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

Физико-технический институт
Направление подготовки – Техническая физика
Кафедра экспериментальной физики

МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ

Тема работы
«Создание и исследование биоинспирированных конструкций на основе титанового сплава методом послойного электронно-лучевого синтеза для применений в медицине»

УДК 669.295.5.091.3:61

Студент

Группа	ФИО	Подпись	Дата
0ДМ51	Нуршинова А.Ж.		

Руководитель

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

КОНСУЛЬТАНТЫ:

По разделу «Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение»

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

По разделу «Социальная ответственность»

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

ДОПУСТИТЬ К ЗАЩИТЕ:

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

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
	Профессиональные компетенции	
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). *К*ритерий 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). *К*ритерий 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). *К*ритерий 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). *К*ритерий 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-экономические задачи с помощью пакетов прикладных программ.**	Требования ФГОС (ПК-12,13,14). *К*ритерий 5 АИОР, согласованный с требованиями международных стандартов 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). *К*ритерий 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). *К*ритерий 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
Р8	**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). *К*ритерий 5 АИОР, согласованный с требованиями международных стандартов EUR-ACE и FEANI
Р9	**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). *К*ритерий 5 АИОР, согласованный с требованиями международных стандартов EUR-ACE и FEANI
	Универсальные компетенции	
Р10	**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). *К*ритерий 5 АИОР, согласованный с требованиями международных стандартов EUR-ACE и FEANI
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). *К*ритерий 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). *К*ритерий 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»**

Физико-технический институт
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
0ДМ51	Нуршиновой Айгерим Жулдузбаевне

Тема работы:

«Создание и исследование биоинспирированных конструкций на основе титанового сплава методом послойного электронно-лучевого синтеза для применений в медицине»	
Утверждена приказом директора (дата, номер)	

Срок сдачи студентом выполненной работы:	08.06.2017 г.

ТЕХНИЧЕСКОЕ ЗАДАНИЕ:

Исходные данные к работе *(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.).*	1)Установка Arcam A2 (Швеция) с использованием технологий электронно-лучевого плавления; 2) мощность электронного пучка 50 – 3500 Вт; 3) диаметр электронного луча 0.2 мм – 1.0 мм; 4) Скорость построения 55/80 см /ч; 5) количество электронных лучей 1 – 100; 6) энергопотребление 3х400 В, 32 А, 7 кВт.
Перечень подлежащих исследованию, проектированию и разработке вопросов *(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).*	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 физико-механических свойств скэффолдов изготовленных методом электронно-лучевого плавления.

	4. Обсуждение результатов исследований. 5. Заключение по проделанной работе.
Перечень графического материала *(с точным указанием обязательных чертежей)*	- титульный лист; - актуальность работы; - цель работы и решаемые задачи; - материалы исследования; - метод проведения эксперимента; - метод проведения исследований; - оптическая микроскопия; - метод исследования механических свойств; - требования к объектам исследований; -основные результаты и выводы; - заключение.

Консультанты по разделам выпускной квалификационной работы

Раздел	Консультант
Литературный обзор	Сурменев Р.А., доцент каф. ЭФ ТПУ
Экспериментальная часть	Сурменев Р.А., доцент каф. ЭФ ТПУ
Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение	Рыжакина Т.Г., доцент каф. МЕН ИСГТ ТПУ
Социальная ответственность	Гоголева Т.С., ассистент каф. ПФ ФТИ ТПУ
Иностранный язык	Зяблова Н.Н., ст. преп. Каф. ИЯ ФТИ ТПУ
Названия разделов, которые должны быть написаны на русском и иностранном языках:	Исследование прочности материалов на сжатие Strength Study of Compressing Materials

Дата выдачи задания на выполнение выпускной квалификационной работы по линейному графику	16.09.2015

Задание выдал руководитель:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент	Сурменев. Р.А.	к.ф.-м.н.		16.09.2015

Задание принял к исполнению студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
0ДМ51	Нуршинова А.Ж.		16.09.2015

ЗАДАНИЕ ДЛЯ РАЗДЕЛА «ФИНАНСОВЫЙ МЕНЕДЖМЕНТ, РЕСУРСОЭФФЕКТИВНОСТЬ И РЕСУРСОСБЕРЕЖЕНИЕ»

Студенту:

Группа	ФИО
0ДМ51	Нуршиновой Айгерим Жулдузбаевне

Институт	ФТИ	Кафедра	ЭФ
Уровень образования	Магистратура	Направление/специальность	Техническая физика

Исходные данные к разделу «Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение»:	
1. *Стоимость ресурсов научного исследования (НИ): материально-технических, энергетических, финансовых, информационных и человеческих*	Стоимость сырья и материалов размер окладов и выплат исполнителям проекта; согласно проектной документации; отчисления во внебюджетные фонды.
2. *Нормы и нормативы расходования ресурсов*	
3. *Используемая система налогообложения, ставки налогов, отчислений, дисконтирования и кредитования*	
Перечень вопросов, подлежащих исследованию, проектированию и разработке:	
1. *Оценка коммерческого потенциала, перспективности и альтернатив проведения НИ с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения*	Разработка анализа конкурентоспособности
2. *Определение возможных альтернатив проведения научных исследований*	Планирование работ; построение иерархической структуры ВКР
3. *Планирование процесса управления НТИ: структура и график проведения, бюджет, риски.*	График проведения ВКР – диаграмма Ганта
4. *Определение ресурсной, финансовой, экономической эффективностей.*	Оценка сравнительной и финансовой эффективности
Перечень графического материала *(с точным указанием обязательных чертежей):*	
1. *Оценка конкурентоспособности технических решений* 2. *Матрица SWOT* 3. *График проведения и бюджет НТИ* 4. *Оценка ресурсной, финансовой и экономической эффективности НТИ* 5. *Сравнительная эффективность разработки*	

Дата выдачи задания для раздела по линейному графику	

Задание выдал консультант:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент	Рыжакина Татьяна Гавриловна	к.э.н		

Задание принял к исполнению студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
0ДМ51	Нуршинова Айгерим Жулдузбаевна		

ЗАДАНИЕ ДЛЯ РАЗДЕЛА
«СОЦИАЛЬНАЯ ОТВЕТСТВЕННОСТЬ»

Студенту:

Группа	ФИО
0ДМ51	Нуршиновой Айгерим Жулдузбаевне

Институт	**ФТИ**	**Кафедра**	**ЭФ**
Уровень образования	Магистратура	**Направление/специальность**	Техническая физика

Исходные данные к разделу «Социальная ответственность»:	
1. *Описание рабочего места (рабочей зоны, технологического процесса, механического оборудования) на предмет возникновения:*	– вредных факторов производственной среды: метеоусловия, освещение, шумы, вибрации, электромагнитные поля, ионизирующие излучения; – опасных факторов производственной среды: соприкосновение с механическими подвижными частями, вероятность поражения электрическим током, вероятность возникновения пожара и взрыва.
2. *Знакомство и отбор законодательных и нормативных документов по теме*	-электробезопасность; -пожаровзрывоопасность; -требования безопасности при обращении с газовыми баллонами; -требования охраны труда при работе на ПЭВМ
Перечень вопросов, подлежащих исследованию, проектированию и разработке:	
1. *Анализ выявленных вредных факторов проектируемой производственной среды в следующей последовательности:*	– действие фактора на организм человека; – приведение допустимых норм с необходимой размерностью (со ссылкой на соответствующий нормативно-технический документ); – предлагаемые средства защиты (коллективные и индивидуальные защитные средства)
2. *Анализ выявленных опасных факторов проектируемой произведённой среды в следующей последовательности:*	– электробезопасность (в т.ч. статическое электричество, средства защиты); – пожаровзрывобезопасность (причины, профилактические мероприятия, первичные средства пожаротушения).

Дата выдачи задания для раздела по линейному графику	

Задание выдал консультант:

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

Задание принял к исполнению студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
0ДМ51	Нуршинова А.Ж.		

Определения

В данной работе применены следующие термины с соответствующими определениями:

Оптический микроскоп – оптический прибор для получения увеличенных изображений объектов или структуры деталей.

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.

Micro-CT – метод высокого разрешения, позволяющее для визуализации внутренней структуры материалов (композитов, металлов, костей и т.д.).

Рентгеновская спектроскопия – метод для характеристики материалов с использованием рентгеновского возбуждения.

Обозначения и сокращения

АТ – аддитивные технологии;

ЭЛП – электронно-лучевое плавление;

БП – быстрое прототипирование;

САП – система автоматизированного проектирования;

ЦКИ – цифровая корреляция изображения;

СТ – стереолитография;

КТ – компьютерная томография;

ОМ – оптический микроскоп;

НТД – нормативная техническая документация;

СЛП – селективное лазерное плавление;

СЛС – селективное лазерное спекание;

Ti6Al4V – титан - 6 алюминий - 4 ванадий (%).

Нормативные ссылки

В настоящей работе использованы ссылки на следующие стандарты:

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

2 ГОСТ12.1.006-84 ССБТ. Электромагнитные поля радиочастот. Допустимые уровни на рабочих местах и требования к проведению контроля;

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

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

5 СанПиН 2.04.05-91. Отопление, вентиляция и кондиционирование.

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

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

8 СН 2.2.4/2.1.8.566. Производственная вибрация, вибрация в помещениях жилых и общественных зданий. - М.: Минздрав России,1997;

9 СНиП 23-05-95. Нормы проектирования. Естественное и искусственное освещение. - М.: Минстрой России, 1995.

РЕФЕРАТ

Выпускная квалификационная работа 95 с., 13 рис., 27 табл., 69 источников, 1 прил. на англ. яз.

Ключевые слова: аддитивные технологии, электронно-лучевое плавление, сплав титана, механические свойства, Модуль Юнга.

Объектом исследования являются скэффолды из титанового сплава Ti6Al4V приготовленные методом электронно-лучевого плавления.

Целью работы является исследование влияние структуры скэффолдов на основе Ti6Al4V на физико-механические свойства.

В процессе исследования проводилось: исследование на физико-механические свойства скэффолдов на прочность из титанового сплава.

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

Область применения: биоматериалы, в медицине.

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

Оглавление

Введение

Аддитивные технологии (АТ) являются эффективным способом производить индивидуальные и полностью функциональные детали из различных материалов [1]. Одним из широко используемых технологий является электронно-лучевое плавление (ЭЛП) [2]. ЭЛП – это плавка дисперсных металлических порошков с помощью электронного пучка слой за слоем [3]. Применение электронно-лучевого плавления для создания сетчатых структур позволяет изготавливать компоненты с гораздо более низким остаточным напряжением, а также не подвергать изделия термической обработке после их получения. Процесс ЭЛП способен производить такие материалы как Ti6Al4V, Ti48Al2Cr 2Nb, сплавы CoCr и сталь H13 [2,4].

Титан и его сплавы получили широкое применение в качестве биомедицинского материала для замены костных тканей. Несмотря на то, что титан имеет меньший модуль упругости по сравнению с нержавеющей сталью и сплавами на основе кобальта, тем не менее его значения гораздо выше [5]. В таком несоответствии происходит так называемый эффект экранирования, которое приводит к расшатыванию имплантата. С целью улучшения биосовместимости используют технологию электронно-лучевого плавления для прототипирования сетчатых структур с заданными параметрами. Успешное использование этой технологии для изготовления имплантата приведет к индивидуальным особенностям для более быстрой реабилитации, увеличенной долговечности и лучшей функциональности. Некоторые существенные факторы для рассмотрения при разработке [6] стратегии дизайна пористых имплантатов включают размеры пор и форму для врастания здоровой ткани, механические свойства, а так же вес и технологичность конечного имплантата.

Цель это исследование влияние структуры скэффолдов на основе Ti6Al4V на физико-механические свойства.

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

1. Представить основы теории прототипирования, формирования металлических конструкций методами 3д прототипирования.
2. Описать процесс создания образцов методом 3д прототипирования с использованием электронно-лучевого плавления.
3. Описание свойств титанового сплава Ti6Al4V.
4. Исследовать физико-механические свойства образцов различных структур на электромеханической испытательной машине Instron 3369.

Положение, выносимое на защиту: изготовление скэффолдов по принципу послойного выращивания на основе титанового сплава Ti6Al4V с контролируемой плотностью методом электронно-лучевого плавления позволяет изготавливать индивидуализированные имплантаты с прогнозируемыми механическими свойствами для медицинского применения.

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

1 Литературный обзор

1.1Аддитивные технологии

Быстрое прототипирование (Rapid Prototyping – RP) – это послойное создание физического объекта, который соответствует математической модели, представленной в (САП) системе автоматизированного проектирования (Computer aided design – CAD) [7]. Новые технологии изготовления прототипов позволяют значительно сократить сроки изготовления моделей для визуализации, подгонки, изготовления оснастки и других применений, что обеспечивает: сокращение цикла разработки, улучшение дизайна, повышение качества, уменьшение цены продукта, производства, и ускорение внесения изменений в конструкцию [8].

3D-печать – аддитивная технология, работает по принципу послойного выращивания изделия с помощью нанесения слоев равной толщины в соответствие с его компьютерной моделью, которая создана в процессе применения программного комплекса САП [9].

Посредством применяемой в процессе проектирования программы САП стало возможным определение, где части должны нести нагрузки и места удаления материала, позволяя в два раза осуществить снижение без существенной потери прочности, вследствие чего происходит значительная экономия электроэнергии, металла и денежных средств [10]. Сложнейшие изогнутые формы, которые получаются в итоге, довольно тяжело отлить или вырезать из заготовки. Чтобы создать прототипы, имеется достаточно много методов и типов оборудования, выбор которых осуществляется в соответствие с поставленными задачами.

В настоящее время получили развитие следующие технологии аддитивного изготовления объектов:

1. Послойное изготовление объектов из листового материала (Laminated Object Modeling–LOM). В процессе применения такой технологии осуществляется

склеивание тонких слоев материала построения с помощью нагрева и сдавливания. После этого область слоя, которая не образует тело выращиваемого объекта, мелко режут лазером, производится опускание платформы с плоскостью построения и осуществляется нанесение последующего слоя. Повторение операции происходит вплоть до полного построения объекта. Материалом построения выполняются функции поддержки, удаление впоследствии осуществляется механическим путем. Иногда в процессе удаления происходит возникновение определенных трудностей. Для материала построения осуществляется использование бумаги, пластика и листов металла [11];

2. Биопечать. Использование технологии биопечати экспериментальным образом осуществляется в сфере построения трехмерных объектов. На сегодняшний день у биопринтеров отмечаются всевозможные конфигурации, однако в процессе их работы осуществляется послойное нанесение на поверхность построения слоев живых клеток из печатной головки, а также для поддержки используется специальный растворимый гель. В дальнейшем посредством использования такой технологии является возможным обеспечение пациентов, которые нуждаются в восстановлении либо полной замене того или иного органа [12];

3. Стереолитография (Stereo Lithography Apparatus–SLA).У стереолитографического принтера есть платформа, погружаемая в бак с жидким фотополимером, располагающаяся под поверхностью на глубине генерируемого слоя. Прохождение лазера осуществляется по просчитанной поверхности выращиваемого сечения объекта, в итоге происходит затвердевание тонкого слоя фотополимера. После осуществляется опускание платформы ниже, в результате чего над отвердевшим слоем образуется следующий тонкий слой жидкого полимера, а лазером обрисовывается очередной слой на поверхности предыдущего. Далее платформа опускается еще ниже до полного построения объекта в жидком фотополимере [13].

4. Лазерное спекание порошковых материалов (Selective Laser Sintering–SLS). При лазерном спекании создание моделей либо или готовых деталей производится посредством порошковых материалов вследствие эффекта спекания путем энергии лазерного луча. В такой ситуации по сравнению с СТ-процессом, лазерный луч выступает не в качестве источника света, а источника тепла. Он спекает частицы тонкого слоя порошка и осуществляет формирование твердой массы на основании геометрии детали [14].

5. Электронно–лучевое плавление (Elektron Beam Melting–EBM). Метод аддитивного производства металлических изделий. Такая технология чаще всего классифицируется в качестве метода оперативного производства. Необходимо отметить схожесть электронно-лучевой плавки с выборочной лазерной плавкой, и главным образом, отличается в применении электронных излучателей (т.е. электронных пушек) вместо лазеров как источников энергии для плавки. При такой технологии применяются электронные пучки высокой мощности с целью сплавки металлического порошка в вакуумной камере с образованием последовательных слоев, которые осуществляют повторение контуров цифровой модели. По сравнению с технологий спекания, посредством электронно-лучевой плавки является возможным создание деталей высокой прочности и плотности [15].

6. Послойное наложение расплавленной полимерной нити (Fused Deposition Modeling–FDM). Метод предусматривает протягивание обжимными роликами через экструдер диаметром менее 0,178 мм нити из стирол- бутадиен-акрилонитрила (СБА), поликарбоната, воска или эластомера. Нить при этом нагревается, переходит в полужидкое состояние и наносится на матрицу формируемого трехмерного объекта в ходе построчного сканирования экструдером. Компоновочное вещество, осаждаясь на матрице объекта, быстро затвердевает при температуре окружающей среды. Процессор FDM–системы управляет перемещением головки экструдера по трем осям и регулирует температуру нагрева подаваемого материала [16].

7. Распыление термопластов (Ballistic Particle Manufacturing–BPM). Выращивание объекта с помощью нанесения микрокапель (струйного нанесения) расплавленного материала на поверхность построения из сопел движущейся печатной головки. Поступление материала построения к печатной головке происходит в расплавленном виде. По окончанию печати одного слоя осуществляется опускание платформы и производится печать очередного слоя [17].

1.1.1 Электронно-лучевое плавление (ЭЛП)

Электронно-лучевое плавление (Electron Beam Melting–EBM, Arcam A2) – способ аддитивного производства металлических изделий. В качестве источников энергии для плавки в этой технологии используются электронные излучатели, так называемые электронные пушки [18]. Части создаются посредством послойного процесса, путем направленной кристаллизации металлического порошка. Наличие высокоэнергетических электронных пучков обеспечивает полное плавление частиц порошка. Кроме того, детали изготавливаются в вакуумной камере во время процесса электронно-лучевого плавления, что обеспечивает отсутствие примесей в титановых частях, не подверженных воздействию кислорода и других химических веществ, доступных в атмосфере.

Технология электронно-лучевого плавления открыла новую возможность изготовления имплантатов. Электронные пучки, по сравнению с лазерами, имеют большую плотность энергии, что приводит к сокращению времени изготовления и как следствие, к снижению производственных затрат. Высокая энергия полностью расплавляет металлический порошок, что приводит к образованию плотных деталей с лучшим контролем пористых и механических свойств [18,19]. Успешное использование этой технологии для изготовления имплантата приведет к индивидуальным особенностям для более быстрой реабилитации, увеличенной долговечности и лучшей функциональности.

Некоторые существенные факторы для рассмотрения при разработке стратегии дизайна пористых имплантатов включают размеры пор и форму для врастания здоровой ткани, механические свойства, а так же вес технологичность и экономическая жизнеспособность конечного имплантата.

Схематическая иллюстрация процесса ЭЛП, включая все важные компоненты (рис.1). Основное различие между процессом ЭЛП и лазерного спекания является использование электронного луча вместо лазера для расплавления порошка [20].

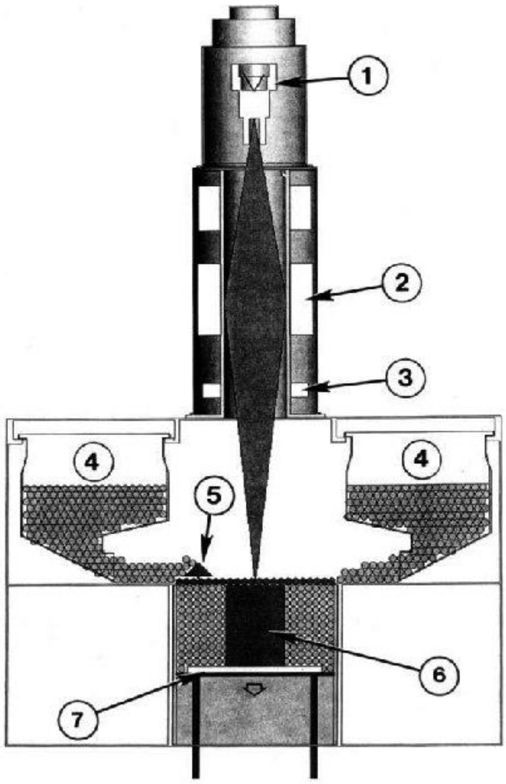


Рисунок 1 – Схема процесса ЭЛП

1) электронный луч; 2) астигматизм линзы; 3) фокусирующая линза;

4) баки для порошков; 5) наклон; 6) бак для построения;

7) платформа для построения.

Электронный луч генерируется в электронной пушке (1). Вольфрамовая нить помещена в анод. На нить подается ток и нагревается до 2200-2700 K. Электроны коллимируются и между нитью (катодом) и анодом ускоряются электрическое поле, которое генерируется до 60 кэВ и электронный луч подается вниз, так называемый дрейфовая труба.

В дрейфовой трубе расположены магнитные линзы. Первый объектив предназначен для коррекции астигматизма (2) и генерации кругового электронного луча распределения гауссовой энергий. Второй объектив - фокусирующая линза (3), которая фокусирует луч в небольшое пятно 0,1 мм. Наконец, отклоняющая линза, сканирует электронный луч по всей площади застройки [21].

В сборной камере происходит процесс построения. Внутри сборки размещены две воронки, для порошков (16). Воронки держат исходный материал из порошка, который используется в процессе.

Ниже воронок находится сборочный стол – это область, где порошок распределяется наклоном (5). Порошок освобождают из воронок и насыпают на сборочный стол. В середине стола расположена платформа (6). Внутри бака, платформа (7) движется вниз по оси Z по мере продвижения сборки. Фактическая область сборки, где луч расплавляет порошок, находится сверху сборного бака на той высоте, где сборочный стол. Все части строительного бака на рис. 2.

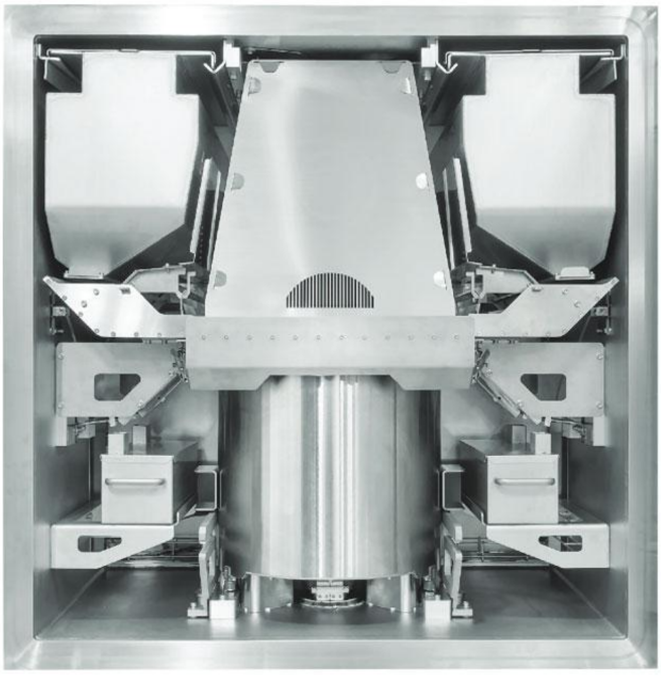


Рисунок 2 – Камера сборки ЭЛП

Во время процесса вся система сборки ЭЛП, сборка бака и колонка с электронным лучом находится под вакуумом. Вакуум необходим, так как электроны взаимодействуют с газообразными атомами. Однако, использование вакуума хорошо при процессе, поскольку вакуум будет препятствовать реакциям между реакционно-способными металлами, как титан с атмосферными газами. Также вакуум работает как изолятор, помогающий поддерживать температуру процесса при повышенной температуре [21].

Процесс ЭЛП выполняется при повышенной температуре и это поможет предотвратить остаточное напряжение нарастающей детали. Благодаря высокой мощности (до 3 кВт) и быстрого движения электронного луча, происходит быстрое сканирование в расфокусированном режиме на поверхности порошка.

1.1.2 Описание процесса ЭЛП

Построение в процессе ЭЛП начинается с откачки до давления 10^{-5} мбар в вакуумной камере. Поскольку создается вакуум, направляемая пластина из нержавеющей стали нагревается с использованием электронного луча. По направляемой пластине луч сканируется в расфокусированном режиме. Когда температура достигает 600-750°С, сборочный стол опускается расстоянием от 100 до 50 мкм, в зависимости от настройки оператора. Наклон распределяет слой порошка на столе построения. Установленный слой порошка нагревают до 80% от температуры [22] плавления и слегка спекают с использованием расфокусированного пучка на скоростях между 14700 и 25000 мм/с током от 10 до 40 мА.

После того, как слой был расплавлен, процесс начинается заново, чтобы создать новый слой, сборочный стол опускается. Этот процесс повторяется несколько раз, чтобы добавить необходимое количество слоев для завершения. Скорость построения конструкции приблизительно 3-6 мм в час [23].

Когда завершение подходит к концу, камера сборки охлаждается от рабочей температуры до 100°С, при 400 мбар с последующим охлаждением на воздухе [23]. Остатки порошка будут удалены с помощью так называемой системы извлечения порошка. Все использованные порошки из той части будут повторно изготавливаться в процессе, что ведет экономию материалов.

Преимущества технологии электронно-лучевого плавления:

– вдвое уменьшенный вес по сравнению с деталью, изготовленной традиционными методами;

– вакуум;

– детали, полученные по данной технологии, обладают лучшей микроструктурой, чем такие же, изготовленные методом литья;

– высокая производительность оборудования электронно-лучевой плавки составляет 55-80 см3/час, в сравнении с 2-20 см3/час у схожих по размерам лазерных СТ-машин;

– Точность изготовления деталей составляет ±0,2 мм на длине 100 мм;

– 3D-печать происходит при температуре в рабочей камере 700-1000°С. Это позволяет не остывать одной части детали в то время, как другая разогрета. Процесс охлаждения происходит равномерно по всей поверхности после окончания печати. Благодаря этому отсутствует эффект усадки и внутренних напряжений изделия, что влияет на ее прочность;

– Возможность производства сразу несколько изделий [24-29].

Недостатки:

– в данный момент электронно-лучевая плавка ограничена точностью 0,2 мм, из-за размера электронного пучка, который составляет 0,2-1,0 мм. Это приводит к небольшой шероховатости готовых изделий [28].

1.1.3 Характеристики установки Arcam A2

Данные снимались с использованием следующих моделей:
мощность электронного пучка 50 – 3500 Вт (с плавной регулировкой);
диаметр электронного луча 0.2 мм – 1.0 мм (с плавной регулировкой);
скорость сканирования 800 м/с;
Скорость построения 55/80 см^3/ч (Ti_6Al_4V);
количество электронных лучей 1 – 100;
энергопотребление 3х400 В, 32 А, 7 кВт;
размер и вес 1850х900х2200 мм, 1420 кг;
связь с САП – программой на ПК;
формат САП – файла: стереолитография (STL);
сетевое подключение: Ethernet;
настройки для максимально качественной поверхности/ настройки на максимальную скорость построения [29].

1.2 Общие сведения

1.2.1 Титан и титановые сплавы

Титан (Ti) – химический элемент с порядковым номером 22, атомный вес 47,88, легкий серебристо-белый металл. Плотность 4,51 г/см3, tпл.=1668+(-)5°С, tкип.=3260°С. В медицине титановые сплавы широко используются в качестве материалов для имплантатов из-за их высокой прочности, коррозионной стойкости и биосовместимости [30]. Плотные титановые имплантаты примерно в два раза тяжелее натурального плотного кортикального эквивалента костей. Что еще более важно, что модуль упругости титанового сплава составляет около 114 ГПа, тогда как для губчатого и кортикального слоев – от 0,5 ГПа до 20 ГПа максимум. Сокращение напряжений, перенесенной смежной кости из-за высокого модуля титана, вызывает резорбцию кости, приводящую к септическому ослаблению имплантата. Этот эффект, вызванный относительной разницей в жесткости, называется экранирование напряжения [31,32], которая влияет на долговечность имплантата. Поэтому крайне важно создавать более легкие имплантаты с весами ближе к той из замененной кости. Кроме того, эффективная жесткость имплантата должна быть сопоставима с той здоровой окружающей костной ткани, чтобы уменьшить эффекты экранирования напряжения, уступив место для увеличения долговечности имплантатов. Структура имплантата должна быть сделана пористой, чтобы уменьшить вес и эффективную жесткость титановых имплантатов. Это требует исследования передовых технологий производства, так как обычные производственные процессы не обеспечивают желаемую пористость в структуре. Передовые производственные процессы, основанные на многослойных принципах, обеспечивают альтернативу изготовления специальных пористых имплантатов для пациентов [33].

В качестве весомых преимуществ титановых сплавов по сравнению с иными конструкционными материалами выступают высокая удельная прочность и высокая жаропрочность в комплексе с высокой коррозионной стойкостью. Помимо этого, титан и его сплавы отлично свариваются, являются парамагнитными, а также имеют иные свойства, которые играют весомую роль во многих отраслях техники. В титановый сплав входит алюминий, который благоприятно влияет на жаропрочность и прочность продукции, а также ванадий, способный повысить прочность металла и сделать его более пластичным [34]. Следовательно, свойства титановых сплавов решающее влияние оказывают фазовые превращения, связанные с полиморфизмом титана. Известно, что некоторые химические элементы могут существовать в виде двух или более простых веществ, отличающихся по строениям и свойству. Обычно вещество переходит из одной аллотропной модификации в другую при постоянной температуре. Титан имеет две такие модификации. Альфа-модификация титана существует при температуре до 882,5 °С. Высокотемпературная бета-модификация может быть устойчивой от 882,5 °С до температуры плавления. Легирующие добавки по-разному ведут себя в различных аллотропных модификациях титана. Изменяют они и температуру, при которой происходит α/β-переход [35]. Так, увеличение концентрации алюминия, кислорода и азота в сплаве титана повышает это температурное значение. Область существования α-модификации расширяется. Эти элементы называют α-стабилизаторами. Элементы, которые приводят к повышению температуры известны как α-стабилизаторы, к ним относят непереходные металлы и элементы внедрения: алюминий (Al), олово (Sn), кислород (O), азот (N) и углерод (C). Легирующие элементы, которые приводят к понижению температуры фазового превращения, называются β-стабилизаторами, к ним относят переходные и благородные металлы: молибден (Mo), ванадий (V), ниобий (Nb), тантал (Ta), железо (Fe), вольфрам (W), 18 хром (Cr), кремний (Si), никель (Ni), кобальт (Co), марганец (Mn), цирконий (Zr) и гафний (Hf) [36]. Таким образом, титановые сплавы могут быть классифицированы как α, псевдо-α, (α+β) и β. На рис. 4 представлены схемы диаграмм состояния «титан-легирующий элемент», отражающие подразделение легирующих элементов по характеру влияния на полиморфные превращения титана.

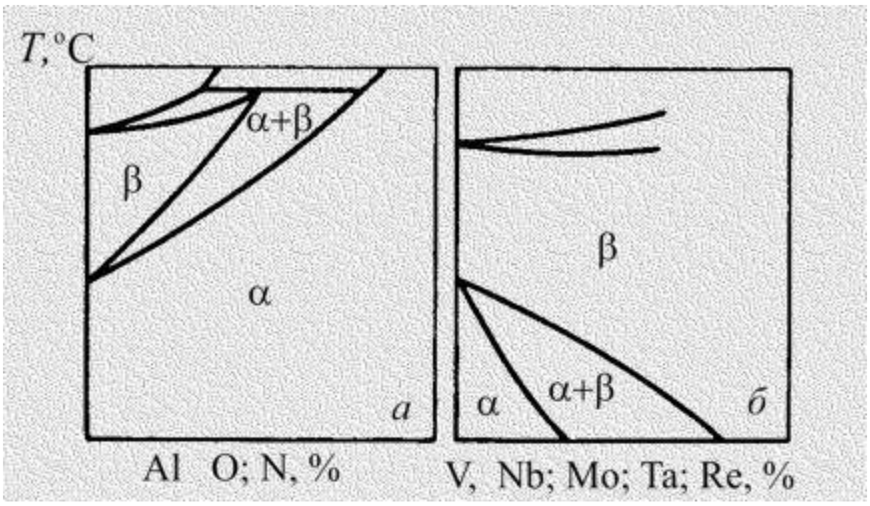


Рисунок 4 – Диаграммы состояний систем «Ti-легирующий элемент»:

а) Ti-α–стабилизаторы;

б) Ti–изоморфные, β–стабилизаторы;

α–Стабилизаторы (Al, O, N), которые повышают температуру полиморфного превращения a↔b и расширяют область твердых растворов на основе α–

титана (рис., 4а). Учитывая охрупчивающее действие азота и кислорода, практическое значение для легирования титана имеет только алюминий. Он является основным легирующим элементом во всех промышленных титановых сплавах, уменьшает их плотность и склонность к водородной хрупкости, а также повышает прочность и модуль упругости. Сплавы с устойчивой α– структурой термической обработкой не упрочняются [37,38].

Изоморфные β -стабилизаторы (Mo, V, Ni, Ta и др.), которые понижают температуру a$\leftrightarrow$b -превращения и расширяют область твердых растворов на основе β–титана (рис., 4б).

Таблица 1.1 – Химический состав в % материала ВТ6

Fe	C	Si	V	N	Ti	Al	Zr	O	H	Примесей
до 0.6	до 0.1	до 0.1	3.5 - 5.3	до 0.05	86.45 - 90.9	5.3 - 6.8	до 0.3	до 0.2	до 0.015	прочих 0.3

Примечание: Ti – основа; процентное содержание Ti дано приблизительно.

Таблица 1.2 – Физические свойства титана ВТ6

T	E 10^{-5}	a 10^{6}	l	r	C	R 10^{9}
Град	МПа	1/Град	Вт/(м·град)	кг/м^3	Дж/(кг·град)	Ом·м
20	1.15		8.37	4450		1600
100		8.4	9.21			1820
200		8.7	10.88		0.586	2020
300		9	11.7		0.67	2120
400		10	12.56		0.712	2140
500			13.82		0.795	
600			15.49		0.879	
T	E 10^{-5}	a 10^{6}	l	r	C	R 10^{9}

Таблица 1.3 – Механические свойства титана ВТ6

Сортамент	Размер	Напр.	s_B	s_T	d_5	y	KCU	Термообр.
-	мм	-	МПа	МПа	%	%	кДж / м^2	-
Лист отожжен., ГОСТ 22178-76			885		8			
Пруток, повышенн. качество, ГОСТ 26492-85			835-1050		6-10	20-30	300-400	Отжиг
Пруток, ГОСТ 26492-85			1080		4	12	200	Закалка и старение
Пруток, ГОСТ 26492-85			835-885		6-8	15-20	250	Отжиг
Пруток, повышенн. качество, ГОСТ 26492-85			1080		6	20	250-300	Закалка и старение
Штамповка			950-1100		10-13	35-60	400-800	Отжиг
Плита отожжен., ГОСТ 23755-79	11 - 100		835-1080		6	12-16	300	

Вся продукция из титана является качественной и долговечной. Организм человека хорошо переносит конструкции из титанового сплава. Уже много лет такие сплавы применяются в медицине. Они устойчивы к коррозии в агрессивных средах человеческого тела. На их поверхности образуется оксидная плёнка, которая препятствует выходу ионов имплантата в организм. Ткани вокруг имплантатов не изменяются. Титановые сплавы очень прочные, способны выдерживать большую нагрузку [39-41]. Они прочнее, чем хром, никель, нержавеющие стали. Любая возведенная конструкция из титана ВТ6 считается самой надежной и причиной этому служит слабый вес, прочность, пластичность и долговечность данного сплава. Все характеристики металла имеют только положительную сторону и полное отсутствие недостатков. В организме титановый сплав стоек. Поэтому ткани, прилегающие к нему, не воспаляются. Кроме того, изготавливаются титановые имплантаты быстро. И стоимость их значительно ниже стоимости имплантатов из других сплавов.

1.3 Метод проведения механических испытаний

Механические свойства конструкций характеризуют как сопротивление материала воздействующей нагрузке. В процессе разрушения материала выявляется поведение на деформацию.

Материалы могут подвергаться самым различным по характеру нагрузкам (рис. 5): испытывать на растяжение, изгиб, кручение, сжатие, и т.д. либо подвергать несколько видов нагрузок, как растяжение и изгиб одновременно.

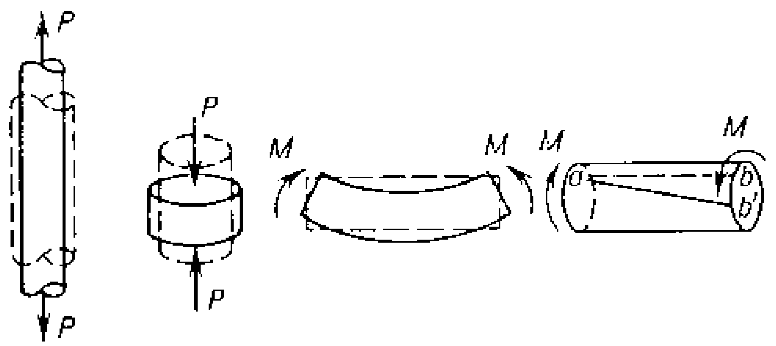


Рисунок 5 – Схемы деформации при разных способах нагружения:

а–растяжение, б–сжатие, в–изгиб, г–кручение (пунктиром показана начальная форма образцов)

Испытание на растяжение распространены для металлов [42]. Хрупкие конструкционные материалы как, керамика, металлокерамика часто испытывают на сжатие и статический изгиб

Диаграмма деформации. Соотношение между нагрузки и деформации показано на рис. 6.

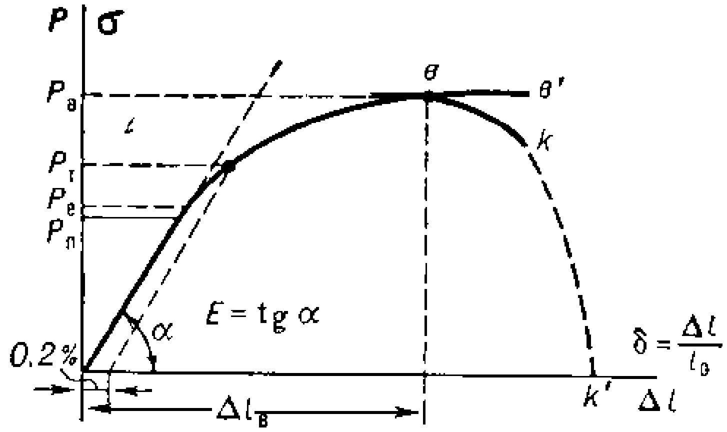


Рисунок 6 –Типичная диаграмма деформации при растяжении конструкционных металлов

В начале деформация образца пропорциональна возрастающей нагрузке P, затем пропорциональность нарушается в точке n. С целью повышения деформации следует последующее увеличение нагрузки P, когда $\Delta l > \Delta l_в$ деформация возрастает, соответственно нагрузка постепенно уменьшается.

$$\sigma = \frac{P}{F_0}, \qquad (1)$$

по оси абсцисс – относительное удлинение”:

$$\delta = \frac{\Delta l}{l_0} \qquad (2)$$

F_0 и l_0 соответственно начальная площадь поперечного сечения и расчётная длина образца.

Сопротивление использованных материалов измеряется усилиями, определяющее нагрузку на единицу площади поперечного сечения образца [43]:

$$\sigma = \frac{P}{F_0}. \qquad (3)$$

Пределом пропорциональности называется, когда напряжение нарушается пропорциональной нагрузке при увеличении деформации:

$$\sigma_n = \frac{P_n}{F_0}, \qquad (4)$$

При нагрузке $P < P_n$, образец менее деформируется. Незначительное превышение нагрузки относительно P_n способен не менять характер деформации, сохранив упругий характер. Предел упругости материала определяет прочность образца на максимальную нагрузку без остаточной пластической деформации:

$$\sigma_e = \frac{P_e}{F_0}. \qquad (5)$$

Упругие свойства. Напряжение и деформация объединены коэффициентом пропорциональности. При растяжении $\sigma = E\delta$, где E – модуль упругости, равный тангенсу угла, наклона прямолинейного участка кривой к оси деформации $\sigma=\sigma(\delta)$. При испытании одноосной цилиндрического или плоского образца на растяжение будет $\sigma_1>0$; $(\sigma_2 = \sigma_3 = 0)$, а напряженному подходит трехосное деформированное состояние: $\delta_1>0$; $\delta_2 = \delta_3 < 0$. Соотношение между поперечной и продольной деформацией называется коэффициентом Пуассона:

$$\mu = \frac{\delta_2}{\delta_1} \qquad (6)$$

В конструкционных материалах предел упругости колеблется в следующих пределах от 0,27–0,3 для сталей и до 0,3–0,33 для алюминиевых сплавов.

Коэффициент Пуассона считается одной из ключевых расчетных характеристик. Зная μ и E, можно путем расчета выявить модуль сдвига:

$$G = \frac{E}{2(1+\mu)}, \tag{7}$$

и модуль упругости:

$$K = \frac{E}{3(1-2\mu)}. \tag{8}$$

Сопротивление пластической деформации. При нагрузках $P > P_в$, упругая деформация увеличивается. Пределом текучести называется напряжение, которое при относительной деформации (растяжение–удлинение) достигает заданной величины (по ГОСТ 0.2%) [36]:

$$\sigma_{0,2} = \frac{P_T}{F_0}. \tag{9}$$

График растяжения конструкционных материалов способен иметь максимум либо прерываться при достижении наибольшей нагрузки $P_в$.

$$\frac{P_в}{F_0} = \sigma_в \tag{10}$$

Данное (10) соотношение характеризует временное сопротивление (предел прочности) материала. При наличии максимума в области нагрузок, образец деформируется по всей длине l_0 равномерно, и постепенно уменьшаясь в диаметре, при этом сохраняя начальную призматическую или цилиндрическую форму [44]. Пластическая деформация ведет к уменьшению сечения образца и для дальнейшей деформации прикладывают возрастающую нагрузку $\sigma_в$, $\sigma_{0,2}$, σ_n и σ_e, характеризует пластическую деформацию в сопротивлении металлов. В диаграмме (рис.6) показана форма растягиваемого образца: 1. наступает период деформации. 2. Уменьшение сечения превышает, что обусловливает уменьшение внешней нагрузки в области $P_в$ - P_k .

Большинство материалов почти одинаково показывают сопротивление деформации в области при сжатии и растяжении. Некоторые металлы и сплавы имеют различия по этой характеристике. Сопротивление пластической деформации оценивают испытанием на твердость, посредством вдавливания твердого наконечника в форме шарика. Проверка на твердость не требует разрушения цельной детали и поэтому является универсальным методом контроля механических свойств. Согласно Бриннелю, твердость при вдавливании диаметр d шарика под нагрузкой P определяет среднее сжимающее напряжение, относительно вычисляемое на единицу поверхности шаровидного отпечатка диаметром d:

$$HB = \frac{2P}{\pi D(D - \sqrt{D^2 - d^2})}. \tag{11}$$

Характеристики пластичности. Растяжение конструкционных материалов оценивается удлинением:

$$\delta = \frac{l_к - l_0}{l_0} \cdot 100\%, \tag{12}$$

сужением

$$\psi = \frac{F_0 - F_к}{F_0} \cdot 100\%, \tag{13}$$

при сжатии – укорочением

$$\Delta = \frac{h_0 - h_к}{h_0} \cdot 100\% \tag{14}$$

(где h_0 и h_k – начальная и конечная высота образца), при кручении в рабочей части образца предельным углом Θ закручивания является относительным сдвигом $\gamma = \Theta r$ (где r-радиус образца). Сопротивление разрушению металла S_k, показывает конечная ордината диаграммы:

$$S_к = \frac{P_к}{F_к} \tag{15}$$

(F_k – фактическая площадь в месте разрыва).

Характеристики разрушения. Разрушение образца происходит не сразу (в точке k), а развивается по истечению времени. Весь процесс нагрузки завершается, медленно и постепенно уменьшаясь до нуля. На диаграмме (рис.6) точка k определяется инерционностью измерительной системы и жесткостью испытательной машины. Поэтому величина S_k считается условной.

Многочисленные металлы (высокопрочные стали, мягкие алюминиевые сплавы, жаропрочные хромоникелевые сплавы и др.) разрушаются при растяжении уже после существенной деформации. Зачастую, к направлению растягивающего усилия находится поверхность разрушения под углом 45°. При определенных условиях разрушение бывает по сечениям, например, перпендикулярно растягивающая сила.

Для прочности материалов наряду с механическими свойствами металлов зависят и от формы размеров детали, характера функционирующей нагрузки (динамическая, статическая, по величине периодически изменяющая), приложение внешних сил (растяжение одноосное, двухосное, с наложением изгиба и др.). Зависимость пластичности и прочности металлов характеризуется чувствительностью к надрезу, оцениваемой по отношению пределов прочности образцов:

$$\frac{\sigma_в^N}{\sigma_в} \qquad (16)$$

Надрез у цилиндрических образцов в виде круговой выточки, а у полос боковой вырез либо центральное отверстие. Чем надрез острее, тем больше часть прямого излома в разрушенном сечении и меньше локальной пластической деформации. Прямой излом получают при комнатной температуре в лабораторных условиях, если образцы подвергать изгибу или растяжению (чем толще, тем пластичнее материал), снабдив данные образцы специальной узкой прорезью с искусственно образованной трещиной (рис.7) [45].

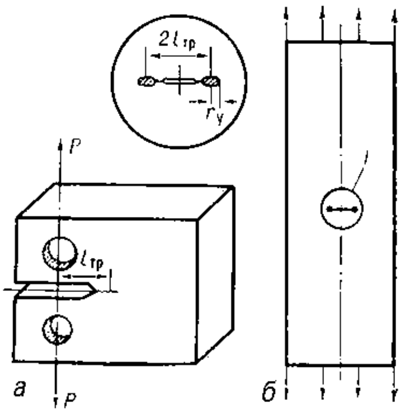


Рисунок 7 – Образец со специально созданной в вершине надреза трещиной для определения K_{1C}. Испытания на
внецентренное (7а) и осевое (7б) растяжение.

При растяжении плоского и широкого образца пластическая деформация ограничивается величиной $2r_y$ (на рис.7,б заштрихована), напрямую примыкающей к кончику трещины. Непосредственный излом характерен с целью рабочих разрушений компонентов конструкций.

Обширное распространение приобрели предложенные американским научным работником Дж. Р. Ирвином в качестве условий хрупкого разрушения, как критический показатель интенсивности напряжений при плоской деформации K_{1C} и вязкости разрушения:

$$G_{1c} = \frac{K_{1c}^2}{E}. \tag{17}$$

Рассматривается процесс разрушения и характеристики $K_{1C}(G_{1C})$ принадлежат к тому критическому времени, когда нарушается стойкое формирование трещин, что становится неустойчивой и расширяется самостоятельно.

Размер трещин $2l_{тр}$ и толщины образцов t выявляют из следующих требований:

$$l_{тр} \geq 2{,}5\left(\frac{K_{1c}}{\sigma_{0,2}}\right)^2 \leq t. \tag{18}$$

Коэффициент интенсивности напряжений K учитывает не только значение нагрузки, но и длину движущейся трещины:

$$K = \sigma\sqrt{\pi l_{тр}} \cdot \lambda \tag{19}$$

λ учитывает геометрию трещин и образца, измеряется в кгс/мм$^{3/2}$ или Мн/м$^{3/2}$. K_{1C} и G_{1C} показывает о склонности конструкционных материалов к хрупкому разрушению в условиях эксплуатации.

Широкое распространение испытаний образцов получили трещину у основании. Работа разрушения $a_{ту}$ находится в удовлетворительном состоянии с характеристикой разрушения K_{1C}:

$$\left(\frac{K_{1c}}{\sigma_{0,2}}\right) \tag{20}$$

Временная зависимость прочности. Сопротивление пластической деформации и разрушение понижаются, с увеличением времени действия нагрузки. Явление ползучести выявляется при высоких температурах, т.е. повышение пластической деформации с течением времени при постоянном напряжении (рис.8,а).

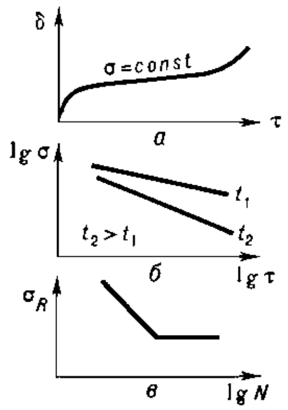


Рисунок 8 – Изменение механических свойств конструкционных материалов в истечении времени (или числа циклов)

Условный предел оценивает сопротивление ползучести металлов, чаще всего напряжением. Пластическая деформация за 100 ч доходит 0.2 %, обозначение–$\sigma_{0,2/100}$. Чем выше температура t, тем сильнее явление ползучести и больше снижается сопротивление разрушению металла во времени (рис.8,б). Последнее качество определяет предел продолжительной прочности, что при данной температуре порождает разрушение материала за установленное время (например, σ^t_{100}, σ^t_{1000} и т. д.). У полимерных материалов температурно–временная зависимость прочности и деформации выражена сильнее, чем у металлов. При нагреве пластмасс наблюдается высокоэластичная обратимая деформация, связанная с переходом материала в вязкотекучее состояние. С ползучестью связано и др. важное механическое свойство материалов – склонность к ослаблению напряжений, т.е. к постепенному падению напряжения в условиях, когда общая (упругая и пластическая) деформация сохраняет постоянную заданную величину. Релаксация напряжений определена увеличением доли пластической составляющей общей деформации и уменьшением ее упругой части.

Если на металл действует нагрузка, периодически меняющаяся по какому – либо закону (например, синусоидальному), то с увеличением числа N нагрузки его прочность уменьшается (рис.8,в). Для конструкционной стали такое снижение прочности наблюдается до N = (2–5) . 10^6 циклов. Предел усталости конструкционной стали подразумевается под амплитуду напряжения:

$$\frac{\sigma_{\max} - \sigma_{\min}}{2}, \tag{21}$$

Сталь при повторно–переменной нагрузке не разрушается. При $|\sigma_{min}| = |\sigma_{max}|$, предел усталости обозначают символом σ_{-1}. Кривые усталости алюминиевых, титановых и магниевых сплавов обычно не имеют горизонтального участка, поэтому сопротивление усталости этих сплавов характеризуют ограниченными пределами. Сопротивление усталости зависит также от частоты приложения нагрузки, в условиях низкой частоты. Высокие значения повторной нагрузки (медленная или малоцикловая) не связано с пределами усталости. В отличие от статической нагрузки при повторно–переменных нагрузках всегда проявляется чувствительность к надрезу (при наличии надреза, предел усталости ниже гладкого образца). Чувствительность к надрезу при усталости выражают отношением [46]:

$$K_\sigma = \frac{\sigma R}{\sigma_R^H} \quad (R = \frac{\sigma_{\min}}{\sigma_{\max}} \tag{22}$$

В процессе релаксации можно выделить период, предшествующий образованию усталостного разрушения. Чем медленнее развивается трещина, тем надежнее работает материал. Скорость развития трещины усталости dl/dN связывают с коэффициентом интенсивности напряжений степенной функцией:

$$\frac{dl}{dN} = cK^n. \tag{23}$$

Сопротивление термической усталости различают по-разному. Когда в материале напряжения обусловлены из-за формы детали или условий ее закрепления, возникающие при циклическом изменении температуры. Также зависит и от многих свойств материала – коэффициентов линейного расширения и температуропроводности, модуля упругости, предела упругости и др.

Исследование механических характеристик

Одним из классических методов аттестации материалов является изучение его механических свойств при различных видах нагружения. Современные установки позволяют проводить механические испытания различных материалов на растяжение, сжатие, кручение и изгиб. Они часто снабжены различного рода контактными и бесконтактными экстензометрами для точного измерения деформации, оснащены климатическими камерами, позволяющими проводить испытания в широком интервале температур. Управление такими установками, как правило, производится с помощью программного обеспечения, которое позволяет делать нужные экспериментатору вычисления и обработку данных, выводить данные эксперимента в удобных для пользователя координатах и создавать электронный вариант отчета. Механические испытания можно классифицировать по характеру приложения нагрузок во времени: статические, динамические, усталостные или повторно-переменные. Статические испытания осуществляются путем плавного возрастающего нагружения стандартного образца вплоть до его разрушения. При этом в любой момент можно определить значения усилия (напряжения), приложенного к образцу, и измерить деформацию [47].

Для статических испытаний различают испытания на растяжение, сжатие, изгиб, кручение, сдвиг, ползучесть. Испытания на статическое растяжение и сжатие являются основными и наиболее распространенными методами контроля механических свойств металлов. В процессе этих испытаний определяют следующие механические характеристики металлов: предел пропорциональности, предел упругости, предел текучести, временное сопротивление или предел прочности, истинное сопротивление разрыву, относительное удлинение после разрыва, относительное сужение после разрыва. В общем случае в упругой области деформации напряжение возрастает линейно с деформацией и описывается законом Гука. При напряжениях, превышающих предел текучести, зависимость между деформацией и напряжением нелинейна. Когда способность к деформированию образца исчерпана, наступает разрушение при нагрузке. Испытания на растяжение позволяют также оценить пластические свойства материала (удлинение). Аналогичные характеристики получают при испытании на сжатие и изгиб.

Получаемые в ходе статических испытаний значения механических характеристик являются условными, они используются для относительной оценки между собой механических характеристик различных материалов. Прочность гладкого образца чаще всего не совпадает с прочностью сложного изделия, причем это отличие тем больше, чем сложнее форма изделия. Для того чтобы приблизить результаты испытаний к реальным условиям эксплуатации материала в конструкции, довольно широко применяются испытания на растяжение образцов с концентраторами напряжений.

Для испытания на растяжение применяют пропорциональные, цилиндрические или плоские образцы диаметром или толщиной в рабочей части 3,0 мм, с начальной расчетной длиной $l=5{,}65\sqrt{F}$ или $l=11{,}3\sqrt{F}$. Применение коротких образцов предпочтительнее. Литые и из хрупких материалов образцы, допускаются изготовлять с начальной расчетной длиной $l=2{,}82\sqrt{F}$. При наличии указаний в нормативно-технической документации (НТД) на металлопродукцию допускается применять и другие типы образцов (например, непропорциональные). Начальная расчетная длина устанавливается независимо от начальной площади поперечного сечения образца F. Форма и размеры головок и переходных частей цилиндрических и плоских образцов определяются способом крепления образцов в захватах испытательной машины [48]. Способ крепления должен предупреждать проскальзывание образцов в захватах, смятие и деформацию головок, разрушение образца в местах перехода от рабочей части к головкам и в головках. При отсутствии других указаний в НТД на металлопродукцию значение параметров шероховатости обработанных поверхностей образцов должно быть не более 1,25 мкм, для поверхности рабочей части цилиндрического образца не более 20 мкм, для боковых поверхностей в рабочей части плоского образца.

Рабочая длина образцов должна составлять:

– от l +0,5d до l +2d – для цилиндрических образцов,

– от l +1,5$\sqrt{F}$ до l +2,5$\sqrt{F}$ – для плоских образцов.

При разногласиях в оценке качества металла рабочая длина образцов должна составлять: l +2d – для цилиндрических образцов, l +2$\sqrt{F}$ – для плоских образцов.

Для определения начальной площади поперечного сечения F необходимые геометрические размеры образцов измеряют с погрешностью не более ±0,5 %. Измерение размеров образцов до испытания проводят не менее чем в трех местах – в средней части и на границах рабочей длины. За начальную площадь поперечного сечения образца в его рабочей части F принимают наименьшее из полученных значений на основании произведенных измерений с округлением.

Величину начальной расчетной длины округляют в большую сторону. Для образцов с l =5,65$\sqrt{F0}$ – до ближайшего числа, кратного 5, если различие между вычисленным и установленным значениями не превышает 10%; для образцов с l =11,3$\sqrt{F}$ – до ближайшего числа, кратного 10. Начальную расчетную длину с погрешностью до 1 % ограничивают на рабочей длине образца кернами, рисками или иными метками и измеряют штангенциркулем или другими измерительными средствами с погрешностью измерения до 0,1 мм. Для пересчета относительного удлинения после разрыва с отнесением места разрыва к середине и для определения относительного равномерного удлинения по всей рабочей длине образца рекомендуется наносить метки через каждые 5 или 10 мм.

Испытания на сжатие проводят на образцах четырех типов (по ГОСТ 25.503–97). Для испытания на изгиб (по ГОСТ 14019-2003) применяют образцы круглого, квадратного, прямоугольного или многоугольного сечения. Любые участки материала, подвергавшиеся резке ножницами, пламенной резке или аналогичным операциям во время отбора проб, должны быть удалены. Если такие участки не удалены, допускается проводить испытания образцов на изгиб при условии, что результаты испытаний будут соответствовать нормативным документам на металлопродукцию. Кромки образцов прямоугольного сечения должны быть закруглены радиусом не более 0,1 толщины образца. Закругление должно выполняться таким образом, чтобы оно не влекло за собой образование поперечных заусенцев, царапин или вмятин, которые могут отрицательно влиять на результаты испытания.

Если в нормативных документах на металлопродукцию не оговорено, то ширина образца должна быть следующей:

– при ширине изделия не более 20 мм ширина образца равна ширине изделия;

– при ширине изделия более 20 мм ширина образца составляет (20 ± 5) мм для изделий толщиной менее 3 мм и от 20 до 50 мм – для изделий толщиной 3 мм и более.

Толщина образцов, отбираемых от листов, полос и фасонных профилей, должна быть равна толщине испытуемого изделия. Если толщина изделия более 25 мм, она может быть уменьшена путем механической обработки одной стороны для получения толщины не менее 25 мм. При изгибе необработанная поверхность должна быть на растягиваемой стороне образца [49].

Образцы круглого, квадратного, прямоугольного или многоугольного сечения испытывают на изгиб с поперечным сечением, равным поперечному сечению изделия, при условии, если диаметр образца при круглом поперечном сечении или диаметр вписанной окружности (для многоугольного сечения) не превышает 50 мм. Если диаметр образца или диаметр вписанной окружности более 30 мм, но не более 50 мм включительно, то образец может быть уменьшен до диаметра не менее 25 мм. Если диаметр образца или диаметр вписанной окружности превышает 50 мм, то образец должен быть уменьшен до диаметра не менее 25 мм. При изгибе необработанная поверхность должна быть на растягиваемой стороне образца.

Классификация машин для деформирования материалов. Машины по виду деформации, сообщаемой образцу в процессе испытания, подразделяют на:

– разрывные (растяжение);
– прессы (сжатие);
– универсальные (растяжение, сжатие, изгиб).

По способу силовозбуждения (виду привода) машины подразделяют на:

– электромеханические;
– электрогидравлические.

2. Оборудование и методы исследования

2.1 Оптическая микроскопия

Микроскоп (от микро. и греч. skopeo – смотрю), оптический прибор для получения сильно увеличенных изображений объектов (или деталей их структуры), невидимых невооружённым глазом. Человеческий глаз представляет собой естественную оптическую систему, характеризующуюся определённым разрешением, т. е. наименьшим расстоянием между элементами наблюдаемого объекта (воспринимаемыми как точки или линии), при котором они ещё могут быть отличены один от другого. Для нормального глаза при удалении от объекта на расстояние наилучшего видения (D=250мм), минимальное разрешение составляет примерно 0,08 *мм* (у многих людей – около 0,20 мм).

Размеры микроорганизмов, большинства растительных и животных клеток, мелких кристаллов, деталей микроструктуры металлов и сплавов и т. п.

значительно меньше этой величины. Для наблюдения и изучения подобных объектов предназначены микроскопы. различных типов. С помощью микроскопа определяют форму, размеры, строение и многие другие характеристики микрообъектов, также даёт возможность различать структуры с расстоянием между элементами до 0,20 *мкм*.

Современный световой микроскоп – сложный оптический прибор, предназначенный для обнаружения, наблюдения и исследования мельчайших (до 0,2 мкм) объектов и их структур [50].

2.1.1 Типы и виды микроскопов

По областям применения:

– технические;

– биологические;

– хирургические.

По классу сложности:

–учебные;

– рабочие;

– лабораторные;

– исследовательские.

По виду микроскопии:

–проходящего и отраженного света;

– поляризационные;

– люминесцентные (флуоресцентные);

– фазового контраста.

Наиболее сложный флуоресцентный – конфокальный микроскоп.

По направленности светового потока:

– прямые;
– инвертированные.

2.2 Instron 3369 метод исследования механических свойств материалов на разрыв

Универсальная настольная электромеханическая испытательная машина Instron 3369 позволяет проводить механические испытания различных материалов на растяжение и сжатие, оснащенной климатической камерой (300…523 К) и усовершенствованным видеоэкстензометром.

2.2.1 Основные характеристики прибора:

1. Вид испытания: растяжение и сжатие в интервале температур от комнатной до 250°С; трехточечный изгиб при комнатной температуре.
2. Допустимая нагрузка: 50 кН (5000 кгс).
3. Максимальная скорость: 500 мм/мин (отклонение скорости траверсы от установленного значения ±0,2% в стабильном ненагруженном состоянии).
4. Минимальная скорость: 0,005 мм/мин.
5. Погрешность измерения удлинения: в ненагруженном состоянии ±0,05% от наибольшей измеряемой величины.
6. Погрешность измерения нагрузки: ±0,5% от измеряемой величины.
7. Максимальная нагрузка при полной скорости: 25 кН (2500 кгс).
8. Максимальная скорость при полной нагрузке: 250 мм/мин.
9. Разрешающая способность датчика перемещения траверсы (удлинение): 0,0626мм [50].

Прибор оснащен усовершенствованным видеоэкстензометром, который разработан для точного измерения деформации без необходимости контакта с образцом (максимальное поле зрения – 500 мм). Управление установкой производится с помощью программного обеспечения «Instron Bluehill», которое позволяет проводить управление испытаниями, выводить данные эксперимента в удобных для пользователя координатах и создавать электронный вариант отчета.

2.2.2 Требования к объектам исследований:

Цилиндрические образцы (растяжение): диаметром 3,8-8 мм;
Плоские образцы (растяжение): толщина до 6 мм, ширина до 50 мм;
Плоские образцы (изгиб): ширина 1-50 мм, толщина 1-50 мм, длина от 20 до 250 мм;
Образцы произвольной формы (сжатие): сечение не более 150 мм;
Рабочий ход траверсы без климатической камеры (максимальная длина образца после растяжения или исходного образца для сжатия) – 1000 мм;
Рабочий ход траверсы с климатической камерой (максимальная длина образца после растяжения или исходного образца для сжатия) – 250 мм.

Универсальная настольная электромеханическая испытательная машина Instron 3369 относится к двухколонным испытательным машинам настольного типа. Для ее управления используется программное обеспечение, разработанное компанией Instron специально для этой области применения.

Основные элементы электромеханического испытательного комплекса: нагрузочная рама, компьютерная система, включая программное обеспечение, контроллер, динамометрический датчик. Двухколонные нагрузочные рамы состоят из основания, двух колонн, траверсы и верхней пластины. Рама представляет собой жесткую замкнутую конструкцию, позволяющую снижать до минимума ее деформацию под нагрузкой. Каждая колонна состоит из направляющей колонны и ходового винта, на них закреплена траверса [30]. При вращении ходового винта осуществляется подача траверсы вверх и вниз. Направляющая колонна обеспечивает стабильность перемещения. Испытательная машина функционирует по принципу замкнутой системы управления. Для управления используются данные о положении траверсы, силе нагрузки или деформации.

В основании нагрузочной рамы находится система привода. Крутящий момент с вала электродвигателя передается через систему ременных передач на ходовые винты. В двухколонной машине подача траверсы происходит при синхронном вращении ходовых винтов.

На траверсу установлен динамометрический датчик, далее на нем и на основании рамы закрепляются два фиксатора, которые служат для закрепления образцов, штанг и держателей. Динамометрический датчик преобразует нагрузку при испытании в электрический сигнал и подает его в систему управления на компьютер.

Элементы нагрузочной рамы модели серии 3369 представлены на рис.9:

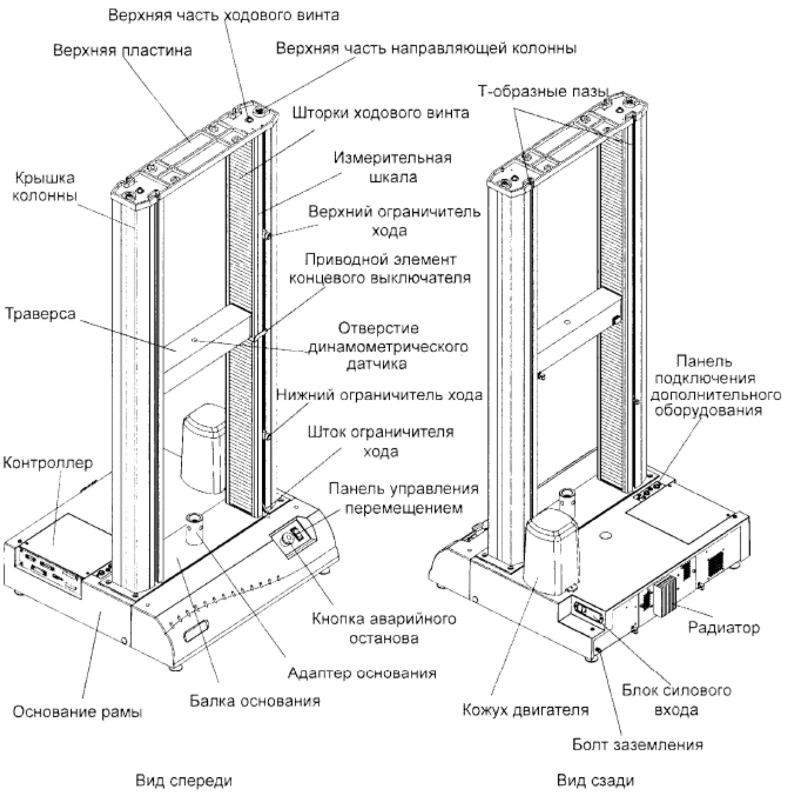


Рисунок 9 – Модель серии Instron 3369

Выбор зажимов зависит от материалов, размеров и прочности испытуемого образца. Однако в первую очередь следует учитывать прочность материала на растяжение и максимальную нагрузку, допустимую для данного вида захватов.

Во время испытания на растяжение испытательный образец прочно зажимается между верхним и нижним зажимом. Верхний зажим крепится к динамометрическому датчику (он в свою очередь крепится к траверсе), а нижний зажим – к неподвижной пластине основания нагрузочной рамы. Зажимы на растяжение, используемые в нашем случае, сильнее зажимают образец с увеличением растягивающей нагрузки.

В случае испытания на сжатие (изгиб) образец помещается на стол (плиту), а нагрузка прикладывается посредством упоров, соединенных с динамометрическим датчиком. В этом случае нужно учитывать диаметр (площадь) плит при сжатии и максимально допустимую нагрузку на захваты и динамометрический датчик.

Перед запуском установки следует изучить ее рабочие функции и органы управления. Перед проведением испытания должны быть соблюдены следующие условия:

1. Испытательный комплекс должным образом установлен и исправен. Произведена его калибровка, установлены ограничителя хода траверс.
2. Параметры испытания установлены в соответствии с требованиями эксперимента.
3. Датчики, захваты и зажимы подобраны в соответствие с условиями испытания.
4. Оператор (стажер) ознакомлен с руководством эксплуатации системы управления и программного обеспечения, имеет представление о порядке действий по подготовке и проведению испытаний и знает порядок действий в случае возникновения нештатных ситуаций.

Остановка испытания может быть произведена с помощью аппаратных средств управления машиной (кнопкой аварийного останова, при достижении концевых выключателей на траверсе) или с использованием программного обеспечения (при достижении заданного предельного значения или предварительно определенного события) [50].

Перед отключением системы следует убедиться, что процесс испытания завершен, закрыты все приложения на компьютере, удален образец из установки.

Для программного управления испытаниями и формирования отчета используется программа Instron Bluehill. Для стандартных методов исследования (растяжение, сжатие, изгиб) в программе разработаны шаблоны испытаний, но существует возможность создания собственных методов исследования (например, для установления основных параметров эксперимента – скорости и схемы нагружения и др.).

3. Экспериментальные результаты исследования

3.1 Исследование прочности материалов на сжатие

Экспериментальные исследования выполнены для скэффолдов на основе титанового сплава Ti6Al4V. Были разработаны в САП с использованием файлов CT, переданные в машину электронно-лучевого плавления для изготовления. Ориентация детали частично определяет количеством времени, требуемым для сборки модели. Размещение размера в направлении z уменьшает количество слоев, тем самым сокращая время сборки, но это снижает прочность детали в перпендикулярном направлении. Ориентация детали также влияет на прочность. Все части были изготовлены ориентировочно под углом 45°, толщина слоя 100 мм поддерживалась для всех деталей. Для работы использовали порошок Ti6Al4V (установка Arcam A2 (Швеция)), с размером частиц порошка 40-80 мкм. После того, как все вышеперечисленные параметры были установлены, начали сканирование. Затем машина фокусирует электронный луч на порошковый слой, чтобы расплавить порошок в соответствии с файлом САП. Когда расплавленный металл охлаждается, слой затвердевает до заданной формы. Процесс продолжается до конечного изготовления образца с помощью электронного пучка. Механические испытания на сжатие проводились с помощью машины Instron 3369.

В ходе эксперимента механическим исследованиям были подвергнуты 5 типов скэффолдов. Размер скэффолдов составило следующее: длина 32 мм, диаметр 15 мм (рис.10).

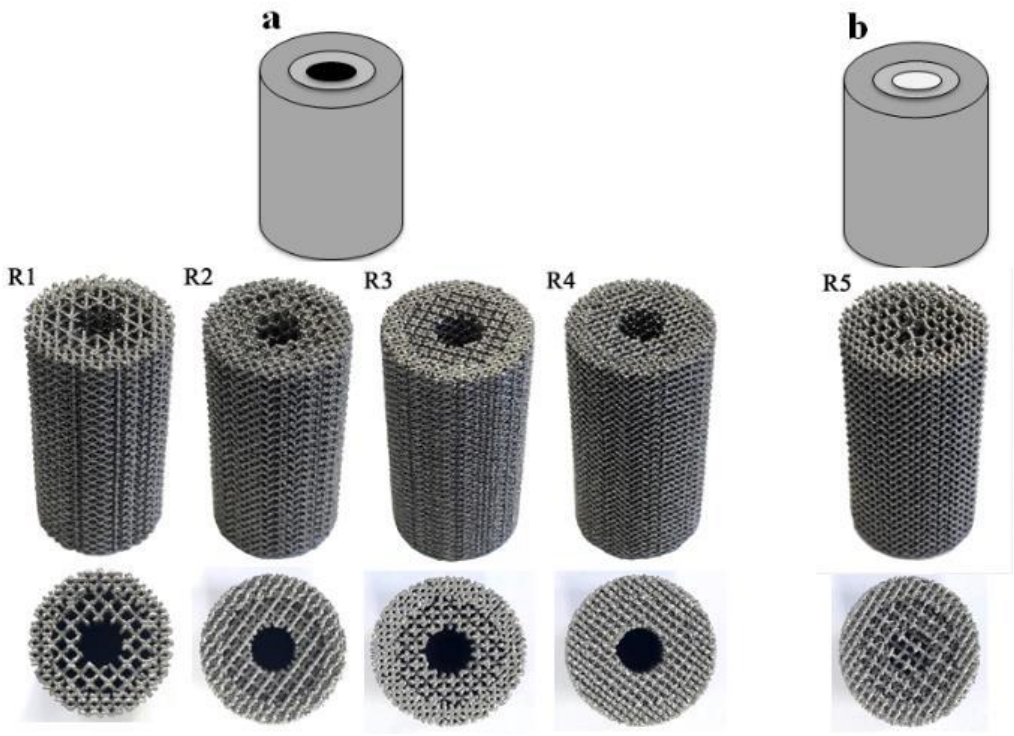
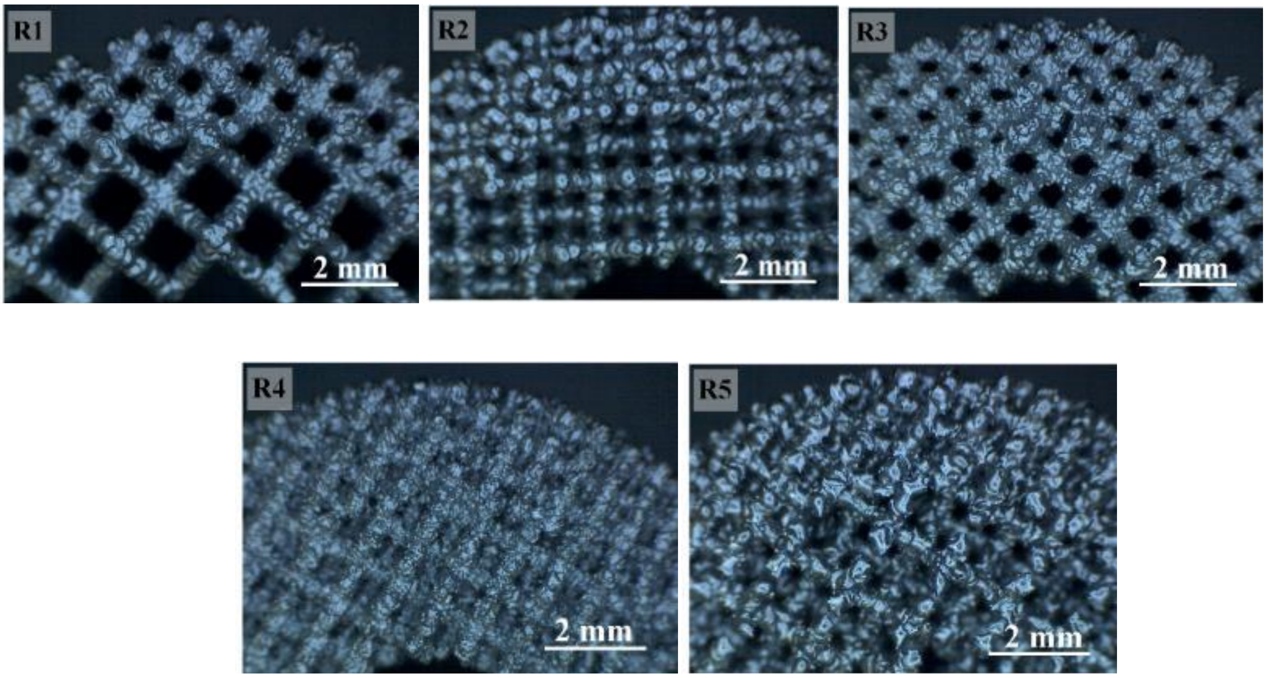


Рисунок 10 – Изображения скэффолдов на основе титанового сплава Ti6Al4V, полученным методом электронно-лучевого плавления.

Пористость изготовленных образцов изменялась путем изменения размера и количества пор. Процесс производства включал высокие температуры (>700 $^\circ C$). Оптический микроскоп использовался для анализа внешнего размера пор изготовленных деталей. Поскольку технология электронно-лучевого плавления строит детали посредством послойного процесса, необходимо проанализировать поверхностные характеристики готовых образцов для оценки соединения спеканий между слоями, что приведет к снижению прочности готовых образцов.

Компьютерная томография (micro-CT) - это метод для визуализации внутренних характеристик и получения цифровой информации трехмерной реконструкции скэффолдов. Программное обеспечение для реконструкции изображений КТ использовалось для восстановления 3D-модели изготовленных деталей, с использованием сканирования полученных данных. Анализируя 3D-модель, можно было определить любые внутренние дефекты, измерить размеры струтцев, найти пустоты и забитые поры. Геометрические размеры пор и площадь поверхности изучались с использованием данных КТ. Пористость детали рассчитывали по объему пор и ограничивающему объему образцов. Волюметрическая модель была создана для одного образца в каждом из пяти деталей.

На рис.11 приведено изображение оптического микроскопа внешней поверхности образцов. Поверхности деталей гладкие, стойки хорошо сформированы и непрерывны. Структура градиентная, R1, R3–октагональная, R2,R4,R5–алмазоподобная.



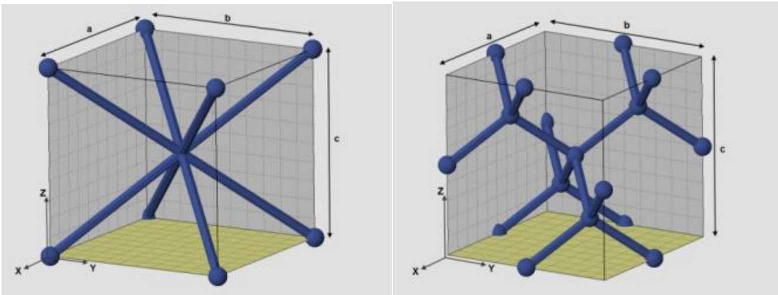


Рисунок 11 – структура скэффолдов

Для анализа скэффолдов были проведены исследования дисперсионно-рентгеновского спектрометра с использованием энергии, которые выявили присутствие титана, алюминия, ванадия, углерода, кислорода и диоксида кремния. Диоксид кремния является остатком после обработки. Частицы кремнезема подвергались струйной очистке, для удаления оставшихся частиц порошка Ti6Al4V, которые остаются внутри пор во время процесса изготовления образца.

Распределение размеров пор, площадь поверхности и пористость изучались с использованием данных КТ. Двумерные изображения из системы КТ показало равномерно распределенные поры во всем участке. По всем внутренним областям струтцы были хорошо сформированы без каких-либо разрывов. Ни в одном из образцов нет остаточных металлических частиц в порах. Пористость изменялась за счет уменьшения количества струтцев и увеличения размеров пор.

Средняя измеренная длина деталей составляет 32 мм (табл.3.1). Среднее значение плотности зерен структур Ti6Al4V было 4,52($\pm$0,14) г/см^3. Расчет теоретических значений массы был сделан, предположительно, что плотность плотного Ti6Al4V равна 4,52($\pm$0,14) г/см^3. Разность значений между теоретическими и экспериментальными величинами может быть связана с дефектами на поверхности твердой структуры Ti6Al4V. Рассчитанные детали считаются плоскими и гладкими поверхностями для расчета значений пористости.

Таблица 3.1 – Структура скэффолдов на основе титанового сплава

Группа	Структура внутренней секции (диаметр 5 мм)	Структура среднего диаметра (11 мм)	Структура наружного диаметра (15 мм)
R1 (2 слоя)	Открытое отверстие	Октагональная 2,0 мм	Октагональная 1,25 мм
R2 (2 слоя)	Открытое отверстие	Алмазоподобная 2,0 мм	Алмазоподобная 1,25 мм
R3 (2 слоя)	Открытое отверстие	Октагональная 1,25 мм	Октагональная 1,0 мм
R4 (2 слоя)	Открытое отверстие	Алмазоподобная 1,25 мм	Алмазоподобная 1,0 мм
R5 (3 слоя)	Сетчатый, алмазоподобная ячейка 3,0 мм	Алмазоподобная, 2,0 мм	Алмазоподобная 1,25 мм

Были собраны данные о смещении сил, из которых рассчитаны и нанесены на график величины напряжение–деформация. Прочность образцов, определяемая наклоном линейной области кривой напряжение–деформация, показана в таблице 3.2.

Таблица 3.2 – Механические свойства, полученные на испытательной машине Instron 3369

	Масса, г	Объем, V, см^3	Плотность, ρ, g/cm^3	Относитель-ная плотность, ρ/ρ_0 (ρ_0=4.43 g/cm3)	Сопротивле-ние сжатию, МПа	Модуль упругости, ГПа	Напряже-ние текучести, МПа	Деформа-ция при сжатии, %
R1 (2 слоя)	5,69±0,06	2,51	1,61	0,36	48±1	1,25±0,47	37±1	8
R2 (2	5,53±	2,51	1,57	0,35	31±1	0,87±0.08	32±1	7

слоя)	0,02							
R3 (2 слоя)	12,25 ±0,39	2,51	3,48	0,78	212±1	2,26±0,07	–	–
R4 (2 слоя)	12,44 ±0,28	2,51	3,53	0,79	162±24	3,09±0,55	130±5	9
R5 (3 слоя)	9,52± 0,41	6,04	1,59	0,35	49±19	1,28±0,35	47±4	5

Таблица 3.3 – Изображения образцов до и после испытаний на сжатие в испытательной машине Instron 3369

	R1 (2слоя, октагональная)	R2 (2слоя, алмазоподобная)	R3 (2слоя, октагональная)	R4 (2 слоя, алмазоподобная)	R5 (3 слоя, алмазоподобная)
(1) Начальное состояние					
(2) Начальное разрушение					
(3) 27%					

Кривые напряжение–деформация были согласованы для всех образцов. Показано механические свойства изготовленных образцов. Средняя прочность на сжатие приведены на рис.12:

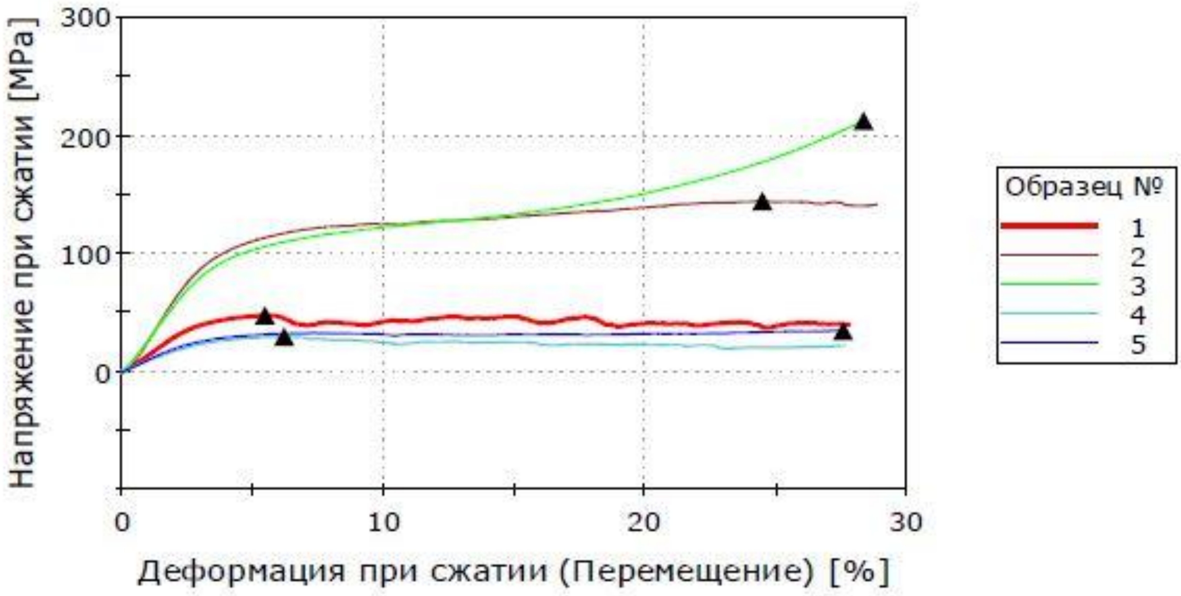


Рисунок 12 – Диаграмма деформирования образцов, приготовленных электронно-лучевым плавлением.

Эффективность частей, полученных из испытаний на сжатие, сравнивалась со значениями, полученными с помощью формулы Эшби и Гибсона [51]:

$$\delta=940(p/p_0)^{3/2} \tag{24}$$

Наблюдается, что как прочность при сжатии, так и δ_{max} уменьшаются с увеличением пористости, что соответствует ожиданиям для клеточных твердых веществ. Из рис.15 видно, что численные значения модуля упругости и жесткости, рассчитанные с использованием формулы Эшби и Гибсона [51] были значительно выше, чем экспериментально наблюдаемые значения при сжатии для пористых образцов.

При почти одинаковых значениях пористости, жесткость и прочность на сжатие значительно уменьшаются с уменьшением размера стойки и увеличением количества пор. Эти образцы имеют почти одинаковую пористость, но размер струтцев уменьшен с 941 мм до 466 мм, а число пор увеличено с 7 до 10, объем кубической части остается почти таким же. Аналогичные испытания на сжатие показывают, что модуль упругости и прочность при сжатии уменьшаются с 3,09 ГПа и от 212 МПа до 31 МПа, соответственно, что указывает на механические свойства. Особенно прочность зависит от размеров струтцев и пористости. Причиной способствующей этим наблюдениям, может быть возможность увеличения структурных изменений меньших размеров струтцев, которые приводят к образованию тонких структур, что приводят к разрушению при меньших нагрузках.

В этом исследовании были получены образцы на основе Ti6Al4V с пористостью от 21% до 65%. Части с высокой пористостью до 65%. Модуль упругости образцов от 0,87 ГПа до 3,09 ГПа. δ_{max}пористых структур образца R3 (22%) было 212($\pm$1) МПа, которое близко [52-57] к кортикальной кости. Пористые структуры образца R4 (21) имели прочность на сжатие (δ_{max}) 162($\pm$24) МПа. Эти значения хорошо совпадают с полученными данными. Исследование [52-57] о пористых структурах, изготовленных с селективным лазерным плавлением δ_{max} 192,3($\pm$3,5) и 150,9($\pm$29,2) МПа в направлениях параллельной и перпендикулярной нагрузок. Исследование показало модуль упругости 0,57($\pm$0.05) и δ_{max}7,28($\pm$0,93) МПа, которые были близки к модулю упругости трабекулярной кости. Однако эти структуры потерпели неудачу при значительно более высоких нагрузках, наблюдаемые в молярной области нижней челюсти. Конструкции с более толстыми струтцами и пористостью в диапазоне 60%–90% при значениях модуля упругости от 2,92 ГПа до 2,13 ГПа и максимальной нагрузке 36759 Н, могут использоваться для реконструкции костей нижней челюсти. Структуры с более тонкими струтцами с модулем упругости 0,57 ГПа могут использоваться для замены трабекулярной кости.

Различия между теоретически наблюдаемым модулем упругости и рассчитанным по формуле (24) Эшби и Гибсона, экспериментально наблюдаемыми величинами можно отнести за счет размеров блоков, используемых для экспериментов. Теоретическая формулировка предполагает блок с бесконечным числом пор. Это почти невозможно повторить в производственном процессе электронно-лучевого плавления, за счет времени процесса и финансовых ограничений. Различия в теоретических и экспериментально наблюдаемых значениях объясняется так: порошки на основе титановых сплавов сплавляют при высоких температурах с последующим затвердеванием, при охлаждении вызывает неравномерность поверхности, что приводит к кривизне поверхности. Данные дефекты приводят к локальным неоднородностям и концентрациям напряжений, которые влияют на пиковое напряжение, как сообщают Симон А.Е. и Гибсон Д.Ж. [58]. Такая деформация по всему образцу приводит к раннему разрушению тонких струтцев, к снижению модуля упругости и прочности металлических пористых структур. Марчи С.С., Мортенсен А. [59] сообщили, что аналогичное снижение модуля упругости и прочности при сжатии имеет градиентную структуру.

Для структур с пористостью 21%, 22% 64%, 65%, 65%, значение модуля упругости 0,87 ($\pm$0,08), 1,25($\pm$0,47), 1,28($\pm$0,35), 2,26 ($\pm$0,07), 3,09 ($\pm$0,55) ГПа показывает, что модуль упругости уменьшается с увеличением пористости. Механические свойства, такие как модуль упругости и прочность зависят от поперечного сечения длин отдельных конструкций и расстояния между ними. Эти наблюдения показывают, что механические свойства зависят не только от общей пористости, но и от размеров твердых структур и размеров пор. Аналогичные наблюдения за уменьшением модуля упругости от 2,9 до 1,2 ГПа и максимальной нагрузки от 289 до 200 кН были сделаны в исследований Ли К., Байс Д.Р., Дунанд Д.С. При уменьшении диаметра струтцев от 3,2 до 2,9. Исследователи [60] изготовили сетчатые структуры на основе сплава Ti4Al6V, со струтцами диаметром 3,2 и 2,9 мм, пористостью 31,3% и 35,7%. Как и в наших исследованиях, они наблюдали снижение модуля упругости от 2,9 до 1,2 ГПа и максимальной прочности от 31 до 22 МПа.

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: Градиентные структуры из титанового сплава Ti6Al4V полученные технологией электронно-лучевого плавления.

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 сетчатые структуры, так называемые скэффолды, которые будут применяться в медицине.

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 крите-рия**	**Баллы**			**Конкуренто-способность**		
		$Б_ф$	$Б_{к1}$	$Б_{к2}$	$К_ф$	$К_{к1}$	$К_{к2}$
Технические критерии оценки ресурсоэффективности							
1. Повышение производительности	0,09	5	4	3	0,42	0,37	0,27

труда пользователя							
2. Удобство в эксплуатации	0,11	3	2	2	0,2	0,2	0,3
3. Надежность	0,1	4	5	4	0,4	0,5	0,35
4. Уровень шума	0,06	2	2	3	0,06	0,06	0,06
5. Безопасность	0,12	5	4	5	0,4	0,32	0,4
6. Простота эксплуатации	0,07	3	3	2	0,28	0,21	0,28
7. Возможность подключения в сеть ЭВМ	0,04	2	3	3	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	4	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	2	0,08	0,08	0,01
6. Наличие сертификации разработки	0,1	4	3	3	0,4	0,4	0,3
Итого	1	47	44	44	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 формуле:

$$К = \sum В_i \cdot Б_i \qquad (4.1)$$

где К – конкурентоспособность научной разработки или конкурента;

$В_i$ – вес показателя (в долях единицы);

$Б_i$ – 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 представлены в таблице 4.2

Таблица 4.2- Результаты первого этапа SWOT -анализа

	Сильные стороны научно-исследовательского проекта:	**Слабые стороны научно-исследовательского проекта:**
	С1. Производство индивидуальных и полностью функциональных деталей из различных материалов. С2. Пористые имплантаты включают размеры пор и форм для врастания здоровой ткани, механические свойства, а так же вес и экономическая жизнеспособность конечного имплантата. С3. Сплав Ti6Al4V не содержит токсичных элементов и обладают высокой коррозионной стойкостью. С4. Экологичность технологии.	Сл1. Особые требования, предъявляемые к материалам для костных имплантатов. Сл2. Отсутствие у потенциальных потребителей квалифицированных кадров по работе с научной разработкой. Сл3. Отсутствие необходимого оборудования для проведения испытания опытного образца.

Возможности: В1.Использование научно-исследовательских достижений ТПУ. В2. Использование инфраструктуры ИСЭ СО РАН г.Томск. В3. Появление дополнительного спроса на новый продукт.		
Угрозы: У1. Отсутствие спроса на новые технологии производства У2. Введения дополнительных государственных требований к сертификации продукции. У3. Несвоевременное финансовое обеспечение научного исследования со стороны государства.		

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.

Таблица 4.3 - Интерактивная матрица проекта

Сильные стороны проекта						
Возможности проекта		С1	С2	С3	С4	С5
	В1	0	+	+	+	0
	В2	+	+	+	0	+
	В3	-	+	-	0	0
Слабые стороны проекта						

Возможности проекта		Сл.1	Сл.2	Сл.3	Сл.4
	В1	0	0	-	-
	В2	0	0	+	0
	В3	+	+	+	0
Сильные стороны проекта					

Угрозы проекта		С1	С2	С3	С4	С5
	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 таблице помечаются соответствие сильных сторон возможностям знаком плюс «+»; слабое соответствие знаком минус« - »; если есть сомнения в том, что поставить «+» или « -» - ставят знак«0» (таблица 4.3).

В рамках третьего этапа составлена итоговая матрица SWOT-анализа (таблица 4.4). 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: С1. Производство индивидуальных и полностью функциональных деталей из различных материалов. С2. Пористые имплантаты включают размеры пор и форм для врастания здоровой ткани, механические свойства, а так же вес и экономическая жизнеспособность конечного имплантата. С3. Сплав Ti6Al4V не содержит токсичных элементов и обладают высокой коррозионной стойкостью. С4. Экологичность технологии.	**Слабые стороны научно-исследовательского проекта:** Сл1. Особые требования, предъявляемые к материалам для костных имплантатов. Сл2. Отсутствие у потенциальных потребителей квалифицированных кадров по работе с научной разработкой. Сл3. Отсутствие необходимого оборудования для проведения испытания опытного образца. Сл4. Отсутствие финансовых средств.
Возможности: В1.Использование научно-исследовательских достижений ТПУ. В2. Использование инфраструктуры ТГУ, .г.Томск В3. Появление дополнительного спроса на новый продукт.	При использовании инновационной инфраструктуры ТПУ, также инфраструктуру ТГУ можно упростить процессы обработки данных, полученных после экспериментов.	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 ТГУ, то появится возможность избавиться от недостатка финансовых средств.

Угрозы: У1. Отсутствие спроса на новые технологии производства. У2. Введение дополнительных государственных требований к сертификации продукции. У3. Несвоевременное финансовое обеспечение научного исследования со стороны государства.	На данное время существует очень много разных методов при исследовании медицинских имплантатов, которые широко применяются в других научных организациях.	Отсутствие спроса на новые технологии и оборудования, могут ограничить поступление финансовых средств.

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
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	1	1

	рынков сбыта		
8	Разработан бизнес-план коммерциализации научной разработки	2	2
9	Определены пути продвижения научной разработки на рынок	3	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	3	3
14	Имеется команда для коммерциализации научной разработки	4	4
15	Проработан механизм реализации научного проекта	4	3
	ИТОГО БАЛЛОВ	44	46

По итогам таблицы 4.5, видим, что Бсум равно 44 и 46, 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 отельных 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 буду 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
Томский государственный университет.	Получение скэффолдов с высокой прочностью на сжатие и высокой пластической деформацией.

Таблица 4.7 - Цель и результат проекта

Цель проекта:	Анализ научно-теоретических представлений об аддитивных технологиях и методах исследования физико-механических свойств металлических конструкции, полученных с использованием электронно-лучевым плавлением.

Ожидаемые результаты проекта:	Получение скэффолдов с высокой прочностью на сжатие и высокой пластической деформацией.
Критерии приемки результата проекта:	Механические свойства скэффолдов титанового сплава юлученным электронно-лучевым плавлением.
Требования к результату проекта:	**Требование:**
	Получение скэффолдов с помощью аддитивных технологии.
	Изучить технологию ЭЛП.
	Исследование механических свойств.

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 представить в табличной форме (таблица 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	Нуршинова Айгерим Жулдузбаевна, ТПУ, кафедра ЭФ, магистрант	Исполнитель	Выполнение исследовательской работы	571
ИТОГО:				981

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.

Таблица 4.9 – Ограничения проекта

Фактор	Ограничения/ допущения
3.1. Бюджет проекта	133247,829
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

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. На 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; 4.3 Подготовка к защите ВКР.

4.6 Планирования управления научно-техническим проектом

4.6.1 План проекта

В рамках планирования выпускной квалификационной работы построен календарный график работы (таблица 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	2	02.02	05.02	Руководитель
33	ВЫБОР НАПРАВЛЕНИЯ ИССЛЕДОВАНИЯ И СПОСОБОВ РЕШЕНИЯ ЗАДАЧ	12	05.02	17.02	ИСПОЛНИТЕЛЬ, Руководитель
44	Сбор и изучение научно-технической литературы	11	18.02	01.03	ИСПОЛНИТЕЛЬ
55	Теоретические и экспериментальные исследования	12	02.03	14.03	ИСПОЛНИТЕЛЬ, Руководитель
66	Разработка методики экспериментальных исследований	17	15.03	01.04	ИСПОЛНИТЕЛЬ, РУКОВОДИТЕЛЬ
77	Проведение экспериментальных исследований	15	02.04	17.04	ИСПОЛНИТЕЛЬ, РУКОВОДИТЕЛЬ
8 8	Анализ и обработка полученных результатов	31	18.04	18.05	ИСПОЛНИТЕЛЬ
99	Обобщение и оценка эффективности полученных результатов научно-технической литературы	4	19.05	22.05	иСПОЛНИТЕЛЬ, РУКОВОДИТЕЛЬ
110	Оформление пояснительной записки.	6	23.05	29.05	ИСПОЛНИТЕЛЬ
11	Подготовка к защите	6	30.05	14.06	ИСПОЛНИТЕЛЬ
Итого:		127	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.
Титан	кг	1	370	370
Всего за сырье и материалы:				370
Транспортно-заготовительные расходы (3-5 %)				18
Итого по статье				388

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

Наименование	Стоимость	Норма	Время	Сумма амортизационных

оборудования	оборудования, руб.	амортизации, %	использования, час	отчислений, руб
Компьютер	20000	-	720	20000
Instron 6653	2150000	10	12	430
Arcam	45000000	6	36	16200
Итого по статье				36630

Таблица 4.15 - Группировка затрат по статьям

Затраты по статьям						
	Сырье, материалы (за вычетом возвратных отходов)	Специальное оборудование для научных (эксперимента льных) работ	Основная заработн ая плата	Дополнит ельная заработна я плата	Отчислен ия на социальн ые нужды	Итого плановая себестоим ость
разработка	388	36630	67293,59	6729,359	22206,88	133247,829
аналог	400	40000	68000	8000	23000	139400

Таблица 4.16 - Баланс рабочего времени

Показатели рабочего времени	**Руководитель**	**Магистр**
Календарное число дней	127	128
Количество нерабочих дней - выходные дни - праздничные дни	 40 15	 45 15
Потери рабочего времени - отпуск - невыходы по болезни	-	-
Действительный годовой фонд рабочего времени	72	68

Таблица 4.17 - Расчёт основной заработной платы

Исполнители	$З_б$, руб.	$k_р$	$З_м$, руб	$З_{дн}$, руб.	$Т_{р,}$ раб.дн.	$З_{осн,}$ 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 $С_{зп}$	74022,949	-

4.7.1 Отчисления на социальные нужды. Организационная структура проекта

Статья включает в себя отчисления во внебюджетные фонды.

$$C_{\text{внеб}} = k_{\text{внеб}} \cdot (З_{\text{осн}} + З_{\text{доп}}), \qquad (4.2)$$

где $k_{\text{внеб}}$ =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 (обязательства по срокам завершения работ)	Низкая	Средняя	Высокая
Взаимосвязь и взаимозависимость проекта от организаций более высокого уровня	Высокая	Низкая	Средняя

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

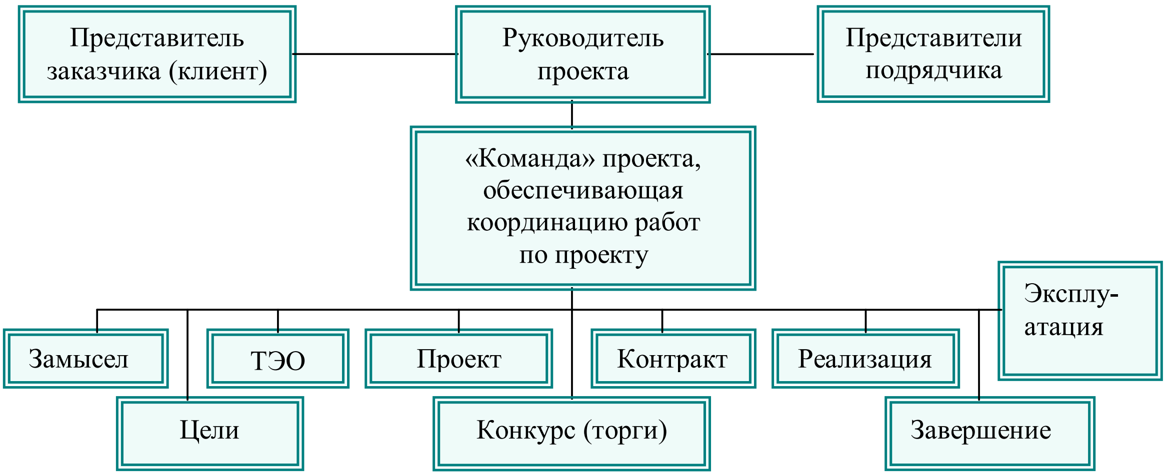


Рисунок 4.1 - Проектная структура проекта

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:

$$NPV = \sum_{t=1}^{n} \frac{ЧПДоп_t}{(1+i)^t} - I_0 \qquad (4.3)$$

где $ЧДП_{оп_t}$– 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.

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	159,897	159,897	159,897	159,897
2.	Итого приток	0	159,897	159,897	159,897	159,897
3.	Инвестиционные издержки, тыс.руб.	-133,247	0	0	0	0

4.	Операционные затраты, тыс. руб С+Ам+ФОТ	0	10,0	10,0	10,0	10,0
	Налогооб прибыль=1-4	0	149,897	149,897	149,897	149,897
5.	Налоги Выр-опер=донал.приб*20%	0	29,979	29,979	29,979	29,979
6.	Итого отток Опер.затр+налоги	-133,247	39,979	39,979	39,979	39,979
7.	Чистый денежный поток ЧДП=Пчист+Ам Пчист=Пдонал.-налог	-133,247	129,918	129,918	129,918	129,918
8.	Коэффициент дисконтирования (приведения при i=0,20)	1	0,833	0,694	0,578	0,482
9.	Дисконтированный чистый денежный поток (с7*с8)	-133,247	108,221	90,163	75,092	62,620
10.	То же нарастающим итогом (NPV=202,849)	-133,247	-25,026	65,137	140,229	202,849

Таким образом, чистая текущая стоимость по проекту в целом составляет 202849 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 (нарастающим итогом) 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)	-133,247	108,221	90,163	75,092	62,620
2.	То же нарастающим итогом	-133,247	-25,026	65,137	140,229	202,849
3.	Дисконтированный срок окупаемости	PPдск=1+25,026/90,163=1,2 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, представленного 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	-133,247	129,918	129,918	129,918	129,918	
2	коэффициент дисконтирования						
	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	
	i=0,8	1	0,263	0,208	0,172	0,147	
3	Дисконтированный денежный поток						
	i=0,1	-133,247	118,095	107,312	97,568	88,733	278,461
	i=0,2	-133,247	108,221	90,163	75,092	62,620	202,849
	i=0,3	-133,247	99,906	76,911	59,112	45,471	148,153
	i=0,4	-133,247	92,761	66,258	47,290	33,778	106,84

	i=0,5	-133,247	85,655	57,683	38,325	25,723	74,139
	i=0,6	-133,247	81,198	50,668	31,699	12,342	42,66
	i=0,7	-133,247	76,391	42,872	26,373	9,094	21,489
	i=0,8	-133,247	34,168	27,022	22,345	19,097	-30,615

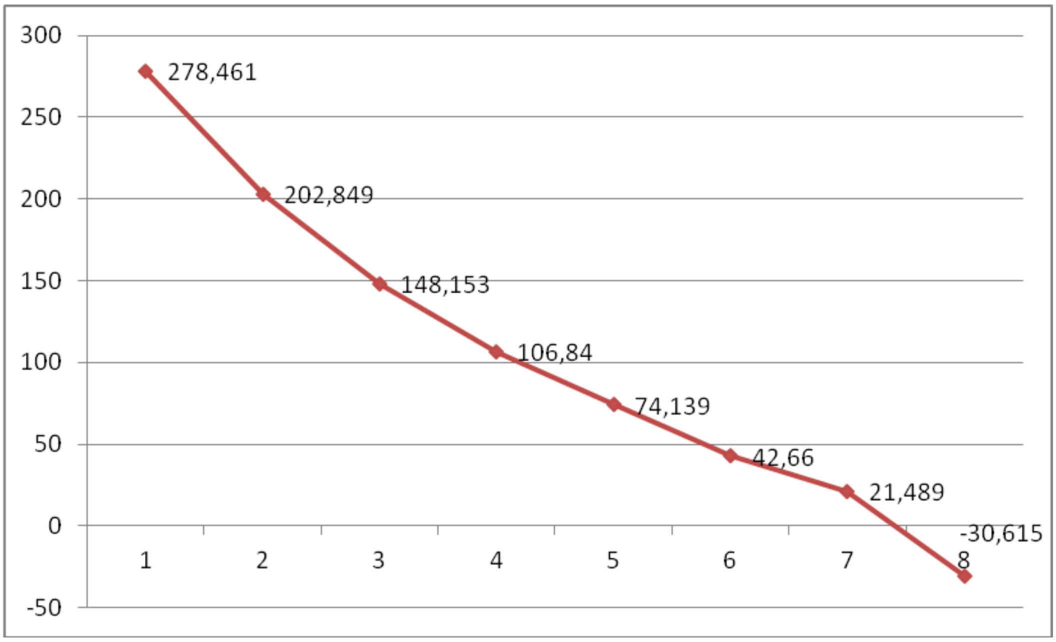


Рисунок 4.2 – Зависимость NPV от ставки дисконтирования

Из таблицы и графика следует, что по мере роста ставки дисконтирования чистая текущая стоимость уменьшается, становясь отрицательной. Значение ставки, при которой NPV обращается в нуль, носит название «внутренней ставки доходности» или «внутренней нормы прибыли». Из графика получаем, что IRR составляет 0,73.

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

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

где I_0 – первоначальные инвестиции.

$$PI = \frac{108{,}221 + 90{,}163 + 75{,}092 + 62{,}320}{133{,}247} = 2{,}5$$

PI =2,5>1, следовательно, проект эффективен при i=0,2; NPV=202,849

4.9 Оценка сравнительной эффективности исследования

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 (экспериментальных) работ	Основная заработная плата	Отчисления на социальные нужды	Итого плановая себестоимость
1	390	62545,8	50478,8	25000	138414,6
2	400	61864,3	50754,1	23000	136018,4

Интегральный финансовый показатель разработки определяется как:

$$I_{\phi}^{p} = \frac{\Phi_{pi}}{\Phi_{max}} = \frac{133247,829}{133247,829} = 1$$

$$I_{\Phi}^{a1} = \frac{\Phi_{pi}}{\Phi_{max}} = \frac{138414,6}{133247,829} = 1,03$$

$$I_{\Phi}^{a2} = \frac{\Phi_{pi}}{\Phi_{max}} = \frac{136018,4}{133247,829} = 1,02$$

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 следующим образом:

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

$$I_m^p = \sum_{i=1}^{n} a_i b_i^p \qquad (4.6)$$

где I_m – интегральный показатель ресурсоэффективности вариантов; a_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.

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

$$I_m^p = 5\times0{,}1+4\times0{,}15+5\times0{,}15+5\times0{,}20+5\times0{,}25+1\times0{,}15=4{,}25$$

$$I_1^A = 4\times0{,}1+3\times0{,}15+4\times0{,}15+4\times0{,}20+5\times0{,}25+2\times0{,}15=3{,}8$$

$$I_2^A = 3\times0{,}1+4\times0{,}15+3\times0{,}15+2\times0{,}20+5\times0{,}25+3\times0{,}15=3{,}45$$

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

$$I_{\text{финр}}^{\text{р}} = \frac{I_m^p}{I_{\text{ф}}^p} = \frac{4{,}25}{1} = 4{,}25$$

$$I_{\text{финр}}^{\text{a1}} = \frac{I_m^{a1}}{I_{\text{ф}}^{a1}} = \frac{3,8}{1,03} = 3,68$$

$$I_{\text{финр}}^{\text{p}} = \frac{I_m^{a2}}{I_{\text{ф}}^{a2}} = \frac{3,45}{1,02} = 3,38$$

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

Сравнительная эффективность проекта:

$$Э_{\text{ср}} = \frac{I_{\text{финр}}^{\text{p}}}{I_{\text{финр}}^{a1}} = \frac{4,25}{3,68} = 1,15$$

$$Э_{\text{ср}} = \frac{I_{\text{финр}}^{\text{p}}}{I_{\text{финр}}^{a2}} = \frac{4,25}{3,38} = 1,25$$

где $Э_{\text{ср}}$ – сравнительная эффективность проекта; $I_{\text{тэ}}^{p}$ – интегральный показатель разработки; $I_{\text{тэ}}^{a}$ – интегральный технико-экономический показатель аналога.

Таблица 4.26 - Сравнительная эффективность разработки

№ п/п	Показатели	Аналог 1	Аналог 2	Разработка
1	Интегральный финансовый показатель разработки	1,02	1,03	1
2	Интегральный показатель ресурсоэффективности разработки	3,8	3,45	4,25
3	Интегральный показатель эффективности	3,68	3,38	4,25
4	Сравнительная эффективность вариантов исполнения	1,15	1,25	

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) –202,849 тыс.руб.

тыс. руб. Таким образом, данный инвестиционный проект можно считать выгодным, NPV является положительной величиной. Дисконтированный срок окупаемости проекта (РРДСК) составляет 1,2 года. Внутренняя ставка доходности (IRR) – 0,73 , что позволяет признать инвестиционный проект экономически оправданным, так как выполняется условие неравенства IRR>i. Индекс доходности (PI) – 2,5 и, основываясь на том, что данная величина превышает единицу, можно утверждать, что данная инвестиция приемлема.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В данной работе были исследованы скэффолды на основе титанового сплава Ti6Al4Vc градиентной структурой и пористостью от 21% до 65%, полученным методом электронно-лучевого плавления. Анализ полученных данных позволяет сделать заключение о том, что выбор параметров сетки определяет механизм разрушения образца. Наряду с этим установлено влияние на поведение деформации многослойность скэффолдов. Изучено влияние изменений размеров пор и струтцев на механические свойства пористых титановых структур. Прочность на сжатие 31–212 МПа и модуль упругости составил в диапазоне 0,9-3,6 ГПа. При почти одинаковых значениях пористости 21% и 22% с изменением толщин струтцев, значительно уменьшились, так как модуль упругости от 3,09 до 0,87 ГПа и прочность при сжатии от 212 до 31 МПа. Это показывает, что прочность сетчатой структуры зависит не только от общей оценки пористости, но и от размеров струтцев. Образцы с градиентной сетчатой структурой R3, R4 изготовленные по технологии электронно-лучевого плавления показали высокую прочность на сжатие и деформацию, которые являются подходящими для применения в медицине.

Исследование показало, что электронно-лучевое плавление является перспективной технологией для изготовления индивидуализированных (персонифицированных) имплантатов, с прогнозируемыми механическими свойствами для различных групп пациентов. Этот процесс открывает возможность для изготовления имплантатов, с использованием аддитивных технологий с увеличенной долговечностью и улучшенной функциональностью.

Список использованных источников

1 Horn T.J., Harrysson O.L.A. Overview of current additive manufacturing technologies and selected applications // Science Progress, 2012.– 95(3): p.255-282.

2 Cormier, D., Harrysson O. and Mahale T. Rapid manufacturing in the 21 st centur// Journal of the Chinese Institute of Industrial Engineers, 2003. 20(3).

3 Gibson. Additive Manufacturing Technologies – Rapid Prototyping to Direct Digital Manufacturing // 1st ed, ed. Rosen D.W. and Stucker B.: Springer Science+Business Media, 2010.

4 Wholers T., Wholers Report, Fort Collins, CO: Wholers Associates, 2013.

5Niinomi,M. Recent Metallic Materials for Biomedical Applications // Metallurgical Transactions 2002.– A33,477–486.

6Ryan,G.,Pandit,A.,Apatsidis,D.P. Fabrication methods of porous metals for use in orthopedic applications // Biomaterials 2006.–27,2651–2670.

7 Sachs, E., et al. Three dimensional printing. Rapid tooling and prototypes directly from a CAD model // Journal of engineering for industry, 1992.– 114(4): p. 481-488.

8 Hao, L. and S. Mellor. Additive manufacturing: a framework for implementation // International Journal of Production Economics, 2014.– 149(Journal Article): p. 194-201.

9 3D Systems. About 3D Systems. 2014-09-30; Available from: http://www.3dsystems.com/about-us.

10 Melchels, F.P.W., et al. Additive manufacturing of tissues and organs // Progress in Polymer Science, 2012.– 37(8): p. 1079-1104.

11 Burns M. Method and apparatus for automatic fabrication of three dimensional objects // Int. Cl. B32B 31/00,1999.

12 Институт проблем лазерных и информационных технологий Российской академии наук // Технологии быстрого прототипирования. – 8. Пат. 5879489 США.

13 Евсеев А.В., Камаев С. В., Коцюба Е. В. Изготовление физических моделей методом стереолитографии. – Автоматизация проектирования, 1999.

14 Что такое быстрое прототипирование. – www.fian.samara.ru/rp/rp_intro r.htm.
15 Joshi, G.V. Fatigue testing of electron beam-melted Ti-6Al-4V ELI alloy for dental implants // Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials, 2012.
16 Yeong, W.-Y. Rapid prototyping in tissue engineering: challenges and potential // Trends in Biotechnology, 2004.– 22(12): p. 643-652.
17 Diegel, O. Tools for Sustainable Product Design: Additive Manufacturing // Journal of Sustainable Development 2010.– 3(3): p. 68-75.
18 Murr, L.E. Microstructure and mechanical properties of open-cellular biomaterials prototypes for total knee replacement implants fabricated by electron beam melting // Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2011.– 4(7): p. 1396-1411.
19 Vayre, B., Vignat F., and Villeneuve F. Identification on some design key parameters for additive manufacturing: Application on Electron Beam Melting. in Forty Sixth CIRP Conference on Manufacturing Systems, 2013.
20 ArcamA2. Arcam History.– 2014-09-30. Available from: http://www.arcam.com/company/about-arcam/history.
21 Brajlih, T. Speed and accuracy evaluation of additive manufacturing machines // Rapid Prototyping Journal, 2011.– 17(1): p. 64-75.
22 Murr, L.E. Metal Fabrication by Additive Manufacturing Using Laser and Electron Beam Melting Technologies // Journal of Materials Science and Technology, 2012.– 28(1): p. 1-14.
23 Svensson, M. and U. Ackelid. Titanium alloys manufactured with electron beam melting mechanical and chemical properties // In Medical Device Materials V - Proceedings of the Materials and Processes for Medical Devices Conference, 2010.
24 Barnatt Ch. 3D printing: The next industrial revolution // Nottingham, CreateSpace Independent Publishing Platform, 2013.– 276 p.
25 Evans B. Practical 3D printers: The science and art of 3D printing // New York, Apress, 2012.–306 p.
26 Heynick M., Stotz I. 3D CAD, CAM and rapid prototyping, 2000.

27 Lukkassen D., Meidell A. Advanced materials and structures and their fabrication processes // BMP, 2007.
28 Zorin C. Technologies of rapid prototyping, 2006.
29 Palmquist, A. Long-term biocompatibility and osseointegration of electron beam melted, free-form-fabricated solid and porous titanium alloy: experimental studies in sheep // J Biomater Appl., 2013.– 27(8): p. 1003-16,.
30 Leyens, C. and M. Peters. Titanium and Titanium Alloys. 3rd reprinted, 2003.– Weinheim: Wiley-VCH. 532.
31 Collings, E.W. Materials Properties Handbook: Titanium Alloys, ed. R. Boyer and W. G, 1994.– ASM International. 1169.
32 Esposito, M. Titanium for Dental Applications, in Titanium in Medicine, Brunette, et al., Editors, Springer: Berlin, 2001.– p. 827-873.
33 Cranin, A.N. and J.E. Lemons. Dental Applications, in Biomaterials science: an introduction to materials in medicine, B.D. Ratner, et al., Editors // Elsevier Academic Press: Boston; Amsterdam, 2004.– p. 555-572.
34 Shalukho, N.M., M.I. Kuz'menkov, and I.A. Bogdanovich. Materials for dental prosthetics // Glass and Ceramics, 2012.– 69(7): p. 243-245.
35 Kasemo, B. and J. Lausmaa,. Metal selection and surface characteristics, in Tissue-Integrated Prosthetics, P.I. Brånemark, G.A. Zarb, and T. Albrektsson, Editors // Quintessence Publishing: Chicago, 1985.– p. 99-116.
36 Donachie, M.J.J. Titanium - A Technical Guide. 2nd ed // Materials Park, OH: ASM International, 2000
37 Lütjering, G. and J.C. Williams. Titanium (2nd Edition) // Springer - Verlag: Berlin, 2007.– p. 15-52.
38 Boyer, H.E. and T.L. Gall. Metals Handbook - Desk Edition. 3rd printing ed, // Materials Park, OH: ASM International, 1986.
39 Donachie, M.J.J. Titanium - A Technical Guide. 2nd ed // Materials Park, OH: ASM International, 2000.

40 Ding, R., Z.X. Guo, and A. Wilson. Microstructural Evolution of a Ti6Al4V alloy During Thermomechanical Processing // Materials Science and Engineering A., 2002.– 327: p. 233-245.
41 Lütjering, G. and J.C. Williams. Titanium (2nd Edition) // Springer - Verlag: Berlin, 2007.– p. 86-103.
42 Меерсона Д. Л. Структура и методы исследования // Учебное пособие Под ред.. ТГУ, МИСиС, 2006.–536с.
43 Бернштейн М.Л., Займовский В. А. Структура и механические свойства металлов.-М.:Металлургия, 1980.
44 Полухин П.И., Горелик С.С., Воронцов В.К. Физические основы пластической деформации. М:Металлургия, 1982.
45 Хоникомб Р. Пластическая деформация металлов. М.:Мир., 1972.
46 Фетисова Г.П. Материаловедение и технология металлов – М.: Высш. шк.-2001. – 638 с.
47 Астафурова Е.Г. Механические испытания материалов.− Томск: ИФПМ СО РАН, 2013. − 32 с.
48 Бернштейн М.Л., Займовский В. А. Структура и механические свойства металлов.–М.:Металлургия.–1980.
49 Степнов М.Н., Шаврин А.В. Статистические методы обработки результатов механических испытаний: справочник. –М: Машиностроение, 2005.– 400 с.
50 Балалаева И.В., Сергеева Е.А., Катичев А.Р. Оптическая микроскопия в исследовании структуры и функций биологических объектов. Часть 1. Широкопольная оптическая микроскопия: Учебно-методическое пособие. – Нижний Новгород: Нижегородский госуниверситет, 2012. – 58 с.
51 Ashby M.F., Gibson. Cellular solids: Structures and Properties pergamon stress, 1988.
52 Misch C.E., Qu Z., Bidez W.M. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: Implications for dental implant treatment planning and surgical placement // Journal of Oral and Maxillofacial Surgery 57, 700-706.

53 Peterson J., Dechow P. Material properties of the human cranial vault and zygoma // The anatomical Record Part, 2003a.– A 274, 297-785,.
54 Peterson J., Dechow P. Material properties of the parietal bone // The anatomical Record Part A, 2003b.– 268,7-15.
55 Dabney C.L.S., Dechow P.C. Variations in cortical material properties throughout the human dentate mandible, 2003.
56 Ashman R.B. Ultrasonic determination of the elastic properties of the elastic properties of cortical bone: Techniques and limitations. Ph.D. Dissertation, Tulane University, New Orleans, 1982.
57 Reilly D.T. Burshtein A.H. Elastic and ultimate properties of compact bone tissue // Journal of Biomechanics, 1975.– 8, 393-405.
58 Simone A.E., Gibson L.J. The effect of cell face curvature and corrugations on the stiffness and strength of metallic foams // Acta Materiala, 1998.– 46(11), 3929-3935.
59 Marchi C.S., Despois J.F., Mortensen A. Fabrication and compressive response of open-cell aluminum foams with submillimeter pores. In: Clyne T.N., Simanick F., Metal Matrix composites and metallic foams. In: Euromat, vol.5 Wiley–VCH Verlag Gmbh, Weinheim, 2000.– pp.34-39.
60 Li Q., Chen E.Y., Bice D.R., Dunand D.C. Mechanical properties of cast Ti6Al4V lattice block structures. Metallurgical and materials Transactions A39A, 2008.– 441-449.
61 СанПиН 2.04.05-91. Отопление, вентиляция и кондиционирование.
ГОСТ 12.1.002-84 ССБТ. Электрические поля промышленной частоты. Допустимые уровни напряженности и требования к проведению контроля на рабочих местах.
62 ГОСТ 12.1.012-90 ССБТ. Вибрационная болезнь. Общие требования.
63 СН 2.2.4/2.1.8.562-96. Шум на рабочих местах, в помещениях жилых, общественных зданий и на территории застройки.
64 ГОСТ 12.1.003-83. ССБТ. Шум. Общие требования безопасности.
65 СН 2.2.4/2.1.8.566. Производственная вибрация, вибрация в помещениях жилых и общественных зданий. - М.: Минздрав России,1997.

66 ГОСТ 12.1.006-84 ССБТ. Электромагнитные поля радиочастот. Общие требования безопасности.
67 ГОСТ12.1.006-84 ССБТ. Электромагнитные поля радиочастот. Допустимые уровни на рабочих местах и требования к проведению контроля.
ГОСТ 12.1.004-91 ССБТ Пожарная безопасность. Общие требования (01.07.92).
68 СанПиН 2.2.2/2.4.1340-03 Санитарно-эпидемиологические правила и нормативы. «Гигиенические требования к ПЭВМ и организация работы».
69 СНиП 23-05-95. Нормы проектирования. Естественное и искусственное освещение. - М.: Минстрой России, 1995.

Приложение П

Strength Study of Compressing Materials

Студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
0ДМ51	Нуршинова Айгерим Жулдузбаевна		

Консультант кафедры ЭФ:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Профессор	Блейхер Г.А.	д.ф.-м.н		

Консультант – лингвист кафедры Ин.Яз ФТИ:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Старший преподаватель	Зяблова Н.Н.	к.ф.н.		

3. Experimental results of the study

3.1. Strength Study of Compressing Materials

Experimental studies were performed for scaffolds based on Ti6Al4V titanium alloy. They were developed in the CAD using STL files transferred to the electron beam melting machine for fabrication. The orientation of the part determines in part the amount of time required to assemble the model. Placing the shortest dimension in the z direction reduces the number of layers, thereby shortening the assembly time, but this reduces the strength of the part in the perpendicular direction. The orientation of the part also affects the finish of the surface and the strength of the part. All parts were made orientated at an angle of 45 ° with respect to the powder layer, the thickness of the 100 mm layer was maintained for all parts. The Ti6Al4V powder was used, in the Argam A2 machine (Sweden), with a powder particle size of 40-80 mm. After all the above parameters have been set, scanning has started. The machine then focuses the electron beam on the powder layer to melt the powder in accordance with the CAD file. When the molten metal cools, the layer solidifies to a predetermined shape and the process continues until each layer is deposited and formed using an electron beam. Mechanical compression tests were carried out with the Instrón 3369 machine.

During the experiment, 5 types of scaffolds were subjected to mechanical research. The size of the scaffolds was 32 mm long, 15 mm in diameter (fig.10).

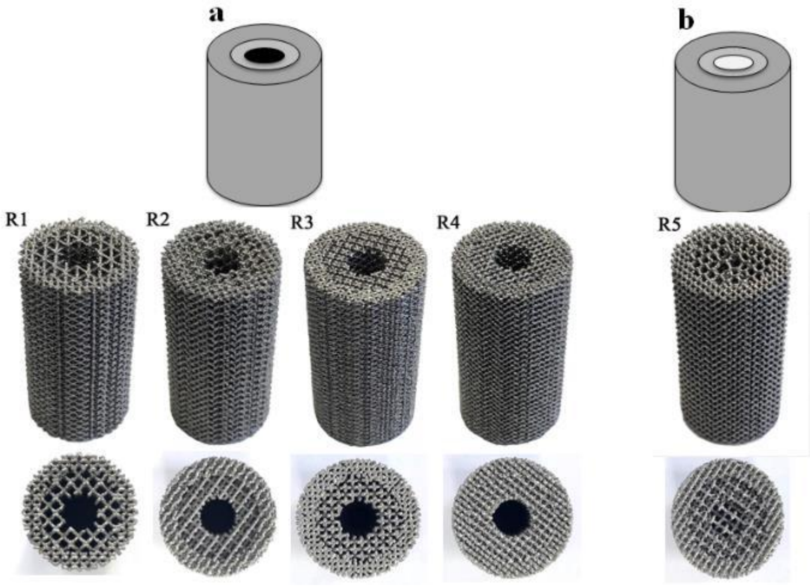


Figure 10 - Images of scaffolds based on titanium alloy Ti6Al4V, obtained by electron-beam melting.

The porosity of the manufactured part was changed by changing the size and number of pores. The production process included high temperatures above 700. The optical microscope was used to analyze the external pore size of the manufactured parts. Since the electron-beam melting process builds the parts by layer-by-layer process, it is necessary to analyze the surface characteristics of the finished part to evaluate the interlayer connection, which will lead to a decrease in the strength of the finished product. The scanning electron microscope was used to study the microstructural characteristics of the surface and the morphology of the pores within the structure.

Micro-CT is a method for visualizing internal characteristics and obtaining digital information about the three-dimensional internal geometry of a part. A sealed high-resolution X-ray source with a spot size <5 mm was focused on the object that was rotated and two-dimensional images were captured by the CCD camera at each rotation. A microscopic CT scanner with a cone beam and 2D cut data collected for the samples were used. Output data in the form of 512 512 raster images were collected at each level of the fragment of the 21 mm detail. Analysis of the images of these data included a 2D analysis of individual fragments and a three-dimensional volumetric reconstruction of the image. The CT image reconstruction software was used to reconstruct a 3D model of trumped-up parts using the obtained scan data. Analyzing the 3D model, it was possible to determine any internal defects, to measure the internal dimensions of the rack, to find inactive emptiness and clogged pores. Geometric pore sizes, pore size distribution, surface area and pore bonding ability have been studied using Micro CT data. The porosity of the part was calculated by the volume of the pores and the limiting volume of the part. The volumetric model was created for one sample in each of the five parts.

Figure 11 shows the image of an optical microscope of the outer surface of the samples. The surfaces of the parts are smooth, the struts are well formed and continuous. The structure is gradient, R1, R3-octagonal, R2, R4, R5-diamond.

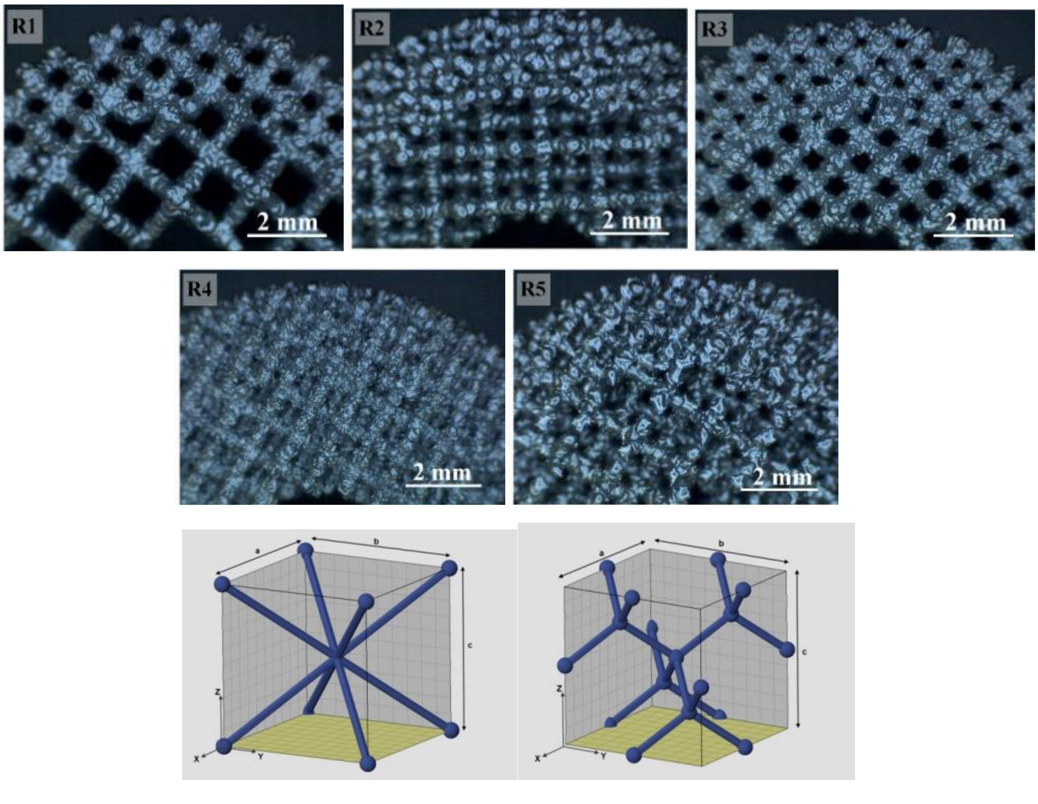


Figure 11 - Structure of scaffolds.

For the analysis of scaffolds on an impurity, studies were made of a dispersive X-ray energy spectrometer that showed the presence of titanium, aluminum, vanadium, carbon, oxygen and silicon dioxide. Silica is the residue after treatment, as the silica particles were blasted into the parts to remove trapped Ti6Al4V powder particles and present inside the pores that get stuck during the manufacturing process.

The pore size distribution, surface area, porosity and pore connectivity were studied using Micro-CT data. Three-dimensional reconstruction of the 2D image data from the Micro-CT system showed uniformly distributed interconnected pores throughout the site. The posts were well formed without any rupture in all internal regions (table 3.1). No evidence of residual metal particles localized in the pores was observed in any of the samples. Since the porosity was varied by reducing the number of columns and increasing the pore size, the calculated surface area decreased with increasing porosity.

Table 3.1 – Scaffolds structure based on titanium alloy

Group	Structure of inner section (diameter 5 mm)	Structure of middle diameter (11 mm)	Structure of outer diameter (15 mm)
R1 (2-layer light)	Open hole	Octagon 2.0 mm	Octagon 1.25 mm
R2 (2-layer light)	Open hole	Diamond 2.0 mm	Diamond 1.25 mm
R3 (2-layer dense)	Open hole	Octagon 1.25 mm	Octagon 1.0 mm
R4 (2-layer dense)	Open hole	Diamond 1.25 mm	Diamond 1.0 mm
R5 (3-layerlight diamond)	Lattice, diamond cell 3.0 mm	Diamond 2.0 mm	Diamond 1.25 mm

Data were collected on the displacement of forces from which the stress-strain values were calculated and plotted. The stiffness of the parts, determined by the slope of the linear region of the stress-strain curve, is shown in Table 3.2.

Table 3.2 – Mechanical properties obtained on the Instron 3369 test machine

Design	Mass, g	Volume V^a, cm^3	Density, ρ, g/cm^3	Relative density, ρ/ρ_0 (ρ_0=4.43 g/cm^3)	Compressive strength, MPa	Elastic modulus, GPa	Yield stress, MPa	Compressive strain, %
R1 (2-layer light, octagon)	5.69±0.06	2.51	1,61	0.36	48±1	1.25±0.47	37±1	8
R2 (2-layer light, diamond)	5.53±0.02	2.51	1,57	0.35	31±1	0.87±0.08	32±1	7
R3 (2-layer dense, octagon)	12.25±0.39	2.51	3,48	0.78	212±1	2.26±0.07	-	-
R4 (2-layer dense, diamond)	12.44±0.28	2.51	3,53	0.79	162±24	3.09±0.55	130±5	9
R5 (3-layer light diamond)	9.52±0.41	6.04	1,59	0.35	49±19	1.28±0.35	47±4	5

Table 3.3 – Images of samples before and after compression tests in the Inströn 3369 test machine

	R1 (2-layer light, octagon)	R2 (2-layer light, diamond)	R3 (2-layer dense, octagon)	R4 (2-layer dense, diamond)	R5 (3-layer diamond)
(1) Initial state					
(2) Initial failur e					
(3) 27 %					

Stress-strain curves were matched for all samples showing the repeatability of the manufacturing process and the constant reproduction of mechanical properties in the manufactured parts.

The efficiency of the parts obtained from the compression tests was compared with the values obtained using the Ashby-Gibson formula [51]:

$$\delta=940(p/p_0)^{3/2} \tag{24}$$

It is observed that both compression rigidity and δ decrease with increasing porosity corresponds to expectations for cellular solid substances. However, there is a greater reduction in compressive strength compared to the compression stiffness. It is seen from Fig. 15 that the numerical values of the modulus of elasticity and stiffness calculated using the Ashby and Gibson formula [51] were significantly higher than the experimentally observed values of stiffness and compressive strength for porous samples.

An interesting observation is that at almost identical values of porosity, the compression stiffness and compressive strength decreased significantly with a decrease in the size of the column and an increase in the number of pores. These samples have almost the same porosity, but the size of the column is reduced from 941 mm to 466 mm, and the number of pores is increased from 7 to 10, the volume of the cubic part remains almost the same. Similar compression tests show that the compressive modulus decreased from 3.09 GPa. The compressive strength decreased from 212 MPa to 31 MPa in these samples, which indicates that the mechanical properties, especially the strength, depend on the size of the strut, in particular, on the porosity. The reason contributing to these observations may be the possibility of increasing structural changes in the dimensions of a smaller rack, which lead to the formation of thin structures, which lead to destruction at lower loads.

In this study, Ti6Al4V parts with a porosity of 21% to 65% were obtained. Parts with porosity with high porosity up to 65%. The modulus of elasticity of fabricated parts ranged from 0.87 GPa to 3.09 GPa. The porous structures of sample R3 (22%) were 212 (1) MPa, which is close to the cortical bone. The porous structures of sample R4 (21%) had a compressive strength (δ) of 162 (24) MPa. These values are in good agreement with the obtained data [33]. They reported on porous structures made with a selective laser beam melting at δ 192.3 (3.5) and 150.9 (29.2) MPa in directions of parallel and perpendicular loads. In this study, structures with thin struts of 466 n. The inelasticity had a modulus of elasticity of 0.57 (0.05) and δ 7.28 (0.93) MPa, which were close to the modulus of elasticity of the trabecular bone in the lower jaw. However, these structures failed at significantly higher loads, in contrast to the chewing load of a maximum of 300 N, observed in the molar region of the mandible. Structures with thicker posts and porosities in the range of 60% to 90% at stiffness values of 2.92 GPa to 2.13 GPa at a maximum load of 36,759 N can be used in areas with load-bearing areas such as the areas of mandible reconstruction [52-57] Bones and the restoration area of the dental abutment. Structures with thinner struts with a stiffness of 0.57 GPa can be used to replace trabecular bone and non-load bearing applications, such as skull replacement.

The differences between the theoretically observed modulus of elasticity and the experimentally observed values calculated by the formula [58] of Ashby and

Gibson can be attributed to the size of the blocks used for the experiments. The theoretical formulation assumes a block with an infinite number of pores. It is almost impossible to repeat in the production process of electron-beam melting due to process time and financial constraints. More importantly, any craniofacial or mandibular implant will have a finite number of pores embedded in the implant. Differences in the theoretical and experimentally observed values can also be explained by melting the powder of the titanium alloy at high temperatures, and subsequent solidification upon cooling causes unevenness of the surface, leading to curvature of the surface. These curvatures and waviness of the cell surface lead to local inhomogeneities and stress concentrations that affect the peak voltage, as reported by Simon A.E. and Gibson D.J [59].

Such deformations throughout the sample also lead to the early destruction of thinner struts and lead to a decrease in the modulus of elasticity and strength of metallic porous structures. It was reported by Marci C.C., Mortensen A. [60] that a similar decrease in the modulus of elasticity and compressive strength in aluminum scaffolds derived from sea salt of a non-uniform form having a gradient structure and less clearly articulated struts.

For structures with a porosity of 21%, 22%, 64%, 65%, 65%, the elastic modulus values were 0.87 (0.08), 1.25 (0.47) , 1.28 (0.35), 2.26 (0.07), 3.09 (0.55) GPa shows that the elastic modulus decreases with increasing porosity and pore sizes. Mechanical properties such as modulus of elasticity and strength depend on the cross-section, the lengths of individual structures and the distance between them. These observations show that the mechanical properties depend not only on the total porosity, but also on the dimensions of solid structures and pore sizes. Similar observations of a decrease in the modulus of elasticity from 2.9 to 1.2 GPa and a maximum load of 289 to 200 kN were made in the studies of Li K., Bais DR, Dunand DS. [60] with a reduction in the diameter of the rack from 3.2 to 2.9. Researchers have made mesh structures of Ti4Al6V alloy with columns of 3.2 and 2.9 mm in diameter, porosity of 31,3% and 35,7%.

CONCLUSION

In this paper, scaffolds from a Ti6Al4V titanium alloy gradient structure with a porosity of 21% to 65%, which were fabricated using electron-beam melting technology, were investigated. Scaffolds underwent compressive strength and modulus of elasticity in the range of 31-212 MPa and 0.9-3.6 GPa, respectively. The effect of changes in the dimensions of pores and stands on the mechanical properties of porous titanium structures was studied. At almost identical values of porosity 21% and 22% with a change in the thickness of the stands were significantly reduced, since the modulus of elasticity was from 3.09 to 0.87 GPa and the compressive strength was from 212 to 31 MPa. This shows that the strength of the network structure depends not only on the overall evaluation of the porosity, but also on the dimensions of the stands. This study confirms that the choice of grid design determines the mechanism of destruction, and also shows the influence on the behavior of the deformation of the multilayered scaffolds. Gradient mesh structures made using electron-beam melting technology showed high compressive strength and deformation, which are suitable for use in medicine.

The study showed that electron beam melting is a promising technology for the production of specific implants with predictable mechanical properties for patients. This process has opened the possibility for the manufacture of implants, using fast manufacturing techniques, and light weight is a virtue, due to the porous structures.