

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

Институт *физики высоких технологий*

Направление подготовки *Материаловедение и технологии материалов*

Кафедра *Материаловедение в машиностроении*

БАКАЛАВРСКАЯ РАБОТА

Тема работы
Модификация поверхности сплавов на основе никелида титана медицинского назначения УДК 669.292.3-034.24-539.211-048.35:61

Студент

Группа	ФИО	Подпись	Дата
4Б21	Проценко Александр Алексеевич		

Руководитель

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
М.н.с. ИФПМ СО РАН	Круковский Константин Витальевич	К.т.н.		

КОНСУЛЬТАНТЫ:

По разделу «Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение»

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Ассистент кафедры менеджмента	Грахова Елена Александровна			

По разделу «Социальная ответственность»

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Профессор	Назаренко Ольга Брониславовна	Д.т.н.		

ДОПУСТИТЬ К ЗАЩИТЕ:

Зав. кафедрой	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Материаловедения в машиностроении	Панин Виктор Евгеньевич	Д.ф.- м.н., акад. РАН		

Планируемые результаты обучения по ООП 22.03.01 Материаловедение и технологии материалов (бакалавриат)

Код результата	Результат обучения (выпускник должен быть готов)
P1	Применять основные положения и методы гуманитарных наук при решении социально-общественных и профессиональных задач в области материаловедения и технологии материалов
P2	Использовать современное информационное пространство при решении профессиональных задач в области материаловедения и технологии материалов
P3	Разрабатывать, оформлять и использовать техническую документацию, включая нормативные документы по вопросам интеллектуальной собственности в области материаловедения и технологии материалов
P4	Проводить элементарный экономический анализ ресурсов, технологий и производств при решении профессиональных задач в области материаловедения и технологии материалов
P5	Эффективно работать в коллективе на основе принципов толерантности, использовать устную и письменную коммуникации на родном и иностранном языках в мультикультурной среде
P6	Эффективно выполнять трудовые функции по реализации высокотехнологичных производств материалов и изделий
P7	Проводить комплексную диагностику материалов, процессов и изделий с использованием технических средств измерений, испытательного и производственного оборудования
P8	Готовность к мотивированному саморазвитию, самоорганизации и обучению для обеспечения полноценной социальной и профессиональной деятельности в области материаловедения и технологии материалов
P9	Успешно использовать методы и приемы организации труда, обеспечивающие эффективное, экологически, социально и технически безопасное производство
P10	Использовать принципы производственного менеджмента и управления персоналом в производственной деятельности в области материаловедения и технологии материалов

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

Институт *физики высоких технологий*

Направление подготовки *Материаловедение и технологии материалов*

Кафедра *Материаловедение в машиностроении*

УТВЕРЖДАЮ:

Зав. кафедрой

_____ Панин В. Е.

ЗАДАНИЕ

на выполнение выпускной квалификационной работы

В форме:

Бакалаврской работы

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

Студенту:

Группа	ФИО
4Б21	Проценко Александру Алексеевичу

Тема работы:

Модификация поверхности сплавов на основе никелида титана медицинского назначения

Утверждена приказом директора ИФВТ

Приказ № 505/с от 29.01.2016 г.

Срок сдачи студентом выполненной работы:

ТЕХНИЧЕСКОЕ ЗАДАНИЕ:

Исходные данные к работе	Сплав с эффектом памяти формы нитинол TiNi Ni-50.9 Ti-49.1 мас.%.
Перечень подлежащих исследованию, проектированию и разработке вопросов	1. Изучить принципы ионно-плазменных методов модификации поверхности металлических материалов. 2. Исследовать изменение микротвердости, а также изменение фазового состава модельных образцов сплава в результате плазменно-иммерсионной ионной имплантации ионами кремния. 3. Провести анализ распределения элементов в поверхностном слое модельных образцов из никелида титана, после плазменно-иммерсионной модификации ионами кремния по различным технологическим режимам
Консультанты по разделам выпускной квалификационной работы (с указанием разделов)	
Раздел	Консультант
Финансовый менеджмент ...	Е.А. Грахова, ассистент кафедры менеджмента НИ ТПУ
Социальная ответственность	Н.Б. Назаренко, профессор кафедры экологии и безопасности НИ ТПУ
Названия разделов, которые должны быть написаны на русском и иностранном языках:	

Реферат

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

Задание выдал руководитель:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
М.н.с. ИФПМ СО РАН	Круковский Константин Витальевич	К.т.н.		

Задание принял к исполнению студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
4Б21	Проценко Александр Алексеевич		

РЕФЕРАТ

Выпускная квалификационная работа 78 с., 11 рис., 18 табл., 53 источника.

Ключевые слова: никелид титана, плазменно-иммерсионная ионная имплантация, поверхностные слои, внутрисосудистые имплантаты, микроструктура, микротвёрдость, адгезия.

Объектом исследования является сплав с эффектом памяти формы TiNi.

Цель работы – отработка режима модификации поверхности сплава никелида титана для улучшения пролиферации эндотелиальных клеток человека.

В процессе исследования проводились: модификация поверхности образца из никелида титана медицинского назначения с помощью плазменно-иммерсионной ионной имплантации по различным режимам, которые в свою очередь значительно влияли на результат имплантации. Проводили исследование структуры на оптическом микроскопе, рентгеноструктурный анализ, а также исследование изменения микротвердости до модифицирования и после модификации поверхностного слоя.

В результате исследований было выявлено влияние модификации поверхности сплава с эффектом памяти формы TiNi при плазменно-иммерсионной ионной имплантации с плазмотроном и без него. В первом режиме, где был включен плазматрон, на поверхностном слое образцов сформировался слой практически из чистого кремния. В противопоставление этому во втором режиме, без плазматрона, на поверхности образца покрытие из кремния не формируется, а наблюдается сложное распределение химических элементов, изменяющееся по глубине образца.

Исследуемый сплав в основном применяется в медицине, а именно результаты данного исследования могут быть использованы для корректировки технологических режимов модификации поверхности при разработке изделий медицинского назначения. Также никелид титана может применяться и в других отраслях, например, приборостроение и авиастроение.

В дальнейшем планируется исследование поведения данного модифицированного слоя на поверхности сердечно-сосудистых стентов, а именно установление максимально приемлемого режима модификации поверхности для выявления наилучших показателей взаимодействия между организмом и имплантатом.

ABSTRACT

Final qualifying work 78 p., 11 fig., 18 tabl., 53 references.

Keywords: titanium nickel alloy, plasma immersion ion implantation, surface layers, intravascular implants, microstructure, microhardness, adhesion.

The object of research is an alloy with shape memory TiNi.

The purpose of work - development of surface modification alloy NiTi regime to improve human endothelial cell proliferation.

The study was conducted with a sample of the surface modification of nickel-titanium medical devices using plasma immersion ion implantation in different regimes, which in turn significantly affect the result of implantation. We conduct research on the structure of an optical microscope, X-ray analysis and a study of microhardness change to modification and after modification of the surface layer.

As a result, studies have revealed the impact of the modification of the alloy surface with the effect of TiNi shape memory in plasma immersion ion implantation with a plasma torch and without it. In the first mode, wherein the plasma torch has been inserted, the layer formed from substantially pure silicon surface layer on the samples. In opposition to this second mode, without the plasmatron at the sample surface coating of silicon is not generated, and there is a complicated distribution of chemical elements, by varying the depth of the sample.

The investigated alloy is mainly used in medicine, namely the results of this research can be used to adjust the technological modes of surface modification in the design of medical products. Also titanium nickel alloy can be used in other industries, such as instrument and aircraft.

In future, it is planned to study the behavior of the modified layer on the surface of cardiovascular stents, namely the establishment of a maximum acceptable surface modification mode to identify the best indicators of the interaction between the body and the implant.

ОБОЗНАЧЕНИЯ И СОКРАЩЕНИЯ

1. ПФ – память формы;
2. СЭ – сверхэластичность;
3. ЯМР – ядерный магнитный резонанс;
4. ПИИО – плазменно-иммерсионная ионная обработка;
5. ПИИИиО – плазменно-иммерсионная ионная имплантация и осаждение;
6. ПИИМ – плазменно-иммерсионная ионная модификация;
7. Микротвердость: Н_μ, ГПа;
8. ОЭС – Оже-электронная спектроскопия
9. РСМА – рентгеноструктурный микроанализ
10. ОЦК – Объемно-центрированная кубическая (решетка)
11. Параметр решетки: а, нм

ОГЛАВЛЕНИЕ

Введение	10
1 Медицинские сплавы с эффектом памяти формы. Ионно-плазменные методы обработки поверхности металлических материалов	12
1.1 Сплавы с эффектом памяти формы. Нитинол (TiNi)	12
1.2 Применение сплавов с эффектом памяти формы в современной медицине	16
1.3 Ионно-плазменные технологии обработки поверхности металлических материалов	21
1.4 Особенности применения метода плазменно-иммерсионной имплантации для модификации поверхности никелида титана	24
2 Материалы и методы исследования	27
3 Модификация поверхности сплавов на основе никелида титана медицинского назначения	31
3.1 Анализ распределения химических элементов методом электронной Оже-спектроскопии в поверхностном слое модельных образцов из никелида титана после проведения плазменно-иммерсионной модификации поверхности	31
3.2 Анализ фазового состава поверхностного слоя модельных образцов из никелида титана после проведения плазменно-иммерсионной модификации поверхности	33
3.3 Исследование микротвёрдости в исходном состоянии и после проведения плазменно-иммерсионной модификации поверхности модельных образцов из никелида титана	34
3.4 Анализ распределения химических элементов в поверхностном слое модельных образцов из никелида титана методом рентгеноспектрального микроанализа после проведения плазменно-иммерсионной модификации поверхности	37
4 Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение	41
4.1 Технико-экономическое обоснование научно-исследовательской работы	41
4.2 Планирование научно-исследовательской работы	41
4.3 Определение трудоемкости выполнения работ	43

4.4 Построение графика работ	45
4.5 Бюджет научно-технического исследования (НИР)	47
4.5.1 Расчет материальных затрат НИР	47
4.5.2 Основная заработная плата исполнителей темы	49
4.5.3 Дополнительная заработная плата исполнителей темы	51
4.5.4 Отчисления во внебюджетные фонды (страховые отчисления)	51
4.5.5 Накладные расходы	52
4.6 Формирование бюджета затрат НИР	52
4.7 Оценка научно-технического уровня НИР	53
5 Социальная ответственность	59
5.1 Профессиональная социальная безопасность организации при проведении исследований по модифицированию никелида титана	60
5.1.1 Анализ вредных факторов, которые могут возникнуть в лаборатории ИФПМ СО РАН, обоснование мероприятий по их устранению	61
5.1.2 Анализ опасных производственных факторов и обоснование мероприятий по их устранению	64
5.2 Экологическая безопасность	66
5.3 Безопасность в чрезвычайных ситуациях	67
5.3.1 Анализ вероятных ЧС, которые могут возникнуть в лаборатории при проведении исследований и которые может инициировать объект исследования	67
5.4 Правовые и организационные вопросы обеспечения безопасности	69
Заключение	71
Список публикаций	72
Список используемых источников	73

Введение

На сегодняшний день, в современной медицине, в качестве имплантируемых материалов основополагающее значение имеют металлы и сплавы. Важнейшими функциональными элементами в любой области медицины являются металлические имплантаты. Спектр имплантатов из металлов и сплавов включает в себя огромное множество различных модификаций конструкций, число которых постоянно увеличивается. Активное развитие имплантологии с использованием металлических материалов определяется постоянным стремлением ученых-металловедов повысить физико-механические свойства металлов и сплавов, а также их коррозионную стойкость, одновременно важным аспектом, является приближение характеристик имплантируемых конструкций к свойствам тканей организма. Анализ современной литературы [1–4], а также анализ свойств металлических материалов и сплавов показывает, что наиболее совместимыми с тканями организма материалами являются сплавы на основе никелида титана, проявляющие высокие физико-механические свойства, а также уникальные эффекты памяти формы (ЭПФ) и сверхэластичности (СЭ). Никелид титана и сплавы, разработанные на его основе, соответствуют строгим медико-техническим требованиям, предъявляемым к имплантационным материалам.

С целью приближения характеристик и свойств никелида титана и сплавов на его основе к свойствам тканей организма используют различные методы модификации поверхности имплантируемых материалов. Перспективными методами, в настоящее время, являются ионно-плазменные методы модификации поверхности материалов для повышения биосовместимости медицинских имплантатов, в частности, внутрисосудистых стентов, которые используются для восстановления просвета кровеносного сосуда при его атеросклеротическом сужении. Однако, при стентировании чужеродного материала в живой организм наблюдается местная воспалительная

реакция, которая приводит в конечном итоге к проведению повторных операций по стентированию. Одним из вариантов предотвращения повторных операций по стентированию и исключению воспалительных реакций организма в ответ на имплантат является стимуляция восстановления повреждённого слоя эндотелиальных клеток и образования такого слоя на поверхности стента. Химический и фазовый состав поверхностного слоя и его топография оказывают существенное влияние на взаимодействие клеток с имплантатами [5]. Применение метода плазменно-иммерсионной имплантации для модификации поверхности сплава никелида титана кремнием является эффективным методом улучшения пролиферации клеток эндотелиальных клеток человека.

Целью настоящей ВКР является отработка и улучшение режима модификации поверхности сплава никелида титана для улучшения пролиферации эндотелиальных клеток человека. Для достижения поставленной цели в работе были сформулированы следующие задачи исследования:

1. Изучить принципы ионно-плазменных методов модификации поверхности металлических материалов.
2. Исследовать изменение микротвердости, а также изменение фазового состава модельных образцов сплава в результате плазменно-иммерсионной ионной имплантации ионами кремния.
3. Провести анализ распределения элементов в поверхностном слое модельных образцов из никелида титана, после плазменно-иммерсионной модификации ионами кремния по различным технологическим режимам.

1 Медицинские сплавы с эффектом памяти формы. Ионно-плазменные методы обработки поверхности металлических материалов

1.1 Сплавы с эффектом памяти формы. Нитинол (TiNi)

Эффект памяти формы (ЭПФ) заключается в том, что образец из данного сплава, имеющий определенную начальную форму в аустенитном состоянии при высоком значении температуры, деформируют при низкой температуре аустенитно-мартенситного превращения. После перегрева, сопровождающегося протеканием обратного превращения, происходит восстановление предыдущей формы. ЭПФ наблюдается в сплавах, с термоупругим мартенситным превращением, когерентностью решеток исходной аустенитной и мартенситной фаз, сравнительно небольшой величиной гистерезиса структурного превращения, а также малыми изменениями объема при превращениях.

Эффект памяти формы может проявляться большое количество циклов, также данный эффект можно усилить предварительной термообработкой. Другим явлением, тесно связанным с ЭПФ, является сверхупругость. Сверхупругость это свойство материала, подвергнутого нагружению до значения, значительно превышающего его предел текучести, полностью восстанавливать свою первоначальную форму после снятия нагрузки. Сверхупругость наблюдается в области температур между началом прямого мартенситного превращения и концом обратного.

Элементы из сплавов с памятью формы на основе никелида титана способны в малом температурном интервале от 5 до 45 градусов восстанавливать предварительно заданные однократные деформации, превосходящие деформации, генерируемые другими упругими элементами, например, биметаллами (6–10 % и 1–2 %, соответственно). В условиях, когда свободный возврат деформации невозможен, элементы из сплавов с ЭПФ при нагреве в интервале мартенситного превращения развивают реактивные напряжения до 650–700 МПа, что на порядок превосходит уровень напряжений, генерируемых простыми материалами при нагреве до такой же температуры.

Сплавы на основе титана, тантала и ниобия, которые рассматриваются как перспективные конструкционные материалы для изготовления стентов, показали превосходную гемосовместимость. Одним из таких сплавов титана, который широко используется для изготовления стентов, является сплав на основе никелида титана (NiTi), известный в литературе под названием – нитинол.

К бинарным медицинским сплавам на основе никелида титана (TiNi) относят сплавы системы Ti–Ni с содержанием 49.5–50.9 ат.% никеля, остальное – титан. Данные сплавы используют для изготовления саморасширяющихся стентов, главным образом, благодаря их необычным функциональным свойствам – сверхэластичности и эффекту памяти формы. Саморасширяющиеся стенты имеют меньший диаметр при комнатной температуре и расширяются до заранее заданного диаметра при температуре человеческого тела [6].

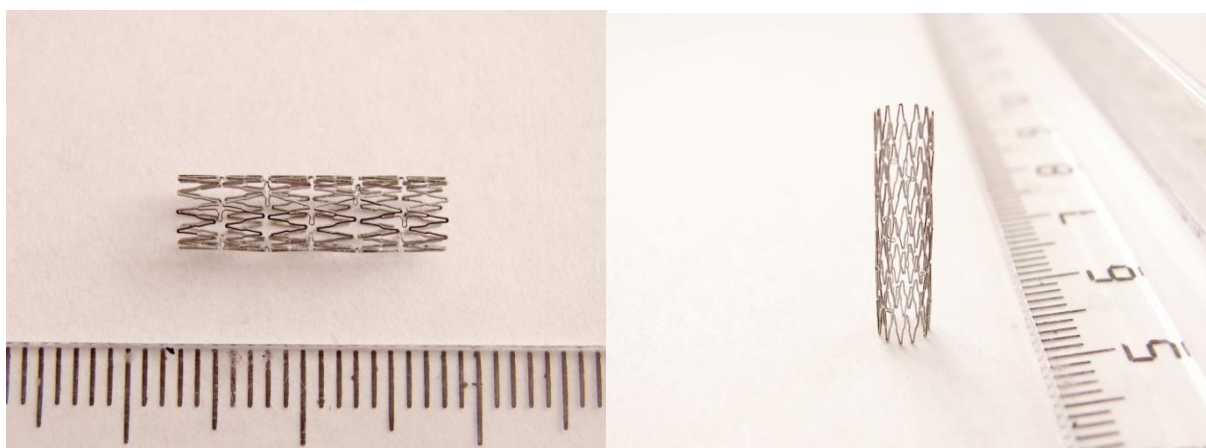


Рисунок 1 – Сердечно - сосудистый имплантат из сплава на основе никелида титана

Конструкцию из сплава TiNi пластически деформируют при комнатной температуре (материал – в структурном состоянии, соответствующем мартенситной фазе) и помещают в систему доставки. После имплантации во внутренний орган (сосуд), вследствие увеличения температуры внутри человеческого тела, он восстанавливает свою исходную форму (уже запомнившуюся в аустенитной фазе в соответствии с диаметром назначенного сосуда) и приспособляется по форме к стенке сосуда. Максимальное значение

восстанавливаемой деформации составляет 8–10 %, что соответствует деформации эластичной стенки сосуда [7]. Никелид титана и его сплавы также имеют другие, подходящие для данного медицинского применения свойства, например, механические. Тем не менее, до сих пор вопрос коррозионной стойкости никелида титана и его сплавов в биологических средах различного типа (костные/мягкие ткани, кровь, лимфа) продолжает привлекать внимание исследователей и практиков. В целом, никелид титана в литературе описывается как коррозионноустойчивый материал, однако выход ионов никеля из материала имплантата в биосреду, их токсическое действие на биологические ткани отмечается во многих публикациях. Поэтому проблема создания барьерных диффузионных слоев, препятствующих выходу никеля в биосреду, является до сих пор актуальной и до конца не решенной. В научной литературе предлагаются различные способы решения этой проблемы.

Другой проблемой, ограничивающей использование никелида титана в сердечно-сосудистой имплантологии, является то, что стенты из сплава на основе TiNi недостаточно видимы при рентгеноскопии. Можно, конечно, визуализировать данный вид стентов используя метод ЯМР, однако чаще всего установку стентов проводят с использованием рентгеноскопии, что требует введения дополнительных сложностей – маркеров, визуализирующих имплантат внутри организма.

В России производят скромный спектр сосудистых имплантатов, преимущественно из сплавов Co–Cr. А некоторые позиции имплантатов, крайне востребованные обществом, такие как, например, периферические стенты – в России не производятся вообще.

Стабильность поверхностного оксидного слоя является одним из главных факторов, определяющих биосовместимость металлического материала, поскольку поверхностный слой в данном случае работает как барьер на пути выхода ионов металлов из внутреннего объема материала. Например, при сравнении химического состава двух металлических биоматериалов – стали 316L и никелида титана – количество никеля в этих материалах составляет

12 ат.% и 50 ат.%, соответственно. Можно было бы ожидать и пропорциональное количество ионов никеля, попадающих в биосреду из этих материалов: большее – в случае никелида титана и меньшее – в случае имплантата из стали. Однако, результаты исследований, как например, выполненных в работе методом атомной адсорбционной спектрофотометрии, показывают существенный выход ионов никеля и хрома из материала стального стента без покрытия после 96 часов нахождения в человеческой плазме крови [8, 9].

Стабильность оксидного слоя относится к ключевым свойствам поверхности, которые уже обсуждались выше. В частности, этот фактор связан с поверхностной энергией материала имплантата, обеспечивая гидрофильность его поверхности и низкий поверхностный потенциал, предотвращая выход электронов в биосреду и их участие в электролитических процессах, протекающих в организме. Так как стабильность поверхностного оксидного слоя как у стали 316L, так и у никелида титана не очень высока, то возрастает возможность выхода в биосреду металлических ионов – компонентов данных материалов. При разработке имплантатов наиболее частым решением для предотвращения этого эффекта и образования протективных барьерных слоев является создание покрытий. Так как основные механизмы, лежащие в основе взаимодействия между металлом и биосредой (кость, мягкие, жидкие ткани), до конца не установлены, то биосовместимость и гемосовместимость металлических эндоваскулярных имплантатов, в первую очередь – внутрисосудистых стентов остается важной, не решенной проблемой. Согласно анализу литературы, первоначально для создания покрытий на поверхности внутрисосудистых имплантатов были выбраны несколько сравнительно развитых методов синтеза покрытий, которые более или менее подходили для обработки медицинских изделий, таких как гальванизация, ионное распыление, импульсное электродуговое ионное осаждение, методы погружения и пропитки, методы на основе плазменного осаждения и распыления [10, 11].

1.2 Сплавы с эффектом памяти формы в современной медицине

В современной медицине в настоящее время широко используются имплантаты из биоматериалов. Биоматериалы обычно характеризуют как материалы, используемые для создания искусственных органов, реабилитационных устройств или имплантатов, предназначенных для замещения естественных тканей живого организма. Более точно, можно сказать, что биоматериалы – материалы, которые используются в близком или прямом контакте с живыми тканями с целью укрепления или замены дефектных частей этих тканей. В общем случае такие материалы могут быть разделены на живые, созданные с использованием биоинженерии тканей и материалы синтетического происхождения. В последнюю группу входят неорганические или органические материалы, которые биологически совместимы и могут быть имплантированы в живой организм для замены или восстановления поврежденных тканей. Это понятие распространяется и на материалы, используемые в системах доставки лекарственных препаратов, биодатчиках или устройствах, работающих вне организма, но в коммуникации с ним, например, в искусственном сердце [12, 13].

В настоящее время наиболее распространенными являются имплантаты из металлов и сплавов. В течение одного года в мире при различных операциях в организм вживляют несколько миллионов металлических конструкций из нержавеющей стали, кобальт - хромовых сплавов, титана и титановых сплавов [14]. Для успешной имплантации этих материалов в живой организм, требуется соответствующий уровень толерантности материала к живому организму, или, другими словами, высокая степень биологической совместимости. Биосовместимость, по определению, это способность материала выполнять работу специального назначения в живом организме при условии приемлемого отклика последнего на присутствие этого материала. Это означает, что материал или любые продукты его растворения не должен вызывать некроз клеток, хроническое воспаление или другие ухудшения функций ткани или клеток. Форма, внутренняя структура, физико-механические свойства и дизайн имплантата должны быть адаптированы к особенностям тканей, с которыми он контактирует или которые он замещает. Биосовместимость поверхности

имплантата играет решающую роль, так как именно через нее происходит взаимодействие имплантата с живым организмом [15, 16].

Особую актуальность имеют исследования, посвящённые разработке имплантатов для лечения и профилактики сердечно-сосудистых заболеваний. Сердечно-сосудистые и цереброваскулярные болезни, вызванные атеросклерозом, являются главной причиной заболеваемости и смертности во всем мире. После имплантации поверхность стентов сразу контактирует с окружающей биосистемой, например, белками, клетками крови и клетками стенки сосуда, которые инициируют каскад реакций тромбообразования. С точки зрения практического применения сердечно-сосудистых имплантатов основным направлением прикладных научных исследований является поиск возможностей целенаправленного влияния на характер взаимодействия тканей и жидкостей живого организма с материалом имплантата [17].

Выбор соответствующих материалов для применения в живом организме определяется его применением. В случае имплантатов, которые предназначены для размещения в костные ткани, главным требованием является их высокая прочность. Для кровеносных сосудов ключевые требования касаются их поверхностных свойств, в первую очередь – химического состава заканчивая максимальным снижением тромбогенности.

Для успешной имплантации материала в живой организм, кроме того, необходима биосовместимость материала самого по себе, стерилизуемость, его достаточная физическая и химическая стабильность или возможность сравнительно простой обработки для достижения требуемых свойств. Следует учитывать, что биосовместимость имплантатов определяется не только внутренними свойствами материала, но и процессом его производства и возможной последующей обработкой, например, стерилизацией. Это означает, что, например, в случае полимеров, должна быть уверенность, что процесс стерилизации не окажет влияние на структуру самого материала [18]. В таблице 1 приведены примерные требования к материалам, предназначенным для биологического использования.

Таблица 1 – Медико-технические требования к материалам медицинского назначения

Свойство	Требуемый результат
Биосовместимость	Не вызывающий воспаления, нетоксичный, неканцерогенный, непирогенный, совместимый с кровью, не аллергичный.
Стерилизуемость	Не разрушается в результате использования стандартных методов стерилизации.
Физические характеристики	Прочность, эластичность, долговечность.
Технологичность	Поддающийся механической обработке, экструдруемый, формуемый

Кроме рекомендаций по биосовместимости имплантатов нет никакого общего набора критериев, которые квалифицировали бы материал как биосовместимый. Однако необходимо обязательно принимать во внимание продолжительность времени, в течение которого предполагается контакт имплантата с живым организмом [1, 8].

Металлы – это неорганические материалы, обладающие ненаправленными металлическими связями с очень подвижными электронами. В дополнение к характерным для них свойствам электропроводности, металлы прочны и относительно легко обрабатываются и формуются в сложные формы [7]. Металлические имплантаты, главным образом, используются в таких областях, как: (а) – для полной замены суставов (примере бедра, колена или плеча), (б) – для фиксации переломов (пластины, гвозди, винты), (в) – для поддержания стенок сосудов или укрепления мягких тканей других полых органов (стенты, клапаны сердца и др.). В большинстве других областей низкая механическая стабильность благородных металлов ограничивает их использование. Спрос на металлические материалы для имплантологии характеризуется многими клиническими испытаниями. Высокая механическая прочность этих материалов обеспечивает гарантированную устойчивость имплантатов к прикладываемым нагрузкам в течение длительного времени, а также механическую жесткость, близкую к жесткости кости. Устойчивость к

коррозии металлов в живом организме – это одно из главных требований, позволяющих избежать ухудшения или деградации свойств этих материалов. Кроме того, должна быть гарантирована максимальная биосовместимость этих материалов, которая заключается в том, чтобы продукты коррозии или абразивные частицы, источником которых является материал имплантата, не оказывали бы травмирующего действия на ткани организма-хозяина [19]. Металлические конструкции демонстрируют свою инертность в естественном состоянии. Однако при контакте с биологическими жидкостями, такими как кровь и внеклеточная жидкость, способны подвергаться коррозии с образованием ионов, оказывающих токсический эффект при взаимодействии с клетками и тканями организма [20]. Перечень металлических материалов, используемых для биомедицинского применения, приведен в таблице 2.

Таблица 2 – Перечень металлических материалов для биомедицинского применения

Металлические материалы	Применение
Со-Сг сплавы	Искусственные клапаны сердца, дентальные протезы, компоненты искусственных суставов, сосудистые стенты
Нержавеющая сталь	Дентальные протезы, ортопедические плоские фиксаторы, сосудистые стенты
Титановые сплавы	Искусственные клапаны сердца, дентальные протезы, ортопедические винты/плоские фиксаторы, компоненты искусственных суставов, кардиостимуляторы, сосудистые стенты
Au / Pt	Дентальные пломбы, электроды для кохлеарных (канала внутреннего уха) имплантатов

Как видно из таблицы, в сердечно-сосудистой медицине для изготовления имплантатов применяют сплавы Со-Сг, нержавеющую сталь медицинских марок 316L, 321, 321Н, сплавы на основе титана. В группе титановых сплавов важное место в последнее десятилетие заняли сплавы на основе никелида титана, относящиеся к классу функциональных материалов благодаря их способности

восстанавливать накопленную неупругую деформацию при изменении температуры или внешних приложенных механических напряжений. Конструкции из таких материалов (имплантаты) демонстрируют способность восстанавливать ранее заданную форму (память формы, ПФ) или упругие свойства, близкие к свойствам эластичных тканей живого организма (сверхэластичность, СЭ).

Наряду с высокими параметрами прочности, пластичности, свойственной всем металлическим материалам, которые имеют и сплавы на основе никелида титана, именно свойства памяти формы и сверхэластичности обеспечивают возрастающую с каждым годом востребованность данных типов сплавов для использования в медицинских приложениях. Одной из наиболее важных областей медицинского применения сплавов с памятью формы является сердечно-сосудистая имплантология, в частности, для использования транскатетерных имплантатов для кровеносных сосудов и сердца. Проблемы и задачи материаловедов для этой области биомедицинских приложений наиболее наглядно можно продемонстрировать на примере разработки и создания металлических стентов.

Стент – специальная, изготовленная в форме цилиндрического каркаса упругая металлическая или пластиковая конструкция, которая помещается в просвет полых органов и обеспечивает расширение участка, суженного патологическим процессом. Стент обеспечивает проходимость физиологических жидкостей, расширяя просвет полого органа [21].

В современной медицинской практике используется два типа стентов, различающихся способом установки – баллонорасширяемые и саморасширяющиеся стенты. Баллонорасширяемые стенты должны иметь способность пластически деформироваться, а затем, развернувшись один раз, поддерживать требуемый размер сосуда. Саморасширяющиеся стенты должны иметь достаточную эластичность, чтобы выдержать сжатие внутри катетера для его доставки и затем расшириться в месте доставки [22]. В общем случае, металлическими материалами, которые обычно используются для производства

стендов являются нержавеющей сталь марки 316L (316L SS), сплав на основе платины–иридия (Pt–Ir), тантал (Ta), никелид титана (нитинол, Ni–Ti), сплав на основе кобальта–хрома (Co-Cr), титан (Ti), чистое железо (Fe), и сплавы магния (Mg). В таблице 3 представлены некоторые свойства металлических материалов, имеющих важное значение при разработке сердечно-сосудистых имплантатов.

Таблица 3 – Свойства металлических материалов, используемых для изготовления сердечно-сосудистых имплантатов

Металл	Модуль упругости (ГПа)	Напряжение течения (МПа)	Напряжение разрушения (МПа)	Плотность (г/см ³)
Сталь 316 L (ASTM F138, F139 после закалки)	190	331	586	7.9
Тантал (отожженный)	185	138	207	16.6
Титан (промышленной чистоты)	110	485	760	4.5
Никелид титана	83 (аустенит) 28-41 (мартенсит)	195-690 (аустенит) 70-140 (мартенсит)	895	6,7
Сплав Co-Cr (ASTM F90)	210	448-648	951-1220	9,2
Железо (промышленной чистоты)	211,4	120-150	180-210	7,87
Сплав Mg (WE43)	44	162	250	1,84

1.3 Ионно-плазменные технологии обработки поверхности металлических материалов

Общеизвестно, что способы вакуумно-ионно-плазменной модификации поверхности металлических материалов достаточно широко используются для целенаправленного воздействия на характер взаимодействия медицинских

имплантатов из этих материалов с тканями и жидкостями живых организмов.

Это обусловлено несколькими факторами:

— во многих научных коллективах имеется оборудование для вакуумно-ионно-плазменной обработки и разработаны технологические режимы;

— вакуумно-ионно-плазменная обработка проходит в чистых условиях, практически при такой обработке проводится стерилизация обрабатываемых изделий, что важно для изделий медицинского назначения (разумеется, данная обработка не заменяет стандартную процедуру стерилизации);

— вакуумно-ионно-плазменные методы позволяют модифицировать только тонкие поверхностные слои материала, не затрагивая объёма, что обеспечивает сохранение в изделии механических и функциональных свойств (особенно это актуально для имплантатов с тонкими элементами конструкции, например, сосудистых стентов, в которых толщина элементов составляет 200-300 мкм);

— вакуумно-ионно-плазменные методы позволяют вводить в поверхность материала практически любые химические элементы в концентрациях, значительно превышающие равновесные, целенаправленно изменяя тем самым химический состав и структурно-фазовое состояние поверхностных слоёв, наносить покрытия контролируемого состава и толщины с высокой прочностью сцепления с основным материалом [23].

Вместе с тем необходимо отметить, что практически каждая установка для вакуумно-ионно-плазменной обработки является уникальным оборудованием со своими оригинальными геометрическими размерами, конструкцией, техническими характеристиками.

Основным отличием от традиционной ионной имплантации при обработке изделий низкотемпературной плазмой является отсутствие однонаправленного пучка ускоренных ионов. Ввиду изотропии низкотемпературной плазмы в разрядах низкого давления, отсутствия потоковых составляющих вдоль какого-либо направления, возможна однородная обработка изделий со сложно-разветвленной формой, так как плазма «обтекает» имеющиеся на ее пути преграды и плотно прилегает к обрабатываемым

поверхностям. То есть обрабатываемое изделие оказывается, как бы погружённым в плазму, что определило название таких обработок как «плазменно-иммерсионные» (от лат. *immersio*—погружение) с аббревиатурой ПИИО - плазменно-иммерсионная ионная обработка [24].

Для организации газоразрядной плазмы используют как специальные устройства - плазмогенераторы (плазмотроны) или ионные источники, такие же, как и используемые при пучковой ионной имплантации. Известными источниками плазмы, применяемыми в мировой практике промышленных технологий вакуумно-плазменной обработки, являются устройства, использующие в основном тлеющий, магнетронный, электродуговой разряды, различные виды высокочастотного разряда в вакууме. Газовый разряд зажигается между катодами источников плазмы и стенками вакуумной камеры, то есть плазма организуется во всём объёме камеры. В качестве плазмообразующего материала используют инертные или реактивные газы, металлы. При этом изделие изолировано от стенок камеры. Изменяя концентрацию плазмы за счёт изменения режимов плазмотронов или ионных источников, подавая определенное напряжение смещения на изделия, можно реализовать различные процессы плазменного воздействия на поверхность изделия. Все их можно объединить в 3 группы:

- удаление материала с поверхности изделия-мишени;
- нанесение покрытий на поверхность изделий;
- модификация (изменение химического и фазового состава) поверхностного слоя [25].

Использование описанного процесса для очистки поверхности накладывает и определённые требования к вакуумному оборудованию. Для поддержания постоянства условий процессов в реальном технологическом вакууме необходимо применение безмасляных средств откачки; проведение тщательной дегазации вакуумной камеры предварительным прогревом и промывкой инертным газом, использование вакуумных насосов с высокой быстротой откачки.

Как было показано в разделе 1.1, в качестве материалов для изготовления различных изделий медицинского назначения, в том числе и сердечно-сосудистых имплантатов, используют нержавеющую сталь, титан и титановые сплавы, в том числе никелид титана. В большинстве работ по использованию плазменно-иммерсионной ионной обработки для модификации этих материалов выполнены на модельных образцах [26].

1.4 Особенности применения метода плазменно-иммерсионной имплантации для модификации поверхности никелида титана

Сплавы с эффектом памяти формы, в частности нитинол (TiNi), нашли широкое применение в современной медицине благодаря своим свойствам, таким как сверхупругость и сверхэластичность. Однако их значительным недостатком является содержание никеля, этот металл крайне неблагоприятен в организме человека. С целью защиты организма от неблагоприятного воздействия никеля, применяют модифицирование поверхностного слоя сплава путем нанесения покрытий различного состава на имплантат. Для повышения пролиферации и биосовместимости медицинских сплавов в последнее время широко применяют метод плазменно-иммерсионной ионной имплантации.

Разработка методов и способов ПИИИ была начата в конце 80-х – начале 90-х годов прошедшего столетия Дж. Конрадом с сотрудниками. Можно выделить несколько работ этого автора, в которых представлены основные физические принципы ПИИИ [27-29].

В исследованиях [30] авторов Chen A., Scheuer J.T., Ritter C., Alexander R.B. и Conrad J.R. показаны результаты обработки кремния, который по свидетельству авторов, может применяться в биомедицине, в частности, в качестве «био-микро-электро-механических систем». В таких системах необходима хорошая биоактивность и биосовместимость материала, однако кремний, по утверждению авторов [31], обладает плохой биосовместимостью. Использование способа ПИИИиО для внедрения в кремний водорода, кислорода или натрия повышают его биосовместимость.

В работе [32] показано, что повышение концентрации плазмы и ионного тока на образцах кремния с применением магнитного поля позволило улучшить качество обработки образцов методом ПИИИ.

Авторы работы [33] рассматривают использование ПИИИиО при обработке 3-D изделий медицинского назначения из никелида титана, обладающего уникальными свойствами сверхэластичности, памятью формы и высокой коррозионной стойкостью. Отмечается, что никелид титана является превосходным материалом для биоинженерии, в частности, для изготовления сердечно-сосудистых стентов и элементов для коррекции позвоночника при сколиозе. Для предупреждения попадания токсичного никеля в организм при установке этих изделий в тело человека в данной работе использовали создание поверхностного слоя нитрида титана, который имеет хорошие антикоррозионные свойства. Было также выяснено, что имплантация азотом изделий из никелида титана повышает гидрофильность, а хорошая смачиваемость поверхности имплантатов играет важную роль в формировании адсорбирующих свойств белка и адгезии клеток на поверхности. Отмечается, что и имплантация кислорода в поверхность является одним из возможных способов в формировании защитных свойств сплава никелида титана.

В работе [34] Shanaghi A. и соавторов создавали покрытие TiC с промежуточным слоем Ti на поверхности образцов из никелида титана за счёт ПИИИиО для повышения коррозионной стойкости с удалением никеля с поверхности образцов. В результате данной обработки содержание никеля в системе TiC/Ti/TiNi было снижено приблизительно в 220 раз по сравнению с необработанными образцами никелида титана. Полученный поверхностный слой являлся хорошим барьером для диффузии никеля из сплава никелида титана в испытаниях на коррозионную стойкость.

В работе [35] для повышения механических, трибологических и антикоррозионных свойств поверхности никелида титана применяли ПИИИ азота с нагревом подложек электронной бомбардировкой. При этом достигалось глубокое проникновение азота в толщу материала и синтез плотного слоя

нитрида титана (TiN) на поверхности. Были выявлены превосходные антикоррозионные свойства обработанных описываемым методом образцов никелида титана

В исследованиях в работе [36] авторы применяли технику ПИИИиО для получения покрытия тантала на сплаве никелида титана с целью достижения более сильного сцепления этого покрытия с подложкой с достижением в конечном итоге высокой коррозионной устойчивости изделий из данного сплава в условиях взаимодействия с жидкостью человеческого организма. Для обеспечения возможности получения большей адгезии получаемых на никелиде титана покрытий тантала проводили начальный процесс ПИИИ с подачей на подложки импульсного отрицательного потенциала амплитудой 17 кВ в течение 10 мин, после чего при низком отрицательном смещении подложки равном 200 В в течение 50 мин осаждали более толстое покрытие Та. Такой режим обеспечил формирование протяжённой области взаимопроникновения элементов подложки и покрытия (область миксинга), составляющую приблизительно 1 мкм. Была обнаружена высокая коррозионная стойкость образцов никелида титана с покрытием тантала при высокой адгезии данных покрытий.

Таким образом, было показано что, плазменно-иммерсионная ионная имплантация позволяет в значительной степени улучшить свойства материалов с эффектом памяти формы.

2 Материалы и методы исследования

В качестве объекта исследования был выбран сплав, обладающий эффектом памяти формы, нитинол (TiNi). Химический состав сплава Ni-50.9 Ti-49.1 мас.%. Исходные заготовки имели форму плоских образцов представляющих собой плоскопараллельные квадратные пластинки толщиной 1,0 мм и размером 10×10 мм, предварительно нарезанные из листа никелида титана.

Плазменно-иммерсионную ионную модификацию поверхности модельных образцов из никелида титана проводили на вакуумно-плазменном технологическом комплексе «СПРУТ», представленном на рисунке 2.

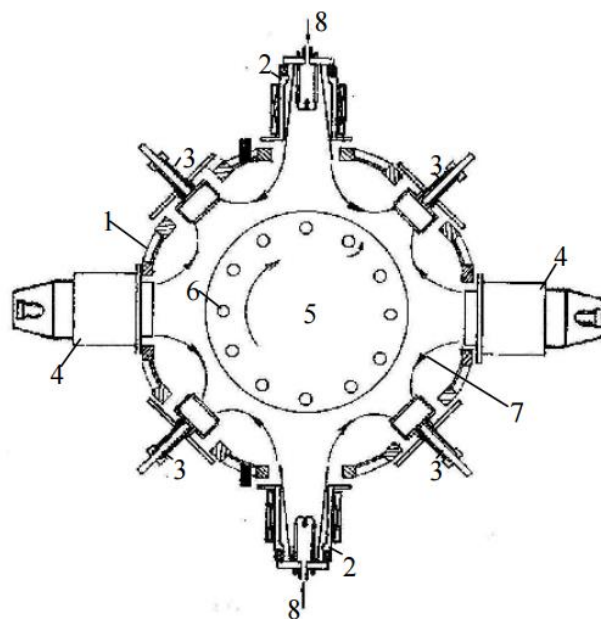


Рисунок 2 – Общий вид и структурная схема установки вакуумно-плазменного технологического комплекса «СПРУТ». 1 – технологическая вакуумная камера; 2 – генераторы газовой плазмы; 3 – магнетронно-распылительные системы; 4 – электродуговые испарители; 5 – манипулятор вращения изделий; 6 – обрабатываемое изделие; 7 – линии замкнутого магнитного поля («магнитная стенка»); 8 – подача рабочего газа

Конструкция комплекса позволяет разместить в вакуумной камере два плазмотрона, четыре магнетрона, два электродуговых испарителя. В настоящей работе при обработке образцов были использованы четыре несбалансированных магнетрона с катодами из чистого кремния и один плазмотрон с распределённым термоэмиссионным катодом для генерации газоразрядной плазмы аргона высокой чистоты (99,998).

Механическую шлифовку поверхности выполняли на шлифовально-полировальной машине «SAPHIR 550» (рисунок 3) с использованием шлифовальной бумаги разной зернистости. Для получения более точных результатов эксперимента, необходимо чтобы поверхность образца была максимально отполирована, поэтому проводили электрохимическую полировку в электролите из смеси хлорной и уксусной кислот (состав электролита – 95% уксусной кислоты (CH_3COOH) + 5% хлорной кислоты (H_3ClO_4)).



Рисунок 3 – Шлифовально-полировальная машина «SAPHIR 550»

Послойный анализ элементного состава образцов NiTi с покрытиями, а также распределение химических элементов по глубине от поверхности образца проводили методом электронной Оже-спектроскопии на приборе «Шхуна-2» (ЦКП НИИЯФ, г. Томск).

Рентгеноструктурные исследования кристаллической структуры и фазового состава образцов до и после плазменно-иммерсионной ионной обработки проводили при комнатной температуре на дифрактометре ДРОН-7 (в Co-K_α излучении (для отсеечения β -излучения использовали Fe-фильтр).

Рентгеноспектральный микроанализ (РСМА) проводили на растровом электронном микроскопе EVO 50 фирмы Карл Цейс (Германия) с приставкой для энергодисперсионного анализа INCA Oxford Instruments.

Исследование микротвердости H_μ проводили при постепенно возрастающих нагрузках, а затем по величине отпечатка определяли глубину проникновения индентора в образец. Данное исследование проводили на микротвердомере DM8.



Рисунок 4 – Внешний вид автоматического микротвердомера «DM8»

Маркировка образцов осуществлялась установкой электроискрового легирования SE-5.01. Данная установка также может быть предназначена для

нанесения защитных, упрочняющих и модифицирующих покрытий на изделия и инструмент.



Рисунок 5 – Установка искрового легирования «SE-5.01»

Исследования структуры проводили на световом микроскопе фирмы «Альтами» модель «СМ0745».



Рисунок 6 – Оптический микроскоп «Альтами СМ0745»

Исследования выполнены с использованием оборудования ЦКП «Нанотех» (Институт физики прочности и материаловедения СО РАН, Томск).

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

Студенту:

Группа	ФИО
4Б21	Проценко Александру Алексеевичу

Институт	Физики высоких технологий	Кафедра	Материаловедения в машиностроении
Уровень образования	Бакалавриат	Направление/специальность	Материаловедение и технологии материалов

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

1. Стоимость ресурсов научного исследования (НИ): материально-технических, энергетических, финансовых, информационных и человеческих	При проведении исследования используется база лабораторий научного центра ИФПМ СО РАН. В исследовании задействованы 2 человека: студент-исполнитель и научный руководитель. Приблизительная сумма затрат на выполнение проекта составляет 600 тысяч рублей.
2. Нормы и нормативы расходования ресурсов	В соответствии с ГОСТ 14.322-83 «Нормирование расхода материалов» и ГОСТ Р 51541-99 «Энергосбережение. Энергетическая эффективность». Минимальный размер оплаты труда на 2016 год составляет 6675 руб.
3. Используемая система налогообложения, ставки налогов, отчислений, дисконтирования и кредитования	Отчисления по страховым взносам - 30% от ФОТ.

Перечень вопросов, подлежащих исследованию, проектированию и разработке:

1. Оценка коммерческого потенциала, перспективности и альтернатив проведения НИ с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения	Технико-экономическое обоснование НИР. Определение потенциальных потребителей результатов исследования.
2. Планирование и формирование бюджета научных исследований	Определение трудоемкости выполнения работ. Разработка графика проведения НИР. Расчет материальных затрат НИР.
3. Определение ресурсной (ресурсосберегающей), финансовой, бюджетной, социальной и экономической эффективности исследования	Оценка научно-технического уровня НИР

Перечень графического материала (с точным указанием обязательных чертежей):

1. График проведения и бюджет НИР (график Ганта);
2. Оценка ресурсной и финансовой эффективности НИР;

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

Задание выдал консультант:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Ассистент кафедры менеджмента	Грахова Елена Александровна			

Задание принял к исполнению студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
4Б21	Проценко Александр Алексеевич		

4 Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение

Целью данного раздела является оценка коммерческого и инновационного потенциала научно-исследовательской работы (НИР), планирование процесса управления НИР, определение ресурсной, финансовой, экономической эффективности.

4.1 Технико-экономическое обоснование научно-исследовательской работы

Научно-исследовательская работа посвящена изучению модифицированного поверхностного слоя никелида титана. Ионно-плазменная модификация является широко используемым промышленным методом создания композиционных материалов с поверхностно упрочненным слоем, в которых повышенные прочностные и трибологические свойства сочетаются с высокой устойчивостью к коррозии. Актуальной проблемой на сегодняшний день является повышение пролиферации клеток, и взаимодействие организма с данным материалом в виде имплантатов.

Данное научное исследование не имеет коммерческого потенциала, но значителен инновационный потенциал, заключающийся в том, что данное исследование проводится впервые и разрабатываемый поверхностный слой на образцах из никелида-титана напыленный ионами кремния защищает организм от вредного воздействия чистого никеля.

Полученные результаты исследования больше всего будут интересны медицинским предприятиям, использующим в своем производстве имплантаты из данного сплава, а также возможно, будут актуальны для Российского фонда фундаментальных исследований (РФФИ).

4.2 Планирование научно-исследовательской работы

В данном разделе необходимо составить перечень этапов и работ в рамках проведения научного исследования, провести распределение исполнителей по

видам работ. Порядок составления этапов и работ, распределение исполнителей по данным видам работ приведен в таблице 5.

Таблица 5 – Перечень этапов, работ и распределение исполнителей

Основные этапы	№ раб.	Содержание работ	Должность исполнителя
Разработка задания на НИР	1	Составление и утверждение технического задания	Научный руководитель, студент
Выбор направления исследований в НИР	2	Подбор и изучение литературных данных по теме	Студент
	3	Выбор направления исследований	Научный руководитель
	4	Календарное планирование работ по теме	Научный руководитель, студент
Теоретические и экспериментальные исследования	5	Проведение теоретических расчетов и обоснований	Научный руководитель, студент
	6	Построение макетов (моделей) и проведение экспериментов	Научный руководитель, студент
	7	Сопоставление результатов экспериментов с теоретическими исследованиями	Научный руководитель, студент
Обобщение и оценка результатов	8	Оценка эффективности полученных результатов	Научный руководитель, студент
	9	Определение целесообразности проведения ОКР	Научный руководитель, студент
Изготовление и испытание макета (опытного образца)	10	Конструирование и изготовление макета (опытного образца)	Научный руководитель, студент
	11	Лабораторные испытания макета	Научный руководитель, студент
Оформление отчета по НИР (комплекта документации по ОКР)	12	Составление пояснительной записки (эксплуатационно-технической документации)	Студент

4.3 Определение трудоемкости выполнения работ

Трудоемкость выполнения научного исследования оценивается экспертным путем в человеко-днях и носит вероятностный характер, т.к. зависит от множества трудно учитываемых факторов. Для определения, ожидаемого (среднего) значения трудоемкости $t_{ожi}$ используется следующая формула:

$$t_{ожi} = \frac{3t_{mini} + 2t_{maxi}}{5},$$

где $t_{ожi}$ – ожидаемая трудоемкость выполнения i -ой работы, чел.-дн.;

t_{mini} – минимально возможная трудоемкость выполнения заданной i -ой работы (оптимистическая оценка: в предположении наиболее неблагоприятного стечения обстоятельств), чел.-дн.;

t_{maxi} – максимально возможная трудоемкость выполнения заданной i -ой работы (пессимистическая оценка: в предположении наиболее неблагоприятного стечения обстоятельств), чел.-дн.

Исходя из ожидаемой трудоемкости работ, определяется продолжительность каждой работы в рабочих днях T_p , учитывающая параллельность выполнения работ несколькими исполнителями. Такое вычисление необходимо для обоснованного расчета заработной платы, так как удельный вес зарплаты в общей сметной стоимости научных исследований составляет около 65%.

$$T_{pi} = \frac{t_{ожi}}{Ч_i},$$

где T_{pi} – продолжительность одной работы, раб.дн.;

$t_{ожi}$ – ожидаемая трудоемкость выполнения i -ой работы, чел.-дн.;

$Ч_i$ – численность исполнителей, выполняющих одновременно одну и ту же работу на данном этапе, чел.

Для удобства построения графика, длительность каждого из этапов работ из рабочих дней следует перевести в календарные дни. Для этого необходимо воспользоваться следующей формулой:

$$T_{ki} = T_{pi} \cdot k_{кал},$$

где T_{ki} – продолжительность выполнения i -ой работы в календарных днях;

T_{pi} – продолжительность выполнения i -ой работы в рабочих днях;

$k_{кал}$ – коэффициент календарности.

Коэффициент календарности определяется по следующей формуле:

$$k_{кал} = \frac{T_{кал}}{T_{кал} - T_{вых} - T_{пр}},$$

где $T_{кал}$ – количество календарных дней в году;

$T_{кал}$ – количество выходных дней в году;

$T_{кал}$ – количество праздничных дней в году.

$$k_{кал} = \frac{366}{366 - 109 - 10} = 1,48 \approx 2$$

Все рассчитанные значения необходимо свести в таблицу 6.

Таблица 6 – Временные показатели проведения научного исследования

№ раб.	Название работы	Трудоемкость работ			Исполнители	Длительность работ в рабочих днях T_{pi}	Длительность работ в календарных днях T_{ki}
		t_{min} , чел-дни	t_{max} , чел-дни	$t_{ож}$, чел-дни			
1	Составление и утверждение технического задания	2	2	2	Научный руководитель, студент	1	2
2	Подбор и изучение материалов по теме	12	13	12	Студент	12	24
3	Выбор направления исследований	1	2	1	Научный руководитель	1	2
4	Календарное планирование работ по теме	4	5	4	Научный руководитель	4	8
5	Проведение теоретических расчетов	10	12	10	Научный руководитель, студент	5	10
6	Построение макетов и проведение экспериментов	11	12	11	Научный руководитель, студент	5	10
7	Сопоставление результатов экспериментов с теоретическими исследованиями	11	13	11	Научный руководитель, студент	5	10

8	Оценка эффективности полученных результатов	7	8	5	Научный руководитель, студент	2	4
9	Определение целесообразности проведения ОКР	10	11	10	Научный руководитель, студент	5	10
10	Конструирование и изготовление макета (опытного образца)	7	9	7	Научный руководитель, студент	3	6
11	Лабораторные испытания макета	9	10	9	Научный руководитель, студент	4	8
12	Составление пояснительной записки	8	10	10	Студент	10	20
Итого							114

4.4 Построение графика работ

Диаграмма Ганта – горизонтальный ленточный график, на котором работы по теме представляются протяженными по времени отрезками, характеризующимися датами начала и окончания выполнения данных работ.

На основе таблицы 6 строится календарный план-график. График строится для максимального по длительности исполнения работ в рамках научно-исследовательского проекта на основе таблицы 7 с разбивкой по месяцам и декадам (10 дней) за период времени дипломирования. При этом работы на графике следует выделить различной штриховкой в зависимости от исполнителей, ответственных за ту или иную работу.

Таблица 7 – Календарный план-график проведения НИР

№ работ	Вид работ	Исполнители	Т _{кi} кал. дн.	Продолжительность выполнения работ																	
				январь			феврал ь			март			апрель			май					
				1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3			
1	Составление и утверждение технического задания	Научный руководитель, студент	2	1	2	3															

проведения НИР был рассчитан коэффициент календарности. С помощью данных показателей был разработан календарный - план график проведения НИР по теме. Для иллюстрации календарного плана была использована диаграмма Ганта, что указывает на целесообразность проведения данного исследования.

4.5 Бюджет научно-технического исследования (НИР)

При планировании бюджета НИР должно быть обеспечено полное и достоверное отражение всех видов расходов, связанных с его выполнением. В процессе формирования бюджета НИР используется следующая группировка затрат по статьям:

- материальные затраты НИР;
- затраты на специальное оборудование для экспериментальных работ;
- основная заработная плата исполнителей темы;
- дополнительная заработная плата исполнителей темы;
- отчисления во внебюджетные фонды (страховые отчисления);
- затраты научные и производственные командировки;
- накладные расходы научно-исследовательской работы (НИР).

4.5.1 Расчет материальных затрат НИР

Данная статья включает стоимость всех материалов, используемых при разработке проекта:

- приобретение со стороны сырья и материалов, необходимых для создания научно-технической продукции;
- покупные материалы, используемые в процессе создания научно-технической продукции для обеспечения нормального технологического процесса и для упаковки продукции или расходуемые на другие производственные и хозяйственные;
- покупные комплектующие изделия и полуфабрикаты, подвергающиеся в дальнейшем монтажу или дополнительной обработке;

— сырье и материалы, покупные комплектующие изделия и полуфабрикаты, используемые в качестве объектов исследований и для эксплуатации технического обслуживания – объектов испытаний;

В материальные затраты, помимо вышеуказанных, включаются дополнительно затраты на канцелярские принадлежности, диски, картриджи и т.п. В первом случае на них определяются соответствующие нормы расхода от установленной базы. Во втором случае их величина учитывается как некая доля в коэффициенте накладных расходов.

Расчет материальных затрат осуществляется по следующей формуле:

$$Z_m = (1 + k_T) + \sum_{i=1}^m C_i \cdot N_{расxi},$$

где m – количество видов материальных ресурсов, потребляемых при выполнении научного исследования;

$N_{расxi}$ – количество материальных ресурсов i -го вида, планируемых к использованию при выполнении научного исследования (шт., кг, м, м² и т.д.);

C_i – цена приобретения единицы i -го вида потребляемых материальных ресурсов (руб./шт., руб./кг, руб./м, руб./м² и т.д.);

k_T – коэффициент, учитывающий транспортно-заготовительные расходы.

Величина коэффициента (k_T), отражающего соотношение затрат по доставке материальных ресурсов и цен на их приобретение, зависит от условий договоров поставки, видов материальных ресурсов, территориальной удаленности поставщиков и т.д. Материальные затраты, необходимые для данной разработки, заносятся в таблицу 8.

Таблица 8 – Материальные затраты на НИР (руб.)

Наименование	Единица измерения	Количество	Цена за ед., руб.	Затраты на материалы, (Z_m), руб.
Сплав TiNi	килограмм	12	7000	84 000
Итого				84 000

Из затрат на материальные ресурсы, включаемых в себестоимость продукции, исключается стоимость возвратных отходов.

4.5.2 Основная заработная плата исполнителей темы

В настоящую статью включается основная заработная плата научных и инженерно-технических работников, рабочих макетных мастерских и опытных производств, непосредственно участвующих в выполнении по данной теме. Величина расходов по заработной плате определяется исходя из трудоемкости выполняемых работ и действующей системы окладов и тарифных ставок.

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

$$Z_{зп} = Z_{осн} + Z_{доп},$$

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

$Z_{доп}$ – дополнительная заработная плата (12-20% от $Z_{осн}$).

Основная заработная плата ($Z_{осн}$) руководителя от предприятия рассчитывается по следующей формуле:

$$Z_{осн} = Z_{дн} \cdot T_p,$$

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

T_p – продолжительность работ, выполняемых научно-техническим работником, р. дней (таблица 2);

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

Среднедневная заработная плата рассчитывается по формуле:

$$Z_{дн} = \frac{Z_M \cdot M}{F_{\partial}},$$

где Z_M – месячный должностной оклад работника, руб.;

M – количество месяцев работы без отпуска в течение года;

F_{∂} – действительный годовой фонд рабочего времени научно-технического персонала, р. дней (таблица 9).

Таблица 9 – Баланс рабочего времени

Показатели рабочего времени	Руководитель	Студент
Календарное число дней	366	366
Количество нерабочих дней:		
- выходные дни	102	54
- праздничные дни	16	12
Потери рабочего времени:		
- отпуск	28	28
- невыходы по болезни	0	0
Действительный годовой фонд рабочего времени	220	272

Месячный должностной оклад работника:

$$Z_m = Z_{mc} \cdot (1 + k_{np} + k_\delta) \cdot k_p,$$

где Z_{mc} – заработная плата по тарифной ставке, руб.;

k_{np} – премиальный коэффициент, равный 0,3 (т.е. 30% от Z_{mc});

k_δ – коэффициент доплат и надбавок составляет примерно 0,2 – 0,5 (в НИИ и на промышленных предприятиях – за расширение сфер обслуживания, за профессиональное мастерство, за вредные условия: 15-20% от Z_{mc});

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

Тарифная заработная плата Z_{mc} находится из произведения тарифной ставки работника 1-го разряда $T_{ci} = 600$ руб. на тарифный коэффициент k_m и учитывается по единой для бюджетных организаций тарифной сетке. Расчет основной заработной платы приведен в таблицы 10.

Таблица 10 – Расчет основной заработной платы

Исполнители	Разряд	k_m	Z_{mc} , руб.	k_{np}	k_δ	k_p	Z_m , руб.	$Z_{он}$, руб.	T_p , раб. дн.	$Z_{осн}$, руб.
Руководитель	13	9,3	5580	0,3	0,4	1,3	12332	631	45	34074
Студент	1	1,2	720	0,3	0,4	1,3	1591	81	34	3305
Итого $Z_{осн}$										37379

Основная заработная плата руководителей рассчитывается на основании отраслевой оплаты труда, которая предполагает состав заработной платы:

- 1) Оклад – определяется предприятием. Оклады распределены в соответствии с занимаемыми должностями, например, ассистент, старший преподаватель, доцент, профессор.
- 2) Стимулирующие выплаты – устанавливаются руководителем подразделений за эффективный труд и т.д.
- 3) Иные выплаты; районный коэффициент.

4.5.3 Дополнительная заработная плата исполнителей темы

Затраты по дополнительной заработной плате исполнителей темы учитывают величину предусмотренных Трудовым кодексом РФ доплат за отклонение от нормальных условий труда, а также выплат, связанных с обеспечением гарантий и компенсаций (при исполнении государственных и общественных обязанностей, при совмещении работы с обучением, при предоставлении ежегодного оплачиваемого отпуска и т.д.).

Расчет дополнительной заработной платы ведется по следующей формуле:

$$Z_{дон} = k_{дон} \cdot Z_{осн},$$

где $k_{дон}$ – коэффициент дополнительной заработной платы (на стадии проектирования принимается равным 0,12 – 0,15).

$$Z_{дон\ p1} = 34074 \cdot 0,15 = 5111 \text{ руб.}$$

$$Z_{дон\ см} = 3305 \cdot 0,15 = 496 \text{ руб.}$$

$$Z_{дон} = 5111 + 496 = 5607 \text{ руб.}$$

4.5.4 Отчисления во внебюджетные фонды (страховые отчисления)

В данной статье расходов отражаются обязательные отчисления по установленным законодательством Российской Федерации нормам органам государственного социального страхования (ФСС), пенсионного фонда (ПФ) и медицинского страхования (ФФОМС) от затрат на оплату труда работников.

Величина отчислений во внебюджетные фонды определяется исходя из следующей формулы:

$$Z_{внеб} = k_{внеб} \cdot (Z_{осн} + Z_{доп}),$$

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

Отчисления во внебюджетные фонды рекомендуется представлять в табличной форме (таблица 11).

Таблица 11 – Отчисления во внебюджетные фонды

Исполнители	Основная заработная плата, руб.	Дополнительная заработная плата, руб.	Коэффициент отчислений во внебюджетные фонды
Руководитель	34074	5111	10580
Студент	3305	496	1026
		Итого	11606

4.5.5 Накладные расходы

Накладные расходы учитывают прочие затраты организации, не попавшие в предыдущие статьи расходов: печать и ксерокопирование материалов исследования, оплата услуг связи, электроэнергии, почтовый и телеграфный расходы и т.д. Их величина определяется по следующей формуле:

$$Z_{накл} = (\text{сумма статей } 1 \div 4) \cdot k_{нр},$$

где $k_{нр}$ – коэффициент, учитывающий накладные расходы.

Величину коэффициента накладных расходов в размере 16%.

$$Z_{накл} = (84000 + 37379 + 5607 + 11606) \cdot 0,16 = 22222 \text{ руб.}$$

4.6 Формирование бюджета затрат научно-исследовательского проекта

Рассчитанная величина затрат научно-исследовательской работы является основной для формирования бюджета затрат проекта, который при формировании договора с заказчиком защищается научной организацией в качестве нижнего предела затрат на разработку научно-технической продукции. Определение бюджета затрат на научно-исследовательский проект по каждому варианту исполнения приведет в таблице 12.

Таблица 12 – Расчет бюджета затрат НИР

Наименование статьи	Сумма, руб.	Примечание
1. Материальные затраты НИР	84000	Пункт 4.7.1
2. Затраты по основной заработной плате исполнителей проекта	37379	Пункт 4.7.2
3. Затраты по дополнительной заработной плате исполнителей темы	5607	Пункт 4.7.3
4. Отчисления во внебюджетные фонды	11606	Пункт 4.7.4
5. Накладные расходы	22222	16% от суммы ст. 1-4
6. Бюджет затрат НИР	160814	Сумма ст. 1-5

Расчет произведен с учетом работы в 1 месяц. Общая продолжительность исследования (экспериментальная часть) составляет 3 месяца. Согласно смете затрат на проектирование, наибольшие затраты идут на основную заработную плату научно-производственного персонала и материальные затраты в 1 рабочий месяц составляет 160814 рублей. Данный уровень расходов соответствует текущему уровню затрат на научно-исследовательскую работу.

4.7 Оценка научно-технического уровня НИР

Важнейшим результатом проведения НИР является его научно-технический уровень, который характеризует, в какой мере выполнены работы и обеспечивается ли научно-технический прогресс в данной области. В последнее время для оценки научной ценности, технической значимости и эффективности, планируемых и выполняемых НИР, получил распространение метод бальных оценок. Бальная оценка заключается в том, что каждому фактору по принятой шкале присваивается определенное количество баллов. Обобщенную оценку проводят по сумме баллов по всем показателям или рассчитывают по формуле. На этой основе делается вывод о целесообразности НИР. Сущность метода заключается в том, что на основе оценок признаков работы определяется коэффициент ее научно-технического уровня по формуле [4]:

$$H_T = \sum_{i=1}^3 R_i \cdot n_i$$

где H_T — показатель, определенный по трем признакам;

R_i — весовой коэффициент i -го признака научно-технического эффекта;
 n_i — количественная оценка i -го признака научно-технического эффекта, в баллах (таблица 13, 14).

Таблица 13 – Весовые коэффициенты признаков НТУ

Признак НТУ	Примерное значение весового коэффициента
1. Уровень новизны	0,5
2. Теоретический уровень	0,3
3. Возможность реализации	0,2

Таблица 14 – Баллы для оценки уровня новизны

Уровень новизны	Характеристика уровня новизны	Баллы
Принципиально новая	Новое направление в науке и технике, новые факты и закономерности, новая теория, способ	8-10
Новая	По-новому объясняются те же факты, закономерности, новые понятия, дополняют ранее полученные результаты	5-7
Относительно новая	Систематизируются, обобщаются имеющиеся сведения, новые связи между известными факторами	2-4
Не обладает новизной	Результат, который ранее был известен	0

Таблица 15 – Баллы значимости теоретических уровней

Теоретический уровень полученных результатов	Баллы
1. Установка закона, разработка новой теории	10
2. Глубокая разработка проблемы, многоспектральный анализ, взаимодействия между факторами с наличием объяснений	8
3. Разработка способа (алгоритм, программа и т. д.)	6
4. Элементарный анализ связей между фактами (наличие гипотезы, объяснения версии, практических рекомендаций)	2
5. Описание отдельных элементарных факторов, изложение наблюдений, опыта, результатов измерений	0,5

Результаты оценок признаков отображены в таблице 16.

Таблица 16 – Количественная оценка признаков НИОКР

Признак научно-технического эффекта НИР	Характеристика признака НИОКР	K_i	Π_i
1. Уровень новизны	По-новому объясняются те же факты, закономерности, новые понятия	0,5	6

2. Теоретический уровень	Разработка способа (алгоритм, программа мероприятий, устройство, вещество и т.п.)	0,3	8
3. Возможность реализации	Время реализации в течение первых лет	0,2	8
4. Масштабы реализации	Одно или несколько предприятий	0,2	2

Используя исходные данные по основным признакам научно-технической эффективности, определяем показатель научно - технического уровня:

$$N_T = 0.5 \cdot 6 + 0.3 \cdot 8 + 0.2 \cdot (8 + 2) = 7.4$$

Таблица 17 – Оценка уровня научно-технического эффекта

Уровень НТУ	Показатель НТУ
Низкий	1 - 4
Средний	4 - 7
Сравнительно высокий	7 - 10
Высокий	10 - 13

Таким образом, данная НИР имеет сравнительно высокий уровень НТУ, равный 7,4.

Вывод. Исследуемая сплав содержит малую долю дорогостоящих легирующих элементов, что обеспечивает ее низкую себестоимость, в сравнении с высоколегированными сплавами. Использование сплава с данной модификацией позволит увеличить пролиферацию клеток за счет насыщения ионами кремния. Данный метод обеспечит снижение себестоимости товара.

В ходе разработки данной главы выпускной квалификационной работы были решены следующие задачи:

1. Таким образом, можно сделать вывод, что разрабатываемое нами исследование превосходит как в ресурсоэффективности, так и в экономической активности результата. Вследствие этого фактора конкурентоспособность предлагаемого результата исследования увеличивается.

2. Составлен план научного исследования, в котором разработан календарный план. Общее содержание работ для проведения исследования составило 12 позиций. Для построения таблицы временных показателей проведения НИР был рассчитан коэффициент календарности. С помощью

данных показателей был разработан календарный - план график проведения НИР по теме. Для иллюстрации календарного плана была использована диаграмма Ганта, что указывает на целесообразность проведения данного исследования. Общая продолжительность дней на проведение исследования – 114 дней.

3. Рассчитан бюджет научного исследования. Как видно из проведенного анализа общая стоимость настоящего научного исследования 160 814 руб.

Данное научное исследование не имеет коммерческого потенциала, но значителен инновационный потенциал, заключающийся в том, что данное исследование проводится впервые и разрабатываемый поверхностный слой на образцах из никелида-титана модифицированный ионами кремния защищает организм от вредного воздействия чистого никеля. Возможно, результаты НИР будут интересны медицинским предприятиям, использующим в своем производстве имплантаты из сплава никелида титана, а также актуальны для Российского фонда фундаментальных исследований (РФФИ).

Заключение

В ходе выполнения выпускной квалификационной работы был проведен литературный обзор, в котором были подробно рассмотрены сплавы с эффектом памяти формы, в частности никелид титана и его использование в современной медицине. Так же был рассмотрен метод плазменно-иммерсионной ионной имплантации.

В результате эксперимента, проведённого в данной ВКР, было установлено, что в результате воздействия методом плазменно-иммерсионной модификации поверхности на образец из сплава на основе никелида титана ионами кремния, возможно формирование поверхностного слоя с различным структурно-фазовым состоянием. В зависимости от технологических режимов можно получать либо легирование поверхностного слоя, либо покрытие из кремния. В результате модифицирования поверхности в обоих случаях в никелиде титана происходит трансформация и образуются новые фазы $B2'$, с изменённым параметром решётки, и R-фаза. Была исследована микротвёрдость образцов до и после плазменно-иммерсионной ионной имплантации. Более высокие значения микротвёрдости по сравнению с микротвёрдостью исходных образцов обусловлены изменением структурно-фазового состояния в результате модифицирования поверхности так как изменение микроструктуры приводит к повышению микротвёрдости образцов. Полученные результаты позволяют рекомендовать метод плазменно-иммерсионной ионной модификации для повышения биосовместимости медицинских имплантатов из сплавов на основе никелида титана с организмом человека.

Список публикаций

Статьи:

1. Проценко А.А. Лотков А.И. Кашин О.А. Борисов Д.П. Остапенко М.Г. Нейман А.А. Круковский К.В. Влияние Плазменно-иммерсионной ионной модификации на свойства поверхностных слоёв образцов никелида титана //Материалы и технологии новых поколений в современном материаловедении: сборник трудов международной конференции с элементами научной школы для молодежи, Томск, 9-11 Июня 2016. - Томск: ТПУ, 2016 - С. 133-137.