает в себе достоинства вакуумного испарения (относительно высокий вакуум, отсутствие бомбардировки поверхности подложки, высокая скорость роста) и катодного распыления (высокая равномерность, высокая энергия приходящих на подложку частиц, отсутствие градиента химического состава по толщине многокомпонентных пленок). Получаемые пленки отличаются высокой адгезией, сплошностью и плотностью покрытия (особенно при пониженном рабочем давлении). Переход в паровое состояние происходит без разбрызгивания и образования конгломератов. Метод дает возможность очищать подложки ионной очисткой до начала напыления и, частично, в процессе напыления. Пленки сплавов удается получать с минимальными искажениями состава по сравнению с прекурсором. В то же время, добавляя в качестве рабочего газа смеси азот, кислород, углеводороды, можно получать пленки, содержащие оксиды, нитриды, карбиды. К недостаткам метода относятся низкие скорости нанесения пленок (не выше 5 нм с^{-1}), очень низкий

энергетический КПД, невозможность отдельной регулировки отдельных параметров распыления.

Интенсивно развиваются методы ионно-плазменного распыления материалов в направлении увеличения скорости распыления, снижения радиационного воздействия высокоэнергетических частиц газоразрядной плазмы на конденсируемую пленку, уменьшения степени загрязненности посторонними газовыми включениями.

Перспективным является метод магнетронного распыления металлических мишеней [59–61]. Распыляемая мишень-катод изготавливается в виде усеченной воронки, внутри которой расположен анод. Система катод-анод помещается в магнитное поле таким образом, чтобы магнитные силовые линии были направлены параллельно поверхности катода. При подаче напряжения на электроды зажигается разряд. Заряженные частицы, двигаясь к электродам, вращаются вокруг магнитных силовых линий, повышая степень ионизации газа, но при этом не попадают на подложку и не разогревают ее, что позволяет на порядок повысить скорость напыления пленок при достаточно низкой температуре подложки. Слабая интенсивность бомбардировки вторичными электронами позволяет наносить слои металлов и сплавов с сохранением стехиометрии толщиной более 10 мкм на полимерные нетермостойкие материалы.

На сегодняшний день развитие катодных методов идет в направлении все более широкого применения процессов ионного распыления с постепенным понижением диапазона рабочих давлений, увеличением скорости напыления и снижением напряжения в разрядном промежутке.

Метод термоионного напыления [62–64] представляет собой синтез термического испарения, обеспечивающего высокие скорости напыления, и катодного распыления с отрицательно смещенной подложкой, дающего повышение энергии молекулярного потока за счет ионизации и ускорения небольшой части потока.

Также нашли широкое применение методы вакуумной плазменной обработки [65–69] для создания высокоэффективных процессов нанесения тонких пленок, выращивания монокристаллов, легирования поверхностных слоев, получения композиционных материалов. Плазменные методы разделяются на стационарные и импульсные. Наибольший интерес для получения тонких пленок представляют импульсные плазменные методы, которые обеспечивают широкие возможности при выборе параметров процессов конденсации как по плотности потока, так и по энергии частиц. Возможность получения недостижимых другими методами значений плотности потока до $10^{25} \text{ см}^{-2} \text{ с}^{-1}$ и выше обеспечивает создание реального технологического вакуума у поверхности конденсации на 3-7 порядков выше, чем в рабочем объеме установки, что существенно удешевляет технологическое оборудование, снижает требования к очистке, создает условия для высокой стабильности и воспроизводимости процесса.

Для получения пленок металлов или их соединений широко применяются в качестве прекурсоров металлоорганические соединения (МОС) [70]. Наиболее хорошо изучены и широко применяются на практике методы получения покрытий разложением МОС в паровой фазе под воздействием тепла, электронного луча, излучения оптических квантовых генераторов и в плазме газового разряда.

Метод термического разложения МОС в паровой фазе (в англоязычной литературе этот метод обозначается аббревиатурой МОСVD) дает возможность не только улучшить качество изделий, но и существенно упростить технологию получения электронных приборов. Кроме того, разнообразие МОС позволяет напылять и сложные по составу пленки (см. например, [71, 72]). Сущность метода термического разложения МОС в паровой фазе заключается в том, что исходное вещество переводится в парообразное состояние (температура испарения не превышает, как правило, $100 \div 200^\circ \text{C}$) и контактирует с подложкой, нагретой до температуры, при которой МОС разлагается или

реагирует с другим соединением. В результате на подложке образуется слой металла, а газообразные продукты удаляются из зоны реакции. Напыление может проводиться как в вакууме, так и в потоке газов-носителей. При этом необходимо подбирать температуру процесса таким образом, чтобы диссоциации подвергались по преимуществу связи металл-углерод (средняя энергия диссоциации связи хром-углерод составляет ~40 ккал/моль для бисареновых соединений хрома и ~29 ккал/моль для гексакарбонила хрома) и не разрушались связи С-С и С-Н в органической части молекулы МОС (энергии диссоциации связей С-С и С-Н составляют ~82 и ~98 ккал/моль соответственно) [70]. Также, выбор температуры пиролиза определяется необходимостью локализовать распад на поверхности подложки (гетерогенный распад), а не в газовой фазе вблизи поверхности (гомогенный распад), так как в случае гомогенного распада формируются дефектные пленки за счет включения частиц различного размера, выпадающих из газовой фазы. Покртия, полученные термическим разложением МОС в паровой фазе, отличаются высокой адгезией. Это можно объяснить тем, что при разрыве химических связей атомы металла выделяются в возбужденном состоянии, обладают повышенной активностью и могут образовывать прочные связи с материалом подложки.

К недостаткам метода можно отнести токсичность исходных МОС, самовоспламенение их при контакте с кислородом воздуха, недостаточно хорошую в ряде систем воспроизводимость пленок по фазовому составу.

В последнее время уделяется внимание получению пленок при разложении МОС (либо других прекурсоров) в плазме газового разряда (плазмой увеличенное осаждение – PECVD). При этом продукты реакции напыляются в виде металлической пленки или соединений в зависимости от условий проведения процесса. Преимуществом данного метода является то, что температура подложки может быть близкой к комнатной.

Применение методов разложения МОС под воздействием электронного луча и излучения оптических квантовых генераторов позволяет проводить напыление металлических пленок с заданной конфигурацией. Если в методе MOCVD или PECVD применяют МОС в газообразном виде, то в других методах химического напыления (CD) применяют и другие соединения, например, галогениды, гидриды и т.д., в том числе в растворенном виде или как гель подобные системы. Соответствующие технологии получили название CVD или CSD.

В зависимости от метода получения или режима нанесения в рамках одного и того же метода в тонких пленках получают многие специфические разновидности микроструктуры. В связи с этим тонкопленочные объекты привлекательны для изучения соотношения структура-свойство.

1.5. Метод плазменно–ассистированного дугового напыления

Вакуумно-дуговой метод широко используется для ионно-плазменной модификации поверхностного слоя материалов и изделий, а также синтеза функциональных покрытий. Традиционный метод КИБ (конденсация с ионной бомбардировкой) подразумевает генерацию металлической плазмы при испарении материала катода катодным пятном и последующую конденсацию покрытия из плазмы дугового разряда при формировании металлических покрытий или при наличии в камере молекулярного реактивного газа – нитридных, карбидных, оксидных или других покрытий более сложного состава. Замена молекулярного газа на ионизированный приводит к интенсификации фазообразования, трансформации структуры покрытия в более мелкозернистую и к улучшению адгезии покрытия с подложкой. Очистка и активация подложек перед напылением покрытий проходит обычно методом бомбардировки ускоренными в приповерхностном слое металлическими ионами при приложении потенциала ~ 1 кВ к подложке. Такая предварительная

обработка поверхности образцов может приводить не только к очистке, нагреву и активации поверхности, но и изменению элементного и фазового состава поверхностного слоя изделий, что не всегда допустимо. Поэтому предварительная очистка и активация поверхности подложек ускоренными ионами инертных газов более привлекательна. Как на первом этапе (очистка и активация поверхности), так и на втором этапе процесса напыления покрытий перспективно использование источника газоразрядной плазмы. Тогда процесс очистки и активации будет проходить посредством плазмы инертного газа, а напыление покрытий возможно проводить в режиме плазменного ассистирования.

Напыление ионно-плазменных покрытий, как правило, проводят, как многоэтапный процесс в едином вакуумном цикле. В случае вакуумно-дугового напыления с плазменным ассистированием на первом этапе применяется аргоновая плазма не высокого давления ($n \sim 10^9 - 10^{11} \text{ см}^{-3}$) на основе несамостоятельного дугового разряда. Очистка поверхности образцов ионно-плазменным травлением тонкого поверхностного слоя от оксидных пленок, диэлектрических включений и адсорбированных газов происходит с помощью ионов рабочего газа с энергией в интервале $\sim (100 - 1000) \text{ эВ}$. На втором этапе для повышения адгезии основного покрытия с подложкой происходит нанесение вспомогательного подслоя ($h \sim 100 \text{ нм}$). На третьем этапе при испарении материала катода дуговым разрядом с катодным пятном происходит синтез основного покрытия ($3 - 5 \text{ мкм}$). Синтез покрытий вакуумно-дуговым методом на втором и третьем этапах происходит в режиме плазменного ассистирования при относительно низком давлении ($\sim 0,1 \text{ Па}$), т.е. конденсация покрытий происходит из смешанной газометаллической плазмы ($n \sim 10^{11} \text{ см}^{-3}$). При этом образуется покрытие плотной структуры (без внедрения атомов газа). Удаление с поверхности адсорбированного газа и измельчение структуры происходит благодаря непрерывной бомбардировке растущего покрытия низкоэнергетическими ионами рабочего газа.

Одной из отличительных особенностей применяемого в работе метода вакуумно-дугового напыления является применение композиционных катодов таких систем как Ti-Cu, Ti-Al, Ti-Si, Ti-Cr и др. Такие катоды получают спеканием порошков в вакууме или СВС–методом. Использование композиционных катодов дает возможность получать поток смешанной плазмы по сравнению со случаем, когда одновременно испаряются нескольких одноэлементных катодов. Характеристики композиционных катодов с концентрацией дополнительного элемента ≤ 15 ат.% аналогичны или превосходят эксплуатационные свойства катодов из сплава ВТ1-0, традиционно применяемого для синтеза нитридтитановых покрытий [73, 74].

2. Оборудование и методы исследования

2.1 Сканирующая электронная микроскопия

Методы электронной сканирующей микроскопии (СЭМ), предназначенные для исследования материалов, имеют большое значение для применения в решении конкретных технологических и научных задач из-за их достоверности и высокой информативности при получении результатов исследований [75–77]. Известно, что физические и механические свойства материалов определяются их микроструктурой, а она зависит от химического состава, электронного строения и технологии их получения. Исследователи, изучая структурное состояние, сталкиваются с тем, что нередко появляются методические трудности, когда происходит выбор методик и методов исследований, типов приборов [78–80]. СЭМ дает возможность получить изображение объекта в широком диапазоне увеличений в отраженных и вторичных электронах, определить состав распределения химических элементов и фазы по площади исследуемого образца и по ее площади, химическую неоднородность по площади шлифа и одновременно анализировать форму и размеры зерен, распределение фаз и зерен по размерам.

Объекты, которые исследуются в СЭМ, – это такие образцы, как пленки, покрытия, излом, шлиф, порошки разной дисперсности и так далее.

Первой отличительной особенностью любого микроскопа является представление информации об объекте в форме изображения. Под изображением понимается графическое представление массива данных, описывающего определенный признак объекта (как правило, морфологический) в зависимости от координат в плоскости. При воспроизведении изображения в современных приборах используются цифровые средства отображения, изображение разбивается на точки, каждая из которых имеет свои координаты в плоскости. В самом простом случае каждой точке приписывается величина яркости, которая, как правило, пропорциональна величине сигнала, регистрируемого при исследовании образца. Например, в случае оптической (световой) микроскопии, таким сигналом является интенсивность света отраженного образцом или прошедшего через образец. В любом случае регистрируемый сигнал является результатом воздействия на объект исследования (светом, электронами и т.д.).

Существует два способа накопления массива данных для построения изображения: параллельный и последовательный. Параллельный способ подразумевает одновременное воздействие на все точки объекта исследования с последующей регистрацией сигнала координатно-чувствительным детектором (матрицей детекторов). В случае же последовательного способа регистрации воздействие на точки объекта осуществляется поочередно, путем сканирования, а сигнал регистрируется одним детектором. Именно второй способ построения изображения используется в сканирующем электронном микроскопе. Второй отличительной особенностью микроскопа является получение увеличенного изображения объекта исследования. Под увеличением понимается отношение расстояния между изображениями двух точек объекта на изображении к расстоянию между этими точками на объекте. Увеличением M (Magnification) в СЭМ называется отношение размера изображения на устройстве отображения

(мониторе) к размеру области сканирования на исследуемом объекте, процесс увеличения можно увидеть на рисунке 2.1 [76]. Размер изображения ограничен размерами монитора, следовательно, для изменения увеличения необходимо изменять размеры области сканирования. Чем меньше область сканирования, тем больше увеличение.

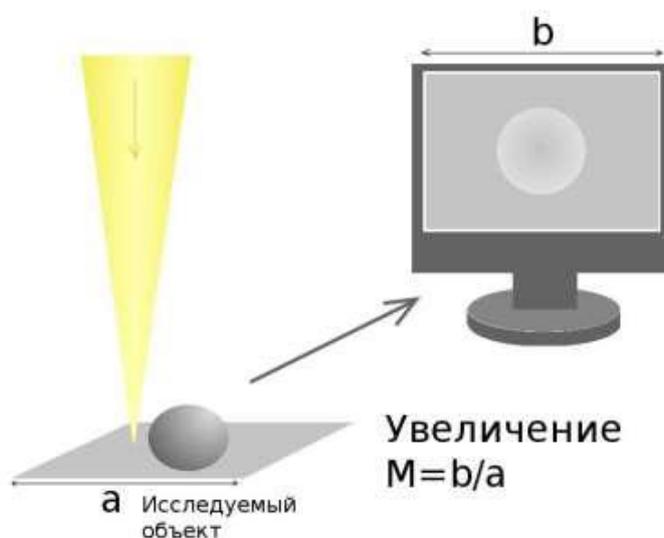


Рисунок 2.1 – Увеличение

Основной характеристикой микроскопа является *разрешение*. Под физическим разрешением микроскопа подразумевается минимальное расстояние между двумя объектами, при котором они различимы на изображении. Если расстояние между объектами меньше, чем разрешение микроскопа, то объекты сливаются в один.

Разрешение определяется размерами области, сигнал из которой регистрируется детектором – области взаимодействия электронов с материалом. Размеры области взаимодействия определяются не только размерами электронного пучка, но и процессами взаимодействия электронов с веществом. Для получения качественного изображения необходимо минимизировать размеры электронного пучка, т.е. сфокусировать его.

Итак, СЭМ – это прибор, предназначенный для получения увеличенного изображения объекта путем сканирования по объекту сфокусированным пучком электронов и регистрации детектором сигнала, возникающего в результате взаимодействия электронов с веществом.

Принципиальная схема СЭМ включает в себя источник электронов, камеру с образцом и детекторы для регистрации сигнала, оптическую систему для фокусировки электронов и сканирования (электронную колонну), а также необходимую для создания вакуума в микроскопе систему откачки. Нужно помнить, что электрон в воздухе не может долететь от источника до образца, потому что на своем пути он столкнется с молекулами воздуха. Поэтому условием для работы микроскопа является вакуум в пушке, колонне и камере микроскопа. Далее на рисунке 2.2 представлена принципиальная схема микроскопа [79].

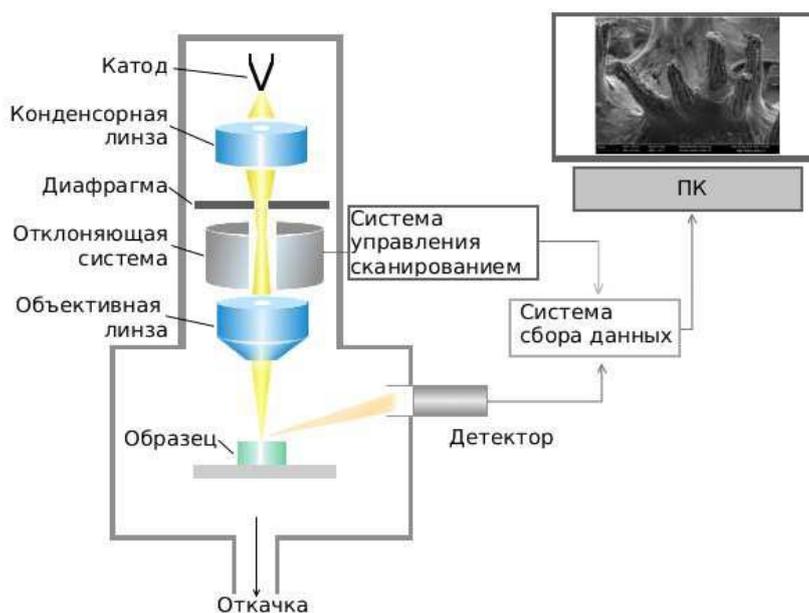


Рисунок 2.2 – Принципиальная схема сканирующего электронного микроскопа

Испускаемые катодом электроны, проходя через систему электронной оптики, фокусируются и ускоряются в направлении образца. В процессе

сканирования сфокусированным пучком по поверхности образца происходит эмиссия вторичных электронов, которые регистрируются детектором. Таким образом, на систему сбора данных поступает информация о координатах пучка на образце и величине сигнала с детектора. При построении изображения каждой точке образца приписывается яркость пропорциональная величине сигнала, измеренного в момент, когда пучок находился в этой точке.

2.2. Рентгенофазовый анализ

Информация об элементном составе разных объектов (сплавах, горных породах, минералах, химических соединениях и так далее) может быть получена при помощи разных аналитических методов, обычно, они предполагают разрушение вещества. Сложные вещества, которые образуются при соединении между собой химических элементов, исчисляются многими сотнями тысяч. Такие сложные вещества имеют самые разнообразные свойства, при этом различие таких свойств определено различиями во взаимном расположении атомов (то есть структуре) и различиями в химическом составе. Лишь дифракционные методы (электронографический или нейтронографический, рентгеновский) имеют уникальные возможности давать характеристику кристаллическим фазам. Кристаллическая фаза определяется равновесным, пространственно однородным состоянием вещества, она характеризуется структурой и определенным элементным составом. Самые главные преимущества в рентгенографическом анализе определены тем обстоятельством, что подвергается исследованию само твердое тело при его неизменном состоянии и результатом такого исследования становится непосредственное определение вещества или же его составляющих. Рентгеновскими лучами исследуются кристалл, то есть само соединение; кроме того, когда исследуются полиморфные тела, применяя рентгеновские лучи, есть возможность различить разные модификации, которые свойственны данному

веществу. Для исследования вещества необходимо совсем небольшое его количество, оно при процессе проведения аналитической операции не подвергается разрушению. Кристаллические вещества какого-то химического состава при каком-либо физическом воздействии (например, механическом или же термическом) могут серьезно менять свои свойства. Чаще всего это обусловлено изменением в кристаллической структуре (например, когда существует фазовое превращение) или искажением такой структуры от внутренних напряжений и под действием внешних сил. Дифракционные методы дают возможности определить самые небольшие перемены при изменении атомной решетки в кристалле, которые не улавливаются остальными методами. Такой метод сейчас применяется чаще, если сравнивать его с остальными рентгеновскими методами. Существует объяснение этому: некоторые синтетические и природные, важные технически материалы нередко существуют в поликристаллическом состоянии и лишь в этом состоянии можно произвести анализ их свойств и структуры.

Существуют следующие принципы, которые лежат в рентгенофазовом анализе (РФА):

- по дифракционному спектру смеси можно произвести количественную оценку соотношения кристаллических фаз, присутствующих в изучаемом образце;
- рентгенодифракционный спектр от смеси индивидуальных фаз является суммой их дифракционных спектров от каждой фазы;
- каждая кристаллическая фаза постоянно одинаковый дифракционный спектр, характеризующийся набором межплоскостных расстояний $d(hkl)$ и соответствующих интенсивностей линий $I(hkl)$, присущим только данной кристаллической фазе;
- порошковая дифракционная картина является индивидуальной характеристикой кристаллического вещества.

Интенсивность в конкретном образце присутствующих кристаллических фаз пропорциональна содержанию фаз в нем. Рентгенофазовый анализ от

поликристаллических образцов по дифракционным спектрам является сопоставлением значений $d(hkl)$ изучаемого образца с соответствующими значениями $d(hkl)$ одного или нескольких справочных стандартов, когда сравнивается интенсивность линий стандартов и в спектрах образца. При этом становится понятно, что для того, чтобы провести рентгенофазовый анализ вещества непонятной структуры (то есть идентификацию этого вещества) необходим набор надежных и достоверных справочных стандартов, где определены кристаллические фазы, представленные совокупностью величин $d(hkl)$ и $I(hkl)$ - «то есть рентгенодифракционных спектров».

Можно рассмотреть отражение на примере атомных плоскостей, которое далее изображено на рисунке 2.3 [81].

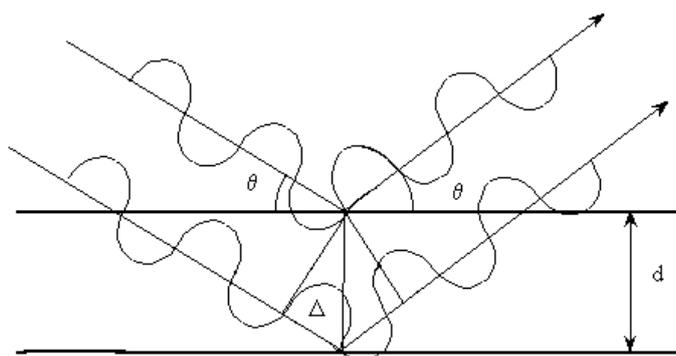


Рисунок 2.3 – Отражение рентгеновской волны атомными плоскостями

Монохроматичная плоская электромагнитная волна падает под углом скольжения θ на систему плоскостей. Одноименные точки в соседних плоскостях из-за наклона достигаются волновым фронтом в разное время, то есть появляется разность хода Δ . Разность хода после отражения между рассеянными соседними лучами увеличивается в два раза и уравнивается 2Δ .

После этого происходит интерференция, то есть складываются рассеянные лучи, включая точку, где имеется детектор. Хотя только одна падающая волна является источником рассеянных лучей, из-за разности хода

между ее рассеянными различными лучами появляется разность фаз колебаний. Рассеянных лучей появляется множество и они взаимно гасят друг друга при произвольной разности фаз. При этом в некоторых углах θ между соседними лучами разность хода станет равна целому числу длин волн λ , при этом между ними разность фаз станет кратной 2π , и, как результат сложения, волны усилят друг друга. Это значит, что при таких значениях угла θ станут наблюдаться максимумы интенсивности, когда во всех других случаях интенсивность станет практически нулевой. По рисунку 2.4 становится понятно, что разность хода является $\Delta = d \sin \theta$. После этого, учитывая из условия равенства, удвоенную разность хода целому числу длин волн, возникло уравнение Вульфа-Брэгга (формула 2.1):

$$2d \sin \theta = n\lambda, \quad (2.1)$$

где d – средний размер кристаллов;

λ – длина волны рентгеновского излучения;

n – порядок отражения;

θ – угол дифракции (брэгговский угол).

Такое соотношение определяет углы скольжения θ падающего излучения с длиной волны λ , при нем от системы атомных рассеивающих плоскостей и межплоскостными расстояниями d получается максимум рассеянного излучения. В уравнении Вульфа-Брэгга не содержится информации ни об их ширине в шкале углов рассеяния, ни о величине максимумов интенсивности рассеяния, а лишь содержатся их положения в этой шкале. Не смотря на это, оно существует как основа для таких видов исследований как определение параметров решетки, фазовый качественный анализ и тому подобное. Для получения структурной информации из ширины и соотношения интенсивностей рефлексов нужно провести более детальный

анализ на кристаллах процесса рассеяния рентгеновских лучей. Формула Шеррера (Селякова-Шеррера, Дебая-Шеррера) в рентгеновской дифракции и кристаллографии, формула, связывающая размеры кристаллитов, то есть малых частиц с шириной дифракционных рефлексов. Формула применяется, обычно, для того, чтобы определить размеры наночастиц разного рода.

Формула Шеррера записывается в виде формулы 2.2:

$$d = \frac{k\lambda}{\beta \cos \theta}, \quad (2.2)$$

где θ – угол дифракции (брэгговский угол);

β – ширина рефлекса на полувысоте (в радианах, и в единицах 2θ);

λ – длина волны рентгеновского излучения;

d – средний размер кристаллов;

K – безразмерный коэффициент формы частиц (постоянная Шеррера).

Коэффициент K при разных формах частиц способен принимать разные значения.

Для кристаллов размеры, которых больше 1–0,2 мкм (100–200 нм) формула Шеррера неприменима. Следует отметить, что на дифрактограммах вклад в ширину, кроме уширения из-за размеров кристаллитов и инструментального уширения могут внести и другие различные факторы. Как правило, такими факторами являются дефекты и искажения кристаллической решетки. Микронапряжения, временные напряжения, двойникование, дефекты упаковки, границы зерен, дислокации, субграницы и химическая разнородность также могут вносить свой вклад в уширение рефлексов.

Принципиальная схема эксперимента приведена на рисунке 2.4. На данной схеме звездочкой обозначен источник рентгеновских лучей, O – след плоскости исследуемого образца, D – детектор рентгеновского излучения, 2θ – угол их рассеяния. Следовательно, результат эксперимента представляет собой

дифрактограмму – кривую зависимости интенсивности рассеянного луча от угла рассеяния.

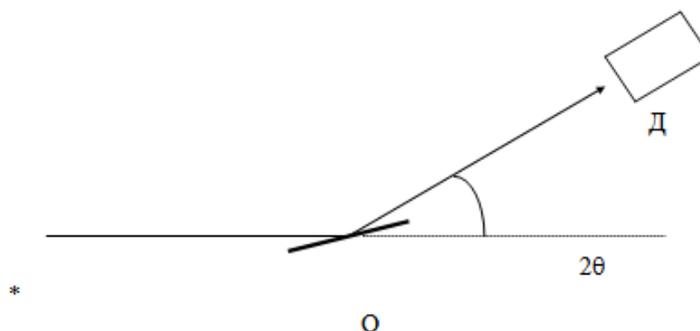


Рисунок 2.4 – Схема эксперимента

Детектор и образец вращаются небольшими шагами, между которыми в течение времени экспозиции производится подсчет числа рентгеновских квантов, рассеянных образцом и попавших на детектор. (Данный метод называется метод регистрации «по точкам»). Далее эти числа поступают в управляющий компьютер, образуя дифрактограмму в виде файла[80].

Кривая дифрактограммы состоит из трех составляющих:

- узкие рефлекссы;
- пологая плавная кривая, так называемое диффузное гало, на которой расположены указанные рефлекссы;
- мелкие и частые так называемые “статистические” осцилляции профиля кривой (шумовая дорожка).

Вследствие неравномерности процесса испускания квантов рентгеновской трубкой возникает шумовая дорожка. При надобности увеличением времени экспозиции можно уменьшить эти осцилляции.

Диффузное гало может образовываться вследствие целого ряда причин, но, как правило, является результатом диффузного рассеяния на аморфном или слабоупорядоченном веществе, входящем в состав объекта (например, свидетельствует о наличии неупорядоченных твердых растворов). В хорошо окристаллизованных объектах диффузное гало отсутствует. Однако в любом

случае на дифрактограмме будет наблюдаться фон – некоторая небольшая добавка интенсивности, возникающая вследствие собственных шумов аппаратуры, в первую очередь – детектора, и рентгеновской флюоресценции атомов образца [81].

Узкие рефлекссы являются результатом дифракционного рассеяния на кристаллах.

2.3 Наноиндентирование

Физическая величина, определяющая свойства материалов, которые обеспечивают их действия в продольном направлении и сопротивление деформациям, называется модулем Юнга, она же модуль продольной упругости конструкционного материала.

Модуль продольной упругости или параметр модуль Юнга используется при разных расчетах во время испытаний материалов на степень деформации при сжатии-растяжении и при изгибе. Необходимо заметить, что большинству из конструкционных применяемых материалов свойственен показатель модуля Юнга достаточно большого значения, они, обычно, обладают порядком 10^9 Па. Из-за этого для удобства записи и расчетов используются кратная приставка «гига» (ГПа).

Графическое определение модуля Юнга можно изобразить при помощи специальной диаграммы напряжений, на ней изображена кривая, которая получается при многократных испытаниях одного и того же материала на качество прочности. В этом случае, физический смысл модуля Юнга заключен в нахождении математических отношений нормальных напряжений к определенным показателям деформации на разных участках диаграммы до определенно заданного предела пропорциональности.

Как математическое выражение модуль Юнга выглядит следующим образом (формула 2.3):

$$E = \sigma / \varepsilon = \operatorname{tg} \alpha, \quad (2.3)$$

где E – модуль Юнга;
 σ – механическое напряжение;
 ε – упругая деформация;
 $\operatorname{tg} \alpha$ – угол наклона.

Также стоит отметить, что модуль Юнга является еще и коэффициентом пропорциональности в математическом описании закона Гука, который выглядит следующим образом (формула 2.4):

$$\sigma = E\varepsilon, \quad (2.4)$$

где E – модуль Юнга;
 σ – механическое напряжение;
 ε – упругая деформация.

Поэтому непосредственная связь модуля продольной упругости с измеряемыми характеристиками поперечных сечений материалов, участвующих в испытаниях на твердость, выражается с помощью таких показателей, как E_A и E_1 . E_A – это показатель твердости при растяжении-сжатии материала в его поперечном сечении, где A – значение площади сечения стержня. E – это показатель твердости при изгибе материала в его поперечном сечении, где I – значение осевого момента инерции, который возникает в сечении испытываемого материала. Следовательно, модуль Юнга – это универсальный показатель, который дает возможность с нескольких сторон характеризовать прочностные свойства материала.[82]

Определение физико-механических характеристик материалов в наномасштабе позволяет исследовать закономерности поведения их приповерхностных слоев и субмикронных объемов, кластеров. Это особенно актуально в свете развития нанотехнологий и, как следствие, непрерывного

уменьшения размеров микромеханических и электронных компонентов, пленочных покрытий и т.д.

На сегодняшнее время наноиндентирование является основным методом для определения физико-механических характеристик различных материалов и покрытий в нанoshкале. Благодаря данному методу можно получить до двух десятков разнообразных механических характеристик материала [83,84].

Суть метода заключается во внедрении геометрически и физически аттестованной пирамиды (пирамида Берковича с углом при вершине 65.3° и радиусом закругления 200 нм) в материал и определении с высокой точностью зависимости нагрузка – деформация (глубина индентирования). На рисунке 2.5 приведена схема индентирования, где h_{total} – максимальная глубина индентирования (h_{max}); $h_{plastic}$ – пластическая деформация (h_c); h_{final} – необратимая деформация; P – нагрузка [84].

При расчете приведенного модуля используется модель Оливера – Фарра [11], в соответствии с которой характеризуется часть зависимости нагрузка–глубина индентирования на цикле разгрузки.

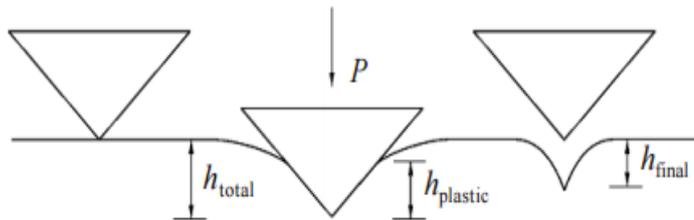


Рисунок 2.5 – Схема индентирования

Пластическая деформация h_c определяется из уравнения 2.5:

$$h_{(c)} = h_{max} \varepsilon - (CP_{max}), \quad (2.5)$$

где C – податливость контакта (эквивалентна тангенсу угла наклона кривой разгрузки при максимальной нагрузке);

ε – значение зависит от геометрии индентора;

$h_{(c)}$ – пластическая деформация;

h_{\max} – максимальная глубина индентирования;

P_{\max} – максимальная нагрузка.

Функция зависимости площади контакта от глубины погружения A (h_c) определяется при калибровке прибора на специальном калибровочном образце – кварце.

Для вычисления модуля упругости (модуля Юнга) образца обрабатывается часть кривой при разгрузке в соответствии с соотношением (формула 2.6):

$$C = \frac{dh}{dP} = \frac{\pi^{0.5}}{2E_r A^{0.5}}, \quad (2.6)$$

где C – податливость контакта;

E_r – приведенный модуль, который связан с модулем упругости соотношением (формула 2.7):

$$\frac{1}{E_r} = \frac{1 - \nu_s^2}{E_s} + \frac{1 - \nu_i^2}{E_i}, \quad (2.7)$$

где ν_s – коэффициент Пуассона образца;

ν_i – коэффициент Пуассона индентора;

E_s – модуль упругости образца;

E_i – модуль упругости индентора.

То есть, зная значение E_T – приведенного модуля, – из соотношения (2.7) при обработке экспериментальных данных, можно рассчитать модуль упругости образца или пленки на поверхности образца.

Метод наноиндентирования дает хорошие результаты при исследовании однородных твердых тел (металл, кварц и так далее) и покрытий. Для определения механических свойств металлов методом наноиндентирования разработаны и приняты международные стандарты (например, ISO 14577). При этом существуют некоторые факторы, которые значительно влияют на результаты механических испытаний этим методом: особенности структуры материала, неидеальная геометрия индентора, температурный дрейф, шероховатость поверхности и так далее. А также существуют подготовки образцов и методики обработки данных, в них учитываются данные факторы [84,85].

Учет особенностей свойств поверхности и структуры материала особенно актуален при определении механических свойств сложных композиционных сред, созданных на основе полимеров, изделия из них широко используются в промышленности. В настоящее время нужна корректировка имеющейся модели Оливера – Фарра для испытаний некоторых полимерных образцов (созданных на основе полистирола), то есть пластиков. Изучение механических свойств дисперсно-наполненных эластомерных композитов методом наноиндентирования определяет их большую зависимость (например, модуля упругости E) от глубины наноиндентирования h (или пластической деформации $h_{пл}$), т.е. масштабный эффект. Известно, что масштабные эффекты достаточно часто наблюдаются во время исследования механических свойств разных материалов. В частности, примером тому служит наполнения эффективной степени от размера частиц наполнителя в случае полимерных композитов или зависимость напряжения разрушения от размера зерна для металлов. Эксперименты по наноиндентированию дают возможность исследовать связь между механическими свойствами и структурой широкого

спектра материалов на наноуровне, включая и композиционные. Данные исследования важны при создании покрытий и материалов с заданным комплексом свойств [85].

3. Экспериментальные результаты исследования покрытий

3.1 Получение Ti-Zr, Ti-Nb покрытий

В качестве подложек для нанесения покрытий использовали пластины титана марки ВТ 1-0 (20×20 мм²). Образцы были подвергнуты предварительной механической полировке шлифовальной бумагой (зернистость 250 мкм) и последующей полировке алмазной пастой с размером частиц до 3 мкм. После чего пластины были очищены в ультразвуковой ванне с ацетоном и этиловым спиртом.

Для нанесения покрытий вакуумно-дуговым плазменно-ассистированным методом использовали автоматизированную ионно-плазменную установку «ТРИО», которая была разработана в Институте сильноточной электроники (ИСЭ, СО РАН), установка оснащена двумя модернизированными электродуговыми испарителями с усиленным охлаждением испаряемого катода и плазменным источником на основе несамостоятельного дугового разряда с накаливаемым катодом «ПИНК».

Напыление покрытий проводили с помощью двух катодов (Ti и Zr) вакуумной дугой в атмосфере аргона при давлении газа 0,2 Па в течение 1 ч. При напылении Ti-Zr покрытий ток разряда Ti дугового испарителя составлял 150 А. Для того, чтобы варьировать концентрации Zr в покрытии напыление проводилось с током разряда на Zr мишени 50 А и 100 А, обеспечивающий, соответственно, 25 и 40 весовых % Zr в покрытии. Импульсное напряжение смещения составляло 50 В.

Напыление Ti-Nb покрытий проводили с помощью двух катодов (Ti и Nb) вакуумной дугой в атмосфере аргона при давлении газа 0,2 Па в течение

1 ч. При напылении Ti-Nb покрытий ток разряда Ti дугового испарителя составлял 150 А. Для Ti-Nb, напыление проводилось с током разряда на Nb мишень 100 А, обеспечивающий 40 вес. % Nb в покрытий. Импульсное напряжение смещения также составляло 50 В.

Морфология напыленных покрытий исследовалась с помощью СЭМ (SEM, Philips 515). Толщина сформированных покрытий измерялась с помощью эллипсометрии (Эллипс 1891 САГ). Шероховатость покрытий измерялась с помощью профилометрии (Micro Measure 3D Station). Фазовый состав (характер и количество фаз) определялся методом рентгенофазового анализа (РФА) на дифрактометре Shimadzu XRD-7000S с использованием Cu-K α -излучения ($\lambda = 0,15406$) при напряжении 40 мВ и токе 40 мА в интервале $2\theta = 10-80^\circ$ с шагом $0,05^\circ$ и экспозиции 0,5 с. Идентификацию РФА спектров проводили по положению линий Ti (Zr, Nb) взятых из базы данных International Center for Diffraction Data (ICDD). Нанотвердость модифицированного слоя исследовалась с помощью нанотвердомера NANO Hardness Tester ННТ-S-АХ-000Х, который оснащен трехгранным индентором Берковича при максимальной нагрузке до 30 мВ. Модуль Юнга и нанотвердость покрытий были посчитаны из нагрузки наноиндентирования по сравнению с кривыми смещения.

3.2 Исследование свойств Ti-Zr покрытий

Толщина покрытий, сформированных в выбранных режимах напыления, составляла $5,0 \pm 0,2$ мкм. Шероховатость (R_a) всех исследованных образцов равна $0,37 \pm 0,05$ мкм. Независимо от содержания Zr в покрытиях СЭМ показал одинаковый внешний вид поверхности напыленных Ti-Zr покрытий. Морфология Ti-Zr (25%) покрытий представлена на рисунке 3.1.

Было отмечено, что на поверхности покрытий неравномерно распределены многочисленные микрочастицы в форме капель размером

порядка $0,37 \pm 0,05$ нм, которые эмитируются с поверхности катодного пятна при его разогреве дуговым разрядом до температур плавления распыляемого материала. Кроме того, микрочастицы могут образовываться в непосредственной близости от поверхности конденсации в результате агломерации распыленных атомов. Однако, из-за низкого давления рабочего газа, применяемого в данном исследовании, последний эффект наименее вероятный. Микрочастицы, которые находятся на поверхности образцов, из-за низкой адгезии, существенно влияют на механические свойства покрытий. Тем не менее, их появление зависит от технологических режимов напыления. Поэтому, варьируя параметры процесса, можно снизить их количество. Например, L. Wang и X.S. Wan продемонстрировали, что в случае напыления CrN покрытий, полученных методом ионно-дугового напыления, изменение потенциала смещения на подложках и давление газа позволяет сократить количество и размер такого рода частиц [86–87]. Таким образом, дополнительное исследование необходимо для того, чтобы определить оптимальные параметры процесса, позволяющие избежать появления капель расплавленного материала мишени на поверхности покрытий.

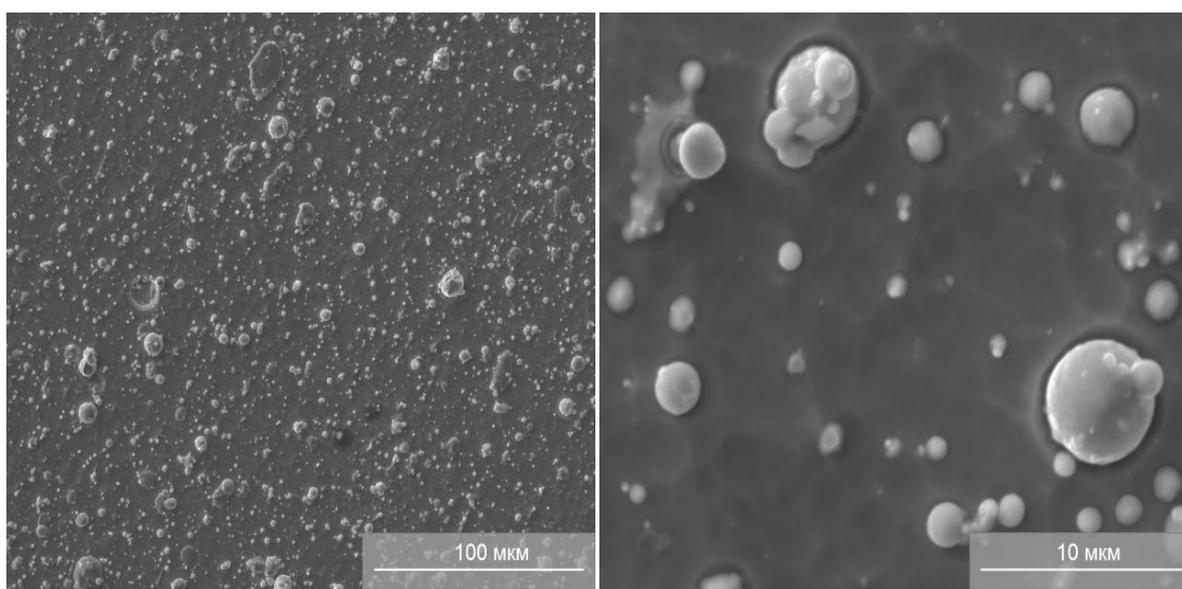


Рисунок 3.1 – СЭМ изображения морфологии покрытий на основе Ti-Zr (Zr 25%)

Кроме того, при большем увеличении помимо микрочастиц различима ячеистая структура поверхности, которая, как полагают ряд авторов, является результатом эффекта ионной бомбардировки при плазменно-ассистированном дуговом напылении.

РФА спектры напыленных покрытий Ti-Zr приведены на рисунке 3.2. Вертикальные линии расположенные под спектром покрытий представляют собой положение рефлексов фазы α -Ti в соответствии с ICDD # 44-1294. Из-за разницы между атомным радиусом Zr (1,616 Å) и Ti (1,475 Å), внедрение атомов Zr в кристаллическую решетку Ti приводит к увеличению параметров решетки. Таким образом, РФА показал смещение рефлексов в сторону меньших углов.

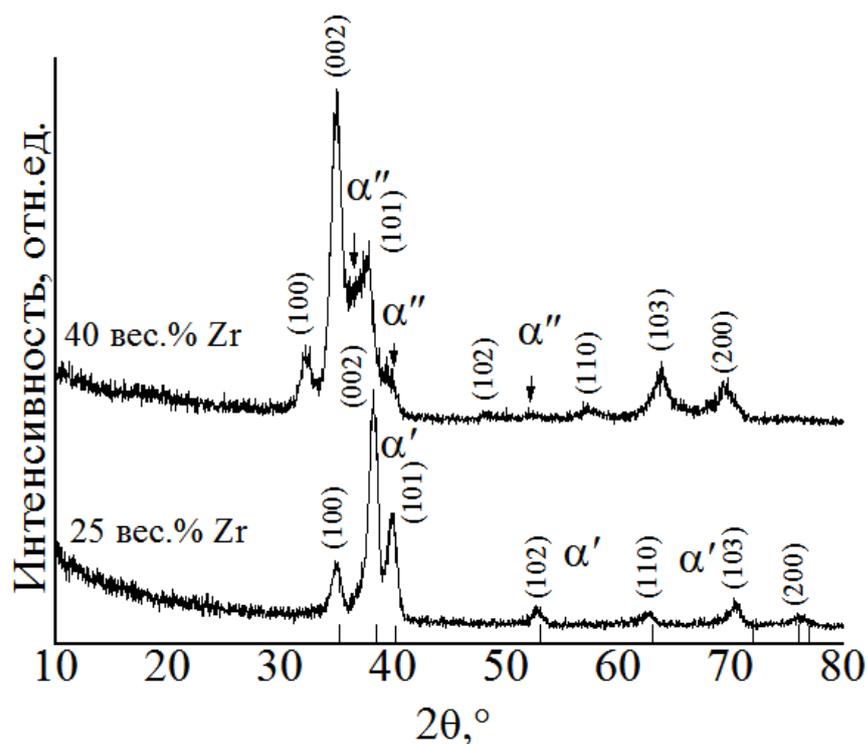


Рисунок 3.2 – РФА спектры покрытий на основе сплава Ti-Zr с содержанием Zr 25% и 40%

Система Ti-Zr характеризуется полной растворимостью компонентов, как в жидком, так и в твердом состоянии. В результате интерпретации данных РФА можно сделать вывод, что покрытий с 25% Zr состоят из твердых

растворов α' -(Ti-Zr) фазы с ГПУ кристаллической решеткой. С увеличением концентрации Zr происходит увеличение искажения решетки. Кроме того, для покрытий с 40% Zr, были выявлены фазы с твердым раствором α'' -(Ti,Zr) с орторомбической кристаллической решеткой [88].

Рентгенодифракционные рефлексы показали уширение линий, что связано с увеличением концентрации Zr, которое обусловлено уменьшением размера зерен или присутствием микронапряжений в пленках, вызванных изменением параметров решетки.

В целом, доказано, что бинарный сплав Ti-Zr по сравнению с чистым титаном и цирконием обладает отличной прочностью на растяжение и износостойкостью [89]. Результаты наноиндентирования приведены в таблице 3.1. В случае Ti-Zr покрытий, исследованных в данной работе, наиболее высокое значение нанотвердости характерно для образцов с 40 вес. % Zr и составляет $4,2 \pm 0,9$ ГПа. Нанотвердость Ti-Zr (25 вес. %) покрытий ниже нанотвердости титановой подложки и равна $2,5 \pm 0,6$ ГПа.

Таблица 3.1 – Нанотвердость и модуль упругости покрытий сплава Ti-Zr

Образец	H , ГПа	E , ГПа	H/E	H^3/E^2 , ГПа
чистый Ti	$3,5 \pm 0,3$	$160,0 \pm 10,0$	0,022	$1,67 \cdot 10^{-3}$
Ti-Zr (25 вес.%)	$2,5 \pm 0,6$	$77,0 \pm 9,0$	0,032	$2,64 \cdot 10^{-3}$
Ti-Zr (40 вес.%)	$4,2 \pm 0,9$	$98,0 \pm 13,0$	0,043	$7,71 \cdot 10^{-3}$

Повышение твердости покрытий на основе многокомпонентных систем связано с большим энергетическим барьером для движения дислокаций вследствие искажения кристаллической решетки [90]. Изменение энергии связи металлических компонентов от их концентрации в твердом растворе, размер зерен покрытия, а также уровень внутренних напряжений влияют на значения нанотвердости сформированных слоев. Так как смещение рефлексов РФА и их уширение наблюдались для покрытий с увеличенным содержанием Zr, можно сделать вывод, что все упомянутые выше причины играют важную роль в упрочнении покрытий.

Данные наноиндентирования показывают, что модуль упругости сформированных покрытий ниже в сравнении с модулем упругости титановой подложки и составляет $77,0 \pm 9,0$ ГПа и $98,0 \pm 13,0$ ГПа для покрытий Ti-Zr (25 вес. %) и Ti-Zr (40 вес. %), соответственно. Считается, что цирконий способен стабилизироваться как α , так и β -фаза в титановом сплаве. Так же считается, что большой атомный радиус циркония приводит к разрушению атомной связи в твердом растворе Ti-Zr, которое приводит к некоторому снижению модуля упругости [91]. Кроме того, наличие в Ti-Zr (40 вес. %) покрытия α' -(Ti, Zr) и α'' -(Ti, Zr) фаз может вызывать изменение нанотвердости и модуля упругости из-за разных механических характеристик этих фаз.

Отношение H/E является характеристикой перехода от упругой деформации к разрушению (индекс пластичности). Было выявлено, что пластичность Ti-Zr покрытия растет с увеличением концентрации Zr. Параметр H^3/E^2 , характеризующий сопротивление материала пластической деформации, имеет наибольшее значение для Ti-Zr (40 вес. %) покрытия. Более высокие значения H/E и H^3/E^2 сформированных покрытий в сравнении с подложкой являются показателями высокой износостойкости образцов.

3.3 Исследование свойств Ti-Nb покрытий

Характерные изображения поверхности образцов с Ti-Nb покрытиями, приведены на рисунке 3.3. Толщина Ti-Nb покрытия составила $5,0 \pm 0,2$ мкм. Профилометрия показала, что параметр шероховатости поверхности R_a равен $0,37 \pm 0,05$ мкм.

Метод плазменно-ассистированного дугового напыления покрытий обладает явными преимуществами (высокая степень ионизации плазменного потока, высокая производительность, широкий диапазон параметров), но его основным недостатком остается наличие в плазменном потоке микрочастиц.

Считается, что наблюдаемые частицы на поверхности образцов, в силу низкой адгезии, существенно влияют на механические свойства покрытий.

На СЭМ изображении при большем увеличении помимо микрочастиц различима ячеистая структура поверхности, которая является результатом эффекта ионной бомбардировки при плазменно-ассистированном дуговом напылении.

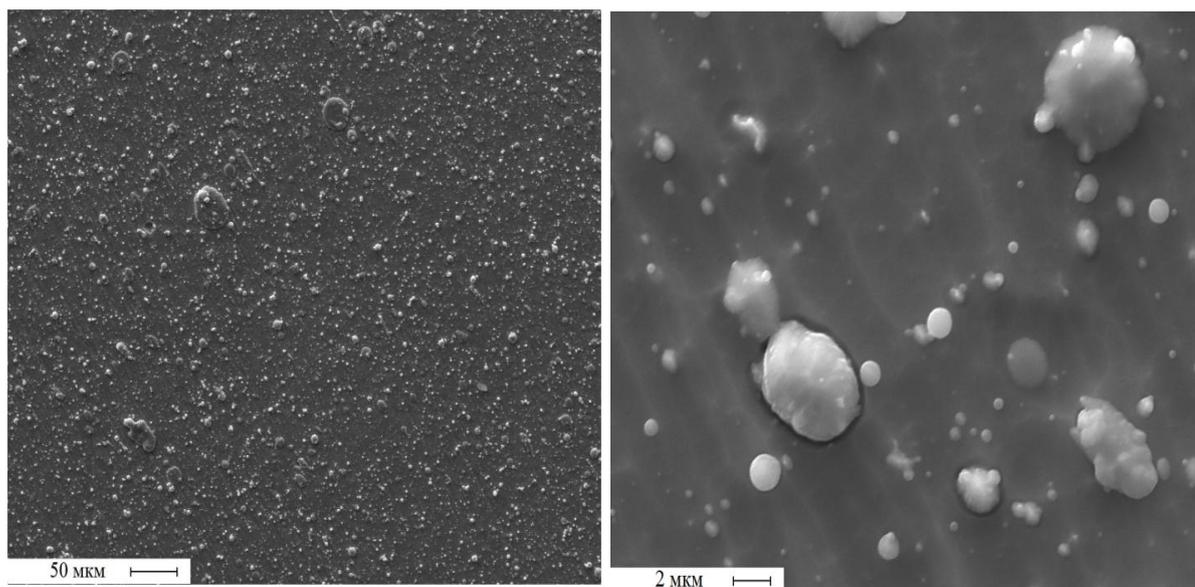


Рисунок 3.3 – СЭМ изображения морфологии покрытий на основе Ti-Nb (Nb 40%)

Рентгенодифракционный спектр Ti-Nb покрытия представлен на рисунке 3.4. На дифрактограмме исследуемого образца идентифицируются отражения от плоскостей β -Ti-Nb фазы, которая представляет собой твердый раствор Ti и Nb с ОЦК-решеткой. Добавка Nb оказывает стабилизирующий эффект на высокотемпературную фазу титана, благодаря встраиванию атомов Nb в ОЦК структуру Ti в процессе роста пленки. Присутствие четких дифракционных рефлексов указывает на наличие кристаллической структуры покрытия. Следует отметить, что дифракционные рефлексы широкие. Это

обусловлено несколькими причинами: малым размером областей когерентного рассеяния, возникновением в образце напряжения и микродеформацией.

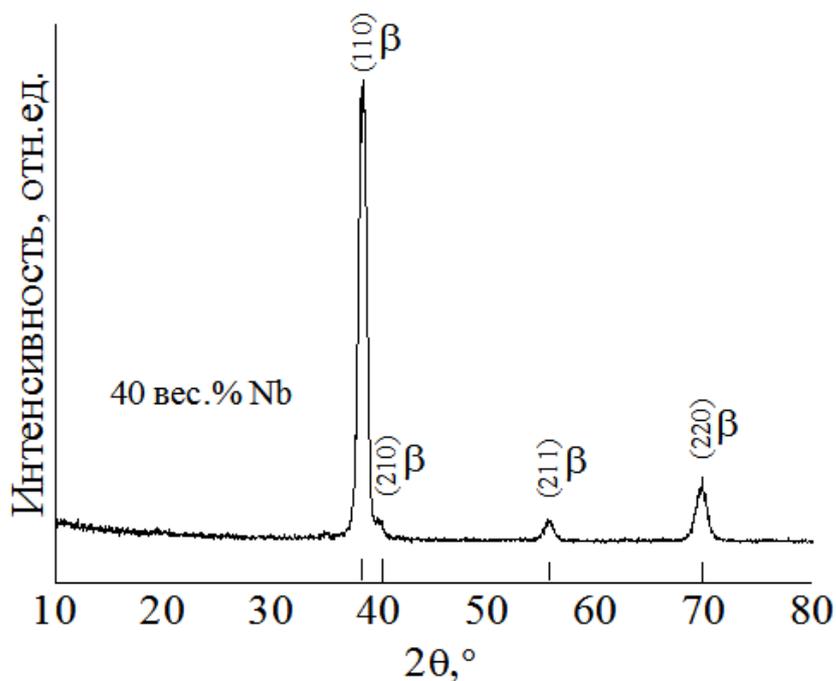


Рисунок 3.4 – РФА спектр покрытий на основе сплава Ti-Nb с содержанием Nb 40 %

Результаты измерения твердости методом наноиндентирования при максимальной нагрузке 30 мН показывают, что для Ti-Nb покрытия характерно более высокое значение нанотвердости, по сравнению с Ti-Zr (25 вес. %), Ti-Zr (40 вес. %) и Ti, и составляет $5,5 \pm 0,01$ ГПа. Полученные результаты наноиндентирования согласуются с данными опубликованными авторами, исследовавшими механические свойства Ti-Nb и Ti-Zr сплавов. Так, например, A. Thoenes и D.V. Lazurenko показали, что высокие значения твердости Ti-Nb покрытия характерны для β -фазы Ti-Nb сплава с ОЦК кристаллической решеткой [92]. Кроме того, результаты наноиндентирования показывают, что модуль упругости Ti-Nb покрытия выше в сравнении с модулем упругости Ti-Zr (25 вес. %), Ti-Zr (40 вес. %), ниже модуля упругости титановой подложки и составляет $123,8 \pm 0,01$ ГПа. Высокое значение модуля Юнга Ti-Nb покрытия по

сравнению с Ti-Zr объясняется близким значением атомных радиусов Ti (1,475 Å) и Nb (1,45 Å), тогда как Zr характеризуется большим атомным радиусом (1,616 Å). Следовательно, при легировании титана Nb период решетки β-фазы должен, по крайней мере не уменьшаться, тогда как легирование титана Zr должно способствовать увеличению межатомного расстояния в сплаве, уменьшению силы связи, а, следовательно, уменьшению модуля Юнга.

Расчеты показывают, что индекс пластичности Ti-Nb покрытия выше в два раза значения, характерного для титановой подложки (0,044). Один из показателей высокой износостойкости образцов H^3/E^2 , характеризующий сопротивление материала пластической деформации имеет наибольшее значения для Ti-Nb и составляет $1,08 \cdot 10^{-2}$ ГПа.

Более высокие значения H/E и H^3/E^2 сформированных покрытий в сравнении с подложкой являются показателями высокой износостойкости образцов.

4 Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение

В данной главе рассчитаны все финансовые затраты для реализации проекта. Также исследован уровень коммерциализации и описаны пути его повышения.

Предполагаемый конечный продукт: Ti-Zr, Ti-Nb тонкие покрытия, полученные методом плазменно-ассистированного дугового напыления.

4.1 Предпроектный анализ

4.1.1 Потенциальные потребители результатов исследования

К основным сегментам научно-исследовательского проекта можно отнести медицинские и образовательные учреждения, небольшие предприятия производства медицинских приложений. Конечным продуктом, который будет реализован в данных сегментах, являются тонкие покрытия, которые будут применяться в костной хирургии.

4.1.2 Анализ конкурентных технических решений с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения

Анализ конкурирующих разработок, необходимо проводить систематически, поскольку существующие рынки пребывают в постоянном движении. Данный вид анализа помогает вносить коррективы в научное исследование, чтобы успешнее противостоять своим конкурентам.

Данный анализ был проведен с помощью оценочной карты, которая приведена в таблице 4.1.

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

Критерии оценки	Вес критерия	Баллы			Конкурентоспособность		
		Б _ф	Б _{к1}	Б _{к2}	К _ф	К _{к1}	К _{к2}
Технические критерии оценки ресурсоэффективности							
1. Повышение производительности труда пользователя	0,08	4	4	3	0,32	0,32	0,24
2. Удобство в эксплуатации	0,1	5	2	4	0,5	0,2	0,4
3. Надежность	0,1	4	5	4	0,4	0,5	0,4
4. Уровень шума	0,06	1	1	1	0,06	0,06	0,06
5. Безопасность	0,08	5	4	5	0,4	0,32	0,4
6. Простота эксплуатации	0,07	4	3	4	0,28	0,21	0,28
7. Возможность подключения в сеть ЭВМ	0,04	2	2	2	0,08	0,12	0,08
Экономические критерии оценки эффективности							
1. Конкурентоспособность продукта	0,1	5	5	4	0,5	0,5	0,3
2. Цена	0,08	3	2	4	0,24	0,16	0,32
3. Послепродажное обслуживание	0,05	2	3	2	0,1	0,15	0,1
4. Финансирование научной разработки	0,1	4	3	4	0,4	0,4	0,4
5. Срок выхода на рынок	0,04	2	2	1	0,08	0,08	0,01
6. Наличие сертификации разработки	0,1	4	4	3	0,4	0,4	0,3
Итого	1	47	43	42	3,44	3,42	3

Критерии для сравнения и оценки ресурсоэффективности и ресурсосбережения, приведенные в таблице 4.1, подбираются, исходя из выбранных объектов сравнения с учетом их технических и экономических особенностей разработки, создания и эксплуатации.

Позиция разработки и конкурентов оценивается по каждому показателю экспертным путем по пятибалльной шкале, где 1 – наиболее слабая позиция, а 5 – наиболее сильная. Веса показателей, определяемые экспертным путем, в сумме должны составлять 1.

Анализ конкурентных технических решений определяется по следующей формуле 4.1:

$$K = \sum B_i \times b_i, \quad (4.1)$$

где K – конкурентоспособность научной разработки или конкурента;

B_i – вес показателя (в долях единицы);

b_i – балл i -го показателя.

Итогом данного анализа, действительно способным заинтересовать партнеров и инвесторов, может стать выработка конкурентных преимуществ, которые помогут создаваемому продукту завоевать доверие покупателей посредством предложения товаров, заметно отличающихся либо высоким уровнем качества при стандартном наборе определяющих его параметров, либо нестандартным набором свойств, интересующих покупателя.

4.2 SWOT–анализ

SWOT – Strengths (сильные стороны), Weaknesses (слабые стороны), Opportunities (возможности) и Threats (угрозы) – представляет собой комплексный анализ научно-исследовательского проекта. SWOT–анализ применяют для исследования внешней и внутренней среды проекта. Он проводится в несколько этапов.

На первом этапе описываются сильные и слабые стороны проекта, выявляются возможности и угрозы для реализации проекта, которые проявились или могут появиться в его внешней среде.

Результаты первого этапа SWOT–анализа приведены в таблице 4.2

Таблица 4.2 – Результаты первого этапа SWOT–анализа

	<p>Сильные стороны научно-исследовательского проекта:</p> <p>С1. Удобный способ получения наноструктуры Ti-Zr и Ti-Nb сплавов.</p> <p>С2. Метод плазменно-ассистированного дугового напыления дает возможность использования в качестве катода практически всех металлов, сплавов и композитов .</p> <p>С3. Ti-Zr и Ti-Nb не содержат токсичных элементов и обладают высокой коррозионной стойкостью.</p> <p>С4. Большие возможности управления структурой и морфологией покрытий.</p> <p>С5. Экологичность технологии.</p>	<p>Слабые стороны научно-исследовательского проекта:</p> <p>Сл1. Коррозия в биологических средах, сопровождающаяся выходом ионов тяжелых металлов</p> <p>Сл2. Особые требования, предъявляемые к материалам для костных имплантатов.</p> <p>Сл3. Отсутствие у потенциальных потребителей квалифицированных кадров по работе с научной разработкой.</p> <p>Сл4. Отсутствие необходимого оборудования для проведения испытания опытного образца.</p>
<p>Возможности:</p> <p>В1.Использование научно-исследовательских достижений ТПУ.</p> <p>В2. Использование инфраструктуры ИСЭ СО РАН г.Томск.</p> <p>В3. Появление дополнительного спроса на новый продукт.</p>		
<p>Угрозы:</p> <p>У1. Отсутствие спроса на новые технологии производства</p> <p>У2. Введения дополнительных государственных требований к сертификации продукции.</p> <p>У3. Несвоевременное финансовое обеспечение научного исследования со стороны государства.</p>		

После того как сформулированы четыре области SWOT переходят к реализации второго этапа. На втором этапе выявляют соответствия сильных и слабых сторон научно-исследовательского проекта внешним условиям окружающей среды. Это соответствие или несоответствие должны помочь выявить степень необходимости проведения стратегических изменений.

В рамках данного этапа необходимо построить интерактивную матрицу проекта. Ее использование помогает разобраться с различными комбинациями взаимосвязей областей матрицы SWOT. В таблице 4.3 приведена интерактивная матрица проекта.

Таблица 4.3 – Интерактивная матрица проекта

Сильные стороны проекта						
Возможности проекта		C1	C2	C3	C4	C5
	B1	0	+	+	+	0
	B2	+	+	+	0	+
	B3	-	+	-	0	0
Слабые стороны проекта						
Возможности проекта		Сл.1	Сл.2	Сл.3	Сл.4	
	B1	0	0	-	-	
	B2	0	0	+	0	
	B3	+	+	+	0	
Сильные стороны проекта						
Угрозы проекта		C1	C2	C3	C4	C5
	У1	-	-	-	-	-
	У2	0	+	0	0	0
	У3	-	-	0	-	-
Слабые стороны проекта						
Угрозы проекта		Сл.1	Сл.2	Сл.3	Сл.4	
	У1	0	-	0	-	
	У2	-	+	0	-	
	У3	0	-	-	0	

Факторы в 4.3 таблице помечаются соответствие сильных сторон возможностям знаком плюс «+»; слабое соответствие знаком минус « - »; если есть сомнения в том, что поставить «+» или « -» - ставят знак«0».

В таблице 4.4 в рамках третьего этапа составлена итоговая матрица SWOT–анализа. Результаты SWOT–анализа учитываются при разработке структуры работ, выполняемых в рамках научно-исследовательского проекта.

Таблица 4.4 – Итоговая матрица SWOT–анализа

	Сильные стороны научно-исследовательского проекта:	Слабые стороны научно-исследовательского проекта:
	<p>C1. Удобный способ получения наноструктуры Ti-Zr и Ti-Nb спавов.</p> <p>C2. Метод плазменно-ассистированного дугового напыления дает возможность использования в качестве катода практически всех металлов, сплавов и композитов.</p> <p>C3. Ti-Zr и Ti-Nb не содержат токсичных элементов и обладают высокой коррозионной стойкостью.</p> <p>C4. Большие возможности управления структурой и морфологией покрытия.</p> <p>C5. Экологичность технологии.</p>	<p>Сл1. Коррозия в биологических средах, сопровождающаяся выходом ионов тяжелых металлов</p> <p>Сл2. Особые требования, предъявляемые к материалам для костных имплантатов.</p> <p>Сл3. Отсутствие у потенциальных потребителей квалифицированных кадров по работе с научной разработкой.</p> <p>Сл4. Отсутствие финансовых средств.</p>
<p>Возможности:</p> <p>В1.Использование научно-исследовательских достижений ТПУ.</p> <p>В2. Использование инфраструктуры ИСЭ СО РАН г. Томск.</p> <p>В3. Появление дополнительного спроса на новый продукт.</p>	<p>При использовании инновационной инфраструктуры ТПУ, также инфраструктуру ИСЭ СО РАН можно упростить процессы обработки данных, полученных после экспериментов.</p>	<p>Большое количество после экспериментальных исследований не всегда позволяет произвести весь объем обработки данных. Если использовать инновационную инфраструктуру и необходимые оборудования для проведения испытания опытного образца в ТПУ и ИСЭ СО РАН, то появится возможность избавиться от недостатка финансовых средств.</p>

Продолжение таблицы 4.4

<p>Угрозы:</p> <p>У1. Отсутствие спроса на новые технологии производства.</p> <p>У2. Введение дополнительных государственных требований к сертификации продукции.</p> <p>У3. Несвоевременное финансовое обеспечение научного исследования со стороны государства.</p>	<p>На данное время существует очень много разных методов при исследовании медицинских имплантатов, которые широко применяются в других научных организациях. За счет этого, может возникнуть проблема вывода покрытий полученных методом плазменно-ассистированного дугового напыления.</p>	<p>Отсутствие спроса на новые технологии и оборудования, могут ограничить поступление финансовых средств.</p>
--	---	---

Приведенный анализ показал, что технология, находясь на этапе разработки, имеет хорошие шансы на коммерциализацию, с учетом проявляемого интереса партнеров и удачных исследований.

4.3 Оценка готовности проекта к коммерциализации

Для того, чтобы оценить готовность научной разработки к коммерциализации необходимо заполнить специальную форму, содержащую показатели о степени проработанности проекта с позиции коммерциализации и компетенциям разработчика научного проекта. Таблица оценки готовности проекта к коммерциализации приведена в таблице 4.5.

Таблица 4.5 – Бланк оценки степени готовности научного проекта к коммерциализации

№ п/п	Наименование	Степень проработанности научного проекта	Уровень имеющихся знаний у разработчика
1	Определен имеющийся научно-технический задел	5	4

Продолжение таблицы 4.5

2	Определены перспективные направления коммерциализации научно-технического задела	3	5
3	Определены отрасли и технологии (товары, услуги) для предложения на рынке	3	5
4	Определена товарная форма научно-технического задела для представления на рынок	2	3
5	Определены авторы и осуществлена охрана их прав	2	2
6	Проведена оценка стоимости интеллектуальной собственности	2	2
7	Проведены маркетинговые исследования рынков сбыта	1	1
8	Разработан бизнес-план коммерциализации научной разработки	2	1
9	Определены пути продвижения научной разработки на рынок	2	2
10	Разработана стратегия (форма) реализации научной разработки	4	5
11	Проработаны вопросы международного сотрудничества и выхода на зарубежный рынок	4	3
12	Проработаны вопросы использования услуг инфраструктуры поддержки, получения льгот	2	2
13	Проработаны вопросы финансирования коммерциализации научной разработки	2	3
14	Имеется команда для коммерциализации научной разработки	4	4
15	Проработан механизм реализации научного проекта	4	3
	ИТОГО БАЛЛОВ	42	45

По итогам таблицы 4.5, видим, что Бсум равно 42 и 45, это говорит о том, что перспективность проекта выше среднего, следовательно, разработчик имеет достаточное знание для реализации проекта.

4.4 Методы коммерциализации результатов научно-технического исследования

При коммерциализации научно-технических разработок продавец (а это, как правило, владелец соответствующих объектов интеллектуальной собственности), преследует вполне определенную цель, которая во многом зависит от того, куда в последующем он намерен направить (использовать, вложить) полученный коммерческий эффект. Это может быть получение средств для продолжения своих научных исследований и разработок (получение финансирования, оборудования, уникальных материалов, других научно-технических разработок и т.д.), одноразовое получение финансовых ресурсов для каких-либо целей или для накопления, обеспечение постоянного притока финансовых средств, а также их различные сочетания.

При этом время продвижения товара на рынок во многом зависит от правильности выбора метода коммерциализации. Задача данного раздела магистерской диссертации – это выбор метода коммерциализации объекта исследования и обоснование его целесообразности. Для того чтобы это сделать необходимо ориентироваться в возможных вариантах.

Выделяют следующие методы коммерциализации научных разработок.

1. *Торговля патентными лицензиями*, т.е. передача третьим лицам права использования объектов интеллектуальной собственности на лицензионной основе. При этом в патентном законодательстве выделяющие виды лицензий: исключительные (простые), исключительные, полные лицензии, сублицензии, опционы.

2. *Передача ноу-хау*, т.е. предоставление владельцем ноу-хау возможности его использовать другим лицом, осуществляемое путем раскрытия ноу-хау.

3. *Инжиниринг* как самостоятельный вид коммерческих операций предполагает, предоставление на основе договора инжиниринга одной стороной, именуемой консультантом. Другой стороне, именуемой заказчиком, комплекса или отдельных видов инженерно-технических услуг, связанных с проектированием, строительством и вводом объекта в эксплуатацию, с разработкой новых технологических процессов на предприятии заказчика, усовершенствованием имеющихся производственных процессов вплоть до внедрения изделия в производство и даже сбыта продукции.

4. *Франчайзинг*, т.е. передача или переуступка (на коммерческих условиях) разрешения продавать чьи-либо товары или оказывать услуги в некоторых областях.

5. *Организация собственного предприятия.*

6. *Передача интеллектуальной собственности* в уставной капитал предприятия.

7. *Организация совместного предприятия*, т.е. объединение двух и более лиц для организации предприятия.

8. *Организация совместных предприятий*, работающих по схеме «российское производство – зарубежное распространение».

Перспективность данного научного исследования выше среднего, поэтому не все аспекты рассмотрены и изучены. Таким образом, для организации предприятия этого не достаточно (пункт 4–8 не подходят). Но так как основной научно-технический задел определен, этого достаточно для коммерциализации для следующих методов (пункты 1–3): Торговля патентной лицензией; передача ноу-хау и инжиниринг. Степени проработанности научного проекта и уровень знаний разработчика достаточно для реализации пунктов, которые были выбраны.

4.4.1 Инициация проекта

Группа процессов инициации состоит из процессов, которые выполняются для определения нового проекта или новой фазы существующего. В рамках процессов инициации определяются изначальные цели и содержание и фиксируются изначальные финансовые ресурсы. Определяются внутренние и внешние заинтересованные стороны проекта, которые будут взаимодействовать и влиять на общий результат научного проекта. Данная информация закрепляется в Уставе проекта. Ниже, в таблицах 4.6, 4.7, 4.8 представлены все необходимые данные, которые входят в Устав проекта

Таблица 4.6 – Заинтересованной стороной проекта

Заинтересованной стороной проекта	Ожидания заинтересованных сторон
ИСЭ СО РАН.	Получение покрытий со значением модуля упругости приближенного к модулю упругости натуральной кости.

Таблица 4.7 – Цель и результат проекта

Цель проекта:	Исследования влияния состава покрытий на основе Ti-Zr и Ti-Nb на их фазовый состав и механические свойства (модуль Юнга, нанотвердость и коэффициент упругого восстановления).
Ожидаемые результаты проекта:	Формирование покрытий со значением модуля упругости приближенного к модулю упругости натуральной кости.
Критерии приемки результата проекта:	Эффективный и удобный метод получения тонких пленок.
Требования к результату проекта:	Требование:
	Сформировать покрытия методом плазменно-ассистированного дугового напыления.
	Изучить методы исследования тонких пленок (РФА, СЭМ, наноиндентирование).
	Покрытие с низким значением модуля упругости.

На этапе организационной структуры работы проекта решались следующие вопросы: кто будет входить в рабочую группу данного проекта, определить роль каждого участника в данном проекте, а также прописать функции, выполняемые каждым из участников и их трудозатраты в проекте. Эту информацию можно увидеть в таблице 4.8.

Таблица 4.8 – Организационная структура проекта

№ п/п	ФИО, основное место работы, должность	Роль в проекте	Функции	Трудо-затраты, час.
1	Сурменев Роман Анатольевич к.ф.-м.н., доцент каф. ЭФ	Руководитель	Координация деятельности проекта	410
2	Мусабекова Асель Канаткызы ТПУ, кафедра ЭФ, магистрант	Исполнитель	Выполнение исследовательской работы	570
ИТОГО:				980

В таблице 4.9 приведены данные ограничения проекта.

Таблица 4.9 – Ограничения проекта

Фактор	Ограничения/ допущения
3.1. Бюджет проекта	166765,889
3.1.1. Источник финансирования	ТПУ
3.2. Сроки проекта:	01.02.17-05.06.17
3.2.1. Дата утверждения плана управления проектом	01.02.17
3.2.2. Дата завершения проекта	05.06.17

В данном разделе были выделены заинтересованные в проекте предприятия, установлены цели и ожидаемые результаты. Была определена рабочая группа проекта, что в дальнейшем необходимо для расчета бюджета.

4.5 Планирование управления научно-техническим проектом

4.5.1 Иерархическая структура работ проекта

Иерархическая структура работ (ИСР) – детализация укрепленной структуры работ. В процессе создания ИСР структурируется и определяется содержание всего проекта. В таблице 4.10 представлена иерархическая структура по выпускной квалификационной работе.

Таблица 4.10 – Иерархическая структура по ВКР

Выпускная квалификационная работа	1. Разработка ТЗ на ВКР	1.1 Составление и утверждение технического задания
	2. Выбор направления исследований	2.1 Выбор направления исследования и способов; 2.2 Сбор и изучение научно-технической литературы.
	3. Теоретические и экспериментальные исследования	3.1 Разработка методики экспериментальных исследований; 3.2 Проведение экспериментальных исследований; 3.3 Анализ и обработка полученных данных.
	4. Обобщение и оценка результатов	4.1 Оценка эффективности полученных результатов; 4.2 Оформление пояснительной записки; 4.3 Подготовка к защите ВКР.

4.6 Планирования управления научно-техническим проектом

4.6.1 План проекта

Далее в рамках планирования выпускной квалификационной работы построен календарный график работы, которую можно увидеть в таблице 4.11.

Таблица 4.11 – Календарный план проекта

Код работы (из ИСР)	Название	Длительность, дни	Дата начала работ	Дата окончания работ	Состав участников (ФИО ответственных исполнителей)
1	Разработка ТЗ на ВКР	1	01.02	01.02	Руководитель
2	Составление и утверждение технического задания	3	02.02	05.02	Руководитель
3	Выбор направления исследования и способов решения задач	12	05.02	17.02	Исполнитель, Руководитель
4	Сбор и изучение научно-технической литературы	11	18.02	01.03	Исполнитель
5	Теоретические и экспериментальные исследования	12	02.03	14.03	Исполнитель, Руководитель
6	Разработка методики экспериментальных исследований	17	15.03	01.04	Исполнитель, Руководитель
7	Проведение экспериментальных исследований	15	02.04	17.04	Исполнитель, Руководитель
8	Анализ и обработка полученных результатов	31	18.04	18.05	Исполнитель
9	Обобщение и оценка эффективности полученных результатов научно-технической литературы	4	19.05	22.05	Исполнитель, Руководитель
10	Оформление пояснительной записки.	6	23.05	29.05	Исполнитель
11	Подготовка к защите	6	30.05	14.06	Исполнитель
И Т О Г О:		128	01.02	14.06	

Диаграмма Ганта – это тип столбчатых диаграмм (гистограмм), который используется для иллюстрации календарного плана проекта, на котором работы по теме представляются протяженными во времени отрезками, характеризующимися датами начала и окончания выполнения данных работ.

Построен график в виде таблицы 4.12 с разбивкой по месяцам и декадам (10 дней) за период времени выполнения научного проекта. Работы на графике выделены различной штриховкой в зависимости от исполнителей, ответственных за ту или иную работу.

Таблица 4.12 – Календарный план-график проведения ВКР по теме

№ работы (из ИСР)	кал. дней	Исполнители	Февраль		Март			Апрель			Май			Июнь		
			Декады													
			1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2
1	1	руководитель	▨													
2	2	руководитель, магистрант	▨	▨												
3	12	магистрант			■	■	■									
4	11	руководитель, магистрант					▨	■								
5	12	руководитель, магистрант					▨	■								
6	17	руководитель, магистрант						▨	■							
7	15	магистрант								■	■	■				
8	31	руководитель, магистрант											▨	■		
9	4	руководитель, магистрант												▨	■	
10	6	магистрант													■	
11	6	магистрант													■	

4.7 Бюджет научно-исследовательского проекта

При планировании бюджета научного исследования должно быть обеспечено полное и достоверное отражение всех видов планируемых расходов, необходимых для его выполнения.

Таблица 4.13 – Расчёт затрат по статье «Сырьё и материалы»

Наименование	Единица измерения	Количество	Цена за единицу, руб	Сумма, руб.
Ацетон	л.	1	51	51
Спирт	л.	1	130	130
Шлифовальная бумага	см	2	32	64
Алмазная паста	г	2	93,50	187
Титан	кг	1	370	370
Цирконий	кг	1	312	312
Ниобий	кг	1	330	330
Газ Ar	л	1	1829	1829
Всего за сырьё и материалы:				3273
Транспортно-заготовительные расходы (3-5 %)				18
Итого по статье				3291

Таблица 4.14 – Расчёт затрат по статье «Спецоборудования для научных работ»

Наименование оборудования	Стоимость оборудования, руб.	Норма амортизации, %	Время использования, час	Сумма амортизационных отчислений, руб
Компьютер	20000	-	720	20000
Ионно-плазменная установка «ТРИО»	2150000	10	12	430
Ультразвуковая мойка	5990	-	2	5990
Сканирующий электронный микроскоп	5200000	8,3	32	2300
Профилометр	35000	-	-	35000
Нанотвердомер NANO Hardness Tester NHT-S-AX-000X	4500000	6	36	1620

Продолжение таблицы 4.14

Дифрактометр Shimadzu XRD-7000S	4700000	7,6	32	1905,06
Итого по статье				67245,06

Таблица 4.15 – Группировка затрат по статьям

Затраты по статьям						
	Сырье, материалы (за вычетом возвратных отходов)	Специальное оборудование для научных (эксперимен- тальных) работ	Основная заработ- ная плата	Дополни- тельная заработ- ная плата	Отчисле- ния на социаль- ные нужды	Итого плановая себестои- мость
разработка	3291	67245,06	67293,59	6729,359	22206,88	166765,889
аналог	3500	70000	68000	8000	23000	172500

Таблица 4.16 – Баланс рабочего времени

Показатели рабочего времени	Руководитель	Магистр
Календарное число дней	128	128
Количество нерабочих дней		
- выходные дни	40	45
- праздничные дни	15	15
Потери рабочего времени		
- отпуск	-	-
- невыходы по болезни		
Действительный годовой фонд рабочего времени	73	68

Таблица 4.17 – Расчёт основной заработной платы

Исполнители	Z_b , руб.	k_p	Z_m , руб.	$Z_{дн}$, руб.	T_p , раб.дн.	$Z_{осн}$, руб.
Руководитель	15600,32	1,3	20280,416	921,83	73	67293,59
Дипломник	0			0	0	0

Таблица 4.18 – Заработная плата исполнителей

Заработная плата	Руководитель	Дипломник
Основная зарплата	67293,59	-
Дополнительная зарплата	6729,359	-
Итого по статье $C_{зп}$	74022,949	-

4.7.1 Отчисления на социальные нужды. Организационная структура проекта

Статья включает в себя отчисления во внебюджетные фонды и рассчитывается по формуле 4.2.

$$C_{внеб} = k_{внеб} \times Z_{(осн)} + Z_{(доп)}, \quad (4.2)$$

где $k_{внеб}=30\%$ коэффициент отчислений на уплату во внебюджетные фонды (пенсионный фонд, фонд обязательного медицинского страхования и пр.).

Таблица 4.19 – Отчисления на социальные нужды

	Руководитель	Магистрант
Зарплата	67293,59	-
Отчисления на социальные нужды	22206,88	-

Таблица 4.20 – Выбор организационной структуры научного проекта

Критерии выбора	Функциональная	Матричная	Проектная
Степень неопределенности условий реализации проекта	Средняя	Средняя	Высокая
Технология проекта	Стандартная	Сложная	Новая
Сложность проекта	Низкая	Средняя	Высокая
Взаимозависимость между отдельными частями проекта	Средняя	Средняя	Высокая
Критичность фактора времени	Низкая	Средняя	Высокая

Продолжение таблицы 4.20

Взаимосвязь и взаимозависимость проекта от организаций более высокого уровня	Высокая	Низкая	Средняя
--	---------	--------	---------

Проектная структура проекта представлена на рисунке 4.1.

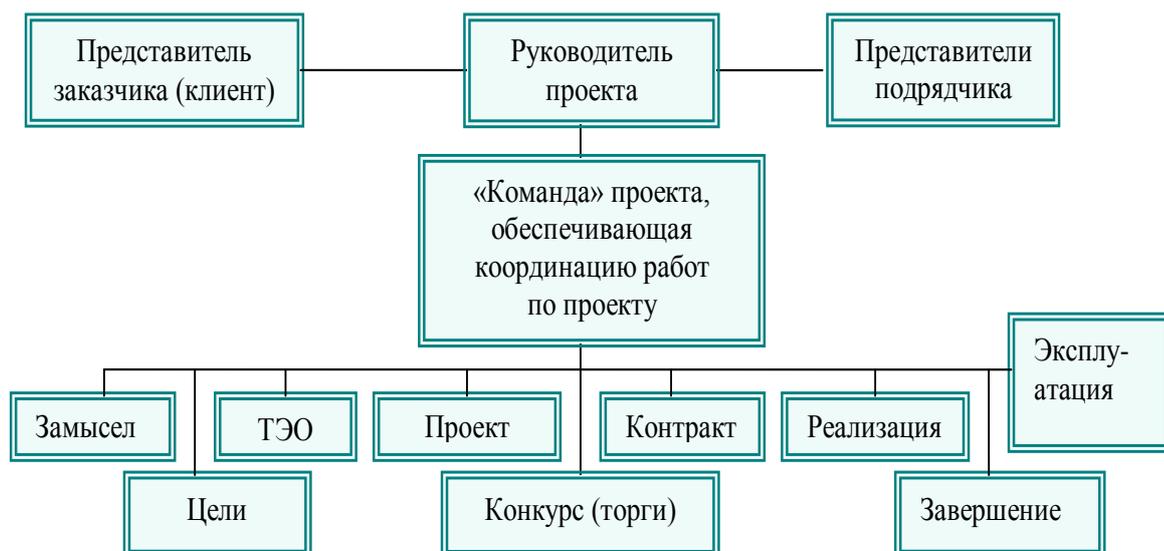


Рисунок 4.1 – Проектная структура проекта

Вывод: на основе проведенного анализа выбора организационной структуры научного проекта, было выявлено, что наиболее выгодной является проектная структура.

4.8 Определение ресурсной (ресурсосберегающей), финансовой, бюджетной, социальной и экономической эффективности исследования

Эффективность научного ресурсосберегающего проекта включает в себя социальную эффективность, экономическую и бюджетную эффективность. Показатели общественной эффективности учитывают социально-

экономические последствия осуществления инвестиционного проекта как для общества в целом, в том числе непосредственные результаты и затраты проекта, так и затраты, и результаты в смежных секторах экономики, экологические, социальные и иные внеэкономические эффекты.

Показатели экономической эффективности проекта учитывают финансовые последствия его осуществления для предприятия, реализующего данный проект. В этом случае показатели эффективности проекта в целом характеризуют с экономической точки зрения технические, технологические и организационные проектные решения.

Бюджетная эффективность характеризуется участием государства в проекте с точки зрения расходов и доходов бюджетов всех уровней.

4.8.1 Динамические методы экономической оценки инвестиций

Динамические методы оценки инвестиций базируются на применении показателей:

- чистая текущая стоимость (NPV);
- срок окупаемости (DPP);
- внутренняя ставка доходности (IRR);
- индекс доходности (PI).

Все перечисленные показатели основываются на сопоставлении чистых денежных поступлений от операционной и инвестиционной деятельности, и их приведении к определенному моменту времени. Теоретически чистые денежные поступления можно приводить к любому моменту времени (к будущему либо текущему периоду). Но для практических целей оценку инвестиции удобнее осуществлять на момент принятия решений об инвестировании средств.

4.8.2 Чистая текущая стоимость (NPV)

Данный метод основан на сопоставлении дисконтированных чистых денежных поступлений от операционной и инвестиционной деятельности.

Если инвестиции носят разовый характер, то NPV определяется по формуле 4.3:

$$NPV = \sum_{t=1}^n \frac{ЧПД_{\text{опт}}}{(1+i)^t} - I_0, \quad (4.3)$$

где ЧПД_{опт} – чистые денежные поступления от операционной деятельности;

I₀ – разовые инвестиции, осуществляемые в нулевом году;

t – номер шага расчета (t=0, 1, 2...n);

n – горизонт расчета;

i – ставка дисконтирования (желаемый уровень доходности инвестируемых средств).

Чистая текущая стоимость является абсолютным показателем. Условием экономичности инвестиционного проекта по данному показателю является выполнение следующего неравенства: NPV>0.

Чем больше NPV, тем больше влияние инвестиционного проекта на экономический потенциал предприятия, реализующего данный проект, и на экономическую ценность этого предприятия. Таким образом, инвестиционный проект считается выгодным, если NPV является положительной. Расчет чистой текущей стоимости по проекту приведен в таблице 4.21.

Таблица 4.21 – Расчет чистой текущей стоимости по проекту в целом

№	Наименование показателей	Шаг расчета				
		0	1	2	3	4
1.	Выручка от реализации, тыс.руб	0	200,119	200,119	200,119	200,119
2.	Итого приток	0	200,119	200,119	200,119	200,119

Продолжение таблицы 4.21

3.	Инвестиционные издержки	-166,765	0	0	0	0
4.	Операционные затраты, тыс. руб. С+Ам+ФОТ	0	10,624	10,624	10,624	10,624
	Налогооб прибыль=1-4	0	189,495	189,495	189,495	189,495
5.	Налоги Выр-опер=донал.приб*20%	0	37,899	37,899	37,899	37,899
6.	Итого отток Опер.затр+налоги	-166,765	48,523	48,523	48,523	48,523
7.	Чистый денежный поток ЧДП=Пчист+Ам Пчист=Пдонал.-налог	-166,765	109,320	109,320	109,320	109,320
8.	Коэффициент дисконтирования (приведения при $i=0,20$)	1	0,833	0,694	0,578	0,482
9.	Дисконтированный чистый денежный поток ($c7*c8$)	-166,765	91,063	75,868	63,186	52,692
10.	То же нарастающим итогом (NPV=116,044)	-166,765	-75,702	0,166	63,352	116,044

Таким образом, чистая текущая стоимость по проекту в целом составляет 116044 руб., что позволяет судить о его эффективности.

4.8.3 Дисконтированный срок окупаемости

Как отмечалось ранее, одним из недостатков показателя простого срока окупаемости является игнорирование в процессе его расчета разной ценности денег во времени.

Этот недостаток устраняется путем определения дисконтированного срока окупаемости. Рассчитывается данный показатель примерно по той же

методике, что и простой срок окупаемости, с той лишь разницей, что последний не учитывает фактор времени.

Наиболее приемлемым методом установления дисконтированного срока окупаемости является расчет кумулятивного денежного потока (таблица 4.22).

Таблица 4.22 – Дисконтированный срок окупаемости

№	Наименование показателя	Шаг расчета				
		0	1	2	3	4
1.	Дисконтированный чистый денежный поток ($i=0,20$)	-166,765	91,063	75,868	63,186	52,692
2.	То же нарастающим итогом	-166,765	-75,702	0,166	63,352	116,044
3.	Дисконтированный срок окупаемости	$PP_{диск} = 1 + 75,702 / 75,868 = 1,9$ годы				

4.8.4 Внутренняя ставка доходности (IRR)

Для установления показателя чистой текущей стоимости (NPV) необходимо располагать информацией о ставке дисконтирования, определение которой является проблемой, поскольку зависит от оценки экспертов. Поэтому, чтобы уменьшить субъективизм в оценке эффективности инвестиций на практике широкое распространение получил метод, основанный на расчете внутренней ставки доходности (IRR). Между чистой текущей стоимостью (NPV) и ставкой дисконтирования (i) существует обратная зависимость. Эта зависимость следует из таблицы 4.23 и графика на рисунке 4.2.

Таблица 4.23 – Зависимость NPV от ставки дисконтирования

№ п/п	Наименование показателя	0	1	2	3	4	NPV
1	Чистые денежные потоки	-166,765	109,320	109,320	109,320	109,320	
2	Коэффициент дисконтирования						

Продолжение таблицы 4.23

	i=0,1	1	0,909	0,826	0,751	0,683	
	i=0,2	1	0,833	0,694	0,578	0,482	
	i=0,3	1	0,769	0,592	0,455	0,350	
	i=0,4	1	0,714	0,51	0,364	0,26	
	i=0,5	1	0,667	0,444	0,295	0,198	
	i=0,6	1	0,625	0,390	0,244	0,095	
	i=0,7	1	0,588	0,335	0,203	0,070	
3	Дисконтированный денежный поток						
	i=0,1	-166,765	99,371	90,298	82,099	74,665	179,668
	i=0,2	-166,765	91,063	75,868	63,186	52,692	116,044
	i=0,3	-166,765	84,067	64,717	49,740	38,262	70,021
	i=0,4	-166,765	78,054	55,753	39,792	29,423	36,257
	i=0,5	-166,765	72,916	48,538	32,249	21,645	8,592
	i=0,6	-166,765	62,325	42,634	26,674	10,385	-24,747
	i=0,7	-166,765	64,280	42,634	22,191	7,652	-30,008

Далее на рисунке 4.2 представлен график зависимости NPV от ставки дисконтирования.

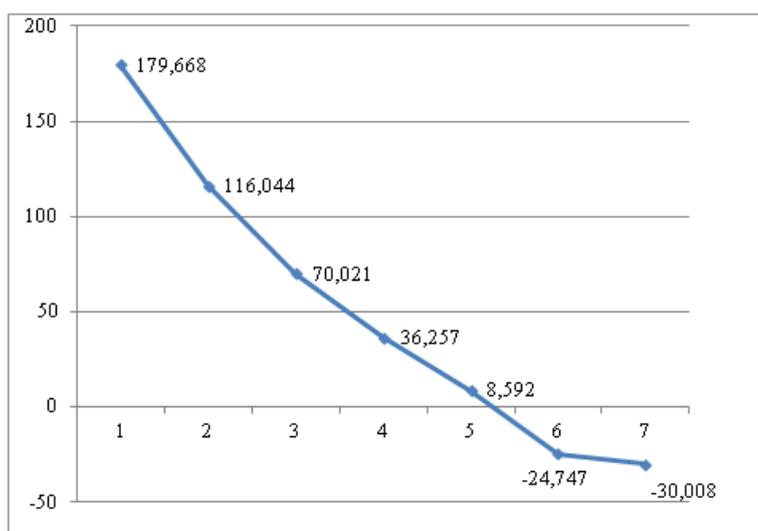


Рисунок 4.2 – Зависимость NPV от ставки дисконтирования

Из таблицы и графика следует, что по мере роста ставки дисконтирования чистая текущая стоимость уменьшается, становясь отрицательной. Значение ставки, при которой NPV обращается в ноль, носит название «внутренней ставки доходности» или «внутренней нормы прибыли». Из графика получаем, что IRR составляет 0,53

4.8.5 Индекс доходности (рентабельности) инвестиций (PI)

Индекс доходности показывает сколько приходится дисконтированных денежных поступлений на рубль инвестиций.

Расчет этого показателя осуществляется по формуле 4.4:

$$PI = \sum_{t=1}^n \frac{ЧПД_t}{(1+i)^t} / I_0, \quad (4.4)$$

где I_0 – первоначальные инвестиции.

$$PI = \frac{91,063 + 75,868 + 63,186 + 52,692}{166,765} = 1,6$$

$PI=1,6 > 1$, следовательно, проект эффективен при $i=0,2$; $NPV=116,044$

4.9 Оценка сравнительной эффективности исследования

В таблице 4.24 приведена группировка затрат по статьям аналогов разработки. Как видно итоговая плановая себестоимость 1 аналоговой разработки составила 160124,6 руб., стоимость 2 разработки составила 158618,4 руб. соответственно.

Таблица 4.24 – Группировка затрат по статьям аналогов разработки

Вариант исполнения аналога №	Сырье, материалы (за вычетом возвратных отходов), покупные изделия и полуфабрикаты	Специальное оборудование для научных работ	Основная заработная плата	Отчисления на социальные нужды	Итого плановая себестоимость
1	3100	65545,8	66478,8	25000	160124,6
2	4000	67864,3	63754,1	23000	158618,4

Интегральный финансовый показатель разработки определяется как:

$$I_{\phi}^{a1} = \frac{\Phi_{pi}}{\Phi_{max}} = \frac{166765,889}{160124,6} = 1,04$$

$$I_{\phi}^{a2} = \frac{\Phi_{pi}}{\Phi_{max}} = \frac{166765,889}{158618,4} = 1,05$$

$$I_{\phi}^p = \frac{\Phi_{pi}}{\Phi_{max}} = \frac{166765,889}{166765,889} = 1$$

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).

Полученная величина интегрального финансового показателя разработки отражает соответствующее численное удешевление стоимости разработки в разы.

Интегральный показатель ресурсоэффективности вариантов исполнения объекта исследования можно определить по формулам 4.5 и 4.6:

$$I_m^a = \sum_{i=1}^n \alpha_i b_i^a, \quad (4.5)$$

$$I_m^p = \sum_{i=1}^n \alpha_i b_i^p, \quad (4.6)$$

где I_m – интегральный показатель ресурсоэффективности вариантов;

α_i – весовой коэффициент i -го параметра;

b_i^a , b_i^p – бальная оценка i -го параметра для аналога и разработки, устанавливается экспертным путем по выбранной шкале оценивания;

n – число параметров сравнения.

Расчет интегрального показателя ресурсоэффективности рекомендуется проводить в форме таблицы, пример которой приведен ниже в таблице 4.25.

Таблица 4.25 – Сравнительная оценка характеристик вариантов исполнения проекта

Критерии	Весовой коэффициент параметра	Текущий проект	Аналог 1	Аналог 2
1. Способствует росту производительности труда пользователя	0,1	5	4	3
2. Удобство в эксплуатации (соответствует требованиям потребителей)	0,15	4	3	4
3. Помехоустойчивость	0,15	5	4	3
4. Энергосбережение	0,20	5	4	2
5. Надежность	0,25	5	5	5
6. Материалоемкость	0,15	1	2	3
ИТОГО	1	25	22	20

$$I_m^p = 5 \times 0,1 + 4 \times 0,15 + 5 \times 0,15 + 5 \times 0,20 + 5 \times 0,25 + 1 \times 0,15 = 4,25$$

$$I_1^a = 4 \times 0,1 + 3 \times 0,15 + 4 \times 0,15 + 4 \times 0,20 + 5 \times 0,25 + 2 \times 0,15 = 3,80$$

$$I_2^a = 3 \times 0,1 + 4 \times 0,15 + 3 \times 0,15 + 2 \times 0,20 + 5 \times 0,25 + 3 \times 0,15 = 3,45$$

Интегральный показатель эффективности разработки ($I_{финр}^p$) и аналога ($I_{финр}^a$) определяется на основании интегрального показателя ресурсоэффективности и интегрального финансового показателя по формуле:

$$I_{финр}^p = \frac{I_m^p}{I_\phi^p} = \frac{4,25}{1} = 4,25$$

$$I_{финр}^{a1} = \frac{I_m^{a1}}{I_\phi^{a1}} = \frac{3,80}{1,04} = 3,65$$

$$I_{финр}^{a2} = \frac{I_m^{a2}}{I_\phi^{a2}} = \frac{3,45}{1,05} = 3,28$$

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

$$\mathcal{E}_{ср} = \frac{I_{финр}^p}{I_{финр}^{a1}} = \frac{4,25}{3,65} = 1,16$$

$$\mathcal{E}_{ср} = \frac{I_{финр}^p}{I_{финр}^{a2}} = \frac{4,25}{3,28} = 1,29$$

где $\mathcal{E}_{\text{ср}}$ – сравнительная эффективность проекта;

$I_{\text{финр}}^{\text{р}}$ – интегральный показатель разработки;

$I_{\text{финр}}^{\text{а}}$ – интегральный технико-экономический показатель аналога.

Сравнительная эффективность разработки приведена в таблице 4.26.

Таблица 4.26 – Сравнительная эффективность разработки

№ п/п	Показатели	Аналог 1	Аналог 2	Разработка
1	Интегральный финансовый показатель разработки	1,04	1,05	1
2	Интегральный показатель ресурсоэффективности разработки	3,80	3,45	4,25
3	Интегральный показатель эффективности	3,65	3,28	4,28
4	Сравнительная эффективность вариантов исполнения	1,16		1,29

Сравнение значений интегральных показателей эффективности позволяет судить о приемлемости существующего варианта решения поставленной в магистерской диссертации технической задачи с позиции финансовой и ресурсной эффективности.

В ходе проведения анализа показателей эффективности инвестиций была получена чистая текущая стоимость (NPV) – 116,044 тыс.руб. Таким образом, данный инвестиционный проект можно считать выгодным, NPV является положительной величиной. Дисконтированный срок окупаемости проекта (PPДСК) составляет 1,9 года. Внутренняя ставка доходности (IRR) – 0,53, что позволяет признать инвестиционный проект экономически оправданным, так как выполняется условие неравенства $IRR > i$. Индекс доходности (PI) – 1,6 и, основываясь на том, что данная величина превышает единицу, можно утверждать, что данная инвестиция приемлема.

Благодарности

Автор выражает искреннюю благодарность научному руководителю Р.А. Сурменеву за помощь в организации и проведении экспериментов, М.А. Сурменевой и А.А. Ивановой за ассистирование при анализе результатов, и написании диссертации, Н.Н. Ковалю, В.В. Шугурову за помощь при напылении покрытий, И.А. Шулепову и О.С. Корневой за помощь в проведении физико-механических исследований покрытий, М.С. Сыртанову за проведение рентгенофазового анализа.