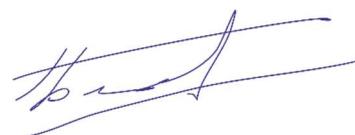


МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего
образования «Казанский (Приволжский) федеральный университет»

Институт математики и механики им. Н. И. Лобачевского

На правах рукописи



БОЛЬШАКОВ ПАВЕЛ ВЛАДИСЛАВОВИЧ

**МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССОВ ДЕФОРМИРОВАНИЯ ЭЛЕМЕНТОВ
КОНСТРУКЦИЙ НА ОСНОВЕ УЧЕТА ВЛИЯНИЯ ИХ СТРУКТУРЫ НА
НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРУЕМОЕ СОСТОЯНИЕ**

Специальность 1.1.8. «Механика деформируемого твердого тела»

Диссертация на соискание ученой степени
кандидата физико–математических наук

Научный руководитель – к. ф.-м.н., доцент, Саченков О. А.

Казань – 2023

Оглавление

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ	4
ВВЕДЕНИЕ.....	5
ГЛАВА 1. АКТУАЛЬНЫЕ ПРОБЛЕМЫ ПРОЕКТИРОВАНИЯ КОНСТРУКЦИЙ, ИЗГОТОВЛЯЕМЫХ АДДИТИВНЫМ ПРОИЗВОДСТВОМ	14
1.1 Развитие аддитивных технологий	14
1.2 Технологии аддитивного производства.....	17
1.3 Архитектурно ячеистые структуры	21
1.4 Проектирование ячеистых структур	25
1.5 Роль аддитивного производства в медицине.....	28
Выводы по главе 1.....	33
ГЛАВА 2. КОРРЕКЦИЯ КОНСТРУКЦИИ С РЕШЕТЧАТОЙ СТРУКТУРОЙ.....	35
2.1 Описание задачи.....	35
2.2 Метод коррекции конструкции с решетчатой структурой.	40
2.3 Определение функции влияния геометрии решетчатой элементарной ячейки на НДС.....	43
2.4 Первый этап численного метода коррекции конструкций с решетчатой структурой.	58
2.5 Второй этап численного метода коррекции конструкций с решетчатой структурой	65
2.6 Производство и клинические исследования.....	71
Выводы по главе 2.....	74
ГЛАВА 3. КОРРЕКЦИЯ КОНСТРУКЦИИ С ПОРИСТОЙ СТРУКТУРОЙ.....	75
3.1 Постановка задачи	75
3.2 Определение эффективных свойств элементарной ячейки	80
3.3 Оценка влияния направления эллиптичности на НДС.....	84
3.4 Метод коррекции конструкций с пористой структурой.....	85
3.5 Задача коррекции конструкции с пористой структурой	86
3.6 Результаты коррекции конструкции с пористой структурой	88
3.6.1 НДС конструкции исходной конструкции.....	88

3.6.2 НДС конструкции после коррекции пористой структуры.....	88
3.7 Натурные испытания	91
Выводы по главе 3.....	95
ГЛАВА 4. КОРРЕКЦИЯ КОНСТРУКЦИИ С НЕРЕГУЛЯРНОЙ ПОРИСТОЙ СТРУКТУРОЙ	96
4.1 О переходе к нерегулярной структуре	96
4.2 Кластеризация объема конструкции.....	97
4.3 Формирование геометрии в кластере	98
4.4 Пример работы метода.....	101
4.5 Тестовая задача.....	103
4.5 Задача коррекции нерегулярной структуры.....	106
Выводы по главе 4.....	111
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	112
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ	115

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ

АП – Аддитивное производство

FDM – Моделирование методом наплавления

SLS – Селективное лазерное спекание

SLM – Селективное лазерное плавление

3DP – Жидкостное связывание в трехмерной печати

SLA – Стереолитография

ЭЯ – Элементарная ячейка

МПО – Метод представительных объемов

НДС – Напряженно-деформированное состояние

СБС – Сетка бинарной сепарации

КЭ – Конечный элемент

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность темы исследования

Исследования в области аддитивного производства являются актуальной задачей в разных сферах деятельности [1,22,31,99,103,109]. Фундаментальные и прикладные исследования проводятся ведущими странами научно-исследовательской активности. Развитие аддитивных технологий позволило переосмыслить понятие материала, в том числе. Так, стало возможным создание изделий, обладающих сложными комплексными свойствами, при этом сама структура изделия может быть рассмотрена как некий неоднородный, а зачастую обладающий сложной микроструктурой, материал. Такие материалы особенно актуальны в областях биоматериалов и метаматериалов.

На данный момент, большую популярность получают исследования структур, в том числе для решетчатых и пористых конструкций, которые изготавливаются из различных материалов преимущественно с помощью аддитивных технологий. Можно выделить два основных направления – проектирование решетчатых или пористых структур/конструкций и определение физико-механических свойств тел со сложной микроструктурой [51,53,60,91,98]. При проектировании решетчатых или пористых структур учитывается выбор представительного элемента, способ производства, выбор материала исследуемого тела. В процессе оценки напряженно-деформированного состояния неоднородных материалов возникают проблемы, связанные с изменением внутренней структуры исследуемого образца при деформировании [71,82, 92].

Данное исследование посвящено методам коррекции микроструктуры и влиянию микроструктуры на напряженно-деформированное состояние элементов конструкций. Коррекция структуры производится на основе разработанных методов структурного моделирования. Разработка методов коррекции и проектирования пористых и решетчатых структур на данный момент является актуальной задачей. Так, для локального выбора микроструктуры необходимо

определить базовый элемент или так называемую элементарную ячейку [51,91]. На этапе формирования структур возникают проблемы, связанные с выбором элементарной ячейки, так как на начальном этапе предугадать работу ячейки крайне тяжело [118]. Поэтому большинство работ в области проектирования и изготовления изделий с помощью аддитивных технологий рассматривают конструкции с однородным заполнением [59,90,103]. Другими словами, конструкция представляет собой набор идентичных по типу и размеру элементарных ячеек. Затем оценивают влияние элементарных ячеек на напряженно-деформированное состояние изделия. Однако в природе наблюдаются конструкции, механические свойства которых принципиально определяются неравномерностью микроархитектуры (наиболее распространённый пример – костные органы). Создание конструкций с нерегулярной пористой структурой, с одной стороны, можно осуществить локальным варьированием геометрических характеристик каждой элементарной ячейки, в зависимости от напряженно-деформированного состояния изделия. С другой стороны, проектирование можно реализовать обобщением регулярной пористой структуры на некоторую нерегулярную структуру. Методов проектирования изделий с нерегулярной структурой ничтожно мало. При этом наличие таких методов позволит производить изделия наиболее экономичным способом, и персонализировано для всех сфер деятельности. Исследования, посвященные методам проектирования, постобработки и процесса изготовления изделий в области аддитивного производства, проводятся зарубежными и отечественными учеными, такими как Ломакин Е.В., Ташкинов А.А., Келлер И.Э., Сметанников О.Ю., Федулов Б.Н., Маркова М.И., Комлев В.С., Ядройцев И., Трушников Д.Н., Масайло Д.В., Попович А.А., Федотенков Г.В., Попов В.В., Крысько А.В., Крысько В.А., Zadpoor A.A., Sitthiseripratip K., Du Plessis A., Limmahakhun S., Chen J., Bhate D., Aboulkhair N.T., Berto F., Babamiri B.B., Shin Yung C., Baptista R., Wang L., Benedetti M. и другими.

Цель и задачи диссертационной работы: реализация новых подходов к моделированию процессов деформирования элементов конструкций на основе учета влияния их структуры на напряженно-деформируемое состояние.

Достижение цели планируется осуществить путем решения следующих задач:

- разработка численной методики расчета прочности и деформируемости трехмерных элементов конструкций решетчатой и пористой структуры, в том числе и нерегулярной, с учетом влияния параметров (показателей), описывающих микроархитектуру и распределение структуры;

- разработка на основе предложенного ранее подхода к расчету прочности и деформируемости трехмерных элементов конструкций решетчатой или пористой структуры, в том числе и нерегулярной, численной методики коррекции структуры при условии сохранения прочностных свойств;

- формирование геометрии изделия с решетчатой, пористой в том числе нерегулярной структурой, для последующего изготовления с помощью аддитивных технологий и проведения натурных экспериментов;

- решение на основе предложенных методик практических задач.

Материалы и методы исследования

Механическое поведение моделей описывается задачей теории упругости в статической постановке.

Решение задач выполнено численно с использованием метода конечных элементов. С этой целью был использован конечно-элементный пакет Ansys.

Был использован метод представительных объемов в рамках проводимых вычислительных экспериментов.

Были использованы методы кластеризации и обобщение метода построения ячеек Вороного.

Экспериментальные исследования проводились на универсальной испытательной машине УТС 110М-100.

Научная новизна.

Предложен и реализован новый подход, в рамках которого разработана численная методика коррекции конструкций решетчатой структуры при условии сохранения прочностных свойств. Получены функции влияния геометрических параметров элементарной решетчатой ячейки (гексагональная бипирамида) на напряженно-деформированное состояние.

Предложена численная методика коррекции конструкций пористой структуры, у которых элементарной ячейкой является куб с порой. Получено поле механических характеристик над пространством безразмерных параметров, описывающих геометрию пористой элементарной ячейки. Проведены натурные эксперименты конструкций, сформированных на основе результатов, полученных с помощью численной методики коррекции регулярной пористой структуры.

Предложен и реализован новый подход, в рамках которого разработана численная методика коррекции конструкций с нерегулярной пористой структурой, на основе обобщения численного метода коррекции конструкций с регулярной пористой структурой

Достоверность и обоснованность результатов исследования обеспечиваются корректностью математической постановки задачи теории упругости, применением строгих математических методов, сравнением результатов с известными результатами других авторов, а также с результатами экспериментов.

Теоретическая значимость работы

В рамках исследования определяются функциональные связи между внутренней структурой и напряженно-деформированным состоянием решетчатой и пористой элементарной ячейкой. Полученные функциональные зависимости

позволят в будущем вывести законы деформирования различных элементарных ячеек. Данные связи позволят в будущем создать стандартизированную базу по элементарным ячейкам, которая позволит инженерам/конструкторам выбирать оптимальную для их конструкции структуру.

Практическая значимость работы

Практическая значимость работы заключается в возможности применения разработанных методов в проектно-конструкторской деятельности (в медицинской, аэрокосмической, архитектурно-строительной и прочих отраслях), в проведении оптимизации геометрии изделий, изготавливаемых с помощью аддитивного производства. В рамках работы был спроектирован и изготовлен эндопротез длинных костей, изделие прошло клинические испытания на животных.

Положения, выносимые на защиту

На защиту выносятся:

- методы и результаты оценки влияния геометрии решетчатой и пористой элементарной ячеек на физико-механические свойства;
- численные методы коррекции конструкции с решетчатой, а также регулярной и нерегулярной пористой структурами;
- метод формирования конструкций с неоднородной пористой структурой;
- распределение структурных параметров сформированных конструкций с помощью разработанных численных методов коррекции решетчатой, регулярной и нерегулярной пористой структурами;
- результаты экспериментальных исследований конструкций с решетчатой и регулярной пористой структурами, сформированных с помощью численной методики коррекции регулярной пористой структуры.

Апробация работы

Основные положения и полученные в диссертационной работе результаты докладывались и обсуждались на следующих научных конференциях и симпозиумах:

– XXV международный научный симпозиум «Динамические и технологические проблемы механики конструкций и сплошных сред» имени А.Г. Горшкова, Кременки, 2019 г.

– Международная научная конференция «European society of biomechanics Congress», Вена, 2019г.

– VIII Международная научная конференция «Механика композиционных материалов и конструкций, сложных и гетерогенных сред им. И.Ф. Образцова и Ю.Г. Яновского», Москва, 2019г.

– Международный научный семинар «Joint Seminar of Kazan Federal University and Kanazawa University on Biomechanics, Optimization and its Related Research», Казань, 2020

– XXVI Международный научный симпозиум «Динамические и технологические проблемы механики конструкций и сплошных сред» имени А.Г. Горшкова, Кременки, 2020 г.

– XXVII Международный научный симпозиум «Динамические и технологические проблемы механики конструкций и сплошных сред» имени А.Г. Горшкова, Кременки, 2021 г.

– Международная научная конференция «Международная конференция по Вычислительной механике и современным прикладным программным системам», Алушта, 2021г.

– XI Всероссийская научная конференция с международным участием «Механика композиционных материалов и конструкций, сложных и гетерогенных сред» им. И.Ф. Образцова и Ю.Г. Яновского

– Международный научный симпозиум «Japan-Russia Online Joint Symposium», Казань, 2021

– XXVIII международный научный симпозиум «Динамические и технологические проблемы механики конструкций и сплошных сред» имени А.Г. Горшкова, Кременки, 2022 г.

Публикации

По теме диссертации опубликовано 23 работ, в том числе 3 из них [10,13,41] в журналах, входящих в Перечень ВАК Минобрнауки РФ, 6 – в журналах и изданиях [10,13,41,55,56,77], индексируемых в базах данных Web of Science, Scopus (3 статьи в журналах Q1) и Russian Science Citation Index, и 17 — в тезисах докладов [3-9, 11,12,14-19,42,78], получено 2 свидетельства о государственной регистрации программы для ЭВМ [32,33].

Личный вклад автора

Соискателем лично разработаны постановки задач, лично построены все математические модели в рамках решения вышеуказанных научных задач, проведена численная реализация и осуществлены экспериментальные натурные испытания с последующим анализом результатов, что выражается в следующем:

- проведен обзор литературы, обзор методов проектирования, изготовления и постобработки изделий, изготовленных с помощью аддитивного производства;
- на основе численных расчетов проведено исследование параметризованных элементарных ячеек для получения функций влияний геометрических параметров элементарных ячеек на деформированное состояние;
- разработана численная методика коррекции конструкций с решетчатой, регулярной и нерегулярной пористой структурами;
- проведены численные расчеты конструкций, сформированных на основе результатов, полученных с помощью численной методики коррекции пористой, в том числе и нерегулярной, и решетчатой структур.
- проведены натурные испытания, сформированных на основе–численной методики коррекции решетчатой и регулярно пористой структур.

В работах [77,55,56] автору принадлежит большая часть текста обзоров, постановка задач, методы проектирования, проведение численных и натуральных экспериментов, анализ результатов. В работах [10,13 41] автору принадлежит проведение численных экспериментов, а также анализ результатов.

Структура и объем диссертации

Диссертационная работа общим объемом 131 страниц состоит из введения, четырех глав, заключения и списка литературы, включающего 123 источника. Текст иллюстрируется 70 рисунками и 14 таблицами.

Благодарности

Автор благодарит за помощь и поддержку в реализации работы научного сотрудника лаборатории плазмохимического получения функциональных материалов института искусственного интеллекта, робототехники и системной инженерии Казанского Федерального Университета Кашапова Р.Н., заведующего патологоанатомическим отделением – патологоанатома Республиканской клинической больницы республики Татарстан Рагинова И.С.

Содержание работы

Во **введении** обоснована актуальность темы диссертационной работы, ее научная новизна, практическая значимость, сформулированы цели и задачи исследования, приведены основные положения, выносимые на защиту.

Первая глава диссертации имеет обзорный характер и описывает современное состояние и виды технологического процесса аддитивного производства. Раскрывает роль выбора элементарной ячейки и влияние её распределения на поведение всей конструкции. Отмечает роль аддитивного производства в медицине.

Во **второй главе** диссертационной работы определены функции влияния геометрии решетчатых структур на напряженно-деформированное состояние. В качестве элементарной решетчатой ячейки выступает гексагональная бипирамида.

Предложен и реализован численный метод коррекции решетчатых структур. В качестве задачи для решетчатой элементарной ячейки был рассмотрен эндопротез ножки кролика

В **третьей главе** сформулирована и исследована задача численного метода коррекции пористой конструкций. Предложена методика для определения функциональной связи между внутренней структурой и её эффективными механическими характеристиками. В качестве элементарной пористой ячейки выступает куб с порой. Предложен и реализован метод коррекции пористой конструкций. Описаны численные и натурные эксперименты сформированных изделий, полученных на основе разработанного метода коррекции пористой структуры.

Четвертая глава посвящена формированию конструкций с нерегулярной пористой структурой. Сформулирована задача переноса данных о структуре с регулярной на нерегулярную пористую структуру. Предложен численный метод коррекции нерегулярных пористых структур, основанный на обобщённой диаграмме Вороного. Для отработки метода сформулирована и решена тестовая задача. Произведены численные эксперименты изделий с нерегулярной пористой структурой.

В **заключении** сформулированы основные результаты диссертации.

ГЛАВА 1.

АКТУАЛЬНЫЕ ПРОБЛЕМЫ ПРОЕКТИРОВАНИЯ КОНСТРУКЦИЙ, ИЗГОТОВЛЯЕМЫХ АДДИТИВНЫМ ПРОИЗВОДСТВОМ

Глава имеет обзорный характер и описывает современное состояние и виды технологического процесса аддитивного производства. Поясняет роль выбора и проектирования элементарной ячейки, а также её распределение на всю конструкцию. Отмечает роль аддитивного производства в медицине.

1.1 Развитие аддитивных технологий

Аддитивное производство (АП) — это процедура сочетания материала или материалов для изготовления трехмерных объектов из компьютерных цифровых моделей с помощью машины для 3D печати. Синоним АП – это 3D-печать, которая более популярна и обычно используется в повседневной жизни. Процесс печати выполняется слой за слоем, в отличие от традиционных методов субтрактивного производства, что позволяет АП воссоздавать конструкции с нерегулярной геометрией при меньшей затрате времени, материала и энергоресурса. Так, используя свободу проектирования с помощью АП, можно оптимизировать распределение материала, уменьшая массу, сохраняя при этом механические свойства конструкции.

Многочисленные работы в области АП нацелены на развитие методов проектирования [29,39,80,81] (в большей степени методы оптимизации), исследования процессов производства [23,35,36] (в большей степени влияние технологических процессов на качество изделия), исследования методов постобработки изделий, а также на конструирование новых мета и биоматериалов [2,27]. АП нашло применение в различных отраслях, начиная с аэрокосмической, автомобильной, архитектурно-строительной, медицинской сферах и заканчивая потребительскими товарами [20,25,26,38,40].

Так, в работе Guanghui Shi и др. [109] проектируется тяжело-нагруженный аэрокосмический кронштейн. С помощью методов оптимизации исследователи добились уменьшения более чем на 18% конструктивной массы аэрокосмического кронштейна при удовлетворении всех механических характеристик (Рисунок.1.1). Кронштейн был изготовлен с помощью АП и испытан на трехосное растяжение. Стоит отметить конструкцию кронштейна, а именно невозможность изготовления её субтрактивным производством.

В работе Владимира Васильевича Попова младшего и др. [103] приводятся примеры внедрения аддитивных технологий в индивидуализированную медицину, а также описывается вся технологическая цепочка производства – от компьютерной томографии до производства и постобработки эндопротезов. В качестве примеров приведен имплант ключицы, нижней челюсти, эндопротез для случая остеотомии стопы и вертлужной впадины тазобедренного сустава.



Рисунок.1.1 – Облегченный аэрокосмический кронштейн, изготовленный с помощью АП

В архитектурно-строительной сфере наиболее ярким примером применения АП является павильон Trabeculae (Рисунок.1.2), который находится в Политехническом университете Милана. Это первый пример, полностью спроектированной конструкций, реагирующей на нагрузку на основе

изготовленных на заказ строительных компонентов, которые имеют интегрированную систему столярных изделий, позволяющую выполнять реверсивную сборку. Уменьшенное отношение веса к площади в сочетании с его структурной эффективностью подчеркивает эффективность используемого подхода [99].

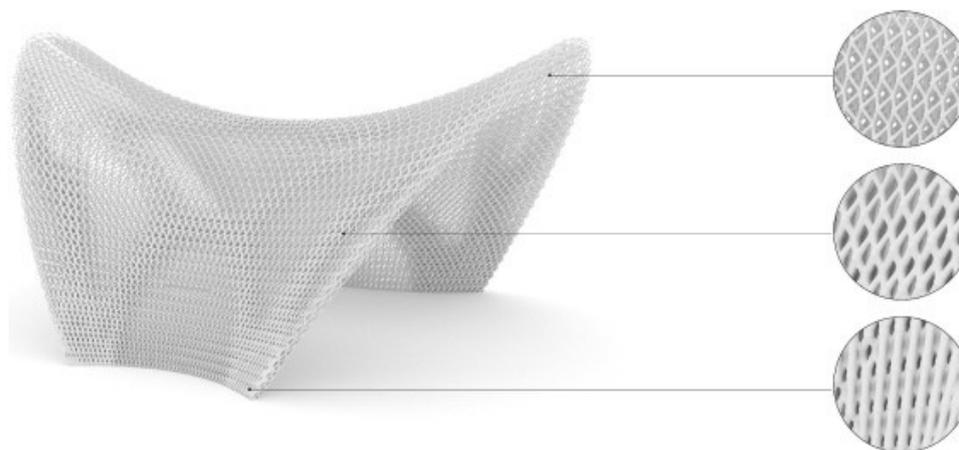


Рисунок.1.2 – Павильон Trabeculae

Таким образом, 3D-печать обладает превосходной гибкостью, что делает ее пригодной для производственных задач любого масштаба. Развитие процессов и оборудования для АП позволяет изготавливать детали на предприятии, в офисе или дома. АП постепенно становится технологией, которую может изучить и освоить широкая публика. Люди могут легко научиться пользоваться машинами для АП, самостоятельно разрабатывать и изготавливать простые предметы, такие как детские игрушки, вешалки и тд.

В области АП ведутся исследования как российскими, так и иностранными учёными. Так, на декабрь 2022 года по запросу в Scopus “Additive manufacturing” в отрасли Engineering 35 807 публикаций, из которых 45 публикаций за 2023 год, 4 750 публикаций 2022 года, 6 396 публикаций 2021 г., 5 651 публикация 2020 г., 4 635 публикаций 2019 г., 4 021 публикация 2018 г. На январь 2023 года по запросу в ScienceDirect по ключевым словам “Additive manufacturing” 1 137 публикации за 2023 год.

С 2018 года количество публикаций увеличивается, что подтверждает научный интерес к АП современным исследовательским сообществом.

1.2 Технологии аддитивного производства

Как было отмечено ранее, процесс АП основан на последовательном наращивании материала, который формируются слоями друг над другом. Эта технология была разработана Чарльзом Халлом в 1986 году. Данная технология 3D-печати известна как стереолитография. На сегодняшний день существует более девяти методов АП. Каждая технология по-своему уникальна и имеет свои положительные и отрицательные стороны. Выбор технологии 3D-печати зависит от поставленной задачи ученого или инженера.

Наиболее распространенные методы 3D-печати известны как моделирование методом наплавления (FDM), селективного лазерного спекания (SLS), селективного лазерного плавления (SLM) или жидкостного связывания в трехмерной печати (3DP), стереолитография (SLA).

Для печати слоев материала методом FDM используется непрерывная нить термопластичного полимера (Рисунок.1.3). Нить нагревается у сопла до полужидкого состояния, после выдавливается на стол 3D принтера или поверх ранее напечатанных слоев. Ключевым свойством для этого метода является термопластичность полимерной нити, что позволяет нитям сплавляться вместе во время печати, а затем затвердевать после нее. Толщина и ширина слоя, ориентация нитей и воздушный зазор являются основными параметрами обработки, влияющими на механические свойства изготовленных конструкций [28]. Основные преимущества FDM – высокая скорость и простота процесса. В качестве недостатков выступают слабые механические свойства из-за межслойной деформации слоев, а также визуальный вид изделия и плохое качество получаемых поверхностей. Разработка структурного композитного волокна для 3D-печати FDM методом укрепила механические свойства изготовленных конструкций, но проблема образования пустот между слоями остается открытой.

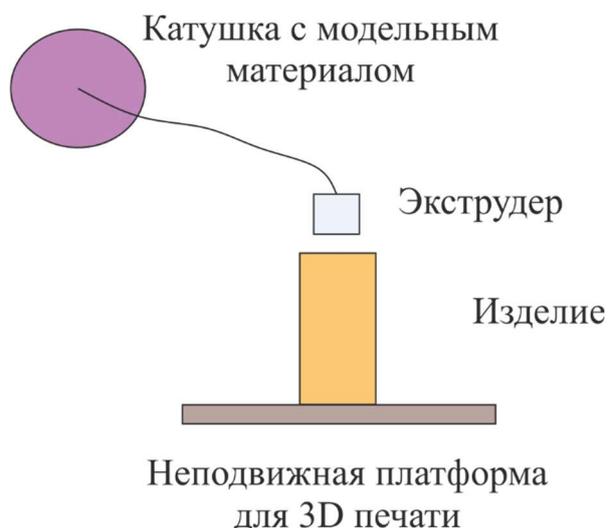


Рисунок.1.3 – Структурная схема АП методом FDM

В качестве процесса печати для SLS и SLM выступает спекание и плавление порошка, соответственно (Рисунок.1.4). Порошок распределён и плотно упакован на платформе, затем в каждом слое спекается/сплавляется с помощью лазерного луча. Последующие слои порошков распыляются поверх предыдущих слоев и спекаются/сплавляются друг с другом до тех пор, пока не будет напечатана окончательная конструкция. Одним из ключевых свойств методов SLS и SLM является размер и форма частиц порошка, а также его распределение на платформе 3D принтера. SLS технологию можно использовать для различных полимеров, металлов и порошковых сплавов, в то время как SLM технология применима только для определенных металлов, таких как сталь или алюминий. Технология SLS не полностью расплавляет порошки, а повышенная локальная температура на поверхности зерен приводит к сплавлению порошков на молекулярном уровне, что негативно влияет на механические свойства конструкции. В свою же очередь SLM технология имеет проблему проявления хрупких свойств материала и отклонение от заданной формы конструкции из-за температурных процессов, возникающих при изготовлении. За счет изменения режима спекания [34,53,60,98] механические свойства конструкции можно варьировать как в положительную, так и в отрицательную сторону. Однако на практике улучшение физико-механических свойств материалов это сложнореализуемая задача, и неравномерность тепловых

потоков, наоборот, приводит к развитию внутренних дефектов, что требует последующей обработки изделий [43,88,89].

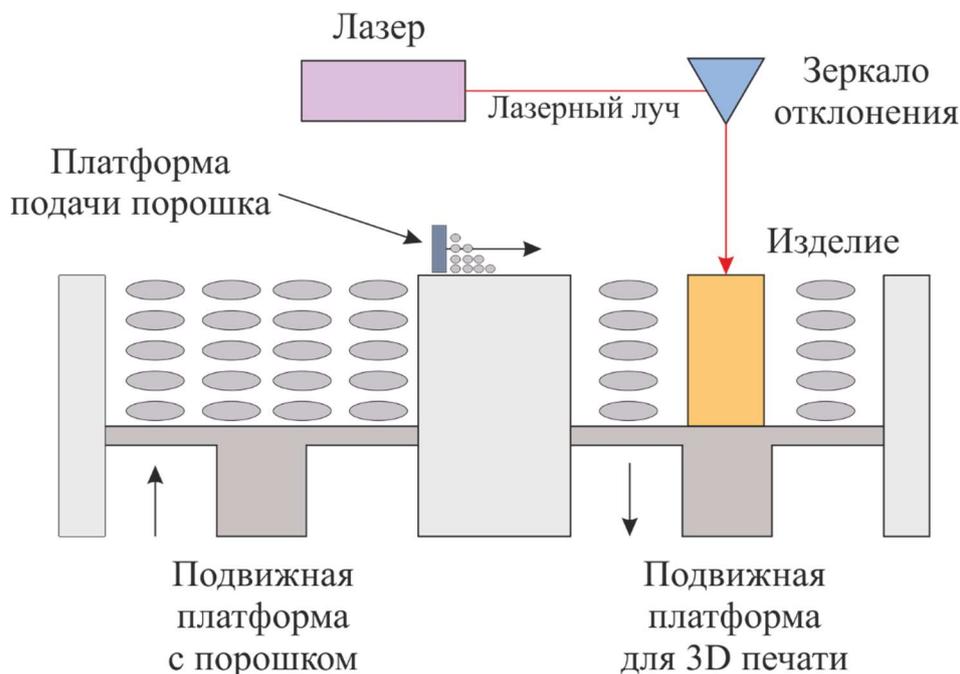


Рисунок.1.4 – Структурная схема АП методами SLS и SLM

В случае использования жидкого связующего материала метод называется струйной трехмерной печатью или 3DP (Рисунок.1.5). 3DP использует порошковую и струйную печать. В качестве материала печати используется полимерный, металлический, гипсовый порошок. Связующее вещество – клей или специальная смесь адгезии. Химия связующего, размер и форма частиц порошка, взаимодействие между порошком и связующим, а также методы постобработки играют важную роль в 3DP. Пористость деталей, напечатанных путем нанесения связующего, обычно выше по сравнению с лазерным спеканием или плавлением, которые позволяют печатать плотные детали. Мощность лазера и скорость сканирования являются основными параметрами, влияющими на процесс спекания. Высокое качество – основное преимущество порошковой сварки, которое делает ее пригодной для печати сложных конструкций. Еще один плюс этого метода заключается в том, что в качестве подложки используется слой порошка, что устраняет трудности с удалением поддерживающего материала. К основным недостаткам плавки в порошковом слое, которая является медленным

процессом, относятся высокая стоимость расходных материалов и высокая пористость итогового изделия при склеивании порошка со связующим.

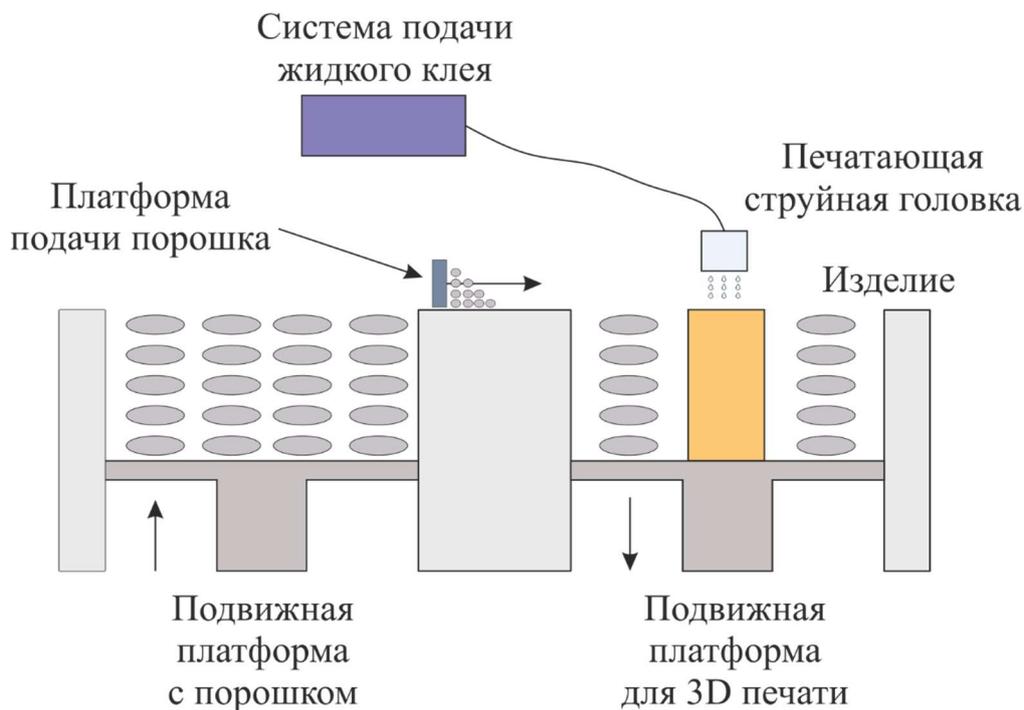


Рисунок.1.5 – Структурная схема АП с помощью метода 3DP

Стереолитография (SLA) использует ультрафиолетовый свет (или электронный луч), чтобы инициировать цепную реакцию на слое смолы или раствора мономера (Рисунок.1.6). Мономеры активны в УФ-излучении и после радикализации мгновенно превращаются в полимерные цепи. При таком подходе излучатель ультрафиолетового света отображает сечение изделия, смола в соответствующих точках затвердевает, чтобы удерживать последующие слои после полимеризации. Непрореагировавшая смола удаляется после завершения печати. SLA печатает высококачественные детали с высоким разрешением до 10 мкм. С другой стороны, это относительно медленно, дорого, и выбор материалов для печати очень ограничен. Кроме того, кинетика реакции и процесс отверждения сложны. Одним из недостатка SLA метода является полное удаление смолы у пористых конструкций, т.к. процесс производства не позволяет напечатать закрытую пористую конструкцию с пустотой внутри. Для полимерных конструкций используются следующие высокомолекулярные полимеры (из-за их удовлетворительных механических свойств и биосовместимости): полимолочная

кислота [52,58] , полиэфирэфиркетон [111], поликапролактон [123]. Но конструкции, изготовленные из данных материалов за счет технологии производства, обладают микропорами, в которых зарождаются микроорганизмы, бактерии, грибки.

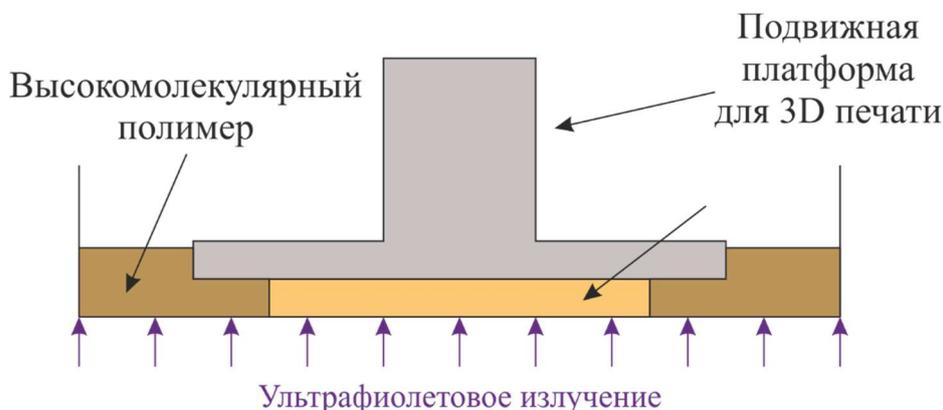


Рисунок.1.6 – Структурная схема АП с помощью метода SLA

Все описанные методы АП позволяют проектировать и изготавливать конструкции со сложной структурой, но каждый метод имеет свои как положительные, так и отрицательные стороны.

1.3 Архитектурно ячеистые структуры

Как было сказано ранее, 3D-печать используют в различных отраслях. Благодаря АП можно создавать более легкие конструктивные элементы, которые имеют много преимуществ, таких как низкий расход топлива для отраслей промышленности, точная адаптированность к применению, в большей степени относящейся к отраслям медицины, таких как стоматология и артропластика. АП позволяет улучшать механические и другие характеристики за счет изменения структуры изделия.

Для подготовки спроектированного изделия к изготовлению используют специализированные программы – слайсеры. Слайсер – программное обеспечение, которое преобразует геометрию 3D модели (stl-файл) в машинный код (G-code). Современные слайсеры: Cura, Simplify3D, Slic3r, SelfCAD, – позволяют не только получить G-code из stl-файла, но и задавать внутреннюю структуру изделия. С

помощью данных программ можно варьировать внутреннюю структуру за счет изменения паттерна (узор заполнения) и его плотности. Наиболее частые паттерны – прямолинейное (Рисунок.1.7а), треугольное (Рисунок.1.7б), сотовое (Рисунок.1.7в) и волновое заполнения (Рисунок.1.7г). Варьирование паттернов и его плотности позволяют изменить вес и механические свойства изделия. Однако существующие слайсеры не позволяют оценить изменение механических свойств, что является большим недостатком данных программ.

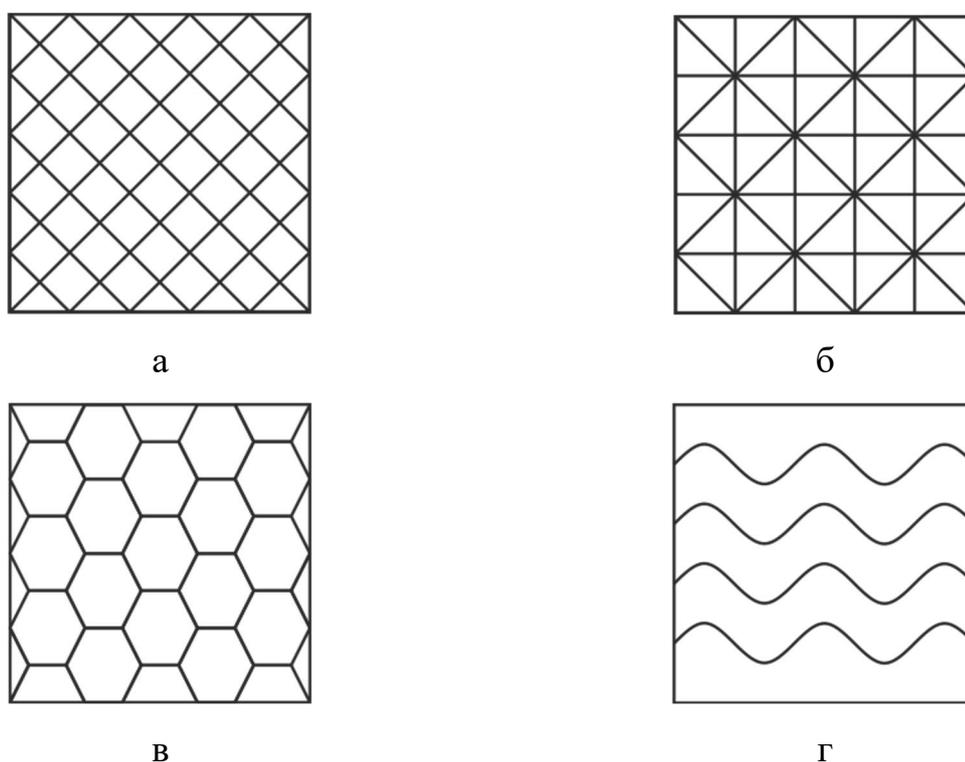


Рисунок.1.7 – Паттерны для АП

Для определения изменения физико-механических свойств изделий учеными введен термин элементарной ячейки (ЭЯ) или базовой ячейки. ЭЯ подразумевает некоторый объем тела, который имеет некоторую пористость и, что наиболее важно, архитектуру. На рисунке.1.8а изображена ячеистая структура – набор ЭЯ. Например, в качестве ЭЯ можно выбрать куб с эллиптической порой, (Рисунок 1.8б), изделия из такого набора ячеек часто называют пористыми конструкциями. Также можно определить ЭЯ как решетчатую (lattice) структуру (Рисунок 1.8в) или любой вид паттерна. Однако при выборе ЭЯ её архитектура должна определяться исходя из условий эксплуатации изделия. Каждая ЭЯ в масштабах изделия работает как

отдельная конструкция, таким образом, напрямую влияет на её механические свойства.

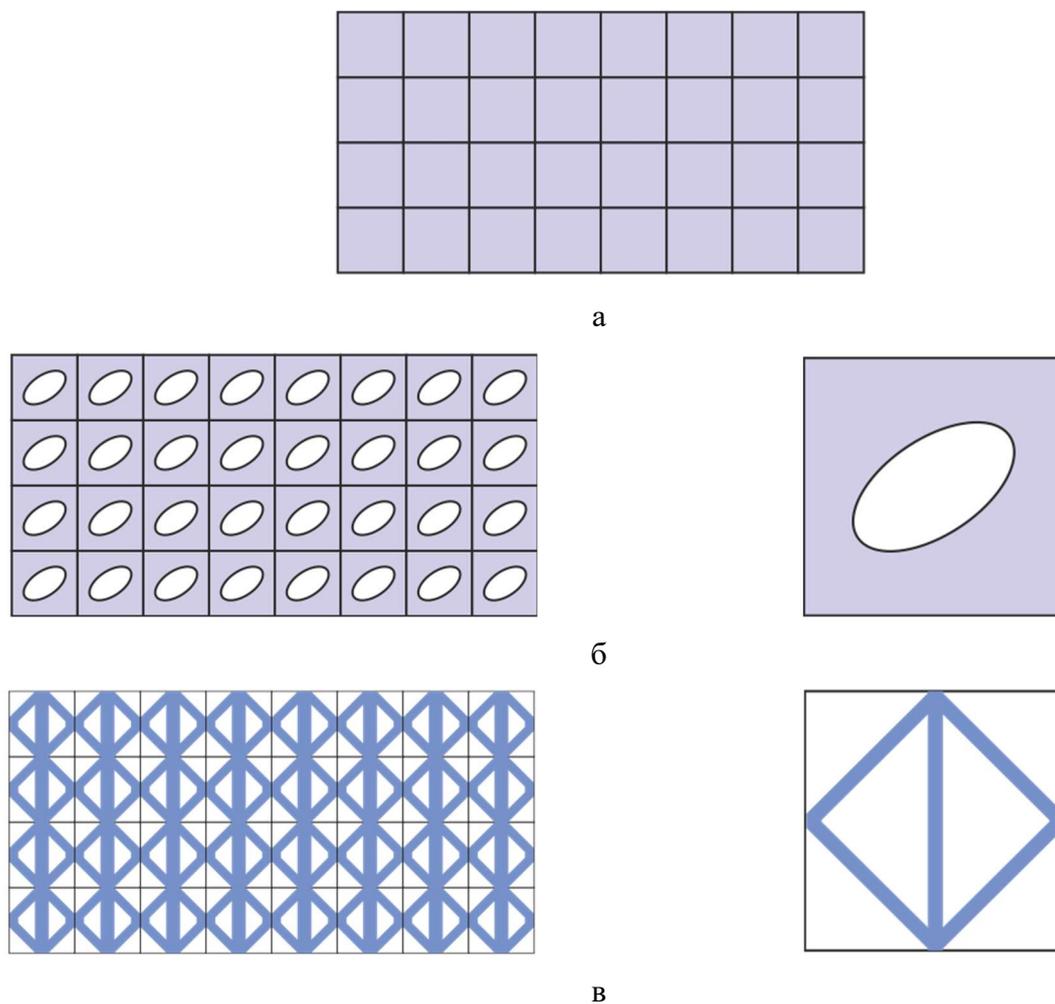


Рисунок.1.8 – Элементарные ячейки

Свобода выбора элементарных ячеек позволяет не только изменять структуру изделия, но и ее контролировать. Контролируемая структура приводит к более контролируемым механическим свойствам, это делает архитектурные ячеистые структуры универсальными. Такой подход предоставляет ученым и инженерам перейти на новый уровень управления материалом, который позволяет изменять ЭЯ в зависимости от особенностей работы изделия и тем самым корректировать механические свойства.

Механические характеристики ячеистой структуры в макроскопическом масштабе можно описать в терминах эффективных свойств, которые зависят от материала и конструктивных параметров ЭЯ. Проведя численные или натурные

эксперименты для ЭЯ, можно определить ее эффективные механические характеристики, а затем производить проектирование и реализацию изделия. Численные расчеты таких изделий можно производить с помощью метода представительных объемов (МПО). Эффективные механические свойства конструкции сильно зависят от МПО. Следует отметить, что применение подхода, основанного на МПО для изделий, изготовленных с помощью АП, может привести в некоторых случаях к неудовлетворительным результатам, поскольку механические свойства напечатанного образца могут отличаться от ожидаемых значений из-за технологических отклонений. Причины этого явления до сих пор не ясны [72,83]. В основном, они связаны со спецификой производства [85,86]. Механические параметры материала могут быть изменены за счет армирующих добавок, режима плавления в процессе производства и т.д. [53,60,98,99]. Есть работы, где показано, что изменение химического состава, оказывает влияние на механические свойства изделий произведенных с помощью АП [71,82,92].

Таким образом, именно варьирование метода производства, материала изделия, геометрии ЭЯ дали сильный импульс развитию АП. АП позволило с новой стороны взглянуть на саму конструкцию, её проектирование и, как следствие, на сам материал.

Так на декабрь 2022 года по совместному запросу “Additive manufacturing” и “mechanical properties” в Scopus 15 722 публикаций, их которых 1 публикация 2023 года, 1 471 публикация 2022 года, 2 624 публикаций 2021 г., 2 240 публикаций 2020 г., 1 609 публикаций 2019 г., 1 163 публикаций 2018 г.. С 2018 года количество публикаций увеличивается, что подтверждает научный интерес к данной тематике современным исследовательским сообществом. В январе 2023 года по совместному запросу “Additive manufacturing” и “mechanical properties” в ScienceDirect 400 публикаций от 2023 года. С 2019 года количество публикаций увеличивается, что подтверждает научный интерес к данной тематике современным исследовательским сообществом.

1.4 Проектирование ячеистых структур

При проектировании ячеистых структур учитывается: выбор ЭЯ, материала исследуемого тела и способ производства [51,91]. Ячеистые структуры необходимы в тех областях, где обязательным условием является, чтобы элемент конструкции имел силовой каркас и был неким связующим между двумя телами, например, в эндопротезировании между имплантом и костью для более быстрого соединения костной ткани с имплантом. При этом определяют допустимую пористость для наиболее лучшего процесса связи между телами, при сохранении несущей способности конструкции в целом [63,59]. Обычно геометрию ЭЯ описывают некоторыми параметрами, которые характеризуют геометрию структуры и ее характер распределения на весь объем тела [63,89].

Для проектирования конструкций с ячеистой структурой необходимо определить саму ЭЯ [51,91]. Выбор ЭЯ определяет характер работы всей конструкции [89]. У пористых конструкций элементарной ячейкой чаще всего является некоторый объем тела с одной или множеством пор, которые описываются параметрами локальной эллиптичности и пористости (Рисунок.1.9). При анализе пористых структур за счет вариации параметров можно определить оптимальное распределение пористости по объему конструкции.



Рисунок.1.9 – Пористая структура

В качестве элементарной ячейки решетчатой структуры выступают узлы, расположенные на вершинах и ребрах базового элемента, соединенные тонкими прямыми линиями, например, пирамида, бипирамида, куб, куб с крестом и т.д. (Рисунок.1.10). Количество узлов и линий регулируется в зависимости от желаемой плотности и механических свойств ячейки. [86,118].

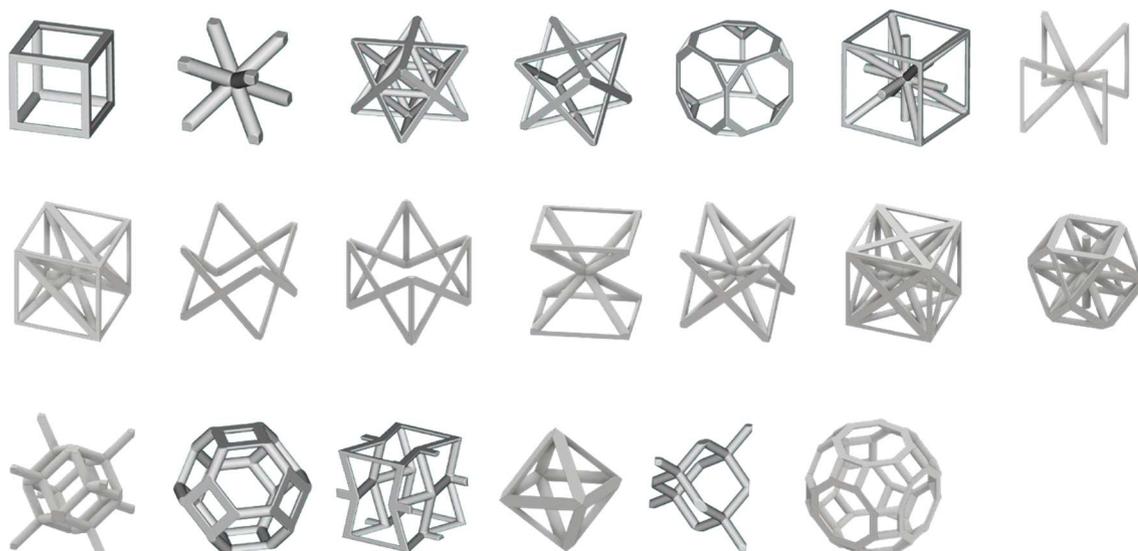


Рисунок.1.10 – Решетчатая структура

Таким образом данные структуры обладают привлекательным свойством, которое позволяет, изменяя микроархитектуру, получать желаемые механические, проницаемые, акустические свойства. Но возникает задача различия структур, при которых будут преобладать изгибающие, растягивающие, сжимающие, сдвиговые силы [118]. Отсюда уже следует, что на этапе проектирования возникают проблемы, связанные с выбором самой структуры и параметрами, характеризующими данную структуру, так как на начальном этапе тяжело предугадать работу данной структуры в целом. Для этого необходимы методы проектирования, учитывающие набор ЭЯ с определенными геометрическими параметрами, удовлетворяющими условиям прочности и эксплуатации данной конструкции [69,118]. Методы проектирования таких структур сводятся к получению некоторой функции влияния, зависящей от данных параметров. Одним из подходов является задача об оптимальных физико-механических свойствах структур при деформировании. Изначально определяется зависимость механических характеристик с одним или несколькими параметрами, описывающими структуру. Затем выбирают оптимальный вектор параметров при данном нагружении [76, 87].

В качестве параметра ЭЯ для решетчатой конструкции может выступать толщина ребра (Рисунок.1.11а), ширина (Рисунок.1.11б), высота (Рисунок.1.11в)

базового элемента, а также плотность заполнения изделия такими ячейками (Рисунок.1.11б, Рисунок.1.11в).

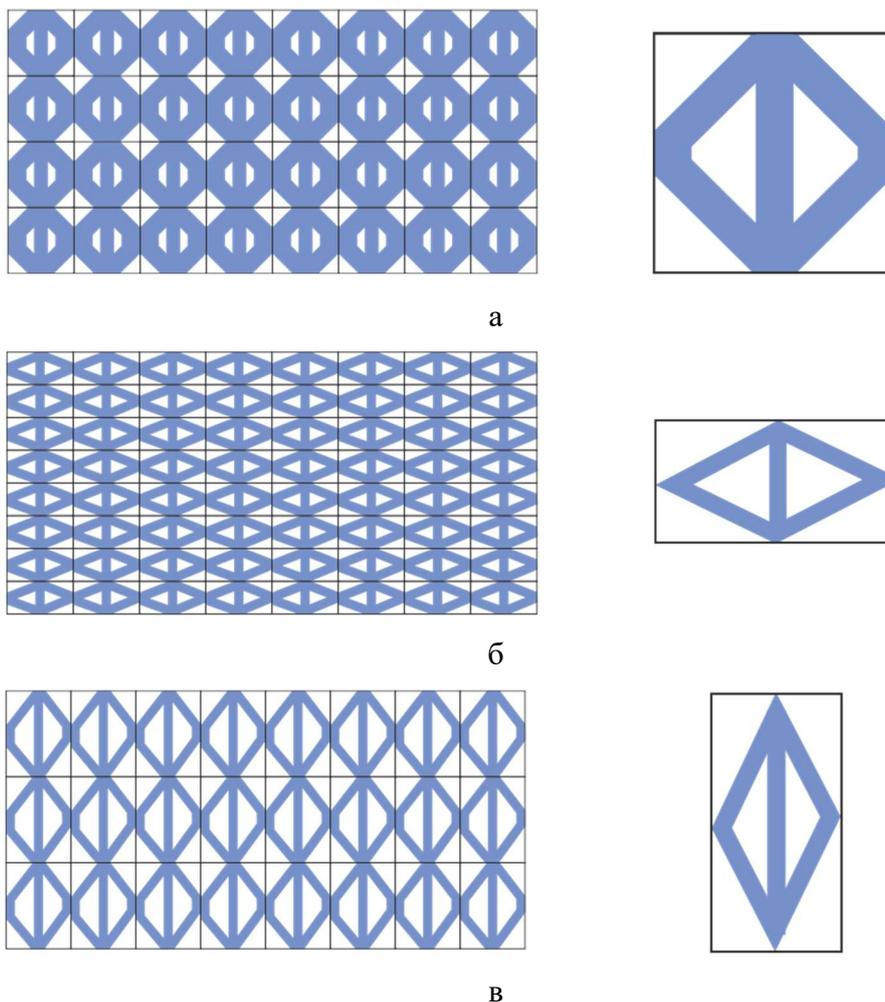


Рисунок.1.11 – Распределение решетчатой структуры

Для пористой конструкции параметрами, описывающими ЭЯ, являются геометрические характеристики, которые зависят от формы поры. Так, в случае эллиптических пор такими параметрами могут выступать величина пористости (Рисунок.1.12а) и эллиптичности (Рисунок.1.12б), направление эллиптичности (Рисунок.1.12в), и аналогично решетчатому – плотность заполнения изделия элементарными ячейками.

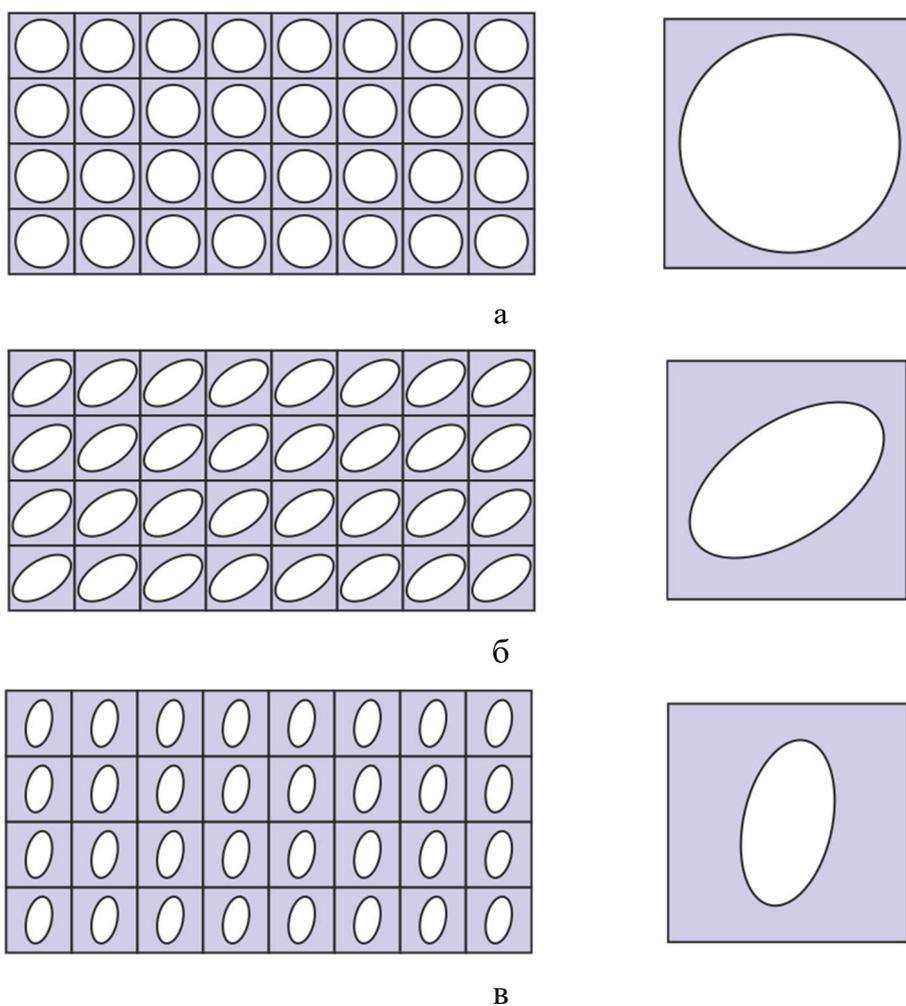


Рисунок.1.12 – Распределение пористой структуры

1.5 Роль аддитивного производства в медицине

Разработка методов моделирования и проектирования эндопротезов на заказ является одной из важных задач персонализированной медицины [107, 112,120]. АП дает много преимуществ при изготовлении высококачественных пористых имплантатов, адаптированных к конкретным пациентам [37,75] (Рисунок.1.13).

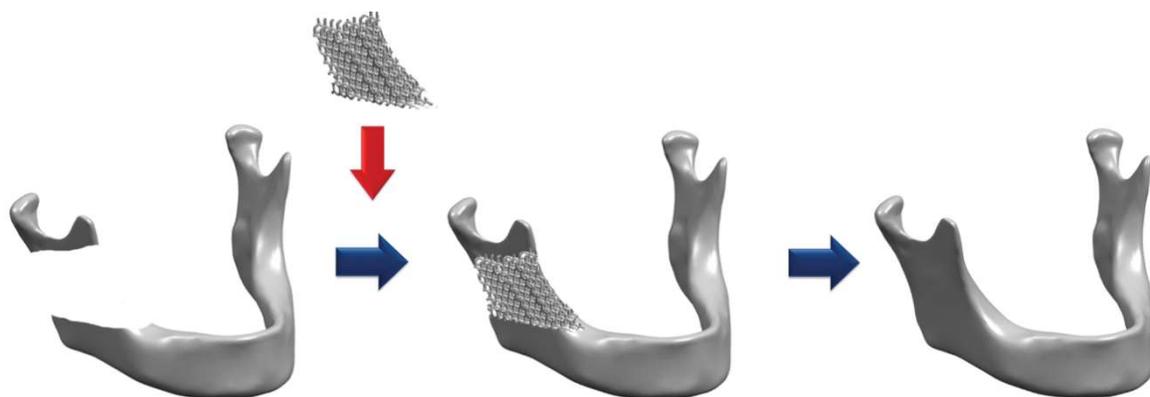


Рисунок.1.13 – Персонализированный имплант челюсти

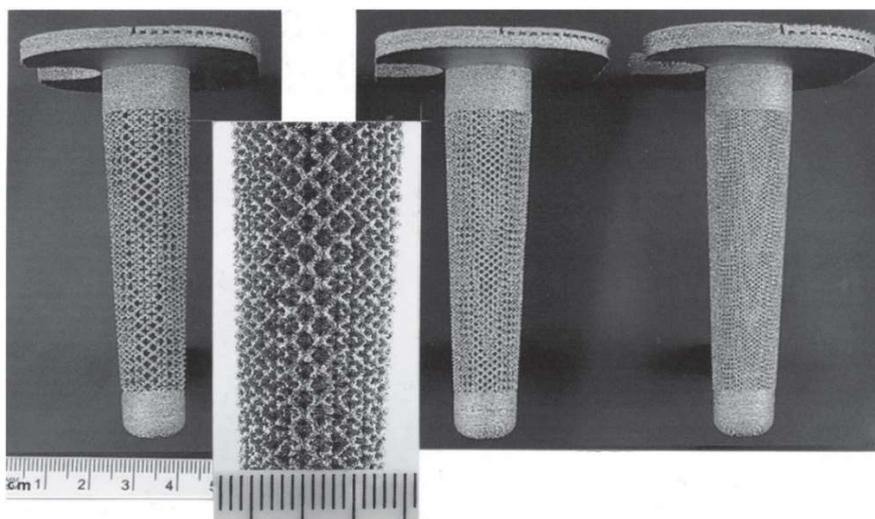
Такой подход обеспечивает улучшенные результаты лечения и реабилитации пациентов [106]. Кроме того, АП позволяет получать устройства со сложной неструктурированной геометрией (Рисунок.1.14).

Такие структуры могут обладать не только уникальными механическими свойствами, но и новыми биологическими свойствами [44]. Таким образом, современная биомедицинская инженерия направлена на разработку и производство устройств, специфичных для конкретного пациента с отличительными регенеративными свойствами. Этот эффект регенерации может быть достигнут путем добавления фармакологического агента к химическому составу материала [24,119].

Использование подходящих биосовместимых материалов для изготовленных на заказ эндопротезов, используемых для замещения дефектов длинных костей у пациентов, также является сложной задачей [58,64,113].



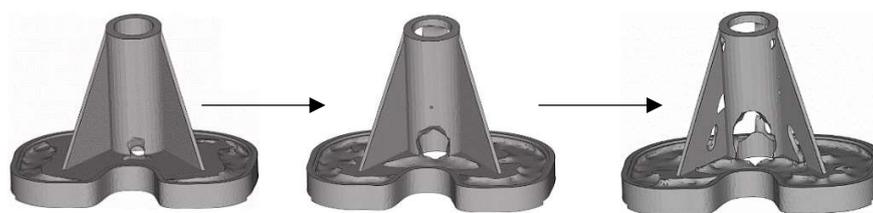
а



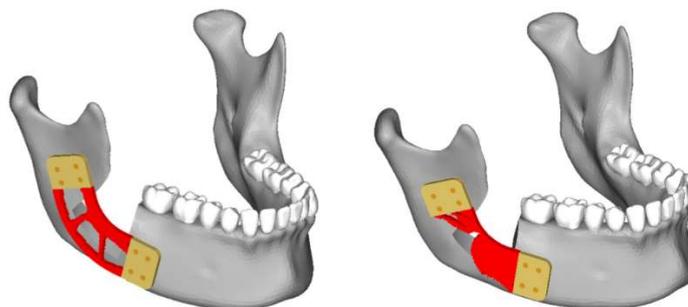
б

Рисунок.1.14 – Имплант позвоночника (а) и коленный эндопротез (б)

Но самой важной задачей является разработка компьютерных методов проектирования медицинских устройств. Изготовление имплантатов со сложной неправильной структурой с учетом оптимизации их механических и биологических свойств все еще остается открытой проблемой. Обычно используемый метод проектирования изделий АП основан на топологической оптимизации их решетчатой структуры (Рисунок.1.15).



а



б

Рисунок.1.15 – Имплант большеберцовый кости (а) и пластина при переломе челюсти (б)

Оптимальный выбор размера и формы ячейки решетки недавно обсуждался в работах [57,67,74]. Решетчатая структура рассматривалась как искусственная симметрия материала, но остаются вопросы о распределении формы клеток в эндопротезе. Кроме того, следует отметить, что распределение клеток (размер, разнообразие форм) оказывает сильное влияние на напряженно-деформированное состояние имплантируемого устройства [62,91].

АП широко используется в медицине, например, для быстрого прототипирования эндопротезов уникальной формы. Основная цель - производство легких и долговечных имплантатов, которые являются биосовместимыми с костной тканью. Широко распространенным типом структуры для таких устройств является высокопористая решетка [100,121]. Изменения формы и размера пор в решетке вызывают изменения механических свойств. Изменяя геометрию решетки или пор в этих имплантатах, можно достичь не только оптимальных прочностных характеристик, но и превосходных биосовместимых свойств [48,110,122].

Применение эндопротезов для длинных костей связано в основном с опухолями костей. Основными проблемами имплантации эндопротеза длинной кости являются инфекционные осложнения [105], повреждения мягких тканей [97], асептическая нестабильность [104] и перелом имплантата [108]. Чтобы преодолеть эти проблемы, вызванные жесткой конструкцией имплантатов, были применены различные технологии на основе решеток. [73,84,96,101,102,116].

Таким образом, в настоящее время существуют некоторые технические трудности при изготовлении эндопротезов с использованием аддитивных технологий. Тем не менее, принципы их проектирования должны разрабатываться одновременно.

Недавно было опубликовано несколько работ, посвященных конструкции решетки для тазобедренных имплантатов и стоматологических применений [66,74,75]. В основном различные решетчатые структуры рассматривались и сравнивались с использованием только метода конечных элементов. Существует несколько исследований, посвященных оптимизации топологии костной ткани [45,47,49,61,117]. Использование топологической оптимизации позволяет уменьшить вес конструкции, но не позволяет управлять структурой [30,50]. Подход, основанный на оптимизации топологии, не дает возможности получить структуру в виде набора идентичных ЭЯ с одинаковыми свойствами и формой.

Следует также упомянуть проблему распределения основных ячеек в объеме. В большинстве исследований анализируются объекты с регулярной структурой [59,90,103]. Лишь немногие работы посвящены анализу имплантатов с нерегулярной структурой. Примеры нерегулярной структуры представлены на рисунке 1.16. Всесторонний обзор текущего состояния применения АП и оптимизации топологии в ортопедии и хирургии представлен Wang et al. [115].

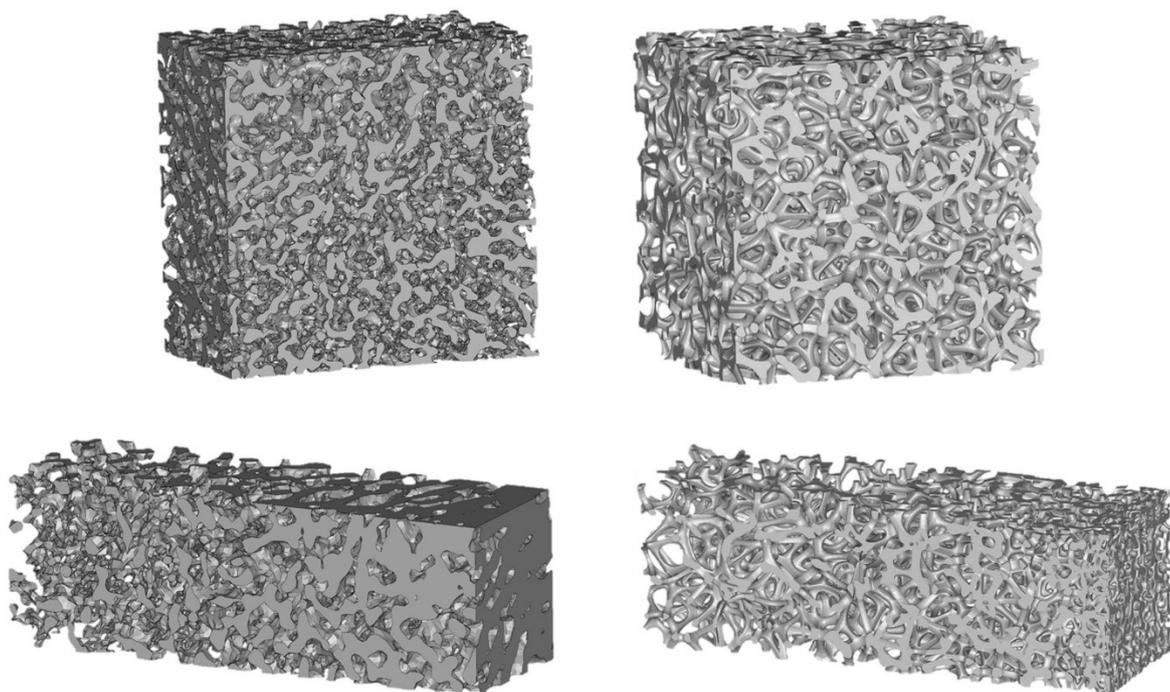


Рисунок.1.16 – Нерегулярная структура

Таким образом, в настоящее время имеется спрос на методы в медицине, которые могут обеспечить оптимизированную структуру решетки в зависимости от материала, граничных условий, нагрузки и типа ЭЯ.

Несмотря на обилие исследований в данной области, опыт проектирования и изготовления конкретных изделий, можно отметить, что большинство таких исследований рассматривают изделия с однородным заполнением. При этом в природе наблюдаются конструкции, механические свойства которых принципиально определяются неравномерностью микроархитектуры (наиболее распространённый пример – костные органы). Настоящее исследование посвящено разработке методов проектирования пористых изделий с неравномерным распределением.

Выводы по главе 1

В первой главе диссертационной работы изложены следующие основополагающие данные:

1. рассмотрены и изложены процессы изготовления конструкций с помощью аддитивных технологий;
2. освещены общие сведения о ячеистых структурах;
3. изложена проблема выбора архитектурно ячеистой структуры при проектировании конструкций, а именно – выбор типа элементарной ячейки и ее распределения по всему изделию;
4. рассмотрены примеры ограничений внедрения аддитивного производства в медицину.

ГЛАВА 2.

КОРРЕКЦИЯ КОНСТРУКЦИИ С РЕШЕТЧАТОЙ СТРУКТУРОЙ

Во второй главе определены функции влияния геометрии на напряженно-деформированное состояние решетчатых структур. В качестве элементарной решетчатой ячейки выступает гексагональная бипирамида. Предложен и реализован численный метод коррекции конструкций с решетчатой структурой. В качестве примера задачи коррекции решетчатой структуры был рассмотрен эндопротез ножки кролика.

2.1 Описание задачи

В качестве задачи был рассмотрен решетчатый эндопротез длинных костей, воспринимающий эксплуатационные нагрузки. На рисунке 2.1 продемонстрирована длинная кость и длинная кость с решетчатым эндопротезом. Форма эндопротеза должна позволять введение в эндопротез костного материала для улучшения роста костной ткани [86]. С одной стороны, эндопротез должен позволять размещение костного материала, но с другой стороны, должен иметь достаточный запас прочности. Исходя из данных условий структура эндопротеза должна быть в решетчатом стиле [85,98]. В качестве элементарной ячейки решетчатого эндопротеза была выбрана гексагональная бипирамида. Такая геометрия позволяет содержать достаточное количество костного материала, что потенциально может улучшить рост костной ткани [38,93,94].

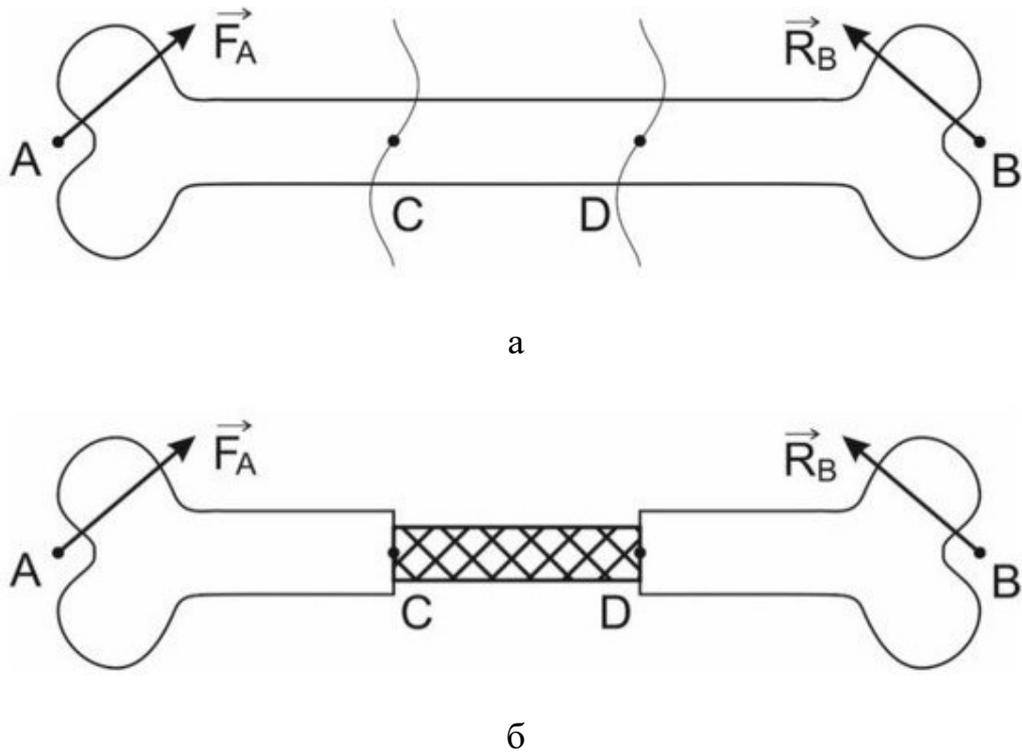


Рисунок.2.1 – Длинная кость (а) и длинная кость с эндопротезом (б).

Геометрия имплантата была определена следующим образом: эндопротез состоит из наборов блоков, соединенных в продольном направлении эндопротеза (Рисунок.2.2). Каждый блок состоит из набора элементарных ячеек решетки. Геометрия гексагональной бипирамиды позволяет наиболее компактно расположить ячейки в блоки. Такая конструкция имеет подходящие свойства для аддитивного производства [46].

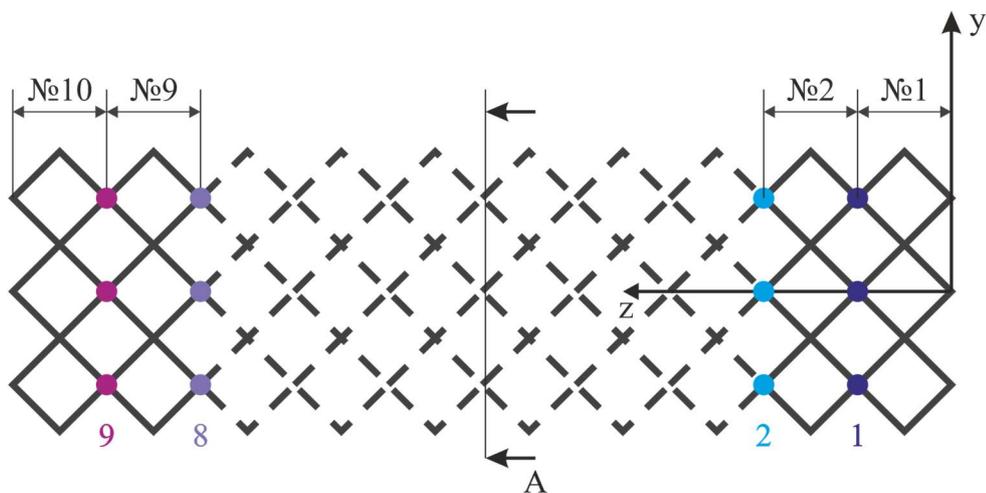


Рисунок.2.2 – Решетчатая структура эндопротеза.

Для всей конструкции можно выписать матрицу инцидентности, где каждый столбец отвечает за j -ый блок, а i -ая строка за набор из семи точек (Рисунок.2.3):

$$A^{constr} = \begin{pmatrix} 1 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 1 \end{pmatrix} \quad (2.1)$$

Координаты i -ых точек представлены в таблице 2.1, где λ параметр, описывающий геометрию элементарной ячейки.

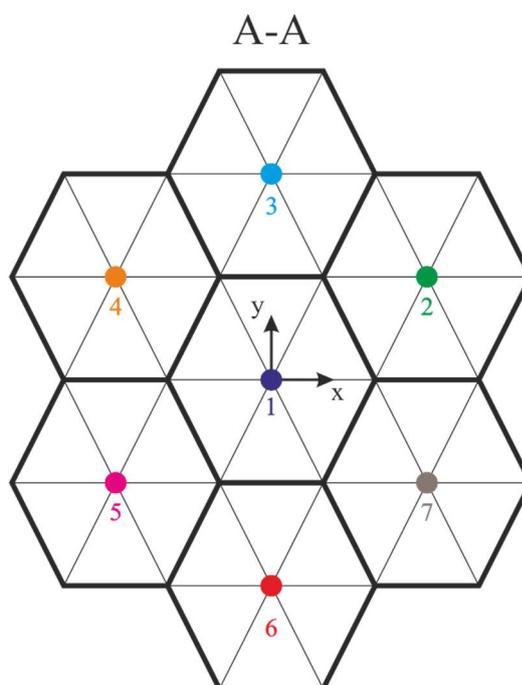


Рисунок.2.3 – Точки в соединении блоков

Таблица 2.1 – Координаты точек в соединении блоков.

№ точки	1	2	3	4	5	6	7
x_i	0	$2r \cdot \cos(\pi/6)$	$2r \cdot \cos(\pi/2)$	$2r \cdot \cos(5\pi/6)$	$2r \cdot \cos(7\pi/6)$	$2r \cdot \cos(3\pi/2)$	$2r \cdot \cos(11\pi/6)$
y_i	0	$2r \cdot \sin(\pi/6)$	$2r \cdot \sin(\pi/2)$	$2r \cdot \sin(5\pi/6)$	$2r \cdot \sin(7\pi/6)$	$2r \cdot \sin(3\pi/2)$	$2r \cdot \sin(11\pi/6)$
z_i	$\sum_j^{1:i} \lambda_j$						

Матрица инцидентности каждого j - блока, состоящего из семи бипирамид
выглядит как:

$$A^{block} = \begin{pmatrix} 1 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 1 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 1 & 1 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 & 1 & 1 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 1 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 1 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 1 \end{pmatrix}, \quad (2.2)$$

где i -ая строка номер точки (Рисунок.2.4), j -ый столбец номер бипирамиды.

Каждая гексогональная бипирамида собирается по правилам из параграфа 2.3. Тогда геометрия всей конструкции может быть описана набором λ_i . А задача формулируется как

$$\min_{\lambda_i} \max_{\vec{x}} \sigma_{VM}(\vec{x}) \quad (2.3)$$

При постоянной длине всей конструкции:

$$\sum_i^N \lambda_i = const \quad (2.4)$$

задачу можно переформулировать как минимизация суммы максимальных напряжений в каждом блоке:

$$J(\vec{\lambda}) = \sum_{j=1}^{10} \max_{\vec{x} \in B_j} \sigma_{VM}(\vec{x}, \lambda_j) \rightarrow \min \quad (2.5)$$

Используя функции, связывающие максимальные напряжения с безразмерным параметром λ и нагрузкой задача сводится к следующей постановке:

$$\left\{ \begin{array}{l} J(\vec{\lambda}) = \sum_{j=1}^{10} (\alpha_j(\lambda_j) S_x(\lambda_j) + \beta_j(\lambda_j) S_y(\lambda_j) + \gamma_j(\lambda_j) S_z(\lambda_j)) \rightarrow \min \\ \sum_i^N \lambda_i = const \end{array} \right. \quad (2.6)$$

где S_x, S_y, S_z – функция влияния геометрических параметров ЭЯ на НДС, а коэффициенты α, β, γ – масштабы сил, зависящие от геометрии и приложенной нагрузки.

2.2 Метод коррекции конструкции с решетчатой структурой.

Метод коррекции конструкции решетчатой структурой состоит из двух этапов. Первый этап метода нацелен на уменьшение максимальных нормальных напряжений и неравномерности нагружения изделия. Вторым этапом метода нацелен на уменьшение веса изделия.

Очевидно, при одинаковой длине блоков возникает неравномерность нагружения конструкции. Для равномерно нагруженного изделия необходимо варьировать параметры блоков, используя функции влияния геометрии на напряженно-деформированное состояние элементарных ячеек, из которых и состоят блоки конструкции. Идея метода состоит в определении максимальных нормальных напряжений в каждом блоке, а затем в изменении длинны блоков в зависимости от напряжений, сохраняя при этом габариты изделия. Данный процесс итерационный и производится до тех пор, пока изменение длин блоков не будет существенно мала.

Стоит отметить, что конечная длина блока может быть нетехнологичной в плане проектирования (например, длина блока составила 12.645 мм). Поэтому длины блоков необходимо округлить до ближайшего числа или задать некоторую минимальную длину, обусловленную работой изделия. При определении минимальной длины блока необходимо скорректировать длины всех блоков для сохранения габаритов конструкции.

Для формирования решетчатых конструкций, изготовленных с помощью АП, был сформулирован первый этап численного метода коррекции конструкций с решетчатой структурой:

Первый этап метода

Входные данные: вектор параметров $\lambda = [1, 1, 1, 1, 1, 1, 1, 1, 1, 1]$

Выходные данные: вектор параметров $\lambda = [\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_9, \lambda_{10}]$

Создайте геометрию в соответствии с вектором параметров λ

Создайте конечно-элементную сетку

Примените эксплуатационные нагрузки и граничные условия

Решите задачу НДС

For каждого блока

 Вычислить максимальные нормальные напряжения

Определить вектор параметров λ в зависимости от функций влияния геометрии на НДС элементарной ячейки;

End

Записать $\lambda = [\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_9, \lambda_{10}]$

Проверить условие остановки итерации

Как было сказано ранее, второй этап метода нацелен на уменьшение веса изделия. Идея второй части метода состоит в удалении малонагруженных ребер эндопротеза. Малонагруженным i -ым ребром является ребро, на котором возникает максимальное напряжение $\sigma_{\max}(i)$, которое меньше, чем пороговое напряжение $\sigma_{\text{опт}}$. Но для начала требуется определить зону работы метода. Каркасные и опорные ребра импланта должны остаться неизменными, т.к. эндопротез должен позволять размещение костного материала. Данный процесс итерационный и останавливается в том случае, когда у всех ребер выполняется условие $\sigma_{\max}(i) > \sigma_{\text{опт}}$.

Второй этап численного метода коррекции конструкций с решетчатой структурой сформулирован следующим образом:

Второй этап метода

Входные данные: вектор параметров $\lambda = [\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_9, \lambda_{10}]$

Выходные данные: активные и малонагруженные ребра

Создайте геометрию в соответствии с вектором параметров λ и активными ребрами

Создайте конечно элементную сетку

Примените эксплуатационные нагрузки и граничные условия

Определить зону работы метода и пороговое напряжение $\sigma_{\text{опт}}$

while flag

 Решите задачу НДС

 Определить максимальное напряжение $\sigma_{\max}(i)$ на каждом i -ом ребре

if $\sigma_{\max}(i) < \sigma_{\text{опт}}$ удалить i -ое ребро

else перейти $i+1$ ребро

Проверить условие остановки итерации

end

Общий численный метод коррекции конструкций с решетчатой структурой представлен на рисунке 2.5.

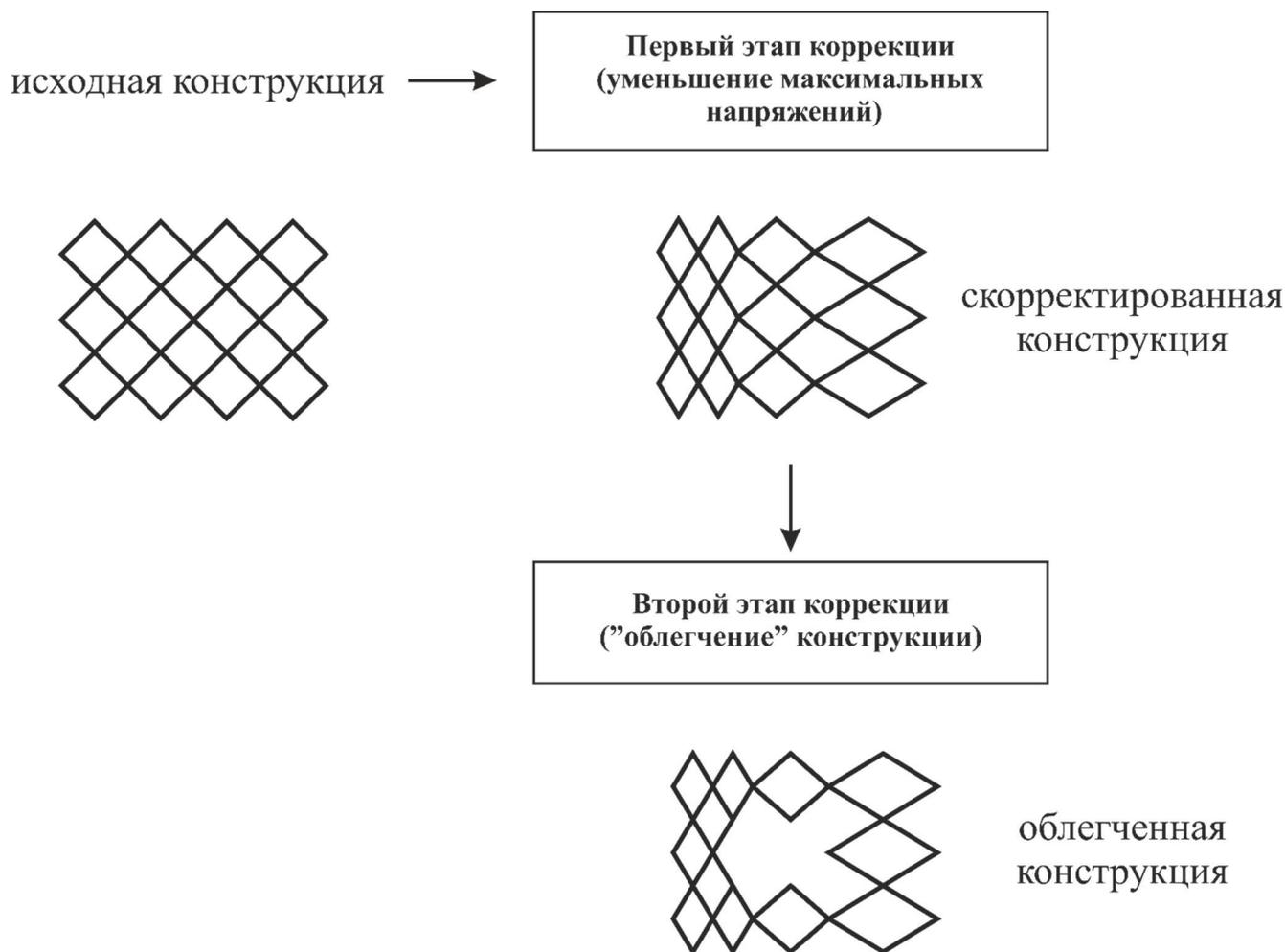


Рисунок.2.5 – Метод коррекции решетчатых структур

2.3 Определение функции влияния геометрии решетчатой элементарной ячейки на НДС

В качестве элементарной ячейки принималась геометрия гексагональной бипирамиды. Гексагональная бипирамида образована из двух пирамид, в основании которых лежит правильный шестиугольник. Конструкция имеет эллиптическое фундаментальное основание, куда будет помещен порошок, который отвечает за заживления костной ткани. Конструктивно данная геометрия

хорошо вписывается в эллипс в поперечном сечении. В основу конструкции была взята ферма, состоящая из ребер бипирамиды (Рисунок.2.6) [65].

Элементарная ячейка описывается безразмерным параметром $\lambda=h/r$, характеризующим геометрию элементарной ячейки – отношение высоты бипирамиды к радиусу описанной окружности шестиугольника.

Для дальнейшей работы численного метода коррекции конструкции с решетчатой структурой необходимо определить зависимость между безразмерным параметром λ и НДС ячейки, возникающим от изгибающих и сжимающих сил [54].

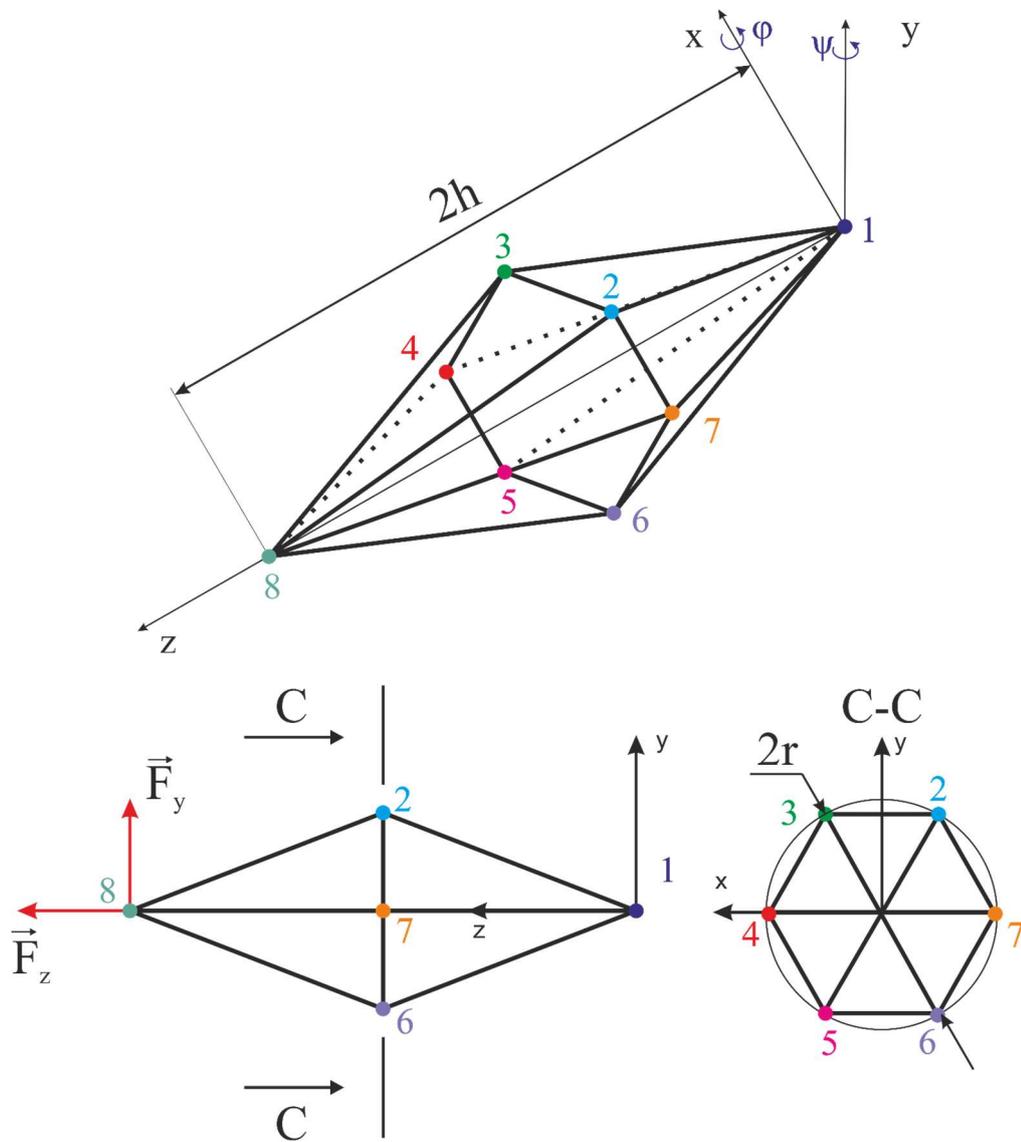


Рисунок.2.6 – Гексагональная бипирамида.

Рассмотрим постановку задачи определения напряженно-деформированного состояния гексагональной бипирамиды. Для начала опишем геометрию исследуемого объекта. Определим в абсолютной системе координат точки бипирамиды:

$$\vec{x}_i^N = (x_i^N; y_i^N; z_i^N)^T, \quad (2.7)$$

где x_i – радиус вектор до i -ой точки, индекс N указан, чтобы отметить, что это координата точки.

Чтобы описать гексагональной бипирамиды введем матрицу инцидентности A , которая описывает связи между точками. Так, в матрице A i -ая строка обозначает номер точки, а j -ый столбец – номер ребра (Рисунок.2.6).

$$A = \begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \quad (2.8)$$

Определим параметр λ , который суть отношение высоты бипирамиды к радиусу описанной окружности шестиугольника. Тогда координаты точек можно выписать согласно таблице 2.3.

Таблица 2.3 – Координаты точек.

Номер точки	x	y	z
1	0	0	0
2	$r \cdot \cos(\pi/3)$	$r \cdot \sin(\pi/3)$	$\lambda \cdot r$
3	$r \cdot \cos(2\pi/3)$	$r \cdot \sin(2\pi/3)$	$\lambda \cdot r$
4	$r \cdot \cos(\pi)$	$r \cdot \sin(\pi)$	$\lambda \cdot r$
5	$r \cdot \cos(4\pi/3)$	$r \cdot \sin(4\pi/3)$	$\lambda \cdot r$
6	$r \cdot \cos(5\pi/3)$	$r \cdot \sin(5\pi/3)$	$\lambda \cdot r$
7	$r \cdot \cos(2\pi)$	$r \cdot \sin(2\pi)$	$\lambda \cdot r$
8	0	0	$\lambda \cdot 2r$

Для формирования разрешающих уравнений определим условие совместности перемещений в i -ой точке для смежных ребер (ребро k и j):

$$\vec{U}_j(\vec{x}_i^N) = \vec{U}_k(\vec{x}_i^N), \text{ при } A_{ik} = A_{ij} = 1 \quad (2.9)$$

Для определения вектора перемещения $\vec{U}_j(\vec{x}_i^N)$ на ребре введем локальную систему координат для каждого ребра. Так, известно, что координата i -ой точки описана радиус вектором:

$$\vec{x}_i^* = (x_i^*; y_i^*; z_i^*)^T \quad (2.10)$$

Тогда локальную систему координат (Рисунок.2.7) можно ввести следующим образом: направление оси \vec{z}_j^* соответствует направлению ребра бипирамиды, направление \vec{x}_j^* выбирается в перпендикулярной плоскости к оси \vec{z}_j^* , а направление \vec{y}_j^* выбирается по правилу правой тройки, согласно векторному произведению направляющих векторов осей \vec{x}_j^* и \vec{z}_j^* .

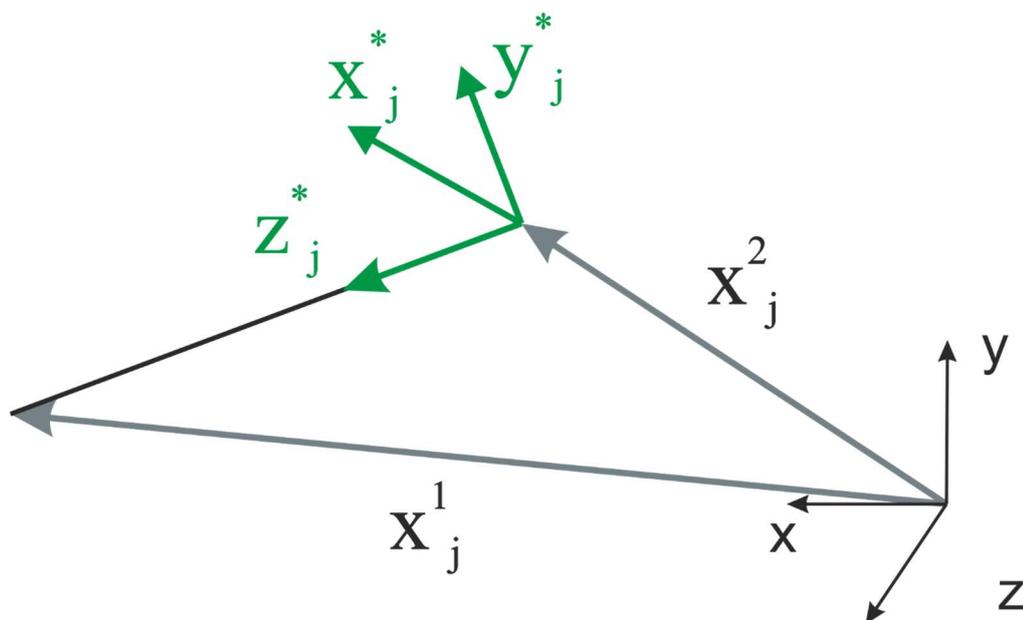


Рисунок.2.7 – Локальная система координат

Направление \vec{z}_j^* определяется согласно направляющим косинусами. Для этого определим конечную \vec{x}_j^1 и начальную \vec{x}_j^2 точки j-го ребра в глобальной системе координат:

$$\begin{cases} \vec{x}_j^1 := \vec{x}_l^N \\ \vec{x}_j^2 := \vec{x}_m^N \\ A_{lj} = A_{mj} = 1 \end{cases} \quad (2.11)$$

Тогда \vec{z}_j^* будет определяться направлением \vec{r}^1 :

$$\vec{r}_1 = \frac{\vec{x}_j^1 - \vec{x}_j^2}{\|\vec{x}_j^1 - \vec{x}_j^2\|} \quad (2.12)$$

Вектор $\vec{r}_2 = (r_2^x, r_2^y, r_2^z)$ отвечающий за направление \vec{x}_j^* определяется из условия скалярного произведения:

$$\vec{r}_1 \cdot \vec{r}_2 = 0 \quad (2.13)$$

Вектор \vec{r}_3 отвечающий за направление \vec{y}_j^* определяется из условия векторного произведения:

$$\vec{r}_3 = \vec{r}_1 \times \vec{r}_2 \quad (2.14)$$

Тогда, матрица направляющих косинусов $[R]$ локальной системы координат выглядит следующим образом:

$$[R]_j = \begin{pmatrix} r_1^x & r_1^y & r_1^z \\ r_2^x & r_2^y & r_2^z \\ r_3^x & r_3^y & r_3^z \end{pmatrix} \quad (2.15)$$

Переход из глобальной системы координат в локальную систему координат производится по формуле:

$$\vec{x}_i = [R]\vec{x}_i^* + \vec{x}_j^2 \quad (2.16)$$

А переход из локальной системы координат в глобальную осуществляется по формуле:

$$\vec{x}_i^* = [R]^T (\vec{x}_i - \vec{x}_j^2) \quad (2.17)$$

Тогда перемещения точки на ребре в локальной системе координат можно пересчитать в глобальную систему координат по выражению:

$$\vec{U}(\vec{x}_i) = [R]_j \vec{U}_j^*(\vec{x}_i) + \vec{x}_j^2 \quad (2.18)$$

Перемещения точки в локальной системе координат можно определить следующим образом:

$$\vec{U}^*(\vec{x}_i) = (y_x, y_y, dl_z) \quad (2.19)$$

где компоненты перемещений y_x, y_y, dl_z – суть прогиб в плоскости yz, xz и растяжение/сжатие вдоль оси z соответственно.

В локальной системе координат перемещения и углы поворота могут быть найдены из уравнений:

$$\begin{cases} EJy_x'' = M_y(z) \\ EJy_y'' = M_x(z) \\ dl_z = \frac{Pl}{SE} \\ y_y' = \psi \\ y_y' = \varphi \end{cases} \quad (2.20)$$

Рассмотрим реакции, возникающие в смежных точках x_k и x_n у i -го, j -го и l -го ребра (Рисунок.2.8).

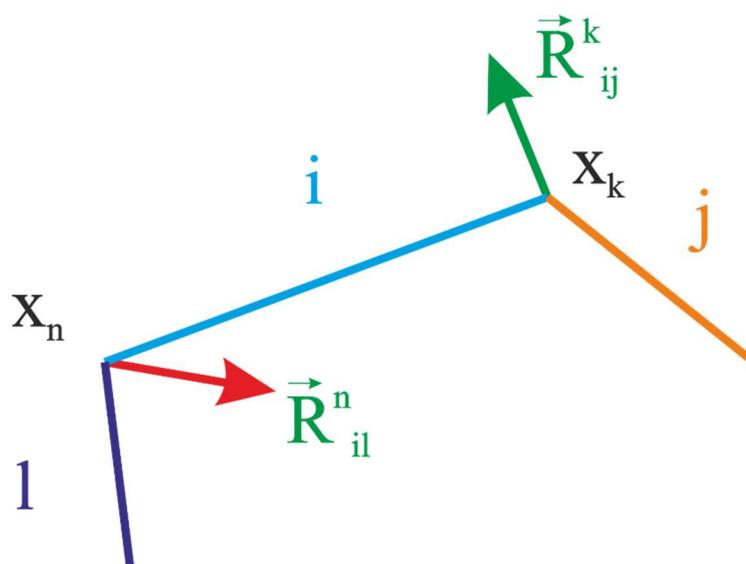


Рисунок.2.8 – Реакции в смежных точках ребер

Реакции, возникающие в смежных точках x_k и x_n можно описать следующим образом:

$$\begin{aligned} \vec{R}_{il}^n &= -\vec{R}_{li}^n \\ \vec{R}_{ij}^k &= -\vec{R}_{ji}^k \end{aligned} \quad (2.21)$$

В точках x_1 и x_8 соответствующими граничным условиям и условиям нагрузки (Рисунок.2.6), соответственно, выполняются условия:

$$\begin{cases} \vec{U}(x_1) = 0 \\ \varphi(x_1) = 0 \\ \psi(x_1) = 0 \\ \gamma(x_1) = 0 \\ \vec{F} = \vec{F}(x_8) \end{cases} \quad (2.22)$$

Для определения уравнений равновесия определим: сумму моментов относительно точки x_1 и x_2 , а также сумму проекций сил на ось Y :

$$\begin{cases} \sum M_{x_1} = 0 \\ \sum M_{x_8} = 0 \\ \sum Y_k = 0 \end{cases} \quad (2.23)$$

Для определения функций влияния геометрии на НДС решетчатой структуры производилась оценка ячейки на сжатие и изгиб, при различных значениях безразмерного параметра. Параметр менялся от 0.25 до 2.5, с шагом 0.25. Радиус сечения стержня 0.2 мм, радиус описанной окружности ячейки 1 мм. Ячейка нагружалась нагрузкой $F=1$ Н как на сжатие, так и на изгиб.

Расчет выполнялся в программном комплексе ANSYS 2022 R1. Тип конечного элемента - BEAM188 с квадратичной аппроксимацией. Сходимость сетки в k -том узле под действием изгибающей силы $\vec{F}_x = -1$ Н с квадратичной аппроксимацией можно увидеть на рисунке 2.9, где N количество элементов на одном ребре бипирамиды. Под k -ым узлом принимается узел с максимальным напряжением, не входящий в область граничных условий.

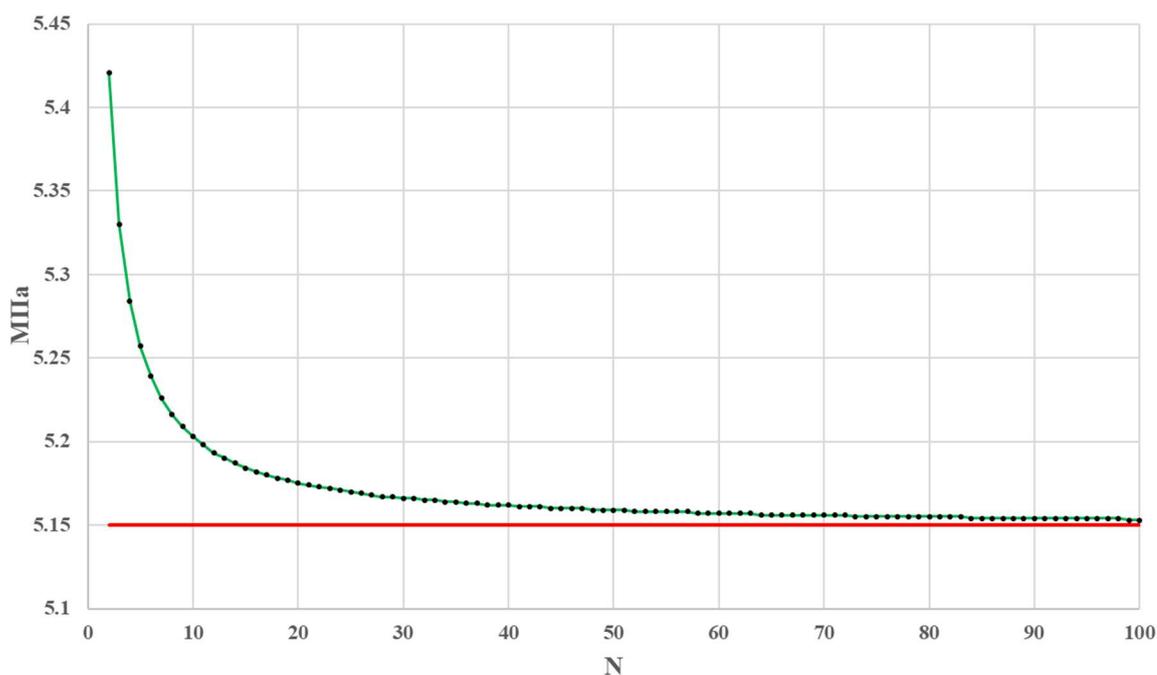


Рисунок.2.9 – Сходимость по сетке: по оси абсцисс количество элементов на одном ребре бипирамиды, по оси ординат - напряжения

Имея ввиду, сходимость сетки в k -ом узле, для последующего определения функций влияния, для каждого ребра было выбрано количество элементов равное пятидесяти. Ошибка при этом составляет 0.012%.

На рисунках 2.10-2.12 продемонстрировано распределение эквивалентных напряжений по Мизесу для элементарных ячеек при безразмерном параметре $\lambda=1$ и $\lambda=2$ под действием изгибающих сил $\vec{F}_x=-1$ Н и $\vec{F}_y=-1$ Н, а также сжимающей нагрузки $\vec{F}_z=-1$ Н.

Под действием изгибающей силы $\vec{F}_x=-1$ Н при параметре $\lambda=1$ и $\lambda=2$ максимальные эквивалентные напряжения по Мизесу возникают в заделке и составляют 68 МПа и 122 МПа, соответственно (Рисунок.2.10).

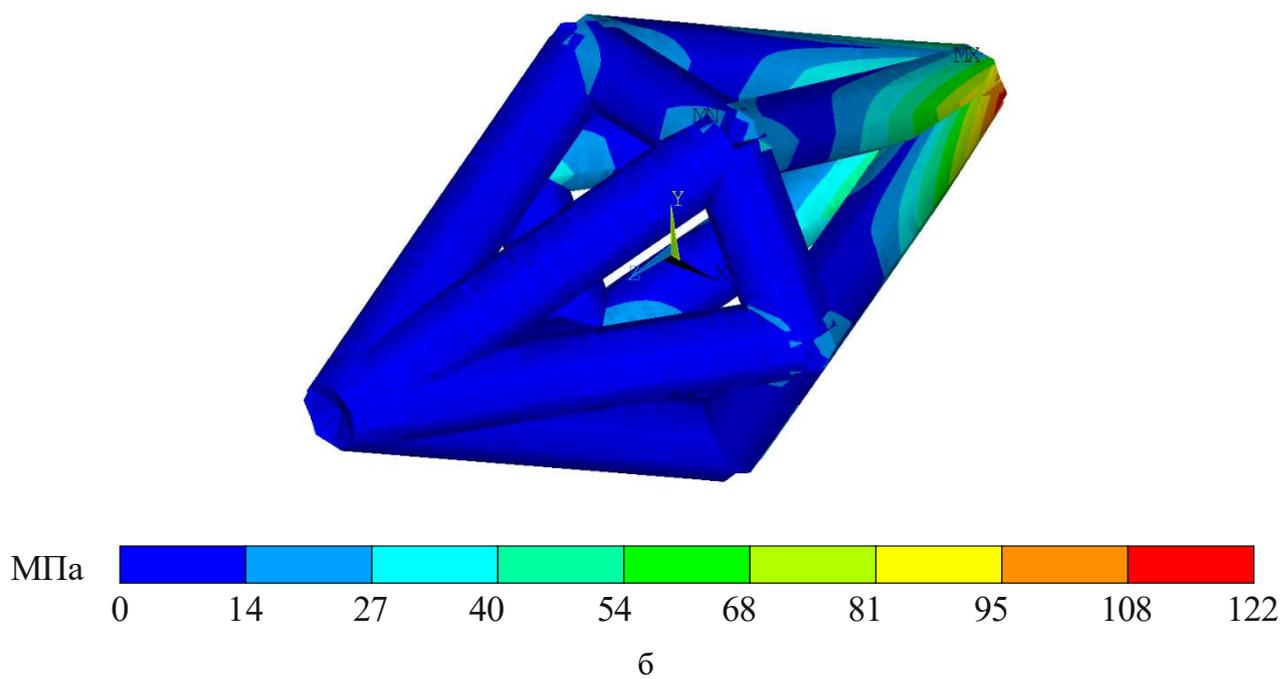
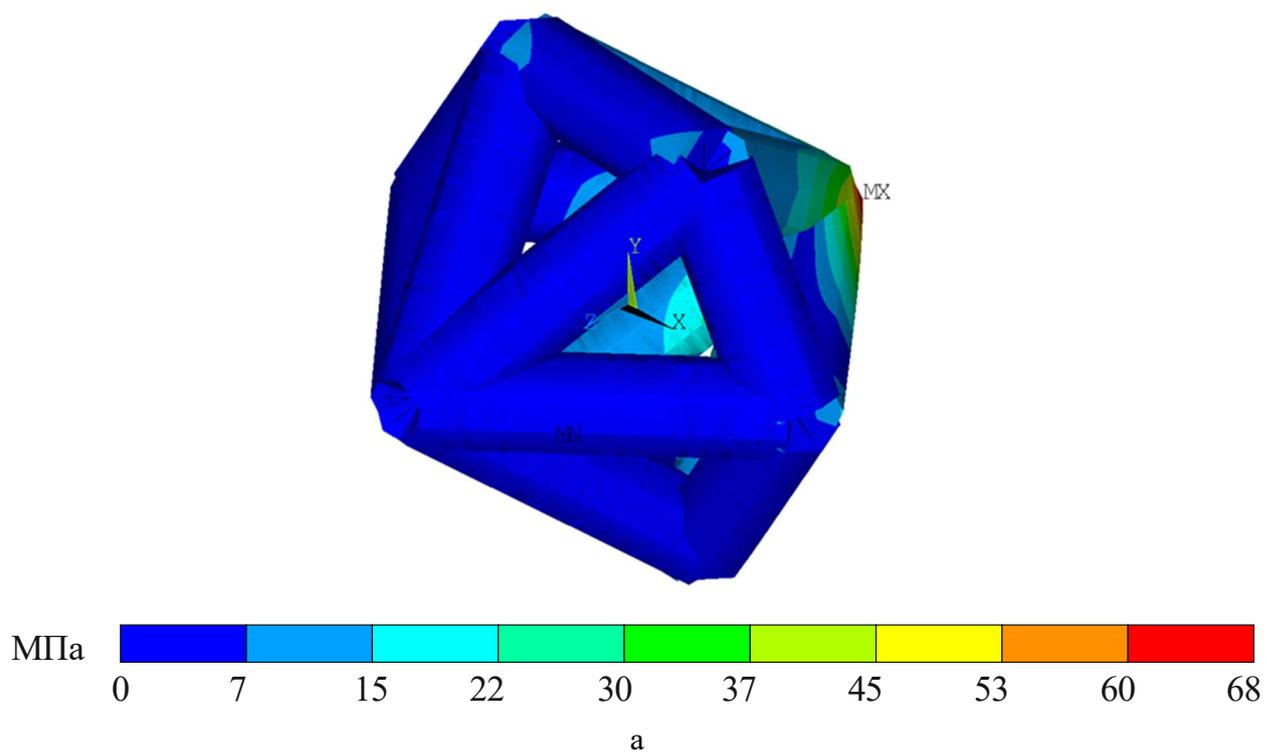


Рисунок.2.10 – Распределение эквивалентных напряжений по Мизесу под действием изгибающей силы $\vec{F}_x = -1$ Н (а – $\lambda=1$, б – $\lambda=2$)

Под действием изгибающей силы $\vec{F}_y = -1$ Н при параметре $\lambda=1$ и $\lambda=2$ максимальные эквивалентные напряжения по Мизесу возникают в заделке и составляют 59 МПа и 113 МПа (Рисунок.2.11).

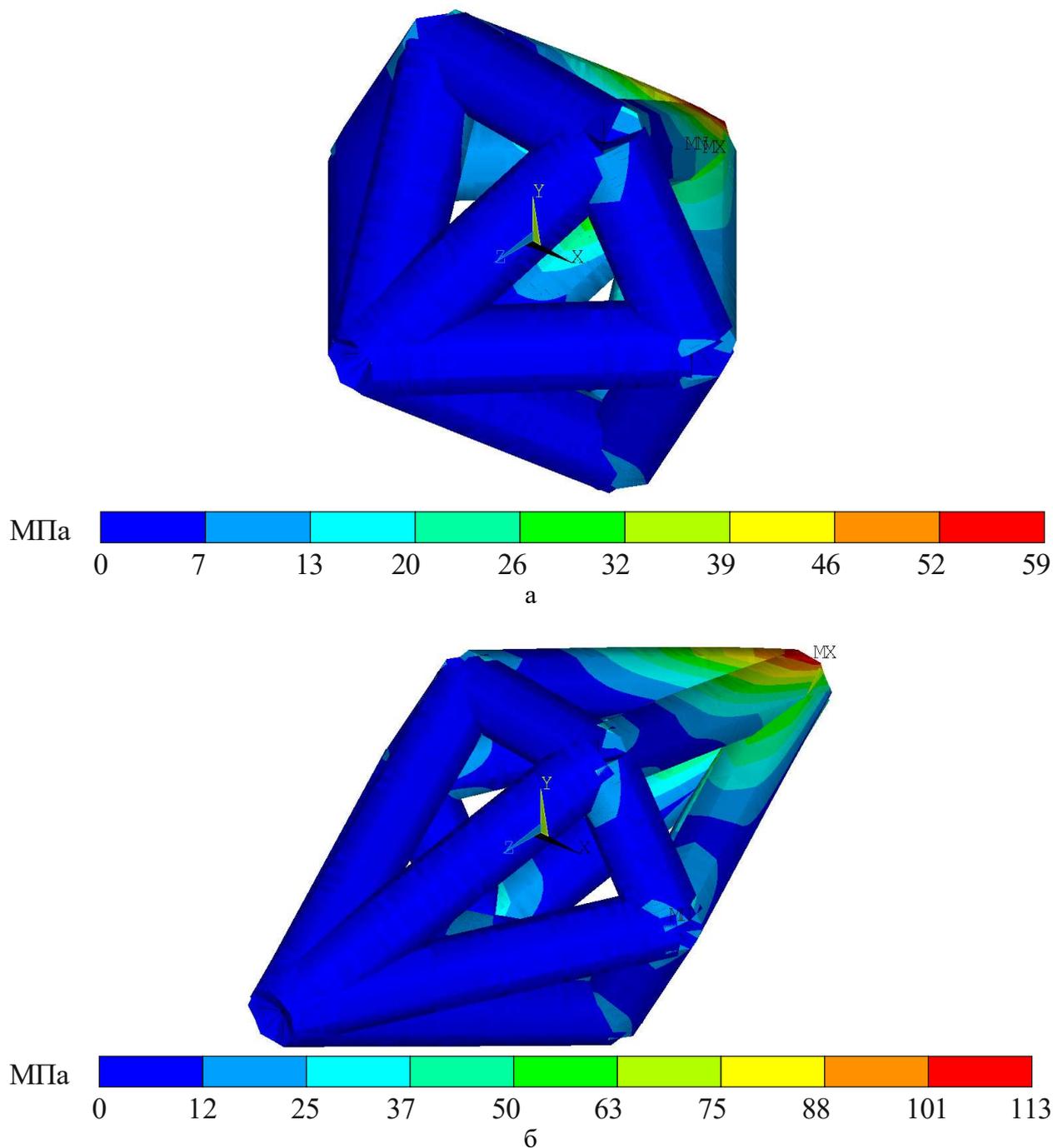


Рисунок.2.11 – Распределение эквивалентных напряжений по Мизесу под действием изгибающей силы $\vec{F}_y = -1$ Н (а – $\lambda=1$, б – $\lambda=2$)

Под действием сжимающей силы $\vec{F}_z = -1$ Н при параметре $\lambda=1$ и $\lambda=2$ максимальные эквивалентные по Мизесу напряжения возникают в заделке, а также в зоне действия нагрузки и составляют 4.4 МПа и 2.15 МПа (Рисунок.2.12).

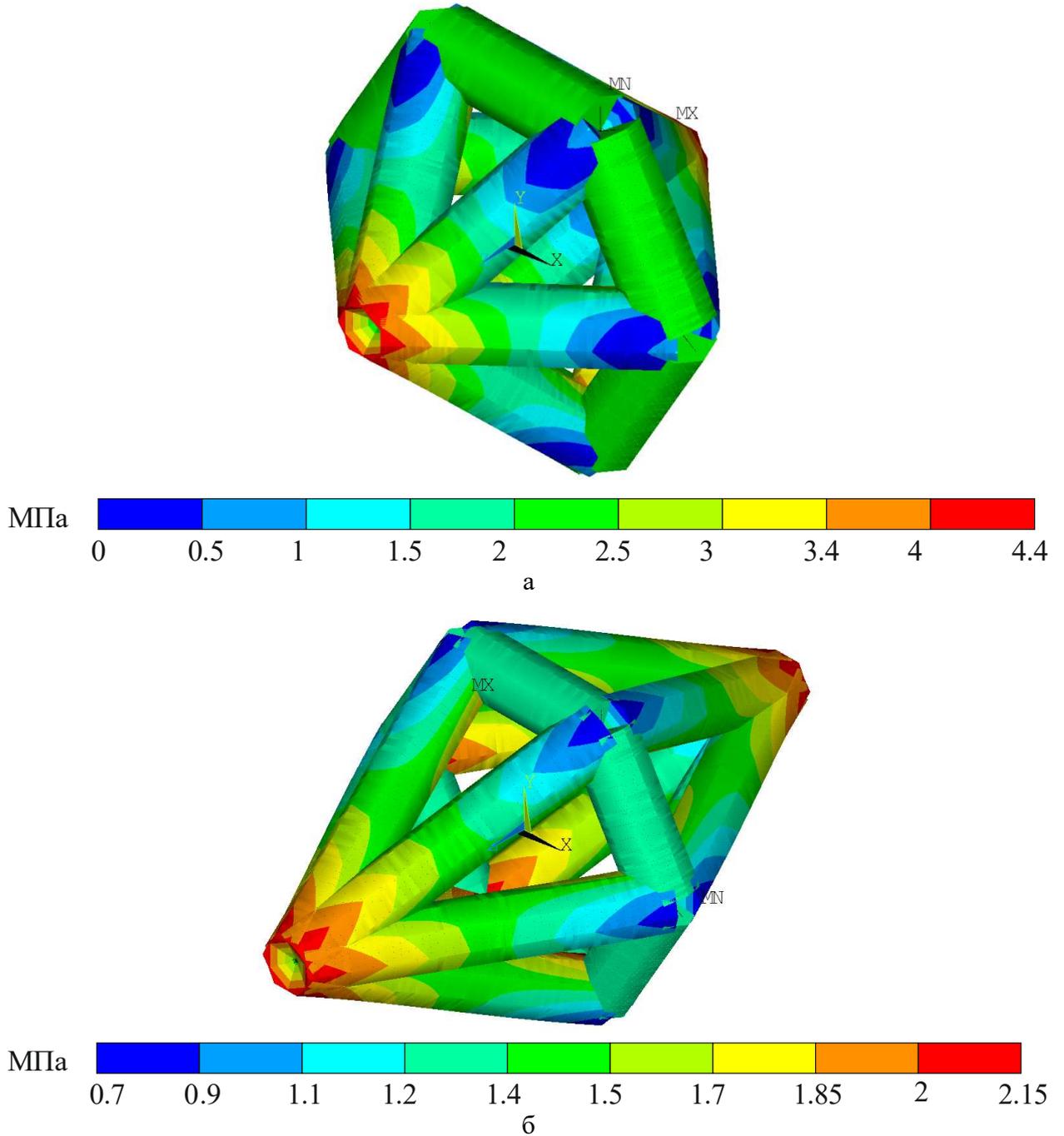


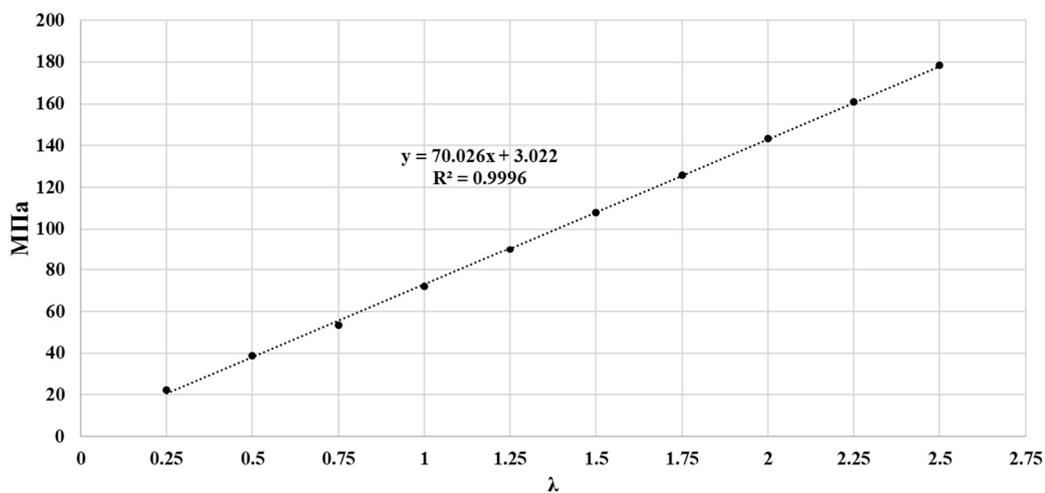
Рисунок.2.12 – Распределение эквивалентных напряжений по Мизесу под действием сжимающей силы $\vec{F}_z = -1$ Н (а – $\lambda=1$, б – $\lambda=2$)

Из вышеперечисленных результатов (Рисунок.2.5-2.7) можно заметить зависимость НДС ячейки и параметра λ . Так, с возрастанием параметра λ максимальные эквивалентные напряжения по Мизесу, вызванные сжимающей силой \vec{F}_z , уменьшаются. Но при изгибных нагрузках \vec{F}_x и \vec{F}_y возрастают. Также стоит отметить порядок максимальных эквивалентных напряжений. Напряжения, вызванные изгибающими силами, на порядок выше напряжений, вызванных силой сжатия. Так, варьируя безразмерный параметр, была выведена зависимость напряжений от безразмерного параметра λ под действием изгибающих и сжимающих сил (Рисунок.2.13). Интерполируя данные точки линейной функцией для изгибных сил \vec{F}_x и \vec{F}_y (Рисунок.2.13а, б), получены функции влияния геометрии решетчатой структуры на НДС с квадратичной ошибкой $R^2=0.99$:

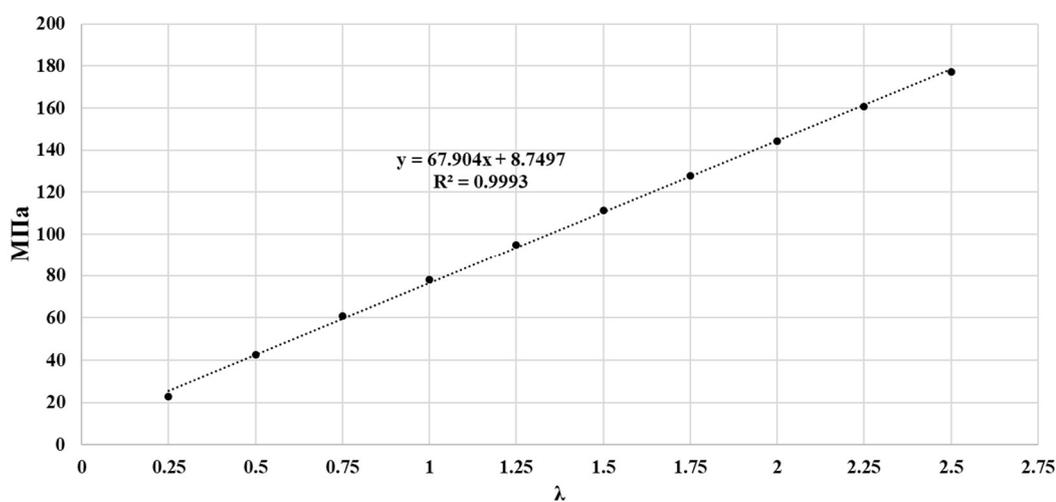
$$S_x = 70\lambda + 3; R^2 = 0.99 \quad (2.24)$$

$$S_y = 67.9\lambda + 8.75; R^2 = 0.99 \quad (2.25)$$

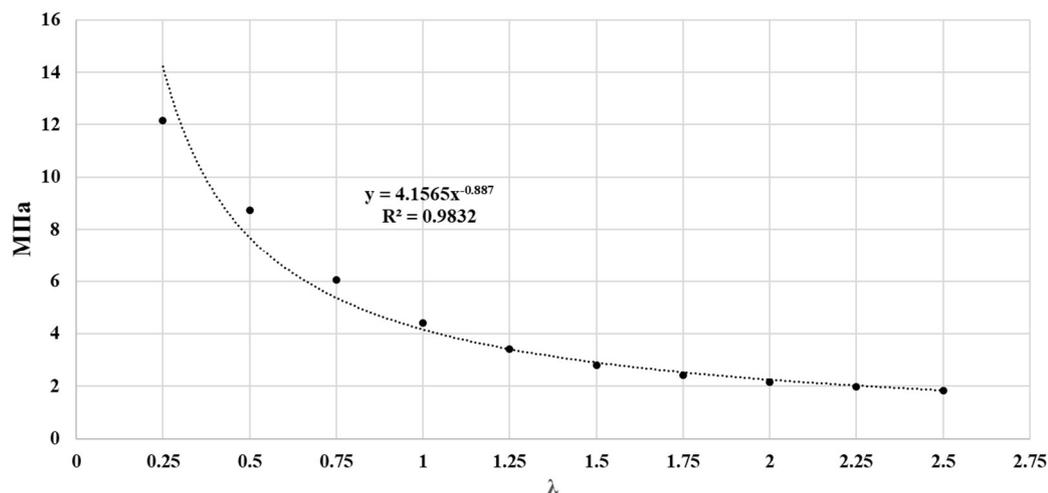
Разница функций влияний S_x и S_y заключается в геометрической форме элементарной ячейки, а именно в пространственном расположении нагрузок и ребер ЭЯ (Рисунок.2.6). Большая разница напряжений в процентном соотношении, возникает при $\lambda=0.25$, $\lambda=0.5$, $\lambda=0.75$ и составляет 20.2%, 10.92%, 6.93%, соответственно. В численном значении напряжений для данных λ разница не достигает 5.2 МПа. При безразмерном параметре $\lambda > 0.75$ разница напряжений составляет менее 5%. Таким образом, разница влияния изгибных сил \vec{F}_x и \vec{F}_y на НДС элементарной ячейки мала.



а



б



в

Рисунок.2.13 – Функции влияния геометрии на напряжение элементарной ячейки

от безразмерного параметра λ (а – при изгибающей силе \vec{F}_x , б – при изгибающей силе \vec{F}_y , в – при сжимающей силе \vec{F}_z)

Интерполируя напряжения степенной функцией для сжимающей силы \vec{F}_z (Рисунок.2.13в), получена функция влияния для сжимающей силы с квадратичной ошибкой $R^2=0.983$:

$$S_z = 4.156\lambda^{-0.887}; R^2 = 0.983 \quad (2.26)$$

Влияние на НДС сжимающей нагрузки \vec{F}_z существенно мало в сравнении с изгибающими силами.

При одновременном действии изгибающей и сжимающей нагрузках определим распределение максимальных напряжений. В качестве изгибающей нагрузки принимается \vec{F}_y ввиду малой разницы влияния геометрических параметров на НДС элементарной ячейки изгибающими силами. Распределение напряжений при одновременном действии сжимающей \vec{F}_z и изгибающей \vec{F}_y нагрузок продемонстрировано на рисунке 2.14. Аппроксимируя данное распределение линейной функцией, получена функция влияния с квадратичной ошибкой $R^2=0.9636$:

$$S_{zy} = 74.665\lambda; R^2 = 0.9636 \quad (2.27)$$

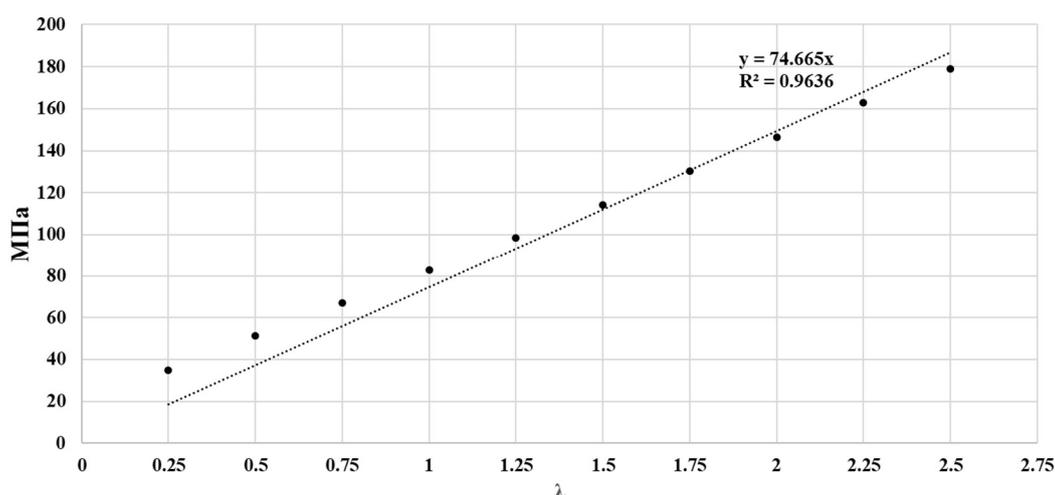


Рисунок.2.14 – Функция влияния геометрии на напряжение элементарной ячейки от безразмерного параметра λ при одновременной сжимающей и изгибающей нагрузке

Учитывая разность порядка напряжений, возникающих изгибными и сжимающими силами, а также предполагая одновременное действие сжимающей и изгибающей нагрузки, можно сделать вывод, что наибольшее влияние в НДС ячейки оказывают изгибающие силы.

2.4 Первый этап численного метода коррекции конструкций с решетчатой структурой.

Параметры, описывающие первоначальную конструкцию приведены в таблице 2.4.

Таблица 2.4 – Геометрические и механические характеристики.

Длина имплантата	40 мм
Ширина имплантата	6 мм
Радиус поперечного сечения стержня	0,2 мм
Материал	Сталь 17-4 PH
Предел текучести σ_T	500МПа
Начальное значение безразмерного параметра	1
Количество блоков	20
Количество ячеек в блоке	7

Размеры и эксплуатационные нагрузки выбраны из условий клинических испытаний эндопротеза на кроликах. Нагрузки принимались равными $F = (-3,1,7)$ Н.

В виду симметричности конструкции расчет проводился для половины конструкции. Количество блоков в расчетной конструкции – десять. Параметр $\lambda=(1,1,1,1,1,1,1,1,1,1)$ описывающий отношение высоты к радиусу описанного многоугольника равен единице

Распределение напряжений по Мизесу изображены на рисунке 2.15. Максимальное напряжение по Мизесу возникает в зоне граничных условий и составляет 155МПа.

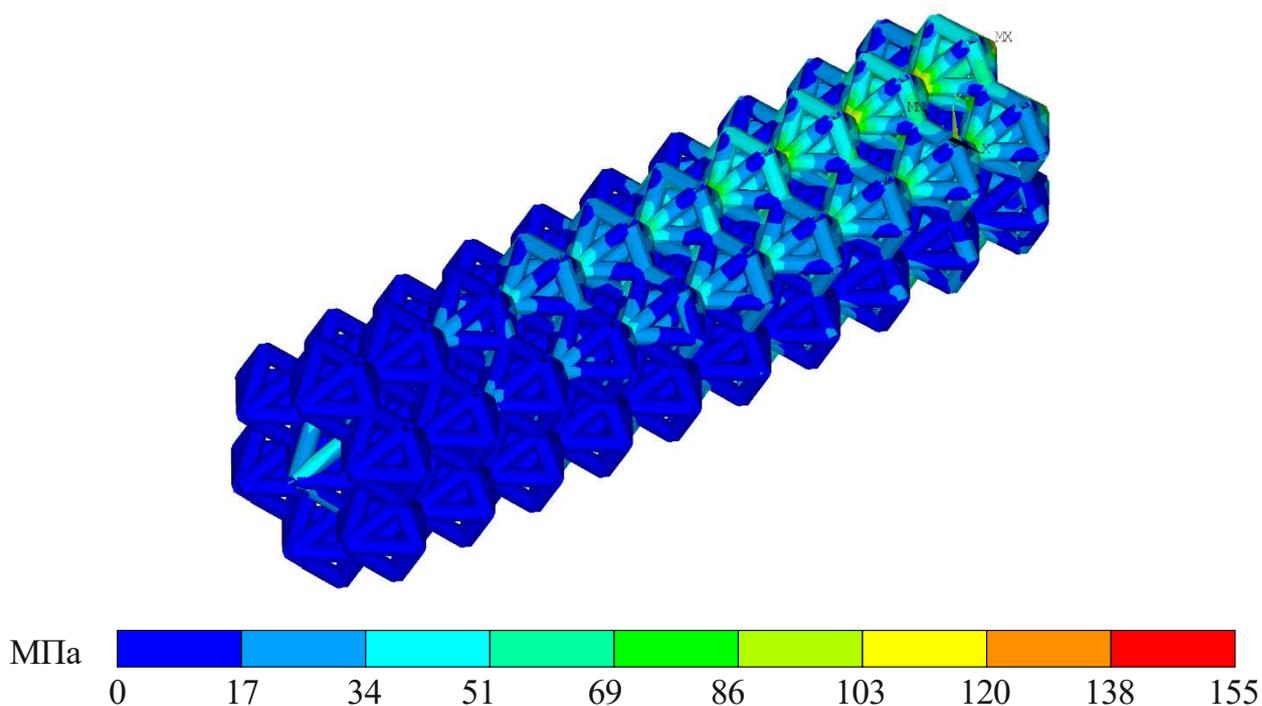


Рисунок.2.15 – Распределение напряжений по Мизесу

Для реализации метода коррекции введем массив с результатами, с помощью которого и будем варьировать длины блоков. В массиве (Таблица.2.5) под столбцом номер один приведены номера элементов, в которых возникает максимальное нормальное напряжение, продемонстрированное в столбце два. В столбце три – нумерация блока, четыре – безразмерный параметр λ . Так, максимальное нормальное напряжение возникает в первом блоке в элементе под номером 3430 и составляет 137.8МПа.

Таблица 2.5 – Массив с результатами для первоначальной конструкции.

N	Напряжение (МПа)	№ блока	λ
3430	137.8	1	1
3510	133.4	2	1
359	114.6	3	1
3670	99.1	4	1
3750	82.7	5	1
3830	66.7	6	1
3910	50.1	7	1
1525	35.6	8	1
1610	21.6	9	1
896	4	10	1

Рассмотрим реакции, возникающие в зоне граничных условий (Рисунок.2.16), для определения влияния изгибающих и сжимающих нагрузок.

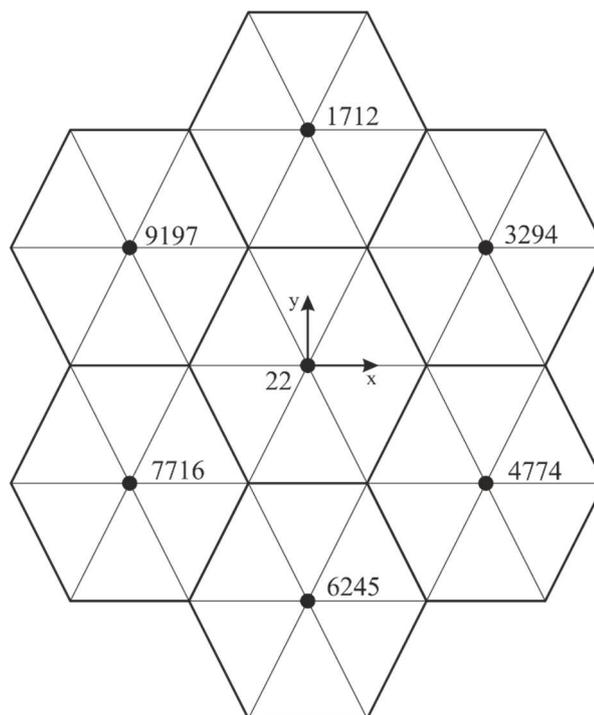


Рисунок.2.16 – Нумерация узлов в зоне граничных условий

В таблице 2.6 представлены возникающие реакции в зоне граничных условий. В первом столбце представлены номера узлов, в которых возникают силы продемонстрированные со второго по четвёртый столбец. В пятом и шестом столбцах приведены отношения сжимающих к изгибным силам.

Таблица 2.6 – Возникающие реакции.

N	R_x (H)	R_y (H)	R_z (H)	R_z/R_x	R_z/R_y
22	-0.24	-1.68	0.25	-1.02	-0.15
1712	0.24	-3.56	25.84	107.26	-7.25
3294	-2.63	0.03	16.29	-6.20	555.75
4774	1.83	0.77	-9.09	-4.98	-11.80
6245	0.24	-3.35	-24.92	-103.45	7.43
7716	-2.45	0.13	-15.37	6.28	-114.61
9197	2.01	0.67	10.01	4.98	15.03

Реакция R_z , которая сопротивляется сжимающей силе, на порядок выше R_x и R_y . Таким образом, для равномерности работы блоков эндопротеза и уменьшения общего максимального напряжения, исходя из функций влияний, целесообразно

увеличить безразмерный параметр каждого блока. Но при этом необходимо сохранить общую длину всей конструкции. Поэтому в массиве вводится нумерация каждого блока. Массив сортируется по максимальным напряжениям. Далее, у первой половины блоков (которые имеют наибольшие максимальные напряжения) параметр увеличивается на заданный шаг, у второй половины - уменьшается.

При решении данной задачи определяется условный цикл, который пересчитывает на каждом шаге параметры конструкции. Начальный шаг равен 0.3 изменения безразмерного параметра, на каждой последующей итерации он уменьшается на 35%.

После двух итераций максимальные напряжения по Мизесу во всей конструкции составили 102МПа (Рисунок.2.17). Максимальное нормальное напряжение возникает в первом блоке и составляет 91.1 МПа (Таблица 2.7). После двух итераций заметно значительное увеличение безразмерного параметра λ у первых четырех блоков и уменьшение у последних четырех (Таблица 2.5). Максимальное напряжение уменьшилось на 33% по сравнению с первоначальной конструкцией.

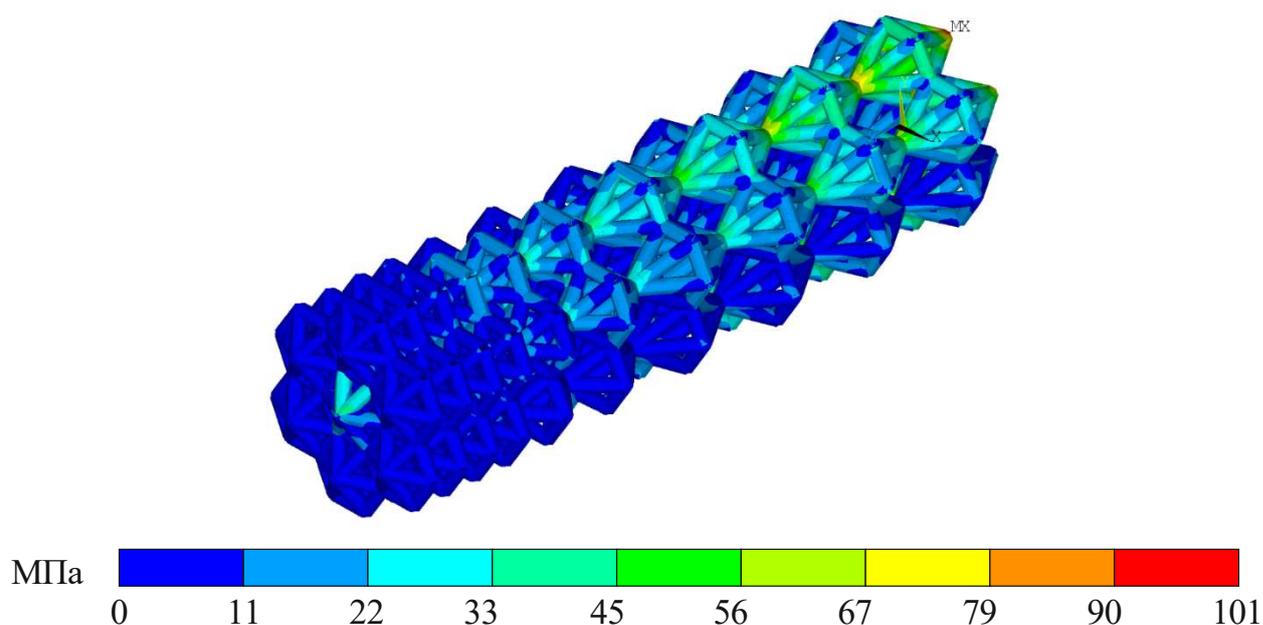


Рисунок.2.17 – Распределение напряжений по Мизесу после двух итераций

Таблица 2.7 – Массив с результатами после двух итераций.

N	Напряжение (МПа)	№ блока	λ
3430	91.1	1	1.495
3510	79.5	2	1.495
359	62.1	3	1.495
3670	47.3	4	1.495
3750	45.3	5	1.105
3830	40.5	6	0.895
3910	43.3	7	0.505
1525	32.6	8	0.505
1610	23.7	9	0.505
896	3.7	10	0.505

Увеличивая количество итераций до пяти, максимальное напряжение по Мизесу составило 87.4МПа (Рисунок.2.18). Максимальное нормальное напряжение возникает в первом блоке и составляет 78.2 МПа (Таблица 2.8). После пяти итераций максимальное напряжение уменьшилось на 43% относительно максимальное напряжение изначальной геометрии, также уменьшился разброс нормальных напряжений.

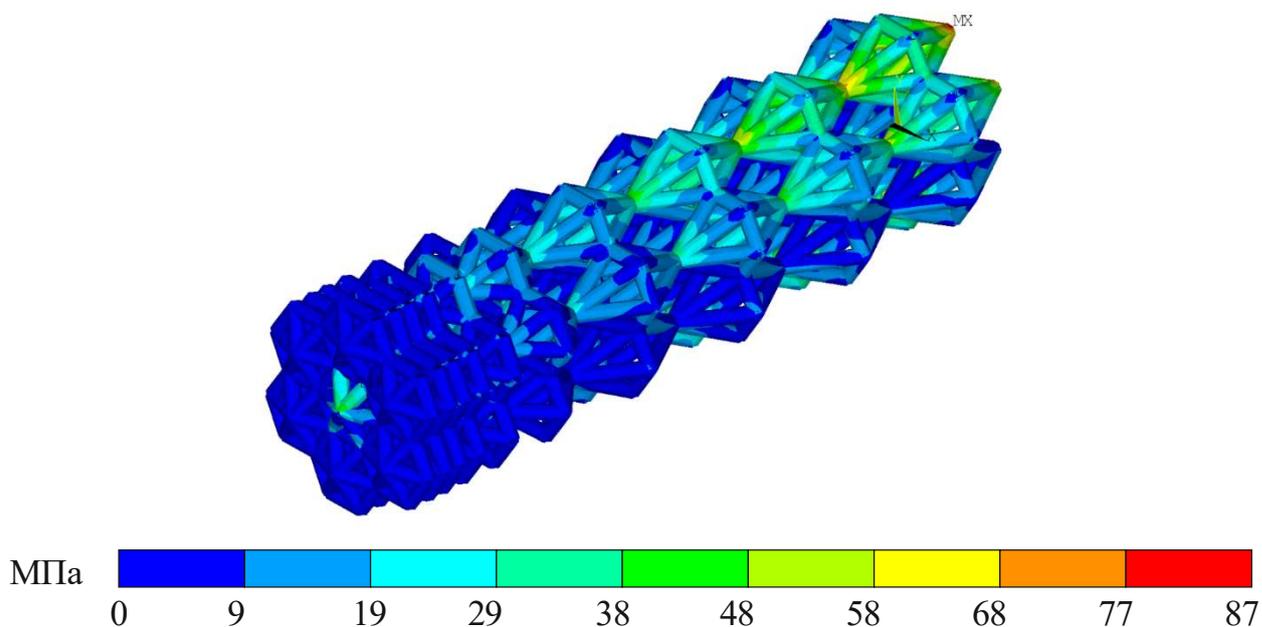


Рисунок.2.18 – Распределение напряжений по Мизесу после пяти итераций

Таблица 2.8– Массив с результатами после пяти итераций

N	Напряжение (МПа)	№ блока	λ
3430	78.2	1	1.757
3510	64.6	2	1.757
359	47.2	3	1.757
3670	32.8	4	1.757
3750	32.2	5	1.09
3830	32.3	6	0.63
3910	32.1	7	0.407
1525	33.3	8	0.242
1610	26.7	9	0.242
896	3.8	10	0.349

Ввиду быстрой сходимости результатов количество итераций было ограничено константой (в описываемых результатах константа принималась равной пяти). Стоит заметить, что параметры у данной конструкции нетехнологичны. Поэтому полученные результаты для линейных размеров были округлены по ряду рекомендованных чисел.

Блоки, у которых безразмерный параметр λ менее 0.4, получают сплюснутыми, что негативно сказывается на заживлении костной ткани из-за необходимости внутреннего пространства для костного материала. Напряжения элементарной ячейки от изгибающей и сжимающей нагрузках при $\lambda=0.4$ составляет 44МПа, что является 8.8% от предела текучести материала. При параметре $\lambda=0.25$ напряжения от данных сил составляет 34.8 МПа или 7% от предела текучести материала. Разница максимальных напряжений от изгибающей и сжимающей нагрузках элементарной ячейки достаточно мала. Поэтому из конструктивных и технологических соображений наименьшим значением параметра была принята величина 0.4.

Параметр λ от седьмого до десятого блока округлялся до 0.4. Ввиду того, что эндопротез работает преимущественно на изгиб, вторая половина оставшихся блоков будет уменьшаться, а именно: параметр шестого блока снижается до 0.5, пятого блока до 0.8, четвертого блока до 1.3. Уменьшение параметров в данных блоках является рекомендацией, так как напряжения в них не превышают 10% от

предела текучести. Уменьшив параметр, данные блоки будут иметь достаточный запас прочности. У третьего блока параметр округлим в наименьшую сторону до 1.7, второго в наибольшую до 1.8. Для условия сохранения длины конструкции, параметр первого блока соответствует 2.3.

Максимальное напряжение по Мизесу составило 72.3МПа (Таблица 2.9)

Таблица 2.9 – Массив с результатами после стандартизации длин блоков

N	Напряжение (МПа)	№ блока	λ
3430	62.7	1	2.3
3510	57.7	2	1.8
359	40.03	3	1.7
3670	40.05	4	1.3
3750	45.5	5	0.8
3830	47.1	6	0.5
3910	52.6	7	0.4
1525	33.5	8	0.4
1610	24.2	9	0.4
896	38.2	10	0.4

Максимальное нормальное напряжение возникает в первом блоке и составляет 62.7 МПа (Рисунок.2.19).

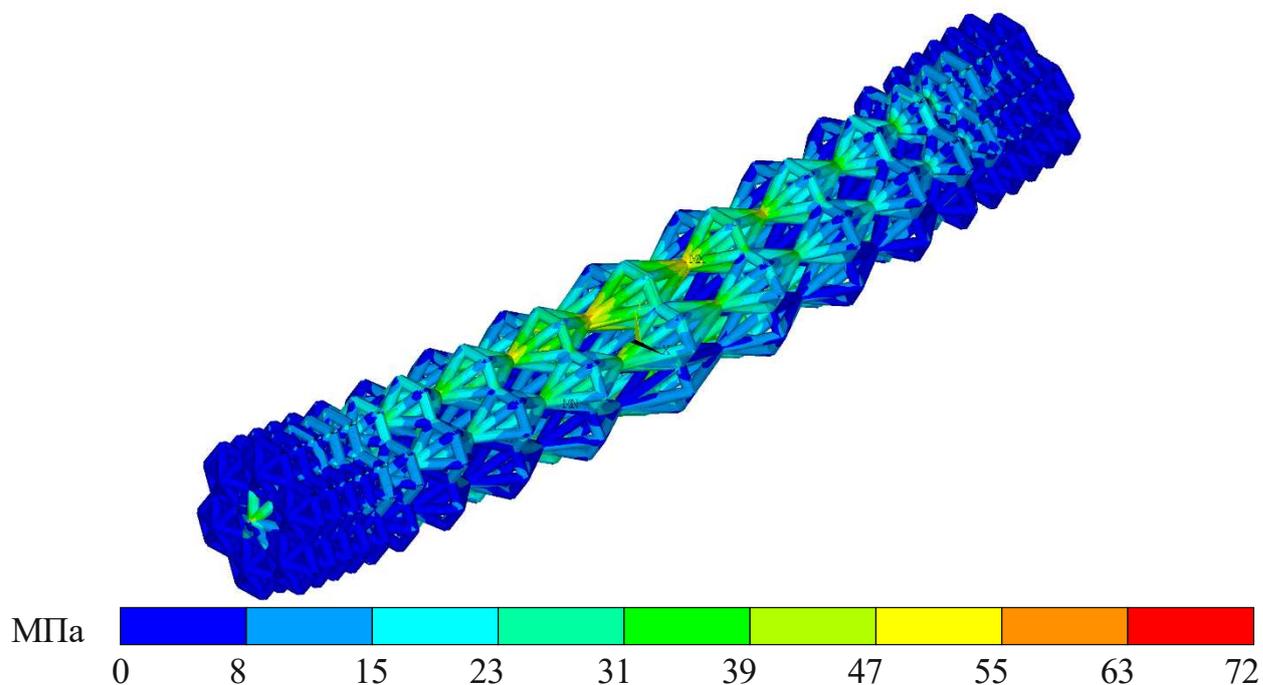


Рисунок.2.19 – Распределение напряжений по Мизесу после стандартизации конструкции

У конструкции с рекомендованными параметрами уменьшились максимальные напряжения на 54% по сравнению с изначальной. Также гораздо уменьшился разброс нормальных напряжений. Но у конструкции все же остались ребра, которые мало нагружены. Ввиду этого вводился второй этап коррекции конструкции с решетчатой структурой эндопротеза.

2.5 Второй этап численного метода коррекции конструкций с решетчатой структурой

В качестве порогового напряжения $\sigma_{\text{опт}}$ были приняты величины, находящиеся в интервале $[2\%\sigma_T; 4\%\sigma_T]$. Величина минимального и максимального пороговых напряжений зависит от напряженно деформированного состояния конструкции после второй части коррекции структуры. Так, увеличивая максимальный порог напряжения $\sigma_{\text{опт}}$, количество граней будет уменьшаться, что вызовет увеличение напряжений в конструкции. Порог максимального порогового напряжения $\sigma_{\text{опт}}=4\%\sigma_T$ был выбран из условия величины максимального напряжения, возникающего в конструкции после второй части коррекции структуры. Максимальное напряжение после коррекции структуры не должно превышать $0.5\sigma_T$.

При $\sigma_{\text{опт}}= 2\%\sigma_T$ (10 МПа) максимальное напряжение по Мизесу составило 71.5 МПа (Рисунок.2.20а). Отмечено частичное удаление граней в 4-10 блоках (Рисунок.2.20б). Количество граней составило 911, что на 12% меньше чем у первоначальной конструкции (1040 граней)

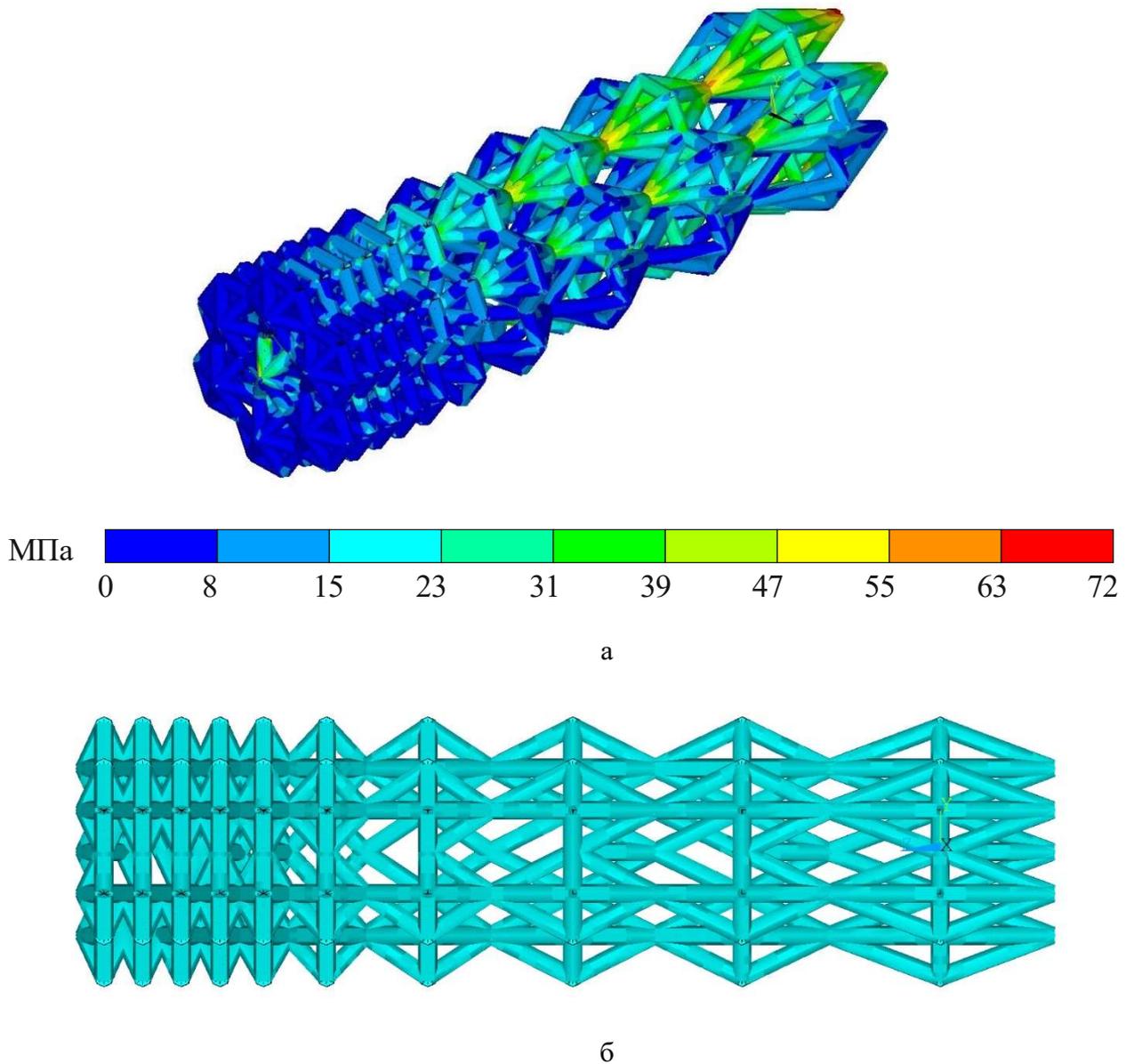
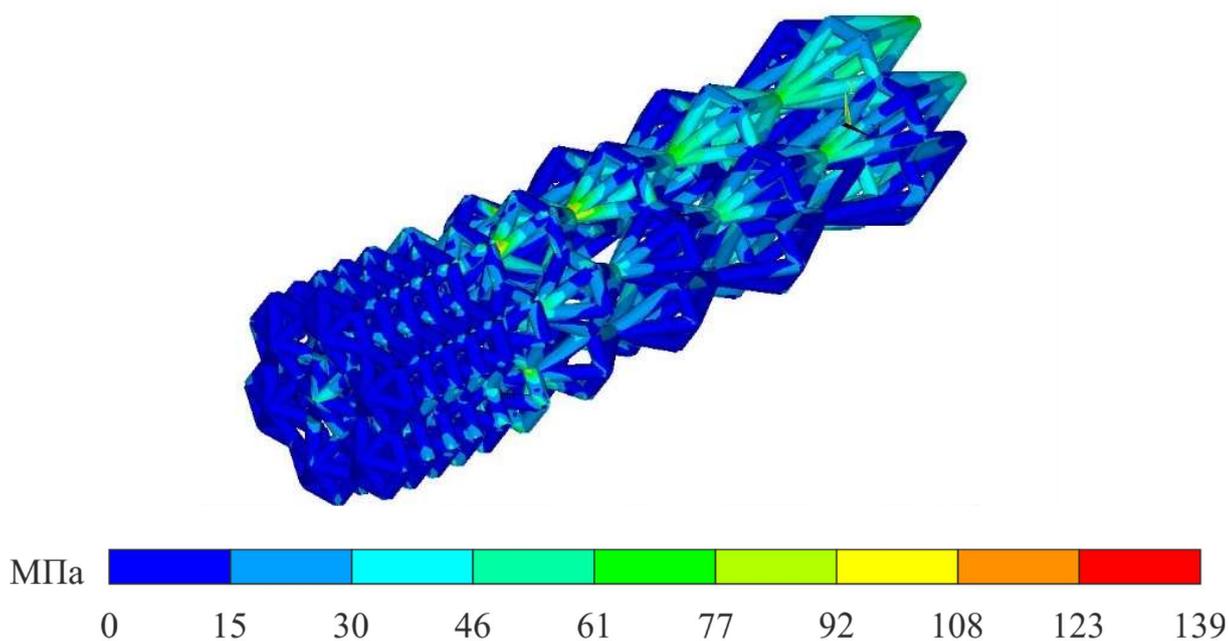
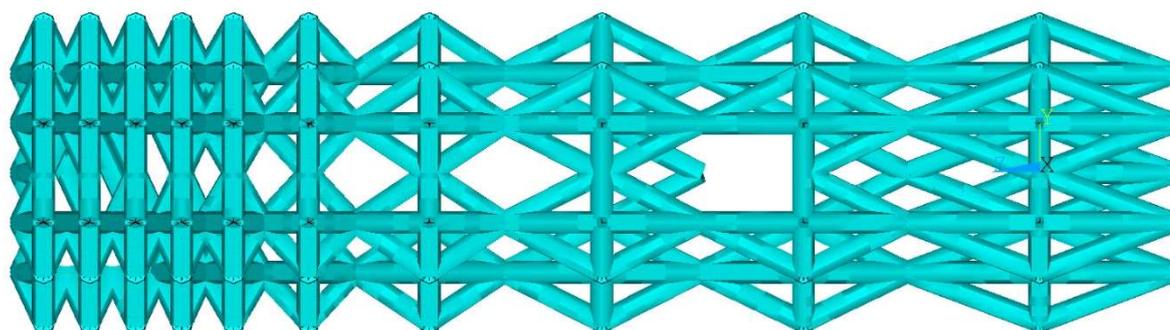


Рисунок.2.20 – Распределение напряжений по Мизесу при $\sigma_{\text{опт}} = 2\% \sigma_T$ (10 МПа) (а);
вид сбоку (б)

Максимальное напряжение по Мизесу при $\sigma_{\text{опт}} = 3\% \sigma_T$ (16 МПа) составило 138.94 МПа (Рисунок.2.21а). Количество граней при данном параметре составило 759, что на 27% меньше, чем у первоначальной конструкции (Рисунок.2.21б).



а



б

Рисунок.2.21 – Распределение напряжений по Мизесу при $\sigma_{\text{опт}}=3\%\sigma_T$ (16 МПа) (а);
вид сбоку (б)

Максимальное напряжение по Мизесу при $\sigma_{\text{опт}}=4\%\sigma_T$ (20 МПа) составило 251.4 МПа (Рисунок.2.22а). Количество граней при $\sigma_{\text{опт}}=4\%\sigma_T$ составило 699, что на 32% меньше, чем у первоначальной конструкции (Рисунок.2.22б).

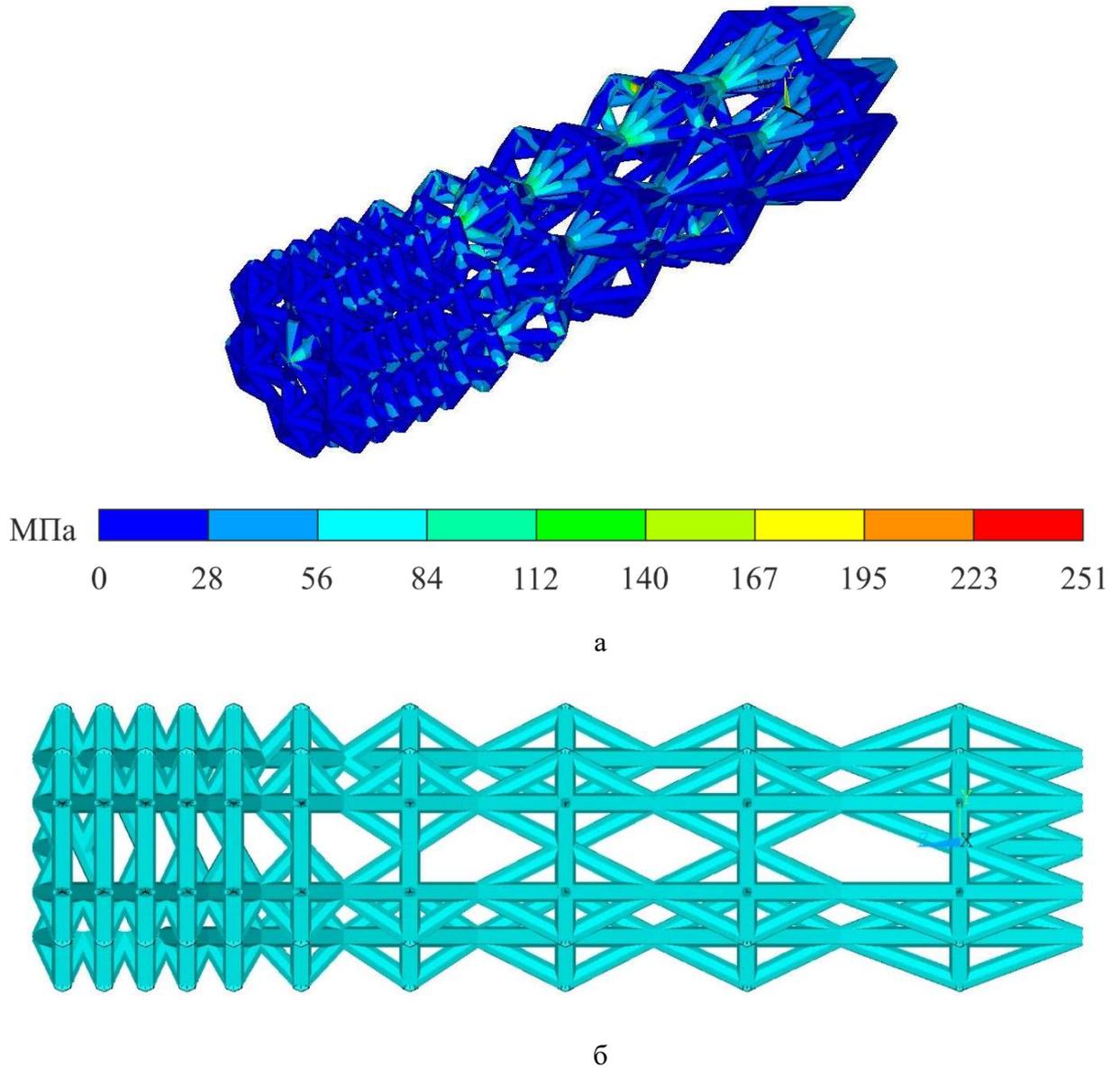


Рисунок.2.22 – Распределение напряжений по Мизесу при $\sigma_{\text{опт}} = 4\% \sigma_T$ (20 МПа) (а);
вид сбоку (б)

Были проведены расчеты для различных пороговых напряжений $\sigma_{\text{опт}}$ от 2% σ_T до 4% σ_T , а именно: 10 МПа, 13 МПа, 15 МПа, 16 МПа, 17 МПа, 18 МПа, 19 МПа, 20 МПа. Построена диаграмма Парето (Рисунок.2.23) по всем полученным результатам. Исходной конструкцией пусть считается эндопротез с вектором параметров $\lambda = (1; 1; 1; 1; 1; 1; 1; 1; 1; 1)$, скорректированной конструкцией – с вектором параметров $\lambda = (0.4, 0.4, 0.4, 0.4, 0.5, 0.8, 1.3, 1.7, 1.8, 2.3)$, облегченной при использовании второй части метода.

Максимальные напряжения исходной конструкции составляют 155 МПа. Характер облегчения исходной конструкции до порогового значения $\sigma_{\text{опт}} = 16$ МПа проходит без изменения максимальных напряжений.

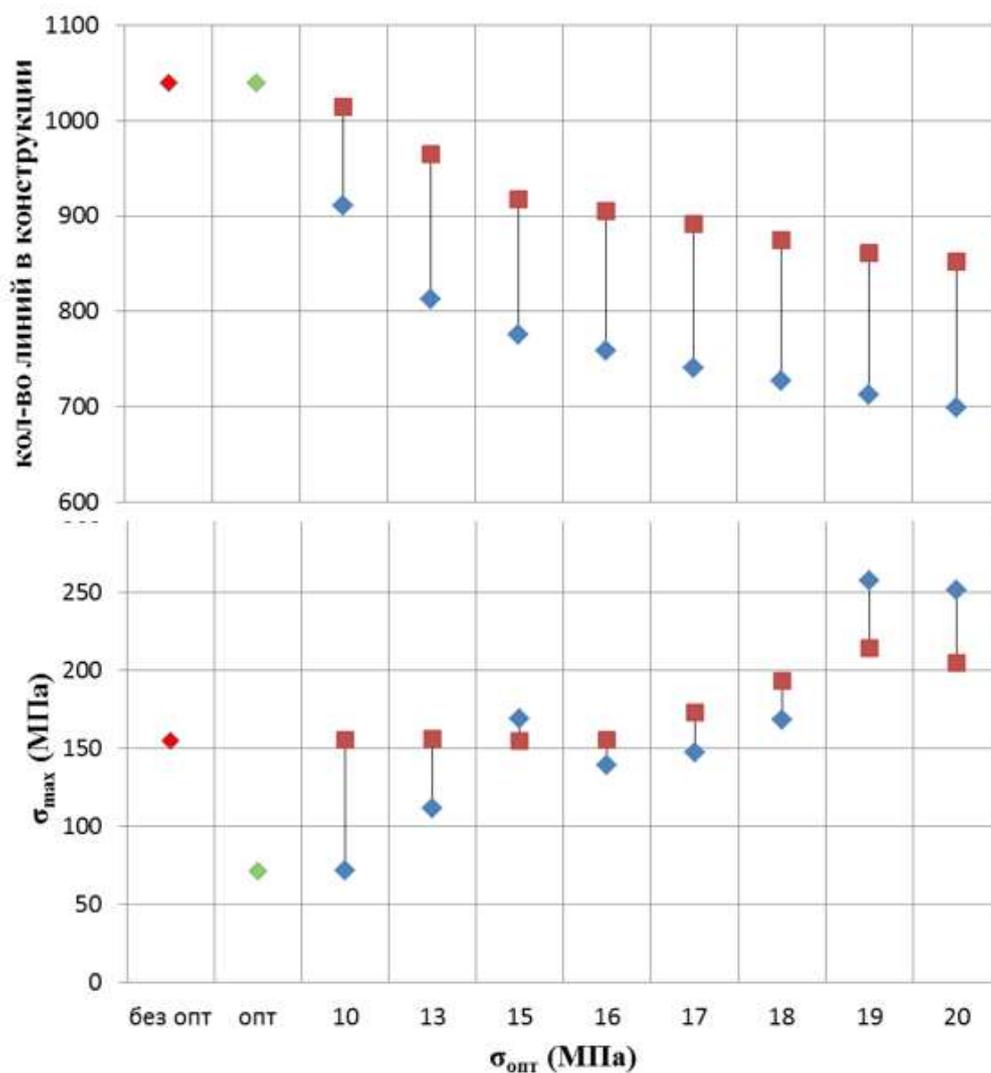


Рисунок.2.23 – Диаграмма Парето, где красный ромб – первоначальная конструкция, зеленый ромб – скорректированная конструкция, синий ромб - «облегченная» скорректированная конструкция, красный квадрат - «облегченная» первоначальная конструкция

Так, облегчив конструкцию на 12.9% максимальные напряжения в конструкции не изменились. При увеличении порогового значения до $\sigma_{\text{опт}} = 20$ МПа, количество ребер уменьшается на 18%, однако максимальные напряжения в конструкции вырастают на 32%. Так, для облегчения исходной

конструкцией оптимальным по Парето оказалось пороговое напряжение $\sigma_{\text{опт}} = 17$ МПа.

Максимальные напряжения скорректированной конструкции составляют 71.3 МПа. При облегчении скорректированной конструкции с помощью порогового значения $\sigma_{\text{опт}} = 10$ МПа, максимальные напряжения не изменяются. Количество ребер уменьшилось на 12.3%. В целом, облегчённая скорректированная конструкция показывает наиболее лучшие прочностные качества, чем исходная. До порогового значения $\sigma_{\text{опт}} = 18$ МПа максимальные напряжения в конструкции составляют 168.4 МПа при уменьшении количества ребер на 30%.

Оптимальной оказалась скорректированная конструкция при значении пороговых напряжений $\sigma_{\text{опт}}$ равным 17 МПа. Максимальное напряжение составило 147.48 МПа, а количество ребер 741 шт. Это позволяет сделать вывод, что при уменьшении ребер на 28.7% относительно исходной конструкции напряжения уменьшатся на 4.8%.

2.6 Производство и клинические исследования

Эндопротез производился с помощью процесса селективного лазерного плавления. Данная технология производства зависит от различных параметров, таких как мощность и скорость излучения лазера, толщина порошка, ориентация изготавливаемой конструкции, расположение опор. Правильное расположение опор необходимо для эффективного отвода, выделяющегося тепла при лазерной плавке. При излучении лазера мощность составляет 20% от общей мощности на опоры и 30% на саму конструкцию. Скорость лазерного излучения на поверхность порошка составляла 0.4 м/с. Конструкция эндопротеза печаталась в четырех разных направлениях: горизонтальное размещение (Рисунок.2.24а), вертикальное (90°) (Рисунок.2.24б), вертикальное под углом 60° к поверхности базовой платформы (Рисунок.2.24в) и вертикальное под углом 45° (Рисунок.2.24г).

В результате производства установлено, что наиболее правильное расположение соответствует вертикальному, под углом 45° к платформе 3D принтера (Рисунок.2.25а). При вертикальном расположении образца наблюдался отрицательный результат, так как спекания структуры не произошло, либо она была непрочной и разрушалась при нанесении металлическим валиком очередного слоя порошка (Рисунок.2.25б). При горизонтальном размещении образца произошло частичное разрушение нижней стороны имплантата (Рисунок.2.25в). При производстве под углом 60° наблюдается разрушение верхней части имплантата (Рисунок.2.25г). Наблюдаемый эффект, скорее всего, заключается во взаимном расположении ребер формируемой конструкции и появлении областей, в которых происходит перекрестное плавление, приводящее к явлению переплавления и интенсивному выделению тепловой энергии.

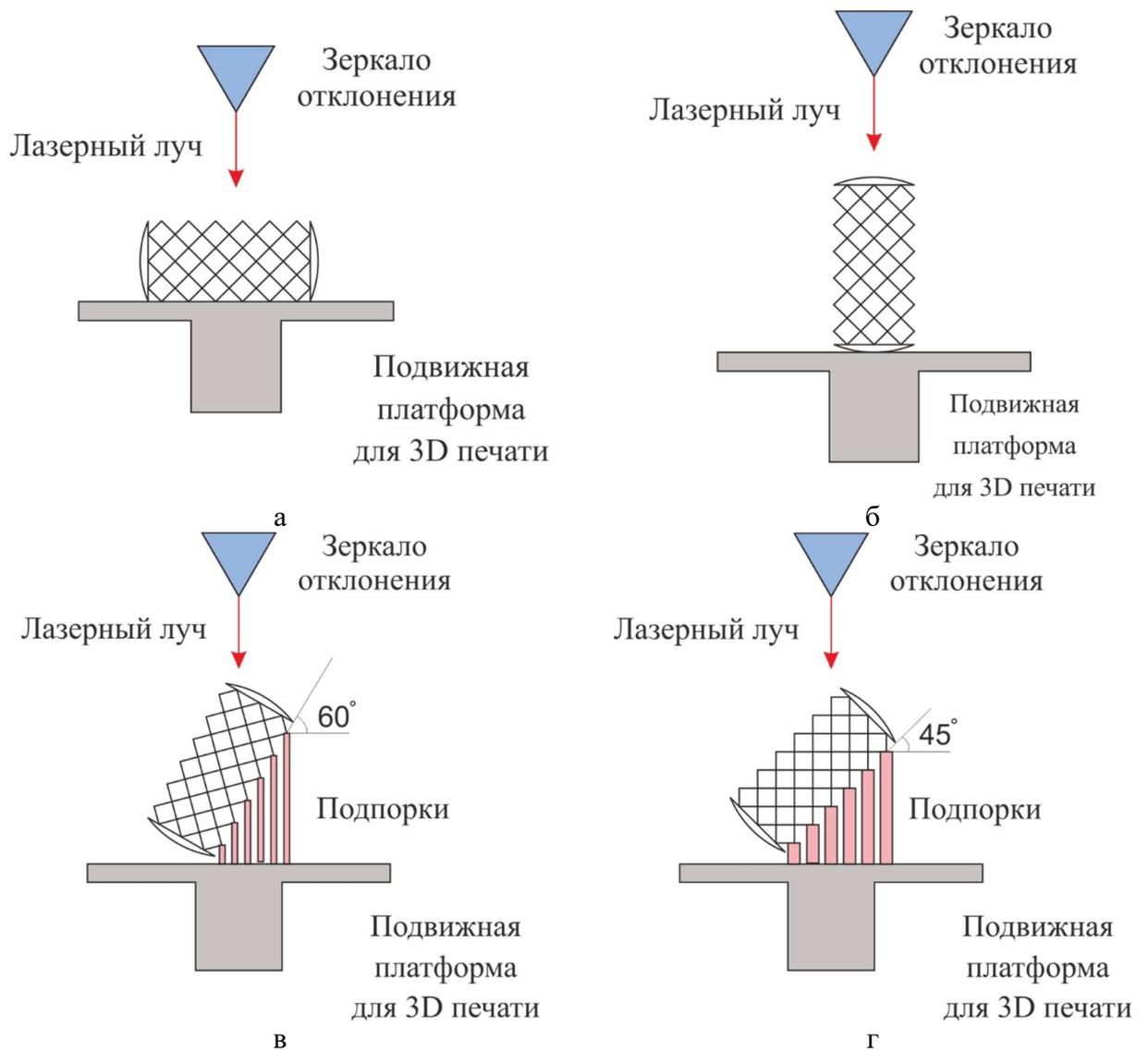


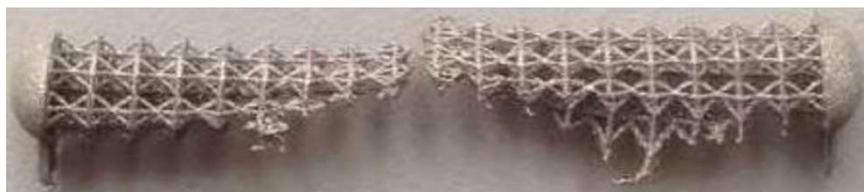
Рисунок.2.24 – Размещение эндопротеза при изготовлении: горизонтальное (а), вертикальное (б), вертикальное под 60° (в), вертикальное под 45° (г)



а



б



в



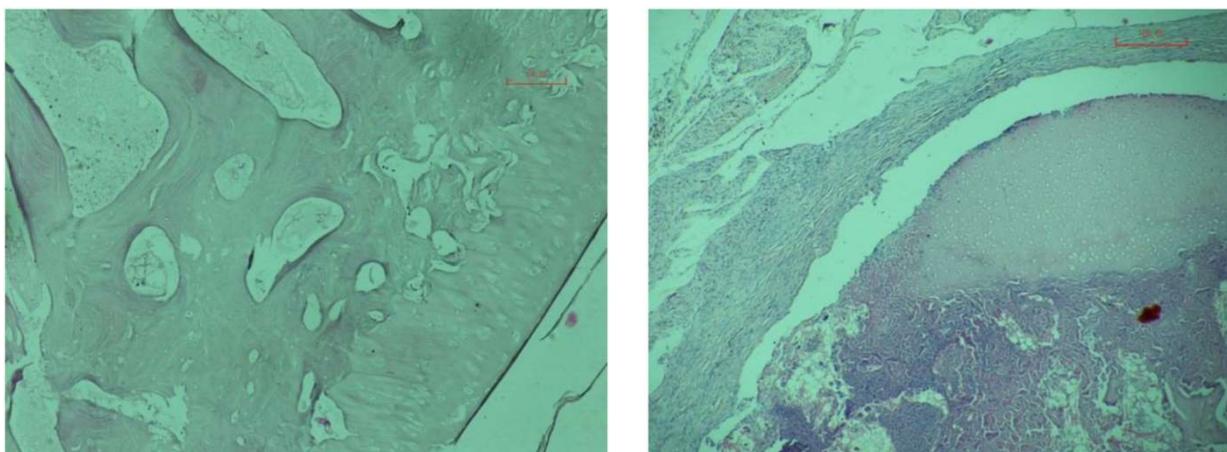
г

Рисунок.2.25 – Произведенные образцы эндопротезов при различных расположениях изделия: вертикальное под 45° (а), вертикальное (б), горизонтальное (в), вертикальное под 60° (г)

В клиническом эксперименте использовались две группы кроликов: контрольная ($n = 6$) и экспериментальная ($n = 6$). Вес животных составлял около 2800–3200 г. Под наркозом после обработки операционного поля 70% спиртовым раствором на спине выполнен разрез кожи длиной 3 см. Затем в декальцинированную бедренную кость кролика монтировали решетчатый эндопротез. Рана ушита послойно. Кожные швы обрабатывали 5% спиртовым раствором йода. Наложена асептическая повязка. В контрольной группе пересаженная кость была без эндопротеза. В этом случае предполагается, что декальцинация обеспечивает наилучшие условия для миграции клеток в кость. Для обеих групп гистологический анализ был сделан на 45-й и 110-й дни.

На 110-й день после трансплантации у животных контрольной и опытной групп сверху и слева располагается соединительная ткань, окружающая трансплантат. Пересаженная кость представлена участком гиалинового хряща (сверху), к которому изнутри прилегает участок резорбируемого костного матрикса. Аналогичная картина наблюдается как в контрольной, так и в опытной группе (Рисунок.2.26б).

Результаты морфологического исследования свидетельствуют о сохранении диффузии веществ и миграции клеток через ячейки эндопротеза.



а

б

Рисунок.2.26 – Микрофотография кости: 110 дней после трансплантации, контрольное животное (а); 110 дней после трансплантации, опытное животное (б)

Выводы по главе 2

В ходе коррекции эндопротеза длинных костей с решетчатой структурой были получены следующие результаты:

1. сформулирован и реализован численный метод коррекции конструкций с решетчатой структурой;
2. определены функции влияния геометрии элементарной ячейки на напряженно-деформированное состояние;
3. определена диаграмма Парето после первой и второй части метода
4. наиболее оптимальной оказалась скорректированная «облегченная» конструкция при условии $\sigma_{\text{опт}} = 17$ МПа, при уменьшении ребер на 28.7% относительно исходной конструкции, напряжения уменьшаются на 4.8%.
5. наиболее удачным расположением производства эндопротеза соответствует вертикальному, под углом 45° к платформе 3D принтера.
6. морфологическое исследование свидетельствуют о сохранении диффузии веществ и миграции клеток через решетчатую конструкцию.

ГЛАВА 3.

КОРРЕКЦИЯ КОНСТРУКЦИИ С ПОРИСТОЙ СТРУКТУРОЙ

В третьей главе сформулирована и исследована задача о структурной коррекции пористых структур. Предложена методика для определения функциональной связи между внутренней структурой и диаграммой нагружения. В качестве элементарной пористой ячейки выступает куб с порой. Предложен и реализован численный метод коррекции конструкций с пористой структурой. Описаны численные и натурные эксперименты скорректированных изделий.

3.1 Постановка задачи

Механическое поведение системы, занимающей область V в R^3 с границей ∂V , в рамках линейной теории упругости описывается следующей системой уравнений [55]:

$$\nabla_i \cdot \sigma_{ij} = 0 \quad \forall \vec{x} \in V^0 \quad (3.1)$$

$$\varepsilon_{kl} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_k}{\partial x_l} + \frac{\partial u_l}{\partial x_k} \right) = \frac{1}{2} (u_{k,l} + u_{l,k}) \quad \forall \vec{x} \in V^0 \quad (3.2)$$

$$\sigma_{ij} = C_{ijkl} \varepsilon_{kl} \quad \forall \vec{x} \in V^0 \quad (3.3)$$

$$\vec{u} = 0 \quad \forall \vec{x} \in S_{kin} \quad (3.4)$$

$$\sigma_{ij} \cdot n_i = p_j \quad \forall \vec{x} \in S_{sta} \quad (3.5)$$

$$S_{sta} \cup S_{kin} = \partial V \quad (3.6)$$

где $V^0 = V \cup \partial V$, u - вектор перемещений, σ_{ij} – тензор напряжений, ε_{kl} – тензор упругих деформаций, C_{ijkl} – тензор упругих свойств. S_{sta} – граница тела на которой заданы статические граничные условия, S_{kin} – граница тела на которой заданы кинематические граничные условия (Рисунок.3.1).

В расчетной области компоненты тензора упругих констант подразумеваются зависимыми от точки, и являются искомыми. Предполагая наличие локальной ортотропии среды, тензор упругости представим в виде:

$$C_{ijkl} = Q_{im} Q_{jn} Q_{kp} Q_{lq} C_{mnpq} = Q^* C_{mnpq} \quad (3.7)$$

где тензор C_{ijkl} – тензор упругих в осях ортотропии, $Q_{im}, Q_{jn}, Q_{kp}, Q_{lq}, Q^*$ – матрицы поворота.

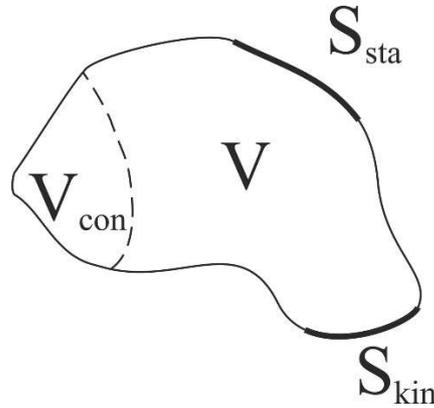


Рисунок.3.1 – Схема постановки задачи

Из конструктивных условий дополнительно необходимо определить под область V , в которой компоненты тензора упругих свойств остаются неизменными:

$$V_{con} \in V \cap V' \quad (3.8)$$

Используя нотацию Фойгта, для удобства и упрощения представления о тензоре 4-го ранга, формулы 3.1-3.3, 3.7 примут следующий вид:

$$\left\{ \begin{array}{l} \frac{\partial \sigma_1}{\partial x} + \frac{\partial \sigma_4}{\partial y} + \frac{\partial \sigma_5}{\partial z} = 0 \\ \frac{\partial \sigma_4}{\partial x} + \frac{\partial \sigma_2}{\partial y} + \frac{\partial \sigma_6}{\partial z} = 0 \\ \frac{\partial \sigma_5}{\partial x} + \frac{\partial \sigma_6}{\partial y} + \frac{\partial \sigma_3}{\partial z} = 0 \end{array} \right. \quad (3.9)$$

$$\left\{ \begin{array}{l} \varepsilon_1 = \frac{\partial u_x}{\partial x}; \varepsilon_2 = \frac{\partial u_y}{\partial y}; \varepsilon_3 = \frac{\partial u_z}{\partial z} \\ \varepsilon_4 = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_x}{\partial y} + \frac{\partial u_y}{\partial x} \right) \\ \varepsilon_5 = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_x}{\partial z} + \frac{\partial u_z}{\partial x} \right) \\ \varepsilon_6 = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_y}{\partial z} + \frac{\partial u_z}{\partial y} \right) \end{array} \right. \quad (3.10)$$

$$\begin{pmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \sigma_4 \\ \sigma_5 \\ \sigma_6 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} & C_{14} & C_{15} & C_{16} \\ & C_{22} & C_{23} & C_{24} & C_{25} & C_{26} \\ & & C_{33} & C_{34} & C_{35} & C_{36} \\ & & & C_{44} & C_{45} & C_{46} \\ & & & & C_{55} & C_{56} \\ & & & & & C_{66} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \\ 2\varepsilon_4 \\ 2\varepsilon_5 \\ 2\varepsilon_6 \end{pmatrix} \quad (3.11)$$

$$C_{ij}^* = \sum_{m=1}^6 \sum_{n=1}^6 C_{mn} Q_{im} Q_{jn} \quad (3.12)$$

Выпишем задачу в перемещениях используя нотацию Фойгта, для этого введем матрицы дифференцирования B для уравнения равновесия и компонент тензора деформаций:

$$B = \begin{pmatrix} \frac{\partial}{\partial x} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{\partial}{\partial y} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\partial}{\partial z} \\ \frac{\partial}{\partial y} & \frac{\partial}{\partial x} & 0 \\ \frac{\partial}{\partial z} & 0 & \frac{\partial}{\partial x} \\ 0 & \frac{\partial}{\partial z} & \frac{\partial}{\partial y} \end{pmatrix} \quad (3.13)$$

$$B^T = \begin{pmatrix} \frac{\partial}{\partial x} & 0 & 0 & \frac{\partial}{\partial y} & \frac{\partial}{\partial z} & 0 \\ 0 & \frac{\partial}{\partial y} & 0 & \frac{\partial}{\partial x} & 0 & \frac{\partial}{\partial z} \\ 0 & 0 & \frac{\partial}{\partial z} & 0 & \frac{\partial}{\partial x} & \frac{\partial}{\partial y} \end{pmatrix} \quad (3.14)$$

Используя матрицу дифференцирования B и нотацию Фойгта формулы 3.1-3.3 примут следующий вид:

$$\nabla_i \cdot \sigma_{ij} = 0 \rightarrow B^T \cdot \vec{\sigma} = 0 \quad \forall \vec{x} \in V^0 \quad (3.15)$$

$$\varepsilon_{kl} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_k}{\partial x_l} + \frac{\partial u_l}{\partial x_k} \right) \rightarrow \vec{\varepsilon} = B \cdot \vec{u} \quad \forall \vec{x} \in V^0 \quad (3.16)$$

$$\vec{\sigma} = C_{ij}^* \cdot \vec{\varepsilon} \quad \forall \vec{x} \in V^0 \quad (3.17)$$

Тогда задача в перемещениях выглядит следующим образом, на этом шаге необходимо определить область V_{con} :

$$B^T \cdot \vec{\sigma} = B^T \cdot (C_{ij}^* \cdot (B \cdot \vec{u})) \quad \forall \vec{x} \in V^0 \quad (3.18)$$

Необходимо найти такое распределение тензора упругих констант C_{ij}^* в объеме V , что инвариант напряжений (в нашем случае интенсивность напряжений по Мизесу) достигает минимума при постоянных граничных условиях:

$$C_{ij}^* = C_{ij}^*(\vec{x}), \max_{\vec{x} \in V^0} \|\sigma_i\| \rightarrow \min \quad (3.19)$$

Главная идея заключается в методике определения вектора параметров, которые вносят вклад в напряженно-деформированное состояние образца. Основное предположение заключается в том, что анизотропия в материале достигается за счет изменчивости микроархитектуры образца [95]. Сам материал считается изотропным. Вектор параметров $\vec{\lambda}$ отвечает за связь микроархитектуры образца и тензора жесткости. В случае, когда возникает необходимость менять микроархитектуру исходя из некоторого условия, определяющего НДС, возникает необходимость вводить вектор-функцию инициализации $\vec{\gamma}$. На практике такая

вектор-функция определяет связь между напряженно-деформированным состоянием и микроструктурой образца. Очевидно, что для произвольного НДС удобно определить эту связь на основе инвариантов тензора напряжений. Вектор-функцию инициализации можно трактовать как функцию управления параметрами микроструктуры. Таким образом, предлагается представить тензор жесткости как функцию, зависящую от вектора параметров микроархитектуры, вектора-функции инициализации и пространственной координаты:

$$C_{ij}^* = C_{ij}^*(\vec{\lambda}(\vec{\gamma}, \vec{x}), \vec{\gamma}(f(\sigma_i), \vec{x}), \vec{x}) \quad (3.20)$$

Определим в каждой элементарной ячейке локальную систему координат. Определим гипотезу, в рамках которой вектор параметров, а значит, микроархитектура постоянна в каждой элементарной ячейке. Тогда для элементарной ячейки из объема V вектор инициализации и вектор параметров примет следующий вид:

$$\begin{cases} \vec{\lambda}(\vec{\gamma}, \vec{x}) = \vec{\lambda}(\vec{\gamma}) \\ \vec{\gamma}(f(\sigma_i), \vec{x}) = \vec{\gamma}(f(\sigma_i)) \end{cases} \quad (3.21)$$

Вектор параметров $\vec{\lambda}$ должен изменяться в соответствии с изменением вектора параметров $\vec{\gamma}$. Данная система уравнений говорит о том, что состояние инициализирующего вектора полностью определяет изменение микроструктуры в терминах вектора параметров $\vec{\lambda}$.

Тогда задачу (3.7) можно привести к виду:

$$\sum_{i=1}^N \int_{V_i} inv(\sigma) dV_i \rightarrow \min, V_j \cap V_i = \emptyset, \bigcup_{i=1}^B V_i = V \quad (3.22)$$

где V_i - элементарная ячейка, inv – инвариант тензора (например, напряжения по Мизесу).

Подставляя физические соотношения получим:

$$\sum_{i=1}^N \int_{V_i} inv(C_{ij}^* \cdot (B \cdot \vec{u})) dV_i \rightarrow \min \quad (3.23)$$

Тогда задача сводится к 3.23 и 3.18, где неизвестными являются компоненты C_{ij}^* .

3.2 Определение эффективных свойств элементарной ячейки

В качестве элементарной ячейки был выбран единичный куб с порой, которая описывается двумя параметрами: эллиптичность поры (β) и размер поры (λ^*) (Рисунок.3.2). В последующем, используя подход представительных объемов [68,78,114], определяются механические свойства элементарной ячейки. Для описания структуры элементарной ячейки используются введенные выше безразмерные параметры. Так при стремлении параметра β к нулю эллиптичность увеличивается, и пора вырождается в иглу, параметр λ^* , по сути, характеризует величину пористой в элементарной ячейке. Пористость же определяется исходя из объема поры V_p и элементарной ячейки V_b :

$$\eta(\vec{x}) = \frac{V_p(\lambda^*, \beta)}{V_b} \quad (3.24)$$

Расчеты в рамках подхода представительного элемента реализовались на основе метода конечных элементов программном продукте Ansys [105]. Для дискретизации объема был использован двадцати узловой элемент SOLID186. Безразмерные параметры варьировались в промежутке от 0.12 до 1 с шагом 0.086.

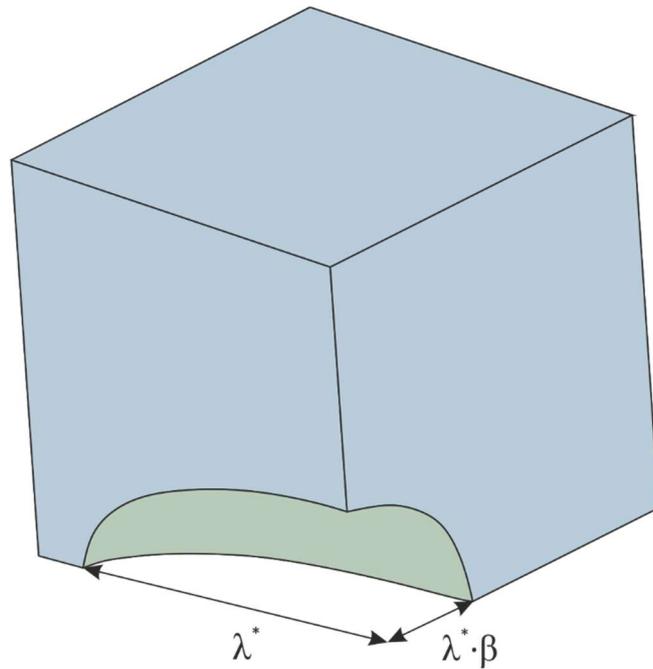


Рисунок.3.2 – 1/8 элементарной ячейки

Для определения механических характеристик в численной модели было проведено шесть численных экспериментов (три на одноосное сжатие, три на чистый сдвиг), схемы нагружения приведены на рисунке 3.3. Нагружение проводилось кинематически. Характеристики материала элементарной ячейки: $E = 100 \text{ ГПа}$, $\nu = 0.3$.

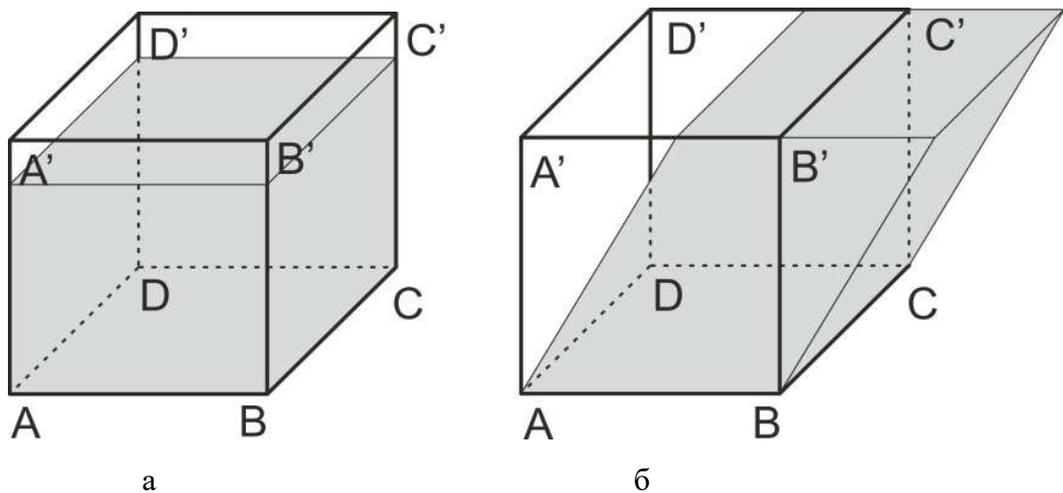


Рисунок.3.3 – Схема нагружения в численных экспериментах:

а – одноосное сжатие, б - сдвиг.

В результате было получено поле механических характеристик над пространством безразмерных параметров. Для последующих расчетов, полученные

эффективные механические характеристики, были аппроксимированы функциями от параметров β и λ^* . Аппроксимация основывалась на методе наименьших квадратов, функции аппроксимации выбирались из класса полиномов:

$$J = \sum_i \left(p(\lambda^*, \beta, n) - x_i \right)^2 \rightarrow \min, \quad (3.25)$$

где p – полином n -ой степени по безразмерным параметрам β и λ .

Результаты для E_{11} приведены на рисунке 3.4а. Численные результаты были аппроксимированы полиномом третьей степени (Рисунок.3.4б). Можно сделать вывод, что при увеличении эллиптичности и размера поры модуль упругости E_{11} уменьшается.

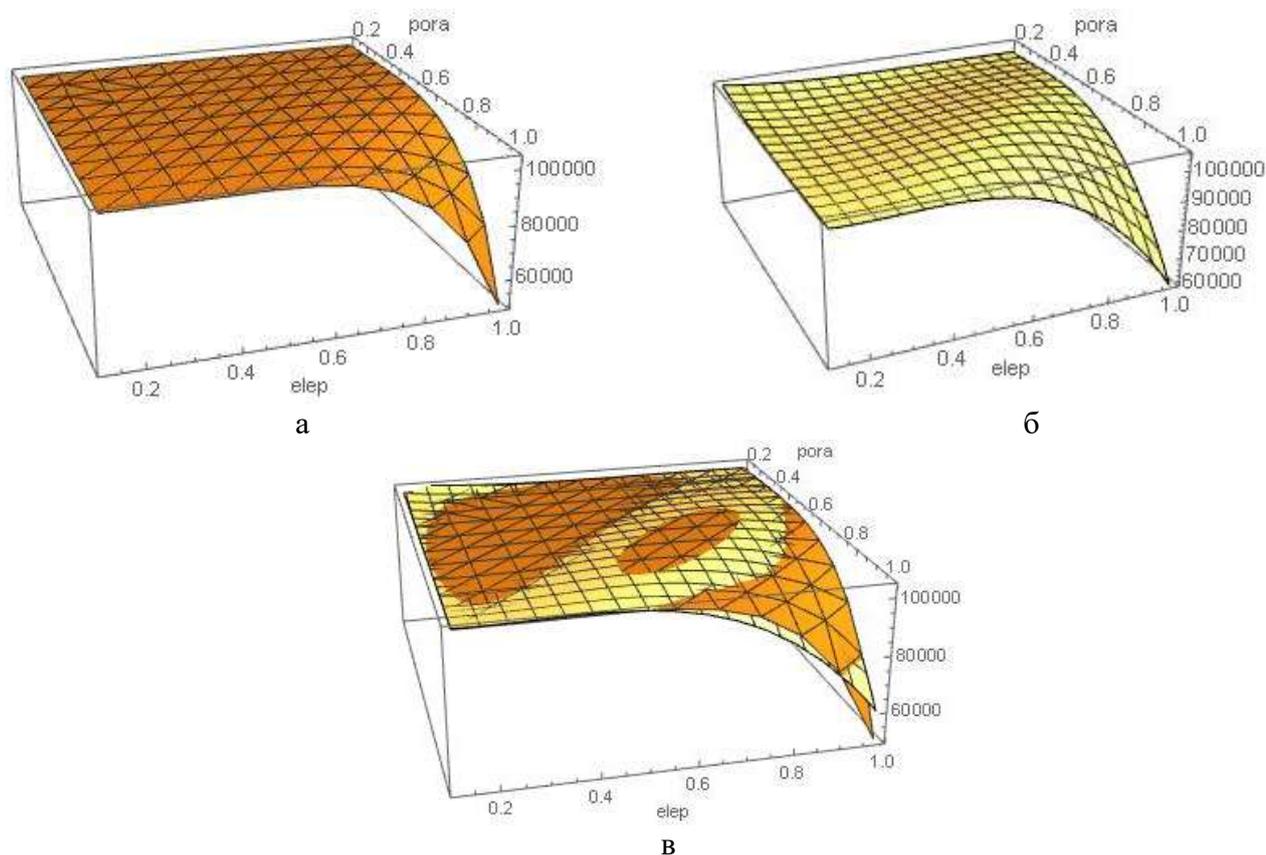


Рисунок.3.4 – Результаты для E_{11}

(а – результаты численного метода, б – аппроксимация результатов
в – наложение графиков)

Аналогичным образом были получены результаты для E_{22} , E_{33} , G_{23} , G_{31} , G_{21} , ν_{12} , ν_{23} , ν_{13} . Численные результаты аппроксимируются полиномиальной функцией четвертой степени:

$$C_{ij}(\lambda^*, \beta) = c_{00}^{ij} + c_{10}^{ij}\lambda^* + c_{01}^{ij}\beta + c_{11}^{ij}\lambda^*\beta + c_{21}^{ij}\lambda^{*2}\beta + c_{31}^{ij}\lambda^{*3}\beta + c_{12}^{ij}\lambda^*\beta^2 + c_{22}^{ij}\lambda^{*2}\beta^2 + c_{13}^{ij}\lambda^*\beta^3 \quad (3.26)$$

где C_{ij} – в зависимости от индекса соответствующая характеристика материала: E_{22} , E_{33} , G_{23} , G_{31} , G_{21} , ν_{12} , ν_{23} , ν_{13} .

Значения коэффициентов аппроксимационного полинома для параметров представлены в таблице 3.1:

Таблица 3.1 – Значения коэффициентов

	c_{00}	c_{10}	c_{01}	c_{11}	c_{21}	c_{31}	c_{12}	c_{22}	c_{13}
E_{11} , ГПа	109	-3.9	-5.3	-192	287	-115	319	-209	-136
$E_{22,33}$, ГПа	102	2.9	10.6	-111	325	-278	-17.8	-18.7	27
$G_{12,13}$, ГПа	10.7	-0.1	0.25	-2.7	13	-10	-3.9	-0.1	4.1
G_{23} , ГПа	2.5	-0.1	-0.06	-4.4	8	-3.4	6.4	-5	-2.5
$\nu_{12,13}$	0.011	-0.005	-0.009	-0.032	-0.038	0	-0.027	0.464	0
ν_{23}	0.017	-0.049	-0.017	-0.07	0.4	0	0.09	-0.18	0

Анализируя численные и аппроксимированные результаты были выявлены погрешности (Рисунок.3.4 и Таблица 3.1.). Все характеристики, кроме коэффициентов Пуассона, имеют приемлемую погрешность. Стоит отметить, что большая погрешность коэффициентов Пуассона возникает тогда, когда он имеет третий-пятый порядок малости. Таким образом, погрешность величин коэффициентов Пуассона не влияет на качество дальнейших результатов, представленных в таблице 3.2.

Таблица 3.2 – Погрешность результатов

	E_{11}	E_{22}	E_{33}	ν_{12}	ν_{13}	ν_{23}	G_{12}	G_{13}	G_{23}
Погрешность	17%	4.5%	4.5%	2-80%	2-80%	2-80%	1.3%	3.7%	2.6%

3.3 Оценка влияния направления эллиптичности на НДС

Для оценки влияния направления эллиптичности рассмотрим бесконечную пластину с эллиптическим вырезом, нагруженную давлением σ_0 и $\alpha\sigma_0$ (Рисунок.3.5).

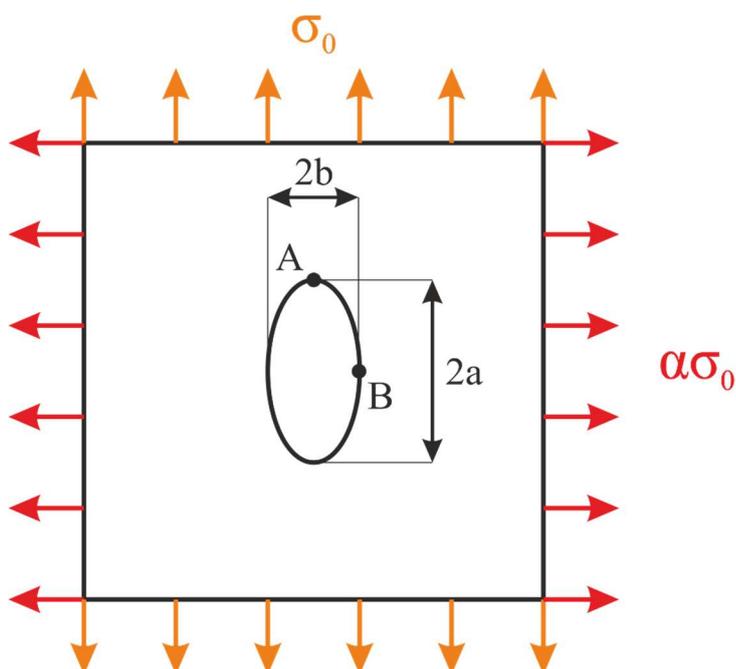


Рисунок.3.5 – Пластина с отверстием

Определим максимальное напряжение, возникающее в точках А и В при $\alpha=0$, $\alpha=1$, $\alpha=2$. При $\alpha=0$ воспользуемся решением Г.В. Колосова и К. Инглиса, максимальное напряжение возникает в точке В и определяется по формуле:

$$\sigma_B = \sigma_0 \left(1 + 2\frac{b}{a}\right) \quad (3.27)$$

При стремлении к бесконечности длины полуоси b напряжения в точке В также стремятся к бесконечности. При данном типе нагружения для уменьшения напряжений необходимо направлять эллиптичность вдоль главных направлений тензора напряжений.

Рассмотрим случай $\alpha \neq 0$, напряжения в точке А и В определяются по формулам:

$$\sigma_A = \alpha\sigma_0 \left(1 + 2\frac{a}{b}\right) - \sigma \quad (3.28)$$

$$\sigma_B = \sigma_0 \left(1 + 2 \frac{b}{a}\right) - \alpha \sigma \quad (3.29)$$

При $\alpha=1$ и $\alpha=2$ максимальное напряжение возникает в точке А. Если эллиптичность будет направлена вдоль главных направлений тензора напряжений при $\alpha \neq 0$, то максимальные напряжения уменьшатся.

Исходя из данных результатов при коррекции пористых конструкций, направление эллиптичности у элементарной ячейки будет направлено вдоль главных направлений тензора напряжений.

3.4 Метод коррекции конструкций с пористой структурой

Подход к коррекции конструкций с пористой структурой основывается на итерационном процессе, где на каждом шаге у каждого элемента осуществляется определение интенсивности напряжений σ_i , главных напряжений $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$ и их направлений $\bar{r}_1, \bar{r}_2, \bar{r}_3$. В дальнейшем оси ортотропии элемента ориентируются по главным направлениям. После этого определяются безразмерные параметры элемента. Параметр λ^* определяется соотношением интенсивности напряжения σ_i с некоторым наперед заданным напряжением σ_0 . В данном случае σ_0 выступает тем же некоторым нижним допустимым напряжением $[\sigma]_{inf}$, как и в методе топологической оптимизации. При $\sigma_i < \sigma_0$ параметр λ^* определяется линейным соотношением: $\lambda^* = 1 - \frac{\sigma_0 - \sigma_i}{\sigma_0}$, в противном случае $\lambda^* = 1$.

Для определения параметра β используется абсолютное отношение величин главных напряжений σ_1 и σ_3 . Параметр β определяется как соотношение наименьшего по абсолютной величине главного напряжения к наибольшему.

После определения параметров, отвечающих за размер поры и ее эллиптичность, для каждого элемента по формулам определяются эффективные механические характеристики, и данный итерационный процесс переходит на следующий шаг, где решается задача НДС. Численный метод коррекции конструкций с пористой регулярной структурой:

Метод коррекции конструкций с регулярной пористой структурой

Входные данные: геометрия изделия

Выходные данные: параметры λ^* , β , η

Создайте геометрию

Создайте конечно-элементную сетку

Примените эксплуатационные нагрузки и граничные условия

Решите задачу НДС (3.1-3.6)

For каждого элемент

Вычислить σ_i , σ_1 , σ_2 , σ_3 , \bar{r}_1 , \bar{r}_2 , \bar{r}_3 .

Определить параметры λ^* , β , η

Определить механические характеристики

Присвоить механические характеристики и сориентировать элемент

End

Проверить условие останова итерации

3.5 Задача коррекции конструкции с пористой структурой

В качестве расчетной модели была выбрана балка объемом V , длиной $L=140$ мм. (Рисунок.3.6). Сечение балки – прямоугольник со сторонами $h=28$ мм., $m=24$ мм. Расчет и корректирование конструкции реализовались на основе метода конечных элементов в программном продукте Ansys. Для дискретизации объема был использован восьмиузловой элемент SOLID185 [21,70]. Нагрузка прикладывалась в виде перемещения $U= -0.1$ мм. Зеленым цветом (Рисунок.3.6) обозначена неизменная подобласть V_{con} – каркас балки толщиной 2 мм. Голубым цветом обозначен корректируемый объем конструкции:

$$V : x \in [0 : L], y \in [0 : H] \quad (3.30)$$

$$V_{con} : x \in [0 : L], y \in [0 : dh ; H - dh : H] \quad (3.31)$$

Рассмотрим уравнения равновесия согласно нотации Фойгта (смотри параграф 3.1)

$$\nabla_i \cdot \sigma_{ij} = 0 \quad \forall \vec{x} \in V^0 \quad (3.32)$$

Подставляя в него физические соотношения, с учетом того, что в общем виде механические свойства зависят от точки пространства, получим:

$$\nabla_i \cdot \sigma_{ij} = 0 \rightarrow B^T \cdot (C_{ij}^* \cdot \vec{\varepsilon}) = 0 \quad (3.33)$$

Дополняя уравнения совместности деформаций, получим задачу в перемещениях:

$$B^T \cdot (C_{ij}^* \cdot (B \cdot \vec{u})) = 0 \quad (3.34)$$

Кинематические условия были распределены по длине $dl=20$ мм. для уменьшения концентраторов напряжений в зоне действия нагрузки. Граничные кинематические условия можно описать следующим образом:

$$\vec{U}(x, y) = 0, \quad x = 0, \quad x = L, \quad y \in [0 : H] \quad (3.35)$$

$$\vec{U}(x, y) = -0.1 \text{ мм}, \quad x \in \left[\frac{L-dl}{2} : \frac{L+dl}{2} \right], \quad y = H \quad (3.36)$$

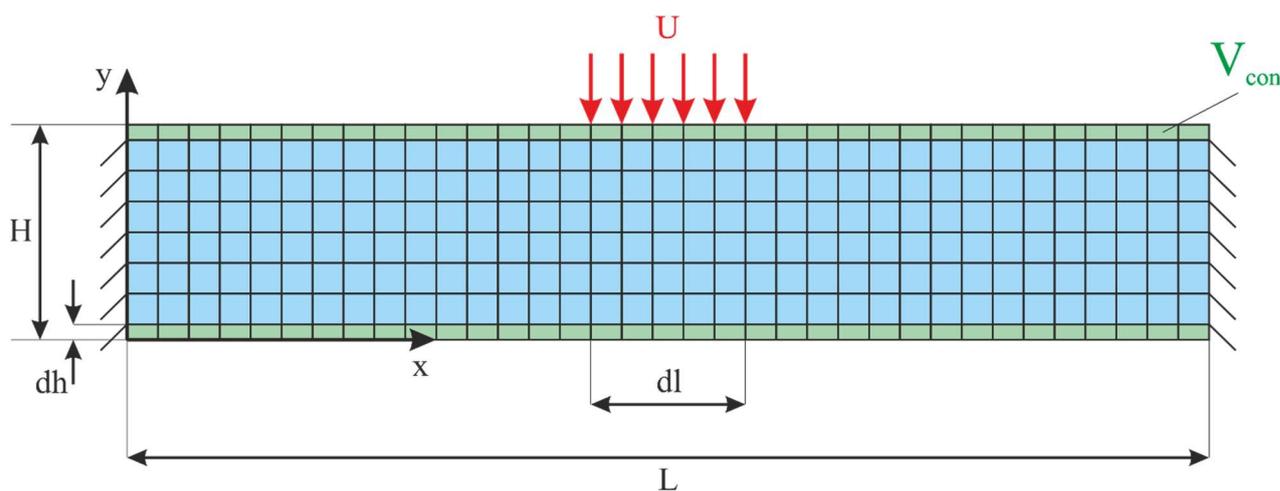


Рисунок.3.6 – КЭ модель балки

Предполагается, что конструкция в последующем будет напечатана на 3Д принтере из акрилонитрилбутадиенстирола (ABS-пластик). Характеристики материала приведены в таблице 3.3.

Таблица 3.3 – Характеристики ABS-пластика

Е, ГПа	G, ГПа	ν
200	71.5	0.4

3.6 Результаты коррекции конструкции с пористой структурой

3.6.1 НДС конструкции исходной конструкции

Для оценки качества коррекции был проведён расчет первоначального состояния конструкции. Максимальное эквивалентное напряжение по Мизесу в конструкции составляет 210 МПа в зоне нагрузки (Рисунок.3.7а), в зоне граничных условий возникает напряжение 162МПа. Максимальный прогиб конструкции составляет 0.92мм (Рисунок.3.7б).

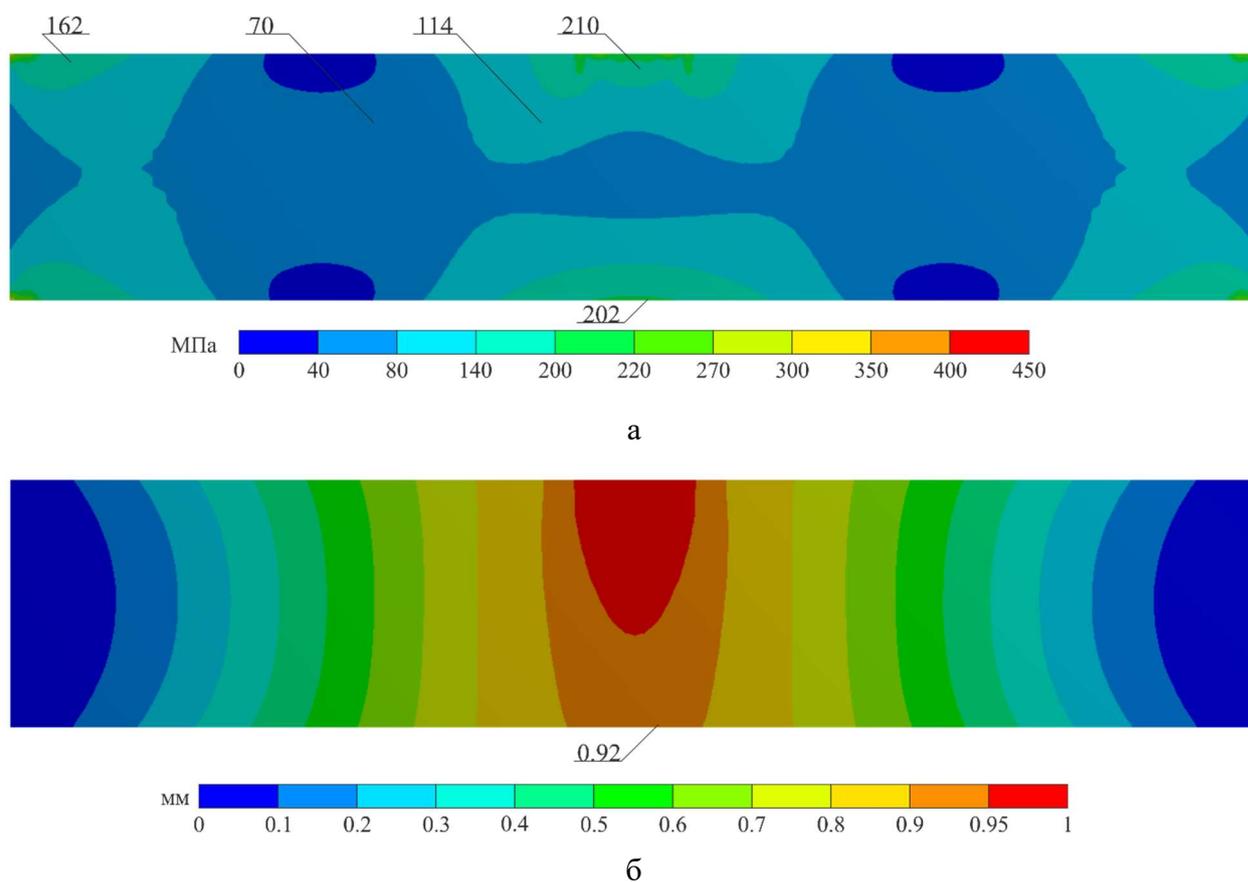


Рисунок.3.7 – НДС первоначальной конструкции

(а – распределение эквивалентных напряжений по Мизесу, б – эпюра перемещений)

3.6.2 НДС конструкции после коррекции пористой структуры

После численного расчета исходной конструкции, реализован метод коррекции конструкции с пористой структурой. Было решено две задачи: расчет

НДС конструкции при заданных механических характеристиках и расчет НДС при прямом моделировании пористой структуры.

Ввиду быстрой сходимости задачи НДС конструкции при заданных механических характеристиках было проведено сорок итераций. Максимальные напряжения в конструкции (Рисунок.3.8) составляют 200 МПа. Сравнивая результаты с первоначальным вариантом конструкции (Рисунок.3.7а), можно отметить небольшое уменьшение напряжения в зоне действия нагрузки, а также уменьшение напряжений по всему объему балки.

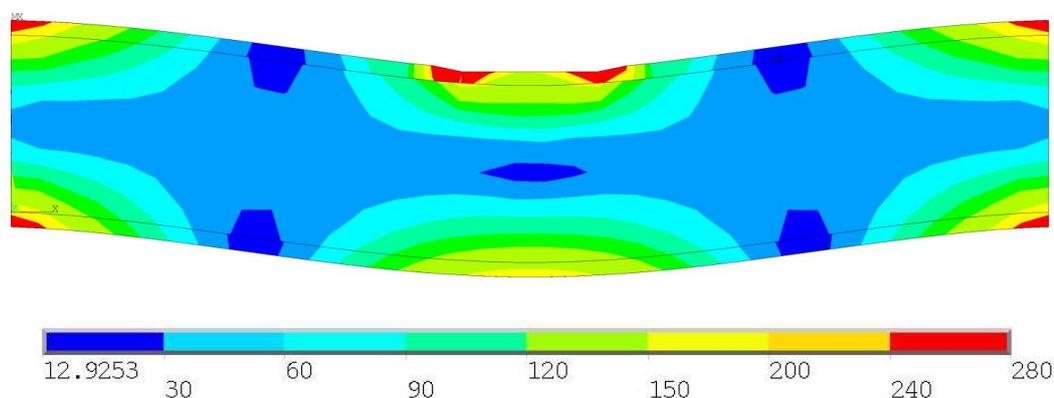


Рисунок.3.8 – Эквивалентные напряжения по Мизесу в конструкции при заданных механических характеристиках

На рисунке 3.9 приведено распределение размера поры λ^* в конструкции. Малое значение λ^* соответствует наиболее плотной области, оно отмечено синим цветом.

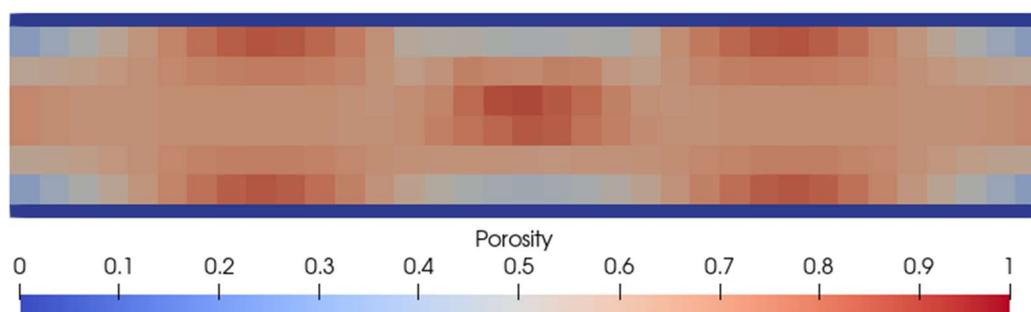


Рисунок.3.9 – Распределение размера поры λ^* в конструкции

Распределение эллиптичности пор β в конструкции продемонстрировано на рисунке 3.10. При стремлении параметра β к нулю пора вырождается в иглу.

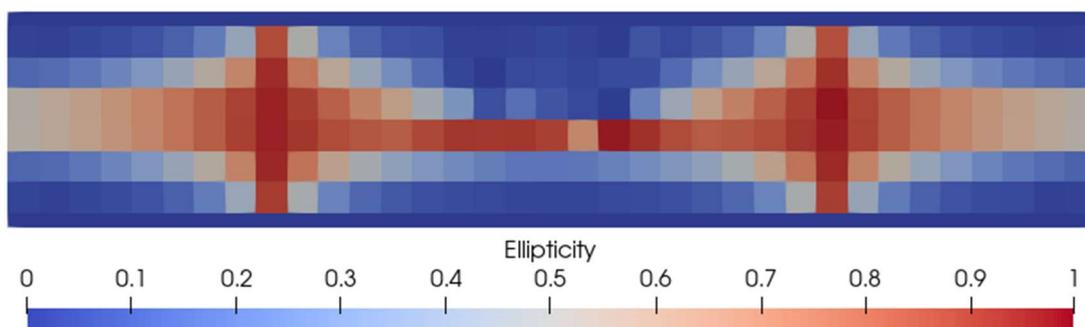


Рисунок.3.10 – Распределение эллиптичности пор в конструкции

Распределение пористости η в конструкции продемонстрировано на рисунке 3.11.

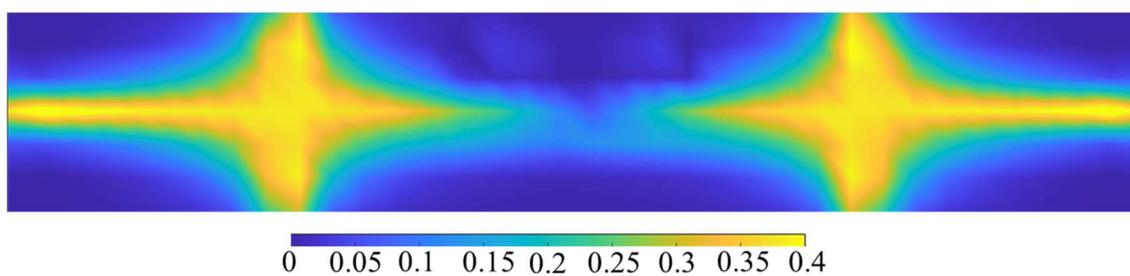


Рисунок.3.11 – Распределение пористости в конструкции

По полученным распределениям пористости и эллиптичности была произведена реконструкция 3D геометрии (Рисунок.3.12).

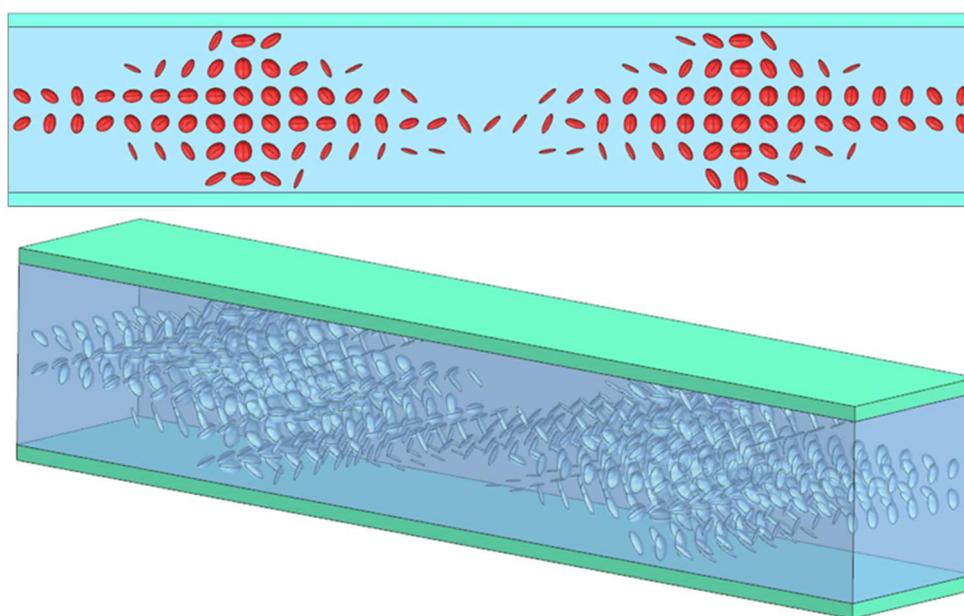


Рисунок.3.12 – Распределение пор 3D модель

Максимальные напряжения в конструкции при прямом моделировании (Рисунок.3.13) составляют 204 МПа. Сравнивая результаты с первоначальной конструкцией и решением НДС при заданных механических характеристиках, можно отметить следующее: напряжения уменьшаются по всему объему структурно скорректированной конструкции по сравнению с сплошной, НДС при прямом моделировании пор и НДС с использованием гомогенизированных механических характеристиках дают одинаковое распределение эквивалентных напряжений по Мизесу.

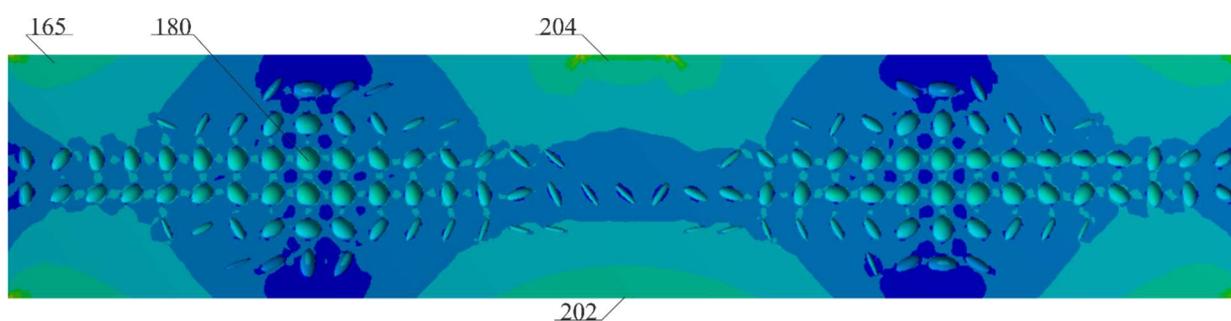


Рисунок.3.13 – Эквивалентные напряжения по Мизесу в конструкции при прямом моделировании структуры

3.7 Натурные испытания

В виду того, что направление печати может быть как продольного направления, так и поперечного, было изготовлено для каждого из них по два образца первоначальной и сформированной геометрии (Рисунок.3.14).

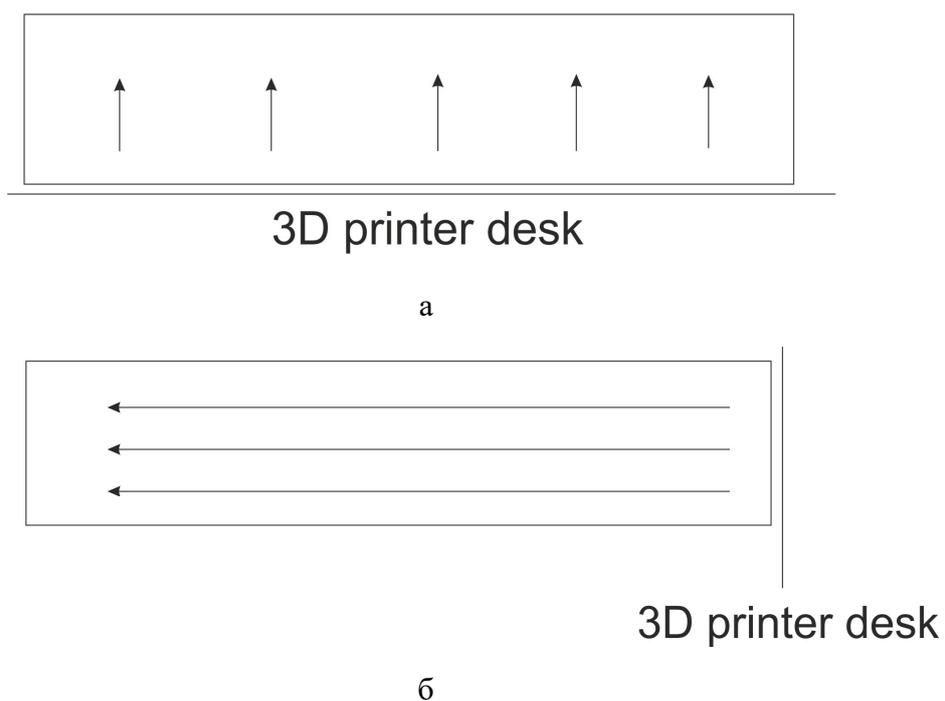


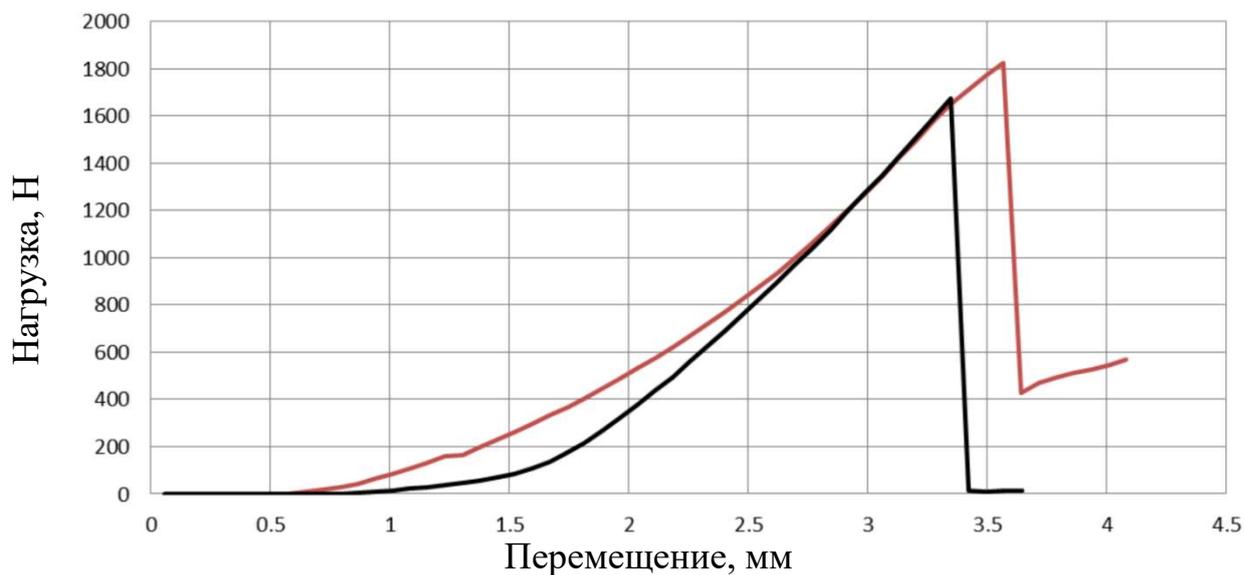
Рисунок.3.14 – Поперечное направление (а) и продольное направление(б)



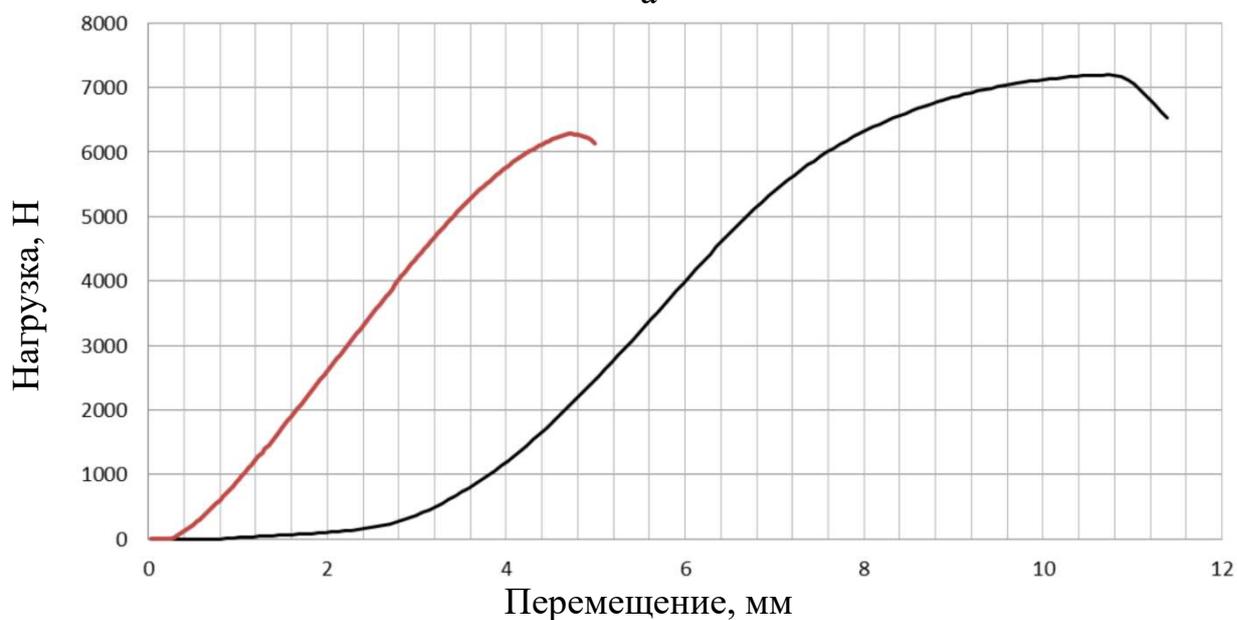
Рисунок.3.15 – Испытуемый образец

Образцы были испытаны на изгиб согласно схеме приведенной на рисунке 3.15. Максимальная нагрузка для первоначального образца продольного направления печати составляет 1675 Н, прогиб при этом составляет 3.35мм (Рисунок.3.16а). Красным цветом отмечен структурно-скорректированный образец, черным – образец без пор. Максимальная нагрузка для

скорректированного образца продольного направления печати составляет 1825 Н, прогиб при этом составляет 3.56 мм. Стоит отметить, что разрушение было вызвано касательными напряжениями (Рисунок.3.17а).



а

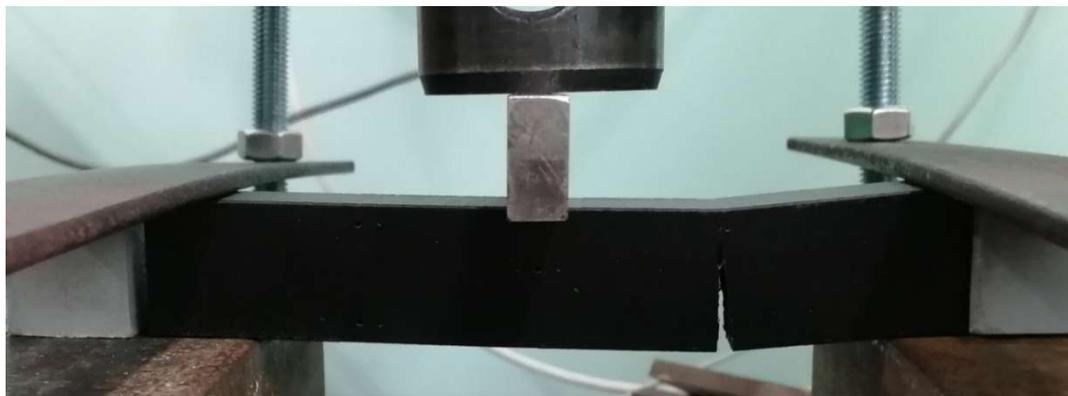


б

Рисунок.3.16 – Диаграмма нагружения образца продольного(а) и поперечного (б) направлений печати

Максимальная нагрузка для первоначального образца поперечного направления печати составляет 7196 Н, прогиб при этом составляет 10.73 мм (Рисунок.3.16б). Максимальная нагрузка для структурно-скорректированного образца поперечного направления печати составляет 6271 Н, прогиб при этом

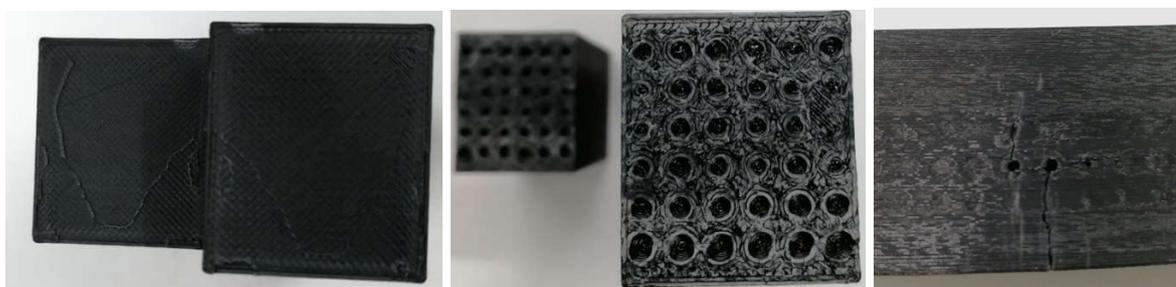
составляет 4.76 мм. Разрушение образцов поперечного направления печати было вызвано нормальными напряжениями (Рисунок.3.17б)



а



б



в

Рисунок.3.17 – Характер разрушения образца (в) продольного (а) и поперечного (б) направлений

Отклонение предельной силы для первоначальных и структурно-скорректированных конструкций составляет около 10 %, и его можно уменьшить за счет усовершенствования изготовления образцов. Существенная разница отмечена для смещений в случае поперечной печати. Конструктивно выполненный образец стал более жестким (4.76 мм против 10.73 мм).

При сравнении наклона (для продольной печати) было отмечено увеличение на 25% для структурно-скорректированного образца (1184 Н/мм и 1491 Н/мм соответственно). Уклон в случае поперечной печати уменьшился на 20 % для структурно-скорректированного образца (710 Н/мм и 894 Н/мм соответственно).

Выводы по главе 3

В ходе коррекции конструкций с пористой структуры были получены следующие результаты:

1. предложен и реализован численный метод коррекции конструкций с пористой структурой;
2. определена функция влияния эффективных механических свойств элементарной ячейки в зависимости от параметров, описывающих геометрию поры, а именно эллиптичность и размер поры;
3. проведены численные эксперименты скорректированной конструкции при заданных механических характеристиках и при прямом моделировании пористой структуры;
4. проведены натурные эксперименты структурно-сформированных образцов, изготовленных с помощью аддитивных технологий при разных направлениях печати;
6. в случае печати с продольным направлением предельное усилие структурно-сформированного образца на 8.2 % выше образца без пор;
7. в случае печати в поперечном направлении жесткость структурно-сформированного была на 55 % выше образца без пор;
8. анализ диаграмм нагружения для всех образцов показывает значительное влияние направлений печати на механические свойства и необходимость постобработки.

ГЛАВА 4. КОРРЕКЦИЯ КОНСТРУКЦИИ С НЕРЕГУЛЯРНОЙ ПОРИСТОЙ СТРУКТУРОЙ

В четвертой главе сформулирована и исследована задача о коррекции конструкций с нерегулярной пористой структурой. Предложена методика переноса данных о структуре (вектор параметров $\vec{\lambda}$) с регулярной на нерегулярную пористую структуру. Предложен и реализован численный метод коррекции конструкций с нерегулярной пористой структурой, основанный на обобщении диаграммы Вороного. Описаны численные эксперименты скорректированных изделий.

4.1 О переходе к нерегулярной структуре

Разработанный подход коррекции пористой структуры (смотри Главу 3) можно разделить на два основных шага: определение распределения вектора параметров по объему изделия и формированию геометрии согласно найденному вектору параметров. Предложенный подход подразумевает локальную ортотропию материала, которая в терминах базисной ячейки описывается эллиптической порой, поэтому очевиден прямой подход формирования, где каждой элементарной ячейке сопоставляется среда с соответствующей эллиптической порой. Но такой подход, во-первых, не технологичен, а во-вторых, зависит от начальной дискретизации. С другой стороны, получаемое распределение вектора параметров содержит распределение пористости и характеристик локальной ортотропии, а значит, может быть трактовано как наборы скалярных и векторных полей. В этом случае предлагается рассмотреть объем всей конструкции как набор подмножеств с кусочно-постоянной пористостью, а для каждого такого набора уже воспроизвести локальную ортотропию.

Одним из результатов коррекции пористой структуры является вектор параметров $\vec{\lambda}$, описывающий структуру в каждом элементе конструкции, где, конечно-элементная сетка является регулярной. Что не позволяет обеспечить наиболее существенного уменьшения веса, но при этом сохраняет прочностные

качества конструкции. Таким образом, можно сформулировать задачу о переносе результатов вектора параметров, определённых на регулярную сетку, на эквивалентное поле пористости на некоторой нерегулярной сетке, с сохранением физико-механических свойств.

В данной главе предлагается соответствующий метод.

4.2 Кластеризация объема конструкции

В качестве входных параметров является распределение вектора параметров $\vec{\lambda}$, который описывает пористость η , эллиптичность β и вектор направлений ортотропии. Тогда можно сформулировать задачу кластеризации для параметра пористости η в следующем виде:

$$\cup h_i = \Omega \quad (4.1)$$

$$\cap h_i = \emptyset \quad (4.2)$$

где Ω – исследуемое тело, h_i – кластер.

То есть, весь рассматриваемый объем представляется как набор некоторых непересекающихся множеств (Рисунок.4.1). А каждое такое множество определяется распределением пористости со следующими свойствами:

$$\langle \eta(\vec{x}) \rangle = M_i, \vec{x} \in h_i \quad (4.3)$$

$$|M_i - \eta(\vec{x})| < \varepsilon, \vec{x} \in h_i \quad (4.4)$$

$$|M_i - \eta(\vec{y})| > \varepsilon, \vec{y} \notin h_i \quad (4.5)$$

где M_i – средняя пористость в кластере, η – пористость.

С точки зрения хранения данных, удобно использовать функцию разметки ϕ , которая сопоставляет каждому кластеру целое число (Рисунок.4.1):

$$\phi(\vec{x}), x \in V, \phi \in \mathbb{Z} \quad (4.6)$$

$$\phi(\vec{x}) = const, x \in h_i \quad (4.7)$$

В этом случае предлагается рассмотреть объем всей конструкции как набор подмножеств с кусочно-постоянной пористостью без требования геометрической

близости. Эти подмножества можно понимать и как подмножества, ограниченные линиями уровня распределения пористости.

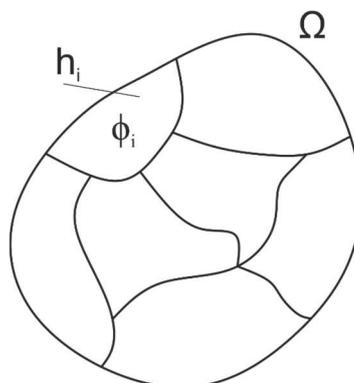


Рисунок.4.1 – Схема к кластеризации

После кластеризации изначального объема Ω каждый кластер h_i может быть рассмотрен как некоторый физический объем с постоянной пористостью M_i . При этом сам объем обладает в общем смысле анизотропными свойствами, но локальная ортотропия известна, так как известно распределение вектора параметров $\vec{\lambda}$. Для формирования геометрии было решено воспользоваться ячейками Вороного, сформулированными для анизотропного пространства.

4.3 Формирование геометрии в кластере

Для формирования неоднородной структуры был создан модифицированный алгоритм построения диаграмм Вороного. Так, обобщенный многоугольник Вороного $V(T)$ подмножества точек T , определяется как:

$$V(T) = \{p : \forall v \in T \forall w \in S / T, d(p, v) < d(p, w)\} \quad (4.8)$$

Тогда диаграмма Вороного порядка k можно определить как совокупность всех обобщенных многоугольников Вороного:

$$Vor_k(S) = \cup V(T), T \subset S, |T| = k \quad (4.9)$$

В данном случае подмножество точек T – суть центры кластеров. Основная особенность состоит в понимании расстояния для множества. Так каждый кластер будем понимать как ортотропное пространство, то есть пространство с

ортогональными направлениями, обладающими собственными весами по направлениям, с точки зрения метрики пространства.

Для программной реализации диаграмма Вороного на ортотропном пространстве был реализован метод на основе алгоритма закрашивания. Рассмотрим разработанный алгоритм подробнее. На первом этапе по всему исследуемому объему строится мелкая регулярная сетка – сетка бинарной сепарации (СБС). В каждой ячейке хранится некоторое значение – вес ячейки. Если вес ячейки выше заданного порогового значения S_h , то ячейка считается окрашенной. Первоначально во всех ячейках записаны нулевые значения. Каждая ячейка СБС понимается, как физический подбъем конструкции. То есть, неокрашенные ячейки содержат материал, а окрашенные – не содержат. Первоначально вся конструкция считается сплошной. Размер ячеек может быть выбран из технологических соображений, например, из условий диапазона толщины слоя или диаметра сопла 3Д принтера.

На втором этапе полученные результаты вектора параметров $\vec{\lambda}$ интерполируются с расчетной сетки на СБС.

На третьем этапе происходит окрашивание ячеек. Алгоритм закрашивания происходит итерационно, на каждой итерации для каждого кластера производится расчет значений в ячейках.

Так для k -ого кластера закрашивание начинается с центра кластера. В соответствующей ячейке задается значение веса равное S_h , то есть сначала закрашивается центр кластера. Далее для каждой соседней ячейки происходит расчет значения веса следующим образом: в ячейку записывается значение, рассчитанное согласно направлениям эллиптичности в центральной закрашенной ячейке. Так, элементам, находящимся вдоль вектора эллиптичности, присваивается вес равный 1, перпендикулярным вектору – e , всем остальным – $\sqrt{\frac{2}{1+e^{-2}}}$, где e – величина эллиптичности.

При достижении веса в ячейке равного S_h она окрашивается. Для каждой окрашенной ячейки происходит расчет весов в соседних ячейках по описанному выше методу. Данный процесс происходит до тех пор, пока относительное количество закрашенных элементов в кластере не будет равно средней пористости M_k в кластере h_k с погрешностью 5%. Численный метод коррекции конструкций с неоднородной структурой представлен следующим образом:

Метод коррекции конструкций с неоднородной структурой

Входные данные: СБС, параметры структуры (λ^* , β , η) и направление эллиптичности

Выходные данные: Закрашенные ячейки ColorSelect_i кластера k_i

dirB \leftarrow направление β

s \leftarrow шаг цвета ячейки

newmesh \leftarrow интерполяция СБС и параметров структуры (λ , β , dirB)

ArrayPorus(p_i) \leftarrow кластеризация (newmesh, λ)

For каждого кластера

ColorSelect_i \leftarrow ячейка \supset центр кластера

While $|p_i - M_k| < 0.05$

for all ColorSelect

 m \leftarrow Закрашивание кластера (ColorSelect, newmesh,
 s, β , dirB)

end for

$M_k = \text{size}(m) / \text{size cluster}$

end while

 ColorSelect_i

end

Данный метод зависит от значения веса в ячейке равного S_h . При некоторых значениях S_h форма пор определяется некорректно. Например, при моделировании геометрии круглой поры, она моделировалась в форме эллипса. Были решены

тестовые задачи при значениях $S_h=[1,2,3,4,5,6]$. Удовлетворительную форму пор при различных параметрах структуры показало значение $S_h=3$.

4.4 Пример работы метода

Разберем метод подробнее на примере кластера 5×5 со средней пористостью $M=0.4$, $S_h=3$. На рисунке 4.2 продемонстрирована первая итерация с закрашенным центром кластера. В центре кластера ячейка с эллиптичностью $e_l=0.5$ и ее главное направление (направление, соответствующее весу присвоения равного 1) вектора эллиптичности показано на рисунке стрелкой.

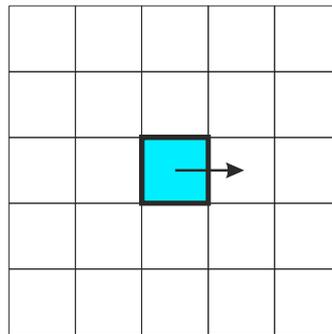


Рисунок.4.2 – Элемент, принадлежащий центру кластера

Каждому соседнему элементу присваивается определенный вес, как было описано ранее. Таким образом, красным цветом на рисунке 4.3 отмечены элементы, которые пересекает вектор эллиптичности, их вес составляет $e_r=1$. Перпендикулярным вектору элементам присваивается вес $e_b= e_l=0.5$, которые отмечены синим цветом. Все остальные элементы отмечены зеленым цветом, и их вес составляет $e_g= \sqrt{\frac{2}{1+e^{-2}}}=0.6325$. Данный процесс проходит итерационно, но при достижении веса равному $S_h=3$ элементы красного цвета закрашиваются (Рисунок.4.4).

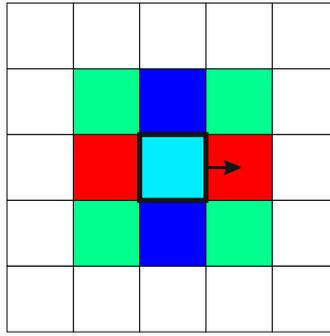


Рисунок.4.3 – Процесс присвоения весов элементов

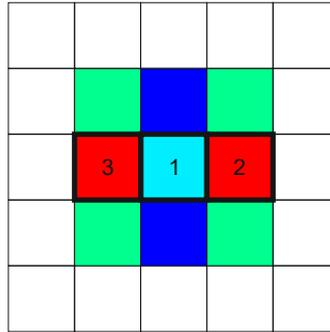


Рисунок.4.4 – Процесс закрашивания элементов

Дальнейший процесс присвоения весов будет произведен уже по трем элементам. Первый элемент, центр кластера голубого цвета, также продолжает присваивать веса соседним элементам. После присвоения первым элементом соответствующих весов, второй элемент начинает назначать веса своим соседним элементам в зависимости от его эллиптичности и вектора эллиптичности. Аналогичный процесс производится и с третьим элементом. Пусть у закрашенного красного элемента №2 эллиптичность будет составлять e_2 , а направление эллиптичности направлена под 45° (Рисунок.4.5). После присвоения весов каждому соседнему элементу данный процесс повторяет третий элемент, а затем закрашиваются элементы, вес которых превышает или равен трем.

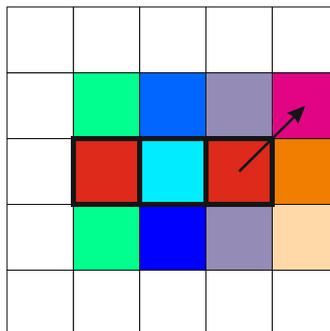


Рисунок.4.5 – Процесс присвоения весов элементов

Данный процесс продолжается до тех пор, пока пористость кластера не будет стремиться к весу кластера $M = 0.4$. Под пористостью подразумевается зависимость количества закрашенных элементов от общего количества элементов в кластере. Таким образом, данный процесс прервется, когда будет закрашено 10 элементов.

4.5 Тестовая задача

Для отработки метода была определена задача. Дано двенадцать кластеров ($K1, \dots, K12$), с разным распределением пористости p_k , эллиптичности e_k (Таблица 4.1), а также углом эллиптичности ($0^\circ, 45^\circ, 90^\circ$).

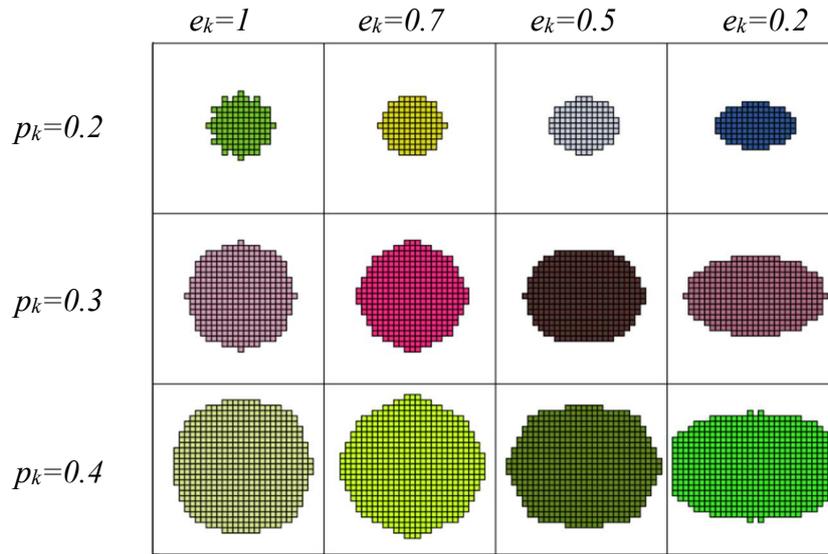
$K9$ $e_k=1$ $p_k=0.2$	$K10$ $e_k=0.7$ $p_k=0.2$	$K11$ $e_k=0.5$ $p_k=0.2$	$K12$ $e_k=0.2$ $p_k=0.2$
$K5$ $e_k=1$ $p_k=0.3$	$K6$ $e_k=0.7$ $p_k=0.3$	$K7$ $e_k=0.5$ $p_k=0.3$	$K8$ $e_k=0.2$ $p_k=0.3$
$K1$ $e_k=1$ $p_k=0.5$	$K2$ $e_k=0.7$ $p_k=0.5$	$K3$ $e_k=0.5$ $p_k=0.5$	$K4$ $e_k=0.2$ $p_k=0.5$

Рисунок.4.6 – Задача для проверки метода

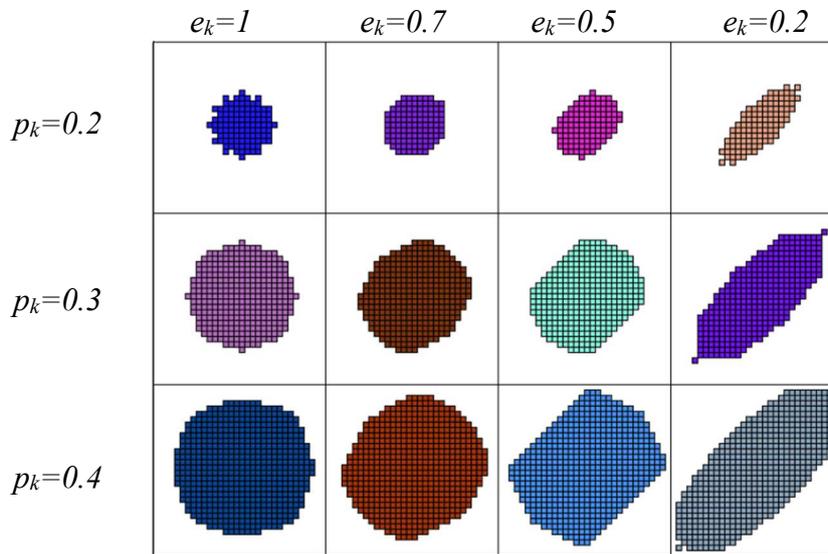
Построение структуры при различных углах эллиптичности представлено на рисунке 4.7. В соответствии с определенной задачей, наблюдается стремление пор к игле при уменьшении эллиптичности. Сама форма пористой структуры является подходящей, кроме кластера с пористостью $p_k=0.1$ и эллиптичностью $e_k=1$. Для достижения формы круга при данной пористости, необходимо более мелко густить сетку. Величина погрешности пористости для всех кластеров не превышает 1.95% (Таблица 4.1). Также метод показывает точное изменение угла эллиптичности.

Таблица 4.1 – Значения и результаты задачи для отработки метода.

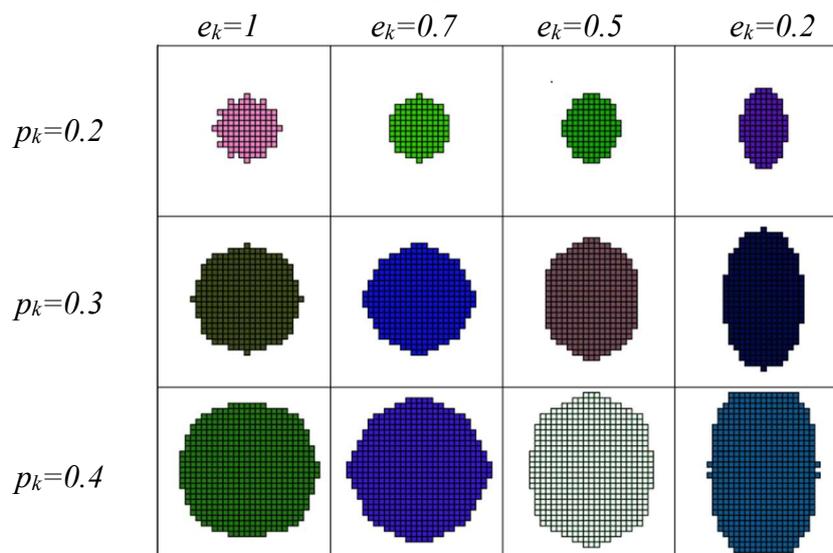
№ кластера	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
e_k	1	0.7	0.5	0.2	1	0.7	0.5	0.2	1	0.7	0.5	0.2
p_k	0.5	0.5	0.5	0.5	0.3	0.3	0.3	0.3	0.1	0.1	0.1	0.1
Ошибка, %	1.95	1.95	1.37	1.95	0.6	0.6	1.8	1.8	1.6	0.6	1.6	0.6



а



б



в

Рисунок.4.7 – Структура при различных углах эллиптичности
(а – 0°, б – 45°, в – 90°)

Реализован алгоритм формирования геометрии (Рисунок.4.8) в следующие форматы: stl- и x_t- файлы. Stl-файл (Stereolithography File) необходим для дальнейшего производства с помощью аддитивных технологий. X_t-файл (Parasolid Model Part File) необходим для проведения расчета НДС при прямом моделировании.

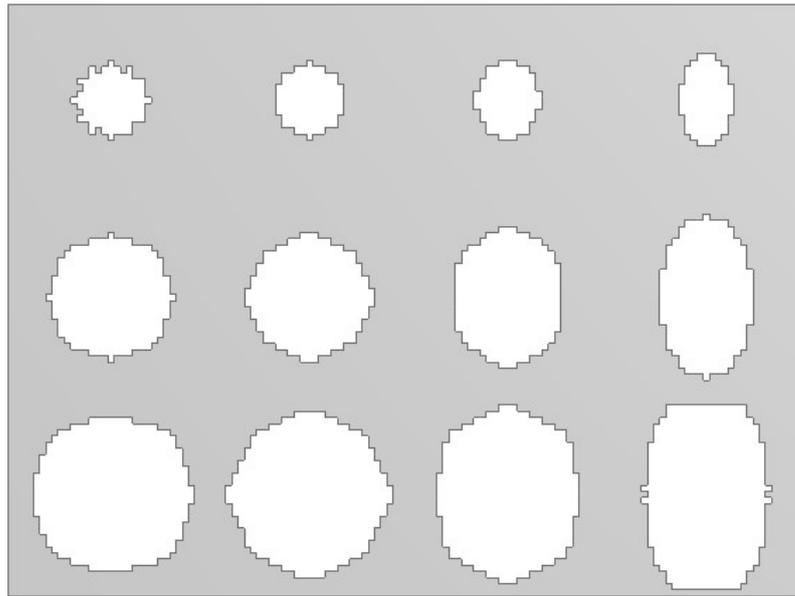


Рисунок.4.8 Сформированная геометрия (угол эллиптичности 90°)

Итак, входными данными для метода коррекции нерегулярной структуры являются: конечно-элементная сетка и вектор параметров структуры. В качестве выходных данных являются: stl-файл, для последующего производства и x_t-файл, для проведения проверочного расчета.

4.5 Задача коррекции нерегулярной структуры

В качестве примера задачи коррекции нерегулярной структуры была рассмотрена балка с заземленными концами и нагруженной по центру (Рисунок.3.6). По полученным ранее данным о структуре (Рисунок.3.9, Рисунок.3.10, Рисунок.3.11) была произведена коррекция нерегулярной пористой структуры. Однако существует неустойчивость метода из-за кластеризации данных. Поэтому была произведена коррекция для конструкций, у которых количество кластеров составляет 50, 75 и 100. Кластеризованное поле пористости представлено на рисунке 4.9а. С помощью этапа изменения структуры, описанной ранее, определяется нерегулярная пористая структура (Рисунок.4.9б).

Стоит отметить несимметричность структуры относительно действующей нагрузки. Это связано со следующими факторами: процесс кластеризации не позволяет симметрично разделить поле пористости; процесс кластеризации неустойчив; наличие концентраторов напряжений в зоне граничных условий, из-за чего возникает погрешность вектора параметров структуры.

Пористость образцов с количеством кластеров 50, 75, 100 составляет 22.8%, 21.8%, 21.5%, соответственно. Масса образцов приведена в таблице 4.2

Таблица 4.2 – Масса и пористость образцов

–	Масса, г.	Пористость, %
К=0	132.79	0
К=50	102.4	22.8
К=75	103.72	21.8
К=100	104.2	21.5

Максимальные напряжения в конструкции с регулярной структурой при прямом моделировании (Рисунок.4.10а) составляют 204 МПа и возникают в зоне действия кинематической нагрузки. В зоне граничных условий напряжения составляют 165 МПа.

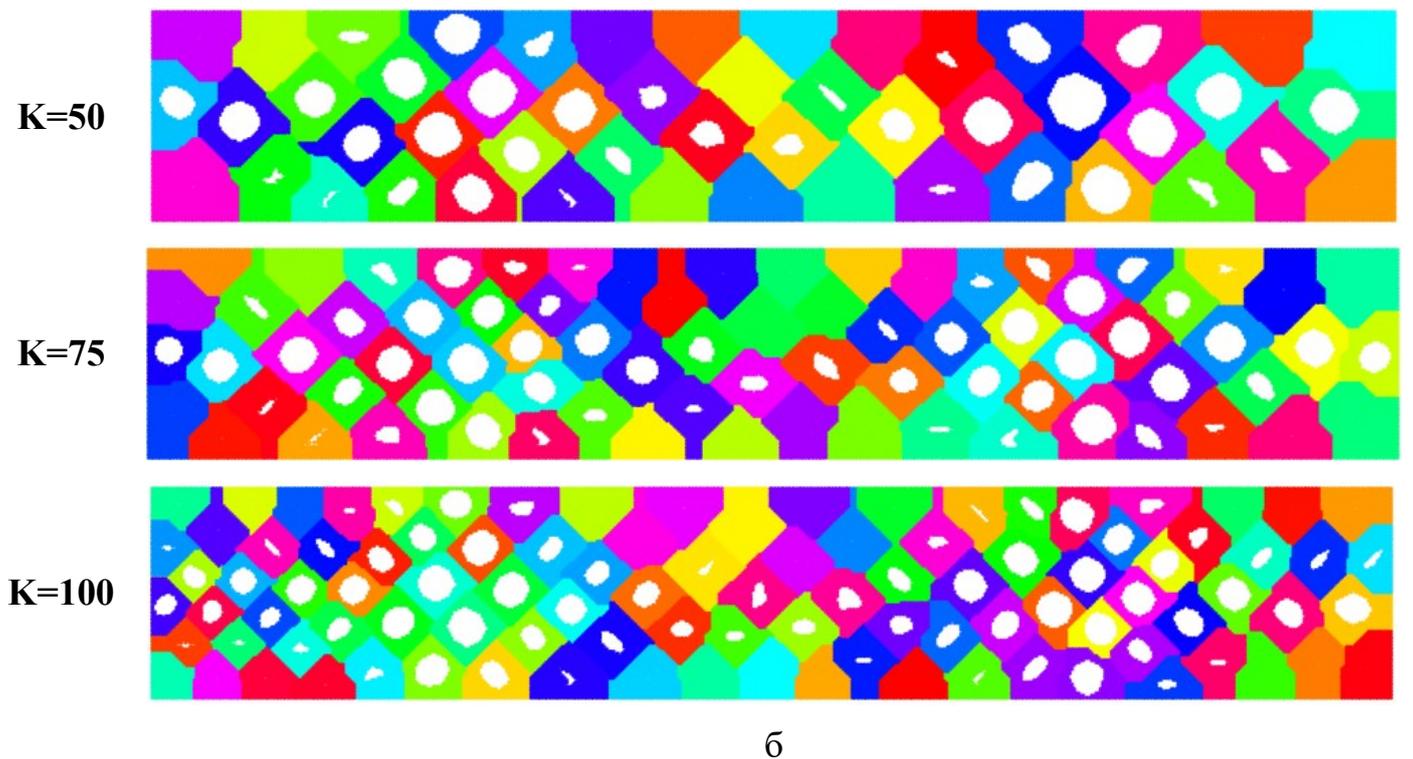
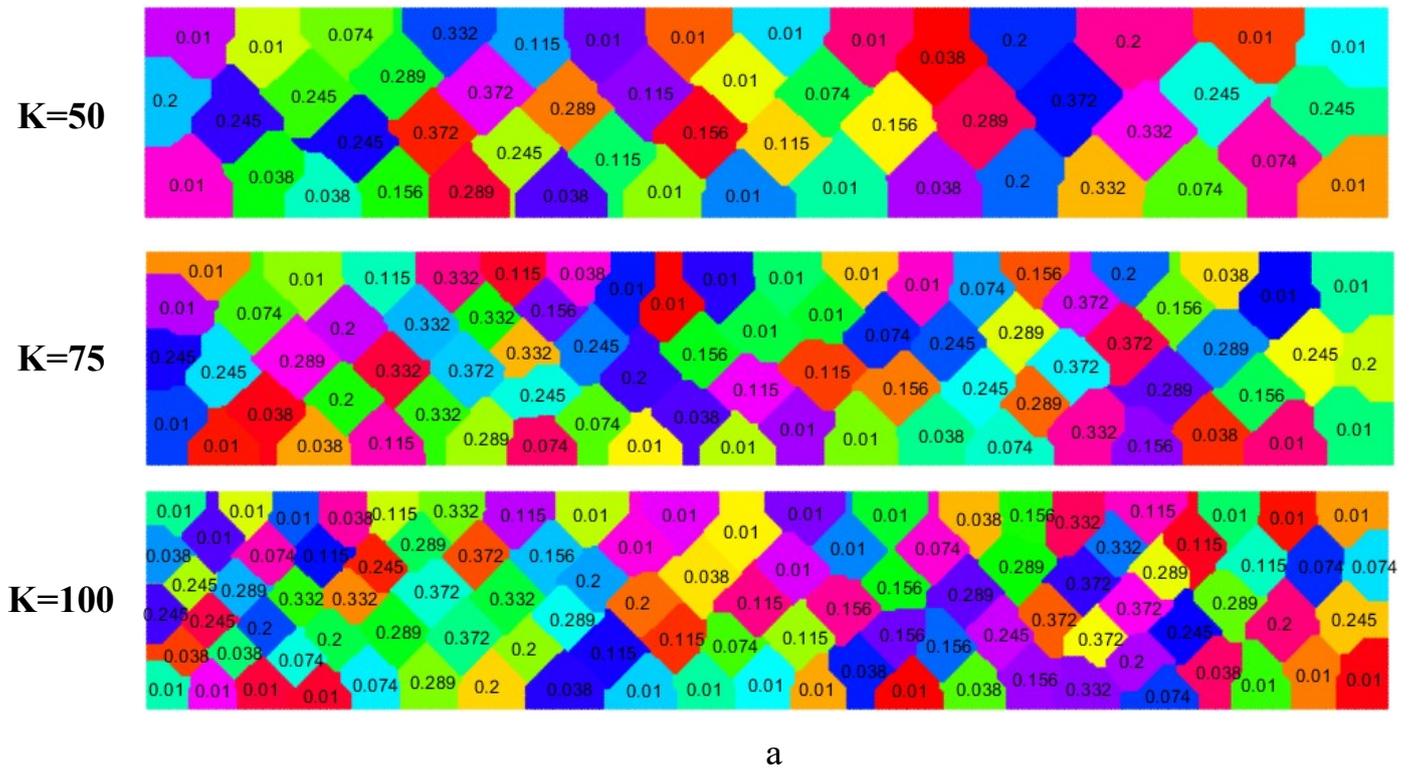


Рисунок.4.9 Распределение кластеров (а) и скорректированная нерегулярная структура (б)

Напряжения в зоне действия нагрузки у нерегулярной структуры для каждого кластера находятся в диапазоне 165 ± 5 МПа (Рисунок.4.10). Однако у нерегулярной структуры наблюдается увеличение напряжений в зоне граничных условий,

которые находятся в интервале 200 ± 10 МПа. Также стоит отметить и наличие концентраторов напряжений, возникающих у границ самих пор нерегулярной структуры. Данные концентраторы могут означать как погрешности КЭ анализа, так и несущее ослабление конструкции в целом [79].

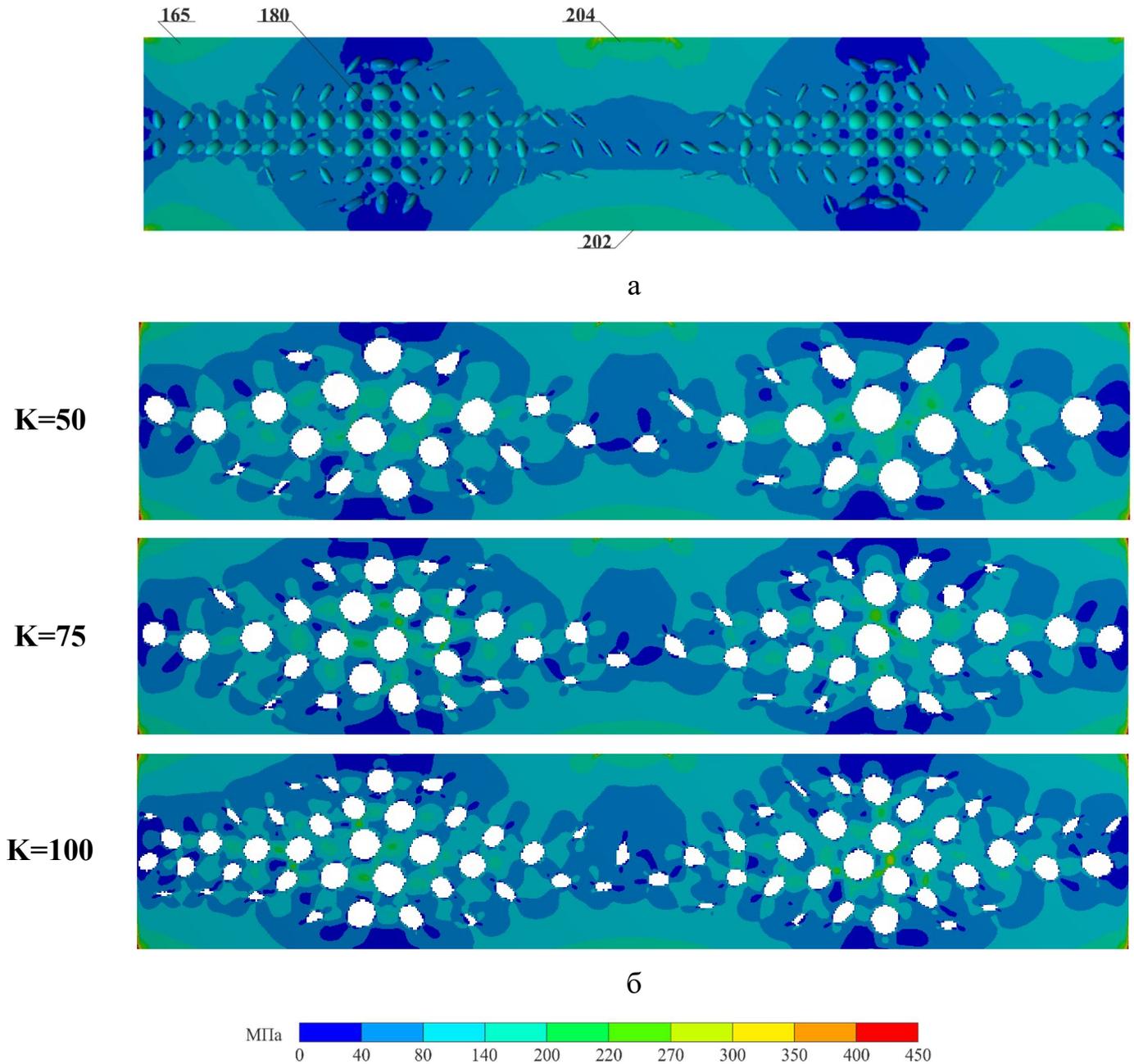
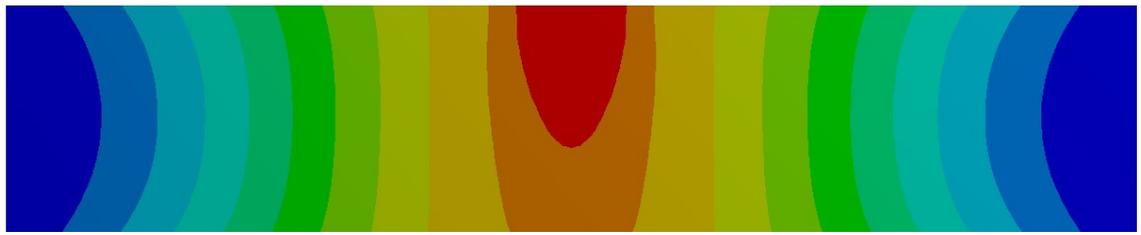
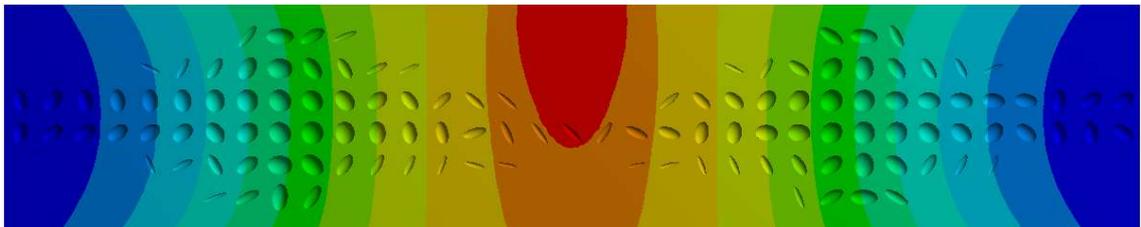


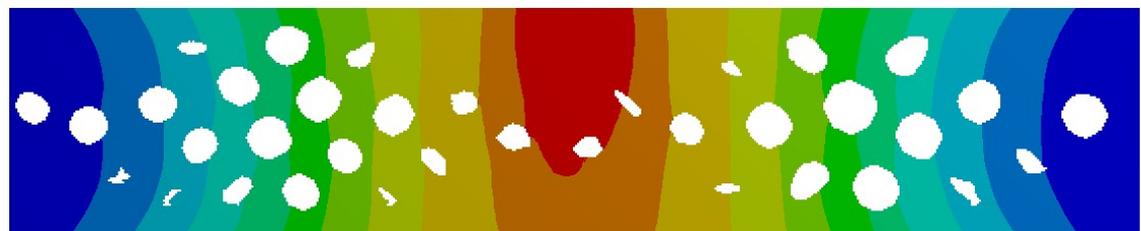
Рисунок.4.10 – Эквивалентные напряжения по Мизесу в конструкции при прямом моделировании регулярной (а) и нерегулярной структур (б)



а



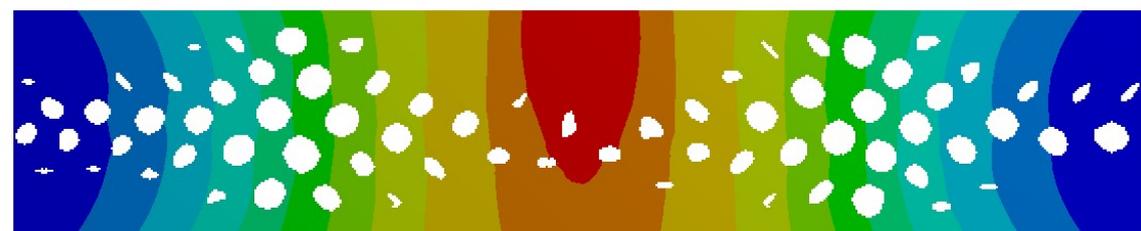
б



в



г



д

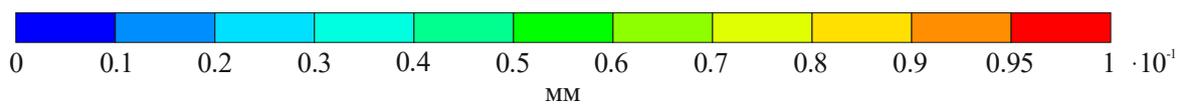


Рисунок.4.11 – Перемещение скорректированных образцов: первоначальная (а), регулярная (б) и нерегулярная пористые структуры с количеством кластеров 50 (в), 75 (г), 100 (д).

Эпюры перемещения для всех смоделированных образцов представлены на рисунке 4.11. Максимальный прогиб на растянутом слое балки первоначальной конструкции составляет 0.092 мм. Для всех остальных (регулярная и нерегулярная пористая структура) составляет 0.093мм.

Образцы с нерегулярной структурой обладают схожей жесткостью с первоначальным образцом, но при этом их пористость составляет от 21.5 до 22.8 % (Таблица.4.2). В зоне действия кинематической нагрузки напряжения у образцов с нерегулярной структурой уменьшились на 20%. В зоне граничных условий напряжения у нерегулярной структуры увеличиваются на 20%, в сравнении с первоначальным и образцом с регулярной пористой структурой. Однако наличие концентраторов напряжений между порами может негативно сказываться на работу конструкции.

Также стоит отметить и стремление нерегулярной структуры при увеличении кластеров к регулярной пористой структуре. Данное наблюдение также позволяет сделать вывод об объективной работе метода формирования нерегулярной структуры.

Выводы по главе 4

В ходе коррекции конструкции с нерегулярной пористой структурой были получены следующие результаты:

1. предложен и реализован численный метод коррекции конструкций с нерегулярной пористой структурой;
2. проведена отработка метода на тестовой задаче, величина погрешности пористости для всех кластеров не превышает 1.95%;
3. проведены численные эксперименты конструкции с нерегулярной пористой структурой;
4. в зоне действия кинематической нагрузки напряжения у образцов с нерегулярной структурой уменьшились на 20% в сравнении с образцом регулярной пористой структурой;
5. в зоне граничных условий напряжения у нерегулярной структуры увеличиваются на 20% в сравнении с первоначальным и образцом с регулярной пористой структурой;
6. образцы с нерегулярной структурой обладают схожей жесткостью с первоначальным образцом, но при этом их пористость составляет от 21.5 до 22.8 %.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В диссертации получены следующие **основные результаты**:

1. Предложен и реализован численный метод коррекции конструкций с решетчатой структурой. В качестве элементарной ячейки выступала гексагональная бипирамида. Определена функция влияния геометрии элементарной ячейки на напряженно-деформированного состояние. В качестве корректируемой конструкции был выбран эндопротез длинных костей. Определена диаграмма Парето для различных случаев коррекции эндопротеза. Согласно полученной диаграмме определена оптимально скорректированная конструкция. При условии облегчения скорректированного эндопротеза $\sigma_{\text{опт}} = 17$ МПа, количество ребер уменьшилось на 28.7%, напряжения уменьшились на 4.8% относительно исходной конструкции. Эндопротез был изготовлен с помощью аддитивного производства, а именно с помощью технологии селективного лазерного плавления. Конструкция эндопротеза печаталась в четырех разных направлениях: горизонтальное размещение, вертикальное, вертикальное под углом 60° к столу 3D принтера и вертикальное под углом 45° . Выявлено наиболее удачное расположение производства эндопротеза – вертикальное под углом 45° к базовой платформе. Изделие прошло клинические испытания на животных. Морфологические исследования свидетельствовали о сохранении диффузии веществ и миграции клеток через решетчатый эндопротез.

2. Предложен и реализован численный метод коррекции конструкций с регулярной пористой структурой. В качестве элементарной ячейки был выбран единичный куб с порой, которая описывается двумя параметрами: эллиптичность поры и размер поры. Для элементарной ячейки определена функция влияния параметров, описывающих геометрию поры, на эффективные механические свойства. В качестве исследуемой конструкции была принята балка с защемленными концами и действующей по центру нагрузкой. Проведены численные эксперименты первоначальной конструкции, скорректированной с использованием эффективных механических характеристик и прямым

моделированием пористой структуры. Выявлено уменьшение напряжений по всему объему конструкции при использовании метода коррекции регулярной пористой структуры. Напряженно-деформированное состояние конструкции при прямом моделировании пор и напряженно-деформированным состоянием при заданных механических характеристиках показывает одинаковое распределение эквивалентных напряжений по Мизесу. Сформированная конструкция на основе результатов, полученных с помощью численной методики коррекции регулярной пористой структуры, была изготовлена с помощью аддитивного производства. Изделие печаталась в двух направлениях: продольное и поперечное. В случае печати с продольным направлением предельное усилие конструктивно скорректированного образца на 8.2 % выше образца без пор. У образца, напечатанного в поперечном направлении, жесткость была на 55 % выше, чем у образца без пор. Данные результаты иллюстрируют значительное влияние направления печати на механические свойства.

3. Предложен и реализован численный метод коррекции конструкций с нерегулярной пористой структурой. Метод зависит от данных регулярной пористой структуры: пористости, эллиптичности, вектора эллиптичности. Для формирования неоднородной структуры был создан модифицированный метод построения диаграмм Вороного. Для отработки метода была решена тестовая задача. Величина погрешности пористости для всех кластеров тестовой задачи не превышает 2%. Метод показывает точное изменение угла эллиптичности. В качестве исследуемой конструкции была принята балка с защемленными концами и действующей по центру нагрузкой. Ввиду зависимости метода коррекции нерегулярной пористой структуры и задачи кластеризации метод является неустойчивым, поэтому произведена коррекция для конструкций, у которых количество кластеров составляет 50, 75 и 100. Пористость образцов с количеством кластеров 50, 75, 100 составляет 22.8%, 21.8%, 21.5%, соответственно. Проведены численные эксперименты конструкции с нерегулярной пористой структурой. Напряжения у образцов с нерегулярной структурой уменьшились на 20% в зоне

действия кинематической нагрузки, но увеличились на 20% в зоне граничных условий в сравнении с образцом регулярной пористой структурой. Изделия с нерегулярной пористой структурой обладают схожей жесткостью с первоначальным образцом, но при этом их пористость составляет от 21.5 до 22.8 %.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Абалуев Р.Н., Чиркин С.О. Перспективы использования аддитивных технологий в агропромышленном комплексе// Наука и Образование. – 2019. – Т. 2, № 2. – С. 311.
2. Балашов А.В., Маркова М.И. Исследование структуры и свойств изделий, полученных 3D-печатью// Инженерный вестник Дона. – 2019. – № 1 (52). – С. 66.
3. Большаков П.В. О Проектировании ферменного эндопротеза длинных костей// XXIII Туполевские чтения (школа молодых ученых). Международная молодёжная научная конференция: Материалы конференции. - 2017. - Т.3 - С. 185-188.
4. Большаков П.В., Кашапова Р.М., Саченков О.А. О проектировании ферменного эндопротеза// Современные проблемы теории машин. - 2017. - № 5. - С. 42-44.
5. Большаков П.В., Кашапова Р.М. Оптимизация ферменного эндопротеза длинных костей// Фундаментальные основы механики. - 2017. - № 2. - С. 135-136.
6. Мазуренко А.В., Плиев Д.Г., Большаков П.В., Митряйкин В.И., Хабибуллин А.А., Зайцева Т.А., Саченков О.А. Оценка несущей способности вертлужного компонента эндопротеза// Современные достижения травматологии и ортопедии. Сборник научных статей. - 2018. - С. 165-168.
7. Большаков П.В., Кашапов Р.Н., Рагинов И.С., Кашапова Р.М., Саченков О.А. Проектирование и оптимизация ферменного эндопротеза длинных костей// «Механика композиционных материалов и конструкций, сложных и гетерогенных сред» Сборник тезисов докладов 8-й Всероссийской научной конференции с международным участием им. И.Ф. Образцова и Ю.Г. Яновского. - 2018. - С.18.
8. Большаков П.В., Кашапова Р.М., Кашапов Р.Н., Саченков О.А. О ферменном эндопротезе длинных костей// Адаптация развивающегося организма. Материалы XIV Международной научной конференции, посвященной 80-летию

Заслуженного деятеля науки РФ и РТ Ситдикова Фарита Габдулхаковича. - 2018. - С. 23.

9. Большаков П.В., Кашапов Р.Н., Кашапова Р.М., Саченков О.А. Проектирование ферменного эндопротеза длинных костей// Материалы XXIV Международного симпозиума «Динамические и технологические проблемы механики конструкций и сплошных сред» им. А.Г. Горшкова. - 2018. - Т.2 - С. 26-27.

10. Большаков П.В., Тихилов Р.М., Мазуренко А.В., Коноплев Ю.Г., Пряжевский Р.Д., Саченков О.А. Численное исследование влияния степени недопокрытия вертлужного компонента, подкрепленного винтом, на несущую способность эндопротеза тазобедренного сустава// Российский журнал биомеханики. – 2018. – Т. 22, № 1. – С. 19–30. doi: 10.15593/RZhBiomeh/2018.1.02

11. Большаков П.В., Габсаттаров Р.М., Кашапов Р.Н., Рагинов И.С., Саченков О.А. Структурная оптимизация конструкции на примере эндопротеза длинных костей// Материалы XXV международного симпозиума «динамические и технологические проблемы механики конструкций и сплошных сред» имени А.Г. Горшкова. - 2019. - Т.1 - С. 53-54.

12. Большаков П.В. Оптимизация геометрии конструкции в условиях эксплуатации//XXIV Туполевские чтения (школа молодых ученых). Материалы Международной молодёжной научной конференции. - 2019. - Т.5 - С. 144 - 146.

13. Большаков П.В., Саченков О.А. Моделирование разрушения неоднородного тела методом конечных элементов с использованием данных компьютерной томографии// Российский журнал биомеханики. – 2020. – Т. 24, № 2. – С. 248–258. doi: 10.15593/RZhBiomeh/2020.2.12

14. Большаков П.В., Рагинов И.С., Егоров В.И., Балтина Т.В., Хабибуллин А.А., Кашапов Р.Н., Кашапова Р.М., Саченков О.А. Проектирование и оптимизация эндопротеза для длинных костей// Биомеханика-2020. Материалы XIV Всероссийской конференции с международным участием. - 2020. - С. 49-51.

15. Большаков П.В., Габсаттаров Р.М., Кашапов Р.Н., Рагинов И.С., Саченков О.А. Структурная оптимизация конструкции для аддитивного

производства// Материалы XXVI международного симпозиума «Динамические и технологические проблемы механики конструкций и сплошных сред» имени А.Г. Горшкова. - 2020. - Т.2 - С. 24.

16. Большаков П.В., Акифьев К.Н., Шарафутдинова К.Р., Саченков О.А. Исследование структуры неоднородных образцов компьютерным томографом при осевом сжатии// «Механика композиционных материалов и конструкций, сложных и гетерогенных сред». Сборник трудов 11-й Всероссийской научной конференции с международным участием. - 2021. - С. 16-22. doi: 10.33113/conf.mkmk.ras.2021.016_022.02

17. Большаков П.В., Габсаттаров Р.М., Акифьев К.Н., Кашапов Р.Н., Рагинов И.С., Саченков О.А. Структурное проектирование и методы контроля для аддитивного производства// Материалы XXII Международной конференции по вычислительной механике и современным прикладным программным системам (ВМСППС'2021). - 2021. - С. 535.

18. Большаков П.В., Габсаттаров Р.М., Акифьев К.Н., Кашапов Р.Н., Рагинов И.С., Саченков О.А. Алгоритм структурной оптимизации для аддитивного производства// Материалы XXVII международного симпозиума «Динамические и технологические проблемы механики конструкций и сплошных сред» имени А.Г. Горшкова. - 2021. - Т.1 - С. 55-56.

19. Большаков П.В., Валеева Л.Р., Андреева С.Н., Шайхутдинова Л.В., Харин Н.В., Агафонов А.А., Саченков О.А. Структурная оптимизация изделий для производства аддитивными технологиями// Материалы XXVIII международного симпозиума «Динамические и технологические проблемы механики конструкций и сплошных сред» имени А.Г. Горшкова. - 2022. - Т.1 - С. 53-54.

20. Бондаренко Ю.А. Тенденции развития высокотемпературных металлических материалов и технологий при создании современных авиационных газотурбинных двигателей// Авиационные материалы и технологии. – 2019. – № 2 (55). – С. 3-11. doi: 10.18577/2071-9140-2019-0-2-3-11

21. Герасимов О.В., Бережной Д.В., Большаков П.В., Стаценко Е.О., Саченков О.А. Построение механической модели элементов гетерогенной среды на

основе численно-цифрового алгоритма обработки данных компьютерной томографии// Российский журнал биомеханики. – 2019. – Т. 23, № 1. – С. 104–116. doi:10.15593/RZhBiomeh/2019.1.10

22. Денисова Ю.В. Аддитивные технологии в строительстве// Строительные материалы и изделия. – 2018. – Т. 1, № 3. – С. 33-42. doi: 10.34031/2618-7183-2018-1-3-33-42

23. Келлер И.Э., Казанцев А.В., Дудин Д.С., Пермяков Г.Л., Трушников Д.Н. Моделирование распределения остаточной пористости металлического изделия при аддитивном производстве с послойной проковкой//Проблемы прочности и пластичности. – 2022. – Т. 84, № 2. – С. 247-258. doi: 10.32326/1814-9146-2022-84-2-247-258

24. Кирпичев И.В., Коровин Д.И., Маслов Л.Б., Томин Н.Г. Математическая модель клеточных преобразований при регенерации костной ткани в условиях изменяющейся биохимической среды с возможной механорегуляцией// Российский журнал биомеханики. – 2016. – Т. 20, № 3. – С. 220–235. doi: 10.15593/RZhBiomeh/2016.3.03

25. Кравчук А.Д., Потапов А.А., Панченко В.Я., Комлев В.С., Новиков М.М., Охлопков В.А., Маряхин А.Д., Дувидзон В.Г., Латышев Я.А., Чёлушкин Д.М., Чобулов С.А., Александров А.П., Шкарубо А.Н. Аддитивные технологии в нейрохирургии// Вопросы нейрохирургии им. Н.Н. Бурденко. – 2018. – Т. 82, № 6. – С. 97-104. doi: 10.17116/neiro20188206197

26. Кулешов А.А., Ветрилэ М.С., Шкарубо А.Н., Доценко В.В., Еськин Н.А., Лисянский И.Н., Макаров С.Н. Аддитивные технологии в хирургии деформаций позвоночника// Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. – 2018. – № 3-4. – С. 19-29. doi: 10.17116/vto201803-04119

27. Кумар С.Й., Раджесвара Рао К.В.С., Яламалле С.Р. Исследование *in vitro* трибологических характеристик полиэфирэфиркетона с целью его применения в тотальной артропластике коленного сустава// Российский журнал биомеханики. – 2020. – Т. 24, № 1. – С. 47-54. doi: 10.15593/RJBiomech/2020.1.05

28. Лейзер В.И., Янбеков А.М., Умаров А.Р., Вишнякова К.М. Прочностные и деформационные характеристики высокоточных физических моделей "сотовых" горных конструкций, созданных по технологии FDM печати// Горный информационно-аналитический бюллетень (научно-технический журнал). – 2021. – № 11. – С. 28-36. doi: 10.25018/0236_1493_2021_11_0_28
29. Мягков Л.Л., Сивачев С.М., Стрижов Е.Е., Чирский С.П. Топологическая оптимизация поршня высокофорсированного дизеля// Двигателестроение. – 2018. – № 2 (272). – С. 3-10.
30. Павлов С. П., Жигалов М. В., Захарова А. А., Крысько, В. А. Нелинейная динамика топологически оптимальной нано балки тимошенко на основе модифицированной моментной теории// Известия Томского политехнического университета. Инжиниринг георесурсов.. – 2020. - Т. 331, №7, С. 150–160. doi: 10.18799/24131830/2020/7/2726
31. Преображенский А.П., Токарева Н.М. Применение аддитивных технологий в порошковой металлургии// Вестник Воронежского института высоких технологий. – 2018. – № 1 (24). – С. 81-84.
32. Саченков О.А., Большаков П.В., Харин Н.В., Акифьев К.Н., Спиридонова К.О., Москалев Я.И. Свидетельство о государственной регистрации для ЭВМ №2023618232 Российская Федерация. Программа оптимизированного проектирования решетчатого индивидуального эндопротеза длинных костей; заявл. 10.04.2023; опубл. 20.04.2023; заявитель Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Казанский (Приволжский) федеральный университет»
33. Саченков О.А., Большаков П.В., Харин Н.В., Акифьев К.Н., Вансков П.С., Москалев Я.И. Свидетельство о государственной регистрации для ЭВМ №2023669181 Российская Федерация. Программа оптимизированного проектирования сфероидально-пористых изделий; заявл. 29.08.23; опубл. 11.09.2023; заявитель Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Казанский (Приволжский) федеральный университет»

34. Сметанников О.Ю., Трушников Д.Н., Максимов П.В., Бартоломей М.Л., Ковязин А.В. Моделирование в ANSYS термомеханического поведения изделия в процессе 3D-наплавки проволочных материалов// Вестник Пермского национального исследовательского политехнического университета. Механика. – 2017. – № 4. – С. 154-172. doi: 10.15593/perm.mech/2017.4.11
35. Сметанников О.Ю., Максимов П.В., Трушников Д.Н., Пермяков Г.Л., Беленький В.Я., Фарберов А.С. Исследование влияния параметров процесса 3d-наплавки проволочных материалов на формирование остаточных деформаций// Вестник Пермского национального исследовательского политехнического университета. Механика. – 2019. – № 2. – С. 181-194. doi: 10.15593/perm.mech/2019.2.15
36. Суфияров В.Ш., Борисов Е.В., Полозов И.А., Масайло Д.В. Управление структурообразованием при селективном лазерном плавлении// Цветные металлы. – 2018. – № 7. – С. 68-74. doi: 10.17580/tsm.2018.07.11
37. Суфияров В.Ш., Орлов А.В., Попович А.А., Чуковенкова М.О., Соклаков А.В., Михалюк Д.С. Расчетное исследование прочности эндопротеза из материала с градиентной ячеистой структурой// Российский журнал биомеханики. – 2021. – Т. 25, № 1. – С. 64-77. doi: 10.15593/RZhBiomech/2021.1.05
38. Тихилов Р.М., Конев В.А., Шубняков И.И., Денисов А.О., Михайлова П.М., С.С. Билык, Коваленко А.Н., Старчик Д.А. Аддитивная технология в полном восстановлении функции сустава при эндопротезировании (экспериментальное исследование)// Хирургия. Журнал им. Н.И. Пирогова. - 2019. - №5. - С. 52-56. doi: 10.17116/hirurgia201905152
39. Федулов Б.Н., Федоренко А.Н., Антонов Ф.К., Ломакин Е.В. Алгоритм топологической оптимизации конструкции, выполненной из анизотропного материала с учетом параметров ориентации армирования// Вестник Пермского национального исследовательского политехнического университета. Механика. – 2021, № 3. – С. 182-189. doi: 10.15593/perm.mech/2021.3.17
40. Финогеев Д.Ю., Решетникова О.П. Аддитивные технологии в современном производстве деталей точного машиностроения// Вестник

Саратовского государственного технического университета. – 2020. – № 3 (86). – С. 63-71.

41. Харин Н.В., Герасимов О.В., Большаков П.В., Хабибуллин А.А., Федянин А.О., Балтин М.Э., Балтина Т.В., Саченков О.А. Методика определения ортотропных свойств костного органа по данным компьютерной томографии// Российский журнал биомеханики. – 2019. – Т. 23, № 2. – С. 460–468. doi: 10.15593/RZhBiomeh/2019.3.11

42. Харин Н.В., Акифьев К.Н., Багаутдинов И.А., Агафонов А.А., Большаков П.В., Саченков О.А. Оптимизация микроструктуры изделия для производства аддитивными технологиями// Материалы XXIX Международного симпозиума «Динамические и технологические проблемы механики конструкций и сплошных сред» им. А.Г. Горшкова. - 2023. - Т.1 - С. 208-209.

43. Aboulkhair N.T., Simonelli M., Parry L., Ashcroft I., Tuck C., Hague R. 3D printing of Aluminium alloys: Additive Manufacturing of Aluminium alloys using selective laser melting// Progress in Materials Science. - 2019. - Vol. 106, Art№100578. doi:10.1016/j.pmatsci.2019.100578

44. Ahmadi S.M., Yavari S.A., Wauthle R., Pouran B., Schrooten J., Weinans H., Zadpoor A.A. Additively manufactured open-cell porous biomaterials made from six different space-filling unit cells: The mechanical and morphological properties// Materials. - 2015. - Vol. 8, №4. - pp.1871-1896. doi:10.3390/ma8041871.

45. Al-Tamimi A.A., Peach C., Fernandes P.R. , Cseke A., Bartolo P.J.D.S. Topology optimization to reduce the stress shielding effect for orthopedic applications// Procedia CIRP. - 2017. - Vol. 65. - pp.202–206. doi:10.1016/j.procir.2017.04.032

46. AlKhader M., Vural M. Mechanical response of cellular solids: Role of cellular topology and microstructural irregularity// International Journal of Engineering Science. - 2008. - Vol.46, №10. - pp.1035-1051. doi:10.1016/j.ijengsci.2008.03.012

47. Andrade-Campos A., Ramos A., Simões J.A. A model of bone adaptation as a topology optimization process with contact// Journal of Biomedical Science and Engineering. - 2012. - Vol.5, №5. - pp.229-244. doi:10.4236/jbise.2012.55030.

48. Arabnejad S., Burnett Johnston R., Pura J.A., Singh B., Tanzer M., Pasini D. High-strength porous biomaterials for bone replacement: A strategy to assess the interplay between cell morphology, mechanical properties, bone ingrowth and manufacturing constraints// *Acta Biomater.* - 2016. - Vol.30, №15. - pp.345-356. doi:10.1016/j.actbio.2015.10.048.
49. Arra A., Dhattrak P. A review on techniques employed for topology optimization in implant dentistry// *AIP Conference Proceedings.* - 2021. - Art№2358. doi:10.1063/5.0057920.
50. Awrejcewicz J., Pavlov S. P., Krysko A. V., Zhigalov M. V., Bodyagina K. S., Krysko, V. A. Decreasing Shear Stresses of the Solder Joints for Mechanical and Thermal Loads by Topological Optimization// *Materials.* - 2020. - Vol. 13., Art№1862. doi: 10.3390/ma13081862
51. Babamiri B.B., Askari H., Hazeli K. Deformation mechanisms and post-yielding behavior of additively manufactured lattice structures//*Materials and Design.* - 2020. - Vol.188, Art№0108443. doi:10.1016/j.matdes.2019.108443
52. Baptista R., Guedes M. Morphological and mechanical characterization of 3D printed PLA scaffolds with controlled porosity for trabecular bone tissue replacement// *Materials Science and Engineering: C.* - 2021. - Vol.118, Art№111528. doi:10.1016/j.msec.2020.111528
53. Bari K., Arjunan A. Extra low interstitial titanium based fully porous morphological bone scaffolds manufactured using selective laser melting// *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials.* - 2019, - Vol.95. - pp.1–12. doi:10.1016/j.jmbbm.2019.03.025
54. Benedetti M., Du Plessis A., Ritchie R.O., Dallago M., Razavi S.M.J., Berto F. Architected cellular materials: A review on their mechanical properties towards fatigue-tolerant design and fabrication//*Materials Science and Engineering: R: Reports.* - 2021. - Vol.144, Art№100606. doi:
55. Bolshakov P., Kharin N., Kashapov R., Sachenkov O. Structural design method for constructions: simulation, manufacturing and experiment// *Materials.* - 2021. - Vol.14, Art№6064. doi:10.3390/ma14206064

56. Bolshakov P., Raginov I., Egorov V., Kashapova R., Kashapov R., Baltina T., Sachenkov O. Design and optimization lattice endoprosthesis for long bones: Manufacturing and clinical experiment// *Materials*. - 2020. - Vol.13, Art№1185. doi:10.3390/ma13051185.
57. Burton H.E., Eisenstein N.M., Lawless B.M., Jamshidi P., Segarra M.A., Addison O., Shepherd D.E.T., Attallah M.M., Grover L.M., Cox S.C. The design of additively manufactured lattices to increase the functionality of medical implants// *Materials Science and Engineering: C*. - 2019. - Vol.94. - pp. 901–908. doi: 10.1016/j.msec.2018.10.052.
58. Chen S., Chen W., Chen Y., Mo X., Fan C. Chondroitin sulfate modified 3D porous electrospun nanofiber scaffolds promote cartilage regeneration// *Mater. Sci. Eng. C Mater. Biol. Appl.* - 2021. - Vol.118, Art№111312. doi: 10.1016/j.msec.2020.111312
59. Chowdhury S., Anand A., Singh A., Pal B. Evaluation of mechanical properties of Ti-25Nb BCC porous cell structure and their association with structure porosity: A combined finite element analysis and analytical approach for orthopedic application// *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H Journal of Engineering in Medicine*. - 2021. - Vol.235. doi: 10.1177/09544119211011309
60. Concli F., Gilioli A. Numerical and experimental assessment of the mechanical properties of 3D printed 18-Ni300 steel trabecular structures produced by Selective Laser Melting—A lean design approach// *Virtual Phys. Prototyping*. - 2019. - Vol.14. - pp. 267–276.
61. Didier P., Piotrowski B., Le Coz G., Laheurte P. Topology optimization for the control of load transfer at the bone-implant interface: a preliminary numerical study// *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* - 2020. - Vol.23. - pp. 82–84. 10.1080/10255842.2020.1812167.
62. Dong G., Tang Y., Zhao Y.F. A survey of modeling of lattice structures fabricated by additive manufacturing// *J. Mech. Des. Trans. ASME*. - 2017. - Vol.139, Art№100906. doi: 10.1115/1.4037305.
63. Du Plessis A., Yadroitsev I., Yadroitsava I., Le Roux S.G., X-Ray Microcomputed Tomography in Additive Manufacturing:A Review of the Current

Technology and Applications// 3D Printing and Additive Manufacturing. - 2018. - Vol.5, No.3. doi: 10.1089/3dp.2018.0060

64. Du Plessis A., Broeckhoven C., Yadroitsava I., Yadroitsev I., Hands C.H., Kunju R., Bhate D. Beautiful and functional: a review of biomimetic design in additive manufacturing// *Addit. Manuf.* - 2019. - Vol.27. - pp. 408-427. doi: 10.1016/j.addma.2019.03.033.

65. Du Plessis A., Razavi S.M.J, Benedetti M., Murchio S., Leary M., Watson M., Bhate D., Berto F. Properties and applications of additively manufactured metallic cellular materials: A review//*Progress in Materials Science.* - 2022. - Vol.125, Art№100918.

66. Dutta A., Mukherjee K., Dhara S., Gupta S. Design of porous titanium scaffold for complete mandibular reconstruction: The influence of pore architecture parameters// *Comput. Biol. Med.* - 2019. - Vol.108. - pp. 31-41. doi: 10.1016/j.combiomed.2019.03.004.

67. El-Sayed M.A., Essa K., Ghazy M., Hassanin H.,\ Design optimization of additively manufactured titanium lattice structures for biomedical implants// *Int. J. Adv. Manuf. Technol.* - 2020. - Vol.110. - pp. 2257–2268. doi: 10.1007/s00170-020-05982-8

68. Fedotkov G.V., Makarevskiiy D.I, Vahterova Y.V., Thang T.Q. The inverse non-stationary problem of identification of defects in an elastic rod// *INCAS Bull.* - 2021. - Vol.13. - pp. 57–66.

69. Ge J., Yan X., Lei Y., Ahmed M., O'Reilly P., Zhang C., Lupoi R., Yin S. A detailed analysis on the microstructure and compressive properties of selective laser melted Ti6Al4V lattice structures//*Materials and Design.* - 2021. - Vol.198, Art№109292. doi: 10.1016/j.matdes.2020.109292

70. Gerasimov, O.V., Kharin, N.V., Fedyanin, A.O., Bolshakov P.V., Baltin M.E., Statsenko E.O., Fadeev F.O., Islamov R.R., Baltina, T.V., Sachenkov, O.A. Bone Stress-Strain State Evaluation Using CT Based FEM// *Frontiers in Mechanical Engineering.* - 2021. - Vol.7, Art№688474. doi: 10.3389/fmech.2021.688474

71. Gockel J., Sheridan L., Koerper B., Whip B. The influence of additive manufacturing processing parameters on surface roughness and fatigue life// *Int. J. Fatigue*. - 2019. - Vol.124. - pp. 380-388. doi: 10.1016/j.ijfatigue.2019.03.025
72. Goda I., Ganghoffer J.F. 3D plastic collapse and brittle fracture surface models of trabecular bone from asymptotic homogenization method// *Int. J. Eng. Sci.* - 2015. - Vol.87. - pp. 58-82. doi: 10.1016/j.ijengsci.2014.10.007
73. Heinel P., Müller L., Körner C., Singer R.F., Müller F.A. Cellular Ti-6Al-4V structures with interconnected macro porosity for bone implants fabricated by selective electron beam melting// *Acta Biomater.* - 2008. - Vol.4. - pp. 1536-1544. doi: 10.1016/j.actbio.2008.03.013
74. Izri Z., Bijanzad A., Torabnia S., Lazoglu I. In silico evaluation of lattice designs for additively manufactured total hip implants// *Comput. Biol. Med.* - 2022. - Vol.144, Art№105353. doi: 10.1016/j.combiomed.2022.105353.
75. Javaid M., Haleem A. Current status and challenges of additive manufacturing in orthopaedics: an overview// *J. Clin. Orthop. Trauma*. - 2019. - Vol.10. - pp. 380-386. doi: 10.1016/j.jcot.2018.05.008.
76. Kas M., Yilmaz O. Radially graded porous structure design for laser powder bed fusion additive manufacturing of Ti-6Al-4V alloy// *Journal of Materials Processing Tech.* - 2021. - Vol.296, Art№117186. doi: 10.1016/j.jmatprotec.2021.117186
77. Kharin N., Bolshakov P., Kuchumov A.G. Numerical and Experimental Study of a Lattice Structure for Orthopedic Applications// *Materials*. - 2023. - Vol.16, Art№ 744. doi: 10.3390/ma16020744
78. Kharin N., Vorob'Yev O., Bol'Shakov P., Sachenkov O. Determination of the orthotropic parameters of a representative sample by computed tomography// *J. Phys. Conf. Ser.* - 2019. - Vol.1158, Art№032012.
79. Krysko A. V., Awrejcewicz J., Bodyagina K. S., Krysko, V. A. Mathematical modeling of planar physically nonlinear inhomogeneous plates with rectangular cuts in the three-dimensional formulation// *Acta Mechanica*. - 2021. - Vol. 232. - pp. 4933–4950. doi: 10.1007/s00707-021-03096-0

80. Krysko, A. V., Awrejcewicz, J., Dunchenkin, P. V., Zhigalov, M. V., & Krysko, V. A. Topological Optimization of Multilayer Structural Elements of MEMS/NEMS Resonators with an Adhesive Layer Subjected to Mechanical Loads// Recent Approaches in the Theory of Plates and Plate-Like Structures. - 2021. pp. 155–166. doi:10.1007/978-3-030-87185-7_13
81. Krysko A. V., Awrejcewicz J., Pavlov S. P., Bodyagina K. S., Krysko, V. A. Topological optimization of thermoelastic composites with maximized stiffness and heat transfer// Composites Part B: Engineering. – 2019. - Vol. 158. - pp. 319–327. doi.org: 10.1016/j.compositesb.2018.09.047
82. Li J.-Y., Kong S.-N., Liu C.-K., Wang B.-B., Zhang Z. Chemical Composition Effect on Microstructures and Mechanical Properties in Friction Stir Additive514 Manufacturing// Acta Metall. Sin. (English Lett.). - 2022. - Vol.35. - pp. 1494-1508. doi: 10.1007/s40195-022-01406-6
83. Li P., Wang Z., Petrinic N., Siviour C.R. Deformation behaviour of stainless steel microlattice structures by selective laser melting// Mater. Sci. Eng. A. - 2014. - Vol.614 (2014). - pp. 116-121. doi: 10.1016/j.msea.2014.07.015
84. Li X., Feng Y.F., Wang C.T., Li G.C., Lei W., Zhang Z.Y., Wang L. Evaluation of biological properties of electron beam melted Ti6Al4V implant with biomimetic coating in vitro and in vivo// PLoS One. - 2012. - Vol.7 (2012), Art№23272208. doi: 10.1371/journal.pone.0052049.
85. Limmahakhun S., Oloyede A., Sitthiseripratip K., Xiao Y., Yan C. Stiffness and strength tailoring of cobalt chromium graded cellular structures for stress- shielding reduction// Mater. Des. - 2017. - Vol.114. - pp.633-641. doi: 10.1016/j.matdes.2016.11.090.
86. Limmahakhun S., Oloyede A., Sitthiseripratip K., Xiao Y., Yan C. 3D-printed cellular structures for bone biomimetic implants// Addit. Manuf. - 2017. - Vol.15. - pp.93-101. doi: 10.1016/j.addma.2017.03.010.
87. Liu B., Cheng H., Liu M., Cao W., Jiang K. Adaptive anisotropic porous structure design and modeling for 2.5D mechanical parts// Materials & Design. - 2021. - Vol. 206, Art№109786. doi: 10.1016/j.matdes.2021.109786

88. Liu S., Shin Yung C. Additive manufacturing of Ti6Al4V alloy: A review// *Materials and Design*. - 2019. - Vol.164, Art№107552. doi: 10.1016/j.matdes.2018.107552
89. Liu X., Wada T., Suzuki A., Takata N., Kobashi M., Kato M. Understanding and suppressing shear band formation in strut-based lattice structures manufactured by laser powder bed fusion// *Materials and Design*. - 2021. - Vol.199, Art№1109416. doi: 10.1016/j.matdes.2020.109416
90. Loginov Y.N., Koptuyug A., Popov V. V., Belikov S. V., Mukanov G., Golodnov A.I., Stepanov S.I. Compression deformation and fracture behavior of additively manufactured Ti–6Al–4V cellular structures// *Int. J. Light. Mater. Manuf.* - 2022. - Vol.5 (2022). - pp.126-135. doi: 10.1016/j.ijlmm.2021.11.003.
91. Maconachie T., Leary M., Lozanovski B., Zhang X., Qian M., Faruque O., Brandt M. SLM lattice structures: Properties, performance, applications and challenges// *Materials and Design*. - 2019. - Vol.183, Art№108137. doi : 10.1016/j.matdes.2019.108137
92. Marenych O.O., Ding D., Pan Z., Kostryzhev A.G., Li H., van Duin S. Effect of chemical composition on microstructure, strength and wear resistance of wire deposited Ni-Cu alloys// *Addit. Manuf.* - 2018. - Vol.24. - pp.30-36. doi: 10.1016/j.addma.2018.08.003.
93. Maslov L. Mathematical modelling of the mechanical properties of callus restoration// *J. Appl. Math. Mech.* - 2015. - Vol.79. - pp.195–206. doi: 10.1016/j.jappmathmech.2015.07.011
94. Maslov L.B. Mathematical Model of Bone Regeneration in a Porous Implant// *Mech. Compos. Mater.* - 2017. - Vol.53. - pp.399–414. doi: 10.1007/s11029-017-9671-y
95. Maquer G., Musy S.N., Wandel J., Gross T., Zysset P.K. Bone volume fraction and fabric anisotropy are better determinants of trabecular bone stiffness than other morphological variables// *J. Bone Miner. Res.* - 2015. - Vol.30. pp.1000-1008. doi: 10.1002/jbmr.2437

96. Mazzoli A., Ferretti C., Gigante A., Salvolini E., Mattioli-Belmonte M., Selective laser sintering manufacturing of polycaprolactone bone scaffolds for applications in bone tissue engineering// *Rapid Prototyp. J.* - 2015. - Vol.21. - pp.386-392. doi: 10.1108/RPJ-04-2013-0040
97. Menendez L.R., Ahlmann E.R., Kermani C., Gotha H. Endoprosthetic reconstruction for neoplasms of the proximal femur// *Clin. Orthop. Relat. Res.* - 2006. - Vol.450. - pp.46–51. doi: 10.1097/01.blo.0000229332.91158.05.
98. Mukhopadhyay T., Adhikari S. Effective in-plane elastic moduli of quasi-random spatially irregular hexagonal lattices// *Int. J. Eng. Sci.* - 2017, - Vol.119. - pp.142–179.
99. Naboni R., Breseghello L., Kunic A. Multi-scale design and fabrication of the Trabeculae Pavilion// *Additive Manufacturing* - 2019. - Vol.27. - pp.305–317. doi: 10.1016/j.addma.2019.03.005
100. Oladapo B.I., Ismail S.O., Bowoto O.K., Omigbodun F.T., Olawumi M.A., Muhammad M.A. Lattice design and 3D-printing of PEEK with $\text{Ca}_{10}(\text{OH})(\text{PO}_4)_3$ and in-vitro bio-composite for bone implant// *Int. J. Biol. Macromol.* - 2020. - Vol.165. - pp.50-62. doi: 10.1016/j.ijbiomac.2020.09.175
101. Parthasarathy J., Starly B., Raman S., Christensen A. Mechanical evaluation of porous titanium (Ti6Al4V) structures with electron beam melting (EBM)// *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* - 2010. - Vol.3. - pp.249-259. doi: 10.1016/j.jmbbm.2009.10.006
102. Pattanayak D.K., Fukuda A., Matsushita T., Takemoto M., Fujibayashi S., Sasaki K., Nishida N., Nakamura T., Kokubo T. Bioactive Ti metal analogous to human cancellous bone: Fabrication by selective laser melting and chemical treatments// *Acta Biomater.* - 2011. Vol.7. - pp.1398-1406. doi: 10.1016/j.actbio.2010.09.034
103. Popov V. V., Muller-Kamskii G., Kovalevsky A., Dzhenzhera G., Strokin E., Kolomiets A., Ramon J. Design and 3D-printing of titanium bone implants: brief review of approach and clinical cases// *Biomed. Eng. Lett.* - 2018. - Vol.8. - pp. 337–344. doi: 10.1007/s13534-018-0080-5
104. Puchner S.E., Kutscha-Lissberg P., Kaider A., Panotopoulos J., Puchner R., Böhler C., Hobusch G., Windhager R., Funovics P.T. Outcome after reconstruction of the

proximal tibia - Complications and competing risk analysis// PLoS One. - 2015. - Vol.10, Art№0135736. doi: 10.1371/journal.pone.0135736

105. Racano A., Pazonis T., Farrokhyar F., Deheshi B., Ghert M. High infection rate outcomes in long-bone tumor surgery with endoprosthetic reconstruction in adults: A systematic review// Clin. Orthop. Relat. Res. - 2013. - Vol.471. - pp.2017-2027. doi: 10.1007/s11999-013-2842-9.

106. Risse L., Woodcock S., Brüggemann J.P., Kullmer G., Richard H.A. Stiffness optimization and reliable design of a hip implant by using the potential of additive manufacturing processes// Biomed. Eng. Online. - 2022. - Vol.21. - pp.1-13. doi: 10.1186/s12938-022-00990-z

107. Rudert M. Taking the next step in personalised orthopaedic implantation// J. Pers. Med. - 2022. - Vol.12., Art№365. doi: 10.3390/jpm12030365

108. Sevelde F., Waldstein W., Panotopoulos J., Stihsen C., Kaider A., Funovics P.T., Windhager R. Survival, failure modes and function of combined distal femur and proximal tibia reconstruction following tumor resection// Eur. J. Surg. Oncol. - 2017. - Vol.43. - pp.416-422. doi: 10.1016/j.ejso.2016.11.005

109. Shi G., Guan C., Quan D., Wu D., Tang L., Gao T. An aerospace bracket designed by thermo-elastic topology optimization and manufactured by additive manufacturing// Chinese Journal of Aeronautics. - 2020. - Vol.33. pp. 1252-1259. doi: 10.1016/j.cja.2019.09.006

110. Soro N., Attar H., Brodie E., Veidt M., Molotnikov A., Dargusch M.S. Evaluation of the mechanical compatibility of additively manufactured porous Ti–25Ta alloy for load-bearing implant applications// J. Mech. Behav. Biomed. Mater. - 2019. - Vol.97. - pp.149-158. doi: 10.1016/j.jmbbm.2019.05.019

111. Sridharan D., Palaniappan A., Blackstone B.N., Dougherty J.A., Kumar N., Seshagiri P.B., et al. In situ differentiation of human-induced pluripotent stem cells into functional cardiomyocytes on a coaxial PCL-gelatin nanofibrous scaffold// Mater. Sci. Eng. C Mater. Biol. Appl. - 2021. - Vol.118, Art№111354. doi: 10.1016/j.msec.2020.111354

112. Stojkovic M., Trajanovic M., Vitkovic N. Personalized orthopedic surgery design challenge: Human bone redesign method// *Procedia CIRP*. - 2019. - Vol.84. - pp.701-706. doi: 10.1016/j.procir.2019.04.170
113. Tedesco N.S., Van Horn A.L., Henshaw R.M. Long-term results of intercalary endoprosthesis short segment fixation following extended diaphysectomy// *Orthopedics*. - 2017. - Vol.40. - pp.964–970. doi: 10.3928/01477447-20170918-04
114. Vahterova Y.A., Fedotenkov G.V. The inverse problem of recovering an unsteady linear load for an elastic rod of finite length// *J. Appl. Eng. Sci.* - 2020. - Vol.18. - pp.687–692. doi: 10.5937/jaes0-28073
115. Wang X., Xu S., Zhou S., Xu W., Leary M., Choong P., Qian M., Brandt M., Xie Y.M. Topological design and additive manufacturing of porous metals for bone scaffolds and orthopaedic implants: A review// *Biomaterials*. - 2016. - Vol.83. - pp.127-141. doi: 10.1016/j.biomaterials.2016.01.012
116. Williams J.M., Adewunmi A., Schek R.M., Flanagan C.L., Krebsbach P.H., Feinberg S.E., Hollister S.J., Das S. Bone tissue engineering using polycaprolactone scaffolds fabricated via selective laser sintering// *Biomaterials*. - 2005. - Vol.26. - pp.4817-4827. doi: 10.1016/j.biomaterials.2004.11.057
117. Wu C., Zheng K., Fang J., Steven G.P., Li Q. Time-dependent topology optimization of bone plates considering bone remodeling// *Comput. Methods Appl. Mech. Eng.* - 2020. - Vol.359, Art№112702. doi: 10.1016/j.cma.2019.112702
118. Wu M.-W., Chen J.-K., Chiang P.-H., Chang P.-M., Tsai M.-K. Compression Property, Deformation Behavior, and Fracture Mechanism of Additive-Manufactured Ti-6Al-4V Cellular Solid with a New Cuboctahedron Structure// *Metallurgical and Materials Transactions A*. - 2020. - Vol.51. - pp.6517–6527. doi: 10.1007/s11661-020-06013-7
119. Xu D., Pan Y., Chen J. Chemical constituents, pharmacologic properties, and clinical applications of *bletilla striata*// *Front. Pharmacol.* - 2019. - Vol.10, Art№1168. doi: 10.3389/fphar.2019.01168

120. Yuan L., Ding S., Wen C. Additive manufacturing technology for porous metal implant applications and triple minimal surface structures: A review// *Bioact. Mater.* - 2019. - Vol.4. - pp.56–70. doi: 10.1016/j.bioactmat.2018.12.003.
121. Zadpoor A.A. Additively manufactured porous metallic biomaterials// *J. Mater. Chem. B.* - 2019. - Vol.7. - pp.4088-4117. doi: 10.1039/c9tb00420c
122. Zadpoor A.A. Mechanical performance of additively manufactured meta-biomaterials// *Acta Biomater.* - 2019. - Vol.85. - pp.41-59. doi: 10.1016/j.actbio.2018.12.038.
123. Zheng J., Zhao H., Dong E., Kang J., Liu C., Sun C., Li D., Wang L. Additively-manufactured PEEK/HA porous scaffolds with highly-controllable mechanical properties and excellent biocompatibility// *Materials Science and Engineering: C.* - 2021. - Vol.128, Art№112333. doi: 10.1016/j.msec.2021.112333