

Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Национальный исследовательский технологический университет МИСиС»

На правах рукописи

Львов Владислав Александрович

Структура и физико-механические свойства биомедицинских метаматериалов с отрицательным коэффициентом Пуассона

1.3.8. «Физика конденсированного состояния»

Диссертация на соискание ученой степени кандидата физико-математических наук

Научный руководитель: к.ф.-м.н. Сенатов Фёдор Святославович

Москва - 2022

## Оглавление

Введение .....	5
Глава 1. Аналитический обзор литературы .....	12
1.1 Определение ауксетических метаматериалов .....	12
1.2 Ауксетический метаматериал на основе ячейки сотовой структуры .....	14
1.2.1 Модели упругой деформации ячейки сотовой структуры .....	14
1.2.2 Влияние геометрических параметров на свойства сотовой структуры и ауксетического метаматериала.....	20
1.3 Применение ауксетических метаматериалов в биомедицине.....	21
1.4 Биопротезирование .....	23
1.4.1 Имплантаты для спинальной хирургии.....	23
1.4.2 Стенты.....	25
1.4.3 Стержни для имплантатов тазобедренного сустава.....	26
1.4.4 Фиксаторы для костей.....	27
1.4.5 Кардиологические пластыри .....	27
1.5 Ортезы .....	28
1.5.1 Ортезы, бандажи, ортопедические стельки .....	28
1.5.2 Спортивная защита.....	29
1.6 Тканевая инженерия и биофабрикация.....	30
1.6.1 Скаффолды.....	30
1.7 Моделирование ауксетических метаматериалов и медицинских изделий на их основе .....	31
1.7.1 Компьютерная симуляция и топологическая оптимизация .....	32
1.7.2 Вычислительное прогнозирование и проектирование ауксетических метаматериалов с помощью искусственного интеллекта.....	33
1.8 Прототипирование и методы производства ауксетических метаматериалов .....	34
1.8.1 Традиционные методы .....	35
1.8.2 Методы прокатки, литья и вспенивания .....	35
1.8.3 Аддитивное производство .....	36
1.9 Принципы разработки ауксетических медицинских изделий .....	41
1.10 Дегенеративное заболевание межпозвоночного диска .....	46
1.10.1 Дегенеративное заболевание межпозвоночного диска шейного отдела .....	47
1.10.2 Дегенеративное заболевание межпозвоночного диска поясничного отдела .....	48
1.10.3 Механические свойства здорового и дегенерированного межпозвоночного диска .....	49
1.10.4 Влияние дегенерации на механические свойства диска .....	54
1.11 Методы лечение дегенеративного заболевания диска позвоночника.....	55
1.11.1 Спондилодез .....	56
1.11.2 Замена искусственным диском.....	57
1.11.3 Межтеловые кейджи .....	64
1.12 Механические характеристики искусственных дисков и межтеловых кейджей.....	67
1.12.1 Механические характеристики устройств для сращения межпозвоночных дисков поясничного отдела.....	67

1.12.2	Механические характеристики устройств для сращения межпозвоночных дисков шейного отдела.....	69
1.12.3	Тенденции развития искусственных дисков и межтеловых кейджей .....	72
1.13	Выводы по аналитическому литературному обзору.....	77
Глава 2. Материалы и методы .....		79
2.1	Используемые материалы .....	79
2.1.1	Биоматериалы животного происхождения .....	79
2.2	Выбор геометрии ауксетического метаматериала .....	80
2.2.1	Принципы проектирования трехмерных ауксетических метаматериалов.....	80
2.2.2	Выбор геометрии ауксетика на основе медицинской проблемы.....	81
2.2.3	Моделирование элементарной конфигурации с взаимосвязанными размерами .....	81
2.2.4	Получение САПР-моделей ауксетического метаматериала А-90 и сотовой структуры С-90	83
2.2.5	Получение САПР-модели ауксетического метаматериала А-45 и сотовой структуры С-45	87
2.3	Исследование характеристик ауксетического метаматериала и сотовой структуры.....	90
2.3.1	Разработка расчетной модели ауксетического метаматериала и сотовой структуры с использованием методов конечных элементов и машинного обучения.....	90
2.3.2	Методика проведения механических испытаний .....	96
2.3.3	Симуляция механических испытаний .....	98
2.3.4	Механические испытания ауксетического метаматериала «Ауксетик-90» и сотовой структуры «Сотовая структура-90».....	99
2.3.5	Механические испытания ауксетического метаматериала «Ауксетик-45» и сотовой структуры «Сотовая структура-45».....	103
2.3.6	Механические испытания биоматериалов животного происхождения .....	106
2.4	Разработка межтелового кейджа для шейного отдела позвоночника на основе ауксетического метаматериала А-90 и сотовой структуры С-90 .....	107
2.4.1	Получение САПР-моделей межтелового кейджа.....	107
2.4.2	Получение экспериментальных образцов межтелового кейджа .....	113
2.4.3	Исследование механических характеристик экспериментальных образцов межтелового кейджа	115
2.4.4	Симуляция механических характеристик экспериментальных образцов межтелового кейджа	115
2.4.5	Микроскопия.....	116
Глава 3. Результаты разработки расчетной модели ауксетического метаматериала и сотовой структуры с использованием МКЭ и машинного обучения .....		116
Глава 4. Результаты статических испытаний на сжатие ауксетического метаматериала А-90 и сотовой структуры С-90 на основе фотополимерной смолы.....		126
Глава 5. Результаты исследования механических свойств ауксетического метаматериала А-90 и сотовой структуры С-90 на основе ТПУ и АБС .....		129
5.1	Результаты исследования механических свойств А-90 и С-90 на основе ТПУ .....	129
5.2	Результаты исследования механических свойств А-90 и С-90 на основе АБС .....	135
Глава 6. Результаты исследования механических свойств ауксетического метаматериала А-45 и сотовой структуры С-45 на основе ТПУ, АБС и $Al_{11}CuMn$ .....		140
6.1	Результаты исследования механических свойств А-45 и С-45 на основе ТПУ .....	140

6.2	Результаты исследования механических свойств А-45 и С-45 на основе АБС .....	145
6.3	Результаты исследования механических свойств А-45 и С-45 на основе $Al_{11}CuMn$ .....	150
Глава 7. Результаты исследования механических свойств каркасов межтеловых кейджей на основе А-90 и С-90 из $Ti6Al4V$ .....		153
7.1	Результаты исследования механических свойств биоматериалов животного происхождения 153	
7.2	Результаты исследования механических свойств каркасов межтеловых кейджей на основе $Ti6Al4V$ .....	154
Выводы .....		163
Список публикаций и патентов.....		165
Список литературы.....		166

## Введение

Ауксетические метаматериалы характеризуются отрицательным коэффициентом Пуассона (ОКП) и проявляют свойства всестороннего расширения при растяжении и уплотнения при сжатии. Подобные свойства могут быть достигнуты путем конструирования специальных геометрических структур, которые могут быть изготовлены из различных материалов и различными методами. Поскольку определяющей особенностью метаматериалов является то, что их свойства в большей степени определяются геометрией, чем материалом и методом производства. Это дает возможность оптимизировать биомеханические характеристики будущих изделий, в том числе медицинских изделий для позвоночного столба.

Разработка медицинских изделий для возмещения дефектов позвоночного столба остается актуальной проблемой в современной вертебральной хирургии. Необходимость в возмещении дефектов обуславливается развитием опухолевых процессов, разрушением костной ткани и межпозвоночных дисков вследствие травмы или возрастных изменений. Процессы старения и травмы могут привести к дегенерации межпозвоночных дисков и вызвать нежелательную компрессию соседних позвонков и спинномозговых нервов, что вызывает боль и влияет на качество жизни значительной части взрослого населения. Межпозвоночные диски выполняют функцию амортизатора механических нагрузок и обеспечивают определенный угол сгибания, скручивания и вращения между соседними позвонками.

Хирургические решения, используемые для замены или реконструкции межпозвоночных дисков, делятся на следующие группы: искусственные диски и устройства для соединения позвонков, такие как межтеловые спинальные кейджи. Искусственные диски обычно сочетают в себе центральный гибкий элемент, окруженный двумя жесткими пластинами, закрепленными на соседних позвонках. Среди межтеловых спинальных кейджей распространены кольцеобразные, коробчатые и цилиндрические кейджи, которые во всех случаях обычно заполняются костными трансплантатами или синтетическими аналогами. Межтеловые кейджи производятся из таких материалов, как металлические сплавы (Ti-6Al-4V, NiTi, сталь), и высокомолекулярные полимеры, такие как полиэфирэфиркетон (ПЭЭК). В качестве синтетической замены костного трансплантата интерес представляют нерезорбируемые материалы на основе сверхвысокомолекулярного полиэтилена (СВМПЭ). СВМПЭ активно применяется в эндопротезировании тазобедренного и коленного суставов, а также в отдельных случаях челюстно-лицевой

хирургии. Рассматривая межтеловые кейджи, как наиболее распространённый метод реконструкции межпозвоночных дисков, то согласно клиническим исследованиям: в 12% случаев отмечалась миграция кейджа и в 5% полное разрушение кейджа, которое вызвано эффектом «экранирования напряжений».

Для решения выявленных проблем в области биомедицины и разработки медицинских изделий выделяются ауксетические метаматериалы, формируемые методами 3D-печати и лежащие в их основе сотовые структуры, обладающие возможностью оптимизации биомеханических характеристик и потенциальным использованием в медицинских изделиях. Оптимизация механических характеристик ауксетиков, таких как модуль Юнга, жесткость структуры и других, может достигаться за счет корректировки геометрии элементарной ячейки ауксетика. Геометрия образующая ауксетические метаматериалы может сыграть важную роль в варьировании механических свойств спинальных межтеловых кейджей, потенциально снижая эффект экранирования напряжений и увеличения срока службы изделия.

Настоящая диссертационная работа имеет в своей структуре три объекта исследований. Первый объект исследований затрагивает изучение влияния геометрических параметров ячейки ауксетического метаматериала и сотовой структуры полученных методами 3D-печати из различных типов материалов на механические характеристики при статических и усталостных испытаниях на сжатие. Второй объект направлен на создание расчетной моделей ауксетического метаматериала и сотовой структуры для определения смещений при одноосных сжимающих нагрузках. Третий объект исследований заключается в оптимизации спинальных межтеловых кейджей на основе ауксетического метаматериала с целью улучшения механических характеристик при статических и динамических нагрузках.

### **Целью диссертационной работы является**

Исследование связи между механическими и параметрическими характеристиками ячеек ауксетического метаматериала и сотовой структуры для увеличения функциональности спинальных межтеловых кейджей, полученных методом 3D-печати.

### **Для достижения поставленных целей решались следующие задачи:**

- Разработка методики создания трехмерных ауксетических метаматериалов и сотовых структур с использованием параметрической системы элементарной конфигурации с взаимосвязанными размерами;

- Разработка расчетной модели ауксетического метаматериала и сотовой структуры с использованием методов конечных элементов и машинного обучения;
- Исследование механических свойств ауксетического метаматериала и сотовой структуры, полученных методами 3D-печати из различных типов материалов, при испытаниях на статическое сжатие, усталостных малоцикловых нагружениях и при помощи компьютерной симуляции статических испытаний на сжатие;
- Разработка методики создания биомедицинского изделия путем оптимизации коммерчески доступного межтелового кейджа под ауксетический метаматериал с использованием параметрического твердотельного моделирования в системе автоматизированного проектирования (САПР);
- Создание экспериментального прототипа каркаса спинального межтелового кейджа на основе ауксетического метаматериала методом 3D печати;
- Исследование механических свойств прототипа спинального межтелового кейджа на основе ячеек ауксетического метаматериала и сотовой структуры в сравнении с типовым коробчатым кейджем при испытаниях на статическое сжатие, усталостных малоцикловых нагружениях и при помощи компьютерной симуляции статических испытаний на сжатие.

### **Научная новизна**

1. Предложена расчетная модель для трехмерной элементарной ячейки ауксетического метаматериала и сотовой структуры, разработанная с помощью методов конечных элементов и машинного обучения. Модель предназначена для определения смещений ауксетического метаматериала и сотовой структуры с произвольными геометрическими параметрами ячеек при одноосных сжимающих нагрузках.
2. Установлена роль угла наклона между ребрами ячейки ауксетического метаматериала и сотовой структуры при механических нагружениях. Установлено, что структуры, полученные методом 3D печати, с углом наклона между ребрами ячейки меньше  $90^\circ$  демонстрируют повышенные прочностные характеристики при статическом сжатии и усталостном нагружении на примере эластомера, высокомолекулярного полимера и сплавов металлов.
3. Показана возможность применения ауксетических метаматериалов для создания межтелового кейджа шейного отдела позвоночника при лечении дегенеративного заболевания диска.

### **Теоретическая значимость**

Теоретическая значимость работы определяется созданием параметрической системы элементарной конфигурации ячейки сотовой структуры с взаимосвязанными размерами геометрических параметров, определяющих ячейку; разработкой расчетной модели ауксетического метаматериала и сотовой структуры. Расчетная модель способна определять смещения, возникающие в результате приложения сжимающих нагрузок. При этом используемый алгоритм подбирающий интерполятор функции и описывающий конкретный процесс можно адаптировать для определения других физических величин в зависимости от задачи, используя постоянно пополняемую статистическую базу экспериментов.

### **Практическая значимость**

Практическая значимость работы определяется разработкой принципов моделирования биомедицинского изделия путем оптимизации коммерчески доступного межтелового кейджа под ауксетический метаматериал с использованием параметрического твердотельного моделирования в САПР; созданием и исследованием механических характеристик экспериментального прототипа межтелового кейджа на основе ячеек ауксетического метаматериала и сотовой структуры, полученного по технологии 3D-печати методом SLM (*Selective Laser Melting*) из Ti-6Al-4V. Исследования механических характеристик показали, что модуль Юнга ауксетического каркаса межтелового кейджа составляет  $14,9 \pm 0,66$  ГПа, что соответствует коммерческому коробчатому кейджу,  $E = 14,3 \pm 2,13$  ГПа, и лежит в области модуля упругости костной ткани взрослого человека, что потенциально может снизить эффект экранирования напряжений. При этом ауксетический кейдж не разрушается после 3500 циклов при нагрузке до 14 кН с остаточными деформациями на уровне 1% при смещениях  $0,21 \pm 0,10$  мм.

В совокупности это дает возможность для проведения дальнейших исследований применения и внедрения ауксетического метаматериала в области спинальной хирургии.

### **Положения, выносимые на защиту**

1. Принципы проектирования трехмерных ячеек ауксетических метаматериалов и сотовых структур методами компьютерного моделирования с использованием параметрической системы элементарной конфигурации с взаимосвязанными размерами.
2. Зависимость модуля Юнга трехмерного ауксетического метаматериала и сотовой структуры от угла наклона между ребрами ячейки при статическом сжатии и усталостном малоцикловом нагружении.

3. Принципы проектирования изделия медицинского назначения на основе ауксетического метаматериала с использованием компьютерного и твердотельного параметрического моделирования.

4. Экспериментальные результаты исследований механических характеристик межтеловых кейджей на основе ауксетического метаматериала и сотовой структуры при статических и малоцикловых усталостных испытаниях на сжатие; результаты исследований геометрических параметров ауксетического метаматериала и сотовой структуры в зависимости от материала основы при статических и малоцикловых усталостных испытаниях на сжатие.

### **Степень достоверности**

Все эксперименты, представленные в работе, проведены с использованием современных методов исследования механических свойств и высокоточного аналитического оборудования. Степень достоверности представленных количественных данных определяется инструментальной погрешностью используемого оборудования и статистической обработкой полученных результатов.

### **Апробация результатов**

Результаты работы были представлены на отечественных и международных семинарах и конференциях: международная конференция «Новые материалы и перспективные технологии», 2018 г, Москва, Россия; онлайн семинар Biomedical materials: current opportunities, challenges and future perspectives, 13–14 декабря 2021 г., НИТУ МИСИС – БТУ, Москва, Россия; международный форум «ИНДУСТРИЯ 3Д», 21–27 мая 2022 г, Москва, Россия; Smart Composites International School 2022, 14–20 августа 2022 г., Калининград, Россия

### **Личный вклад автора**

Личный вклад автора состоит в анализе литературных данных, моделировании в САПР, проведение компьютерной симуляции статических механических испытаний, приготовлении образцов, проведении механических испытаний и статистической обработке полученных результатов. Постановка задач, обсуждение научных результатов, выводов и положений, изложенных в работе, проводилось совместно с научным руководителем.

## **Благодарности**

Автор выражает благодарность следующим людям за существенный вклад в работу:

- Киселевскому Михаилу Валентиновичу, д. м. н., профессор, заведующий Лабораторией клеточного иммунитета; Анисимовой Наталье Юрьевне, д. б. н., профессор, ведущий научный сотрудник Лаборатории клеточного иммунитета; Корнюшенкова Евгения Александровича, к. б. н., заведующий Клиникой экспериментальной терапии ФГБУ НМИЦ онкологии им. Н. Н. Блохина Минздрава России за предоставление биоматериалов животного происхождения и консультации в ходе проведения работы
- Асланяну Гарегину Григоровичу, инженер-исследователь, Центральная Измерительная Лаборатория, АО "Центр Аддитивных Технологий" за вклад в разработку расчетной модели методами машинного обучения
- Громову Александру Александровичу, д.т.н., профессор заведующий лабораторией катализа и переработки углеводов. Научный руководитель MISIS Catalysis Lab, а также сотрудникам лаборатории за получение экспериментального прототипа кейджа методом 3D-печати
- Завьяловой Татьяне Викторовне, к.ф.-м.н, доцент кафедры математики НИТУ «МИСиС» за консультацию в обработке анализа данных расчетной модели методами машинного обучения
- Статнику Евгению Сергеевичу, аспирант, Лаборатория иерархически структурированных материалов, Центр космических исследований АНОО ВО "Сколковский институт науки и технологий" за проведение анализа методами сканирующей электронной микроскопии и Digital Image Correlation.

## Аббревиатуры и сокращения

В работе используются следующие аббревиатуры и сокращения:

- CLS – Conformal Lattice Structures™
- DEPS – Differential Evolution и Particle Swarm Optimization
- DIC – Digital Image Correlation
- DIW – Direct Ink Writing
- FDM – Fusion Deposition Modeling
- MSLS – Meso-Scale Conformal Lattice Structures
- SMS – Size Matching and Scaling
- А-45 – «Ауксетик-45» (ауксетический метаматериал)
- А-90 – «Ауксетик-90» (ауксетический метаматериал)
- АБС – акрилонитрил бутадиен стирол
- ДЗД – дегенеративное заболевание диска
- ДСС – дегенерация смежного сегмента
- ИИ – искусственный интеллект
- ИМ – инфаркт миокарда
- КТ – компьютерная томография
- МИ – медицинские изображения
- МКЭ – метод конечных элементов
- МО – машинное обучение
- МРТ – магнитно-резонансная томография
- ПВА – поливинилацетат
- ПДМС – полидиметилсилоксан
- ПКЛ – поликапролактон
- ПЭГ – полиэтиленгликоль
- ПЭЭК – полиэфирэфиркетон
- С-45 – «Сотовая структура-45» (сотовая структура)
- С-90 – «Сотовая структура-90» (сотовая структура)
- САПР – системы автоматизированного проектирования работ
- СВМПЭ – сверхвысокомолекулярный полиэтилен
- ТПУ – термопластичный полиуретан
- ЧПУ – числовое программное управление

# Глава 1. Аналитический обзор литературы

## 1.1 Определение ауксетических метаматериалов

Хорошо известно, что при растяжении материалов в одном направлении они сжимаются в направлении, поперечном направлению нагрузки, как показано на Рисунке 1А (сверху). Следовательно, при сжатии материалы расширяются в поперечном направлении, как показано на Рисунке 1А (снизу). В общем случае величина отношения относительного поперечного сжатия к относительному продольному растяжению дает коэффициент Пуассона  $\nu$ , который записывается в виде

$$\nu = -\frac{\varepsilon_{Trans}}{\varepsilon_{Load}} \quad 1.1$$

где  $\varepsilon_{Load}$  – деформация в направлении нагрузки,  $\varepsilon_{Trans}$  – деформация, перпендикулярная или поперечная направлению нагрузки. Поскольку  $\varepsilon_{Load} > 0$ , а  $\varepsilon_{Trans} < 0$  (при растяжении), то в Уравнение 1.1 вводится знак минус, чтобы получить положительные значения коэффициентов Пуассона.

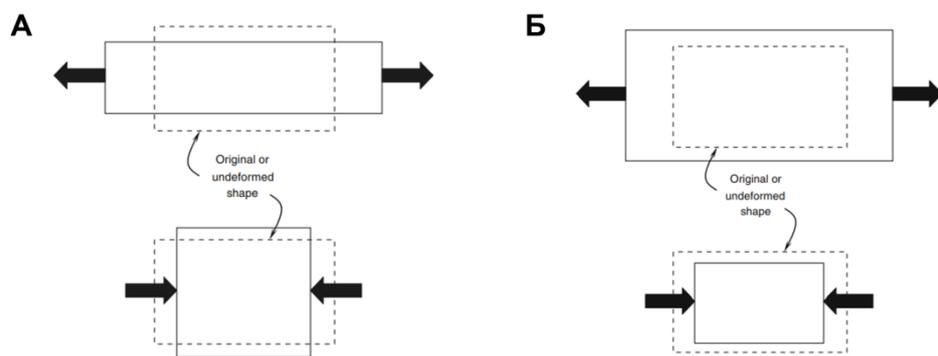


Рисунок 1. Схема деформации объекта с положительным (А) и отрицательным (Б) коэффициентом Пуассона [1]

Ауксетические метаматериалы определяются как геометрические структуры (в редких случаях природные материалы) с отрицательным коэффициентом Пуассона. При растяжении ауксетических метаматериалов в одном направлении, они расширяются в направлении, поперечном к направлению нагрузки, как показано на Рисунке 1А (сверху). Из этого следует, что при изменении направления нагрузки с растяжения на сжатие метаматериалы сжимаются в поперечном направлении, как показано на Рисунке 1Б (снизу).

Примеры упрощенных ауксетических метаматериалов показаны на Рисунке 2. Важно отметить, что ауксетики, которые представлены в примере и другие структуры с  $\nu < 0$  основываются на некоторой форме вращения элементов ячейки.

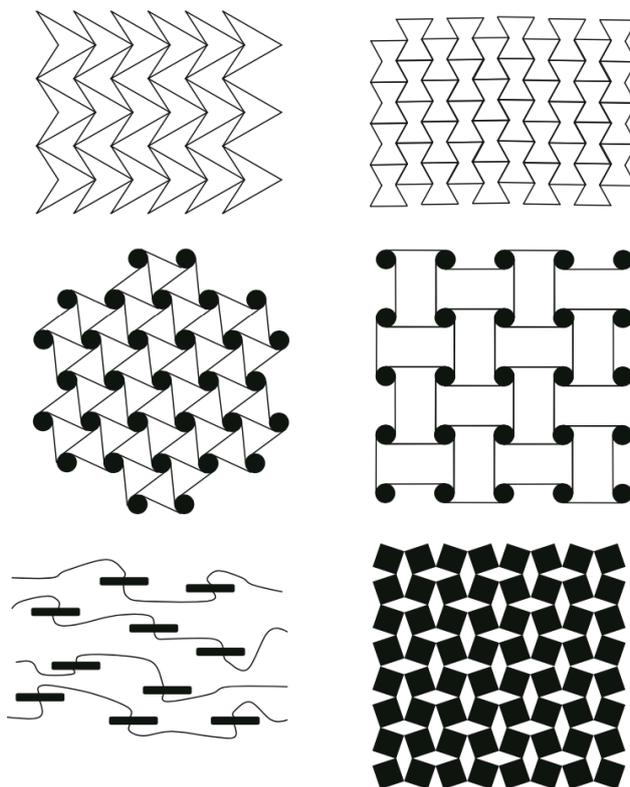


Рисунок 2. Примеры упрощенных ауксетических метаматериалов [1]

Т.–Ч. Лим в своей работе [1] отмечает пять основных значений коэффициента Пуассона для изотропных материалов и ауксетиков (Таблица 1).

Таблица 1. Основные значения коэффициента Пуассона для изотропных материалов и ауксетиков [1]

Коэффициент Пуассона, $\nu$	Физический смысл
1 (для двумерных тел)	Сохранение площади
0,5	Сохранение объема
0	Сохранение поперечного сечения
-0,5	Сохранение модулей $E = G$
-1	Сохранение формы

Абсолютно несжимаемые тела демонстрируют  $\nu = 0,5$ . Когда твердое тело обладает  $\nu = 0$ , приложение осевой нагрузки не приводит к изменению площади и формы

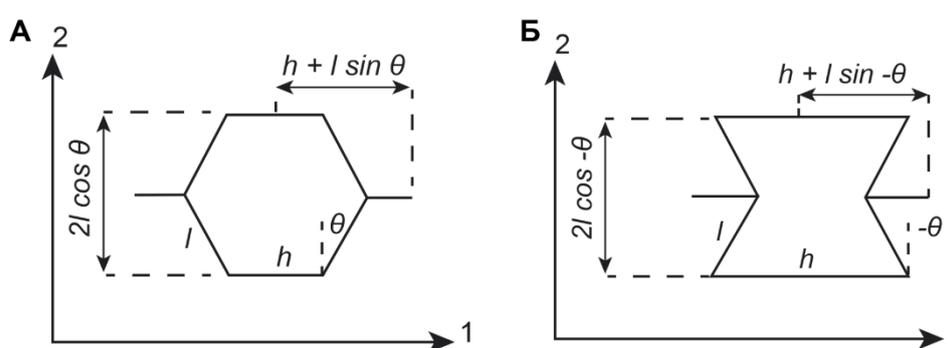
поперечного сечения, ортогонального к направлению нагрузки. Коэффициент Пуассона равный  $-0,5$  дает равенство модуля Юнга  $E$  и сдвигового модуля  $G$ . В случае  $\nu = -1$ , заданная деформация в одном направлении приводит к одновременной равной деформации в боковом направлении, что приводит к дилатационной деформации. В случае двумерной деформации верхний предел коэффициента Пуассона равен 1; это означает, что растяжение в одном направлении приводит к равной, но противоположной деформации в перпендикулярном направлении в пределах той же плоскости.

Для исследования физико-механических свойств ауксетических метаматериалов и способов их интерпретации в качестве примера будет рассмотрен обратный (*re-entrant*) ауксетик. Ауксетик на основе сотовой структуры был выбран в качестве примера, поскольку данный метаматериал уже являлся объектом исследований [2]. При этом одно из первых рассмотрений метаматериалов с отрицательным коэффициентом Пуассона было произведено в работах Лэйкса, [3], которое затем продолжилось в работах Алдерсона, Бианчи, Чана и их серий исследований ауксетических пен [4–13], наконец серии работ об ауксетиках основанных на геометрических структурах [14–21].

## 1.2 Ауксетический метаматериал на основе ячейки сотовой структуры

### 1.2.1 Модели упругой деформации ячейки сотовой структуры

Мастерс и Эванс [22] предложили модель обратного (*re-entrant*) ауксетика, основанной на традиционной ячейке сотовой структуры [23], как показано на Рисунке 3.



**Рисунок 3.** Геометрические параметры и система координат, используемые для описания (А) сотовых и (Б) обратных (*re-entrant*) элементарных ячеек [22]

Авторы выстроили теоретическую модель объединяющие в себе три механизма деформации: изгиб (ребер), шарнирное соединение и растяжение ячейки. Для облегчения сравнения моделей каждая из них записывалась в терминах силовой константы (*force*

constant)  $K_i$ , которая также облегчает объединение трех механизмов в общую модель. Механизм растяжения и общая модель деформации в данном случае не рассматривается, но с ней можно ознакомиться в уже упомянутой работе Мастерса и Эванса [22]. Упругие константы двумерной (2D) сотовой структуры могут быть описаны путем рассмотрения смещения отдельной ячейки, при соответствующих нагрузках. Силовые константы связывают смещение стенок ячеек соты с приложенной силой, которая его вызывает. Для всех трех механизмов силовая константа определяется общим соотношением

$$F = K_i \delta \quad 1.2$$

Где  $F$  – прикладываемая сила,  $K_i$  – силовая константа,  $\delta$  – смещение. Силовая константа содержит сведения о механических свойствах материала структуры. В данном контексте рассматривается общий случай макроскопических сот с длинами ребер  $l$  и  $h$ , толщиной  $t$  и глубиной  $b$  (Рисунок 3), и предполагается, что упругие константы материала, образующую структуру, известны:  $E_s$  – модуль Юнга и  $G$  – модуль сдвига. Явные зависимости между  $K_i$  и свойствами структуры могут быть получены для каждого из механизмов деформации.

Ребро длиной  $l$  деформируемое путем изгиба может рассматриваться как нагруженная консольная балка, закрепленная на обоих концах [24]. Смещение ребра под действием изгибающей нагрузки дается как [25]

$$\delta = \frac{Ml^2}{12E_s I} \quad 1.3$$

$M = Fl$  – момент силы;  $I = bt^3/12$  – осевой момент инерции сечения. Следовательно

$$\delta = \frac{Fl^3}{E_s bt^3} \quad 1.4$$

Подстановка выражения 1.4 в 1.2 дает силовая константа для модели изгиба

$$K_f = \frac{E_s bt^3}{l^3} \quad 1.5$$

Используя геометрические параметры и систему координат (Рисунок 3), Гибсон и

соавторы [26] предложили уравнения для упругих свойств сотовых структур, деформируемых путем изгиба, переписанные в терминах  $K_i$  [22]

$$E_1 = \frac{K_f(h/l + \sin\theta)}{b \cos^3 \theta} \quad 1.6$$

$$E_2 = \frac{K_f \cos \theta}{b(h/l + \sin\theta) \sin^2 \theta} \quad 1.7$$

$$\nu_{12} = \frac{\sin\theta(h/l + \sin\theta)}{\cos^2 \theta} \quad 1.8$$

$$\nu_{21} = \frac{\cos^2 \theta}{(h/l + \sin\theta) \sin \theta} \quad 1.9$$

$$G_{12} = \frac{K_f(h/l + \sin\theta)}{b(h/l)^2(1 + 2h/l) \cos \theta} \quad 1.10$$

$E_1$ ,  $E_2$ ,  $\nu_{12}$ ,  $\nu_{21}$  и  $G_{12}$  – упругие константы для сотовой структуры. Модель изгиба оказалась успешной для моделирования поведения обычных сот и сетчатых пен [23]. При  $\theta < 0$  (Рисунок 3) сотовая структура принимает форму обратного ауксетика и коэффициент Пуассона становится отрицательным по значению. Стоит отметить, что выражения модулей Юнга и коэффициента Пуассона для модели изгиба соответствуют взаимному соотношению  $E_1 \nu_{21} = E_2 \nu_{12}$ , как это требуется для симметричной матрицы жесткости [27].

Наконец, для ячейки сотовой структуры, деформируемой по шарнирному механизму, Мастерс и Эванс предполагали, что ребра ячейки жесткие по своей длине, а отклонение происходит на стыке с ребрами путем изменения угла  $\Delta\theta$ . Следовательно, для ребра длины  $l$ , смещение дается как

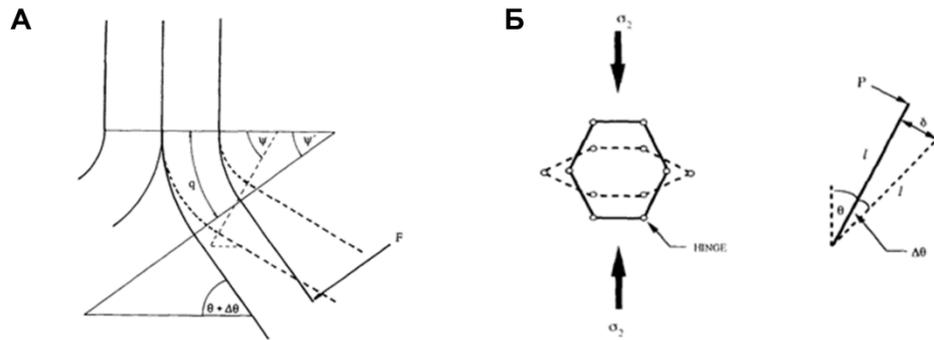
$$\delta = l \sin \Delta\theta \quad 1.11$$

В случае если  $\Delta\theta$  мало, то  $\delta \approx l \Delta\theta$ . Замена в общем уравнении (1.2) дает

$$F = K_h l \Delta\theta \quad 1.12$$

Фактически, шарнирный механизм деформации Мастерсом и Эвансом,

представляется как один из двух процессов: глобальный сдвиг или локальный изгиб. Сдвиговой механизм применяется при рассмотрении пен с малым размером пор, но это неприменимо для макросистем, например для сотовых структур, где шарнирный механизм принимает локальный эффект (изгиб). Для моделирования поведения локального изгиба шарнир представляется как короткая изогнутая балка длиной  $q$ , расположенная в непосредственной близости к «узлу» ячейки (Рисунок 4А).



**Рисунок 4.** Схема локального изгиба балки длиной  $q$  (А). Схема деформации сотовой структуры при шарнирном механизме под действием сжимающей нагрузки в направлении 2 (Б) [22]

Предполагая, что изогнутая балка ведет себя в соответствии с простой теорией изгиба балок [28], то изменение угла  $\psi - \psi'$  из-за приложенного момента  $M$  задается как

$$\Delta\psi = \frac{Mq}{E_s I} \quad 1.13$$

Однако, согласно Рисунку 3  $\psi = 90 - \theta$ , в то же время  $\psi' = 90 - \theta - \Delta\theta$ . Следовательно

$$\Delta\psi = \Delta\theta = \frac{Mq}{E_s I} \quad 1.14$$

В случае, если  $q < l$ , то момент  $M$  действующий на шарнир примерно равен длине бокового ребра  $l$ , умноженной на приложенную силу  $F$

$$M \approx \frac{F}{2} l \quad 1.15$$

Отсюда изменение угла  $\Delta\theta(\Delta\psi)$  переписывается в виде

$$\Delta\theta = \frac{Flq}{2E_s I} \quad 1.16$$

Наконец сравнивая выражение 1.16 с 1.12 и представляя  $I$  как осевой момент инерции сечения, то  $K_h$  записывается следующим образом

$$K_h = \frac{E_s b t^3}{6l^2 q} \quad 1.17$$

Поскольку шарнирная модель предполагает, что ребра ячеек являются жесткими как в осевом направлении, так и в поперечном, соответственно, шарниры в узлах позволяют ячейке деформироваться и восстанавливать первоначальную форму при снятии нагрузки. Ячейка деформируется за счет изменения угла наклона или поворотного угла  $\theta$  (Рисунок 4Б). Учитывая определяющую смещение ячейки константу  $K_h$ , прикладываемое усилие запишется в виде

$$P = K_h \delta \quad 1.18$$

Если ячейка подвергается сжимающему усилию в направлении 2 (Рисунок 4Б), то сила, действующая на боковое ребро  $l$ , записывается как

$$P = \sigma_2 (h + l \sin\theta) b \sin\theta \quad 1.19$$

Где  $b$  – толщина ячейки. Подстановка выражения 1.19 в 1.18 дает

$$\delta = \frac{\sigma_2 b l \sin\theta (h/l + \sin\theta)}{K_h} \quad 1.20$$

Следовательно, деформация в направлении 2 запишется

$$\varepsilon_2 = \frac{-\sigma_2 b \sin^2\theta (h/l + \sin\theta)}{K_h \cos\theta} \quad 1.21$$

Отношение 1.20 и 1.21 дает модуль Юнга в направлении 2

$$E_2 = \frac{K_h \cos \theta}{b \sin^2 \theta (h/l + \sin \theta)} \quad 1.22$$

Деформация в направлении 1

$$\varepsilon_1 = \frac{\sigma_2 b \sin \theta \cos \theta}{K_h} \quad 1.23$$

В результате отношение  $\varepsilon_1$  и  $\varepsilon_2$  дает коэффициент Пуассона в направлении 2

$$\nu_{21} = \frac{-\varepsilon_1}{\varepsilon_2} = -\frac{\cos^2 \theta}{(\alpha + \sin \theta) \sin \theta} \quad 1.24$$

В случае деформации ячейки в направлении 1, уравнения 1.21–1.24 примут следующий вид

$$\varepsilon_2 = \frac{\sigma_1 b \cos \theta \sin \theta}{K_h} \quad 1.25$$

$$\varepsilon_1 = \frac{-\sigma_1 b \cos^3 \theta}{K_h (h/l + \sin \theta)} \quad 1.26$$

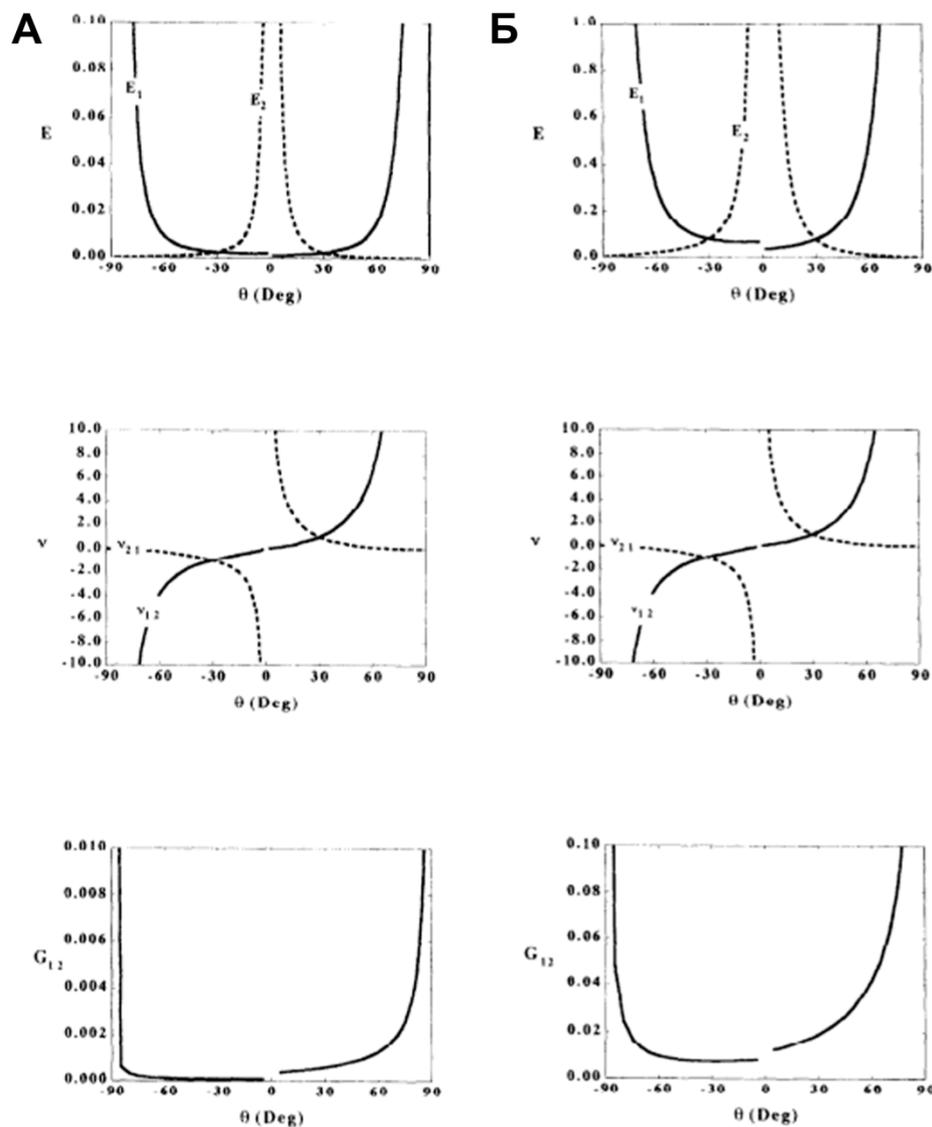
$$E_1 = \frac{K_h (h/l + \sin \theta)}{b \cos^3 \theta} \quad 1.27$$

$$\nu_{12} = -\frac{\sin \theta (h/l + \sin \theta)}{\cos^2 \theta} \quad 1.28$$

Аналогично подставив  $-\theta$  в эти уравнения, получаются выражения, описывающие поведение ячейки обратного (*re-entrant*) ауксетика.

## 1.2.2 Влияние геометрических параметров на свойства сотовой структуры и ауксетического метаматериала

В продолжении работы [22] Мастерс и Эванс рассматривают два набора параметров  $h = 1, \theta > 0^\circ$  и  $h = 2l, \theta < 0^\circ$  для сравнения ячеек сотовых структур и обратного (*re-entrant*) ауксетика примерно одинаковой площади. В каждом случае  $E_s = l = b = 1, t = 0,1$ . Силовые константы составляют  $K_f = 0,001; K_h = 0,03$ . На Рисунке 5 представлена зависимость упругих свойств  $E, \nu$  и  $G$  от угла наклона  $\theta$  для каждой модели. Графики зависимости  $E$  от  $\theta$  для моделей изгиба и шарнира, как и ожидалось, имеют идентичную форму.



**Рисунок 5.** Зависимость  $E, \nu$  и  $G$  от угла наклона  $\theta$  для модели изгиба:  $E_s = l = b = 1; t = 0,1; h = 1; \theta > 0^\circ$  и  $h = 2l, \theta < 0^\circ; K_f = 0,001$  (А) и для шарнирной модели  $K_h = 0,03$  (Б) [22]

Разница в числовых значениях упругих констант определяется соответствующими значениями  $K_j$ . Квадратная симметрия достигается при  $\theta = -30^\circ$  для ячеек ауксетика и при  $\theta = +30^\circ$  для ячеек сотовых структур. Более высокие значения модуля упругости наблюдаются для ячеек ауксетика, чем для соответствующих шестиугольных ячеек с положительным углом наклона. Тем не менее, важно отметить, что увеличение модуля упругости сотовых структур достигается за счет увеличения общего веса, так как ауксетическая структура обладает повышенной плотностью. Как видно из уравнений 1.8 и 1.28; 1.9 и 1.24, коэффициенты Пуассона для моделей изгиба и шарнирной модели одинаковы. Как и ожидалось ячейка обратного (*re-entrant*) ауксетика имеют отрицательный коэффициент Пуассона, и квадратная симметрия снова проявляется при  $+30^\circ$ . В отличие от модуля Юнга и коэффициента Пуассона выражения для модуля сдвига в моделях изгиба и шарнира различаются. По мнению авторов, это связано с тем, что в модели Гибсона сдвиг полностью обусловлен изгибом горизонтальных ребер  $h$ , боковые ребра  $l$  не изгибаются, соответственно их относительное положение не меняется. В шарнирном механизме каждое ребро изгибается под действием приложенной сдвиговой силы.

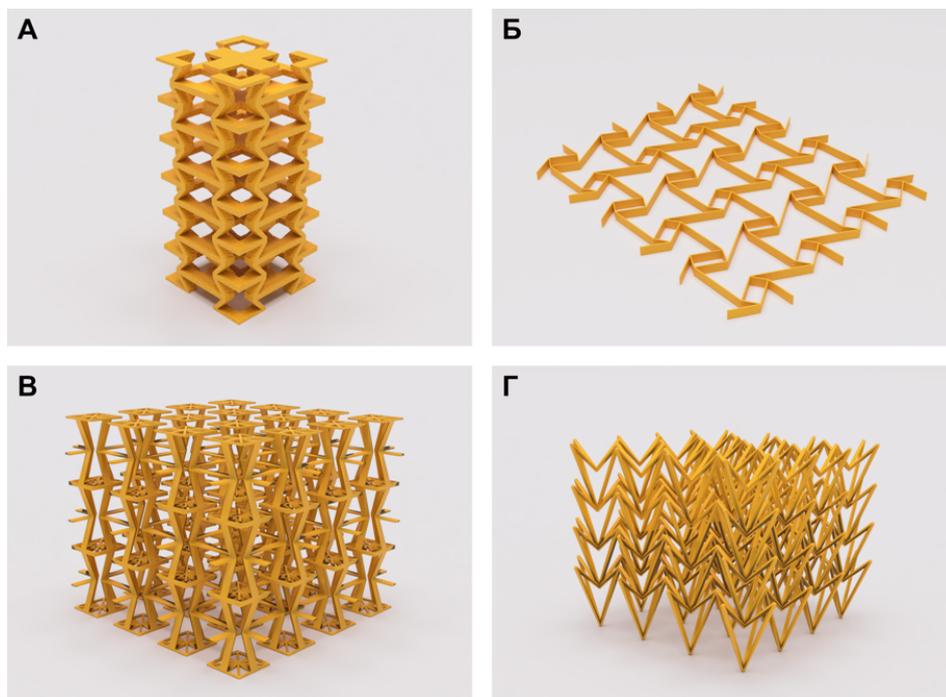
Обобщая представленную ранее информацию, то с помощью простой механики каждая модель деформации может быть выражена математически в терминах свойств материала и геометрии ячейки. Каждая модель может быть использована для прогнозирования упругих свойств как двумерных ячеек сотовых структур, так и ауксетического метаматериала на их основе. Прогнозирование упругих свойств ауксетических структур выявляет их определяющую особенность – свойства определяются в большей степени геометрией и представляют собой особую группу в растущем семействе механических метаматериалов.

### 1.3 Применение ауксетических метаматериалов в биомедицине

Ауксетические метаматериалы, как уже сообщалось ранее, характеризуются отрицательным коэффициентом Пуассона и демонстрируют расширение в направлении перпендикулярном оси растяжения, с другой стороны, уплотнение в направлении перпендикулярном оси сжатия. Ауксетики редко встречаются в природе, но могут быть получены путем разработки специальных геометрий и их производства из различных видов материалов.

С первых работ в этой области ауксетики рассматривались для различных биомедицинских приложений, поскольку некоторые биологические ткани обладают схожим поведением и благодаря своей легкой структуре и биомиметическому

проектированию, делает ауксетические метаматериалы альтернативой для взаимодействия с человеческим телом. Примеры подобных метаматериалов представлены на Рисунке 6. В предыдущих исследованиях рассматривалось применение ауксетиков в биомедицинских устройствах в целом [29], протезировании [30], тканевой инженерии [31] и спорте [32, 33]. Однако последние достижения в области САПР проектирования, компьютерного моделирования и технологий производства открывают новые пути создания ауксетических метаматериалов, их применения в медицинских или связанных со здоровьем устройствах.



**Рисунок 6.** Примеры ауксетиков, которые могут быть использованы в различных медицинских областях. А, В) Трехмерный ауксетик на основе обратной (*re-entrant*) ячейки. [2, 34] Б) Двумерная сетчатая структура на основе обратной(*re-entrant*) ячейки [34]. Г) Трехмерный ауксетик на основе стреловидной (*arrowhead*) элементарной ячейки [34]

## 1.4 Биопротезирование

### 1.4.1 Имплантаты для спинальной хирургии

Старение и травмы могут привести к дегенерации межпозвоночных дисков и вызвать нежелательную компрессию соседних позвонков и спинномозговых нервов, что вызывает боль и влияет на качество жизни значительной части взрослого населения [35]. Межпозвоночные диски выполняют отличительно важные функции, такие как связка между позвонками, роль амортизатора и обеспечение определенного сгибания, скручивания и вращения между последовательными позвонками. Основные компоненты межпозвоночных дисков включают: пульпозное ядро, поддерживающее фиброзное кольцо с переходной областью между ними и хрящевые концевые пластины позвонков, взаимодействующие с окружающими позвонками [35–37]. Искусственное воссоздание компонентов межпозвоночного диска является чрезвычайно сложной задачей, что может быть причиной того, что существует множество различных методов лечения [38, 39].

Методы, используемые для замены, реконструкции или регенерации межпозвоночных дисков делятся на следующие группы: искусственные диски [40], спинальные кейджи [38, 41–43], и тканеинженерные конструкции, которые в дальнейшем не рассматриваются [44, 45]. Искусственные диски обычно сочетают в себе центральный гибкий элемент, окруженный двумя жесткими пластинами, закрепленными на соседних позвонках. Среди спинальных кейджей распространены кольцеобразные, коробчатые и цилиндрические кейджи, которые во всех случаях обычно заполняются костными трансплантатами или их синтетическими аналогами [38]. Искусственные диски и спинальные кейджи выполняются из таких материалов, как металлические сплавы на основе титана, никелида титана (нитинол); керамика (СаР) и полимеры, такие как ПЭЭК и СВМПЭ [38, 43].

Например, искусственные межпозвоночные диски, изготовленные из высокомолекулярного полиэтилена с ауксетическими свойствами, способны обеспечить улучшенные биомеханические характеристики по сравнению с традиционными решениями по замене дисков. Благодаря отрицательному коэффициенту Пуассона диск предотвращает выпячивание, которое может травмировать окружающие нервные окончания. Анализ МКЭ показал, что при осевом сжатии жесткость конструкции имплантата составила 1 930 Н/мм, при смещении -0,254 мм. Также была получена жесткость на изгиб 1,56 Н·м/град при предполагаемом изгибе на 2,25 градуса. Результаты механических испытаний хорошо согласуются с данными полученными МКЭ для жесткости и представлены в Таблице 2.

Однако Мартз и соавторы предполагают, что расчетные значения примерно на 10–15 % выше, чем должны быть у реальных образцов и, следовательно, прогнозируемая жесткость при осевом сжатии составляет от 1 640 до 1 730 Н/мм. Средняя жесткость всех образцов отклонялась от прогнозируемых значений на 5–10%. Важно отметить что, по мнению автора, диск имитирует поведение естественного поясничного межпозвоночного диска [46].

**Таблица 2.** Результаты механических испытаний на осевое сжатие аукусетических образцов СВМПЭ [46]

Образец	Жесткость при сжатии (Н/мм)				Усредненная жесткость (Н/мм)
	1	2	3	4	
1	1598	1504	–	–	1551 ± 66
2	1222	1363	1645	1504	1434 ± 182
3	1504	1551	1880	1857	1698 ± 198

Позже Бейкер выдвинул теорию об использовании аукусетической пены в качестве материала для искусственного межпозвоночного диска. Аукусетическая пена имеет сотовую ячеистую структуру с отрицательным коэффициентом Пуассона после дополнительной обработки включающее трехосное сжатие под нагревом. Анализ методом конечных элементов показал, что использование искусственного межпозвоночного диска с отрицательным коэффициентом Пуассона является потенциальным решением проблемы, поскольку исключается повреждение окружающих нервов искусственным диском [47].

В качестве другого применения, связанного с хирургией позвоночника, Ян Яо и другие предложили аукусетический педикулярный винт на основе сотовой ячейки из Ti6Al4V (*DPR New Materials Technology Co., Ltd.*, Китай) с целью улучшения биомеханического взаимодействия между окружающей костью позвонка и винтом. Согласно результатам метода конечных элементов (МКЭ), соответствие между модулем Юнга кости и винта является необходимым условием защиты от вытягивания для конкретной кости [48].

## 1.4.2 Стенты

Как известно, стент – это медицинское изделие, состоящее из сетчатой структуры, которая при имплантации выступает в качестве каркаса и поддерживает проходимость стенозированной артерии. При этом одним из основных требований к стентам являются высокие механические характеристики при растяжении, сжатии, изгибе и кручении. Это необходимо для обеспечения функциональной надежности стента, такой как структурная поддержка, регуляция кровотока, подъем и так далее.

Одно из таких исследований [49] было посвящено разработке нового коронарного стента с ауксетической геометрией на основе медицинской нержавеющей стали марки 316L, изготовленного методом лазерной резки. Особенность этой конструкции позволяет стенту сохранять определенный объем просвета за счет одновременного расширения в двух направлениях под действием раздуваемого баллона. Результаты анализа диаметра и длины стента до и после испытания показали, что ауксетический коронарный стент расширялся как в радиальном, так и в продольном направлениях. Кроме того, тест на эластичную отдачу не выявил повреждений стента. Ауксетический коронарный стент может быть оптимизирован под конкретный диаметр и длину сосуда для создания определенного объема просвета, что, возможно, минимизирует негативное воздействие стента на стенку сосуда.

Джиапэнг Лиуа в составе исследовательской группы также провели обширное исследование ауксетических трахеальных стентов, изготовленных из низко модульного силикона, включая механические и биологические тесты. Авторы предполагают, что цилиндрический стент на основе хиральной (*chiral*) структуры демонстрирует хорошие ауксетические свойства, которые могут увеличить площадь поперечного сечения, тем самым улучшая вентиляцию и прочность стента. Кроме того, стент может решить проблему закупорки слизью, поскольку клетки NHBE успешно дифференцировались в реснитчатый псевдостратифицированный столбчатый эпителий на внутренней стенке стента [50].

Опираясь на компьютерный анализ методом конечных элементов, Венгванг Вуа и другие [51] исследовали механические свойства обычных и иерархических антихиральных (*antichiral*) стентов с круглыми и эллиптическими узлами и антихиральных стентов с круглыми и эллиптическими узлами, а также их взаимодействие с моделью артерии. Авторы обнаружили, что отрицательный коэффициент Пуассона уменьшается по мере увеличения количества ячеек по окружности стента; наконец, по мере увеличения радиуса эллипса отрицательный коэффициент Пуассона уменьшается. Однако взаимодействие в системе стент-полимер-сосуд является более сложным, поэтому в будущем следует

продолжить систематическое исследование влияния геометрических параметров иерархического антихирального стента с эллиптическими узлами на механические характеристики системы.

### 1.4.3 Стержни для имплантатов тазобедренного сустава

Хелена М. А. Колкен и другие [52] продемонстрировали концепцию так называемых мета-имплантатов, которые включают в себя сочетание сотовой структуры и ауксетических метаматериалов для улучшения фиксации стержня имплантата тазобедренного сустава (тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава, *total hip replacement* – THR), тем самым увеличивая долговечность имплантата. Поскольку имплантаты THR имеют ограниченный срок службы, а причиной снижения долговечности является асептическое расшатывание [53–55]. Представленный гибридный мета-биоматериал демонстрирует наиболее последовательную двустороннюю компрессию вдоль границ ауксетических и сотовых ячеек. Результаты экспериментов показали, что наличие переходной области негативно влияет на характеристики мета-биоматериалов, делая их менее устойчивыми к изгибу. Отсутствие переходной области увеличивает жесткость при изгибе, что приводит к более равномерному распределенному расширению. Другое интересное решение было представлено в статье группы Наейми Гхавидекнии, в которой рассматривается мета-имплантат бедра с градиентным коэффициентом Пуассона. Градиентное распределение трехмерных обратных (*re-entrant*) ауксетических ячеек может быть потенциальным решением для снижения микродвижений относительного перемещения имплантата относительно кости [56] и уменьшения эффекта экранирования напряжения, который может привести к резорбции кости. Для достижения этой цели авторы получили аналитические соотношения для механических свойств трехмерной обратной ауксетической ячейки, разработали четыре типа имплантатов (цельный имплантат; мета-имплантат с положительным коэффициентом Пуассона; мета-имплантат с отрицательным коэффициентом Пуассона; и мета-имплантат с градиентным распределением ячеек) и изучили их с помощью анализа методом конечных элементов [57].

#### 1.4.4 Фиксаторы для костей

Работа исследовательской группы Симаба Мехмуда заключалась в изготовлении аукусетической полимерной костной пластины на основе полиуретана, которая может быть использована в качестве внутреннего фиксатора при переломах длинных костей. Изготовленная конструкция, в отличие от аукусетических имплантатов для стержня тазобедренного сустава [58], допускает микродвижения, что имеет большое значение в процессе заживления кости. При этом, согласно рекомендациям, микродвижение желательно для образования мозоли [59], облегчающей соединение костных фрагментов [60, 61]. Изготовление костной аукусетической пластины проводилось с использованием метода литья под давлением, рассмотренного Муртазой Наджабатом Али в ранней работе [62]. Авторы показали, что аукусетическая костная пластина имеет потенциальное применение для фиксации кости в случаях, когда требуется защита от экранирования напряжений и создания микродвижений. Возможно, изготовление изделий с использованием резорбируемых материалов может выиграть от аукусетического поведения во время заживления и привести к естественному состоянию после резорбции.

#### 1.4.5 Кардиологические пластыри

Микаэлла Капниси и другие [63] разработали проводящие аукусетические кардиологические пластыри для лечения инфаркта миокарда (ИМ). Используемый в работе материал был разработан группой Мавады [64]. Композит состоит из взаимосвязанной сети полианилина и фитиновой кислоты, выращенной на поверхности хитозана. Исследование показало, что обратная (*re-entrant*) структура позволяет конструировать пластыри с регулируемым диапазоном механической прочности и анизотропии, в соответствии с естественной тканью сердца. Кроме того, аукусетические пластыри обладают электропроводностью и цитосовместимостью с неонатальными кардиомиоцитами мыши, как показали исследования *in vitro*. Аукусетические пластыри сохраняют аналогичный уровень проводимости по сравнению с ранее полученными сердечными заплатами без аукусетической геометрии. Исследования *ex vivo* показывают, что аукусетические пластыри не оказывают негативного влияния на электрофизиологию, как здорового сердца, так и сердца крыс с инфарктом миокарда и лучше соответствуют друг другу. Наконец, аукусетический пластырь, использованный в модели инфаркта миокарда крыс, не оказал пагубного влияния на сердечную функцию, и после двух недель испытаний *in vivo* не наблюдалось фиброзной реакции.

## 1.5 Ортезы

### 1.5.1 Ортезы, бандажи, ортопедические стельки

Группа Мартина Панико [65] разработала новую ауксетическую структуру на основе фракталов для концептуальной модели ортопедического шейного корсета. Взяв за основу вогнутый многоугольник, с помощью итерационных переходов, взятых из модели фрактальной кривой Коха [66], была получена новая структура. Чтобы обеспечить максимальную поддержку шеи, геометрия воротника должна соответствовать так называемой карте боли пациента. Основная идея концептуальной модели заключается в том, что "карта боли" определяет дизайн воротника в соответствии с анатомическими и физиологическими потребностями пациента, обеспечивая гибкость и поддержку в зависимости от условий пользователя. Если шея сгибается, заставляя мышцы сокращаться с одной стороны и растягиваться с другой, то ауксетическая структура может реагировать аналогичным образом, другими словами, сжиматься и расширяться в разных ее частях. Таким образом, по мнению авторов, ауксетический шейный воротник характеризуется как персонализированный продукт, который можно использовать в повседневной и активной жизни.

Другое направление исследований было освещено в докладе Анны Хинрихс [67]. Группа Анна Хинрихс предложила устройство, представляющее собой вставку в обувь, которая защищает и способствует заживлению ахиллова сухожилия. Пяточная вставка состоит из многослойной обратной (*re-entrant*) ауксетической структуры на основе полиуретана, покрытой пеной, с дополнительными поддержками лодыжки по бокам. Авторы предполагают, что автономная ауксетическая поддержка уменьшит боль и ускорит заживление у пациентов с травмами ахиллова сухожилия, а также снизит вероятность повторной травмы за счет дополнительной поддержки.

В свою очередь, инженеры Массачусетского технологического института [68] разработали гибкие сетчатые метаматериалы методом 3D-печати, в которых можно настраивать гибкость и прочность для имитации и поддержки мышц и сухожилий. В качестве концептуальной модели команда напечатала гибкую ауксетическую сетку для лодыжек из ТПУ. Структура сетки была приспособлена для предотвращения вращения голеностопа внутрь, при этом позволяя суставу свободно двигаться в других направлениях. Было обнаружено, что сетка увеличивает жесткость голеностопа, но не влияет на нее при движении в других направлениях. Исследователи также разработали конструкцию

ауксетического коленного бандажа, который может облегать колено даже в согнутом положении.

В области шлемов, в частности ортезов для исправления деформаций головы, имеется патент на изобретение Стивена Моттрама и Джири Росику [69]. Шлем предназначен для младенцев и маленьких детей с плагиоцефалией, брахицефалией и так далее. Целью представленного изобретения является устранение некоторых недостатков существующих ортезов, а также создание экономичного, эффективного и гигиеничного ортеза для исправления деформаций головы.

Согласно патенту, ортез содержит сетчатую подкладку (на основе двухмерной или трехмерной ауксетической структуры) с областями различной жесткости для обеспечения переменного давления с целью стимулирования роста определенных областей головы и одновременного сдерживания других областей. Для этого области различной жесткости содержат, по меньшей мере, одну область повышенной гибкости. Усиленная вентиляция, создаваемая множеством вентиляционных отверстий, расположенных на поверхности внешнего слоя, снижает степень перегрева головы ребенка. Согласно второму аспекту изобретения, описан способ изготовления ортеза для коррекции деформации головы, включающий формирование сетчатого слоя, в котором области различной жесткости в слое приспособлены для оказания переменного давления на голову пользователя, чтобы ограничить нежелательный и обеспечить необходимый рост для коррекции деформаций головы.

### **1.5.2 Спортивная защита**

Шарлотт Морони и другие [70] провели предварительное исследование для анализа функциональных преимуществ ауксетической пены при создании элементов спортивной защиты. Авторы утверждают, что существует возможность улучшения функциональности защитных элементов и за счет синкластической кривизны и двухосного расширения ауксетических метаматериалов. С этой целью авторы изучили влияние растяжения и кривизны образцов на размер ауксетической и обычной пены, прикрепленной к плечевой области спортивного топа.

Результаты исследования показали, что ауксетические пены имеют потенциал для развития в качестве средств индивидуальной защиты в спортивной одежде и дальнейшие исследования должны быть сделаны с акцентом на оптимальные параметры для их применения, включая методы склеивания и уплотнения.

## 1.6 Тканевая инженерия и биофабрикация

### 1.6.1 Скаффолды

Скаффолды в зависимости от комплекса механических свойств, микроструктуры, биоактивности, химического состава, среди всего прочего, влияют на поведение взаимодействия клеток и имплантата. Чен и другие [71] предложили ауксетические гидрогелевые скаффолды на основе метакриламида рыбьего желатина и изучили влияние циклической стимуляции растяжения на способность клеток Шванна человека к нейронной дифференцировке. Авторы обнаружили, что растягивающие усилия способны повысить жизнеспособность и пролиферацию клеток, а также секрецию белков, связанных с нейронной регенерацией.

Также Джордж Фламуракис и другие [72] предложили адаптируемые ауксетические Скаффолды для применения в тканевой инженерии. Авторы показали, что фибробласты мышцы могут проникать в такую структуру и пролиферировать. Следует отметить, что в некоторых работах подробно исследуется именно влияние пористой структуры, образующейся при переходе к метаматериалу с отрицательным коэффициентом Пуассона, на взаимодействие с клетками, а не сам эффект ауксетизма при деформации.

Ян и другие [73] предложили ауксетические полиуретановые скаффолды и показали, что ауксетические скаффолды ( $\nu$  от 0 до -0,45,  $E$  от 10 до 100 кПа, диапазон размеров пор 250-300 мкм), по сравнению с неауксетическими пористыми скаффолдами, поддерживали меньшее образование агрегатов и более высокую экспрессию маркера нейронов  $\beta$ -тубулина III при нейрональной дифференциации iPSCs.

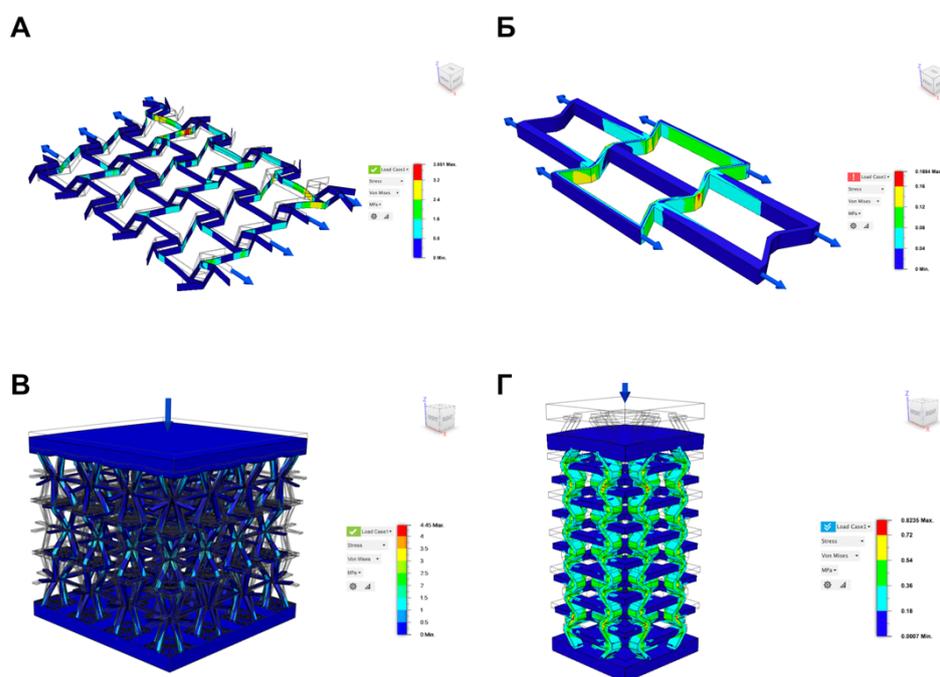
Позднее те же авторы [74] продемонстрировали, что ауксетические скаффолды способны изотропно передавать сжимающую нагрузку на клетки, и под их влиянием iPSC могут дифференцироваться в клетки сосудистой линии. Лантада и другие [75] изучали прикрепление и жизнеспособность клеток на ауксетических двумерных скаффолдах, биомиметическая геометрия которых может играть важную роль в процессах васкуляризации [76]. Микроструктура 2D скаффолдов может более точно контролироваться, но с дополнительными ограничениями в применении, по сравнению с 3D скаффолдами.

Комбинация структур с отрицательным и положительным коэффициентом Пуассона в одной медицинской конструкции может быть перспективной с точки зрения тканевой инженерии и биомиметики. Соман и другие [77] изготовили ПЭГ-скаффолд, который демонстрирует одновременно отрицательный и положительный коэффициент Пуассона.

Такие структуры могут быть более подходящими для имитации поведения механики нативной ткани.

### **1.7 Моделирование ауксетических метаматериалов и медицинских изделий на их основе**

Широкий набор методов компьютерного моделирования и анализа помогает развивать область ауксетических метаматериалов, способствовать их применению в биомедицинских устройствах и ускорять открытие новых ауксетических геометрий. В данном разделе обобщены такие вычислительные методы, применяемые в биомедицинских ауксетиках. От более традиционных, таких как САПР и метода конечных элементов, как показано на Рисунке 7 – до новейших методов искусственного интеллекта (ИИ) и машинного обучения (МО). Эти методы помогают охарактеризовать элементарную конфигурацию, которая впоследствии может быть использована в построении более сложных структур для адаптации медицинских изделий или устройств. Адаптация (биомиметическое проектирование) возможно за счет применения булевых или матричных операций, а также следуя подходам конформного проектирования, которые способствуют персонализации, если проектирование начинается с медицинских изображений или трехмерных реконструкций дефектов. Кроме того, эти ресурсы помогают разработчикам в оптимизации геометрии, материалов и процессов, а также в *in silico* оценке производительности устройств, включая оценку их эксплуатационных ограничений.



**Рисунок 7.** Примеры компьютерного моделирования, применяемого к ауксетическим метаматериалам. Моделирование с помощью МКЭ смещений ауксетических структур при квазистатическом нагружении. А, Б) Двумерный ауксетик на основе обратной ячейки В, Г) Трехмерный ауксетик на основе обратной ячейки. Компьютерное моделирование проводилось с использованием программного обеспечения Fusion Autodesk 360 (Санта-Моника, Калифорния, США) специально для статьи [78]

### 1.7.1 Компьютерная симуляция и топологическая оптимизация

В работе [79] использовалась комбинация численных методов гомогенизации и расширенного параметрического набора уровней для создания микродоменной структуры (элементарной ячейки) с последующей эвристической оптимизацией Concurrent Multiscale Method для получения периодичности в полученной макроструктуре. Объемная доля (%) использовалась в качестве ограничивающего фактора, что привело к тетрахиральной двумерной структуре, при этом 20% было выбрано как наиболее равномерное распределение ячеек в макроструктуре. Проверка макроструктуры состояла из испытаний на сжатие и растяжение для оценки отрицательного коэффициента Пуассона полученной структуры с помощью МКЭ, а также оценка предполагаемого использования предложенной ауксетической структуры в качестве хирургического стента.

Ауриккио, Ф. и другие сосредоточились на идее слоистых опорных материалов, на основе существующей тетрахиральной сотовой структуры. Для прогнозирования деформационного поведения и подтверждения экспериментальных измерений смещений

метаматериала при одноосных растягивающих нагрузках использовался МКЭ. Авторы также использовали низкоразмерную формулировку Лагранжа в рамках линейной механики, названную «*beam lattice model*», в качестве альтернативы МКЭ. Полученные битетрахиральные структуры демонстрировали коэффициент Пуассона, близкий к -0,7, и модуль Юнга, превосходящий модуль Юнга монотетрахиральной структуры. Результаты физических испытаний были подтверждены качественно и количественно с помощью МКЭ и модели «*beam lattice model*». Авторы отмечают, что коэффициент Пуассона, может быть, достигнут значений до -1 путем изменения параметров элементарной ячейки [80].

В работе Вилта и других [81] использовалась технология глубокого машинного обучения для создания алгоритма проектирования двумерных ауксетических метаматериалов. Авторы утверждают, что для управления градиентными структурами, включая ауксетики, часто используются сложные аналитические уравнения в сочетании с традиционными алгоритмами управления, что затрудняет их проектирование. Предлагаемый рабочий процесс, основанный на методе конечных элементов и сверхточных нейронных сетях (СНС, *convolutional neural networks* – CNNs), предназначен для снижения вычислительной нагрузки при проектировании структур путем прогнозирования возможных дефектов и ошибок на основе оптимальной математической концепции деформации. СНС обучаются с использованием псевдорандомизированных изображений и соответствующих результатов МКЭ, в результате чего получается регрессионная модель, способная вычислять различия между теоретическим и фактическим деформационным поведением образцов.

### **1.7.2 Вычислительное прогнозирование и проектирование ауксетических метаматериалов с помощью искусственного интеллекта**

Нгуен и другие [82] представили геометрические методы построения сотовых структур сложной формы под названием Conformal Lattice Structures™ (CLS). Эти структуры состоят из неоднородных решеток, выровненных по поверхности деталей. Проектирование CLS начинается с получения САПР-модели и желаемого размера детали в качестве входного параметра. Граница детали разделяется на относительно плоские области путем сравнения нормалей соседних поверхностей. Затем каждая область проходит трехэтапный процесс вычисления смещений границ объекта [83]; построения объема между исходной и смещенной поверхностями; параметрического деления этого объема на отдельные элементы (гексаэдры) для формирования сетки. Сформированные области сетки

объединяются с добавлением или удалением элементов. Полученная параметризованная сетка затем заполняется элементами, выбранными из существующей библиотеки.

Статья группы Ванга посвящена расширению метода Size Matching and Scaling (SMS) для более подходящего производства мезомасштабных конформных решетчатых структур (*Meso-Scale Conformal Lattice Structures* – MSLS) на основе принципа сходства распределения напряжений между деталью и CLS одинаковой формы. При проектировании MSLS также учитываются различные конфигурации элементарной ячейки во время создания сетки с учетом критерия выбора, поэтому ячейки параметрически отображаются на существующих гексаэдральных элементах сетки. Заключительные этапы могут включать топологическую оптимизацию снижения веса или повышения механических свойств MSLS [84] и преобразование САПР-модели в формат STL [85], который является стандартным среди методов аддитивного производства [86].

В целом, представленный подход снижает вычислительную нагрузку в процессе проектирования MSLS путем сведения многовариантных задач оптимизации к задаче двух переменных - анализа твердого тела и предопределенной библиотеки элементарных ячеек. В этом случае традиционно используемая строгая топологическая оптимизация считается основным "узким местом" при проектировании MSLS, хотя связанные с этим проблемы многомасштабного производства также не следует отбрасывать.

## **1.8 Прототипирование и методы производства ауксетических метаматериалов**

Получение ауксетических структур из биомедицинских сплавов, керамик, полимеров и биоматериалов в целом осуществляется с помощью нескольких технологий производства, начиная с хорошо зарекомендовавших себя инструментов массового производства, таких как прокатка, штамповка, вспенивание и литье под давлением. Продолжая технологиями современного аддитивного производства – моделирование методом наплавленного осаждения, селективное лазерное спекание и плавление, фотополимеризации, а также высокотехнологичные исследовательские системы для создания метаматериалов, такие как двухфотонная полимеризация. Эти методы получения ауксетических метаматериалов и их биомедицинское применение представлены ниже.

### 1.8.1 Традиционные методы

В настоящее время при массовом производстве медицинских изделий используются более традиционные технологии, литье под давлением, формование, штамповка, прокатка, вспенивание, обработка с ЧПУ и другие методы, и это также относится к некоторым примерам биомедицинских изделий на основе ауксетиков. Методы, связанные с формованием, обычно применяются для массового производства полимерных ауксетиков. Вспенивание применялось для создания ауксетиков с первых шагов в этой области [3] и до сих пор является полезным, простым и массовым методом производства [87], хотя морфологический и структурный контроль с этапа проектирования является сложным и во многом зависит от человеческого фактора, в отличие от аддитивного производства ауксетиков.

Совсем недавно литье под давлением ауксетических структур на основе обратных (*re-entrant*) ячеек оказалось полезным для элементов защиты [88]. Эта процедура явно ориентирована на массовое производство, хотя и ограничена с точки зрения геометрической сложности по сравнению аддитивным производством, несмотря на повышение жесткости изделия. Дополнительный уровень сложности может достигаться путем укладки различных литых ауксетических листов, что может даже привести к функционально градиентным конструкциям, потенциально применимым для имитации свойств, характерных для тканей человека. Для ауксетических метаматериалов на основе сплавов можно использовать процесс литья под давлением [89], а также механическую обработку с ЧПУ [90], которая, тем не менее, ограничена с точки зрения геометрической сложности.

### 1.8.2 Методы прокатки, литья и вспенивания

В статье М. Груйичича рассматриваются процессы получения металлических сэндвич-структур с ауксетическим гексагональным сердечником. С помощью различных аналитических методов исследовано влияние этих процессов на зернистую микроструктуру металлических заготовок и реакцию сэндвич-структур на взрыв. Авторы проанализировали три способа получения: изготовление листового металла методом холодной плоской прокатки, штамповкой и лазерной сварки. Было отмечено, что каждый процесс по-разному влияет на микроструктуру зерен и кристаллографическую текстуру заготовок. Однако в работе не оценивается влияние отрицательного коэффициента Пуассона сэндвич-структуры на результаты ударного воздействия [90].

Одним из методов получения ауксетических структур является литье полимеров. Исследование группы Али было направлено на создание бесшовного ауксетического пищеводного стента, конструкция которого должна была облегчить пероральное введение стента в организм и улучшить его механические свойства. Для этого была создана разборная трубчатая матрица из различных материалов: АБС, титанового сплава и специального армированного стекла. Эта матрица состояла из двух половинок, которые на внутренних сторонах имели одинаковый ауксетический рисунок – попеременно разнонаправленные ромбы. После этого матрицы соединялись вокруг тефлонового стержня, в который затем заливался полиуретан. Последнее выполнялось с помощью сжатого воздуха, чтобы полимер заполнил все пространство. Конструкция оставлялась для отверждения на 12 часов, после чего матрицы разделялись пополам, а тефлоновый стержень удалялся.

Эффективность, скорость и простота этого метода были проанализированы путем сравнения его с другими методами. Одним из таких методов является литье полиуретана на специальные подложки из различных материалов: АБС; АБС, покрытого никель-фосфорным сплавом; и титанового сплава. Такие подложки имеют рельеф, обратный ауксетическому рисунку получаемых пленок. Другим различным методом создания ауксетических пленок является струйная печать на полиуретане. В каждом методе полученную пленку оборачивали вокруг деревянного или металлического стержня, а затем концы сваривали вместе [91].

### **1.8.3 Аддитивное производство**

#### **1.8.3.1 Методы 3D-печати (FDM, SLM, SLS, стереолитография)**

Наиболее сложные с геометрической точки зрения ауксетические метаматериалы появились в период 2010–20 годы [92, 93], в значительной степени благодаря технологиям аддитивного производства. Эти технологии, работающие, как правило, по принципу "слой за слоем", позволяют изготавливать чрезвычайно сложные устройства, структуры и изделия. Материалы, включая полимеры, керамику, сплавы, композиты, биологические материалы, и живые клетки совместимы с аддитивными технологиями, многие из которых подходят для взаимодействия с тканями человека и создания биосовместимых медицинских приборов [94].

Кроме того, разрешение, точность и достижимые размеры печати, среди прочих важных характеристик аддитивного производства, постоянно улучшаются. В настоящее

время возможно получение структур с микронной точностью для взаимодействия на клеточном уровне [95], а также высокопроизводительных структур для восстановления крупных тканей [96]. Ауксетики, как соответствующая группа в растущем семействе механических метаматериалов, также выигрывают от аддитивного производства, и многие трехмерные ауксетические метаматериалы можно получить только с помощью аддитивного производства, как недавно было рассмотрено [97], или с помощью процедур с использованием аддитивных инструментов.

Полимерные трёхмерные ауксетики были получены, например, с помощью метода послойного наплавления нити (*Fused Deposit Modeling – FDM*) [98], что представляет интерес для биомедицинских применений, поскольку уже доступны некоторые полимерные нити ПЛА, ПКЛ и ТПУ медицинского класса. Однако достижимая точность и сложность при использовании метода FDM не соответствуют аддитивным фотолитографическим или стереолитографическим системам, которые также применялись для изготовления сложных геометрических структур ауксетиков [99].

Тем не менее, общим ограничением стереолитографических методов для биомедицинской области является недостаточная совместимость обычных фотополимерных смол, хотя последние достижения в области биофотополимеров постепенно решают этот недостаток, что уже было продемонстрировано на примере тканевых скаффолдов на основе ауксетических структур, изготовленных методом динамической оптической проекционной стереолитографии (DOPsL) с использованием биоматериалов [100].

Что касается высокомодульных материалов для восстановления твердых тканей (сплавы металлов), то различные технологии аддитивного производства также могут быть применены для создания ауксетических структур в области биомедицины. Применимость селективного лазерного спекания для создания ауксетических метаматериалов на основе Ti-6Al-4V была подробно описана с дополнительным анализом механических свойств [101].

Например, Ксуе и другие разработали технологию, объединив метод 3D-печати с литьем по выплавляемым моделям, чтобы решить проблему металлургических дефектов при 3D-печати (особенно если материал печати химически активен, как сплавы Al и Mg). В этом методе с помощью 3D-печати из светочувствительной смолы изготавливается ауксетическая структура. После этого структура используется в качестве формы для литья алюминия, где в дальнейшем используется инфильтрация под давлением с целью получения сотовой структуры. Эта техника позволяет уменьшить возникновение металлургических дефектов [102].

Что касается керамики, то 3D-печать керамики на основе метода литографии [103], разработанного компанией Lithoz, выделяется своей точностью, разрешением и разнообразием доступных керамических материалов, что благоприятно сказывается на использовании этого метода при печати ауксетических метаматериалов [104]. В области композитов также были получены направленные на 3D печать ауксетические аэрогелевые структуры из кевлара благодаря разработке и применению инновационной комбинации прямой печати чернилами (*Direct Ink Writing – DIW*) и сублимационного литья с использованием чернил на основе диметилсульфоксида (DMSO) [105].

Исследование, группой Танга показало, что сочетание ауксетической структуры и пьезоэлектрической керамики может привести к созданию метаматериалов, которые сочетают в себе соответствующие преимущества ауксетиков и пьезоэлектрических материалов. Авторы показали, что пьезоэлектрическая керамика с ультранизкой пористостью может иметь хорошие механические характеристики, основываясь на концепции ауксетической пьезокерамики. Благодаря сверхнизкой пористости и ауксетическому эффекту метаматериал должен обладать повышенной жесткостью и трещиностойкостью. Он также должен иметь более высокую ударную вязкость и легче поляризоваться [106].

Прогресс в использовании растворимых смол и термопластов для 3D-печати также может оказаться интересным для разработки ауксетических медицинских изделий. Например, как показано на Рисунке 8Е, можно напечатать форму из растворимого ПВА, оставив полое пространство с геометрией ауксетика, в которое заливается ПДМС и последующее растворение формы приводит к получению конечного гибкого ауксетика из объемного материала, обычного для биомедицинских применений.

Несмотря на очевидное влияние аддитивного производства на научно-технологическое расширение и промышленное внедрение ауксетиков, особенно для биомедицинской сферы, важно отметить, что другие традиционные технологии массового производства все еще остаются непревзойденными, когда речь идет о массовом производстве более простых двумерных ауксетических структур. Ожидаемый прорыв в скорости производства и технологичности материалов медицинского класса, несомненно, укрепит аддитивное производство в качестве технологии выбора для производства ауксетических медицинских изделий.

Как традиционные технологии массового производства, так и аддитивное производство могут быть ограничены с точки зрения точности изготовления, особенно при разработке структур, нацеленных на взаимодействие на клеточном уровне. Для этого

применимы технологии из фотоники, а также другие хорошо известные методы микро- и нанопечати, описанных далее.

### **1.8.3.2 Методы микро/нанопечати, мультимасштабные и мультиматериальные методы печати**

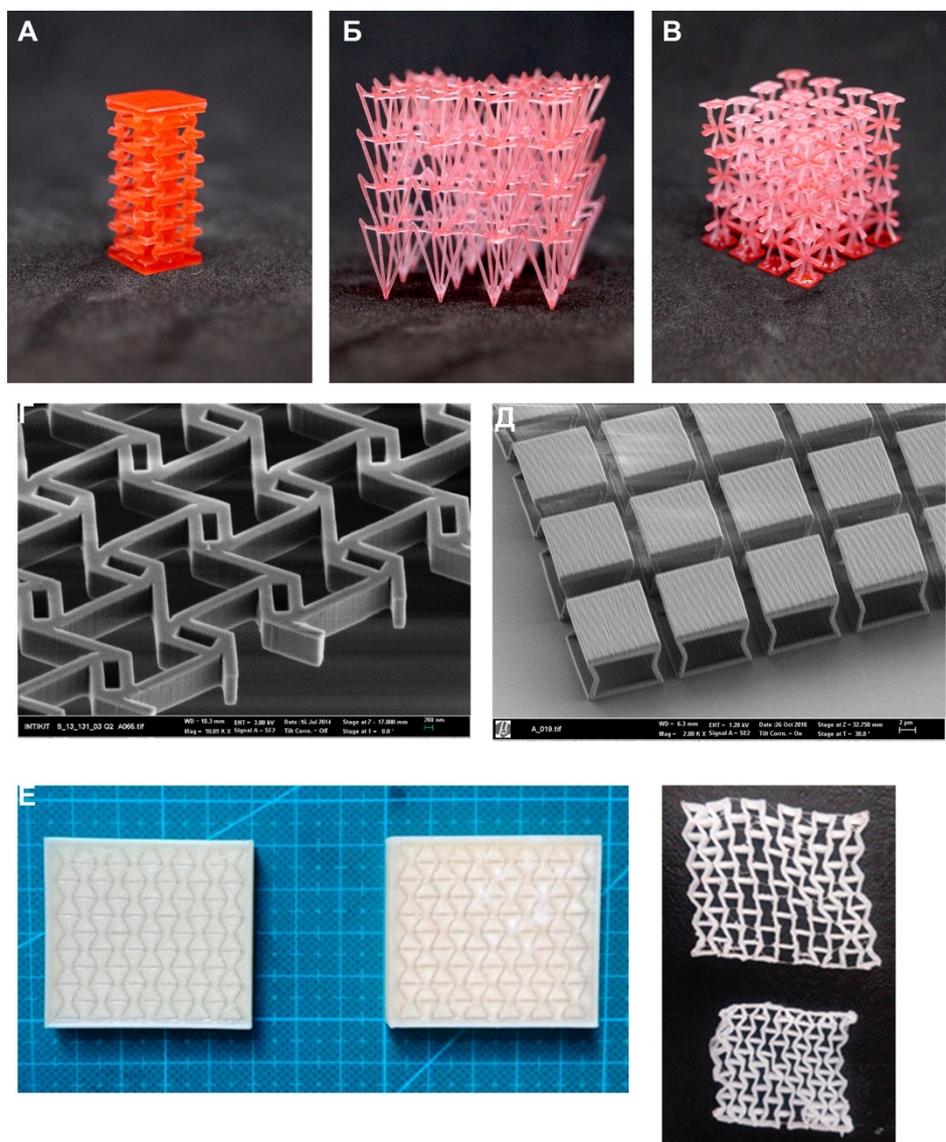
УФ-фотолитография, распространенная технология микрообработки поверхности, может применяться к широкому набору фотополимерных пленок и травимых полуметаллов (например, Si), и металлических листов (Cu, сталь и так далее) для изготовления 2D или 2D  $\frac{1}{2}$  ауксетических структур [107].

Софт-литография – техника, использующая фотополимеризованные шаблоны (полученные УФ-фотолитографией) в качестве инструмента для создания мягких форм, штампов и листов из ПДМС – является недорогим инструментом быстрого прототипирования для создания двумерных ауксетиков из материалов медицинского класса. При прокатке они могут быть преобразованы в стенты и другие трехмерные медицинские устройства [108]. Глубокоактивное ионное травление, усовершенствованный метод, связанный с УФ-литографией, позволил создать некоторые из самых точных микроструктур для взаимодействия на одноклеточном уровне [109].

3D-печать микроауксетиков возможна с помощью многофотонной [110] и двухфотонной [111] полимеризации. В случае двухфотонной полимеризации достигаются размеры вплоть до нескольких сотен нанометров. Учитывая последние достижения в биомедицинских фотополимерах для двухфотонной полимеризации, эта техника является фундаментальным прорывом для ауксетиков и метаматериалов в целом.

Мультиматериальные ауксетические структуры также были получены с помощью технологии poly-jet компании Stratasys [112], которая оснащена струйной головкой, способной наносить краски из нескольких полимеров, некоторые из них медицинского класса.

Помимо этих высокоточных аддитивных технологий, другие варианты, например электроспиннинг [113] использовались для создания ауксетических скаффолдов с потенциальным применением в тканевой инженерии.



**Рисунок 8.** Примеры ауксетиков, изготовленных с использованием различных технологий и материалов. А–В) Трехмерный ауксетик, изготовленный методом лазерной стереолитографии. Г) Глубокое реактивное ионное травление кремния [75]. Д) Ауксетическая структура, полученная с помощью двухфотонной полимеризации метаповерхности с пикселями, поддерживаемыми реэнтрантными столбами. Примеры А–В были выполнены с использованием Phrozen Transform Standard (*Phrozen Ltd.*, Тайвань) со смолой HARZ Labs Basic Red (*HARZ Labs*, Москва, Россия) специально для статьи [78]. Примеры Г, Д изготовлены при поддержке "Karlsruhe Nano Micro Facility, a Helmholtz Research Infra-structure". Е) Растворимые 3D-печатные формы из ПВА и ауксетические структуры из ПДМС, полученные путем литья и растворения формы, как непрямая процедура получения ауксетиков (предоставлено Adrián Martínez Cendrero) [78]

## 1.9 Принципы разработки аукусетических медицинских изделий

Рассмотренные работы и исследования демонстрируют актуальность аукусетических метаматериалов в области медицины и переосмысления существующих медицинских изделий. Использование аукусетиков в биомедицинской области оценивается как актуальное для следующей основной цели:

- Адаптация механических свойств изделий к свойствам тканей и органов, с которыми будет взаимодействовать устройство, с целью минимизации эффекта экранирования напряжения и связанных с этим аспектов, таких как резорбция кости;

Дополнительные возможности аукусетиков, которые необходимо отметить, но они рассматриваются в дальнейшей работе:

- Улучшение имплантируемости устройства и потенциальное уменьшение рисков при инвазивных хирургических процедурах;

- Геометрии, положенные в основу аукусетических метаматериалов, потенциально улучшают остеоинтеграцию, тем самым способствуя имплантированную ткань постепенно расти и адаптироваться; снижают воздействие на соседние ткани и органы.

Этапы создания и требования к медицинским изделиям помогают выдвинуть обоснование выбора аукусетических метаматериалов, а также разработать процесс, в котором отображены ключевые вопросы, контрольные точки и решения. Этот процесс может стать систематической методологией разработки в будущем, когда он будет подтвержден с помощью дополнительных примеров, разработанных, изготовленных и испытанных аукусетических медицинских изделий в соответствии с предложенным подходом.

На этапе концептуального проектирования главными вопросами могут быть: **(1)** являются ли оптимальными те решения, которые уже использовались для конкретной медицинской потребности? **(2)** обеспечит ли аукусетический метаматериал потенциальные преимущества?

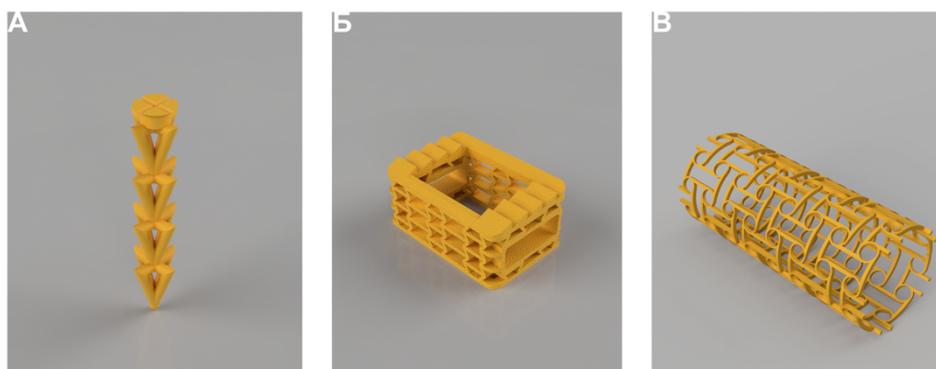
Рассмотренные примеры показали, что биомедицинские устройства часто являются неоптимальными с точки зрения биомеханического поведения, долгосрочных характеристик и эргономики. Использование аукусетиков в медицинской области уже продемонстрировало преимущества, связанные с биомиметическим поведением, улучшенной адгезией или взаимодействием с человеческими тканями и отличием от уже запатентованных решений.

Учитывая базовый этап проектирования, который касается геометрии, материалов и инструментов для создания прототипов, актуальными являются следующие вопросы: **(3)** возможно ли адаптировать современные решения в изделия или устройства на основе ауксетиков? **(4)** должен ли проектируемый дизайн быть ориентирован на персонализацию или массовое производство?

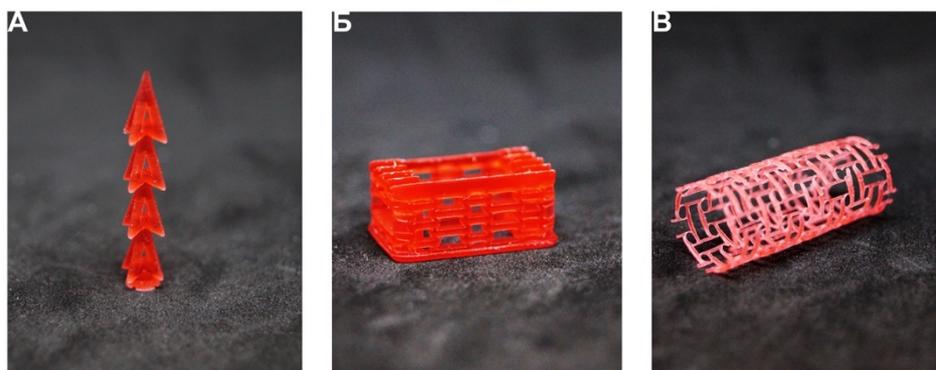
В зависимости от фактического медицинского устройства и биологической структуры (структур), с которыми будет взаимодействовать (или заменять) ауксетический метаматериал, конечные изделия могут вызывать сложности при разработке и проектировании. Однако существующие примеры демонстрируют, что конструкции на основе ауксетиков возможно создать как с помощью простых инструментов САПР, например, булевы операции и массивы, так и с помощью более сложных топологических оптимизаций и инструментов для создания 2D и 3D структур в САПР. Пример таких структур показан на Рисунке 9. Что касается технологий производства, то возможности дизайна ауксетиков значительно расширились благодаря инструментам аддитивного производства, поэтому любой дизайн может быть "напечатан" из широкого набора материалов и с использованием различных методов, пример которых показан на Рисунке 10. Если дизайн должен быть персонализированным, то сочетание медицинских изображений (МИ) с САПР уже является передовым, а быстрое создание прототипов также осуществляется напрямую с помощью конвертации моделей в формат .stl, которыми оснащены большинство программных обеспечений, связанного с МИ.

С учетом фактических этапов тестирования и валидации, на этапах детального или эмбодиментального проектирования и планирования производства возникают следующие вопросы: **(5)** какие ресурсы могут помочь оптимизировать базовую конструкцию до состояния конечного продукта? **(6)** отличаются ли технологии и материалы производства от технологий и материалов прототипа?

Геометрия, материалы и технологии производства должны рассматриваться совместно при планировании оптимизации биомеханических устройств. Аддитивные технологии постепенно используются как для прототипирования, так и для производства уже готовых изделий. Методы конечных элементов, топологическая оптимизация, подходы искусственного интеллекта и машинного обучения показали преимущества, связанные с эффективностью проектирования и производства ауксетиков. Систематическое использование вычислительных инструментов, наряду с методами создания прототипов и испытаний, приобретает особую актуальность, поскольку напрямую связано с безопасностью конечного устройства.



**Рисунок 9.** Примеры САПР-моделей различных медицинских изделий, в которых используются ауксетическая структура. А) Ауксетический винт для улучшенной хирургической фиксации. Б) Концепция межтелового ауксетического кейджа. В) Стент на основе двумерного хирального ауксетика [78]



**Рисунок 10.** Примеры ауксетических структур, полученные с помощью аддитивного производства. А) Ауксетический винт для улучшенной хирургической фиксации. Б) Концепция межтелового ауксетического кейджа. В) Стент на основе двумерного хирального ауксетика [78]

Возможные принципы разработки ауксетических медицинских изделий основана на вышеизложенных соображениях и вопросах, схематично представлена в Таблице 3 с акцентом на персонализированную медицину в каждом этапе.

**Таблица 3.** Принципы разработки ауксетических медицинских изделий [78]

---

### **Оценка медицинской проблемы**

---

Медицинская команда при поддержке разработчиков биомедицинских изделий анализирует целесообразность серийного производства или индивидуализированного устройства. Обсуждаются потенциальные преимущества ауксетических метаматериалов для улучшения возможности имплантации, улучшения биомеханических характеристик или улучшения эргономики/эстетики.

---

### **Медицинские изображения**

---

Данные КТ/МРТ в формате .DICOM, используются в качестве отправной точки. Сегментация и обработка анатомической части, представляющей интерес. Получение 3D-модели дефекта или интересующей области с использованием "MIMICS-подобных" программных ресурсов (то есть в формате .STL) в качестве исходных данных для САПР-моделирования и персонализации конструкции.

---

### **Выбор геометрии ауксетика**

---

Выбор геометрии ауксетика определяется, отталкиваясь от медицинской проблемы, возможностью проектирования в САПР; возможностью производства аддитивными методами и исследованием биомеханических характеристик. Используется многократно для получения оптимальной геометрии ауксетика и необходимых биомеханических или свойств. Данный этап может рассматриваться как «внутренний» принцип проектирования ауксетических метаматериалов используя общие этапы разработки медицинского изделия.

---

### **Моделирование в САПР**

---

Создание медицинского изделия с использованием стандартов для разработки оригинального продукта. Адаптация существующего медицинского изделия путем включения в него оптимальной геометрии ауксетика. Сопоставление с 3D-моделью дефекта для персонализированных подходов.

Проектирование ауксетического медицинского изделия возможно различными способами и сочетанием различных методов:

- создание твердого тела, «вырезание» узора ауксетической геометрии с помощью булевых операций;

- использование оптимальной элементарной ячейки ауксетической геометрии (с помощью булевых операций), копирование элементарной ячейки до необходимых размеров.

---

---

### **Анализ методом конечных элементов и биомеханическая оптимизация**

---

Моделирование упрощенных механических, тепловых, жидкостных и других испытаний для определения соответствия изделия требуемым стандартам и целям. Оценка биомеханического взаимодействия с организмом и проверка улучшенных характеристик ауксетических структур по сравнению с существующими стандартами.

---

### **Изготовление прототипов (3D-печать) для экспериментальной оценки**

---

3D-печать или быстрое прототипирование с использованием модельных материалов или материалов, используемых в производстве медицинских изделий, позволит оценить качество и потенциал конструкции.

Систематические испытания *in vitro* с использованием биомиметических рабочих сред и манекенов для проверки симуляций и оптимизации дизайна изделия, а также тестирования улучшенных конструкций для безопасного подхода к клиническим испытаниям.

---

### **Валидация**

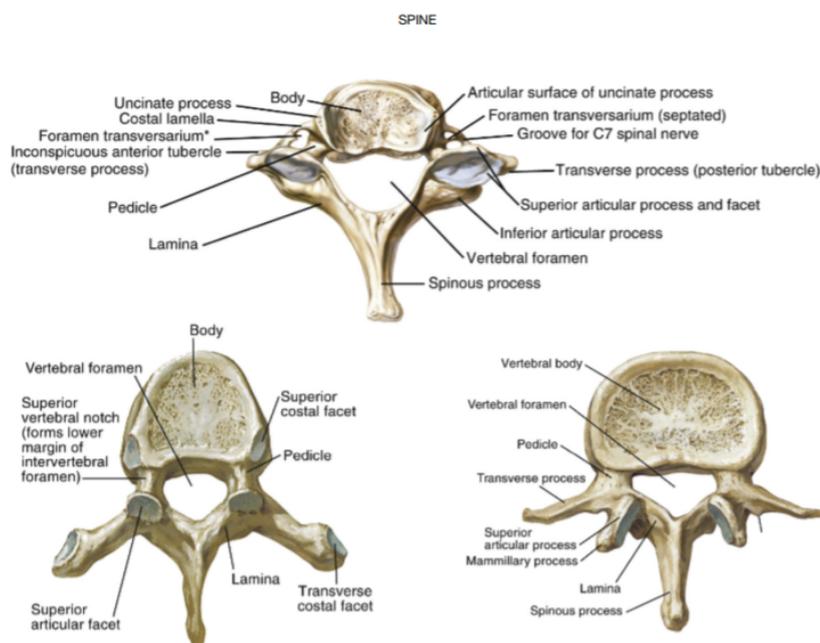
---

Проведение систематических механических, тепловых и других испытаний в соответствии с международными стандартами (ISO 10993, ISO 14971 и ISO 13485), оценка качества группой разработки изделия. Окончательное создание индивидуального устройства.

На основе проанализированной литературы, в качестве медицинской проблемы в дальнейшем исследовании была выбрана область спинальной хирургии, специализирующаяся на тотальной замене диска и межтеловых кейджах при лечении последствий заболеваний межпозвоночных дисков. Текущая область исследования была выбрана из-за минимальной или отсутствующей практической реализации ауксетических медицинских изделий (лабораторных прототипов) и не выходила из плоскости концептуальных идей или теоретических расчетов [46–48]. Таким образом, минимальная или отсутствующая реализация медицинских изделий дает возможность применить на практике представленные принципы разработки ауксетических метаматериалов для их дальнейшего внедрения.

## 1.10 Дегенеративное заболевание межпозвоночного диска

Межпозвоночный диск занимает пространство между телами позвонков шейного, грудного и поясничного отделов позвоночника, за исключением C1/2, так как C1 не имеет тела позвонка. Анатомия типичных отделов позвоночника представлена на Рисунке 11. Межпозвоночный диск поддерживает подвижность соседних позвонков и распределяет нагрузку веса тела человека для предотвращения травм во время движения. В каждом отделе межпозвоночный диск состоит из трех структур: хрящевых концевых пластин тела позвонка, внутреннего пульпозного и наружного фиброзного ядра. В состав пульпозного ядра входит внеклеточный матрикс, состоящий из гликозаминогликанов протеогликанов и коллагена II типа, связанного с молекулами воды. Пульпозное ядро непосредственно обеспечивает подвижность диска и принимает на себя сжимающие нагрузки. Ядро окружено прочной внешней оболочкой фиброзного кольца, которая состоит из коллагена. Межпозвоночные концевые пластинки состоят из гиалинового хряща и являются остатками костных телец.



**Рисунок 11.** Анатомия типичных позвонков шейного (вверху), грудного (внизу слева) и поясничного (внизу справа) отделов позвоночника [114]

Термин «дегенеративное заболевание диска» или ДЗД (*Degenerative Disc Disease – DDD*) используется для описания разрушения одного или более межпозвоночных дисков

позвоночника. Все межпозвоночные диски позвоночника подвержены разрушению, чаще всего страдают диски нижней части спины (поясничный отдел) или шеи (шейный отдел).

Патогенез точно неизвестен, но, вероятно, связан с дисбалансом анаболизма и катаболизма матрикса пульпозного ядра. По мере обезвоживания пульпозного ядра оно теряет высоту и становится фиброзным. Аналогичным образом, фиброз кольцевидной мышцы подвергается потере эластина и нарушению ориентации коллагеновых волокон. В фиброзном ядре могут появиться разрывы, позволяющие пульпозному ядру вырваться. Диск теряет высоту, в результате большая биомеханическая нагрузка ложится на фасеточные суставы, вызывая их гипертрофию и образование остеофитов. Другими словами, в процессе старения межпозвоночные диски становятся сухими, теряют эластичность и разрушаются [115]. Эти изменения в итоге влияют на структуру позвоночника и приводят к аномальным движениям позвоночника, боли и инвалидности. [116].

Как уже отмечалось ранее, распространенность ДЗД описывается пропорционально возрасту. 40% людей в возрасте 40 лет имеет ДЗД, в дальнейшем число увеличивается до 80% среди людей в возрасте 80 лет и старше [117]. Поясничный ДЗД может поражать людей в возрасте до 30 лет, причем пик заболеваемости приходится на 40 лет. [115]. Шейный ДЗД встречается у пациентов среднего и пожилого возраста, что является распространенной причиной дисфункции шейного отдела спинного мозга и нервных корешков у людей от 55 лет и старше [115].

### **1.10.1 Дегенеративное заболевание межпозвоночного диска шейного отдела**

Дегенеративные заболевания шейных дисков проявляются клинически как один из трех основных синдромов, которые могут сосуществовать у одного и того же пациента:

- Боль в шее: причины боли в шее многофакторны. У большинства пациентов острая боль в шее со временем исчезает. Острые разрывы фиброзного ядра, а также дегенеративные заболевания фасеточных суставов могут быть прямым источником боли в шее. Однако эта связь непрочна, и существует значительная часть пациентов, у которых имеются рентгенологические признаки значительного дегенеративного заболевания шейного отдела позвоночника без каких-либо симптомов хронической боли в шее.

- Радиклопатия: дегенеративное заболевание шейного отдела позвоночника может вызвать сдавливание выходящих корешков спинномозговых нервов несколькими путями. Прямая грыжа пульпозного ядра, вызывающая острый синдром, либо сочетание гипертрофии фасеточных суставов, образования остеофитов и дегенеративной протрузии

диска, вызывающей хронические симптомы. Из этого следует, что компрессия выходящего нервного корешка нарушает его функции. Это может проявляться в виде боли, онемения или в виде слабости нижних двигательных нейронов в соответствующем миотоме.

- Миелопатия: возникает, когда компрессия действует на сам спинной мозг, а не на нервные корешки. Как правило, компрессия приводит к функциональному нарушению основных трактов спинного мозга. Это приводит к появлению характерных симптомов:

- парестезия, онемение рук и кистей;
- трудности при ходьбе, непроизвольные гипертонические подергивания ног в состоянии покоя;
- диффузная парестезия или онемение;
- феномен Лермитта — это ощущение, похожее на электрический разряд, которое распространяется по шее и задней части позвоночника в ответ на сгибание головы

### **1.10.2 Дегенеративное заболевание межпозвоночного диска поясничного отдела**

Поясничный отдел наиболее распространенное место образования грыжи диска, при этом наиболее часто поражаются дисковые пространства в областях L4/5 и L5/S1. Дегенеративное заболевание дисков поясничного отдела позвоночника обычно проявляется в виде одного из пяти следующих клинических синдромов.

- Боль в пояснице: наиболее распространенным симптомом у пациентов с дегенеративным заболеванием дисков является боль в пояснице. В патогенезе боли в пояснице играют роль биологические факторы, такие как напряжение и спазм мышц, а также сложные психологические и социальные элементы.

- Радикулопатия: когда дегенеративные заболевания дисков, фасеточных суставов или связок вызывают компрессию нервного корешка в поясничном отделе позвоночника, часто возникает радикулопатический синдром. Это обычно вызывает боль в дерматомной области пораженного нервного корешка. Радикулопатия также может вызывать онемение/парестезию, а также слабость миотома этого нервного корешка.

- Падение стопы: неспособность или слабость в дорсифлексии стопы, известная как "падение стопы". Сопровождается седалищной болью, отдающей в ногу, это обычно связано с грыжей поясничного диска, вызывающей моторную и сенсорную радикулопатию.

- Синдром Кауда Эквина: большая центральная грыжа поясничного диска может сдавливать сам текальный мешок и приводить к сдавливанию всех нервных корешков. Такая компрессия может вызвать синдром Кауда Эквина или «конского хвоста».

### 1.10.3 Механические свойства здорового и дегенерированного межпозвоночного диска

С точки зрения характеристик *in vitro*, межпозвоночный диск демонстрирует нелинейную кривую нагрузки-перемещения с двумя различными фазами, аналогичными фазам его компонентов, как отображено на Рисунке 12 [118]. Первая фаза характеризуется большими смещениями при относительно низких осевых или изгибающих нагрузках, что приводит к минимальным затратам энергии, необходимым мышцам для начала и поддержания физиологического движения. Вторая фаза характеризуется снижением уровня смещения в ответ на возрастающую нагрузку до достижения максимума. Такое поведение является результатом увеличения нагрузки, переносимой твердыми составляющими матрикса, то есть коллагеновыми волокнами. Расчетная жесткость диска при нескольких условиях нагрузки представлена в Таблице 4.

**Таблица 4.** Расчетная жесткость для поясничных межпозвоночных дисков взрослых людей [119]

Режим нагрузки	Расчетная жесткость
Сжатие	0,7–2,5 МН/м
Растяжение	1,0 МН/м
Сдвиговая	0,26 МН/м
Торсионная	2,0 Нм/град

В течение дня диск нормального человека подвергается чередованию статических и динамических нагрузок. Однако из-за относительной недоступности диска для внешних измерений мало что известно о типе и величине таких нагрузок в естественных условиях.

Тем не менее, влияние продолжительности и частоты приложенных нагрузок на механические свойства диска известны, и это позволяет предположить, что реакция диска в целом определяется его вязкоупругими свойствами [120–124]. Вязкоупругие модели, состоящие из идеальных пружинных, штифтовых элементов и их комбинаций, были успешно использованы для моделирования грубой ползучести и релаксации напряжения в диске. Первый представляет собой мгновенный упругий отклик материала, а второй – отклик материала, зависящий от времени. Например, трехпараметрическая модель Келлера

и соавторов [125] представляет зависящее от времени деформационное поведение диска с помощью следующего характеристического уравнения 1.29:

$$\varepsilon(t) = \frac{\sigma_0}{E_1} + \frac{\sigma_0}{E_2} \left( 1 - e^{1 - e^{-\frac{1}{\tau}}} \right) \quad 1.29$$

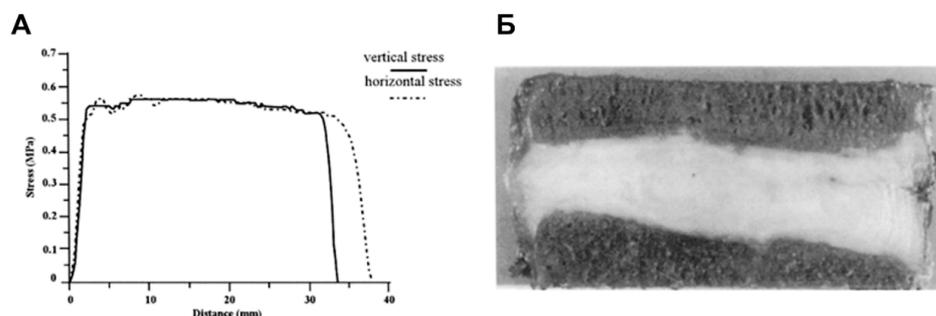
где  $\varepsilon(t)$ —деформация в зависимости от времени,  $\sigma_0$ —приложенное напряжение,  $E_1$ —средний модуль вязкости при сжатии,  $E_2$ —средний модуль сжатия диска,  $t$ —время релаксации. Модель, скорректированная согласно экспериментальным данным, дала среднее значение  $6,3 \pm 2,7$  МПа и  $1,6 \pm 0,9$  МПа для  $E_1$  и  $E_2$  соответственно [125, 121]. Коэффициент вязкости, полученный согласно уравнению 1.30 между  $t$ ,  $E_2$  и  $\sigma_0$ , имел среднее значение  $5,4 \pm 3,9$  ГПа.

$$\eta = \frac{\tau E_2}{\sigma_0} \quad 1.30$$

Хотя эти модели успешно описывают экспериментальное поведение диска при ползучести и релаксации напряжения, они не могут учесть ни вклад и зависящую от времени деформацию отдельных структур диска, ни влияние потока интерстициальной жидкости. Влияние последнего наиболее четко прослеживается в реакции диска на сжимающие нагрузки. Первоначально гидростатическое давление, создаваемое в ядре, вызывало выпячивание диска одновременно в радиальном направлении за счет деформации кольцевой оболочки и в осевом направлении за счет деформации концевых пластинок позвонков [126, 127]. Предполагается, что этот механизм позволяет диску сопротивляться сжатию, уменьшая радиальное выпячивание диска, тем самым сводя к минимуму вероятность компрессии нервного ствола. Однако со временем ядро испытывает потерю давления из-за движения воды через концевые пластинки, что приводит к потере объема диска до 20% [128–131]. Из этих 20% до 25% приходится на ползучесть коллагеновых волокон в фиброзного кольца. Суточные изменения в состоянии гидратации диска, внешне проявляющиеся в изменении высоты диска на 15–25 мм [132], могут привести к тому, что фиброзное кольцо теряет до 36% своей способности выдерживать нагрузки [133, 134].

Расширенное понимание механических функций диска было получено с помощью инструментальной иглы для определения распределения давления в межпозвоночном диске [133]. В недегенерированном диске, как показано на Рисунке 12, ядро и внутренние области

фиброзного кольца действовали как "функциональное ядро", демонстрируя относительно равномерное распределение напряжения.

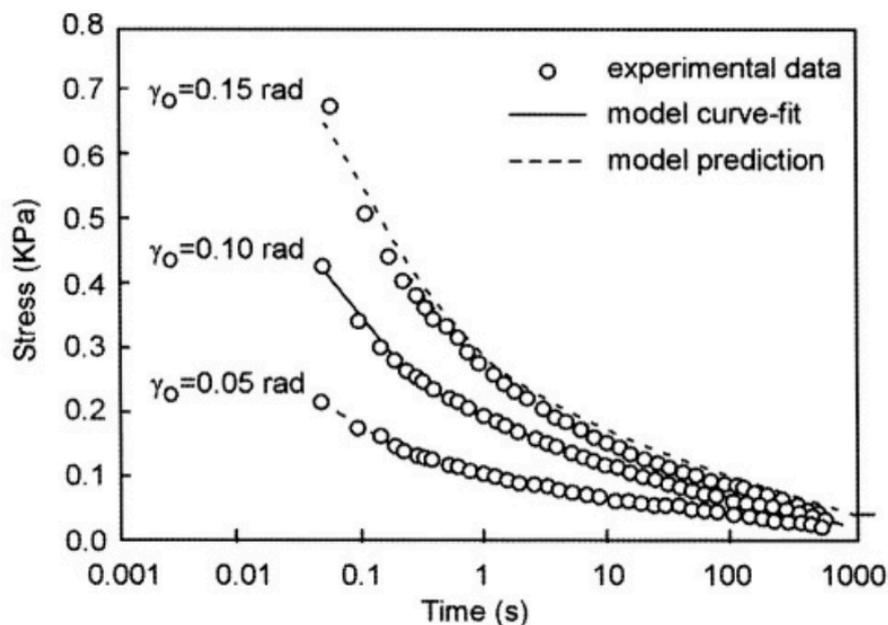


**Рисунок 12.** Механические характеристики межпозвоночного диска поясничного отдела. А) Профиль давления, полученный для не дегенеративного межпозвоночного диска. Б) Сагиттальное сечение диска [133]

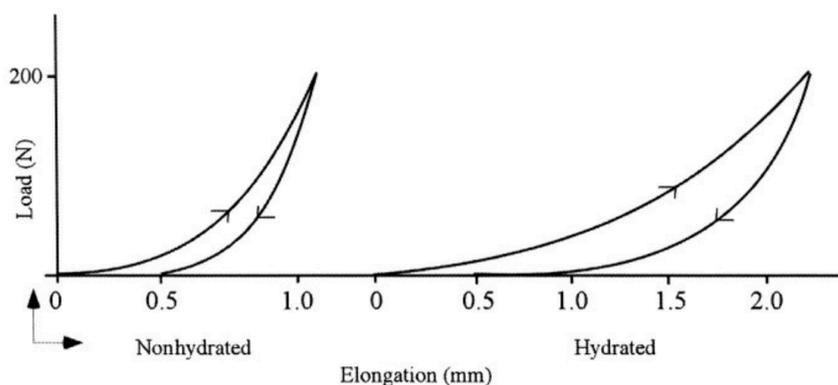
Средний и наружный слои фиброзного кольца действовали как "функциональная оболочка", при этом в задней области регистрировались более высокие значения сжимающего напряжения. В случаях сгибания / разгибания и постоянном напряжении в условиях нагрузки в профиле давления наблюдались градиенты: высокие пики отмечались в задней части кольцевидной мышцы, а давление в пульпозном ядре заметно снижалось. Эти изменения указывают на экранирование напряжения кольцом и костными структурами позвонка. При циклических нагрузках, гистерезис, демонстрируемый диском, зависел от возраста, уровня позвоночника, а также величины и частоты нагрузки [122, 123].

Свойства материала ядра описываются как свойства несжимаемой жидкости, то есть материал не способен выдерживать приложенное напряжение, когда он не ограничен. Однако результаты нескольких экспериментальных исследований позволили предположить, что материал ядра демонстрирует более сложное поведение. Было обнаружено, что модуль релаксации при растяжении не дегенерированного материала составляет 30–40 кПа, как показано на Рисунке 13. Аналогично, комплексный динамический модуль сдвига ( $|G^*|$ ), полученный путем деления пикового напряжения сдвига на пиковую деформацию сдвига, находится в диапазоне 10-50 кПа, как показано на Рисунке 14. Диссипация энергии материалом, измеренная по фазовому углу между кривыми нагружения и отклика, увеличивается с ростом частоты нагружения. При этом, в ходе испытаний фазовый угол оставался ниже  $45^\circ$ , что указывает на поведение характерное для твердого тела. Однако, когда ядро подверглось испытанию на быструю релаксацию, было отмечено восстановление до 50% от пикового напряжения менее чем за одну секунду. Вслед за быстрой релаксацией следует постепенная релаксация с приближением

напряжения материала к нулю при  $t = 600$  секунд [135]. Такое поведение свидетельствует о том, что это поведение характерно для жидкости. Представленные наблюдения позволили выдвинуть предположение зависимости поведения ядра от скорости нагрузки. При высоких скоростях нагрузки ядро ведет себя как вязкоупругий материал, в то время как при низких скоростях нагрузки преобладает "жидкоподобное" поведение.



**Рисунок 13.** Напряженно-релаксационное поведение пульпового ядра как функция скорости приложенного напряжения [136]



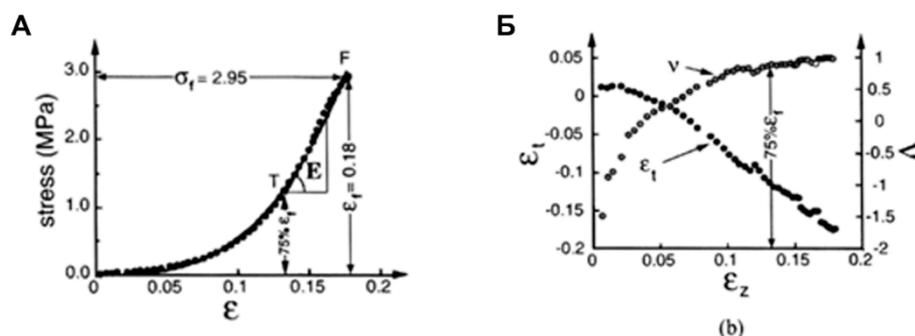
**Рисунок 14.** Схематическая диаграмма динамического испытания на сдвиг пульпового ядра [119]

Ткань фиброзного кольца рассматривается как сложный пористый волокнисто-армированный анизотропный материал, состоящий из плотной сети коллагеновых волокон, состав которых зависит от радиального расположения ламелей. Матрица состоит из плотного вещества, имеющего гетерогенную структуру, состоящую в основном из воды,

65–75% по массе [129]. Образцы ткани, ориентированные параллельно главной оси волокон, имели жесткость при растяжении в три раза больше, чем образцы, ориентированные вдоль поперечной плоскости. Поведение отдельных групп ламелей [137–139] при растяжении под напряжением демонстрирует нелинейное поведение, как показано на Рисунке 15А. Поведение при растяжении описывается кубической зависимостью, представленной в уравнении 1.31

$$\sigma = A\varepsilon + B\varepsilon^3 \quad 1.31$$

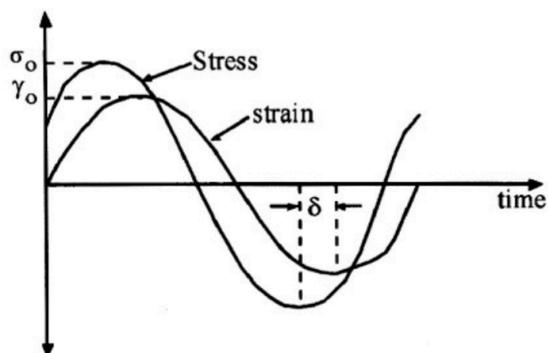
где константа  $A$  соответствует модулю растяжения материала при нулевой деформации, константа  $B$  является мерой нелинейной зависимости кривой напряжение-деформация [137, 139, 140]. Модуль упругости при растяжении ткани вдоль коллагеновых волокон, составляет от 60 до 140 МПа для однослойных образцов [135] и от 1 до 50 МПа для целых ламелей [140, 141]. Сообщалось, что напряжение и деформация разрушения и целых ламелей варьируются от 1 до 3 МПа при 10–18% [140, 141]. Напротив, модуль упругости при растяжении ткани, расположенной перпендикулярно главной оси коллагеновых волокон, составлял от 0,2 до 0,5 МПа [142, 143]. Коэффициент Пуассона ткани оценивался в диапазоне от 0,46 до 1,63 [141], что явно свидетельствует об анизотропии, как показано на Рисунке 15Б.



**Рисунок 15.** Механические характеристики фиброзного кольца. А) Типичная кривая напряжение-деформация для образца из периферийной пластинки.  $\sigma_f$  и  $\varepsilon_f$  представляют напряжение и деформацию при разрушении. Б) График поперечной деформации  $\varepsilon_1$  и коэффициента Пуассона  $\nu$  в зависимости от осевой деформации  $\varepsilon_z$  [141]

Существенным фактором, определяющим свойства ткани фиброзного кольца, является уровень гидратации ткани. Стоит отметить, что при равновесии внутренние слои значительно более гидратированы, чем наружные [140]. Дополнительно в нескольких исследованиях сообщалось о зависимости свойств растяжения [138, 143] и сжатия [144]

ткани фиброзного кольца от содержания воды, как показано на Рисунке 16. Эта зависимость отражает снижение сопротивления ткани при увеличении содержания воды и подчеркивает роль взаимодействия протеогликанов с коллагеновыми волокнами, что влияет на механическое поведение ткани [145]. Кроме того, взаимодействие внутренних ламелей с пульпозным ядром путем переноса и изменения объема жидкости, обеспечивает диссипацию энергии в ткани фиброзного кольца [144].



**Рисунок 16.** Влияние уровня гидратации на реакцию нагрузки-деформации кольцевого образца при растяжении [138]

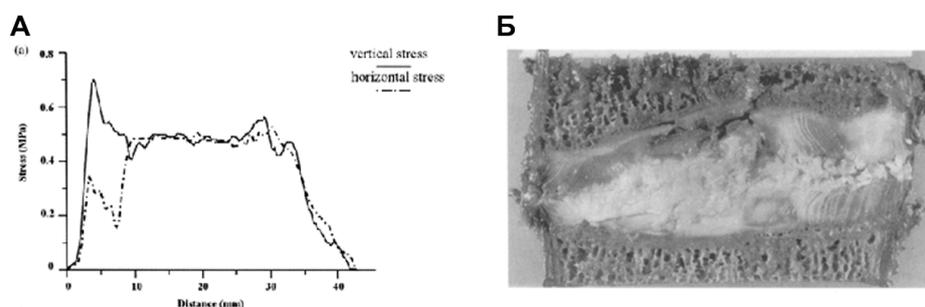
Наконец ткань концевой пластинки демонстрирует высокую скорость ползучести при сжатии, характеризующуюся внезапной и быстрой деформацией при приложении нагрузки, за которой следует более медленная, но непрерывная ползучесть [146]. Повышенная проницаемость ткани с последующей высокой скоростью ползучести обеспечивает быструю деформацию ткани [147]. Подобная деформация в сочетании с относительно непроницаемыми прилегающими структурами позвонков может привести к равномерному распределению напряжения по торцевой пластине. Равномерное распределение напряжения, которому противостоит плотный коллагеновый каркас, может способствовать передаче нагрузки между телами позвонков и межпозвоночными дисками [148].

#### 1.10.4 Влияние дегенерации на механические свойства диска

В нескольких исследованиях, изучавших влияние дегенерации на механические свойства фиброзной ткани кольцевидного диска, были получены противоречивые результаты. Сообщается, что модуль растяжения и сжатия ткани слабо коррелирует со степенью дегенерации [138, 144]. Однако согласно результатам других исследований, свойства материала ткани, включая модуль сжатия и растяжения, прочность при

разрушении, коэффициент Пуассона и энергию деформации, сильно зависят от степени дегенерации диска [136, 139, 140]. Изменения материала диска влияют на общее биомеханическое поведение, а именно: снижение диссипации энергии диска [122], увеличение скорости ползучести [149, 125] и увеличение напряжений в тканях при динамических нагрузках [150]. Изменения свойств ткани, отраженные в изменениях общего механического поведения диска, свидетельствуют о переходе нагрузки от равномерного механизма "давления жидкости" к альтернативному неравномерному механизму. Причиной, которого является снижение радиального давления набухания при дегенерации и значительные изменения в распределении давления в диске, как показано на Рисунке 17 [133].

Изменения свойств могут вызвать локальное смятие и разделение концевых пластинок с прогибом внутренней пластинки в сторону пульпозного ядра [151], что наблюдается в дегенерированных и разрушенных дисках [152, 153]. Это структурное нарушение и сопутствующие изменения гидростатического давления, которые, как было показано, вызывают опосредованные клетками дегенеративные изменения [154, 155]



**Рисунок 17.** Механические характеристики межпозвоночного диска поясничного отдела. А) Профиль давления, полученный для дегенеративного межпозвоночного диска поясничного отдела. Б) Сагиттальное сечение диска [133]

### 1.11 Методы лечение дегенеративного заболевания диска позвоночника

Нехирургические и хирургические методы лечения могут использоваться для облегчения боли и сведения к минимуму инвалидности [156]. Несмотря на то, что распространенность боли в пояснице в течение жизни высока, считается, что от 80 до 90% всех случаев лечатся с помощью нехирургических методов лечения [157]. С другой стороны, только до 50% пациентов с шейной миелопатией и 75% с шейной радикулопатией проходят лечение без хирургического вмешательства [158].



донора – аллотрансплантаты. Также могут использоваться синтетические костные трансплантаты, такие как костные морфогенные белки или полимерные материалы.

К недостаткам хирургического спондилодеза относится потеря подвижности позвоночника, что, как считается, способствует развитию дегенерации смежного сегмента. Дегенерация смежного сегмента или ДСС — это дегенерация позвонков выше или ниже места слияния [168]. Однако неясно, связано ли ДСС исключительно с процессом спондилодеза или с естественной дегенерацией позвонков [168, 169].

### **1.11.2 Замена искусственным диском**

Замена искусственным диском – это замена дегенерированного межпозвоночного диска искусственным диском у людей с ДЗД поясничного или шейного отдела позвоночника, которые не реагировали на нехирургическое лечение в течение как минимум 6 месяцев [161]. Цели использования искусственных дисков аналогичны целям спондилодеза, описанным ранее. Однако, в отличие от спондилодеза, диск сохраняет подвижность позвоночника, и считается, что это уменьшает или предотвращает развитие ДСС [170]. Кроме того, для диска не требуется костный трансплантат, и это снижает риск осложнений, включая боль в области донорского трансплантата и псевдоартроз [171].

Первое поколение искусственных дисков разрабатывалось на основе имплантатов коленного и тазобедренного суставов, в результате чего были созданы шарнирно-сочлененные конструкции с опорными поверхностями металл-металл или металл-полимер. Результаты клинических исследований применения дисков первого поколения показали эквивалентные или превосходящие результаты по сравнению с передней шейной дискэктомией и сращением костей позвонков [172]. Тем не менее, имплантаты первого поколения были основаны на скользящих движениях, обеспечивая незначительное демпфирование и накопление энергии, тем самым представляя собой сильно упрощенную версию анатомии межпозвоночного диска человека [173, 174]. Новое поколение искусственных дисков могут имитировать вязкоупругое поведение, а также благодаря деформируемым компонентам, они способны обеспечить шесть степеней свободы и необходимое движение соседних позвонков. Искусственные диски, из нового поколения устройств, используемые при лечении ДЗД можно разбить на две группы: диски с вискоэластичным сердечником и концевыми пластинами; диски без концевых пластин, состоящие только из сердечника. Типы искусственных дисков, сгруппированных по категориям, представлены в Таблице 5.

Диски с вискоэластичным сердечником и концевыми пластинами имеют общий принцип конструкции – эластомерный сердечник, помещенный между двумя пластинами. Эта группа может быть далее разделена на моноблочную и подвижную амортизирующую конструкцию. В моноблочной конструкции эластомерный сердечник прочно соединен с концевыми пластинами. В амортизирующей конструкции полимерный сердечник также помещен между двумя металлическими пластинами, но не прикреплен к ним. В результате сердечник может свободно перемещаться, обеспечивая движение. В большинстве таких многослойных конструкций концевые пластины изготавливаются из титановых сплавов. Соответственно для увеличения роста костной ткани, концевые пластины покрываются гидроксиапатитом или модифицируются, например, путем плазменного осаждения [175–177]. Тем не менее, использование металла в устройстве искусственного диска может затруднить визуализацию изделия в организме из-за металлических артефактов [178, 179], особенно в шейном отделе позвоночника.

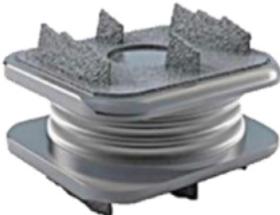
Искусственные диски, в которых используется, только сердечник изготавливаются из эластомеров или высокомолекулярного полиэтилена. Отсутствие в конструкции (металлических) концевых пластин обеспечивают преимущество в том, что эти имплантаты не ограничивают область движения (*range of motion* – ROM), поскольку пластины могут функционировать только при определенном угле сгибания / разгибания или бокового изгиба. Без концевых пластин область движения ограничивается только вязкоупругостью используемого материала, связками, мышцами и мягкими тканями, окружающими устройство, что близко к движению естественного диска. Искусственные диски на основе сердечников не создают артефактов при визуализации, а также дает возможность проводить анализ с помощью МРТ.

Недостатком использования сердечников является риск снижения костной интеграции между позвонком и имплантатом. В конструкциях "без концевых пластин" эластомеры или полимеры, часто находятся в контакте с соседними позвонками. Полимеры имеют химический состав поверхности, который не является остеокондуктивным, например, гидрофобным. В результате для достижения стабильной костной интеграции требуется обработка поверхности, плазменное травление или покрытие гидроксиапатитом. Кроме этого, сердечники могут испытывать ползучесть при постоянной статической и динамической нагрузке, в результате возникает риск образования кифотической деформации в средне- и долгосрочной перспективе. Наконец, может возникнуть риск повреждения имплантата при установке, например, хирургическими инструментами или острыми костными концами, образованными при фрезеровании межпозвоночного диска.

Таблица 5. Типы шейных искусственных дисков, сгруппированных по категориям [180]

Название устройства	Изображение	Компания	Тип устройства	Материал	Размеры
<b>Диски с концевыми пластинами</b>					
<b>Моноблочные</b>					
Freedom		Axiomed	Неартикуляционный – моноблок – металл-эластомер-металл металл	Сердечник – термопластичный поликарбонат-уретан Концевые пластины – титановые сплавы	Верхние пластины: 13–16 мм 17–20 мм Нижние пластины: 12–15 мм 16–19 мм Высота: 5,9 мм 6,7 мм

CP-ESP		FH Orthopedics	Неартикуляционный – моноблок – металл-эластомер-металл	Сердечник – поликарбонат-уретан Концевые пластины – титановые сплавы	Пластины: 13–15 мм 14–17 мм 15–20 мм Высота: 5–7мм
Rhine		K2M	Неартикуляционный – моноблок – металл-эластомер-металл	Сердечник – эластомерный полиуретан Концевые пластины – титановые сплавы	–
D-flex Carbon		Norm Medical Devices	Неартикуляционный – моноблок – полимер-эластомер-полимер	Сердечник – силикон Концевые пластины – ПЭЖ с углеродом	–

NeoPhytos		Art World Medical	Неартикуляционный – моноблок – металл-полимер- металл	Сердечник – силикон Концевые пластины – титановые сплавы	
<b>Амортизирующие</b>					
Bryan Disc		Medtronic	Двойная артикуляция – металл-полимер- металл	Сердечник – полиуретан Концевые пластины – титановые сплавы	Диаметр: 14–18 мм Высота: 8.5 мм
M6-C		Spinal Kinetics	Неартикуляционный – металл-полимер- металл	Сердечник – поликарбонат уретан Концевые пластины – титановые сплавы с полимерным покрытием из СВМПЭ	Пластины 12,5–15 мм 15–15 мм 14–17 мм 16–17 мм Высота: 6–7 мм

---

## Сердечники

---

NeoDisc

NuVasive

Неартикуляционный

Сердечник

–

– силикон с полиэфирным  
волокном



---

3D-F

Takiron

Неартикуляционный

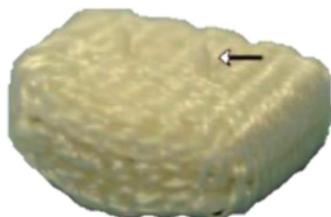
Сердечник

Площадь контакта:

– моноблок

– СВМПЭ

18–15 мм



Высота:

7мм

---

Cadisc-C

Ranier

Неартикуляционный

Сердечник

Technology

– моноблок

– поликарбонатный полиуретан с  
изменяющимся модулем  
упругости



---

UFO



Раонап  
Biotech

Неартикуляционный  
– моноблок

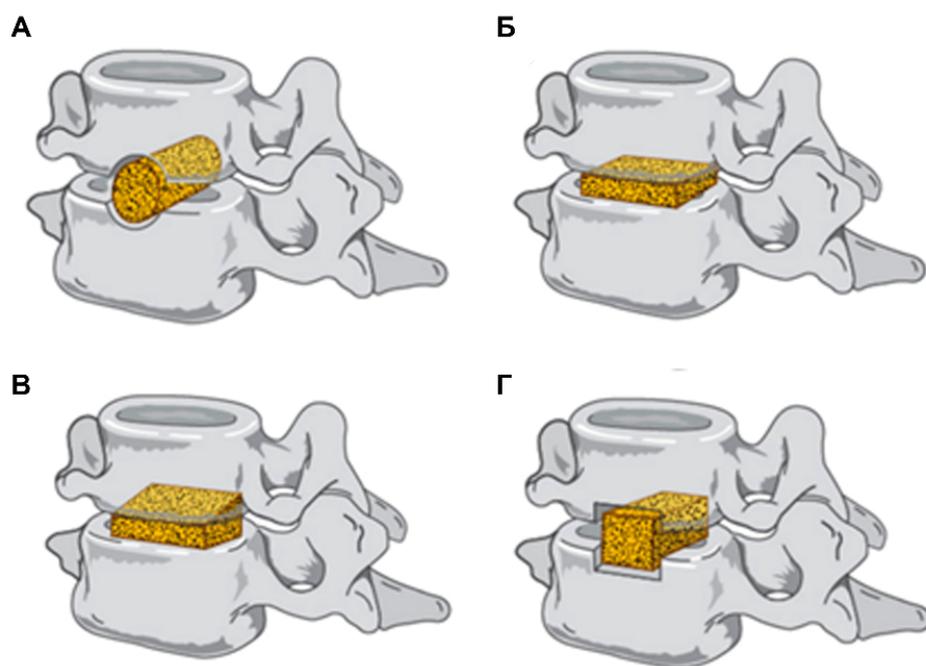
Сердечник  
– высокомодульный силикон с  
вставкой из титановых сплавов

Площадь контакта:  
15–14 мм  
Высота:  
5–8мм

### 1.11.3 Межтеловые кейджи

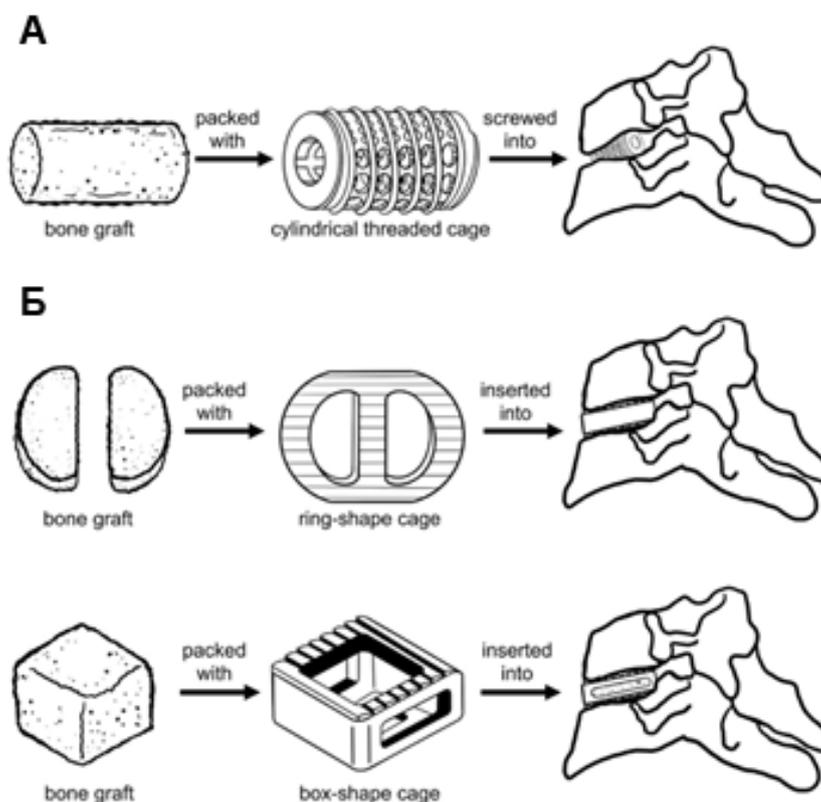
Межтеловые кейджи являются предпочтительным хирургическим методом лечения последствий ДЗД, тяжелого шейного остеохондроза с радикулопатией или миелопатией [181, 182].

Первые методики шейного межтелового эндопротезирования были представлены Кловардом, Робинсоном и Смитом в 1950-х годах, показанные на Рисунке 18. Процедура Кловарда включала в себя установку трансплантата после декомпрессии. Необходимая кость забиралась из подвздошного гребня пациента, предварительно разрезалась на трансплантат размером шире и короче, чем просверленное отверстие и вводилось с помощью distraction и силы [183]. В подходе Робинсона и Смита использовалась аналогичная начальная distraction и декомпрессия, однако сращение достигалось путем введения подковообразного трансплантата, взятого из подвздошной кости пациента, без необходимости обширной модификации места введения трансплантата. С тех пор конструкции межтеловых аутооттрансплантатов развивались для улучшения стабильности и distraction. Ограничения аутогенного трансплантата являются важным моментом во всех этих процедурах. Забор костного трансплантата из подвздошного гребня (*iliac crest bone graft* – ICBG) связан с высоким уровнем краткосрочной и долгосрочной заболеваемости в месте забора, включая боль, дренирование раны, инфекцию, гематомы, повреждение нервов и переломы или деформацию подвздошного гребня [184]. Таким образом, в качестве метода обхода ограничений донорского участка искали альтернативные материалы для трансплантатов. В результате внимание переключилось на межтеловые кейджи в качестве жизнеспособной альтернативы аутооттрансплантату.



**Рисунок 18.** Аутографты для межтелового эндопротезирования. А) Цилиндрический имплантат Кловард. Б) Прямоугольный имплантат Смита-Робинсона. В) Трапециевидный имплантат Симмонса-Бхалла, Г) Накладная распорка Бейли-Бэджли [183]

Основная конструкция межтеловых кейджей включает небольшой полый имплантат с боковыми, верхними и/или нижними отверстиями, образующими полость, заполненную либо аутологичной костью, аллотрансплантатом, либо остеоиндуктивными материалами [185]. Поскольку аутографт не только превосходил по частоте сращения, проседания и экструзии, но и каждая альтернатива имела свои ограничения [186, 187]. Конструкции кейджей можно разделить на резьбовые (винтовые) и безрезьбовые (вертикальные кольцеобразные и коробчатые формы), как показано на Рисунке 19.



**Рисунок 19.** Общий вид межтеловых кейджей для шейного отдела позвоночника. А) Резьбовой цилиндрический кейдж с отверстием для заполнения костным трансплантатом. Б) Нерезьбовой кейдж кольцеобразной или коробчатой формы с полостью для заполнения костным трансплантатом [188]

Предложенные Бэгби в 1988 году винтовые кейджи из нержавеющей стали, основанные на процедуре Кловарда, были одними из первых доступных кейджей. Изначально винтовые кейджи использовались для лечения спондилотической шейной миелопатии у лошадей, затем в 1996 году кейджи были адаптированы для людей [189]. При этом двумя годами ранее, компанией Sulzer Spinetech (Массачусетс, США) был выпущен межтеловой кейдж ВАК-С, который представлял собой пористый цилиндр из титанового сплава, заполненный костным трансплантатом [190]. Устройство было принято с большим успехом благодаря его безопасности и стабильности, а также преимуществам значительно большей жесткости и ускоренного сращения по сравнению с моделями без резьбы и с костным трансплантатом из гребня подвздошной кости [191]. Однако дальнейшие клинические исследования выявили недостатки винтовой конструкции: уменьшение максимальной дистракционной высоты из-за ограничения допустимой боковой ширины соседних позвонков и высокий уровень проседания кейджа из-за ослабления концевой пластинки позвонка. Кроме того, биомеханические исследования *in vitro*, сравнивающие винтовые конструкции с трехкортикальным костным трансплантатом, показали, что

винтовые конструкции менее стабильны при сгибающих / разгибающих нагрузках [192, 193].

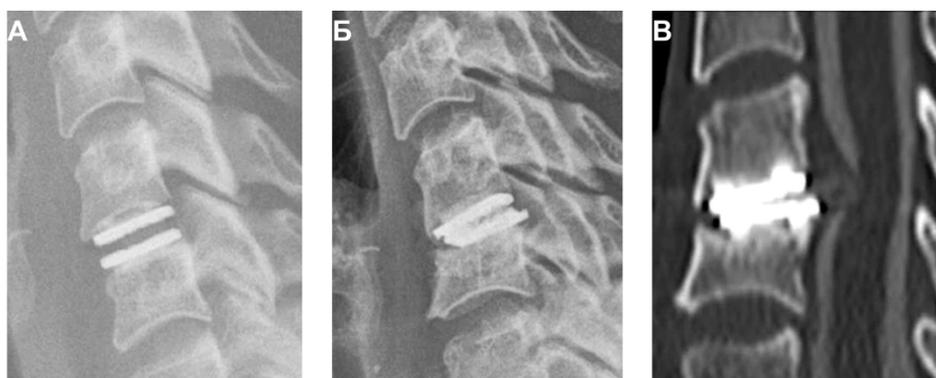
Коробчатые и кольцеобразные кейджи напоминают подковообразный трансплантат Смита-Робинсона. Первоначальные конструкции представляли собой прямоугольные коробки с шероховатыми контактными поверхностями для улучшения фиксации [194]. К началу 2000 года кейджи коробчатой формы стали включать в себя трапециевидные и клиновидные конструкции [185, 190]. Обе конструкции направлены на имитацию здоровой анатомии шейного отдела позвоночника, увеличивая при этом жесткость сегментов и площадь контакта. Трапециевидные кейджи обратно сопряжены с концевыми пластинами позвонков для повышения стабильности кейджа при боковом изгибе, сгибании и осевом вращении [195], в то время как клиновидные конструкции образуют наклон 1–2 мм, для лучшего восстановления естественного шейного лордоза [196, 197].

## **1.12 Механические характеристики искусственных дисков и межтеловых кейджей**

### **1.12.1 Механические характеристики устройств для сращения межпозвоночных дисков поясничного отдела**

Механическая стабильность, обеспечиваемая межтеловым кейджем или искусственным диском, в основном зависит от конструктивных особенностей и свойств материала, таких как структурная жесткость устройства, площадь контакта торцевой пластины и объем костного трансплантата, заполняющего полость кейджа [192].

Результаты исследования механических характеристик искусственного диска М6-С показали, что диск соответствует установленным требованиям безопасности, как отображено в Таблице 6. Хотя результаты *in vitro* и *in vivo* показали многообещающие результаты применения М6-С, сообщалось о некоторых осложнениях, связанных с устройством. В одном случае было отмечено уменьшение высоты протеза в задней части из-за экструзии волокон, что привело к ревизионной операции [198]. В другом случае по результатам рентгенографического исследования наблюдалась грыжа сердечника искусственного диска [199]. Первоначально на основании рентгенографии и МРТ было заподозрено заднее смещение нижней титановой концевой пластинки. Однако из-за металлических артефактов, вызванных титаном, авторам было трудно интерпретировать результаты, как показано на Рисунке 20.



**Рисунок 20.** Случай грыжи сердечника M6-CAD (M6-C, Spinal Kinetics, Sunnyvale, CA, США) через 8 лет после имплантации, которая привела к спинальной атаксии. А) Боковая рентгенограмма шейного отдела позвоночника после первой операции. Б) Боковая рентгенограмма шейного отдела позвоночника через 5 лет после операции. В) Сагиттальная реконструированная КТ-миелография [199]

Первой причиной, предполагаемой авторами, является усталостная прочность, хотя она была тщательно проверена в лаборатории [200]. Возможно, причиной разрыва стала локальная микросреда *in vivo*, которая не была смоделирована в лабораторных испытаниях. Другое объяснение заключается в том, что канавки, созданные для вставки «плавников» имплантата в соседние позвонки, были сделаны слишком далеко, что создало неравномерную нагрузку на сердечник. В итоге сердечник мог разорваться, что и привело к возникновению грыжи.

Исследования механических характеристик на примере имплантата NeoDisc показали перспективные результаты (Таблица 6) и в качестве следующего шага оценки эффективности *in vivo*, было проведено исследование на животных – овцах [176]. В исследовании *in vivo* наблюдалось врастание фиброзной ткани в оболочку. По мнению авторов, это был ожидаемый результат, поскольку такое соединение предотвращает скольжение волокон и снижает степень износа. Также наблюдались признаки воспаления, возможно, как реакция на полиэфир/силиконовый материал. После исследования на животных, проведенного на овцах, были проведены небольшие клинические испытания, в результате которых неблагоприятные клинические или связанных с устройством случаи не приводятся. Сообщалось, что сегментарное движение сгибания/разгибания через 1 год составило  $6^\circ$  по сравнению с  $8^\circ$  до операции [176]. Через 2 года угол сгибания/разгибания составил  $10^\circ$ ,  $9^\circ$  и  $6^\circ$  у 3 пациентов. По неизвестным причинам компания NuVasive прервала испытания устройства NeoDisc [201].

**Таблица 6.** Механические характеристики вискоэластичных искусственных дисков при осевом и сдвиговом сжатии [180]

Устройство	Осевое сжатие		Сдвиговое сжатие	
	Статическое	Динамическое	Статическое	Динамическое
CP-ESP	733 Н/мм	Потеря высоты: 0,02–0,12 мм Без разрушения	–	–
M6-C	24694 ± 460 Н	873 ± 168 Н/мм Потеря высоты: 0,47 ± 0,05 мм Без разрушения после 20 млн циклов	6714 ± 113 Н	Без разрушения после 10 млн циклов
NeoDisc	4728–6975 Н	Потеря высоты: 0,16 мм	574–829 Н	Без разрушения после 10 млн циклов

### 1.12.2 Механические характеристики устройств для сращения межпозвоночных дисков шейного отдела

Джонатаном Х. Пеком и соавторами были проанализированы и обобщены отчеты о семи часто проводимых механических испытаниях межтеловых кейджей для шейного отдела позвоночника на основе 83 заявок [202]. Испытания включали в себя статическое и динамическое осевое сжатие, сжатие–сдвиг, испытания на кручение согласно ASTM F2077, а также испытания на проседание согласно ASTM F2267 с рассчитанными процентилями распределения показателей эффективности.

В Таблице 7 приведен диапазон результатов по каждому параметру испытаний. Важно отметить, что диапазоны пределов текучести и предела прочности представляют подмножество устройств, для которых поведение наблюдалось на графиках зависимости усилия от смещения. Наиболее распространенным видом разрушения во всех статических испытаниях была пластическая деформация медицинского изделия. Статическое осевое сжатие обычно приводило к смятию части устройства, не защищенного блоками крепления. Статическое сжатие со сдвигом обычно приводило к пластической деформации устройства в направлении приложения силы сдвига. Статическая нагрузка на кручение чаще всего приводила к образованию вмятин от крепежных блоков и не приводила к значительной постоянной деформации кручения открытой части устройства. Несколько производителей отмечали соскальзывание устройства с испытательных блоков во время статических испытаний на сжатие–сдвиг и статическое кручение.

Механизмы разрушения при динамическом осевом сжатии обычно связаны с трещинами, распространяющимися от таких элементов, как отверстия для введения хирургических инструментов, боковые отверстия или торцевые пластины устройства. В некоторых случаях трещины распространялись до полного разрушения устройства на две или более частей. При усталостных испытаниях на сжатие–сдвиг часто наблюдалось распространение трещин, аналогичное тому, что наблюдается при динамических испытаниях на осевое сжатие, а также пластическая деформация устройства. В образцах для динамического кручения часто возникали трещины или разрушения, распространяющиеся от точки контакта с испытательным блоком (например, разрушение угла устройства). При испытании на проседание отказ заключался в погружении устройства в испытательный блок из пенополиуретана, при этом структурных отказов шейных межтеловых не зафиксировано. Металлические кейджи имели значительно более высокую статическую жесткость при осевом сжатии по сравнению с кейджами из ПЭЭК ( $22\,448 \pm 12\,075$  Н/мм против  $10\,300 \pm 3417$  Н/мм,  $p = 0,025$ ). Статистически значимых различий между ПЭЭК и металлическими устройствами не было обнаружено ни по одному другому параметру механических характеристик ( $p \geq 0,14$ ). Устройства, продемонстрировавшие эффект текучести при осевом сжатии, были значительно выше по высоте, чем устройства без подобного поведения ( $9,8 \pm 3,4$  мм против  $6,3 \pm 2,9$  мм,  $p \leq 0,01$ ). Аналогично, устройства, демонстрирующие поведение упругости при осевом сжатии, были значительно выше, чем устройства, не демонстрирующие такого поведения ( $12 \pm 2,7$  мм против  $8,1 \pm 3,3$  мм,  $p \leq 0,01$ ). Не было обнаружено статистической разницы в высоте устройства между устройствами, которые демонстрировали и не демонстрировали предел текучести или предел прочности в статических испытаниях на сжатие–сдвиг или кручение.

**Таблица 7.** Результаты механических испытаний межтеловых кейджей шейного отдела [202]

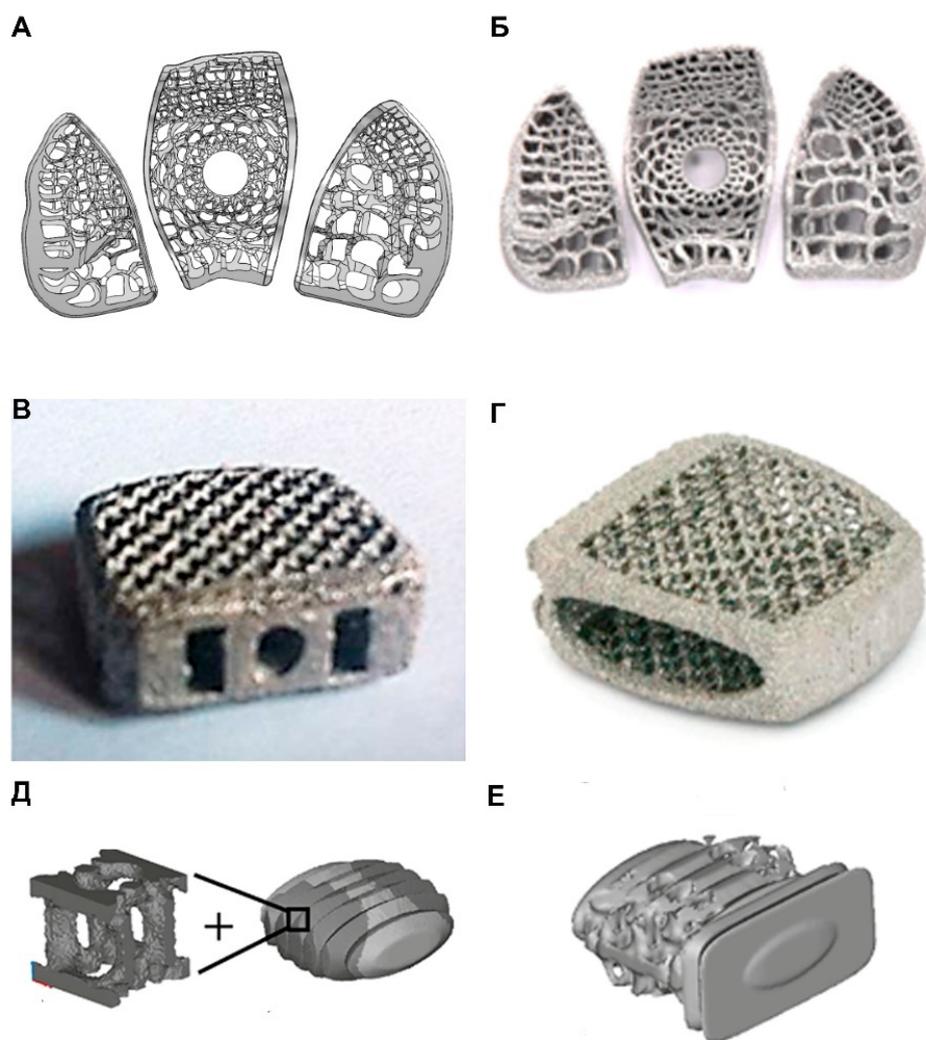
	Тип испытания	Параметр	5–й процентиль	25–й процентиль	50–й процентиль	75–й процентиль	95–й процентиль	
Статическое	Осевое сжатие	Жесткость (Н/мм)	5097	7984	10108	13300	19203	
		Предел текучести (Н)	5450	8379	10117	12131	15256	
		Предел прочности (Н)	6236	8935	10800	14728	32863	
	Сжатие- сдвиг	Жесткость (Н/мм)	1492	2927	4347	6140	10538	
		Предел текучести (Н)	1464	2447	3680	5265	6685	
		Предел прочности (Н)	1515	2861	4626	6868	11001	
	Кручение	Жесткость при кручении (Н·м/град)	0,3	0,7	1,0	1,9	4,7	
		Предел текучести (Н·м)	3,1	6,1	8,6	12,0	18,8	
		Предел прочности (Н·м)	3,3	7,6	9,9	13,8	25,3	
	Динамическое	Осевое сжатие	Нагрузка на вылет (Н)	1500	2000	2600	3500	5760
		Сжатие- сдвиг	Нагрузка на вылет (Н)	679	1000	1400	1875	2450
		Кручение	Момент на вылет (Н·м)	±1	±1,5	±1,5	±2	±3

Результаты, представленные авторами, свидетельствуют о большом диапазоне механических свойств шейных межтеловых кейджей, что в значительной степени связано с материалом и геометрией устройства. Как и ожидалось, авторами обнаружено, что статическая жесткость при осевом сжатии была значительно выше у металлических устройств по сравнению с устройствами из ПЭЭК. Однако в анализе не учитывались геометрические характеристики изделия такие как, боковые отверстия, толщина стенок и так далее, которые также влияют на механические характеристики кейджей.

Анализ многофакторного уменьшения размерности (*Multifactor dimensionality reduction* – MDR) для межтеловых кейджей показал низкое количество сообщений о неблагоприятных событиях, связанных с послеоперационной структурной целостностью устройств. Тем не менее, в 12% случаев отмечалась миграция кейджа и в 5% полное разрушение кейджа, вызванное, как правило, эффектом «экранирования напряжений».

### **1.12.3 Тенденции развития искусственных дисков и межтеловых кейджей**

Эффект от использования межтеловых кейджей во многом зависит от биомеханических свойств самого кейджа, которые можно суммировать следующим образом: способность обеспечивать немедленную и долгосрочную механическую стабильность после имплантации; риск и степень проседания; механическое воздействие на соседние сегменты и наконец соответствие механических характеристик устройства костной ткани организма [192, 203]. Принимая во внимание, что среди чистых металлов и металлических сплавов, применяемых для биомедицинских имплантатов, коммерчески чистый Ti и сплавы на основе Ti остаются оптимальным выбором для замены твердых тканей благодаря своим превосходным механическим, физическим и биологическим характеристикам [204]. По сравнению с модулями упругости других биосовместимых сплавов для имплантатов, таких как сплав Co-Cr (210–253 ГПа) и нержавеющей сталь 316L (190–210 ГПа), модуль упругости сплавов на основе титана ниже (100–140 ГПа) [205], но все же намного выше модуля Юнга пористых тканей человека, которые они заменяют (4–30 ГПа) [206]. Повышенный модуль Юнга имплантатов может привести к тому, что нагрузка будет действовать только на устройство, при этом стимулирующая нагрузка на кость снижается и в результате возникает остеопороз кости [207]. С целью решения проблемы экранирования напряжений возникло направление адаптации существующих коробчатых и кольцеобразных межтеловых кейджей в виде пористых изделий, примеры которых показаны на Рисунке 21.

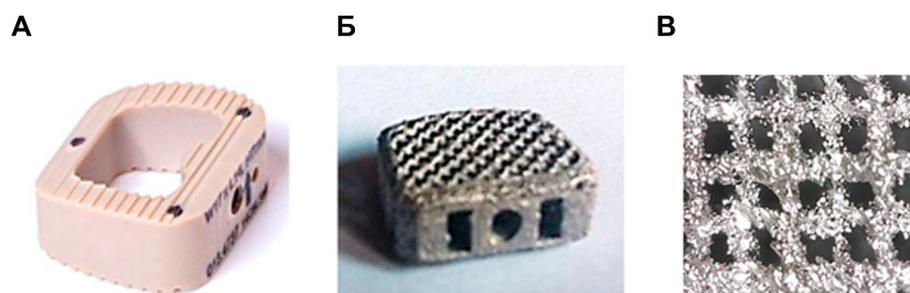


**Рисунок 21** – Межтеловые кейджи для шейного отдела позвоночника с пористой структурой. А) САПР-модели кейджей с градиентной пористостью. Б) Кейджи с градиентной пористостью из Ti64ELI [208]. В) Кейдж с сетчатой структурой из сплава Ti. Г) Модифицированный кейдж с сетчатой структурой из сплава Ti [209]. Д) Оптимизированная конструкция элементарной ячейки с объемной долей 30% и общая геометрия межтелового кейджа с выступами для фиксации. Е) Оптимизированный дизайн межтелового кейджа из ПКЛ с пластиной для фиксации [210]

Адаптация или биомиметическое проектирование медицинских изделий может осуществляться при помощи САПР, с использованием твердотельного моделирования и систематического удаления «материала», например, с помощью булевых операций (*boolean operation*) вычитания с трехмерными матрицами сфер или кубов. Полые биомиметические структуры также могут проектироваться путем построения элементарной ячейки решетки и создания массива, то есть заполнения объема путем множественного копирования элементарной ячейки решетки. Используя указанный подход, медицинские изделия могут

адаптироваться путем контроля механических свойств, таких как плотность, модуля Юнга, коэффициента Пуассона и других. Контроль механических свойств, дает возможность проектировать медицинские изделия, в том числе межтеловые кейджи с механическими характеристиками, адаптированными к характеристикам человеческого тела, чтобы ограничить негативные явления - экранирование напряжения и резорбцию кости, а также обеспечить стабильность кейджа.

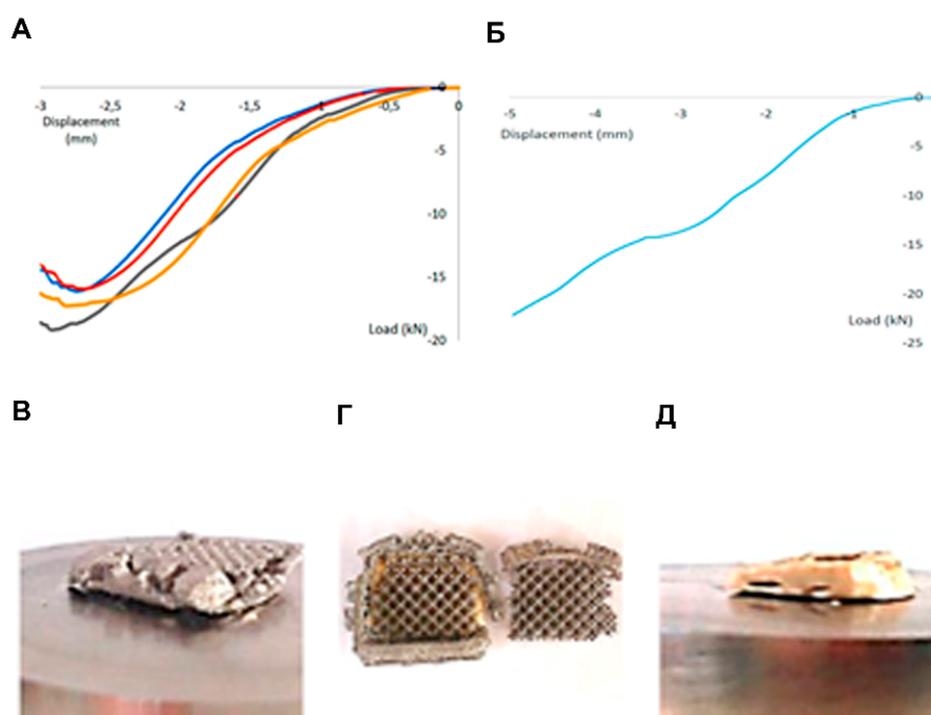
Группой биомеханической инженерии Университета Катании в сотрудничестве с компанией MT Ortho s.r.l. проводились исследования по предварительному анализу кейджей из титанового сплава, изготовленных по технологии EBM, для оценки возможности будущей коммерциализации [209]. Исследуемые устройства представляют собой межтеловые шейные кейджи, изготовленные из титанового сплава Ti-6Al-4V (SC), а также коммерчески доступные кейджи из ПЭЭК (CC), которые показаны на Рисунке 22. В качестве предварительного анализа образцы были подвергнуты статическому испытанию на сжатие.



**Рисунок 22** – Исследуемые межтеловые кейджи для шейного отдела позвоночника. А) Коммерчески доступный кейдж из ПЭЭК (CC). Б) Межтеловой кейдж с сетчатой структурой из Ti-6Al-4V (SC). В) Сетчатая / трабекулярная структура межтелового кейджа [209]

Верхняя и нижняя поверхности кейджей SC имеют сетчатую структуру, которая увеличивает площадь поверхности кейджа, обеспечивая оптимальную основу для роста кости, как показано на Рисунке 22В [211]. По мнению авторов, испытания показали обнадеживающие результаты. Предварительный анализ показал, что механический и функциональный отказ прототипа устройства происходит при значениях нагрузки, превышающих физиологические, связанные с шейным отделом позвоночника. Испытания на статическое сжатие показали более высокую прочность кейджа SC из титанового сплава по сравнению с кейджем CC, как показано на Рисунке 23.

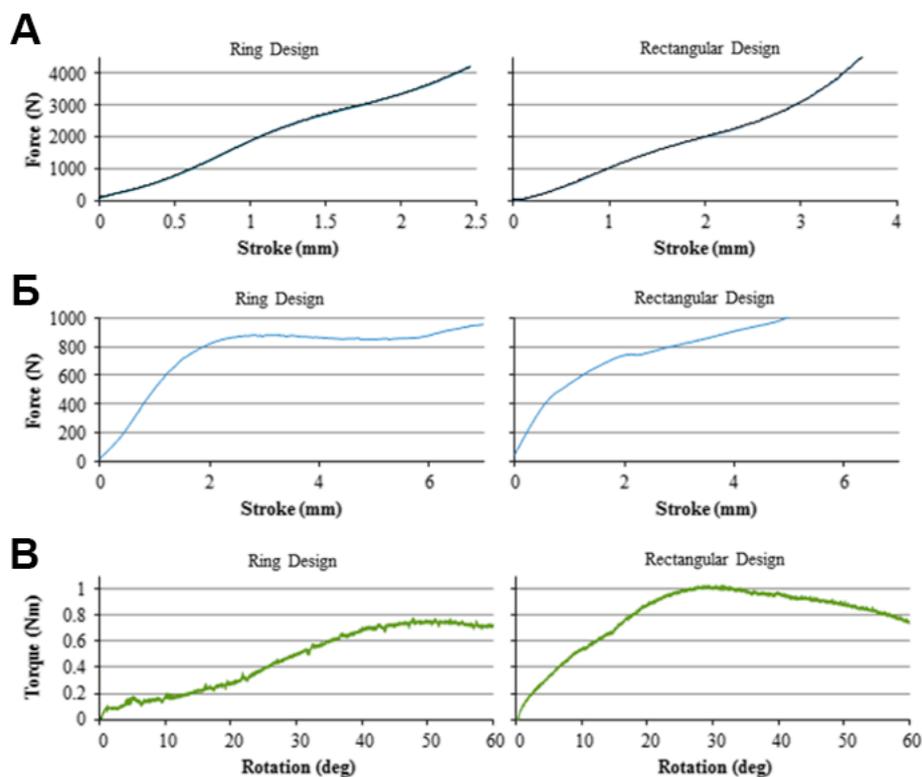
Кривая нагрузка-перемещение в случае кейджа SC увеличивается до достижения максимума, при котором наблюдается структурное разрушение образца, около 3 мм при значениях нагрузки между 16–18 кН, а затем быстро уменьшается. В случае с образцов из ПЭЭК кривая увеличивается с определенным наклоном до 14 кН, где происходит разрушение архитектуры межпозвоночного кейджа, но затем нагрузка продолжает расти с разным наклоном до достижения смещения 5 мм. Различное поведение при статической нагрузке авторами объясняется разной структурой кейджей: SC является сетчатой структурой, СС из ПЭЭК – цельная конструкция, поэтому во втором случае после функционального отказа устройства происходит сжатие кейджа, что видно из Рисунка 23Д.



**Рисунок 23** – Результаты механических испытаний межтеловых кейджей на статическое сжатие. А – Кривая усилие-смещение для кейджа SC. Б – Кривая усилие-смещение для кейджа СС. В-Г) Межтеловой кейдж SC после разрушения. Д – Межтеловой кейдж SC после разрушения [209]

В исследовании Кнутсена и соавторов биорезорбируемые межтеловые кольцообразные и пористые прямоугольные кейджи из поли(ε)-капролактона (ПКЛ) были испытаны на сжатие, сжатие-сдвиг и кручение для определения статических и усталостных свойств [210]. Авторами были выявлены трудности в определении критериев разрушения и, в частности, в определении нагрузки разрушения при сжатии. Учитывая ограничения, при статических нагрузках, кейджи выдержали нагрузку более 650 Н при сжатии, 395 Н при сжатии-сдвиге и 0,25 Нм при кручении до разрушения, как показано на Рисунке 24. При

динамических испытаниях обе конструкции выдержали 5 миллионов (5М) циклов сжатия при 125% от соответствующего усилия текучести.

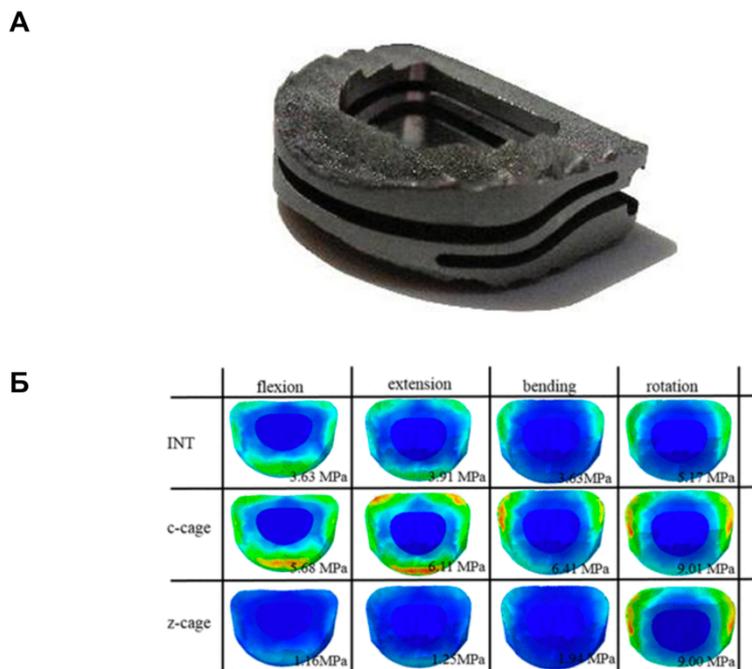


**Рисунок 24** – Кривые усилие-смещение при (А) статическом сжатии и (Б) статическом сжатии-сдвиге; кривая крутящий момент-вращение при (В) статическом кручении межтеловых кейджей на основе ПКЛ [210]

В исследовании Маймана и других изучалось влияние кейджей из материалов с различной жесткостью на смежные сегменты [212]. Результаты моделирования показали, что внутреннее напряжение соседних межпозвоночных дисков увеличивалось с увеличением жесткости кейджа. Авторы сделали обоснованное предположение, что увеличение жесткости кейджа может ускорить процесс дегенерации смежных сегментов. Люи и другие сравнили биомеханический эффект динамического шейного кейджа с обычным кейджем [213]. Динамический шейный кейдж по своим механическим свойствам напоминал пружину, позволяя шейному отделу двигаться при нормальных физиологических нагрузках и предотвращая чрезмерную деформацию соседних сегментов для поддержания необходимой стабильности.

Авторы полагали, что по сравнению с традиционной конструкцией шейного кейджа динамический кейдж защитит соседние сегменты от чрезмерной амплитуды движений и нагрузок в раннем послеоперационном периоде, таким образом, став альтернативой при профилактике дегенерации соседних дисков. Кроме того, кейдж с нулевым профилем

может эффективно снизить механическое воздействие на соседние сегменты, как показано на Рисунке 25.



**Рисунок 25** – Исследование поведение межтелового кейджа для шейного отдела позвоночника с помощью МКЭ. А) Z-образный динамический межтеловой кейдж (*Baui Biotech*). Б) Распределение и значения напряжений в компьютерных моделях межпозвоночных дисках с различными типами межтеловых кейджей [213]

### 1.13 Выводы по аналитическому литературному обзору

В процессе развития биологические системы постоянно работают с ограниченным количеством энергии, и поэтому их собственные материалы и структуры создаются в попытке максимизировать соотношение сопротивления и веса, что в итоге приводит к получению пористых или полых материалов и структур. Адаптация медицинских изделий по «биомиметическим» принципам (Таблица 3) является весьма актуальной тематикой, поскольку такие медицинские изделия могут выиграть от использования структур схожими с теми, что используются биологическими организмами.

Метаматериалы на основе пористых и решетчатых структур наряду с ауксетиками могут быть адаптированы для конечных приложений, связанных с разработкой новых изделий с требуемыми свойствами, включая модуль Юнга и коэффициента Пуассона. Такой контроль свойств удобен для разработки изделий с механическими характеристиками,

адаптированными к особенностям человеческого тела, чтобы ограничить такие негативные явления, как экранирование напряжения и резорбция костной ткани.

Однако адаптация медицинских изделий требует проектирования и описания сложных трехмерных структур, как традиционных сетчатых или сотовых структур, так и ауксетических метаматериалов. Например, упругие константы используемого в работе обратного (*re-entrant*) ауксетик в литературе описывается в двумерном случае. Соответственно аналитическая трехмерная модель, учитывая ее вариативную параметризацию, требует ввода дополнительных вычислений, ограничений и условий, что не всегда позволяет оценить качественно поведение модели, а также влияние параметров структуры на механические свойства. Тем не менее, литературный обзор показал, что существуют передовые методы машинного обучения (МО), искусственного интеллекта (ИИ) в совокупности с различными методами симуляции и анализа позволяют не только определять механические характеристики сложных трехмерных структур, но и предсказывать новые дизайны структур.

Важно отметить, что многие сложные трехмерные структуры (ауксетики и традиционные структуры) могут быть получены только с помощью методов аддитивного производства. Несмотря на то, что 3D-печать активно развивается, войдя прочно в область биомедицины, предлагая широкий набор материалов медицинского класса, высокую точность и производительность, все еще остаются открытые вопросы, которые необходимо рассмотреть. Особенно требуют внимания вопросы в отношении механических характеристик медицинских изделий на основе традиционных структур и ауксетиков. Например, необходимо рассмотреть и дополнительно изучить поведение сотовых структур и ауксетического метаматериала особенно для методов аддитивного производства.

Таким образом, исходя из выводов по аналитическому литературному обзору, первой целью работы является исследование связи между механическими и параметрическими характеристиками ауксетического метаматериала и сотовой структуры. Второй – увеличение функциональности межтеловых кейджей за счет использования ауксетика. Первая цель потребует разработки методики создания трехмерных ауксетиков и сотовых структур, получения расчетной модели и исследование механических свойств структур из различных типов материалов при испытаниях на сжатие, малоцикловую усталость. Вторая цель потребует разработки методики создания изделия путем адаптации типового межтелового кейджа под ауксетик. Наконец создание экспериментального прототипа каркаса кейджа на основе ауксетика и исследование его механических свойств.

## Глава 2. Материалы и методы

### 2.1 Используемые материалы

Для получения образцов ауксетического метаматериала и сотовой структуры использовались модельные материалы:

- Фотополимерная смола Basic Resin марки HARZ Labs (*HARZ Labs*, Россия) на основе полиуретанов с длиной волны полимеризации 405 нм;
- Термопластичный полиуретан (ТПУ) марки Sealant (*REC 3D*, Россия) в виде нити диаметром 1,75 мм;
- Акрилонитрил бутадиен стирол (АБС) марки SEM (*SEM*, Россия) в виде нити диаметром 1,75 мм;
- Алюминиевый сплав  $AlSi_{11}CuMn$  в виде порошка со средним размером частиц 40 мкм.

Получение образцов экспериментального прототипа каркаса кейджа проводилось с использованием титанового сплава Ti-6Al-4V в виде порошка со средним размером частиц 15–45 мкм. Для получения конечного прототипа межтелового кейджа дополнительно использовался сверхвысокомолекулярный полиэтилен (СВМПЭ) марки GUR 4113 (*Ticona GmbH*, Германия) в виде порошка с молекулярной массой  $3,9 \cdot 10^6$  г/моль и соль NaCl в виде порошка размером 300–500 мкм марки «Сорт Экстра» (*ООО ТДС*, Россия) согласно стандарту ISO 10993 [214].

#### 2.1.1 Биоматериалы животного происхождения

В качестве биоматериалов животного происхождения использовались:

- 4-й грудной позвонок породы собаки средних размеров, предоставленный Национальным медицинским исследовательским центром онкологии им. Н. Н. Блохина (Москва, Россия)
- 7-й поясничный позвонок породы собаки средних размеров, предоставленный Национальным медицинским исследовательским центром онкологии им. Н. Н. Блохина (Москва, Россия).

Процедуры с животными одобрены Комитетом по биомедицинской этике ФГБУ НМИЦ онкологии им. Н. Н. Блохина Минздрава России.

## 2.2 Выбор геометрии ауксетического метаматериала

### 2.2.1 Принципы проектирования трехмерных ауксетических метаматериалов

Принципы проектирования трехмерных ауксетических метаматериалов и сотовых структур методами компьютерного моделирования являются (Таблица 8) дополнением общих принципов разработки ауксетических медицинских изделий (Таблица 3) учитывая геометрию ауксетического метаматериала, методы получения и исследования механических характеристик.

**Таблица 8.** Принципы проектирования трехмерных ауксетических метаматериалов и сотовых структур методами компьютерного моделирования с использованием параметрической системы элементарной конфигурации с взаимосвязанными размерами

#### 1 Выбор геометрии ауксетического метаматериала

---

Выбор геометрии ауксетика определяется медицинской проблемой, возможностью проектирования в САПР, получением методами аддитивных технологий и результатами исследования систематических испытаний

---

#### 2 Выбор геометрии ауксетика на основе медицинской проблемы

---

Ауксетика на основе сотовой ячейки, также называемые «обратными (*re-entrant*)» подходят для использования в нагруженных изделиях, таких как скаффолды, костные имплантаты, кейджи и другие.

Ауксетика на основе вращающейся геометрии подходят для гибких медицинских изделий, таких как стенты, кожно-мышечные пластыри или скаффолды мягких тканей.

---

#### 3 Получение САПР-модели ауксетической геометрии

---

На первом этапе моделирования выделяется элементарная конфигурация ячейки ауксетика. В элементарную конфигурацию входит базовый участок ячейки, описываемый геометрическими параметрами, такими как угол, длина и ширина ребер и так далее.

На втором этапе создается параметрическая система элементарной конфигурации с взаимосвязанными размерами в САПР. Система объединяет в себе базовый участок ячейки с геометрическими параметрами, делая их взаимосвязанными таким образом, что при изменении одного геометрического параметра, изменяются другие параметры, связанные с ним. Параметрическая система позволит по необходимости варьировать геометрию всего ауксетического метаматериала.

На третьем этапе проводится моделирование конструкции ауксетического метаматериала с использованием булевых операций, операций массивов и копирования в САПР.

## **4 Получение образцов ауксетических метаматериалов**

---

3D-печать образцов ауксетиков с использованием модельных материалов или материалов, медицинского назначения, позволит оценить качество и потенциал конструкции ауксетического метаматериала для дальнейших исследований. 3D-печать используется как для получения образцов в соответствии со стандартами для исследования характеристик, так и для получения прототипа изделия.

---

## **5 Исследование характеристик ауксетического метаматериала**

---

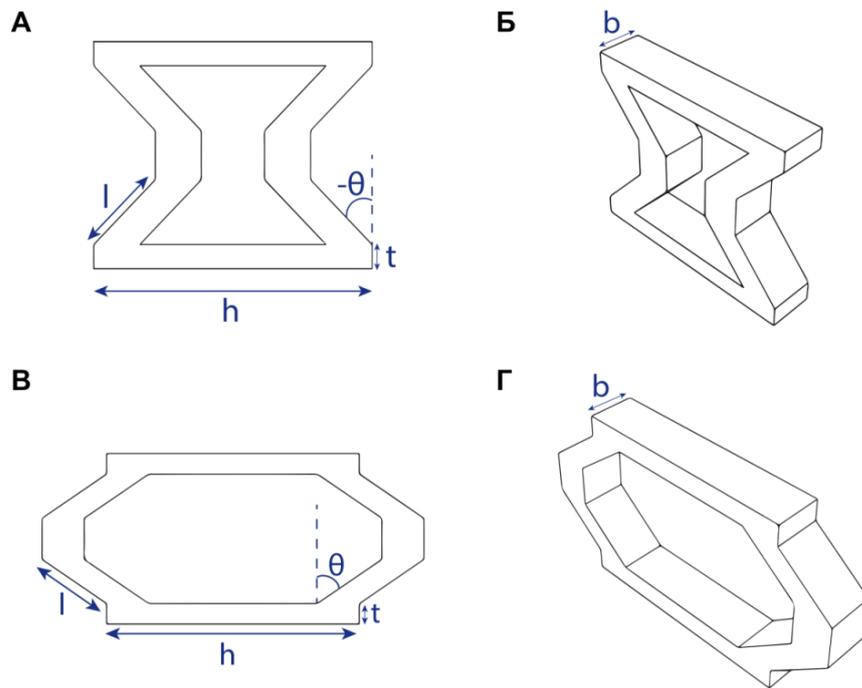
Моделирование упрощенных механических, тепловых, и других испытаний методом конечных элементов, с использованием ИИ или машинного обучения; проведение систематических механических, тепловых и других испытаний в соответствии с международными стандартами.

### **2.2.2 Выбор геометрии ауксетика на основе медицинской проблемы**

Исходя из медицинской потребности, в частности разработки межтелового кейджа для шейного отдела позвоночника при лечении последствий заболеваний ДЗД были выбраны ауксетики на основе сотовой ячейки или обратные ауксетики (*re-entrant*). Оценка возможности проектирования в САПР и получение методами аддитивного производства проводилась согласно результатам исследований [2, 215].

### **2.2.3 Моделирование элементарной конфигурации с взаимосвязанными размерами**

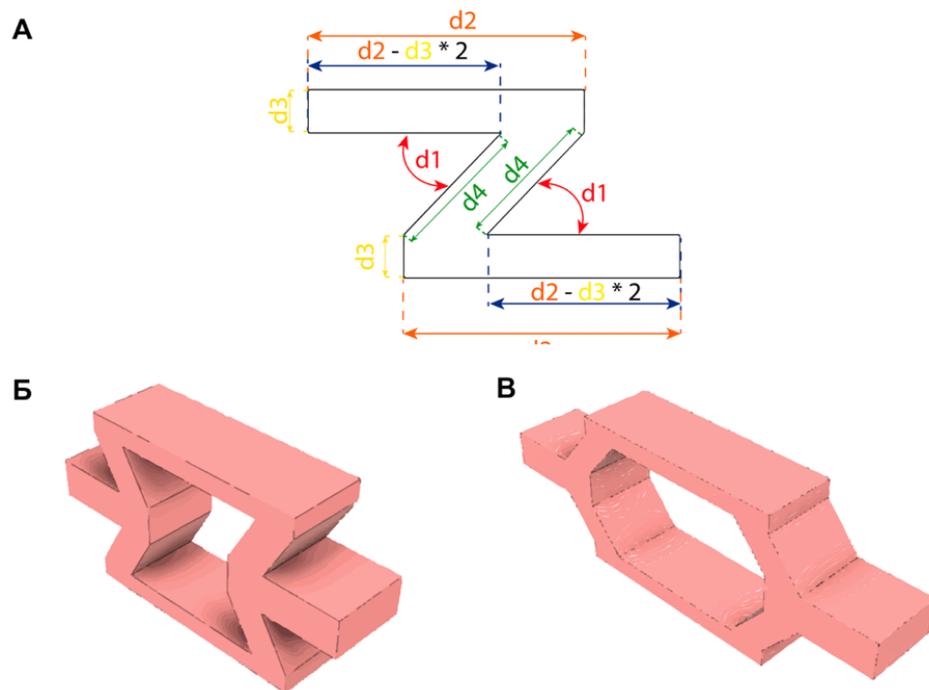
Моделирование элементарной конфигурации ауксетического метаматериала и сотовой структуры проводилось с использованием метода твердотельного параметрического моделирования с использованием САПР Autodesk Fusion 360 (*Autodesk Inc*, Санта-Моника, Калифорния, США). В качестве базовых объектов параметрического моделирования использовались параметры, описывающие ячейку сотовой структуры, как показано на Рисунке 26:



**Рисунок 26.** Элементарная ячейка сотовой структуры с описанием геометрических параметров. Б, В) – Ячейка ауксетика. Г, Д) – ячейка сотовой структуры.  $h$  - горизонтальное ребро,  $l$  - боковое ребро,  $\theta$  - угол наклона,  $t$  - ширина ребра,  $b$  - толщина ребер

Создание параметрической системы заключалась в выделении элементарной конфигурации из ячейки сотовой структуры и присваивании ей взаимосвязанных размеров  $d_1, d_2 \dots d_n$  в виде базовых параметров ячейки, описанных выше. Параметрическая система с взаимосвязанными размерами показана на Рисунке 27А. Далее используя условие «пересечения» боковых ребер (2.32) стандартные булевы и операции «зеркало (*mirror*)» проектировались ячейки ауксетического метаматериала / сотовой структуры, как показано на Рисунке 27Б-В. Важно отметить, что условие «пересечения» боковых ребер применимо только к ауксетическому метаматериалу.

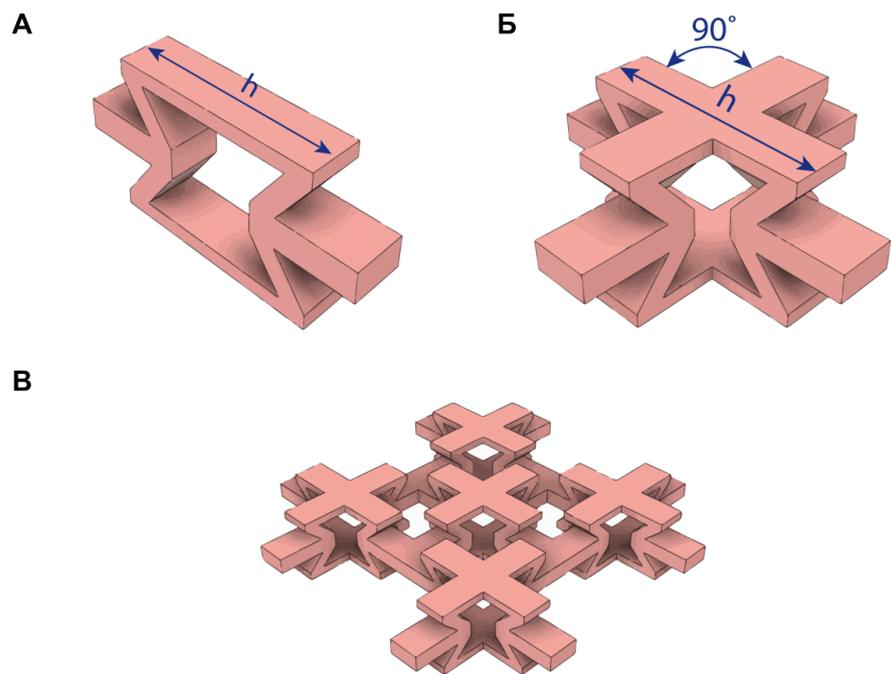
$$2h \sin 45^\circ - 2l \cos \theta > b \quad 2.32$$



**Рисунок 27.** Создание параметрической системы с взаимосвязанными размерами. А) Элементарная конфигурация с примерами Параметрическая система элементарной конфигурации с взаимосвязанными размерами:  $d_1 = \theta$ ,  $d_2 = h/2$ ,  $d_3 = t$ ,  $d_2 - d_3 \cdot 2 = h/2 - 2 \cdot t$ ,  $d_4 = l$ . Б) Пример ячейки ауксетического метаматериала. В) Пример ячейки сотовой структуры

#### 2.2.4 Получение САПР-моделей ауксетического метаматериала А-90 и сотовой структуры С-90

При помощи САПР Autodesk Fusion 360 (*Autodesk Inc*, Санта-Моника, Калифорния, США) используя стандартные булевы операции, "выдавливание (*extrude*)" и операции массивов, "копирование/репликация (*copy/replicate*)", "перемещение (*move*)", "поворот (*rotate*)" проектировались трехмерные САПР-модели ауксетического метаматериала, далее «Ауксетик-90» и сотовой структуры – «Сотовая структура-90». Проектирование проводилось путем поворота ячейки (Рисунок 28А) относительно горизонтального ребра  $h$  на 90 градусов (Рисунок 28Б) и расположением ячеек в шахматном порядке, как показано на Рисунке 28В. Типовые чертежи САПР-моделей «Ауксетик-90» и «Сотовая структура-90» представлены на Рисунках 29 и 30.



**Рисунок 28.** Пример проектирования трехмерной САПР-модели «Ауксетик–90». А) Ячейка ауксетического метаматериала. Б) Поворот ячейки относительно горизонтального ребра  $h$  на 90 градусов. В) Расположение ячеек в шахматном порядке для образования трехмерной элементарной ячейки «Ауксетик –90»

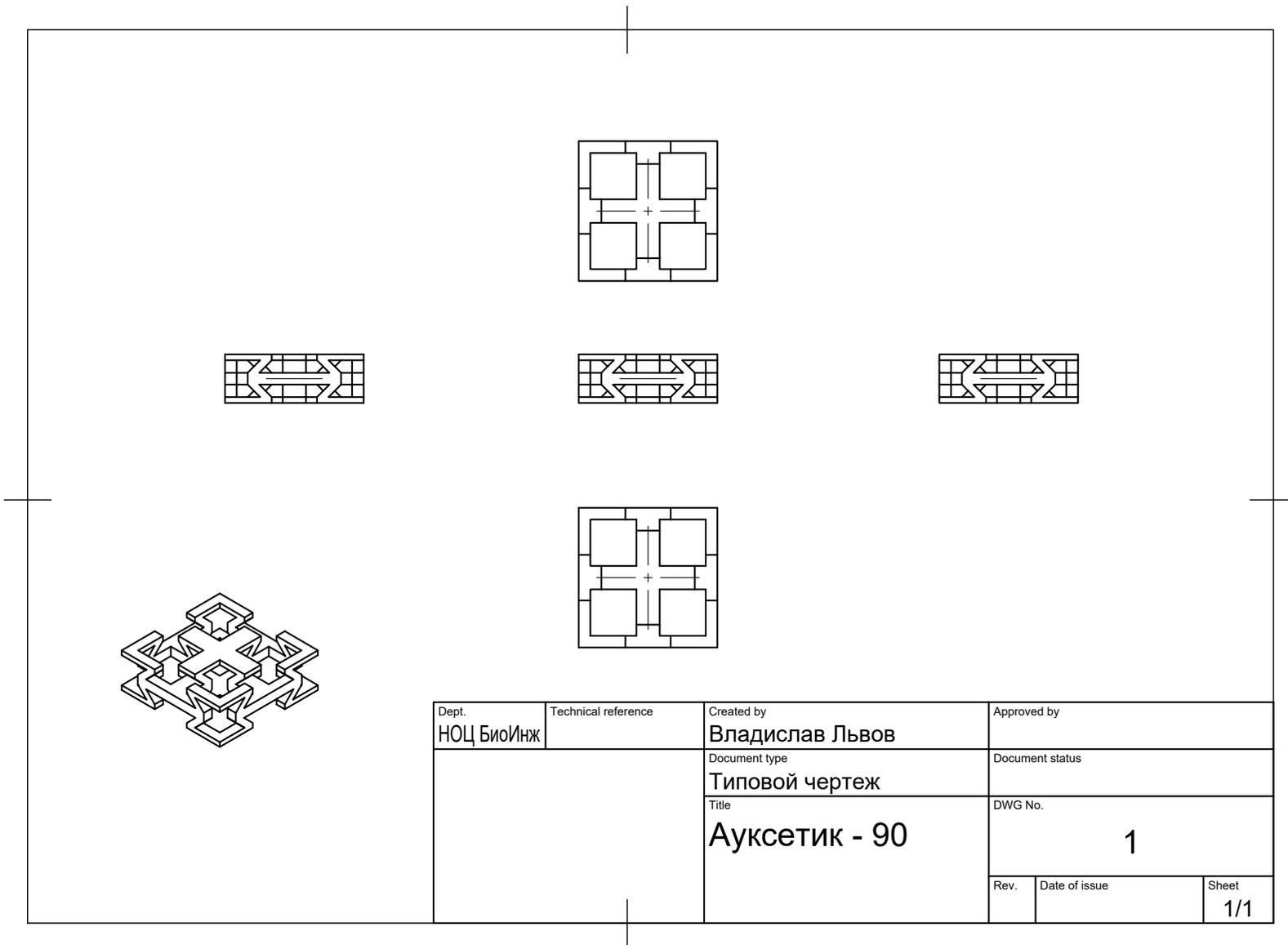
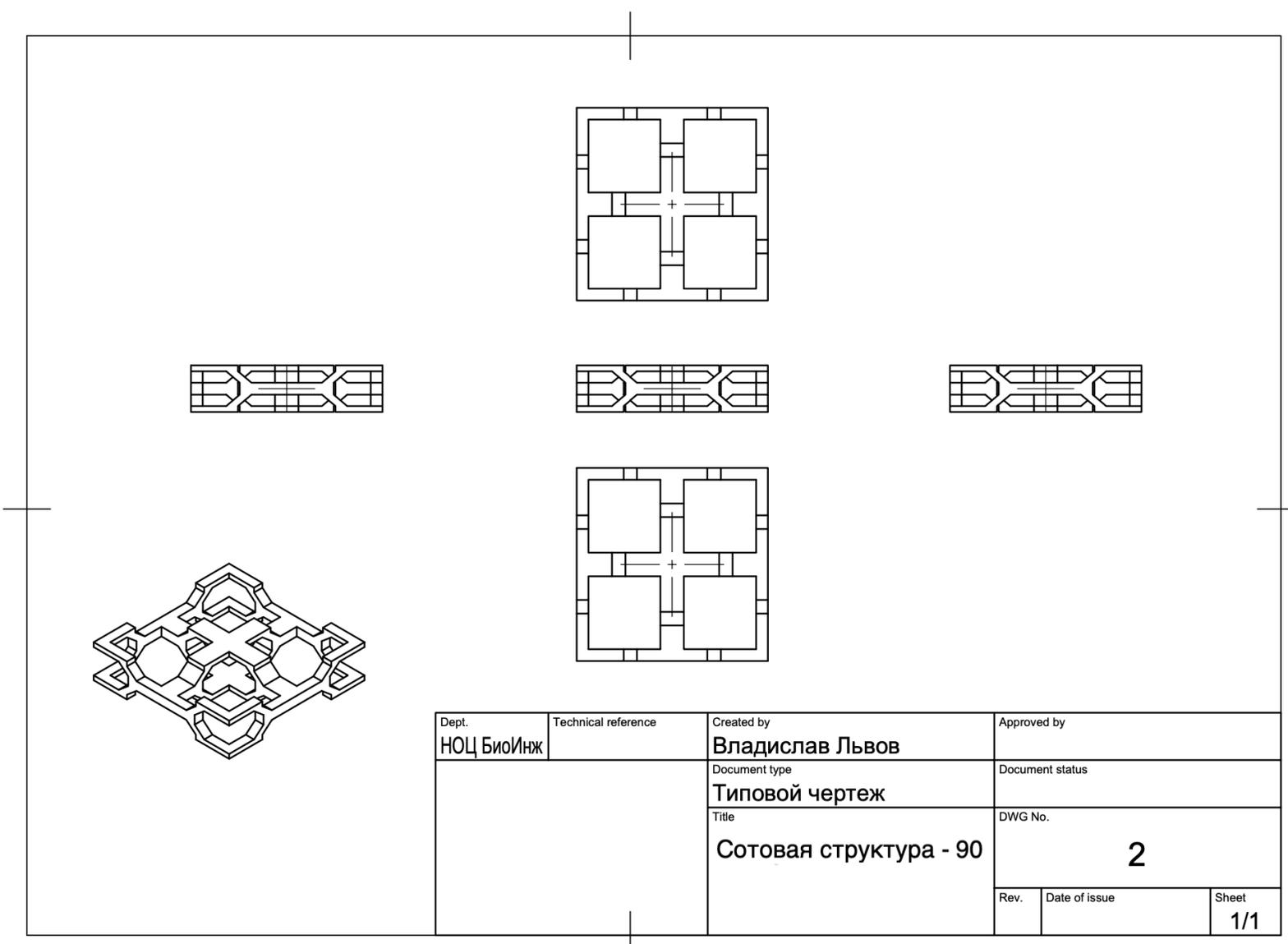


Рисунок 29. Типовой чертеж трехмерной САПР-модели «Ауксетик-90»

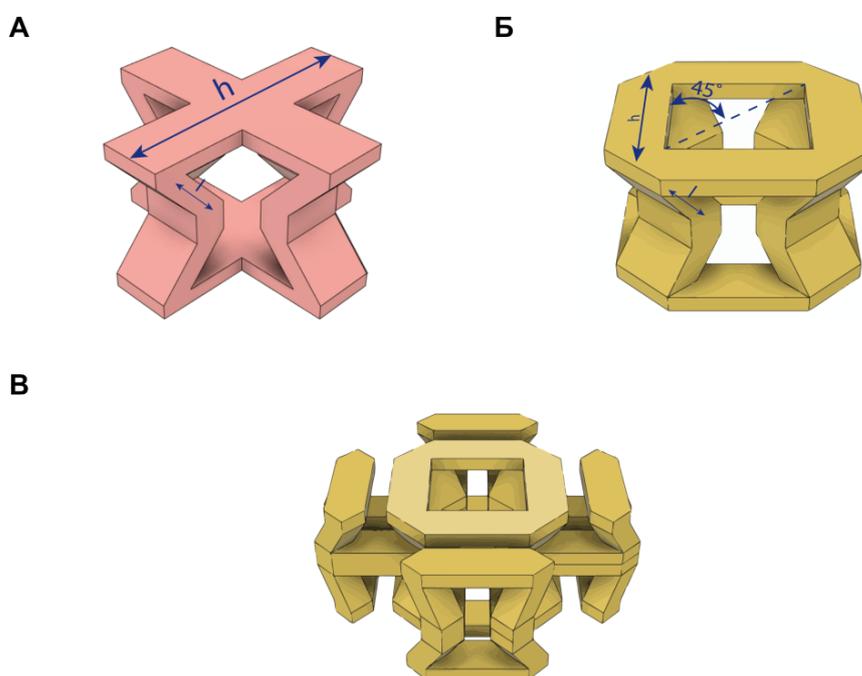


Dept. <b>НОЦ БиоИнж</b>	Technical reference	Created by <b>Владислав Львов</b>	Approved by	
		Document type <b>Типовой чертеж</b>	Document status	
		Title <b>Сотовая структура - 90</b>	DWG No. <b>2</b>	
		Rev.	Date of issue	Sheet <b>1/1</b>

**Рисунок 30.** Типовой чертеж трехмерной САПР-модели «Сотовая структура-90»

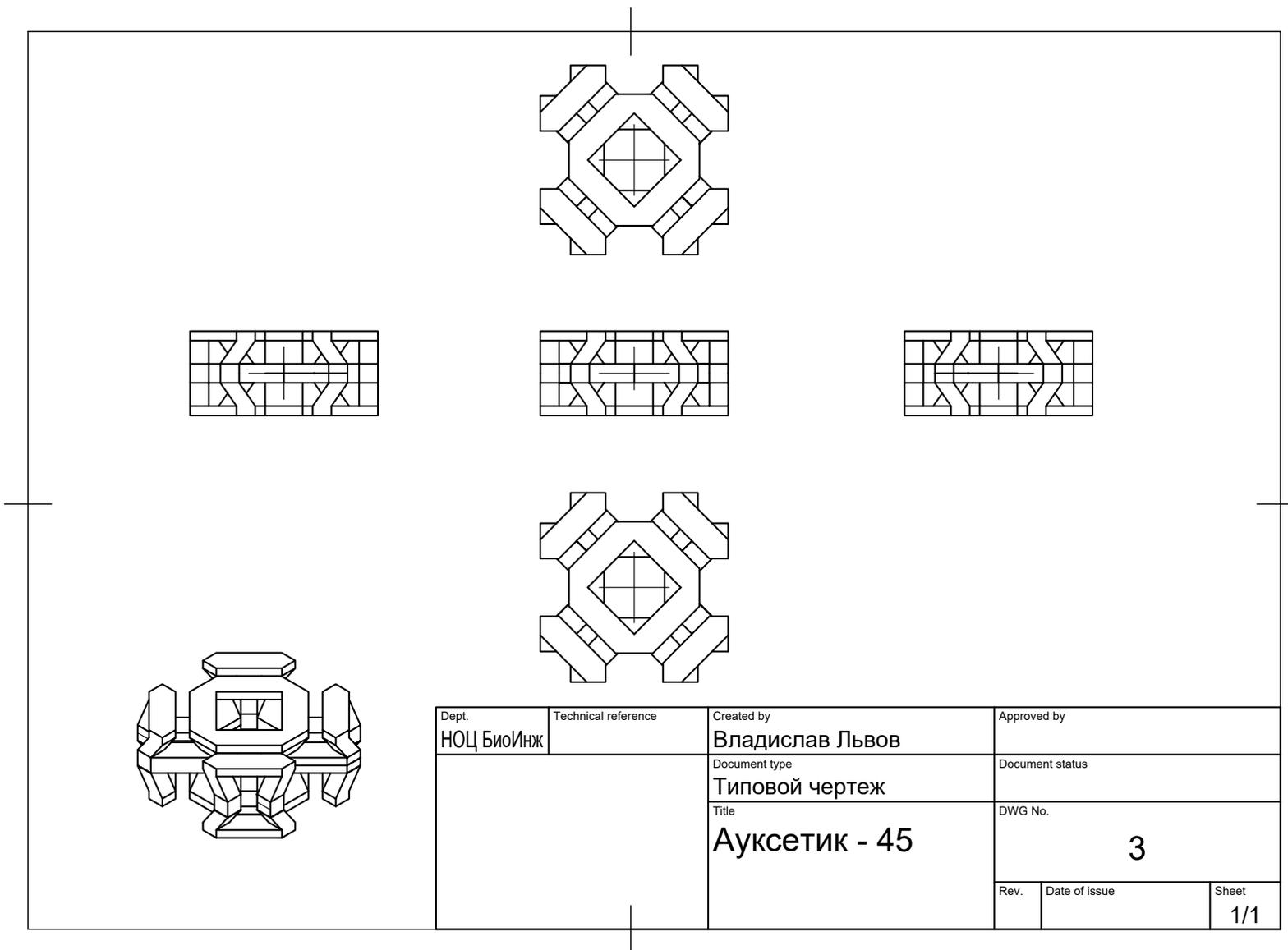
## 2.2.5 Получение САПР-модели ауксетического метаматериала А-45 и сотовой структуры С-45

Используя трехмерные САПР-модели «Ауксетик – 90» и «Сотовая структура – 90», булевы операции, "выдавливание (*extrude*)" и операции массивов, "копирование/репликация (*copy/replicate*)", "поворот (*rotate*)" проектировались САПР-модели ауксетического метаматериала, «Ауксетик–45» и сотовой структуры – «Сотовая структура–45» адаптированные под методы 3D-печати, FDM, SLM, LCD. Проектирование проводилось путем расположения горизонтальных ребер  $h$  относительно боковых ребер  $l$  под углом в 45 градусов (Рисунок 31Б) и расположением ячеек в шахматном порядке, как показано на рисунке 31В. Такое расположение ребер позволит уменьшить количество «провисающих» элементов конструкции, избежать использования дополнительных поддержек при 3D-печати и повысить качество исследуемых образцов.



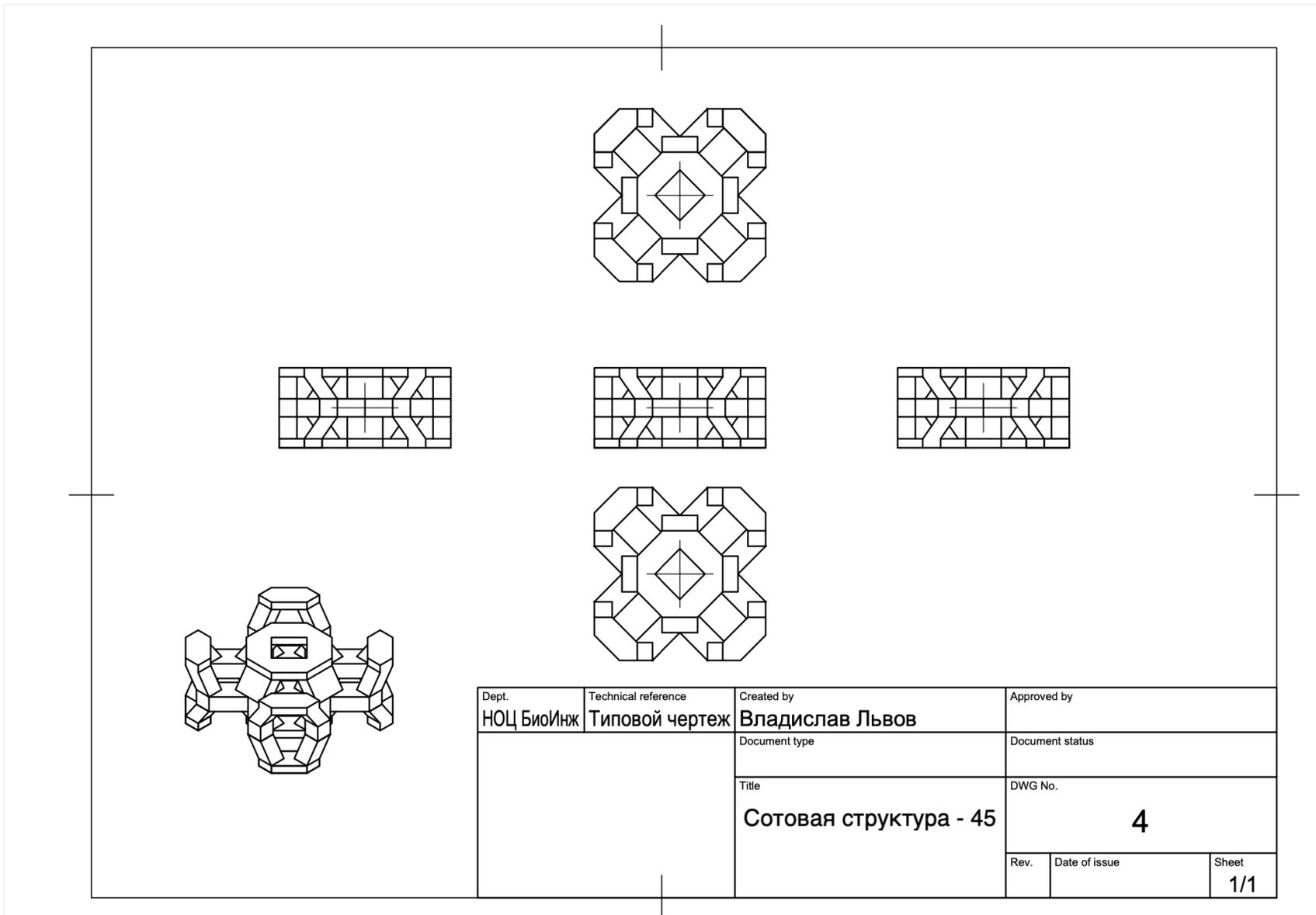
**Рисунок 31.** Пример проектирования трехмерной САПР-модели «Ауксетик–45». А) Трехмерная САПР-модель «Ауксетик–90». Б) Поворот горизонтального ребра  $h$  относительно боковых ребер  $l$  под углом в 45 градусов. В) Расположение ячеек в шахматном порядке

Типовые чертежи элементарных ячеек «Ауксетик-45» и «Сотовая структура-45» представлены на Рисунках 32 и 33.



Dept. <b>НОЦ БиоИнж</b>	Technical reference	Created by <b>Владислав Львов</b>	Approved by	
		Document type <b>Типовой чертеж</b>	Document status	
		Title <b>Ауксетик - 45</b>	DWG No. <b>3</b>	
		Rev.	Date of issue	Sheet <b>1/1</b>

**Рисунок 32.** Типовой чертеж трехмерной САПР-модели «Ауксетик-45»



Dept. <b>НОЦ БиоИнж</b>	Technical reference <b>Типовой чертеж</b>	Created by <b>Владислав Львов</b>	Approved by	
		Document type	Document status	
		Title <b>Сотовая структура - 45</b>	DWG No. <b>4</b>	
		Rev.	Date of issue	Sheet <b>1/1</b>

**Рисунок 33.** Типовой чертеж трехмерной САПР-модели «Сотовая структура-45»

## 2.3 Исследование характеристик ауксетического метаматериала и сотовой структуры

### 2.3.1 Разработка расчетной модели ауксетического метаматериала и сотовой структуры с использованием методов конечных элементов и машинного обучения

Расчетная модель трехмерной элементарной ячейки, представленная в текущем разделе, является частным случаем модели сотовой структуры и обратного ауксетика (*re-entrant*), представленной в работах (подраздел 1.2.1 «Модели упругой деформации ячейки сотовой структуры») [22, 23, 26], и адаптирована для областей применения, где требуется одноосное нагружение. Задача расчетной модели заключалась в определении смещений трехмерных структур А-90 и С-90 при помощи САПР, основываясь на совокупности следующих методов:

- Элементарной конфигурации с взаимосвязанными размерами, получение которой описано в разделе 2.2.3 с использованием программного обеспечения Autodesk Fusion 360 (*Autodesk Inc*, Санта-Моника, Калифорния, США);
- Симуляция линейного статического анализа при помощи МКЭ с использованием программного обеспечения Autodesk Fusion 360 (*Autodesk Inc*, Санта-Моника, Калифорния, США);
- DEPS – Differential Evolution и Particle Swarm Optimization работающий в совокупности с условиями Каруша-Куна-Такера с использованием программного обеспечения Open Office (*The Apache Software Foundation*, США).

Параметрическая система элементарной конфигурации с взаимосвязанными размерами использовалась для моделирования образцов с произвольными геометрическими параметрами в диапазоне, указанными в Таблице 9. Важно отметить, что угол наклона  $\theta$  указан в диапазоне от 10 до 170°, в литературе принято указывать диапазон  $\theta$  от -80 до 80° [22, 23, 26]. Причина корректировки значений угла наклона заключается в особенностях проектирования в САПР и в удобстве интерпретации результатов. Таким образом, диапазон  $\theta$  10–80° (-80 – -10°) используется для проектирования ауксетического метаматериала, 100–170° (10 – 80°) для сотовой структуры.

**Таблица 9.** Диапазон геометрических параметров элементарной ячейки для параметрической системы элементарной конфигурации

Угол наклона $\theta$ , град	Горизонтальное ребро $h$ , мм	Боковое ребро $l$ , мм	Ширина ребер $t$ , мм	Толщина ребер $b$ , мм
10–170	25–40	10	2,5	10

Симуляция линейного статического анализа при помощи МКЭ использовалась в качестве источника входных данных для алгоритма DEPS, которая позволяет определять смещения в результате нагружения модели по формуле:

$$\{D_{BC}\} = [K_{BC}]^{-1}\{F_{BC}\} \quad 2.33$$

Где  $\{D_{BC}\}$  – смещения модели после нагружения;  $[K_{BC}]^{-1}$  – ограничения системы, такие как ограничения модели в пространстве и свойства используемых материалов;  $\{F_{BC}\}$  – прикладываемые нагрузки.

- Ограничения системы включали неподвижную фиксацию элементов модели, исключаящие трение в плоскостях  $Ux$ ,  $Uy$  и  $Uz$ . В качестве исследуемых материалов использовались АБС, ТПУ и Алюминий на базе библиотеки Autodesk Fusion 360 (*Autodesk Inc*, Санта-Моника, Калифорния, США), свойства которых представлены в Таблицах 10–12.

**Таблица 10.** Свойства материала акрилонитрил бутадиен стирол (АБС) используемые при анализе МКЭ

Материал	АБС
Плотность, кг / мм <sup>3</sup>	$1,06 \cdot 10^{-3}$
Модуль Юнга, ГПа	2,24
Коэффициент Пуассона	0,38
Предел текучести, МПа	20
Предел прочности на разрыв, МПа	29,6
Теплопроводность, Вт / мм °С	$1,6 \cdot 10^{-4}$
Коэффициент термического расширения, °С <sup>-1</sup>	$8,57 \cdot 10^{-5}$
Удельная теплоемкость, Дж / кг °С	1500

**Таблица 11.** Свойства материала термопластичный полиуретан (ТПУ / TPU, Ether, aromatic, Shore D45) используемые при анализе МКЭ

Материал	ТПУ / TPU, Ether, aromatic, Shore D45
Плотность, кг / мм <sup>3</sup>	1,13·10 <sup>3</sup>
Модуль Юнга, ГПа	0,0546
Коэффициент Пуассона	0,495
Предел текучести, МПа	15,4
Предел прочности на разрыв, МПа	47,9
Теплопроводность, Вт / мм °С	0,194
Коэффициент термического расширения, °С <sup>-1</sup>	143
Удельная теплоемкость, Дж / кг °С	1,66·10 <sup>3</sup>

**Таблица 12.** Свойства материала алюминий используемые при анализе методом конечных элементов

Материал	Алюминий / Aluminum
Плотность, кг / мм <sup>3</sup>	2,7·10 <sup>-6</sup>
Модуль Юнга, ГПа	68,9
Коэффициент Пуассона	0,33
Предел текучести, МПа	275
Предел прочности на разрыв, МПа	310
Теплопроводность, Вт / мм °С	0,23
Коэффициент термического расширения, °С <sup>-1</sup>	2,36·10 <sup>-5</sup>
Удельная теплоемкость, Дж / кг °С	897

Также при использовании симуляции линейного статического анализа предполагается, что:

- Материалы ведут себя линейно и остаются в пределах упругой области кривой напряжения-деформации материала;
- Нет изменений в направлении или в величине прикладываемых нагрузок;
- Свойства материала не меняются в процессе проведения испытаний;
- Величины смещений и деформаций малы.

Вышеперечисленные предположения соотносятся с предположениями описанных в работах [22, 23, 26].

Диапазон величин прикладываемых нагрузок (Н) рассчитывался для каждого материала, отдельно учитывая предел текучести материала и площадь поперечного сечения

боковых ребер  $l$ . Диапазон нагрузений для моделей со свойствами АБС составил 100–250 Н, ТПУ 0,2–3,5 Н и алюминия 1000–3500 Н.

В основе DEPS обучения используется условие Каруша-Куна-Такера, которое устанавливает необходимые и достаточные условия для решения оптимизационной задачи методом нелинейного программирования, являясь, таким образом, обобщением метода множителей Лагранжа [216–219]. Другими, если имеется некая неявная функция

$$f(x), x = (x^1, \dots, x^n) \quad 2.34$$

При этом функция является гладкой в границах, обозначенных неравенствами

$$a \leq x \leq b; a, b \in \mathbb{R} \quad 2.35$$

Следовательно,  $f(x)$ , может быть выражена в виде:

$$f(x) = \sum_1^m \lambda_i \cdot g_i(x) + C \quad 2.36$$

В контексте данной задачи, исходя из уравнения 2.36 рассматривалось несколько функций:

$\Delta Z$  – функция, описывающая смещения модели вдоль оси  $Z$

$\Delta X$  – функция, описывающая смещения модели вдоль оси  $X$

$\Delta Y$  – функция, описывающая смещения модели вдоль оси  $Y$

Функции в свою очередь, описываются следующими параметрами:

- Сжимающее усилие  $F$ , Н
- Угол наклона  $\theta$ , град
- Горизонтальное ребро  $h$ , мм

Объединяя все функции и условия, получается система уравнений вида

$$\begin{cases} \Delta Z = F \cdot \alpha_Z + h \cdot \beta_Z + \theta \cdot \gamma_Z + C_Z \\ \Delta X = F \cdot \alpha_X + h \cdot \beta_X + \theta \cdot \gamma_X + C_X \\ \Delta Y = F \cdot \alpha_Y + h \cdot \beta_Y + \theta \cdot \gamma_Y + C_Y \end{cases} \quad 2.37$$

Где  $\alpha, \beta, \gamma$  и  $C$  – искомые при помощи математического алгоритма коэффициенты, описывающие функции смещения.

В результате постоянно пополняя статистическую базу экспериментов, алгоритм уточняет коэффициенты, создавая более точную систему уравнений, описывающих процесс. Стоит отметить, что описанный подход заключается в том, чтобы подобрать наиболее подходящий интерполятор функции  $f(x)$  а не вывести функцию, описывающую процесс, на основе постоянно пополняемой статистической базы.

Статистическое исследование экспериментальных данных проводилось на примере расчета значения коэффициента Пуассона на основе выборки, полученной с помощью анализа МКЭ (2.38), и выборки полученной с помощью МО (2.39).

$$v_{\text{МКЭ}} = -\frac{\Delta X}{X_0} \cdot \frac{Z_0}{\Delta Z} \quad 2.38$$

$$v_{\text{МО}} = -\frac{F \cdot \alpha_X + h \cdot \beta_X + \theta \cdot \gamma_X + C_X}{X_0} \cdot \frac{Z_0}{F \cdot \alpha_Z + h \cdot \beta_Z + \theta \cdot \gamma_Z + C_Z} \quad 2.39$$

Где  $X_0, Z_0$  – размеры модели до деформации, мм.

Целью статистического исследования была установка типа распределения полученных данных и проведение сравнительного анализа выборок, полученных с помощью анализа МКЭ и выборок, полученных с помощью машинного обучения.

Для проверки типа распределения полученных данных выдвигалось две гипотезы:

- $H_0$  – данные подчиняются нормальному распределению;
- $H_1$  – данные не подчиняются нормальному распределению.

Проверка гипотез проводилась при помощи критерия согласия Пирсона – критерий  $\chi^2$  (2.40), предварительно группируя данные и разбивая на разряды по правилу Стёрджеса (2.41)

$$\chi^2 = \sum_{i=1}^k \frac{(m_i - np_i)^2}{np_i} \quad 2.40$$

Где  $m_i$  – частоты;  $p_i$  – значение вероятности попадания случайно величины в интервал  $p_i = F(x_{i+1}) - F(x_i)$ . Приблизительно  $p_i \approx f(x_i^*) \cdot h_i$ , где  $h_i$  – длина  $i$ -го интервала;  $f(x_i^*)$  – значение плотности распределения в середине  $i$ -го интервала при найденных значениях неизвестных параметров.

$$k \approx 1 + 3.31 \lg n \quad 2.41$$

Где  $n$  – объем выборки.

Для проведения сравнительного анализа выборок полученных с помощью МКЭ и машинного обучения аналогично выдвигались две гипотезы:

- $H_0$  – законы распределения данных выборок не различаются статистически;
- $H_1$  – законы распределения данных выборок различаются.

Проверка гипотез проводилась при использовании  $U$ -критерия однородности Манна-Уитни (2.42–2.43) [220–223], а также путем сравнения средних значений двух выборок по  $t$ -критерию Стьюдента (2.44).

$$U_1 = n_1 \cdot n_2 + \frac{n_1 \cdot (n_1 + 1)}{2} - R_1 \quad 2.42$$

$$U_2 = n_1 \cdot n_2 + \frac{n_1 \cdot (n_1 + 1)}{2} - R_2 \quad 2.43$$

Где  $n_1, n_2$  – количество элементов в первой и второй выборке;  $R_1, R_2$  – доля элементов первой и второй выборки.

$$t = \frac{|m_1 - m_2|}{\sqrt{\frac{\sigma_1^2}{n_1} + \frac{\sigma_2^2}{n_2}}} \quad 2.44$$

Где  $m_1, m_2$  – средние значения;  $\sigma_1, \sigma_2$  – среднеквадратичные отклонения;  $n_1, n_2$  – объем соответствующих выборок.

Критерий однородности Манна-Уитни определяет, достаточно ли мала зона перекрещивающихся значений между двумя выборками. Предположительно, что значения в первой выборке, по предварительной оценке, выше, чем значения второй выборки.

## 2.3.2 Методика проведения механических испытаний

### 2.3.2.1 Статические испытания на сжатие

Статические испытания на сжатие проводились для образцов прямоугольного сечения в соответствии с ASTM D695-15 [224] с использованием универсальной испытательной машины Zwick/Roell Z020 (*Zwick GmbH & Co. KG.*, Германия).

Размеры образцов рассчитывались согласно значению безразмерного коэффициента  $x/l \geq 0,4$ , где  $x$  (мм) – наиболее короткая сторона поперечного сечения образца;  $l$  (мм) – длина образца, измеренная параллельно направлению сжимающей силы, мм. Число образцов для проведения измерений составляло – не менее пяти, при этом образцы, разрушенные из-за очевидных дефектов или ошибок, исключались из серии и заменялись другими.

Скорость испытания рассчитывалась исходя из соотношений:

- $V = 0,5l$  ( $l$ , мм) – для измерения напряжения при сжатии вязких материалов, которые проявляют текучесть.
- $V = 10$  мм/мин – для измерения напряжения при сжатии полимерных и металлических материалов.
- $V = 0,02l$  ( $l$ , мм) – для измерения модуля Юнга.

Запись и обработка результатов проводилась с использованием программного обеспечения Zwick testXpert II (*Zwick GmbH & Co. KG.*, Германия) на базе универсальной испытательной машины с вычислением среднеарифметических значений каждых пяти значений результатов испытаний. Запись результатов включала в себя определения напряжений, относительной и номинальной деформации, модуль упругости при сжатии и предел потери устойчивости для образцов прямоугольной призмы по формулам:

$$F^* = E_c A \varepsilon_b \quad 2.45$$

Где  $F^*$  – критическая сила, вызывающая потерю устойчивости образца, Н;  $E_c$  – модуль упругости при сжатии, Н/мм<sup>2</sup>;  $A$  – площадь поперечного сечения, мм<sup>2</sup>;  $\varepsilon_b$  – номинальная деформация при сжатии при потере устойчивости.

$$\varepsilon_b = \frac{\pi^2}{12} \left( \frac{h}{l} \right)^2 \quad 2.46$$

Где  $h$  – меньшая сторона поперечного сечения, мм;  $l$  – длина прямоугольной призмы, то есть, размер, параллельный сжимающей силе, мм;

Для оценки величины напряжений использовалась минимальная эффективная площадь поперечного сечения ребер  $l$ , так как максимальные напряжения возникают в локальных областях с минимальной площадью сечения.

Дополнительные испытания на сжатие образцов на основе полиуретановой фотополимерной смолы проводились с использованием универсального испытательного устройства Deben MT 1 kN (*Deben UK Ltd.*, Woolpit, Великобритания) с постоянной скоростью 1 мм/мин до 50 % деформации. Процесс сжатия синхронизировался с цифровой видеокамерой Levenhuk DTX 50 (*LCC Levenhuk*, Москва, Россия) с частотой съемки 1 кадр/мин. Полученные изображения были обработаны с помощью метода корреляции цифровых изображений посредством программы с открытым исходным кодом Ncorr версии 1.2 с целью извлечения карт распределения деформаций.

#### **2.3.2.2 Усталостные испытания на сжатие**

Испытания на малоцикловую усталость проводились для образцов прямоугольного сечения по методу прямого нагружения с использованием универсальной испытательной машины Zwick/Roell Z020 (*Zwick GmbH & Co. KG.*, Германия) опираясь на методологию усталостных циклических испытаний, представленных в работе Ф.С. Сенатова и других [225], а также в предыдущих работах по исследованию ауксетических метаматериалов [2, 215].

Размеры образцов и скорость проведения испытания определялись согласно методике, описанной в подразделе 2.4.2 «Статические испытания на сжатие».

Испытания проводились в двух режимах. Испытания в режиме «мягкого» цикла при постоянном напряжении от нуля до максимального значения с поэтапным увеличением нагрузки, каждый этап состоял из 500 циклов для образцов на основе полимеров и металлов. Этап в 500 циклов обеспечивал установление постоянной скорости накопления усталости, что позволяет оценить выносливость образца при определенном напряжении. Испытания в режиме «жесткого» цикла при постоянной деформации от нуля до максимального значения напряжения. Нагружения образцов во время испытаний осуществлялось с постоянной скоростью. Выбор начального напряжения для первого этапа осуществлялся с учетом результатов статических испытаний, полученных согласно методике, описанной в подразделе «2.4.2 Статические испытания на сжатие».

Запись результатов проводилась с использованием программного обеспечения Zwick testXpert II (*Zwick GmbH & Co. KG.*, Германия) на базе универсальной испытательной машины. Запись результатов включала в себя определения напряжений, относительной и номинальной деформации, количество циклов и работу за цикл.

Обработка результатов испытаний включала в себя определение максимального напряжения и деформации (смещения) после заданного количества циклов; остаточной деформации.

### 2.3.3 Симуляция механических испытаний

Дополнительный анализ результатов статических испытаний на одноосное сжатие был проведен при помощи анализа методом конечных элементов с использованием программного обеспечения Autodesk Fusion 360 (*Autodesk, Inc* Санта-Моника, Калифорния, США) и COMSOL Multiphysics (*COMSOL Inc*, Стокгольм Швеция).

Дискретизация геометрии проводилась с учетом предписанных параметров показанных в Таблицах 13 и 14 для каждого используемого программного обеспечения.

**Таблица 13.** Параметры дискретизации геометрии исследуемых образцов для Autodesk Fusion 360 (*Autodesk, Inc* Санта-Моника, Калифорния, США)

Средний размер элементов: абсолютный размер, мм	Порядок расположения элементов	Максимальный угол поворота на кривых, град	Максимальное соотношение размеров смежных ячеек	Максимальное соотношение сторон	Минимальный размер элемента, % от среднего размера
0,25	Параболический	60	1,5	10	20

**Таблица 14.** Параметры дискретизации геометрии исследуемых образцов для COMSOL Multiphysics (*COMSOL Inc*, Стокгольм Швеция)

Максимальный размер элементов, мм	Минимальный размер элементов, мм	Максимальная скорость роста элемента	Фактор кривизны	Разрешение узких областей
3,65	0,457	1,45	0,5	0,6

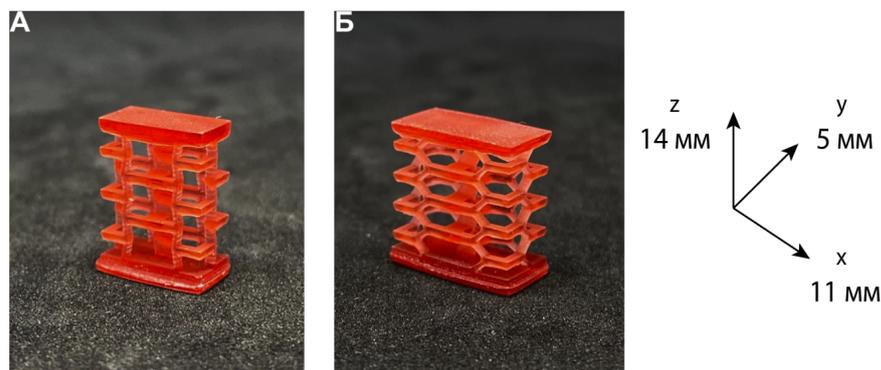
Выбор величины прикладываемой нагрузки, а также граничный условия определялись с учетом результатов статических испытаний, полученных согласно методике, описанной в подразделе «2.3.2.1 Статические испытания на сжатие». Анализ и обработка результатов включала в себя определение наиболее нагруженных зон

исследуемых образцов, определение напряжений по фон Мизесу, эквивалентных деформаций и смещений по соответствующим осям нагрузки.

### 2.3.4 Механические испытания ауксетического метаматериала «Ауксетик-90» и сотовой структуры «Сотовая структура-90»

#### 2.3.4.1 Статические испытания на сжатие образцов на основе полиуретановой фотополимерной смолы

Статические испытания на сжатие проводились для образцов прямоугольного сечения с размерами  $10,51 \pm 2,01 \times 5,24 \pm 1,03 \times 14,16 \pm 0,59$  мм для углов наклона между ребрами  $10\text{--}140^\circ$  ( $-80\text{--}-50^\circ$ ) с шагом  $30^\circ$  в соответствии с подразделом 2.3.2.1 «Статические испытания на сжатие». Скорость испытания составляла 1 мм/мин для серий измерений модуля упругости при сжатии и 10 мм/мин для серий измерений напряжений. Фотографии примеров образцов с  $\theta = 80^\circ$  ( $-10^\circ$ ) и  $140^\circ$  ( $50^\circ$ ) представлены на Рисунке 34. Образцы корректировались с добавлением пластин толщиной 1,25 мм к верхней и нижней поверхностям для равномерного распределения сжимающей силы. Размеры ячеек для образцов указаны в подписи к рисунку, размеры для каждого образца из серии представлены в Таблице 15.



**Рисунок 34.** Фотография образцов метаматериалов на основе полиуретановой фотополимерной смолы. А) Образец «Ауксетик-90»,  $\theta = 70^\circ$  ( $-20^\circ$ ),  $h = 6$  мм,  $l = 2,5$  мм,  $t = 0,5$  мм,  $b = 1$  мм. Б) Образец «Сотовая структура-90»,  $\theta = 140^\circ$  ( $50^\circ$ ),  $h = 6$  мм,  $l = 2,5$  мм,  $t = 0,5$  мм,  $b = 1$  мм

**Таблица 15.** Геометрические размеры ячейки и общие геометрические размеры образцов метаматериалов «Ауксетик–90» и «Сотовая структура-90»

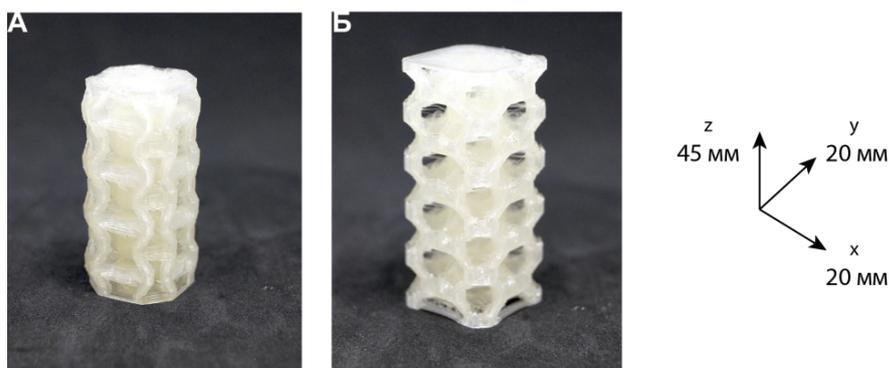
№	$\theta_{САПР}$ , град	$\theta_{Теор}$ , град	$h$ , мм	$l$ , мм	$t$ , мм	$b$ , мм	Высота, мм	Ширина, мм	Глубина, мм
1	20	-70	6	2,5	0,5	1	14,15	8,18	4,01
2	50	-40	6	2,5	0,5	1	15,189	9,07	4,54
3	80	-10	6	2,5	0,5	1	13,862	10,48	5,25
4	110	10	6	2,5	0,5	1	13,862	11,52	5,77
5	140	50	6	2,5	0,5	1	13,709	13,30	6,65

#### 2.3.4.2 Статические и малоцикловые усталостные испытания на сжатие образцов на основе термопластичного полиуретана

Статические и циклические испытания на сжатие проводились для образцов прямоугольного сечения с размерами  $20 \pm 1 \times 20 \pm 1 \times 45 \pm 2$  мм для углов  $\theta = 50^\circ$  ( $-40^\circ$ ) и  $140^\circ$  ( $50^\circ$ ) в соответствии с подразделами 2.3.2.1 «Статические испытания на сжатие» и 2.3.2.2 «Усталостные испытания на сжатие». Скорость испытания составляла 20 мм/мин – для серий измерений напряжения при сжатии вязких материалов, и 1 мм/мин для серий измерений модуля упругости при сжатии.

Образцы изготавливались методом послойного наплавления нити (*Fusion Direct Modeling – FDM*) с использованием 3D-принтера BiZon Prusa i3 Steel PRO (3DiY, Россия). Скорость подачи нити 10–15 мм/сек, температура сопла 225 °С, температура печатного слоя 75 °С непрерывно поддерживались во время 3D-печати при толщине слоя 200 мкм. Подготовка 3D-моделей к печати осуществлялась с помощью программного обеспечения PrusaSlicer (*Prusa Research a.s.*, Прага, Чехия).

Фотографии образцов представлены на Рисунке 35. Образцы корректировались с добавлением пластин толщиной 0,5 мм к верхней и нижней поверхностям для равномерного распределения сжимающей силы. Размеры ячеек также указаны в подписи к рисунку.



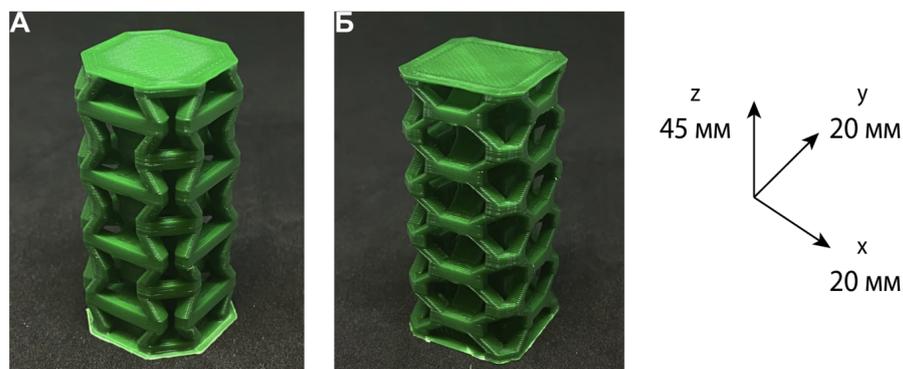
**Рисунок 35.** Фотография образцов метаматериалов на основе ТПУ. А) Образец «Ауксетик-90»,  $\theta = 50^\circ$  ( $-40^\circ$ ),  $h = 40$  мм,  $l = 10$  мм,  $t = 2,5$  мм,  $b = 10$  мм. Б) Образец «Сотовая структура-90»,  $\theta = 140^\circ$  ( $50^\circ$ ),  $h = 10$  мм,  $l = 10$  мм,  $t = 2,5$  мм,  $b = 10$  мм

### 2.3.4.3 Статические и малоцикловые усталостные испытания на сжатие образцов на основе акрилонитрила бутадиен стирола

Статические и циклические испытания на сжатие проводились для образцов прямоугольного сечения с размерами  $20,5 \pm 0,5 \times 20,5 \pm 0,5 \times 45,5 \pm 2$  мм в соответствии с подразделами 2.3.2.1 «Статические испытания на сжатие» и 2.3.2.2 «Усталостные испытания на сжатие». Скорость испытания составляла 10 мм/мин – для серий измерений напряжения при сжатии полимерных материалов, и 1 мм/мин для серий измерений модуля упругости при сжатии.

Образцы изготавливались методом послойного наплавления нити (FDM) с использованием 3D-принтера FlyingBear Ghost 5 (*Flying Bear*, Китай). Скорость подачи нити 20 мм/сек, температура сопла 240 °С, температура печатного слоя 110 °С непрерывно поддерживались во время 3D-печати при толщине слоя 200 мкм. Подготовка 3D-моделей к печати осуществлялась с помощью программного обеспечения PrusaSlicer (*Prusa Research a.s.*, Прага, Чехия).

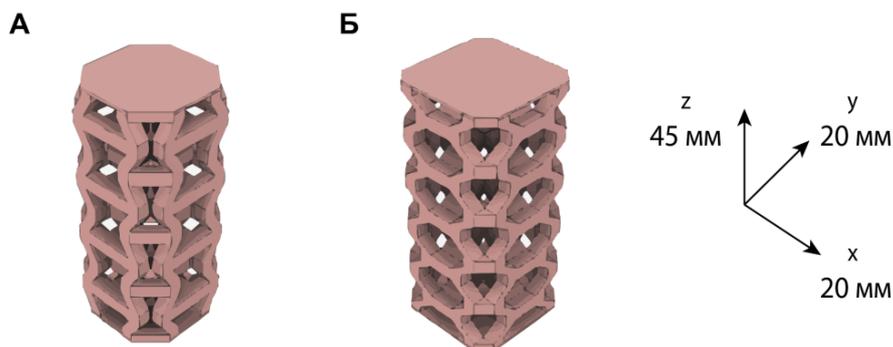
Фотографии образцов представлены на Рисунке 36. Образцы корректировались с добавлением пластин толщиной 0,5 мм к верхней и нижней поверхностям для равномерного распределения сжимающей силы. Размеры ячеек также указаны в подписи к рисунку.



**Рисунок 36.** Фотографии образцов на основе АБС. А) Образец «Ауксетик-90»,  $\theta = 50^\circ$  ( $-40^\circ$ ),  $h = 40$  мм,  $l = 10$  мм,  $t = 2,5$  мм,  $b = 10$  мм. Б) Образец «Сотовая структура-90»,  $\theta = 140^\circ$  ( $50^\circ$ ),  $h = 10$  мм,  $l = 10$  мм,  $t = 2,5$  мм,  $b = 10$  мм

#### 2.3.4.4 Симуляция механических испытаний на сжатие

Симуляция механических испытаний проводилась в соответствии с методикой, описанной в подразделе 2.3.3 «Симуляция механических испытаний» с использованием программного обеспечения Autodesk Fusion 360 (*Autodesk, Inc* Санта-Моника, Калифорния, США). Размеры моделей составили  $20,7 \pm 0,5 \times 20,7 \pm 0,5 \times 45,6 \pm 2$  мм. На Рисунке 37 показаны фотографии САПР-моделей образцов для «Ауксетик-90» и «Сотовая структура-90».



**Рисунок 37.** Фотография САПР-моделей образцов. А) Образец «Ауксетик-90»,  $\theta = 50^\circ$  ( $-40^\circ$ ),  $h = 40$  мм,  $l = 10$  мм,  $t = 2,5$  мм,  $b = 10$  мм. Б) Образец «Сотовая структура-90»,  $\theta = 140^\circ$  ( $50^\circ$ ),  $h = 10$  мм,  $l = 10$  мм,  $t = 2,5$  мм,  $b = 10$  мм

В качестве исследуемых материалов были использованы акрилонитрил бутадиен стирол (АБС) и термопластичный полиуретан (TPU, Ether, aromatic, Shore D45) на базе Autodesk Fusion 360 (*Autodesk, Inc* Санта-Моника, Калифорния, США). Свойства используемых материалов указаны в Таблице 10 и 11.

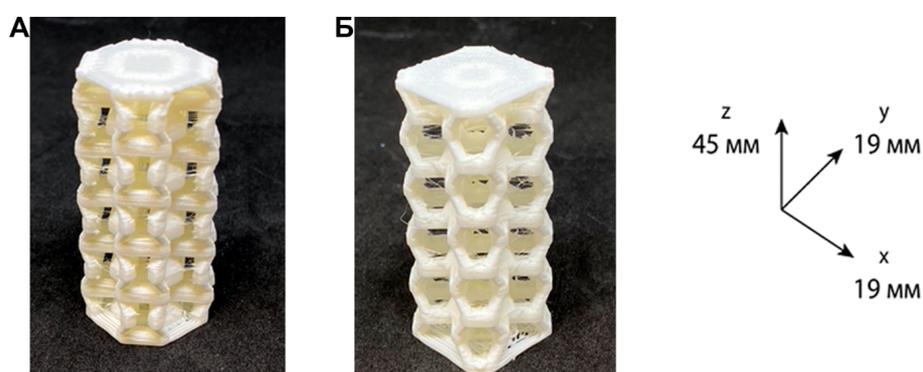
## 2.3.5 Механические испытания ауксетического метаматериала «Ауксетик-45» и сотовой структуры «Сотовая структура-45»

### 2.3.5.1 Статические испытания на сжатие образцов на основе термопластичного полиуретана

Статические испытания на сжатие проводились для образцов прямоугольного сечения с размерами  $19,3 \pm 0,08 \times 19,3 \pm 0,08 \times 45,3 \pm 0,07$  мм для углов  $\theta = 50^\circ$  ( $-40^\circ$ ) и  $140^\circ$  ( $50^\circ$ ) в соответствии с подразделом 2.3.2.1 «Статические испытания на сжатие». Скорость испытания составляла 20 мм/мин – для серий измерений напряжения при сжатии вязких материалов, и 1 мм/мин для серий измерений модуля упругости при сжатии.

Образцы изготавливались методом послойного наплавления нити (FDM) с использованием 3D-принтера BiZon Prusa i3 Steel PRO (3DiY, Россия). Скорость подачи нити 10–15 мм/сек, температура сопла 225 °С, температура печатного слоя 75 °С непрерывно поддерживались во время 3D-печати при толщине слоя 200 мкм. Подготовка 3D-моделей к печати осуществлялась с помощью программного обеспечения PrusaSlicer (Prusa Research a.s., Прага, Чехия).

Фотографии образцов представлены на Рисунке 38. Образцы корректировались с добавлением пластин толщиной 0,5 мм к верхней и нижней поверхностям для равномерного распределения сжимающей силы. Размеры ячеек также указаны в подписи к рисунку.



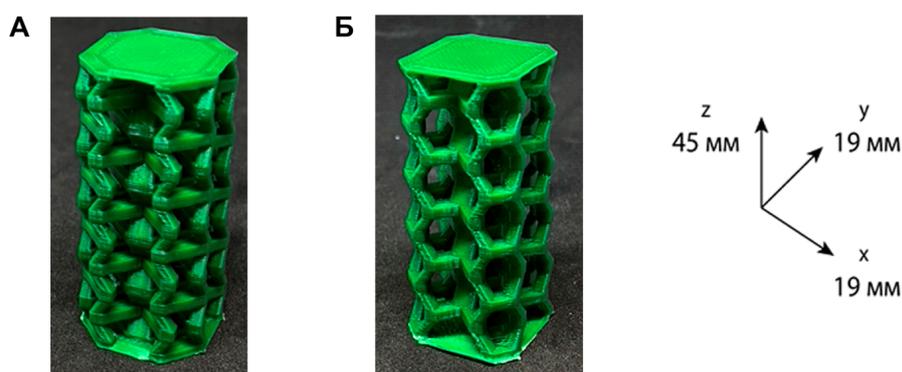
**Рисунок 38.** Фотографии образцов на основе ТПУ. А) Образец «Ауксетик-45»,  $\theta = 50^\circ$  ( $-40^\circ$ ),  $h = 10$  мм,  $l = 10$  мм,  $t = 2,5$  мм,  $b = 4$  мм. Б) Образец «Сотовая структура-45»,  $\theta = 140^\circ$  ( $50^\circ$ ),  $h = 10$  мм,  $l = 10$  мм,  $t = 2,5$  мм,  $b = 4$  мм.

### 2.3.5.2 Статические испытания на сжатие образцов на основе акрилонитрил бутадиен стирола

Статические испытания на сжатие проводились для образцов прямоугольного сечения с размерами  $19,9 \pm 0,12 \times 20,1 \pm 0,52 \times 45,5 \pm 0,04$  мм для углов  $\theta = 50^\circ$  ( $-40^\circ$ ) и  $140^\circ$  ( $50^\circ$ ) в соответствии с подразделом 2.3.2.1 «Статические испытания на сжатие». Скорость испытания составляла 10 мм/мин – для серий измерений напряжения при сжатии полимеров, и 1 мм/мин для серий измерений модуля упругости при сжатии.

Образцы изготавливались методом послойного наплавления нити (FDM) с использованием 3D-принтера FlyingBear Ghost 5 (*Flying Bear*, Китай). Скорость подачи нити 20 мм/сек, температура сопла  $240^\circ\text{C}$ , температура печатного слоя  $110^\circ\text{C}$  непрерывно поддерживались во время 3D-печати при толщине слоя 200 мкм. Подготовка 3D-моделей к печати осуществлялась с помощью программного обеспечения PrusaSlicer (*Prusa Research a.s.*, Прага, Чехия).

Фотографии образцов представлены на Рисунке 39. Образцы корректировались с добавлением пластин толщиной 0,5 мм к верхней и нижней поверхностям для равномерного распределения сжимающей силы. Размеры ячеек также указаны в подписи к рисунку.

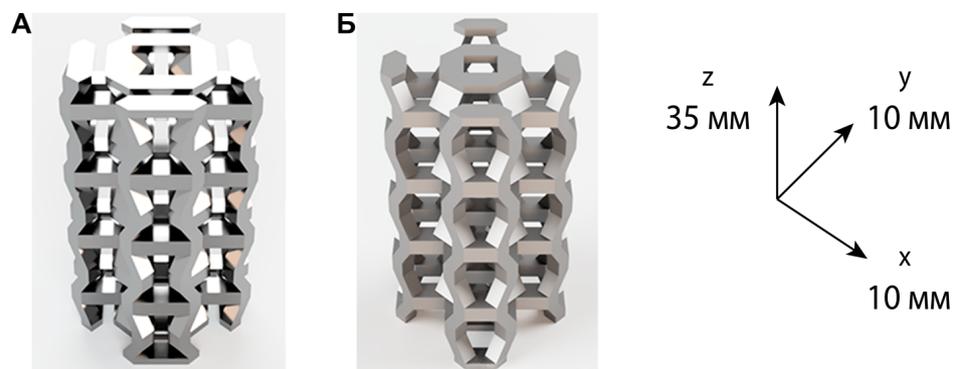


**Рисунок 39.** Фотографии образцов на основе АБС. А) Образец «Ауксетик-45»,  $\theta = 50^\circ$  ( $-40^\circ$ ),  $h = 10$  мм,  $l = 10$  мм,  $t = 2,5$  мм,  $b = 4$  мм. Б) образец «Сотовая структура-45»,  $\theta = 140^\circ$  ( $50^\circ$ ),  $h = 10$  мм,  $l = 10$  мм,  $t = 2,5$  мм,  $b = 4$  мм

### 2.3.5.3 Статические испытания на сжатие образцов на основе на основе $AlSi_{11}CuMn$

Статические и циклические испытания на сжатие проводились для образцов прямоугольного сечения с размерами  $10 \times 10 \times 35$  мм для углов  $\theta = 50^\circ$  ( $-40^\circ$ ) и  $140^\circ$  ( $50^\circ$ ) в соответствии с подразделами 2.3.2.1 «Статические испытания на сжатие» и 2.3.2.2 «Усталостные испытания на сжатие». Скорость испытания составляла 10 мм/мин – для серий измерений напряжения при сжатии металлических образцов, и 1 мм/мин для серий измерений модуля упругости при сжатии.

Тестовые образцы были напечатаны с помощью промышленного 3D-принтера SLM280HL (*SLM Solutions Group AG*, Германия), использующего технологию SLM (селективное лазерное плавление). Модели были разработаны таким образом, чтобы минимизировать объем опор и сократить время постобработки - подготовка 3D-моделей к печати осуществлялась с помощью программного обеспечения Materialise Magics (*Materialise NV*, Бельгия). Изготовление образцов проводилось с использованием оптимальных режимов печати, полученных в результате предыдущих исследований сплава  $AlSi_{11}Cu$ : скорость сканирования 1650 мм/сек, мощность лазера 370 Вт при толщине слоя 30 мкм [226] Фотографии образцов представлены на Рисунке 40, размеры ячеек также указаны в подписи к рисунку.

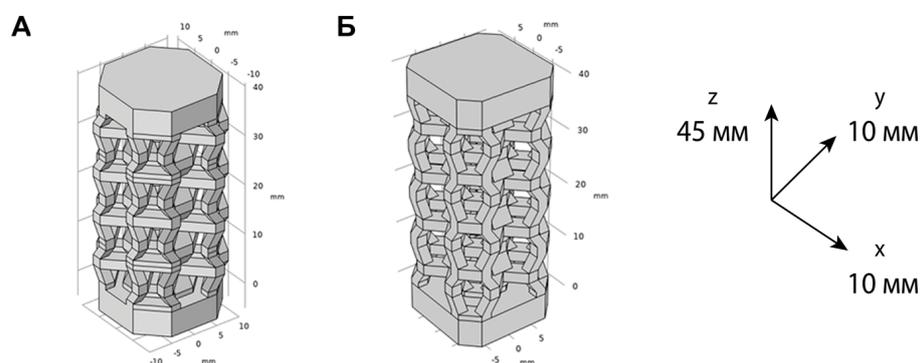


**Рисунок 40.** Фотографии образцов на основе  $AlSi_{11}CuMn$ . А) Образец «Ауксетик-45»,  $\theta = 50^\circ$  ( $-40^\circ$ ),  $h = 10$  мм,  $l = 10$  мм,  $t = 2,5$  мм,  $b = 4$  мм. Б) Образец «Сотовая структура-45»,  $\theta = 140^\circ$  ( $50^\circ$ ),  $h = 10$  мм,  $l = 10$  мм,  $t = 2,5$  мм,  $b = 4$  мм [215]

### 2.3.5.4 Симуляция механических испытаний на сжатие

Симуляция механических испытаний проводилась в соответствии с методикой, описанной в подразделе 2.3.3 «Симуляция механических испытаний» с использованием программного обеспечения с использованием программного обеспечения COMSOL Multiphysics! (COMSOL Inc., Burlington, США) и Autodesk Fusion 360 (Autodesk, Inc Санта-Моника, Калифорния, США). 3D-модели были скорректированы с добавлением пластин толщиной 5 мм к их верхней и нижней плоскостям для равномерного распределения нагрузки на испытуемые образцы в результате чего размеры испытуемых образцов составили 10x10x45 мм.

На Рисунке 41 показаны фотографии САПР-моделей образцов для «Ауксетик-45» и «Сотовая структура-45».

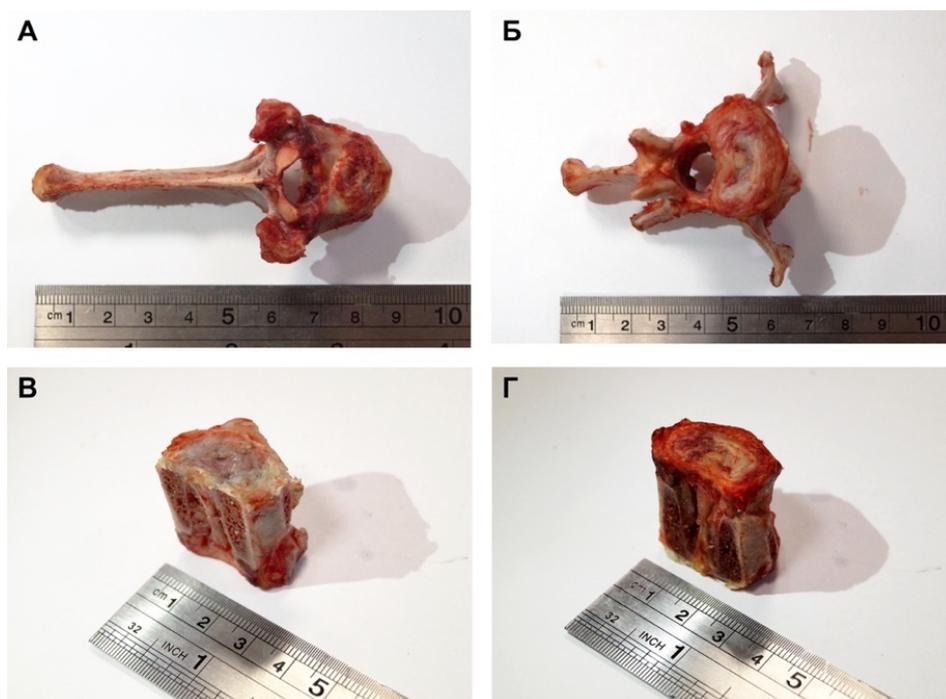


**Рисунок 41.** Фотография САПР-моделей образцов "Ауксетик-45" и "Сотовая структура-45". А) Образец «Ауксетик-45»,  $\theta = 50^\circ$  ( $-40^\circ$ ),  $h = 10$  мм,  $l = 10$  мм,  $t = 2,5$  мм,  $b = 4$  мм. Б) Образец «Сотовая структура-45»,  $\theta = 140^\circ$  ( $50^\circ$ ),  $h = 10$  мм,  $l = 10$  мм,  $t = 2,5$  мм,  $b = 4$  мм [215]

### 2.3.6 Механические испытания биоматериалов животного происхождения

Дополнительные статические испытания на сжатие проводились для образцов животного происхождения: 4-го грудного и 7-го поясничного позвонков породы собаки средних размеров, предоставленные Национальным медицинским исследовательским центром онкологии им. Н. Н. Блохина (Москва, Россия). Общие геометрические размеры образцов составляли  $40 \times 80 \times 20$  мм (4-й грудной позвонок) и  $50 \times 70 \times 30$  мм (7-й поясничный позвонок). Для проведения испытаний позвонки подвергались дополнительной механической обработке: удаление отростков и ножек дуг позвонков, в результате чего размеры образцов составили  $30 \times 20 \times 20$  мм (4-й грудной позвонок) и  $30 \times$

20 × 30 мм (7-й поясничный позвонок). На Рисунке 42 представлены фотографии образцов до и после механической обработки.



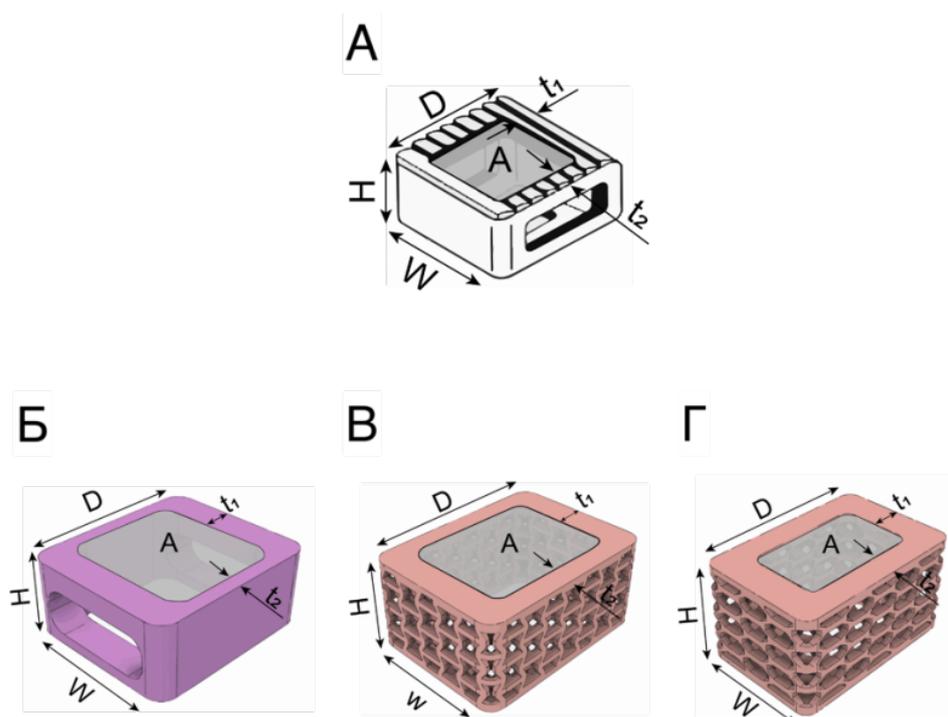
**Рисунок 42.** Фотографии позвонков собаки средней породы предоставленные Национальным медицинским исследовательским центром онкологии им. Н. Н. Блохина (Москва, Россия). А) 4-й грудной позвонок до механической обработки. Б) 7-й поясничный позвонок до механической обработки. В) 4-й грудной позвонок после механической обработки. Г) 7-й поясничный позвонок после механической обработки

## 2.4 Разработка межтелового кейджа для шейного отдела позвоночника на основе ауксетического метаматериала А-90 и сотовой структуры С-90

### 2.4.1 Получение САПР-моделей межтелового кейджа

В качестве адаптируемого межтелового кейджа был выбран кейдж коробчатой формы с пространством для костного трансплантата и геометрическими размерами в диапазоне 5–8,5 мм (высота), 12–20 мм (ширина), 12–20 мм (глубина) (Рисунок 43А) [227, 228]. Упрощенная форма кейджа подразумевает устранение гребня и угла лордоза, то есть модель является плоскопараллельной. Площадь пространства для костного трансплантата определялась таким образом, чтобы толщина стенок кейджа оставалась в пределах 1–3 мм. В дальнейших испытаниях кейдж коробчатой формы использовался в качестве контрольного образца (Рисунок 43Б). Используя упрощенную геометрию коробчатой

клетки, булевы операции и линейные массивы, были разработаны 3D-модели кейджей на основе ауксетического метаматериала А-90 (Рисунок 43В) и сотовой структуры С-90 (Рисунок 43Г) с сохранением пространства для костного трансплантата. Размеры САПР-моделей по результатам проектирования приведены в Таблице 16. Важно отметить, что ячейки А-90 и С-90 были пропорционально уменьшены в 10 раз для адаптации кейджей коробчатой формы и сохранения их геометрических размеров. После пропорционального уменьшения геометрические параметры, описывающие ячейки А-90 и С-90, составили  $\theta = 50^\circ$  ( $-40^\circ$ ),  $h = 3$  мм,  $l = 1,75$  мм,  $t = 0,5$  мм,  $b = 1$  мм (А-90);  $\theta = 140^\circ$  ( $50^\circ$ ),  $h = 2,4$  мм,  $l = 1,75$  мм,  $t = 2,5$  мм,  $b = 1$  мм (С-90). В результате САПР-модель на основе А-90 содержала 3 ячейки по высоте, 3 ячейки по ширине и 4 ячейки по глубине. Соответственно, САПР-модель на основе С-90 содержала 4 ячейки по высоте, 2 ячейки по ширине и 3 ячейки по глубине. На Рисунках 44–46 представлены чертежи соответствующих моделей.



**Рисунок 43.** Адаптируемый межтеловой кейдж коробчатого типа (А). САПР-модель кейджа коробчатой формы, контрольный образец (Б). САПР-модель кейджа на основе ауксетического метаматериала (А-90):  $\theta = 50^\circ$ ,  $h = 3$  мм,  $l = 1,75$  мм,  $t = 0,5$  мм,  $b = 1$  мм (В). 3D-модель клетки на основе сотовой структуры (С-90):  $\theta = 140^\circ$ ,  $h = 2,4$  мм,  $l = 1,75$  мм,  $t = 2,5$  мм,  $b = 4$  мм (Г)

**Таблица 16.** Размеры САПР-моделей контрольного образца, А-90 и С-90 по результатам проектирования\*

	Тип САПР-модели		
	Контрольный образец	А-90	С-90
Н, мм	7	8	8
W, мм	13,5	12,75	10,2
D, мм	15,5	17	15,3
t <sub>1</sub> , мм	1,25	1,88	2,1
t <sub>2</sub> , мм	2,75	2,5	2,65
A, мм <sup>2</sup>	110	108	60

\* Н – высота; W – ширина; D – глубина; t<sub>1</sub>, t<sub>2</sub> – толщина стенок; A – площадь для костного трансплантата

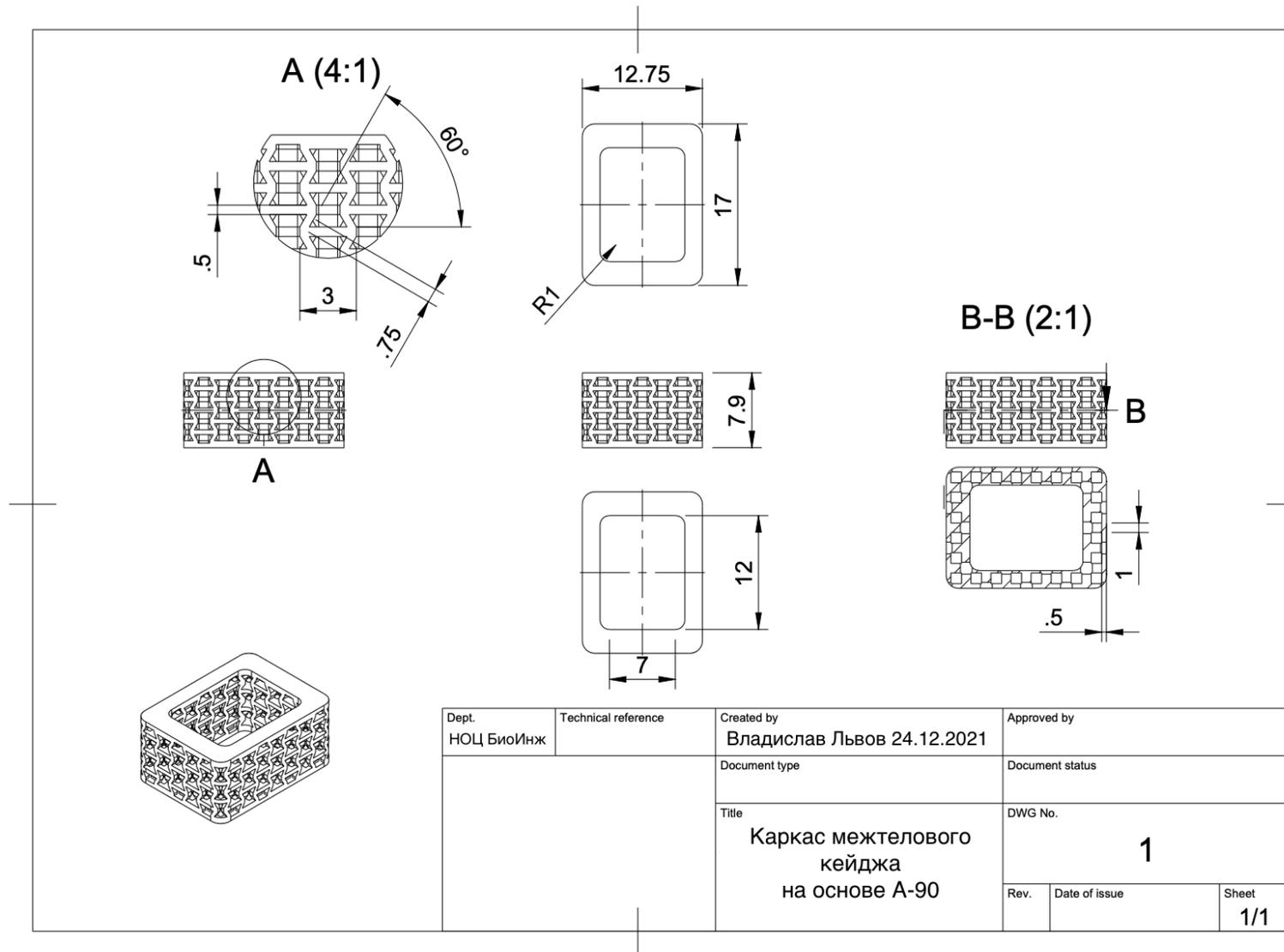


Рисунок 44. Чертеж САПР-модели межтелового кейджа на основе метаматериала «Ауксетик-90»

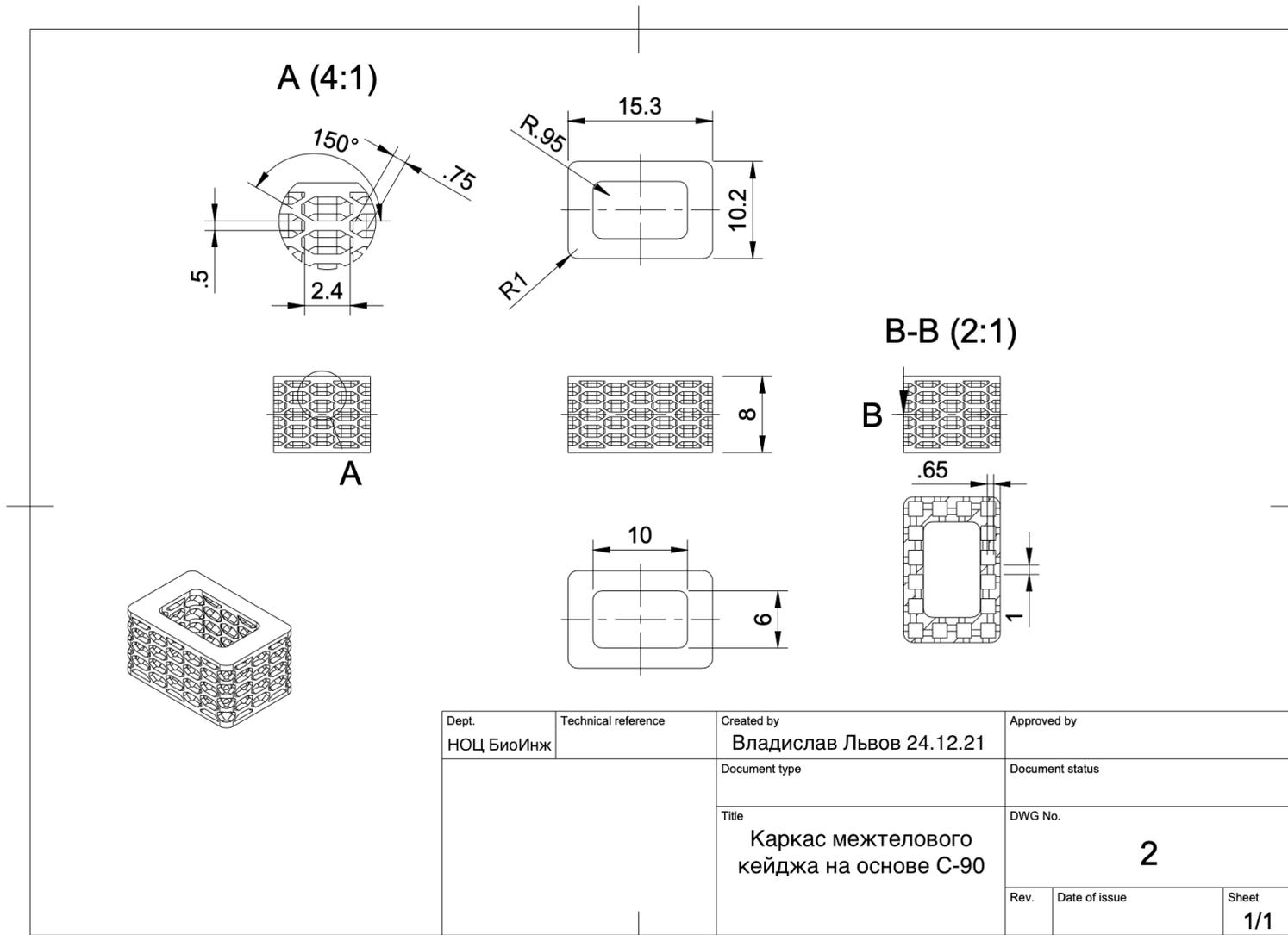
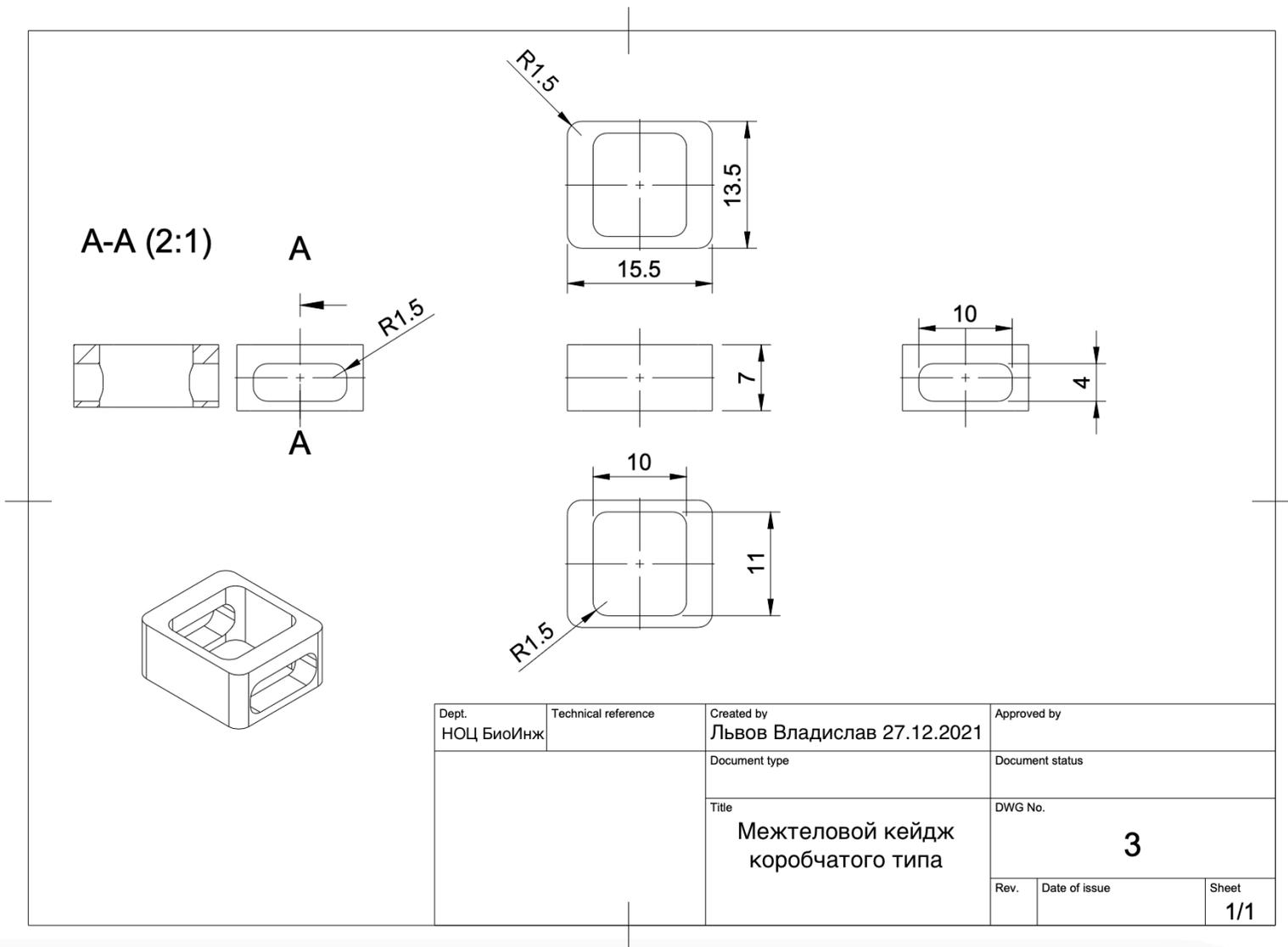


Рисунок 45. Чертеж САПР-модели межтелового кейджа на основе сотовой структуры «Сотовая структура-90»

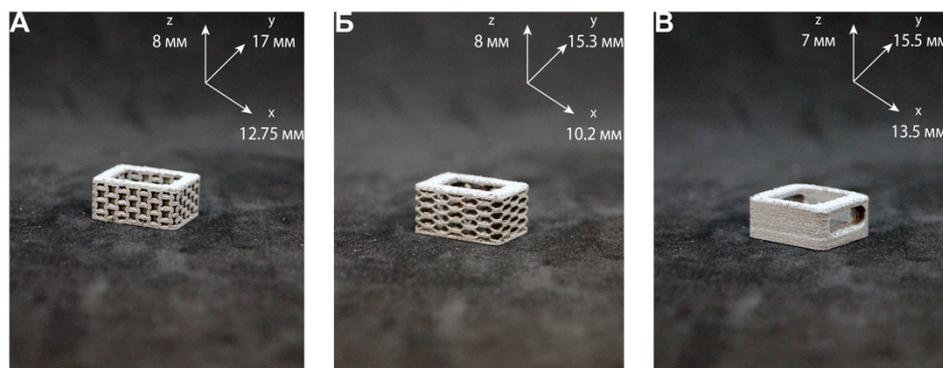


**Рисунок 46.** Чертеж САПР-модели межтеловой кейдж коробчатого типа

## 2.4.2 Получение экспериментальных образцов межтелового кейджа

Для создания образцов методом селективного лазерного плавления (*Selective Laser Melting* – SLM) с помощью 3D-принтера AddSol D50 (ООО "Титан-Авангард", Россия) использовался порошок титанового сплава Ti-6Al-4V с размером частиц 15–45 мкм. В качестве материала подложки использовался титановый сплав, подложка в процессе печати не нагревалась. Все образцы были синтезированы в атмосфере аргона. Выбор оптимальных режимов печати проводился на образцах размером 5×5×5 мм по экспериментальной матрице режимов с варьированием скорости сканирования и мощности лазера [229].

Отпечатанные и отполированные образцы были исследованы с помощью оптической микроскопии для выявления пор и неправильно оплавленных участков. Для экспериментальной печати был выбран следующий режим: скорость сканирования 800 мм/сек, мощность лазера 120 Вт при толщине слоя 30 мкм. На Рисунке 47 представлены фотографии образцов экспериментальных кейджей, в Таблице 17 отображены размеры образцов после печати.



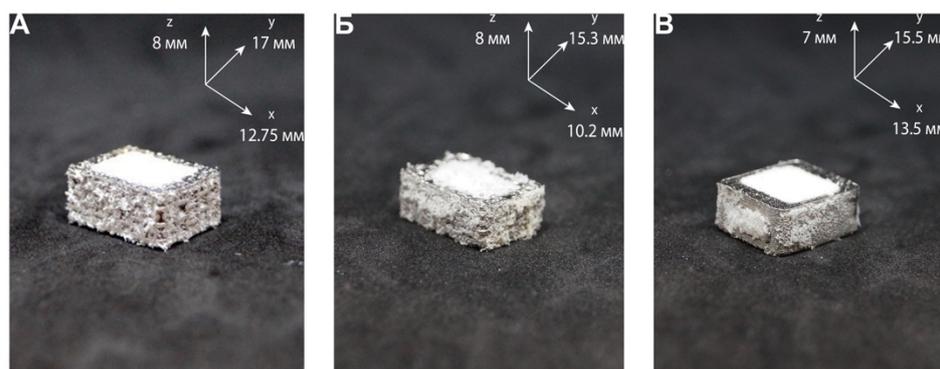
**Рисунок 47.** Фотографии образцов экспериментальных каркасов межтеловых кейджей на основе Ti-6Al-4V. Фотография каркаса кейджа на основе А-90 ( $\theta = 50^\circ$  ( $-40^\circ$ ),  $h = 3$  мм,  $l = 1,75$  мм,  $t = 0,5$  мм,  $b = 1$  мм). Б) Фотография каркаса кейджа на основе С-90 ( $\theta = 140^\circ$  ( $50^\circ$ ),  $h = 3$  мм,  $l = 1,75$  мм,  $t = 0,5$  мм,  $b = 1$  мм). В) Фотография каркаса кейджа коробчатого типа, контрольный образец

**Таблица 17.** Размеры образцов экспериментальных каркасов кейджей контрольного образца, А-90 и С-90

	Тип образца		
	Контрольный образец	А-90	HS-90
H, мм	$7,2 \pm 0,1$	$8 \pm 0,14$	$8,05 \pm 0,07$
W, мм	$13,9 \pm 0,01$	$13,25 \pm 0,07$	$10,65 \pm 0,07$
D, мм	$16,07 \pm 0,12$	$17,7 \pm 0,14$	$15,9 \pm 0,14$
t <sub>1</sub> , мм	$1,2 \pm 0,01$	$1,85 \pm 0,07$	$2,15 \pm 0,07$
t <sub>2</sub> , мм	$2,7 \pm 0,01$	$2,55 \pm 0,07$	$2,65 \pm 0,07$
A, мм <sup>2</sup>	$117,52 \pm 1,13$	$114,7 \pm 0,88$	$63,63 \pm 1,43$

\* H – высота; W – ширина; D – глубина; t<sub>1</sub>, t<sub>2</sub> – толщина стенок; A – площадь для костного трансплантата

Получение конечного прототипа кейджа осуществлялось методом термопрессования металлического каркаса с порошковой смесью СВМПЭ и NaCl в соотношении масс 1:9 при 190 °С, 180 минут выдержки и давлении 55 МПа. Смесь СВМПЭ и NaCl предварительно смешивались с использованием шаровой мельницы в течение 12 циклов со скоростью 90 об/мин. Удаление NaCl из полимера СВМПЭ проводилось путем вымывания частиц в дистиллированной воде с использованием ультразвуковой ванны в течение 12 часов. На Рисунке 48 показаны фотографии конечного прототипа кейджа



**Рисунок 48.** Фотографии конечных прототипов межтеловых кейджей с пористым полимером. А) Межтеловой кейдж на основе А-90 с пористым СВМПЭ. Б) Межтеловой кейдж на основе С-90 с пористым СВМПЭ. В) Межтеловой кейдж коробчатого типа с пористым СВМПЭ, контрольный образец

### 2.4.3 Исследование механических характеристик экспериментальных образцов межтелового кейджа

Статические и циклические испытания на сжатие проводились для образцов прямоугольного сечения с размерами  $7 \pm 1 \times 12 \pm 2 \times 15 \pm 2$  мм в соответствии с подразделами 2.3.2.1 «Статические испытания на сжатие» и 2.3.2.2 «Усталостные испытания на сжатие». Скорость испытания составляла 10 мм/мин – для серий измерений напряжения при сжатии металлических материалов, и 0,5 мм/мин для серий измерений модуля упругости при сжатии. На Рисунке 47 показаны фотографии испытываемых образцов каркасов межтеловых кейджей на основе Ti-6Al-4V.

### 2.4.4 Симуляция механических характеристик экспериментальных образцов межтелового кейджа

Симуляция механических испытаний на одноосное сжатие проводилась в соответствии с методикой, описанной в подразделе 2.3.3 «Симуляция механических испытаний» с использованием программного обеспечения Autodesk Fusion 360 (Autodesk, Inc Санта-Моника, Калифорния, США)

Размеры образцов в Таблице 16, на Рисунке 41 представлены фотографии САПР-модели образцов межтеловых кейджей. В качестве исследуемого материала был использован сплав Ti-6Al-4V на базе библиотеки данных Autodesk Fusion 360 (Autodesk, Inc Санта-Моника, Калифорния, США). Свойства используемого сплава указаны в Таблице 18.

**Таблица 18.** Свойства материала сплава Ti-6Al-4V используемые при анализе МКЭ

Материал	Titanium 6Al-4V
Плотность, кг / мм <sup>3</sup>	$4,43 \cdot 10^{-6}$
Модуль Юнга, ГПа	113,8
Коэффициент Пуассона	0,35
Предел текучести, МПа	882,5
Предел прочности на разрыв, МПа	1034
Теплопроводность, Вт / мм °С	0,0067
Коэффициент термического расширения, °С <sup>-1</sup>	$8,6 \cdot 10^{-6}$
Удельная теплоемкость, Дж / кг °С	526,3

## 2.4.5 Микроскопия

Сканирующая электронная микроскопия использовалась для анализа экспериментальных образцов межтеловых кейджей после малоцикловых усталостных испытаний на сжатие с использованием микроскопа VEGA3 TESCAN (*TESCAN ORSAY HOLDING*, Брно, Чехия).

## Глава 3. Результаты разработки расчетной модели ауксетического метаматериала и сотовой структуры с использованием МКЭ и машинного обучения

Результатами симуляции линейного статического анализа при помощи МКЭ, используемого в качестве источника входных данных для алгоритма DEPS, являются выборки, содержащие значения смещений вдоль осей  $Z$ ,  $X$  и  $Y$  для алюминия, АБС и ТПУ. Результаты первых 20 значений выборки представлены в Таблицах 19–21 для каждого исследуемого материала.

**Таблица 19.** Результаты симуляции линейного статического анализа для материала алюминий, используемые в качестве входных данных для алгоритма DEPS

$F$ , Н	$\theta$ , град	$h$ , мм	$Z$ , мм	$X$ , мм	$Y$ , мм	$\Delta Z$ , мм	$\Delta X$ , мм	$\Delta Y$ , мм
2770	27	119	36,239	34,272	34,272	-0,2124	0,04221	0,04222
1997	36	104	39,109	39,629	39,629	-0,2919	0,02531	0,0253
2822	38	88	39,982	38	38	-0,4539	-0,02669	-0,0267
1194	28	93	39,959	28,785	28,785	-0,06974	0,008173	0,008178
2178	39	87	39,959	39	39	-0,3827	-0,02201	-0,02203
2104	25	126	34,271	33,817	33,817	-0,1603	0,03737	0,03737
3401	35	33	26,339	35	35	-0,497	-0,02929	-0,02931
1175	33	97	39,776	34,828	34,828	-0,1223	0,01119	0,0112
3019	32	132	32,294	42,037	42,037	-0,4862	0,07595	0,07593
3183	29	162	19,271	43,266	43,266	-1,962	0,2743	0,2742
2987	34	11	15,724	34	34	-1,811	-0,1601	-0,1601
1257	29	44	30,84	29	29	-0,08653	-0,008327	-0,008318
3186	30	87	39,959	30	30	-0,2253	-0,01905	-0,01907
1882	37	165	19,271	51,226	51,226	-1,804	0,2098	0,2098
1378	25	96	39,836	26,568	26,568	-0,05738	0,009254	0,009251
1728	37	11	15,724	37	37	-1,16	-0,09038	-0,09015

$F$ , Н	$\theta$ , град	$h$ , мм	$Z$ , мм	$X$ , мм	$Y$ , мм	$\Delta Z$ , мм	$\Delta X$ , мм	$\Delta Y$ , мм
1304	31	128	33,64	40,235	40,235	-0,1748	0,02838	0,02837
3014	25	138	30,074	36,147	36,147	-0,3483	0,07843	0,07842
1826	28	144	27,634	40,135	40,135	-0,3386	0,06413	0,06413
3389	33	38	28,47	33	33	-0,3792	-0,02477	-0,02476

**Таблица 20.** Результаты симуляции линейного статического анализа для материала АБС, используемые в качестве входных данных для алгоритма DEPS

$F$ , Н	$\theta$ , град	$h$ , мм	$Z$ , мм	$X$ , мм	$Y$ , мм	$\Delta Z$ , мм	$\Delta X$ , мм	$\Delta Y$ , мм
139	35	33	26,339	35	35	-0,599	-0,03628	-0,03629
166	33	97	39,776	34,828	34,828	-0,5107	0,0486	0,0486
114	32	132	32,294	42,037	42,037	-0,5458	0,08714	0,08714
246	29	162	19,271	43,266	43,266	-4,4	0,6329	0,6327
226	34	11	15,724	34	34	-4,051	-0,3606	-0,3606
142	29	44	30,84	29	29	-0,2883	-0,0287	-0,02867
224	30	87	39,959	30	30	-0,4675	-0,04118	-0,04122
229	37	165	19,271	51,226	51,226	-6,51	0,7648	0,765
180	25	96	39,836	26,568	26,568	-0,222	0,03709	0,03708
118	37	11	15,724	37	37	-2,341	-0,1838	0,1834
216	31	128	33,64	40,235	40,235	-0,8607	0,1431	0,143
243	25	138	30,074	36,147	36,147	-0,8356	0,1912	0,1911
246	28	144	27,634	40,135	40,135	-1,355	0,2606	0,2606
155	33	38	28,47	33	33	-0,5112	-0,03446	-0,03444
228	36	59	35,715	36	36	-0,8767	-0,05335	-0,05339
109	39	28	24,084	28	28	-0,6782	-0,03338	-0,03334
168	25	145	27,207	37,287	37,287	-0,7913	0,1705	0,1705
189	36	113	37,615	41,861	41,861	-0,8928	0,09286	0,09281
116	29	103	39,231	32,374	32,374	-0,2482	0,03581	0,03581
156	39	150	25	51,99	51,99	-2,285	0,278	0,278

**Таблица 21.** Результаты симуляции линейного статического анализа для материала ТПУ, используемые в качестве входных данных для алгоритма DEPS

$F$ , Н	$\theta$ , град	$h$ , мм	$Z$ , мм	$X$ , мм	$Y$ , мм	$\Delta Z$ , мм	$\Delta X$ , мм	$\Delta Y$ , мм
1,5	35	33	26,339	35	35	-4,286	-0,2748	-0,2747
3	33	97	39,776	34,828	34,828	-6,18	0,6499	0,6501
0,9	32	132	32,294	42,037	42,037	-2,932	0,4949	0,4948
1,1	29	162	19,271	43,266	43,266	-13,17	1,942	1,942
0,6	34	11	15,724	34	34	-7,027	-0,6335	-0,6334

$F, \text{ Н}$	$\theta, \text{ град}$	$h, \text{ мм}$	$Z, \text{ мм}$	$X, \text{ мм}$	$Y, \text{ мм}$	$\Delta Z, \text{ мм}$	$\Delta X, \text{ мм}$	$\Delta Y, \text{ мм}$
1,2	29	44	30,84	29	29	-1,611	-0,1739	-0,1737
0,9	30	87	39,959	30	30	-1,25	-0,1227	-0,1228
3	37	165	19,271	51,226	51,226	-57,64	6,942	6,941
0,2	25	96	39,836	26,568	26,568	-0,1656	0,03036	0,03037
2,5	37	11	15,724	37	37	-32,5	-2,582	-2,566
0,6	31	128	33,64	40,235	40,235	-1,626	0,2868	0,2868
1,8	25	138	30,074	36,147	36,147	-4,212	1,004	1,004
0,3	28	144	27,634	40,135	40,135	-1,121	0,2239	0,2239
2,2	33	38	28,47	33	33	-4,803	-0,3471	-0,3474
1,6	36	59	35,715	36	36	-4,087	-0,2566	-0,2565
1,9	39	28	24,084	28	28	-7,856	-0,4047	-0,4041
0,4	25	145	27,207	37,287	37,287	-1,275	-0,2844	-0,2846
0,6	36	113	37,615	41,861	41,861	-1,918	0,2165	0,2166
2,6	29	103	39,231	32,374	32,374	-3,738	0,5911	0,5911
1,5	39	150	25	51,99	51,99	-14,98	1,883	1,883

Соответственно, выборка расчетов результатов смещений с помощью алгоритма DEPS для материалов алюминий, АБС и ТПУ представлены в Таблицах 22–24.

**Таблица 22.** Результаты расчета смещений с помощью алгоритма DEPS для материала алюминий

$F, \text{ Н}$	$\theta, \text{ град}$	$h, \text{ мм}$	$Z, \text{ мм}$	$X, \text{ мм}$	$Y, \text{ мм}$	$\Delta Z, \text{ мм}$	$\Delta X, \text{ мм}$	$\Delta Y, \text{ мм}$
2770	27	119	36,239	34,272	34,272	-0,2124	0,04221	0,04222
1997	36	104	39,109	39,629	39,629	-0,2919	0,02531	0,0253
2822	38	88	39,982	38	38	-0,4539	-0,02669	-0,0267
1194	28	93	39,959	28,785	28,785	-0,06974	0,008173	0,008178
2178	39	87	39,959	39	39	-0,3827	-0,02201	-0,02203
2104	25	126	34,271	33,817	33,817	-0,1603	0,03737	0,03737
3401	35	33	26,339	35	35	-0,497	-0,02929	-0,02931
1175	33	97	39,776	34,828	34,828	-0,1223	0,01119	0,0112
3019	32	132	32,294	42,037	42,037	-0,4862	0,07595	0,07593
3183	29	162	19,271	43,266	43,266	-1,962	0,2743	0,2742
2987	34	11	15,724	34	34	-1,811	-0,1601	-0,1601
1257	29	44	30,84	29	29	-0,08653	-0,008327	-0,008318
3186	30	87	39,959	30	30	-0,2253	-0,01905	-0,01907
1882	37	165	19,271	51,226	51,226	-1,804	0,2098	0,2098
1378	25	96	39,836	26,568	26,568	-0,05738	0,009254	0,009251
1728	37	11	15,724	37	37	-1,16	-0,09038	-0,09015

$F, Н$	$\theta, \text{град}$	$h, \text{мм}$	$Z, \text{мм}$	$X, \text{мм}$	$Y, \text{мм}$	$\Delta Z, \text{мм}$	$\Delta X, \text{мм}$	$\Delta Y, \text{мм}$
1304	31	128	33,64	40,235	40,235	-0,1748	0,02838	0,02837
3014	25	138	30,074	36,147	36,147	-0,3483	0,07843	0,07842
1826	28	144	27,634	40,135	40,135	-0,3386	0,06413	0,06413
3389	33	38	28,47	33	33	-0,3792	-0,02477	-0,02476

**Таблица 23.** Результаты расчета смещений с помощью алгоритма DEPS для материала АБС

$F, Н$	$\theta, \text{град}$	$h, \text{мм}$	$Z, \text{мм}$	$X, \text{мм}$	$Y, \text{мм}$	$\Delta Z, \text{мм}$	$\Delta X, \text{мм}$	$\Delta Y, \text{мм}$
139	35	33	26,339	35	35	-0,599	-0,03628	-0,03629
166	33	97	39,776	34,828	34,828	-0,5107	0,0486	0,0486
114	32	132	32,294	42,037	42,037	-0,5458	0,08714	0,08714
246	29	162	19,271	43,266	43,266	-4,4	0,6329	0,6327
226	34	11	15,724	34	34	-4,051	-0,3606	-0,3606
142	29	44	30,84	29	29	-0,2883	-0,0287	-0,02867
224	30	87	39,959	30	30	-0,4675	-0,04118	-0,04122
229	37	165	19,271	51,226	51,226	-6,51	0,7648	0,765
180	25	96	39,836	26,568	26,568	-0,222	0,03709	0,03708
118	37	11	15,724	37	37	-2,341	-0,1838	0,1834
216	31	128	33,64	40,235	40,235	-0,8607	0,1431	0,143
243	25	138	30,074	36,147	36,147	-0,8356	0,1912	0,1911
246	28	144	27,634	40,135	40,135	-1,355	0,2606	0,2606
155	33	38	28,47	33	33	-0,5112	-0,03446	-0,03444
228	36	59	35,715	36	36	-0,8767	-0,05335	-0,05339
109	39	28	24,084	28	28	-0,6782	-0,03338	-0,03334
168	25	145	27,207	37,287	37,287	-0,7913	0,1705	0,1705
189	36	113	37,615	41,861	41,861	-0,8928	0,09286	0,09281
116	29	103	39,231	32,374	32,374	-0,2482	0,03581	0,03581
156	39	150	25	51,99	51,99	-2,285	0,278	0,278

**Таблица 24.** Результаты расчета смещений с помощью алгоритма DEPS для материала ТПУ

$F, Н$	$\theta, \text{град}$	$h, \text{мм}$	$Z, \text{мм}$	$X, \text{мм}$	$Y, \text{мм}$	$\Delta Z, \text{мм}$	$\Delta X, \text{мм}$	$\Delta Y, \text{мм}$
1,5	35	33	26,339	35	35	-4,286	-0,2748	-0,2747
3	33	97	39,776	34,828	34,828	-6,18	0,6499	0,6501
0,9	32	132	32,294	42,037	42,037	-2,932	0,4949	0,4948
1,1	29	162	19,271	43,266	43,266	-13,17	1,942	1,942
0,6	34	11	15,724	34	34	-7,027	-0,6335	-0,6334
1,2	29	44	30,84	29	29	-1,611	-0,1739	-0,1737
0,9	30	87	39,959	30	30	-1,25	-0,1227	-0,1228
3	37	165	19,271	51,226	51,226	-57,64	6,942	6,941

$F$ , Н	$\theta$ , град	$h$ , мм	$Z$ , мм	$X$ , мм	$Y$ , мм	$\Delta Z$ , мм	$\Delta X$ , мм	$\Delta Y$ , мм
0,2	25	96	39,836	26,568	26,568	-0,1656	0,03036	0,03037
2,5	37	11	15,724	37	37	-32,5	-2,582	-2,566
0,6	31	128	33,64	40,235	40,235	-1,626	0,2868	0,2868
1,8	25	138	30,074	36,147	36,147	-4,212	1,004	1,004
0,3	28	144	27,634	40,135	40,135	-1,121	0,2239	0,2239
2,2	33	38	28,47	33	33	-4,803	-0,3471	-0,3474
1,6	36	59	35,715	36	36	-4,087	-0,2566	-0,2565
1,9	39	28	24,084	28	28	-7,856	-0,4047	-0,4041
0,4	25	145	27,207	37,287	37,287	-1,275	-0,2844	-0,2846
0,6	36	113	37,615	41,861	41,861	-1,918	0,2165	0,2166
2,6	29	103	39,231	32,374	32,374	-3,738	0,5911	0,5911
1,5	39	150	25	51,99	51,99	-14,98	1,883	1,883

Системы уравнений для определения смещений с подобранными коэффициентами с помощью алгоритма DEPS, работающего с условиями Каруша-Куна-Такера на базе входных данных представлены ниже.

- Системы уравнений для материала алюминий:

$$\begin{cases} \Delta Z = -0.00015F - 0.05528h - 0.01170\theta + 2.07372 \\ \Delta X = 2.19 \cdot 10^{-5}F + 0.00309h + 0.00291\theta - 0.37522 \\ \Delta Y = 2.19 \cdot 10^{-5}F + 0.00302h + 0.00290\theta - 0.37480 \end{cases} \quad 3.49$$

- Системы уравнений для материала АБС:

$$\begin{cases} \Delta Z = -0.00123F + 0.00014h + 0.000139\theta + 2.48856 \\ \Delta X = -0.14509F - 0.04140h - 0.04139\theta - 0.09036 \\ \Delta Y = -0.00291F + 0.01431h + 0.01431\theta - 0.09102 \end{cases} \quad 3.50$$

- Системы уравнений для материала ТПУ:

$$\begin{cases} \Delta Z = -0.03733F + 0.00864h + 0.00643\theta + 3,94109 \\ \Delta X = -0.2686F - 0.03633h - 0.03626\theta - 0.05041 \\ \Delta Y = 0.00128F + 0.01371h + 0.01369\theta - 0.04821 \end{cases} \quad 3.51$$

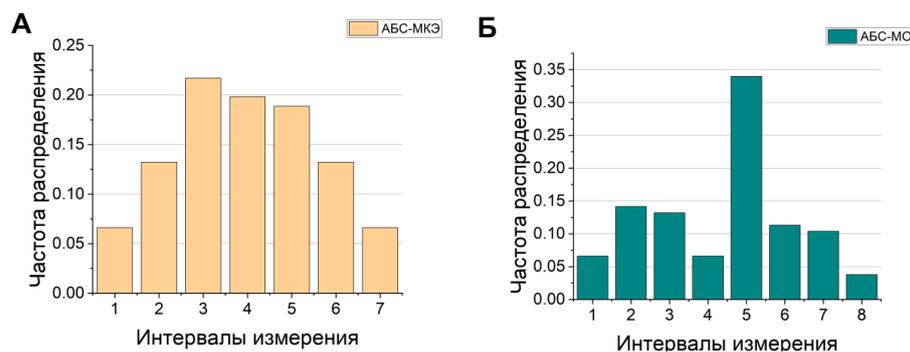
Согласно уравнениям 3.49–3.51, а также данным представленных в Таблице 22–24, коэффициент Пуассона для исследуемых материалов принимает значения, как показано в Таблице 25.

**Таблица 25.** Выборка значений коэффициента Пуассона полученных с помощью МКЭ и алгоритма DEPS для алюминия, АБС и ТПУ

№	$\nu_{МКЭ}^{Ал}$	$\nu_{МО}^{Ал}$	$\nu_{МКЭ}^{АБС}$	$\nu_{МО}^{АБС}$	$\nu_{МКЭ}^{ТПУ}$	$\nu_{МО}^{ТПУ}$
1	0,210	0,159	0,241	0,426	-0,048	-0,118
2	0,086	0,060	-0,046	-0,276	0,120	0,025
3	-0,062	0,025	0,109	-0,019	0,130	0,103
4	0,163	0,091	0,123	0,140	0,066	0,136
5	-0,059	0,014	0,064	0,189	-0,042	-0,100
6	0,236	0,186	-0,041	-0,220	-0,115	-0,136
7	-0,044	-0,157	-0,106	-0,337	-0,131	0,020
8	0,104	0,058	-0,117	-0,031	0,045	0,057
9	0,120	0,103	0,044	0,080	0,275	0,203
10	0,062	0,086	0,251	0,250	-0,034	-0,085
11	-0,041	-0,253	-0,033	-0,201	0,147	0,115
12	-0,102	-0,360	0,139	0,154	0,198	0,296
13	-0,113	0,067	0,190	0,399	0,138	0,184
14	0,044	0,055	0,132	0,253	-0,062	-0,123
15	0,242	0,158	-0,058	-0,296	-0,062	-0,093
16	-0,033	-0,212	-0,060	-0,219	-0,044	-0,140
17	0,136	0,110	-0,042	-0,327	-0,163	0,289
18	0,187	0,167	0,157	0,401	0,101	0,031
19	0,130	0,124	0,093	0,017	0,192	0,105
20	-0,056	-0,168	0,175	0,111	0,060	0,045

Статистическое исследование экспериментальных данных на примере АБС, показало, что выборка, полученная с помощью анализа МКЭ, подчиняется нормальному распределению (Рисунок 49А), так как  $\chi_{набл}^2 < X_{крит}^2$  ( $3,88 < 9,49$ ) при уровне значимости 0,95. Следовательно, гипотеза  $H_0$  о нормальном распределении выборки принимается. Выборка, полученная с помощью машинного обучения, не подчиняется нормальному

распределению, поскольку  $\chi^2_{\text{набл}} > \chi^2_{\text{крит}}$  ( $29,001 > 11,070$ ). Графическое представление (Рисунок 49Б) показало, что распределение является мультимодальным.



**Рисунок 49.** Частота распределения в зависимости от интервалов измерения для выборок, полученных с помощью анализа МКЭ и машинного обучения материала АВС

Дополнительное вычисление статистических характеристик данных по данной выборке показало, что эксцесс и асимметрия близки к нулю (Таблица 26). Эти два показателя говорят о нормальном распределении выборки, тем не менее, моду не представляется возможным найти, что также свидетельствует о мультимодальности данных. Следовательно, гипотеза  $H_0$  о нормальном распределении выборки не принимается. Промежуточные результаты статического исследования представлены в Таблице 26–28.

**Таблица 26.** Расчет статистических характеристик для выборки, полученной с помощью машинного обучения материала АВС

Статистическая характеристика	Значение
Медиана	0,048
Мода	–
Стандартное отклонение	0,188
Дисперсия	0,036
Эксцесс	-0,563
Асимметрия	-0,075
Интервал	0,812

**Таблица 27.** Группировка и разбивка данных на разряды исследуемых выборок материала АБС\*

	Тип выборки	
	АБС-МКЭ	АБС-МО
$x_{min}$	-0,1979	-0,3854
$x_{max}$	0,2505	0,4264
$k$	7	8
$n$	106	106
$h$	0,0641	0,1015
$\bar{x}$	0,0212	0,0073
$\sigma$	0,1043	0,1745

\*  $x_{min}$  – минимальное значение выборки;  $x_{max}$  – максимальное значение выборки;  $k$  – число разрядов;  $n$  – объем выборки;  $h$  – шаг разбиения;  $\bar{x}$  – среднее значение;  $\sigma$  – стандартное отклонение.

Сравнение выборок по  $U$ -критерию однородности Манна-Уитни показало, что распределения можно считать равными, так как  $U_1 < U_2$  ( $561,78 < 573$ ). Соответственно, проверка гипотезы  $H_0$  – равенство средних значений выборок по  $t$ -критерию Стьюдента подтвердилась, поскольку  $0,6587 < 2,58$  при уровне значимости  $0,01$ .

Таким образом, проверка выборок на основе данных полученных с помощью МКЭ и машинного обучения в размере 106 наблюдений на примере материала АБС показала, что данные имеют нормальное распределение. Проверка гипотез о равенстве средних данных выборок согласно  $t$ -критерию при уровне значимости  $0,01$ , показала, что средние значения выборок статистически равны.

**Таблица 28.** Статическое исследование сгруппированных данных, полученных с помощью анализа МКЭ материала АБС

Номер интервала	Начало интервала	Конец интервала	Середина интервала	Частота попадания	Отклонения от среднего	Вспомогательные данные	Теоретические частоты	Вспомогательные данные
1	-0,19791	-0,1339	-0,1659	7	-0,1871	0,2450	5,2014	0,6219
2	-0,13385	-0,0698	-0,1018	14	-0,1230	0,2119	12,954	0,0844
3	-0,06979	-0,0057	-0,0378	23	-0,0590	0,0799	22,1305	0,0342
4	-0,00573	0,0583	0,0263	21	0,0051	0,00054	25,9329	0,9383
5	0,0583	0,1224	0,0904	20	0,0692	0,0956	20,8448	0,0342
6	0,1224	0,1865	0,1544	14	0,1332	0,2484	11,492	0,5469
7	0,1865	0,2505	0,2185	7	0,1973	0,2723	4,34656	1,6198
<b>Сумма</b>						<b>1,1539</b>		<b>3,8798</b>

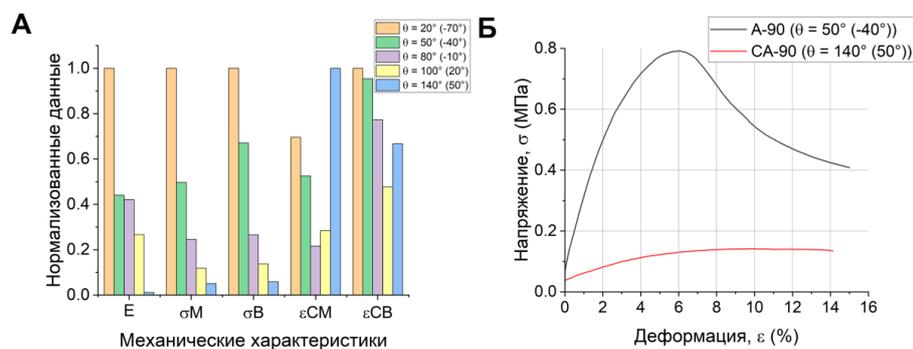
**Таблица 29.** Статическое исследование сгруппированных данных, полученных с помощью машинного обучения материала АБС

Номер интервала	Начало интервала	Конец интервала	Середина интервала	Частота попадания	Отклонения от среднего	Вспомогательные данные	Теоретические частоты	Вспомогательные данные
1	-0,3854	-0,2839	-0,3347	7	-0,3419	0,8184	3,6039	3,2003
2	-0,2839	-0,1824	-0,2332	15	-0,2404	0,8671	9,5161	3,1603
3	-0,1824	-0,0810	-0,1317	14	-0,1390	0,2703	17,9133	0,8549
4	-0,0809	0,0205	-0,0302	7	-0,0375	0,0099	24,0392	12,0776
5	0,0205	0,1220	0,0713	36	0,0640	0,1475	22,9984	7,3501
6	0,1220	0,2235	0,1727	12	0,1655	0,3287	15,6857	0,8660
7	0,2235	0,3249	0,27424	11	0,2670	0,7841	7,6267	1,4919
8	0,3250	0,4264	0,3757	4	0,3685	0,5431	2,6437	0,6958
<b>Сумма</b>						<b>3,2260</b>		<b>29,0012</b>

## Глава 4. Результаты статических испытаний на сжатие ауксетического метаматериала А-90 и сотовой структуры С-90 на основе фотополимерной смолы

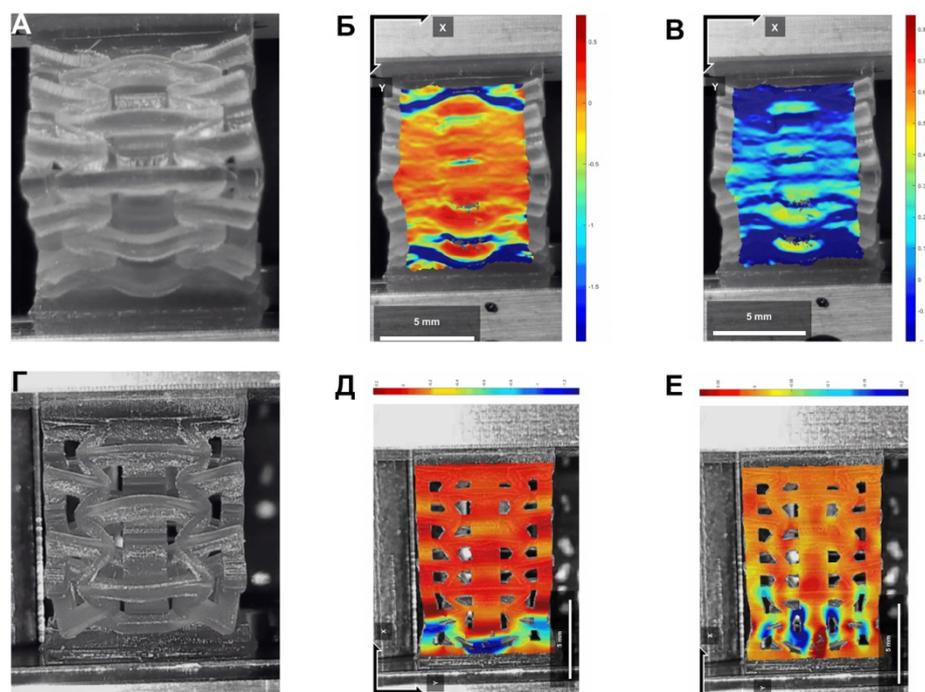
На Рисунке 50 показаны результаты механических испытаний на статическое сжатие в виде нормализованных данных, а также пример кривой «напряжение-деформация». В Таблице 30 представлены результаты в виде исходных данных. Результаты испытаний показали, что ауксетические метаматериалы обладают повышенными механическими характеристиками по сравнению с сотовыми структурами. В образцах А-90 значение  $E$  уменьшилось на 40% в диапазоне  $\theta$  от  $20^\circ$  ( $-70^\circ$ ) до  $80^\circ$  ( $-10^\circ$ ), соответственно с наблюдаемым максимумом при  $20^\circ$  ( $-70^\circ$ ). Значения  $\sigma_M$  и  $\sigma_B$  аналогично снижаются в диапазоне  $\theta$  от  $20^\circ$  до  $80^\circ$  в среднем на 75% при незначительном снижении  $\varepsilon_{CB}$ . Модуль Юнга для сотовых структур резко снижается по мере увеличения угла наклона, более чем на 90% и достигая минимума при  $\theta = 140^\circ$  ( $50^\circ$ ). Значения  $\sigma_M$  и  $\sigma_B$  снизились в среднем на 65%, при этом деформации при максимальном и разрушающем напряжении увеличивались.

Предположительно, сжимающая нагрузка на структуры с углом наклона больше  $90^\circ$  (сотовые структуры) приводит к повышенным продольным деформациям преимущественно в области боковых ребер, что и провоцирует низкие механические характеристики и преждевременное разрушение конструкции. С другой стороны, в структурах с углом наклона меньше  $90^\circ$  (ауксетические метаматериалы), сжатие приводит к накоплению деформаций на стыке горизонтальных и боковых ребер вдоль всей конструкции.



**Рисунок 50.** Результаты исследования механических характеристик ауксетического метаматериала А-90 и сотовой структуры С-90 на основе фотополимерной смолы при  $\theta = 20^\circ - 140^\circ$ . А) Относительное сравнение углов наклона между ребрами ячейки А-90 и С-90 с исследуемыми механическими характеристиками. Б) Кривая напряжение-деформация для образцов А-90 и С-90 при  $\theta = 50^\circ (-40^\circ)$  и  $140^\circ (50^\circ)$ ,  $h = 6$  мм,  $l = 2,5$  мм,  $t = 0,5$  мм,  $b = 1$  мм.

Анализ методом DIC подтвердил, что в образцах А-90, деформации предположительно накапливаются на стыке горизонтальных и боковых ребер, что и приводит к неравномерной деформации ребер  $l$  и в результате, потери устойчивости образцов. Наиболее ярко выраженная потеря устойчивости наблюдается для ауксетических образцов, при малых углах  $\theta = 20^\circ (-70^\circ)$ . При углах  $\theta$  равных  $50^\circ (-40^\circ)$  выражено накопление деформаций на стыке горизонтальных и боковых ребер. Результаты анализа методом DIC показанные на Рисунке 51 позволяют выдвинуть предположение о влиянии угла наклона между ребрами на возможный механизм деформации ауксетического метаматериала и сотовой структуры.



**Рисунок 51.** Результаты анализа методом DIC ауксетического метаматериала А-90 при  $\theta = 20^\circ$  ( $-70^\circ$ ) и  $50^\circ$  ( $-40^\circ$ ),  $h = 6$  мм,  $l = 2,5$  мм,  $t = 0,5$  мм,  $b = 1$  мм. А) Потеря устойчивости образца под действием сжимающей нагрузки  $\theta = 20^\circ$  ( $-70^\circ$ ). Б) Распределение деформаций  $\epsilon_{xx}$  при потере устойчивости образцов при  $\theta = 20^\circ$  ( $-70^\circ$ ). В) Распределение деформаций  $\epsilon_{yy}$  при потере устойчивости образцов при  $\theta = 20^\circ$  ( $-70^\circ$ ). Г) Потеря устойчивости образца под действием сжимающей нагрузки  $\theta = 50^\circ$  ( $-40^\circ$ ). Д). Распределение деформаций  $\epsilon_{xx}$  при потере устойчивости образцов при  $\theta = 50^\circ$  ( $-40^\circ$ ). Е) Распределение деформаций  $\epsilon_{yy}$  при потере устойчивости образцов при  $\theta = 50^\circ$  ( $-40^\circ$ )

**Таблица 30.** Результаты механических испытаний на статическое сжатие трехмерных структур А-90 и С-90 на основе фотополимерной смолы\*

$\theta$ , град	$E$ , МПа	$\sigma_M$ , МПа	$\sigma_B$ , МПа	$\epsilon_{CM}$ , %	$\epsilon_{CB}$ , %
20	$271,55 \pm 37,11$	$3,68 \pm 1,66$	$1,15 \pm 1,04$	$9,05 \pm 1,07$	$22,26 \pm 5,66$
50	$119,56 \pm 53,16$	$1,57 \pm 0,65$	$0,77 \pm 0,3$	$6,83 \pm 0,91$	$21,24 \pm 8,09$
80	$114,27 \pm 24,23$	$0,64 \pm 0,34$	$0,31 \pm 0,19$	$2,81 \pm 1,14$	$17,21 \pm 10,43$
100	$72,37 \pm 17,9$	$0,37 \pm 0,05$	$0,16 \pm 0,04$	$3,70 \pm 0,21$	$10,6 \pm 2,94$
140	$3,04 \pm 0,42$	$0,10 \pm 0,05$	$0,07 \pm 0,05$	$13,01 \pm 2,39$	$14,85 \pm 0,25$

\*  $\theta$  – угол наклона между ребрами ячейки;  $E$  – модуль Юнга при сжатии;  $\sigma_M$  – максимальное напряжение;  $\sigma_B$  – разрушающее напряжение при сжатии;  $\epsilon_{CM}$  – деформация при максимальном напряжении;  $\epsilon_{CB}$  – деформация при разрушающем напряжении.

Соответственно, для дальнейшего исследования влияния угла наклона на механические характеристики трехмерных структур А-90 и С-90, были выбраны ячейки ауксетического метаматериала с  $\theta = 50^\circ$  и сотовой структуры с  $\theta = 140^\circ$ .

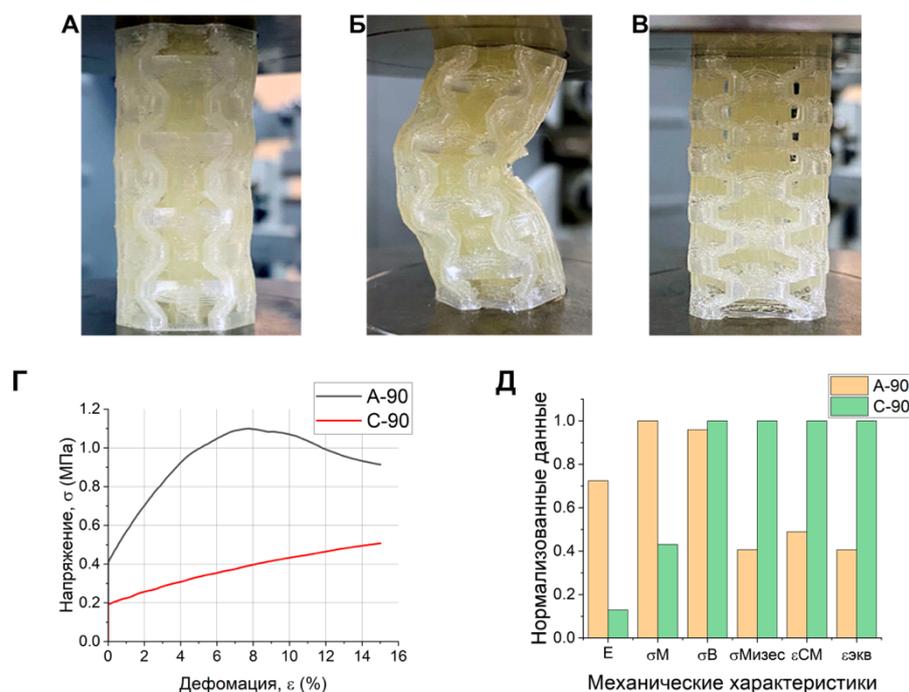
## Глава 5. Результаты исследования механических свойств ауксетического метаматериала А-90 и сотовой структуры С-90 на основе ТПУ и АБС

### 5.1 Результаты исследования механических свойств А-90 и С-90 на основе ТПУ

На Рисунке 52 показаны результаты механических испытаний образцов А-90 и С-90 на статическое сжатие из ТПУ в виде нормализованных данных и кривая «напряжение-деформация». В Таблице 31 представлены результаты в виде исходных данных.

Исследования механических характеристик подтвердили, что ауксетический метаматериал ( $\theta < 90^\circ$ ) обладает более высоким сопротивлением при сжатии, чем сотовая структура ( $\theta > 90^\circ$ ). Увеличение  $\sigma_M$  ауксетического метаматериала более чем в 2 раза при меньших продольных деформациях ( $\varepsilon_{CM}$ ) по сравнению с сотами свидетельствует об «уплотнении» ячеек А-90, что также приводит к увеличению модуля Юнга в 5,5 раз (Рисунок 52А). Подобное «уплотнение» потенциально может снизить вероятность компрессии нервного ствола позвоночного столба при использовании подобной структуры в межтеловых кейджах, поскольку подобное поведение описывалось ранее у пульпозного ядра при сжимающих нагрузках [230, 231].

Тем не менее, дальнейшее снижение напряжений характеризуется упругой потерей устойчивости ауксетических образцов при 7% продольной деформации и 1,1 МПа, предположительно связанное с неравномерной деформацией боковых ребер (Рисунок 52Б). При испытаниях образцов С-90 не наблюдалось явной потери устойчивости, поскольку образцы принимали «бочкообразный» вид с монотонным увеличением напряжений и продольных деформаций до достижения максимально установленного процента деформации (Рисунок 52В).



**Рисунок 52.** Результаты исследования механических характеристик ауксетического метаматериала А-90 и сотовой структуры С-90 на основе ТПУ при  $\theta = 50^\circ (-40^\circ)$  и  $140^\circ (50^\circ)$ . А) Образец А-90 в упругой области. Б) Образец А-90 при упругой потере устойчивости. В) Образец С-90 в области упругой / пластичной деформации. Г) Кривая напряжение-деформация для образцов А-90 и С-90. Д) Относительное сравнение типов образцов с исследуемыми механическими характеристиками.

**Таблица 31.** Результаты механических испытаний на статическое сжатие трехмерных структур А-90 и С-90 на основе ТПУ\*.

	Тип образца	
	А-90	С-90
$E$ , МПа	$13,41 \pm 0,88$	$2,38 \pm 0,15$
$\sigma_M$ , МПа	$1,18 \pm 0,03$	$0,51 \pm 0,01$
$\sigma_X$ , МПа	$0,91 \pm 0,02$	$0,51 \pm 0,01$
$\sigma_{фонМизес}$ , МПа (МКЭ)	0,43	1,05
$\epsilon_{CM}$ , %	$7,34 \pm 1,01$	$15,02 \pm 0,02$
$\epsilon_{экв}$ (МКЭ)	0,23	0,55

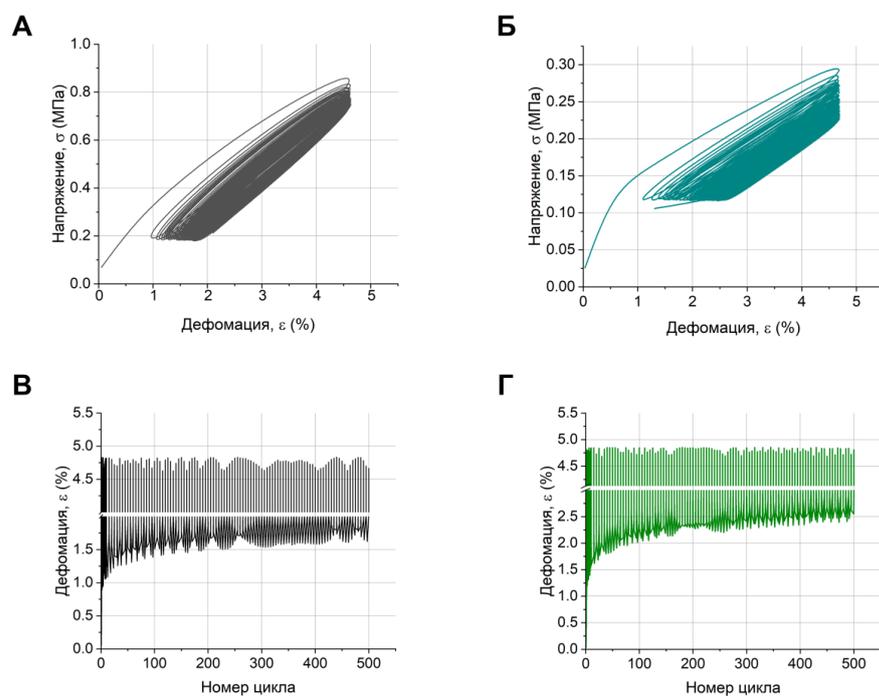
\*  $\theta$  – угол наклона между ребрами ячейки;  $E$  – модуль Юнга при сжатии;  $\sigma_M$  – максимальное напряжение;  $\sigma_X$  – напряжение при фиксированной деформации;  $\epsilon_{CM}$  – деформация при максимальном напряжении;  $\sigma_{фонМизес}$  – напряжение по фон Мизесу (МКЭ),  $\epsilon_{экв}$  – эквивалентные деформации (МКЭ)

Кривая «напряжение-деформация» и зависимость продольной деформации от количества циклов для образцов А-90 и С-90 после 500 циклов нагружения при фиксированной деформации 5% представлена на Рисунке 53. Из результатов видно, что под

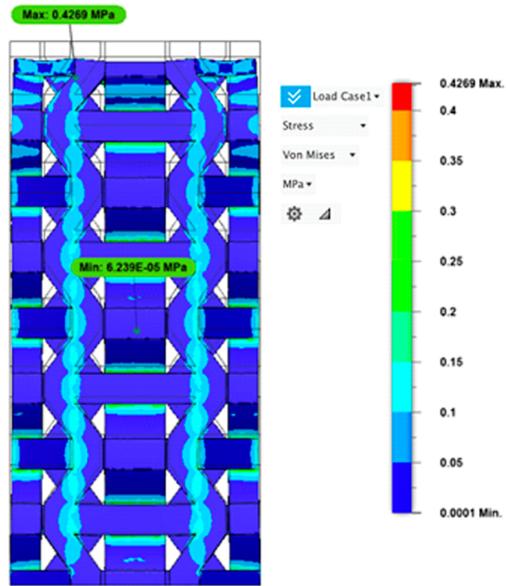
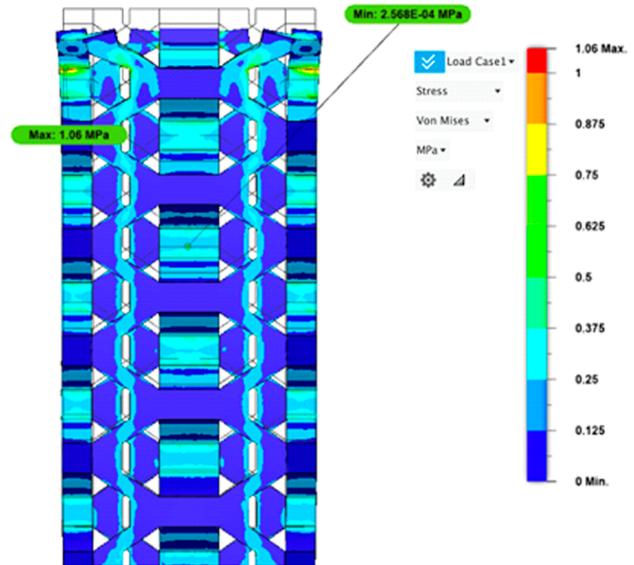
действием циклического нагружения А-90 достигает значений напряжений 0,89 МПа, С-90 достигает 0,29 МПа. Наклон кривой гистерезиса уменьшается по мере увеличения остаточных деформаций и возможных накоплений дефектов. Остаточные деформации ауксетического образца увеличились в 1,8 раз. С другой стороны, остаточные деформации образца с сотовой структурой монотонно увеличивались с 0,93 до 2,55%, то есть в 2,7 раз. Перманентное увеличение остаточных деформаций С-90 может быть связано с тем, что соты при скорости нагружения 0,2 Гц полностью не восстанавливают первоначальную форму после снятия нагрузки, в отличие от ауксетического аналога. Дополнительная оценка механических характеристик показала, что жесткость конструкции А-90 после 500-го цикла усталостных испытаний выросла на 9,6%, в то же время жесткость конструкции С-90 выросла на 7,6%, соответственно.

Результаты симуляции квазистатических испытаний на сжатие показали, что в локальных областях образца А-90 концентрируется напряжений по фон Мизесу на 40% меньше, чем в образце С-90, как показано на Рисунке 54, при этом показатель эквивалентных деформаций на 34% ниже в А-90, как отмечается на Рисунке 55. Важно отметить, что напряжения распределяются вдоль ребер, образующую ауксетическую структуру. В то же время, в неауксетической структуре напряжения концентрируются в соединениях горизонтальных и диагональных ребер, что может приводить к бочкообразному поведению образцов, как отмечалось при статических испытаниях на сжатие.

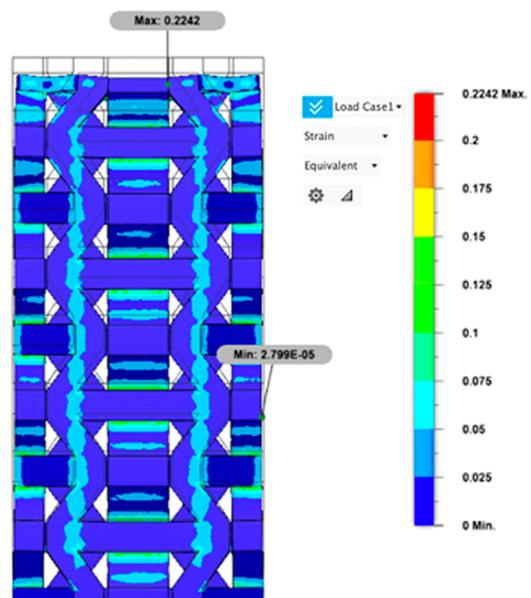
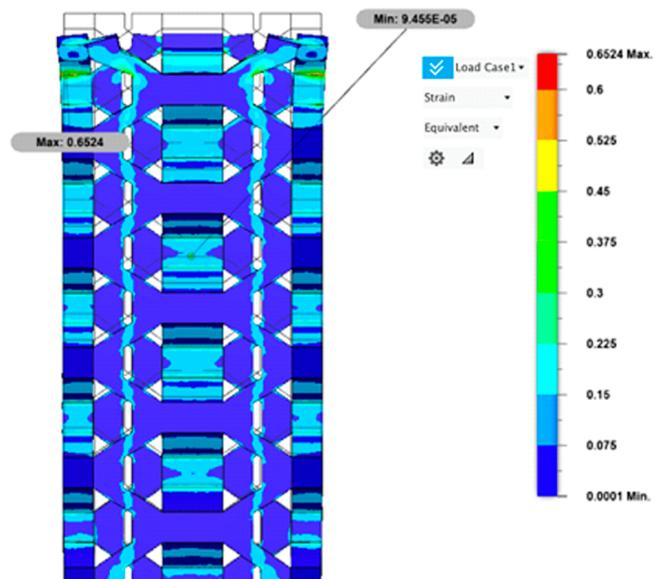
Аналогичные результаты механических испытаний кубических образцов ауксетического метаматериала и сотовой структуры были продемонстрированы в предыдущем исследовании [2]. В работе отмечалось, что ауксетики и сотовые структуры демонстрируют схожие механические свойства при первичном нагружении до деформации 14 %, когда номинальное значение напряжения достигает ~0,5 МПа. Однако площадь петли гистерезиса сотовой структуры в несколько раз больше, чем у ауксетического аналога, что также связывается с частичным восстановлением формы образца после снятия нагрузки. При циклическом, как и при статическом сжатии, образец с сотовой структурой приобретает "бочкообразный" вид, в то же время ауксетический метаматериал коллапсирует вследствие упругого смятия и потери устойчивости.



**Рисунок 53.** Результаты усталостных испытаний на сжатие ауксетического метаматериала А-90 и сотовой структуры С-90 на основе ТПУ при  $\theta = 50^\circ$  ( $-40^\circ$ ) и  $140^\circ$  ( $50^\circ$ ). А) Кривая напряжение-деформация для образца А-90 при циклических нагрузках. Б) Кривая напряжение-деформация для образца С-90 при циклических нагрузках. В) Зависимость деформации от количества циклов для образца А-90. Г) Зависимость деформации от количества циклов для образца С-90

**A****Б**

**Рисунок 54.** Результаты компьютерного моделирования квазистатических испытаний образцов на основе ТПУ, распределение напряжений по фон Мизесу. А) Образец А–90 при моделировании статического сжатия. Б) Образец С–90 при моделировании статического сжатия

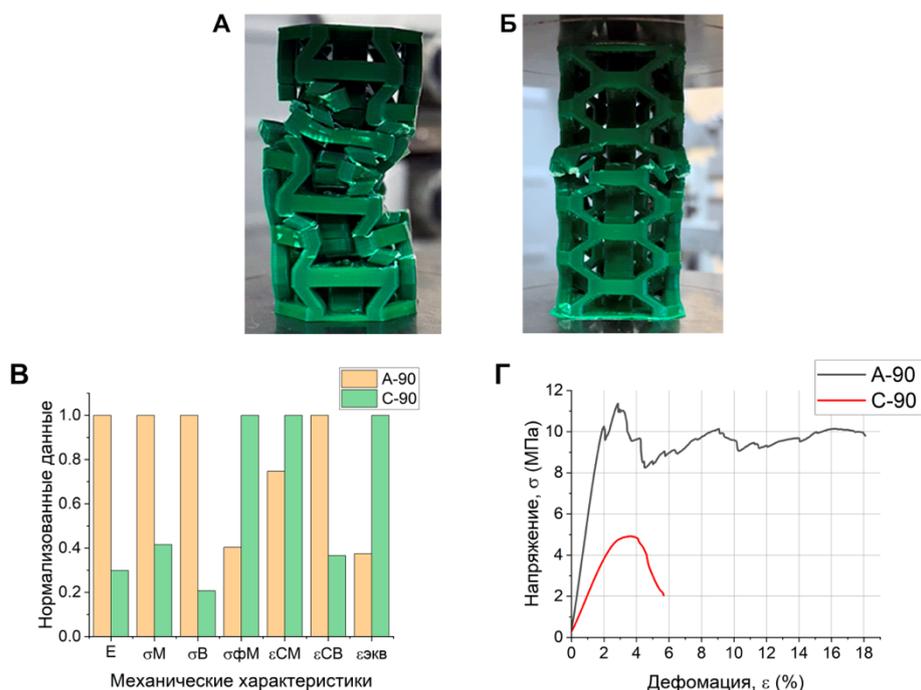
**А****Б**

**Рисунок 55.** Результаты компьютерного моделирования квазистатических испытаний образцов на основе ТПУ, распределение эквивалентных деформаций. А) Образец А–90 при моделировании статического сжатия. Б) Образец С–90 при моделировании статического сжатия

## 5.2 Результаты исследования механических свойств А-90 и С-90 на основе АБС

Результаты статических испытаний на сжатие образцов А-90 и С-90 на основе АБС, представлены на Рисунке 56 и в Таблице 32. Ауксетик ( $\theta < 90^\circ$ ) демонстрирует повышенный модуль упругости более чем в 3 раза по сравнению с сотовой структурой ( $\theta > 90^\circ$ ): 625 против 187 МПа. Условный предел текучести ауксетика сопровождался разрушением печатных слоев на стыке горизонтальных и боковых ребер при деформации  $\sim 2\%$  и напряжении 10 МПа (Рисунок 56А). Последующие разрушения приводили к уплотнению ячейки, и как следствие, упрочнению метаматериала без существенного снижения напряжений, достигая деформации в среднем до 20% (Рисунок 56В).

Условный предел текучести сотовой структуры фиксировался с последующим разрушением печатных слоев в области боковых ребер (Рисунок 56Б), который сопровождался дальнейшим разрушением конструкции и падением напряжений более чем на 50% при деформации 6% и напряжении 2 МПа.



**Рисунок 56.** Результаты исследования механических характеристик ауксетического метаматериала А-90 и сотовой структуры С-90 на основе АБС при  $\theta = 50^\circ$  ( $-40^\circ$ ) и  $140^\circ$  ( $50^\circ$ ). А) Образец А-90 в области пластической деформации при разрушении. Б) Образец Н – 90 в области пластической деформации при разрушении. В) Относительное сравнение типов образцов с исследуемыми механическими характеристиками. Г) Кривая напряжение-деформация для образцов А-90 и С-90

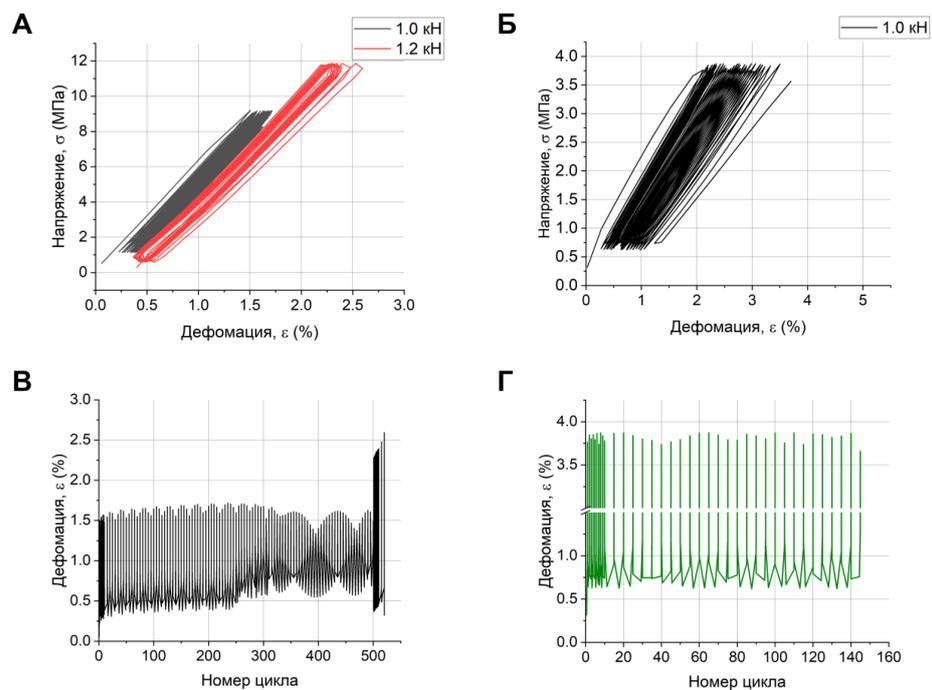
Кривая гистерезиса после поэтапного нагружения при фиксированной нагрузке и зависимость деформации от количества циклов показана на Рисунке 57. Разрушение образцов А-90 происходило после 520 цикла при нагрузке 1,2 кН, что в среднем соответствует 12 МПа при деформации 2–2,5% (Рисунок 57А). Разрушение образцов С-90 отмечалось после 140 цикла при нагрузке 0,4 кН, что соответствует 3,6 МПа при деформации 3,7% (Рисунок 57Б).

Оценка остаточных деформаций показала, что возможные дефекты в образцах А-90 возникали после 250 цикла, где наблюдались скачки остаточной деформации до 0,9%. Остаточные деформации в образцах С-90 монотонно возрастали с увеличением циклов и достигали значений 1,4% в момент разрушения. Жесткость метаматериалов заметно снизилась в среднем до 13% для А-90 и до 23% для С-90 предположительно в результате накопления дефектов. При этом механизм разрушения соответствовал механизму, отмеченному при статическом сжатии.

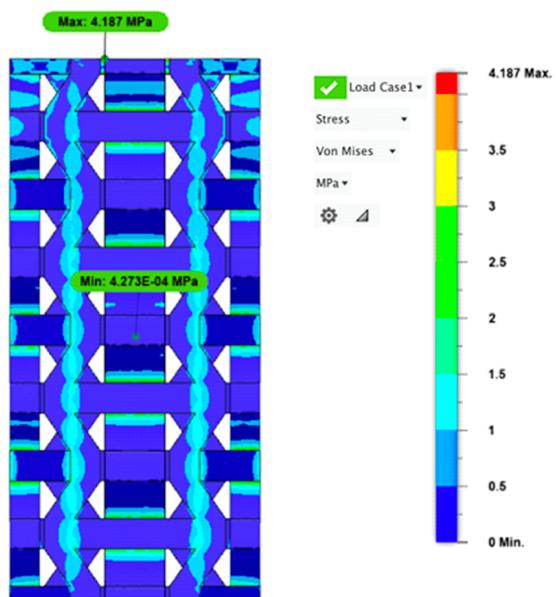
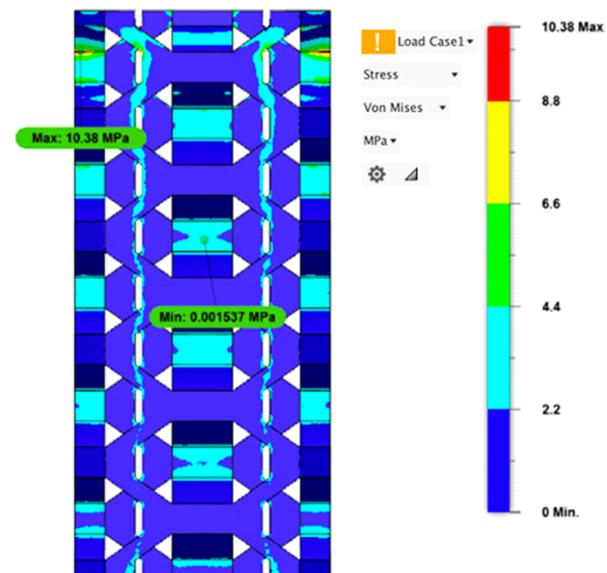
Результаты компьютерной симуляции показали, что максимальные напряжения по фон Мизесу для ауксетического образца составили 4,2 МПа (Рисунок 58А) при эквивалентной деформации 0,003 (Рисунок 59А), что на 40% меньше, чем у неауксетического образца: 10,38 МПа при 0,008 эквивалентной деформации (Рисунок 58Б–59Б).

**Таблица 32.** Результаты механических испытаний на статическое сжатие трехмерных структур А-90 и С-90 на основе АБС.

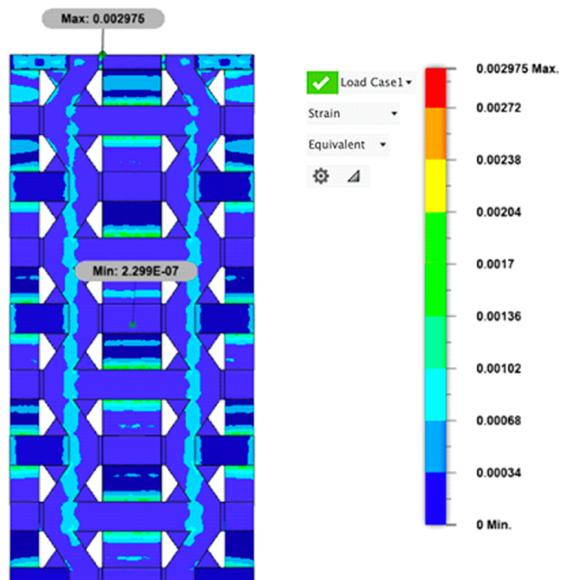
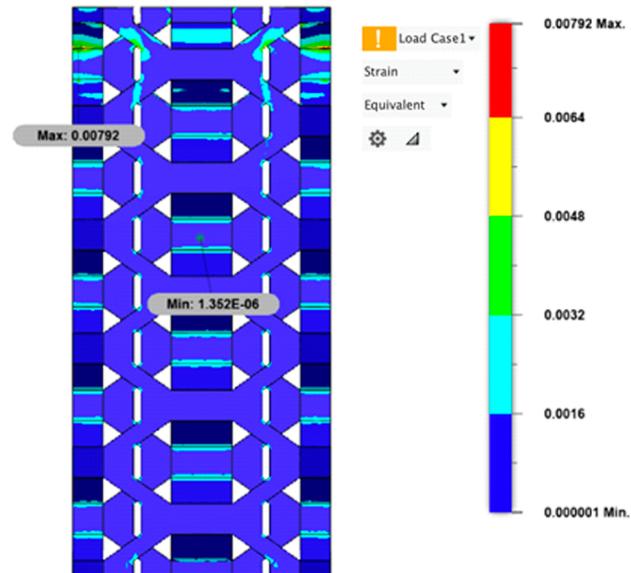
	Тип образца	
	А-90	С-90
$E$ , МПа	$624,89 \pm 18,77$	$186,75 \pm 5,53$
$\sigma_M$ , МПа	$12,42 \pm 0,55$	$5,16 \pm 0,36$
$\sigma_B$ , МПа	$9,8 \pm 1,89$	$2,03 \pm 0,94$
$\sigma_{\text{фонМизес}}$ , МПа (МКЭ)	4,19	10,38
$\varepsilon_{CM}$ , %	$2,44 \pm 0,16$	$3,27 \pm 0,54$
$\varepsilon_{CB}$ , %	$15,56 \pm 5,09$	$5,69 \pm 1,07$
$\varepsilon_{\text{экв}}$ (МКЭ)	0,003	0,008



**Рисунок 57.** Результаты усталостных испытаний на сжатие ауксетического метаматериала А-90 и сотовой структуры С-90 на основе АБС при  $\theta = 50^\circ$  ( $-40^\circ$ ) и  $140^\circ$  ( $50^\circ$ ). А) Кривая напряжение-деформация для образца А-90 при циклических нагрузках. Б) Кривая напряжение-деформация для образца С-90 при циклических нагрузках. В) Зависимость деформации от количества циклов для образца А-90. Г) Зависимость деформации от количества циклов для образца С-90

**А****Б**

**Рисунок 58.** Результаты компьютерного моделирования квазистатических испытаний образцов на основе АБС, распределение напряжений по фон Мизесу. А) Образец А–90 при моделировании статического сжатия. Б) Образец С–90 при моделировании статического сжатия

**А****Б**

**Рисунок 59.** Результаты компьютерного моделирования квазистатических испытаний образцов на основе АБС, распределение эквивалентных деформаций. А) Образец А–90 при моделировании статического сжатия. Б) Образец С–90 при моделировании статического сжатия

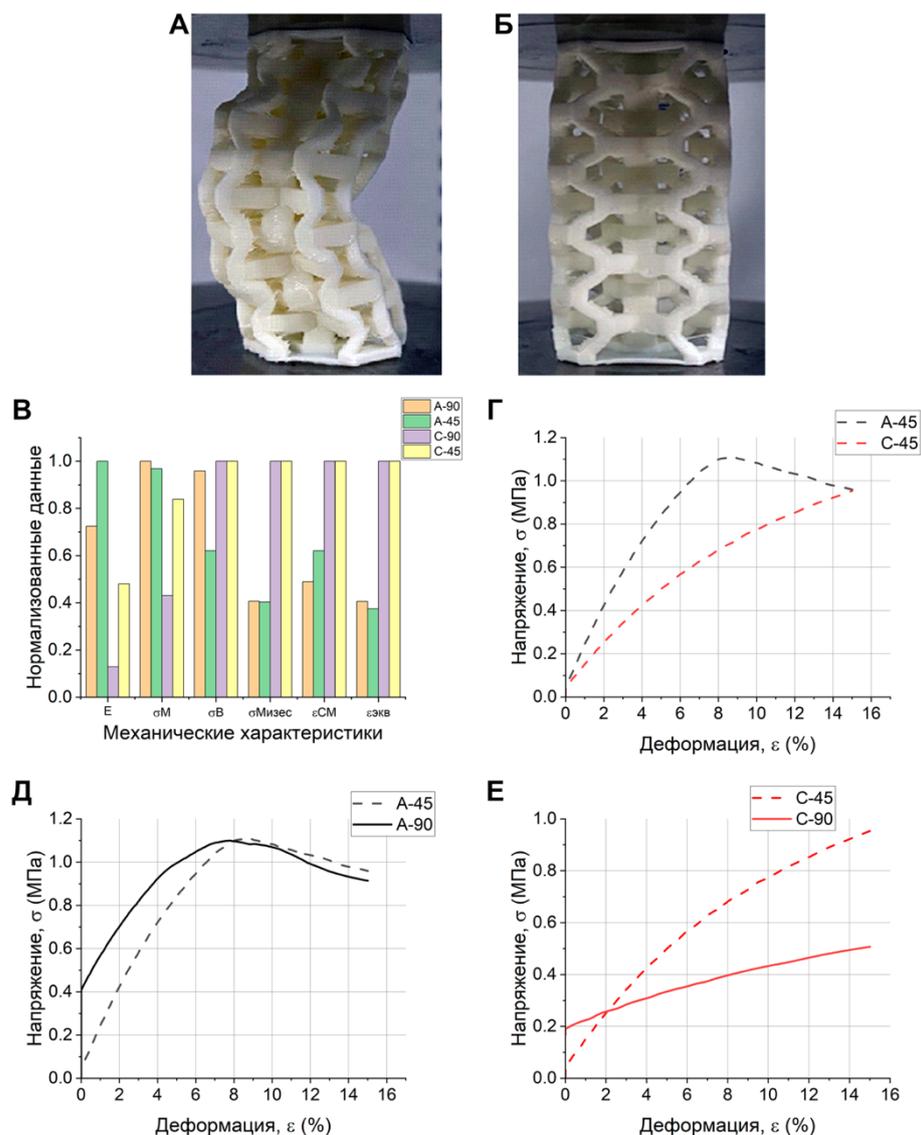
## Глава 6. Результаты исследования механических свойств ауксетического метаматериала А-45 и сотовой структуры С-45 на основе ТПУ, АБС и $Al_{11}CuMn$

### 6.1 Результаты исследования механических свойств А-45 и С-45 на основе ТПУ

На Рисунке 60 показаны результаты механических испытаний образцов А-45 и С-45 на статическое сжатие из ТПУ в виде нормализованных данных и кривая «напряжение-деформация» в сравнении с А-90 и С-90. В Таблице 33 представлены результаты в виде исходных данных.

Результаты механических испытаний показали увеличение прочности образцов С-45 по сравнению с конфигурацией С-90. Значение  $E$  выросло в 4 раза, при этом  $\sigma_x$  достигает значений сопоставимых с образцами А-90 и А-45 при 15% продольной деформации (Рисунок 60Г). Увеличение прочности образцов с сотовой структурой в конфигурации С-45, предположительно объясняется равномерным перераспределением нагрузки на горизонтальные ребра за счет уменьшения площади контакта. В то же время, механические характеристики ауксетического метаматериала А-45 практически не изменилась относительно А-90. В процессе статического сжатия при достижении максимального напряжения отмечалась аналогичная упругая потеря устойчивости, возникающая при 8% продольной деформации и 1,1 МПа (Рисунок 60А). При испытаниях образцов С-45 также не наблюдалось явного перехода из упругой области в область пластического деформации, поскольку образец принимал «бочкообразный» вид, как показано на Рисунке 60Б.

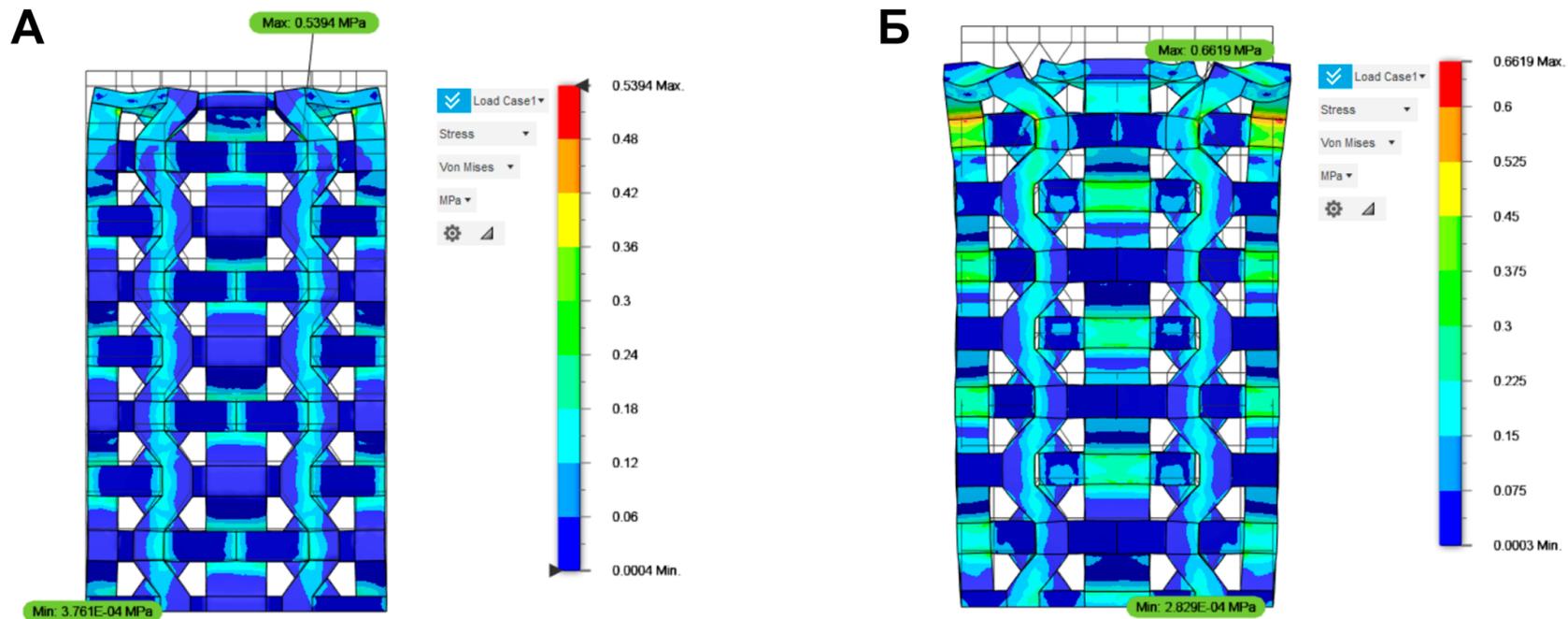
Результаты компьютерного моделирования испытаний на сжатие, показывают, что в ауксетическом метаматериале А-45 в локальных областях концентрируется на ~20% больше напряжений, чем в конфигурации А-90. В образце С-45 максимальные напряжения уменьшились на 37% по сравнению с С-90, но все еще на 20% выше, чем в А-45. Как показано на Рисунке 61, максимальные напряжения возникают в местах соединения горизонтальных и боковых ребер в области приложения нагрузки, где площадь поперечного сечения минимальна. Напротив, в сотовой структуре та же нагрузка приводит к высоким напряжениям в боковых ребрах.



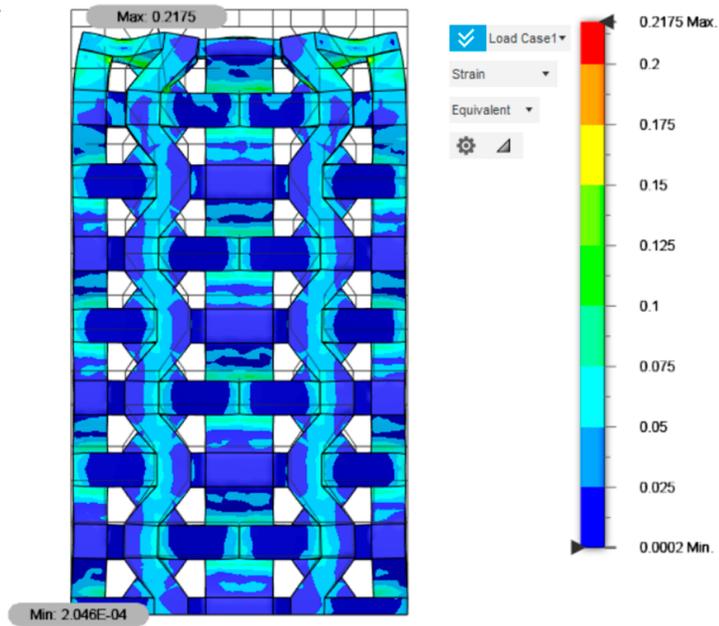
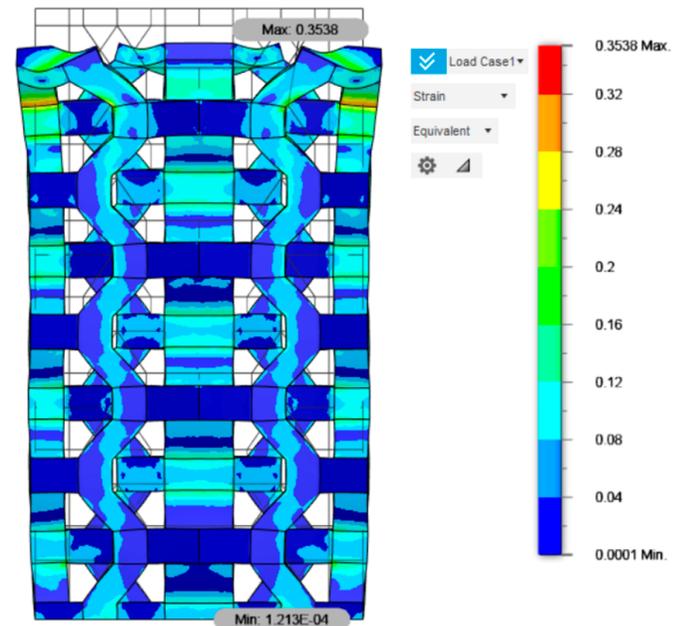
**Рисунок 60.** Результаты исследования механических характеристик ауксетического метаматериала А-45 и сотовой структуры С-45 на основе ТПУ при  $\theta = 50^\circ$  ( $-40^\circ$ ) и  $140^\circ$  ( $50^\circ$ ). А) Образец А-45 при упругой потере устойчивости. Б) Образец С-45 в области упругой / пластичной деформации. В) Относительное сравнение типов образцов с исследуемыми механическими характеристиками. Г) Кривая напряжение-деформация для образцов А-45 и С-45. Д) Кривая напряжение-деформация для образцов А-45 и А-90. Е) Кривая напряжение-деформация для образцов С-45 и С-90

**Таблица 33.** Результаты механических испытаний на статическое сжатие трехмерных структур А-45 и С-45 на основе ТПУ

	Тип образца			
	А-90	А-45	С-90	С-45
$E$ , МПа	$13,41 \pm 0,88$	$18,50 \pm 0,69$	$2,38 \pm 0,15$	$8,89 \pm 0,72$
$\sigma_M$ , МПа	$1,18 \pm 0,03$	$1,15 \pm 0,05$	$0,51 \pm 0,01$	$0,99 \pm 0,07$
$\sigma_X$ , МПа	$0,91 \pm 0,02$	$0,93 \pm 0,1$	$0,51 \pm 0,01$	$0,95 \pm 0,02$
$\sigma_{\text{фонМизес}}$ , МПа (МКЭ)	0,43	4,19	1,05	10,38
$\varepsilon_{CM}$ , %	$7,34 \pm 1,01$	$9,32 \pm 0,3$	$15,02 \pm 0,02$	$15,01 \pm 0,01$
$\varepsilon_{\text{экв}}$ (МКЭ)	0,23	0,003	0,55	0,008



**Рисунок 61.** Результаты компьютерного моделирования квазистатических испытаний образцов на основе ТПУ, распределение напряжений по фон Мизесу. А) Образец А-45 при моделировании статического сжатия. Б) Образец С-45 при моделировании статического сжатия

**А****Б**

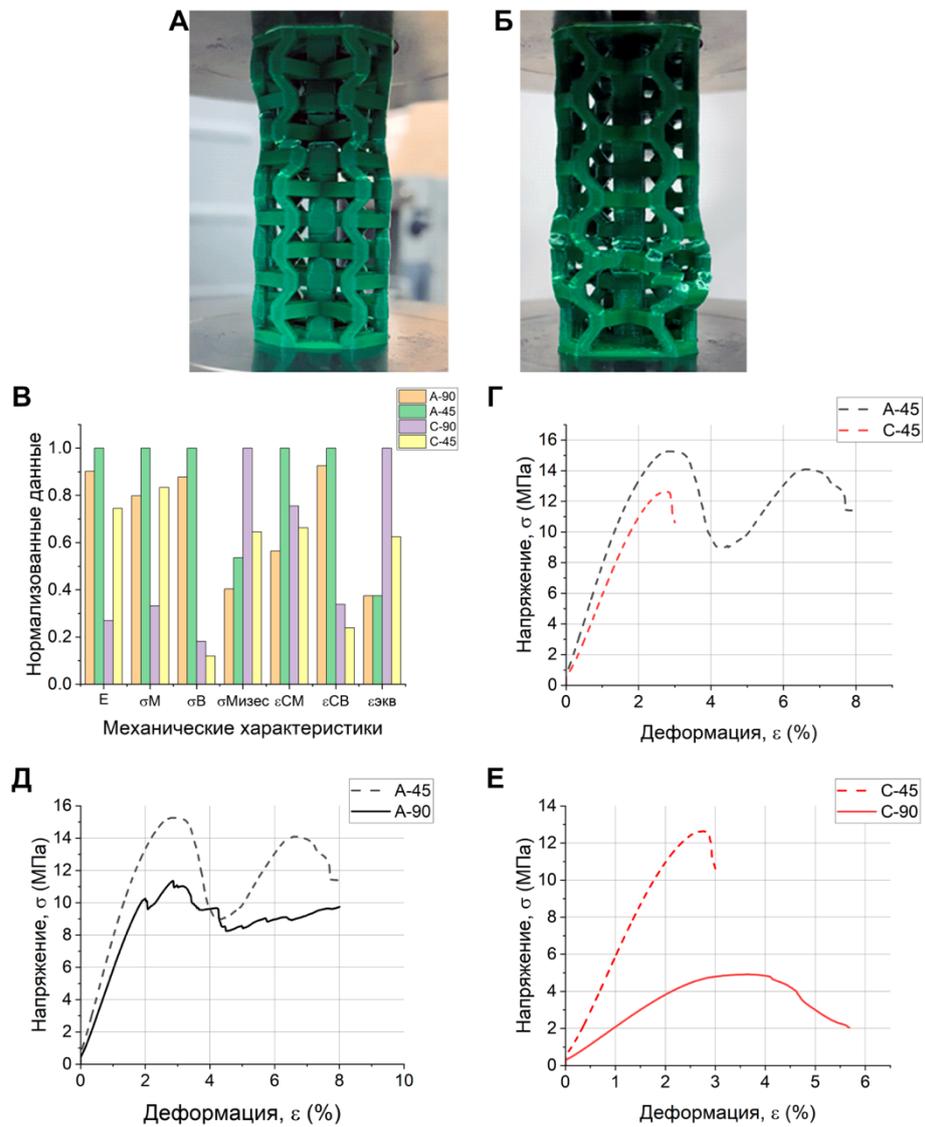
**Рисунок 62.** Результаты компьютерного моделирования квазистатических испытаний образцов на основе ТПУ, распределение эквивалентных деформаций. А) Образец А-45 при моделировании статического сжатия. Б) Образец С-45 при моделировании статического сжатия

## 6.2 Результаты исследования механических свойств А-45 и С-45 на основе АБС

Результаты статических испытаний на сжатие образцов А-45 и С-45 на основе АБС, представлены на Рисунке 63 и в Таблице 34 в виде исходных данных. Образцы с С-45 и А-45 аналогично продемонстрировали увеличение прочности относительно аналогов А-90 и С-90 (Рисунок 63Е). Значение  $E$  сотовой структуры увеличилось в 3 по сравнению с С-90 и составило 75% от ауксетического метаматериала С-45.

Несмотря на увеличение прочности конфигурации А-45 и С-45, механизм деформации образцов не изменился. При достижении максимального напряжения ( $\sigma_M = 12,973 \pm 0,949$  МПа) деформации в области боковых ребер сотовых структур приводили к разрушению конструкции под углом в  $45^\circ$  и падению величины усилия более чем на 50% (Рисунок 63Б), как уже отмечалось ранее. В то же время разрушение ауксетического метаматериала А-45 сопровождался разрушением печатных слоев на стыке горизонтальных и боковых ребер (Рисунок 63А), с последующим уплотнением и упрочнением образцов, как и в конфигурации А-90 (Рисунок 63Г-Д) достигая  $\sigma_M$  до  $15,56 \pm 1,56$  МПа.

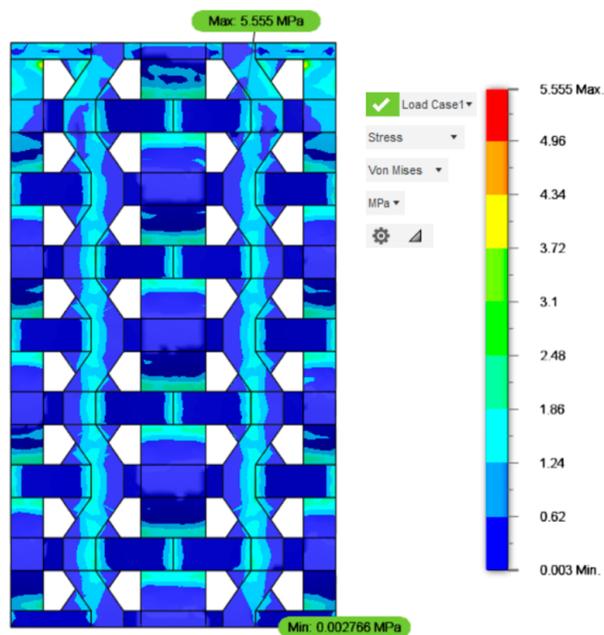
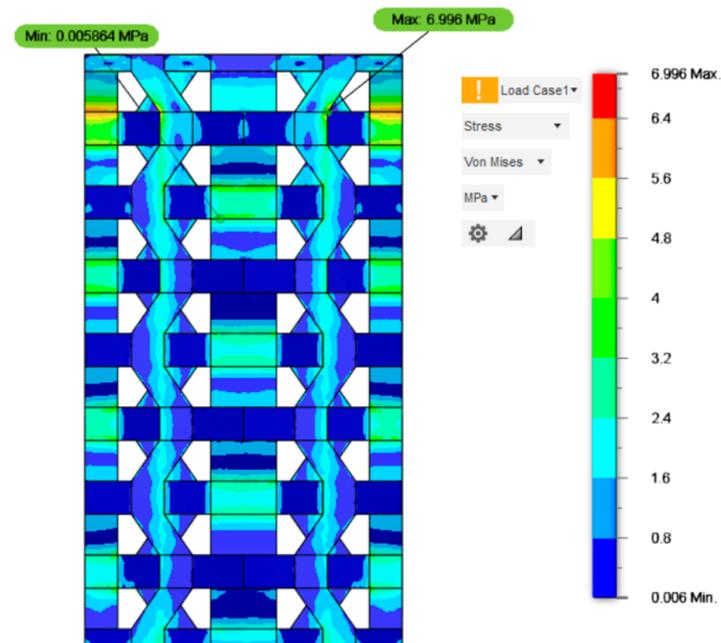
Результаты симуляции, показали, что в ауксетическом метаматериале А-45 в локальных областях аналогично концентрируется на 25% больше напряжений, чем в конфигурации А-90 при равных эквивалентных деформациях – 0,003. В образце С-45 максимальные напряжения уменьшились на 36% по сравнению с С-90, но все еще на 38% выше, чем в А-45. Как и ожидалось, максимальные напряжения возникают в местах соединения горизонтальных и боковых ребер в области приложения нагрузки. Напротив, в сотовой структуре та же нагрузка приводит к высоким напряжениям в боковых ребрах (Рисунок 64–65).



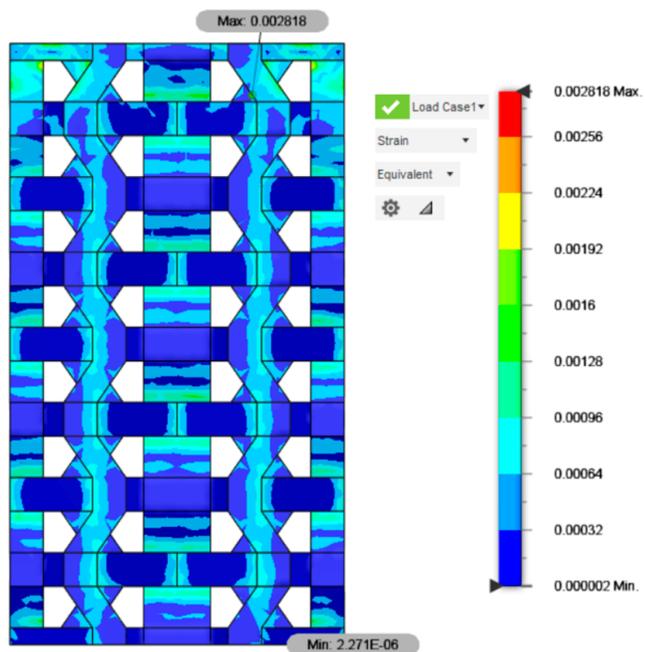
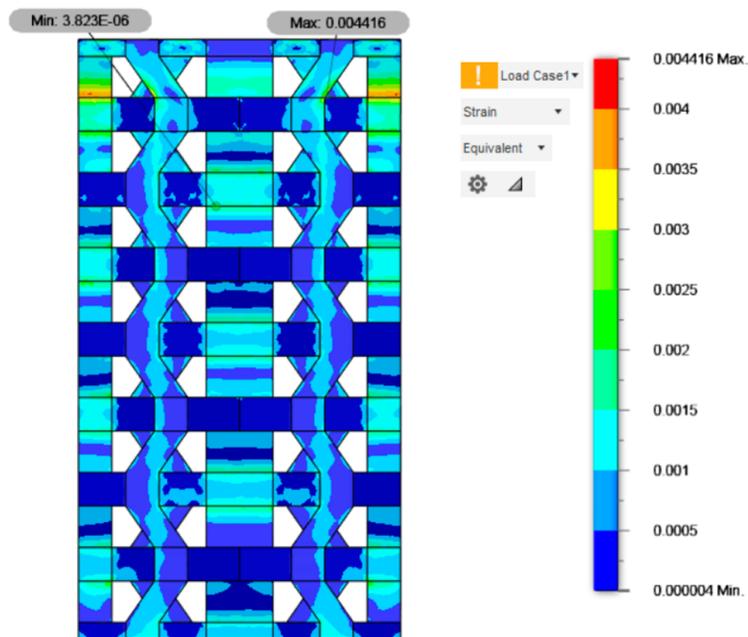
**Рисунок 63.** Результаты исследования механических характеристик ауксетического метаматериала А-45 и сотовой структуры С-45 на основе АБС при  $\theta = 50^\circ$  ( $-40^\circ$ ) и  $140^\circ$  ( $50^\circ$ ). А) Образец А-45 в области пластической деформации при разрушении. Б) Образец С – 45 в области пластической деформации при разрушении. В) Относительное сравнение типов образцов с исследуемыми механическими характеристиками. Г) Кривая напряжение-деформация для образцов А-45 и С-45. Д) Кривая напряжение-деформация для образцов А-45 и А-90. Е) Кривая напряжение-деформация для образцов С-45 и С-90

**Таблица 34.** Результаты механических испытаний на статическое сжатие трехмерных структур А-45 и С-90 на основе АБС

	Тип образца			
	А-90	А-45	С-90	С-45
$E$ , МПа	$624,89 \pm 18,77$	$692,50 \pm 24,76$	$186,75 \pm 5,53$	$515,94 \pm 29,51$
$\sigma_M$ , МПа	$12,42 \pm 0,55$	$15,56 \pm 1,56$	$5,16 \pm 0,36$	$12,97 \pm 0,95$
$\sigma_B$ , МПа	$9,8 \pm 1,89$	$11,16 \pm 4,37$	$2,03 \pm 0,94$	$1,34 \pm 0,91$
$\sigma_{\text{фонМизес}}$ , МПа (МКЭ)	4,19	5,56	10,38	6,7
$\varepsilon_{CM}$ , %	$2,44 \pm 0,16$	$4,40 \pm 2,78$	$3,27 \pm 0,54$	$2,92 \pm 0,18$
$\varepsilon_{CB}$ , %	$15,56 \pm 5,09$	$16,81 \pm 1,53$	$5,69 \pm 1,07$	$5,69 \pm 1,07$
$\varepsilon_{\text{экв}}$ (МКЭ)	0,003	0,003	0,008	0,005

**А****Б**

**Рисунок 64.** Результаты компьютерного моделирования квазистатических испытаний образцов на основе АБС, распределение напряжений по фон Мизесу. А) Образец А-45 при моделировании статического сжатия. Б) Образец С-45 при моделировании статического сжатия

**А****Б**

**Рисунок 65.** Результаты компьютерного моделирования квазистатических испытаний образцов на основе АБС, распределение эквивалентных деформаций. А) Образец А-45 при моделировании статического сжатия. Б) Образец С-45 при моделировании статического сжатия

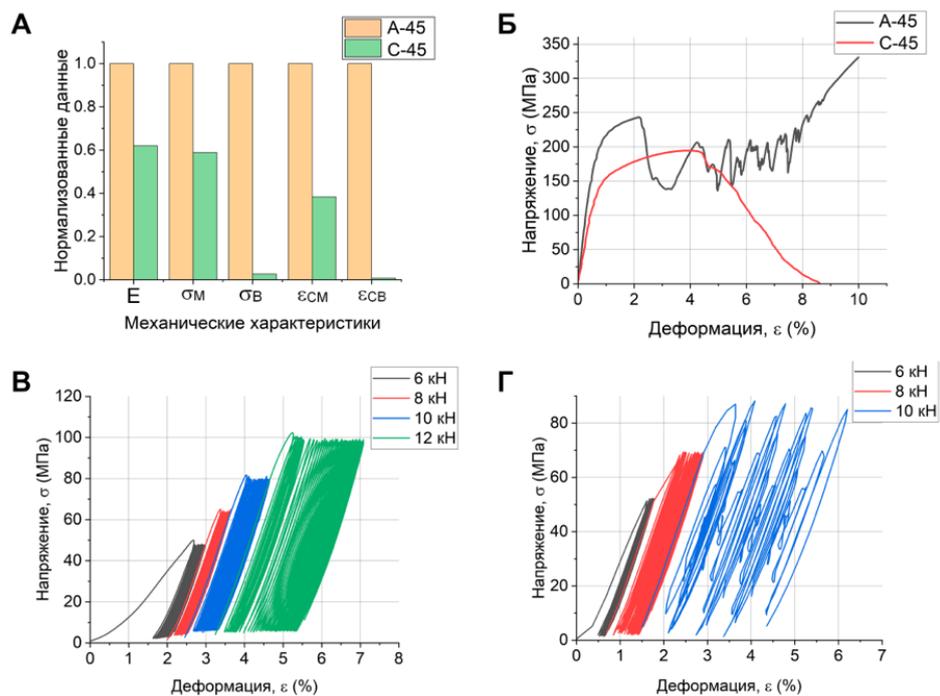
### 6.3 Результаты исследования механических свойств А-45 и С-45 на основе $Al_{11}CuMn$

Согласно результатам статических и усталостных испытаний образцов А-45 и С-45 на основе  $AlCu_{11}Mn$ , как и ожидалось, ауксетический метаматериал имеет повышенные механические характеристики, по сравнению с сотовой структурой, как показано на Рисунке 66 и Таблице 35. Кривая напряжение-деформация линейна до нагрузки 8 кН для А-45 и до 6 кН для С-45 при деформациях 0,35 и 0,41% соответственно. Разрушение образцов А-45 и С-45 начинается примерно при 2% деформации и напряжениях 14 и 10 кН соответственно (Рисунок 66Б). Предположительно, причина такого различия заключается в том, что в случае образцов А-45, максимальные напряжения действуют вдоль стержней, образующих ауксетическую структуру, что подтверждает результаты экспериментов полученных ранее.

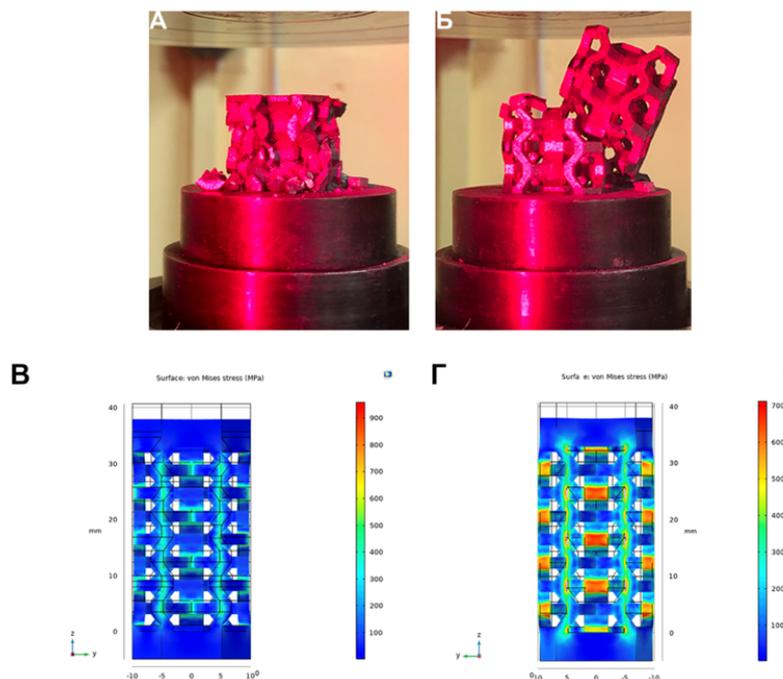
Согласно результатам усталостных испытаний, ауксетическая структура также имеет повышенные механические характеристики. А-45 разрушается при нагрузке 12 кН (после 2000 циклов) и деформации 8% при номинальном напряжении 110 МПа (Рисунок 66В). В то же время Н-45 разрушается под нагрузкой 8 кН (после 1000 циклов) и деформацией 2–4% при номинальном напряжении 70 МПа (Рисунок 66Г). Полное разрушение неауксетического образца происходит при нагрузке 10 кН (1500 циклов) и деформации 6% при номинальном напряжении 80 МПа.

Следует отметить, что ауксетическая структура как ожидалось "складывается" и становится более плотной при разрушении, что приводит к упрочнению, как видно из результатов статических испытаний (Рисунок 67А). В то же время, как и ожидалось, разрушение сотовых структур происходит при напряжениях, действующих под углом  $45^\circ$  к вектору нагрузки в области диагональных ребер, которые возникают в результате сложения нормальных сжимающих напряжений с напряжениями от реакции опор испытательной машины, как показано на Рисунке 67Б.

Результаты компьютерного моделирования квазистатических одноосных испытаний образцов на сжатие показывают, что локальные области разрушения концентрируют на 30% больше напряжений в образце А-45, чем подобные области в С-45. Однако, как ожидалось большинство напряжений равномерно распределено вдоль стержней, образующих ауксетическую структуру (Рисунок 67В). Максимальные напряжения возникают в местах соединения горизонтальных и боковых ребер. Напротив, в сотовой структуре та же нагрузка приводит к высоким напряжениям во всех вертикальных элементах (Рисунок 67Г).



**Рисунок 66.** Результаты исследования механических характеристик ауксетического метаматериала А-45 и сотовой структуры С-45 на основе  $AlCu_{11}Mn$  при  $\theta = 50^\circ$  ( $-40^\circ$ ) и  $140^\circ$  ( $50^\circ$ ). А) Относительное сравнение типов образцов с исследуемыми механическими характеристиками. Б) Кривая напряжение-деформация для образцов А-45 и С-45. В) Кривая напряжение-деформация при циклическом нагружении образцов А-45. Г) Кривая напряжение-деформация при циклическом нагружении С-45 [215]



**Рисунок 67** – Результаты исследования механических характеристик ауксетического метаматериала А-45 и сотовой структуры С-45 на основе  $AlCu_{11}Mn$  при  $\theta = 50^\circ(-40^\circ)$  и  $140^\circ(50^\circ)$ . А) Образец А-45 после разрушения при статическом сжатии. Б) Образец С-45 после разрушения при статическом сжатии. В) Распределение напряжений по фон Мизесу для образца А-45. Г) Распределение напряжений по фон Мизесу для образца С-45 [215]

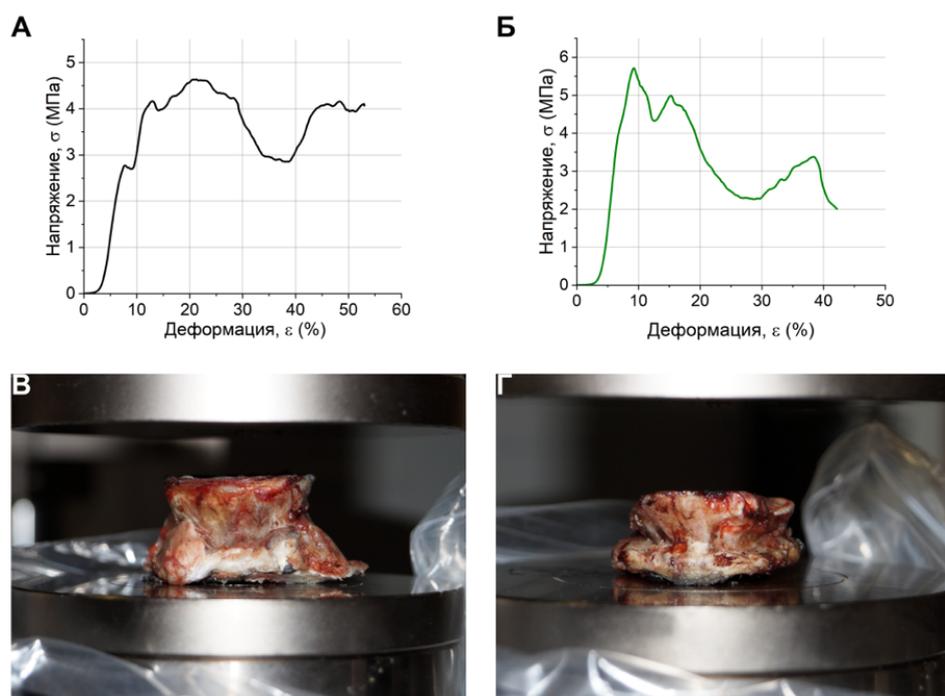
**Таблица 35.** Результаты механических испытаний на статическое сжатие трехмерных структур А-45 и С-90 на основе  $AlCu_{11}Mn$ .

	Тип образца	
	А-45	С-45
$E$ , МПа	378,43	234,45
$\sigma_M$ , МПа	330,59	194,52
$\sigma_B$ , МПа	330,59	8,61
$\varepsilon_{CM}$ , %	9,99	3,840
$\varepsilon_{CB}$ , %	9,99	0,078

## Глава 7. Результаты исследования механических свойств каркасов межтеловых кейджей на основе А-90 и С-90 из Ti6Al4V

### 7.1 Результаты исследования механических свойств биоматериалов животного происхождения

Результаты статических испытаний на сжатие позвонков собаки породы среднего размера представлены на Рисунке 68. Кривая напряжение-деформация характеризуется некоторым «уплотнением» образцов, предшествующих упругой области кривой (Рисунок 68А–Б). Условный предел текучести для 4-го грудного позвонка фиксировался при 2,73 МПа и 8,39% номинальной деформации (Рисунок 68А); 4,03 МПа при 0,44% номинальной деформации для 7-го поясничного позвонка (Рисунке 68Б). При достижении  $\sigma_B$ , образцы позвонков всесторонне коллапсировали и уплотнялись (Рисунок 68В–Г), тем самым упрочняясь, достигая 40–50% продольной деформации при  $\sigma_M = 4,63$  МПа (1878,55 Н) для 4-го грудного позвонка и 5,75 МПа (2846,14 Н). Модуль Юнга испытываемых образцов предварительно оценивался как 80,08 и 93,26 МПа соответственно.



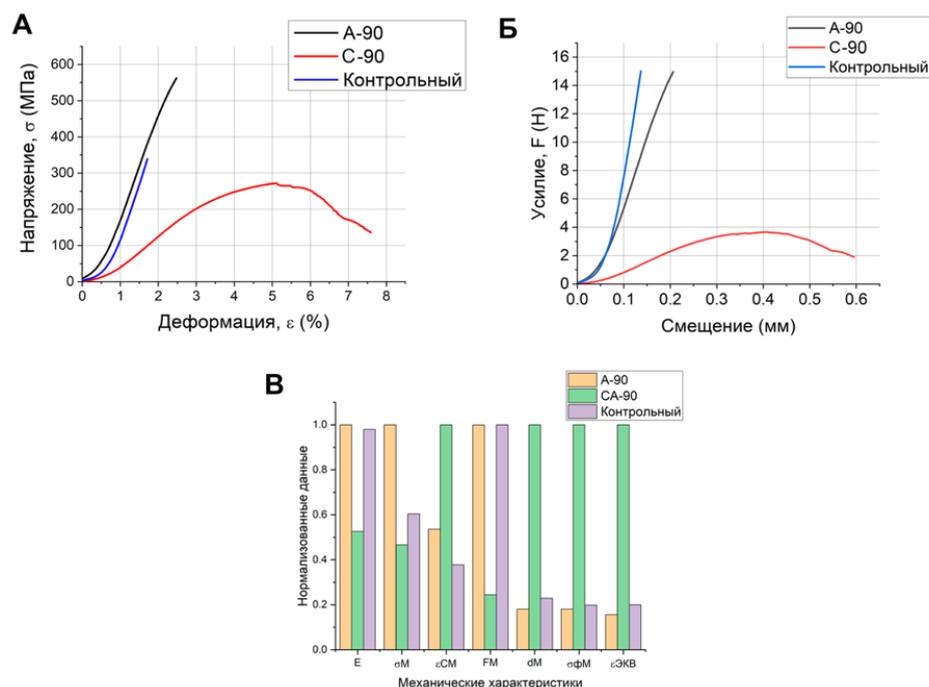
**Рисунок 68.** Результаты механических испытаний биоматериалов животного происхождения.

А) Кривая напряжение–деформация при статическом сжатии 4-го грудного позвонка. Б) Кривая напряжение-деформация при статическом сжатии 7-го поясничного позвонка. В) 4-й грудной позвонок после статического сжатия. Г) 7-й поясничный позвонок после статического сжатия

## 7.2 Результаты исследования механических свойств каркасов межтеловых кейджей на основе Ti6Al4V

Результаты статических испытаний каркасов кейджей на основе метаматериала А-90, сотовой структуры С-90 при  $\theta = 50^\circ$  ( $-40^\circ$ ) и  $140^\circ$  ( $50^\circ$ ),  $h = 3$  мм,  $l = 1,75$  мм,  $t = 0,5$  мм,  $b = 1$  мм в сравнении с коробчатым межтеловым кейджем, выполненных из сплава Ti-6Al-4V, представлены на Рисунке 69 и в Таблице 36

Образцы С-90 ( $\theta > 90^\circ$ ) показали наименьшие прочностные характеристики: разрушение сотовых конструкций наблюдалось при 135 МПа и 7,5% продольной деформации ( $d_M = 0,6 \pm 0,03$  мм), модуль Юнга оценивался как  $7,7 \pm 0,15$  ГПа. В то же время, в образцах А-90 ( $\theta < 90^\circ$ ) и контрольных образцах не наблюдалось видимых разрушений. Однако учитывая результаты предыдущих экспериментов для ауксетического метаматериала при  $\theta = 50^\circ$  ( $-40^\circ$ ), а также исследования группы Ли Янга о механических свойствах ауксетических метаматериалов из Ti6Al4V [232], то можно вынести предположение о схожем механизме разрушения. Тем не менее, при максимальном усилии 15 кН в ауксетическом образце значения напряжений на 40% выше ( $E = 14,9 \pm 0,66$  ГПа), чем в контрольных образцах коробчатого типа ( $E = 14,3 \pm 2,13$  ГПа) при смещениях  $0,21 \pm 0,10$  мм и  $0,14 \pm 0,02$ , соответственно.



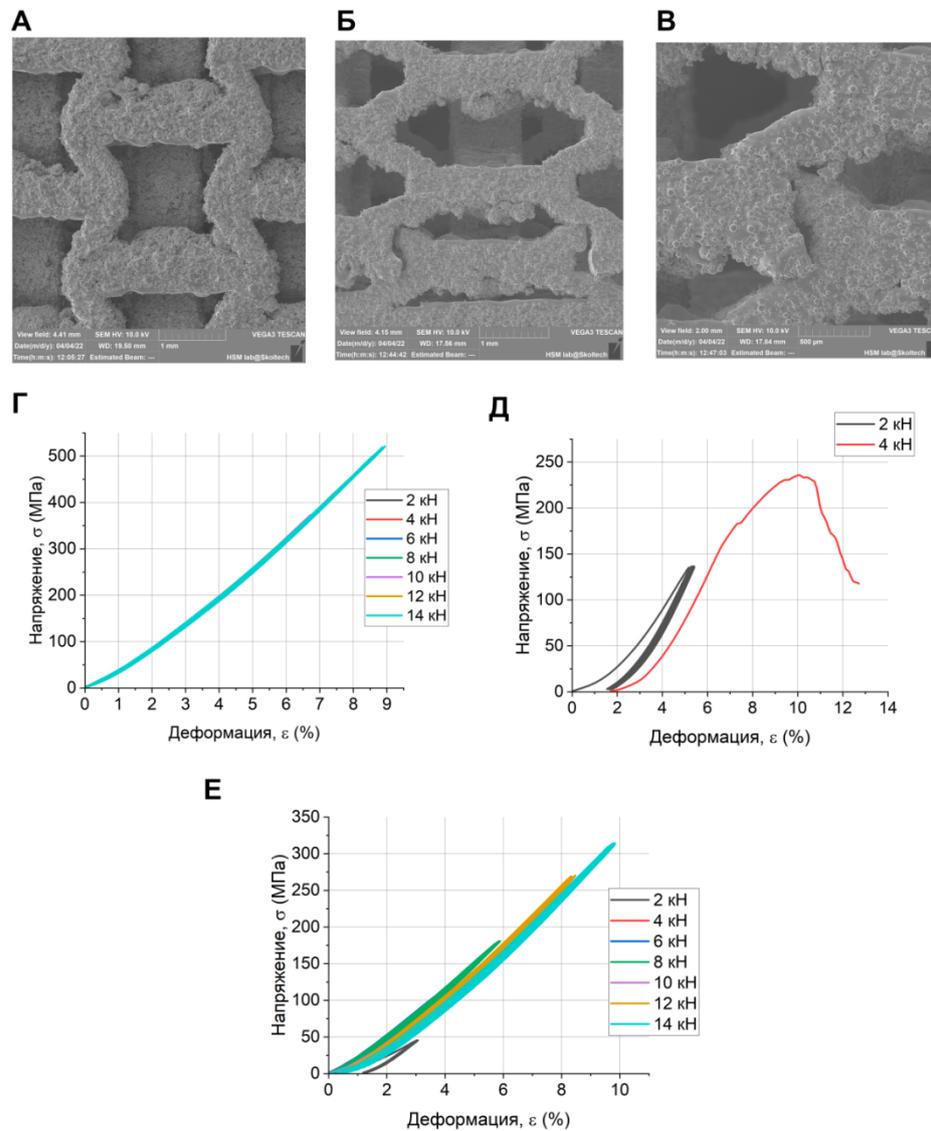
**Рисунок 69.** Результаты исследования механических характеристик при статическом сжатии экспериментальных прототипов кейджей А-90, С-90 и коробчатого кейджа на основе Ti-6Al-4V. А) Кривая напряжение-деформация для А-90, С-90 и контрольного образца. Б) Кривая усилие-смещение для А-90, С-90 и контрольного образца В) Относительное сравнение типов образцов с исследуемыми механическими характеристиками

**Таблица 36.** Результаты исследования механических характеристик экспериментальных прототипов кейджей А-90, С-90 и коробчатого кейджа на основе Ti-6Al-4V

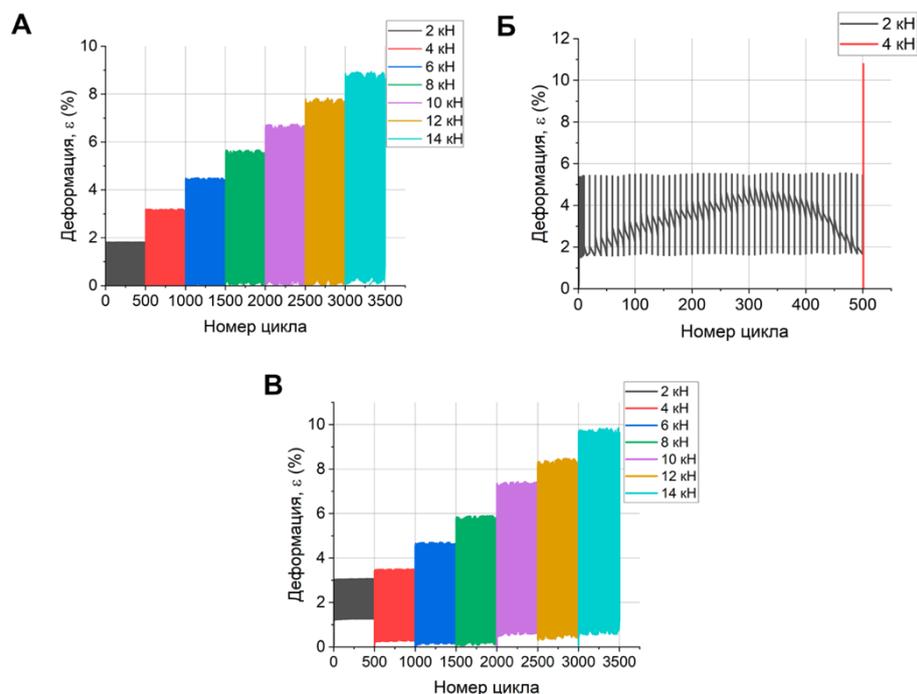
	Тип образца		
	А-90	С-90	Контрольный
$E$ , ГПа	$14,60 \pm 0,66$	$7,68 \pm 0,15$	$14,3 \pm 0,66$
$\sigma_M$ , МПа	$562,05 \pm 0,01$	$261,84 \pm 14,37$	$339,3 \pm 0,01$
$\varepsilon_{CM}$ , %	$2,7 \pm 0,32$	$5,05 \pm 0,09$	$1,9 \pm 0,27$
$F_M$ , кН	$15,01 \pm 0,0003$	$3,67 \pm 0,2$	$15,02 \pm 0,0004$
$d_M$ , мм	$0,21 \pm 0,10$	$0,6 \pm 0,03$	$0,14 \pm 0,02$
$\sigma_{фонМизес}$ , МПа (МКЭ)	126	697,2	138
$\varepsilon_{ЭКВ}$	0,0014	0,009	0,0018

Согласно результатам усталостных испытаний, Рисунок 70, сотовая структура разрушается при нагрузке 4 кН после 501 цикла (235 МПа, 12%) в области боковых ребер, что видно из фотографий СЭМ (Рисунок 70Б–В). В свою очередь, кейдж на основе ауксетического метаматериала не разрушается после 3500 циклов при нагрузке до 14 кН, что также видно из результатов СЭМ (Рисунок 70А), достигая напряжений 520 МПа при

продольной деформации 8,67% (Рисунок 70Г). Петля гистерезиса образцов А-90 характеризуется малой площадью петли и как следствие малыми значения остаточных деформаций. По оценкам, возможные дефекты структуры проявлялись после 1500 цикла при нагрузке 8 кН, где значение остаточной деформации составило 0,9%. После 3500 циклов остаточные деформации в среднем остались на уровне не превышающие 1% (Рисунок 71А). Стоит отметить, что максимальные значения напряжений ауксетических кейджей на 40% выше, чем у сотовых структур и коробчатых кейджей. При циклических испытаниях коробчатых кейджей наблюдалась повышенная остаточная деформация до 1,3% при 2 кН, после чего деформация снижалась в среднем на 70%. Дальнейшее увеличение остаточных деформаций до 1,5% наблюдалось в диапазоне 1500–3000 циклов нагружения (Рисунок 71В).



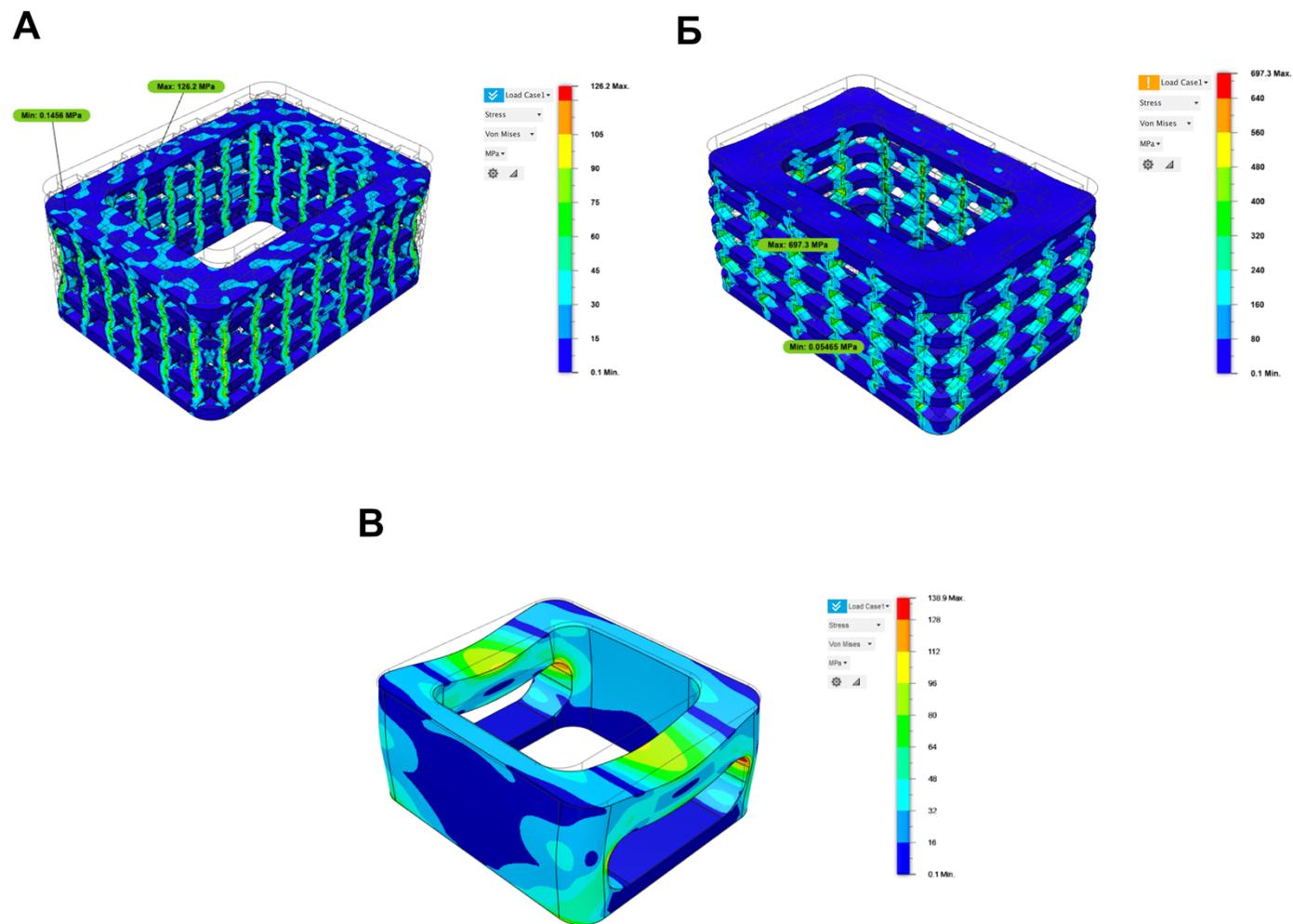
**Рисунок 70.** Результаты исследования механических характеристик при циклическом нагружении экспериментальных прототипов кейджей. А) Микрофотография СЭМ участка образца А-90 после усталостных испытаний, увеличение 1 мм. Б) Микрофотография СЭМ участка образца С-90 после усталостных испытаний, увеличение 1 мм. В) Микрофотография СЭМ участка образца С-90 после усталостных испытаний, увеличение 500 мкм. Г) Кривая напряжение-деформация при циклическом нагружении образцов А-90. Д) Кривая напряжение-деформация при циклическом нагружении образцов С-90. Е) Кривая напряжение-деформация при циклическом нагружении контрольных образцов



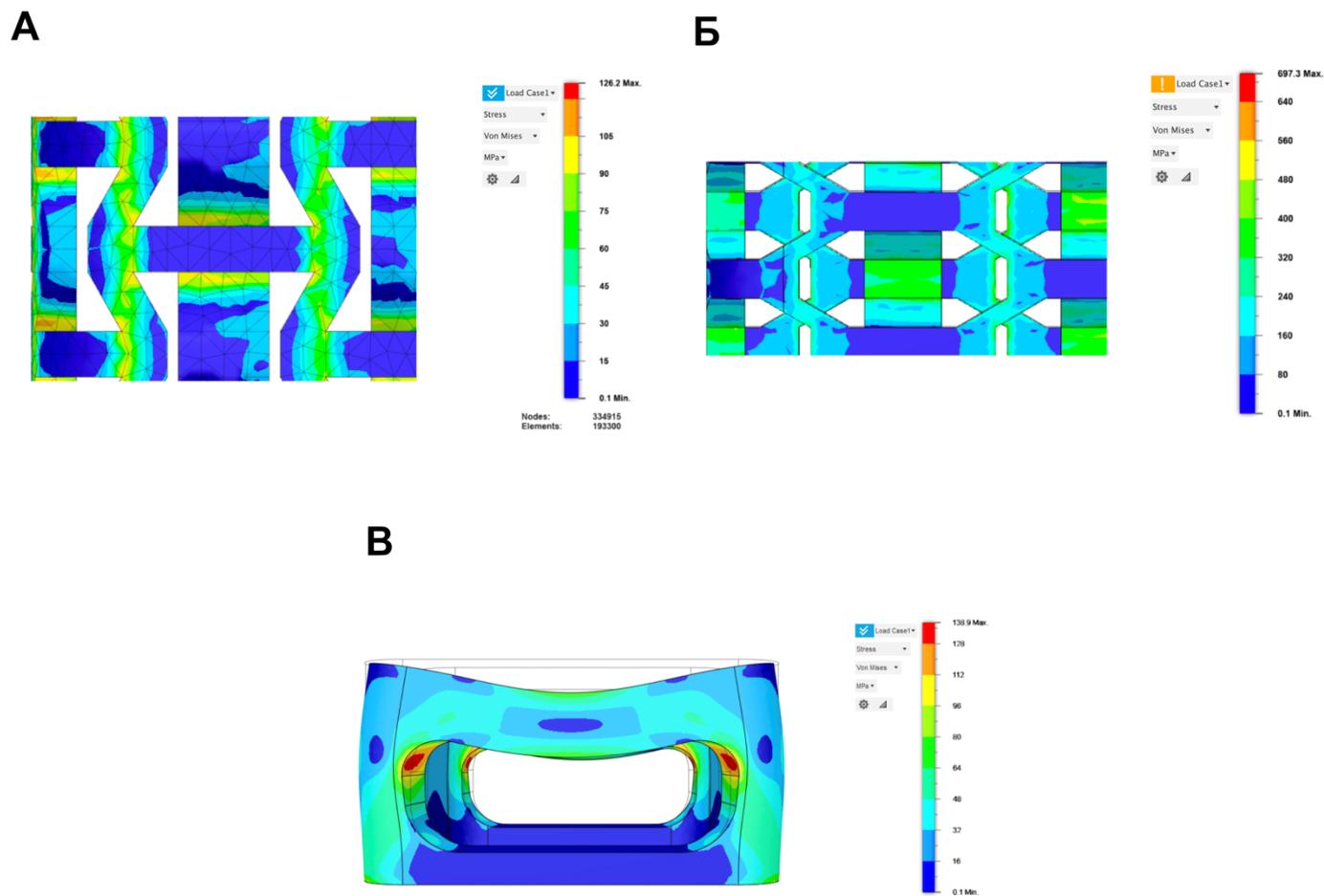
**Рисунок 71.** Результаты исследования механических характеристик при циклическом нагружении экспериментальных прототипов кейджей. А) Зависимость деформации от количества циклов образцов А-90. Б) Зависимость деформации от количества циклов образцов С-90. В) Зависимость деформации от количества циклов контрольного образца

Исследование областей напряжений по фон Мизесу в образцах показало, что локальные области предполагаемого разрушения концентрируют на 80% меньше напряжений в образце А-90 – 126 МПа при эквивалентной деформации 0,0014 (Рисунок 72А, 74А). В сравнении с аналогичными областями в образце С-90 – 697,2 МПа при эквивалентной деформации 0,0090 (Рисунок 72Б, 74Б). И на 9% процентов меньше, чем в контрольном образце – 138 МПа при эквивалентной деформации 0,0018 (Рисунок 72В, 74В).

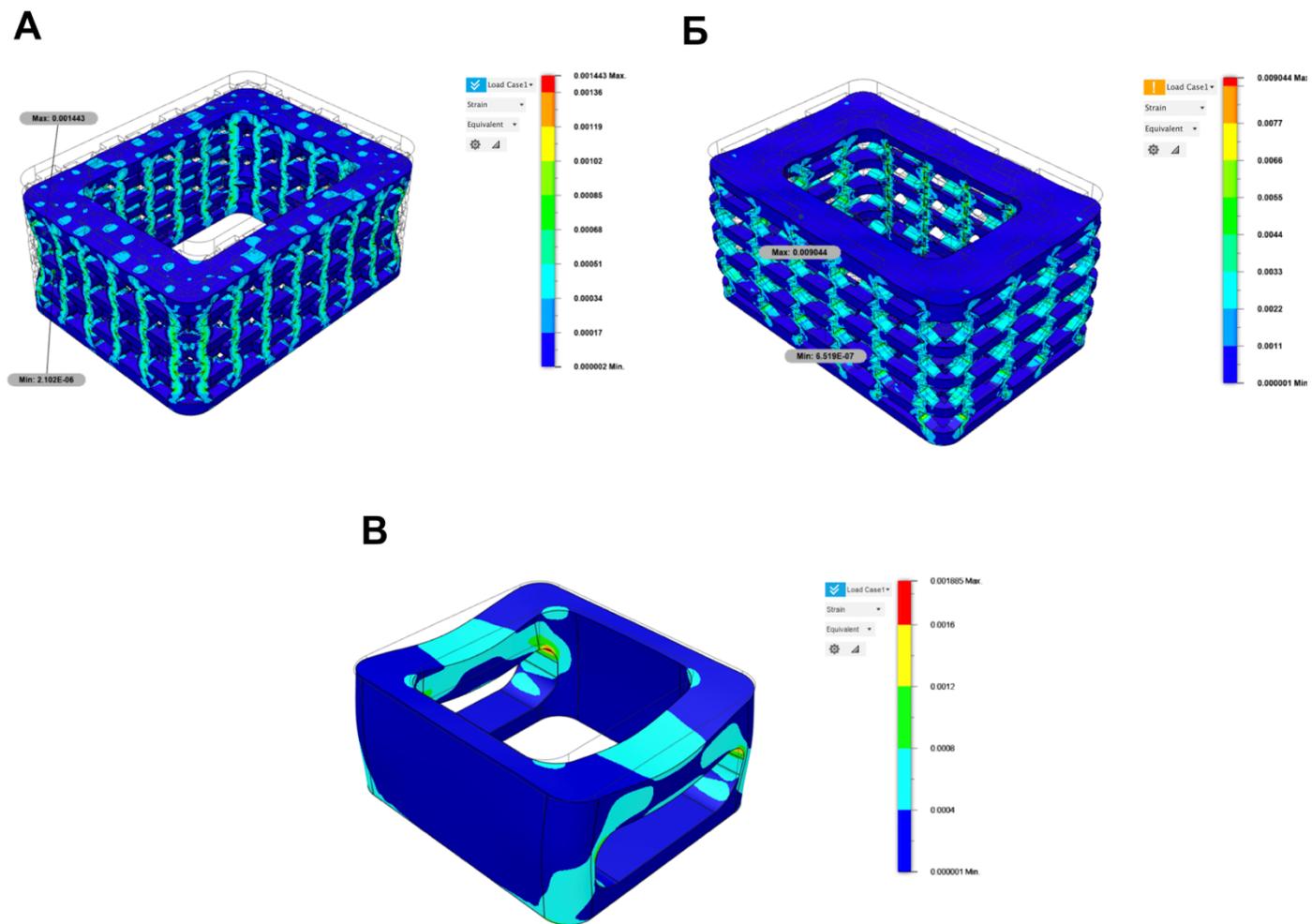
Разрушение в ауксетической структуре прогнозируется в виде «складывания» конструкции, поскольку максимальные напряжения возникают в местах соединения горизонтальных и боковых ребер, что демонстрируется на Рисунке 73А. В образце с сотовой структурой статическая нагрузка приводит к высоким напряжениям в боковых ребрах, что демонстрируется на Рисунке 73Б, что может привести к немедленному разрушению всей конструкции, как уже сообщалось ранее. Разрушение в контрольном образце, как и ожидалось, прогнозируется в месте расположения технологического отверстия, в углах которого концентрируются напряжения как показано на Рисунке 73В.



**Рисунок 72** – Результаты компьютерного моделирования квазистатических испытаний, распределение напряжений по фон Мизесу. А) Образец А-90. Б – образец С-90. В – контрольный образец типа «Box-shape»

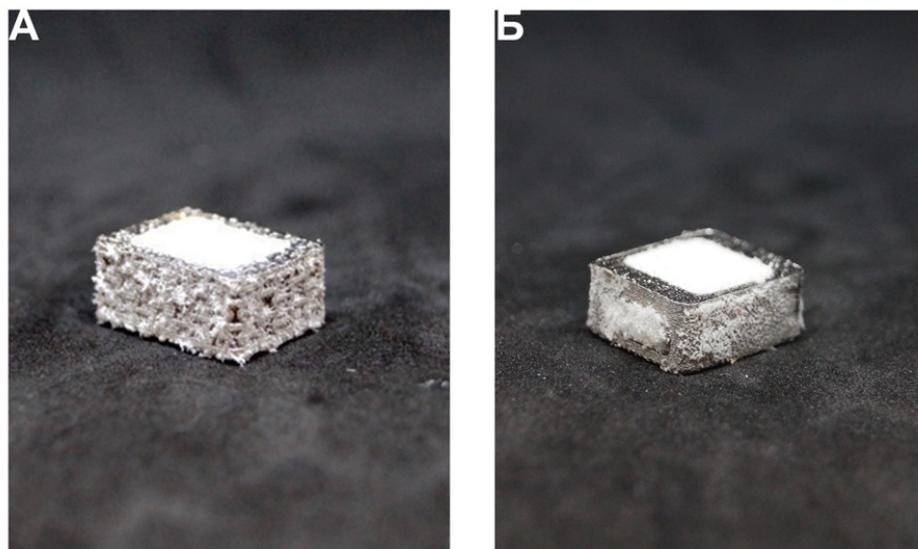


**Рисунок 73.** Локальное отображение максимальных напряжений по фон Мизесу в исследуемых образцах. А) Образец А-90 при моделировании статического сжатия. Б) Образец С-90 при моделировании статического сжатия. В) контрольный образец при моделировании статического сжатия



**Рисунок 74.** Результаты компьютерного моделирования квазистатических испытаний, распределение эквивалентных деформаций. А) Образец А-90. Б – образец С-90. В – контрольный образец типа «Box-shape»

Результаты исследования механических характеристик ауксетических метаматериалов и сотовых структур, а также экспериментальных образцов кейджей на их основе, позволили исключить сотовую структуру из дальнейшего исследования в области спинальной хирургии. На Рисунке 75 представлены фотографии экспериментальных образцов межтелового кейджа на основе метаматериала А-90 с параметрами  $\theta = 50^\circ$  ( $-40^\circ$ ),  $h = 3$  мм,  $l = 1,75$  мм,  $t = 0,5$  мм,  $b = 1$  мм и коробчатый кейдж, заполненные высокопористым СВМПЭ.



**Рисунок 75.** Фотографии экспериментальных образцов межтеловых кейджей выполненных из сплава Ti-6Al-4V, заполненных высокопористым СВМПЭ. А) – Кейдж на основе метаматериала А-90 ( $\theta = 50^\circ$  ( $-40^\circ$ ),  $h = 3$  мм,  $l = 1,75$  мм,  $t = 0,5$  мм,  $b = 1$  мм). Б) – Каркас кейджа коробчатого типа, контрольный образец

## Выводы

1. Предложена методика проектирования трехмерных ауксетических метаматериалов и сотовых структур методами компьютерного моделирования с использованием параметрической системы элементарной конфигурации с взаимосвязанными размерами.

2. Предложена расчетная модель для трехмерной элементарной ячейки ауксетического метаматериала и сотовой структуры методами конечных элементов и машинного обучения, предназначенная для определения смещений ячеек с произвольными геометрическими параметрами при одноосном нагружении. Показано, что выборки на основе данных, полученных с помощью метода конечных элементов и машинного обучения имеют нормальное распределение. Проверка гипотез о равенстве средних данных выборок показала, что средние значения выборок статистически равны.

3. Показано, что структуры, полученные методом 3D-печати, с углом наклона между ребрами ячейки меньше  $90^\circ$  (ауксетик) демонстрируют повышенные прочностные характеристики при статическом сжатии и усталостном малоцикловом нагружении по сравнению со структурами с углом наклона больше  $90^\circ$  (соты):

- Ауксетик на основе ТПУ обладает модулем Юнга в 5,5 раз выше, чем сотовая структура. Под действием циклического нагружения ауксетические образцы достигают значений напряжений 0,89 МПа, сотовые структуры достигает напряжений 0,29 МПа. Остаточные деформации ауксетических образцов на 25% ниже, чем у образцов с сотовой структурой;

- Ауксетик на основе АБС демонстрирует модуль Юнга в 3 раза больше по сравнению с сотовой структурой. Малоцикловые испытания показали, что разрушение образцов ауксетиков происходило после 520 цикла при нагрузке 1,2 кН при деформации 2–2,5 %. Разрушение образцов сотовых структур происходило после 140 цикла при нагрузке 0,4 кН при деформации 3,7%. Остаточные деформации ауксетического образца на 36% ниже, чем у образцов с сотами.

4. Исследованы механические свойства ауксетических метаматериалов, полученных методами 3D-печати из различных типов материалов при испытаниях на статическое сжатие, усталостных малоцикловых нагружениях и при помощи метода конечных элементов:

5. Предложена методика создания биомедицинского изделия путем оптимизации коммерчески доступного межтелового кейджа под ауксетический метаматериал с

использованием стандартных булевых операций в системе автоматизированного проектирования;

6. Разработан экспериментальный прототип ауксетического спинального межтелового кейджа методом 3D-печати и термопрессования на основе Ti-6Al-4V и СВМПЭ.
7. Исследованы механические свойства прототипа спинального межтелового кейджа на основе ячеек ауксетического метаматериала и сотовой структуры в сравнении с типовым коробчатым кейджем при испытаниях на статическое сжатие, усталостных малоцикловых нагружениях и при помощи компьютерной симуляции статических испытаний на сжатие.

- Показано, что модуль Юнга ауксетического каркаса межтелового кейджа составляет  $14,9 \pm 0,66$  ГПа, что соответствует коробчатому кейджу,  $E = 14,3 \pm 2,13$  ГПа, и лежит в области модуля упругости костной ткани взрослого человека.

- Кейдж на основе ауксетиков не разрушается после 3500 циклов при нагрузке до 14 кН при 501 МПа и 9% деформации. Остаточные деформации, возникшие после 3500 цикла, были на уровне не превышающие 1%. Кейдж на основе сотовых структур разрушается при нагрузке 4 кН после 501 цикла, при номинальном напряжении 235 МПа и деформации 12%.

## Список публикаций и патентов

### Основные публикации

1. **Lvov V.A.**, Senatov, F.S.; Korsunsky, A.M.; Salimon, A.I.; Design and Mechanical Properties of 3D-Printed Auxetic Honeycomb structure, *Materials Today Communication* 24 (2020) 101173, <https://doi.org/10.1016/j.mtcomm.2020.101173>
2. **Lvov V.A.**, Senatov F.S., Stepashkin A.A., Veveris A.A., Pavlov M.D., Komissarov A.A. Low-Cycle fatigue behavior of 3D-printed metallic auxetic structure, *Materials Today Proceedings*, <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.06.130>
3. **Lvov V.A.**; Senatov, F.S.; Veveris, A.A.; Skrybykina, V.A.; Díaz Lantada, A. Auxetic Metamaterials for Biomedical Devices: Current Situation, Main Challenges, and Research Trends. *Materials* 2022, 15, 1439. <https://doi.org/10.3390/ma15041439>
4. **Львов В. А.** Архитектурированные ауксетические структуры, полученные методом 3D – печати. Четвертый междисциплинарный научный форум с международным участием «Новые материалы и перспективные технологии». Сборник материалов том 1. 2018. С. 702.

### Дополнительные публикации

1. N. Vijayakumar, I. Bulygina, **V.A. Lvov** et al. Effect of Formulation on the Release Kinetics of the Antibiotics from Biocompatible Ceramics / *Trends Biomater. Artif. Organs*, 36(S1), 11-17 (2022)
2. M Samuel Collin, Senthil Kumar Venkatraman, Naveensubramaniam Vijayakumar, V Kanimozhi, S Muhammad Arbaaz, R G Sibiya Stacey, Jogannagari Anusha, Rajan Choudhary, **Vladislav Lvov**, Gabriel Ibrahim Tovar, Fedor Senatov, Sivasankar Koppala, Sasikumar Swamiappan, Bioaccumulation of lead (Pb) and its effects on human: A review, *Journal of Hazardous Materials Advances*, Volume 7, 2022, 100094, ISSN 2772-4166, <https://doi.org/10.1016/j.hazadv.2022.100094>

### Патенты

5. Патент № 2020135811/04(065947) «Способ получения трехмерного ауксетика с обратной сотовой структурой (варианты)», **Львов В. А.**, Сенатов Ф.С., Калошкин С.Д от 18.04.2022

## Список литературы

1. T.-C. Lim, *Auxetic Materials and Structures*, Engineering Materials, DOI 10.1007/978-981-287-275-3\_1, Springer Science+Business Media Singapore 2015
2. V.A. Lvov, F.S. Senatov, A.M. Korsunsky, A.I. Salimon, Design and mechanical properties of 3D-printed auxetic honeycomb structure, *Materials Today Communications*, Volume 24, 2020, 101173, ISSN 2352-4928, <https://doi.org/10.1016/j.mtcomm.2020.101173>
3. Lakes R. Foam Structures with a Negative Poisson's Ratio, *Science*. Vol. 235, Issue 4792, pp. 1038–1040 (1987) DOI: 10.1126/science.235.4792.1038
4. Alderson A, Alderson KL (2007) Auxetic materials. *IMechE J Aerosp Eng* 221(4):565–575
5. Alderson KL, Alderson A, Davies PJ, Smart G, Ravirala N, Simkins G (2007b) The effect of processing parameters on the mechanical properties of auxetic polymeric fibers. *J Mat Sci* 42(19):7991–8000
6. Alderson KL, Alderson A, Ravirala N, Simkins G, Davies P (2012) Manufacture and characterization of thin flat and curved auxetic foam sheets. *Phys Status Solidi B* 249 (7):1315–1321
7. Alderson KL, Webber RS, Evans KE (2007a) Microstructural evolution in the processing of auxetic microporous polymers. *Phys Status Solidi B* 244(3):828–841
8. Bianchi M, Scarpa FL, Smith CW (2008) Stiffness and energy dissipation in polyurethane auxetic foams. *J Mat Sci* 43(17):5851–5860
9. Bianchi M, Scarpa F, Smith CW, Whittell (2010) Physical and thermal effects on the shape memory behavior of auxetic open cell foams. *J Mat Sci* 45(2):347–351
10. Chan N, Evans KE (1997a) Fabrication methods for auxetic foams. *J Mat Sci* 32(22):5945–5953
11. Chan N, Evans KE (1997b) Microstructural examination of the microstructure and deformation of conventional and auxetic foams. *J Mat Sci* 32(21):5725–5736
12. Chan N, Evans KE (1999a) The mechanical properties of conventional and auxetic foams. Part I: compression and tension. *J Cell Plast* 35(2):130–165
13. Chan N, Evans KE (1999b) The mechanical properties of conventional and auxetic foams. Part II: shear. *J Cell Plast* 35(2):166–183
14. Abramovitch H, Burgard M, Edery-Azulay L, Evans KE, Hoffmeister M, Miller W, Scarpa F, Smith CW, Tee KF (2010) Smart tetrachiral and hexachiral honeycomb: sensing and impact detection. *Compos Sci Technol* 70(7):1072–1079

15. Alderson A, Alderson KL, Attard D, Evans KE, Gatt R, Grima JN, Miller W, Ravirala N, Smith CW, Zied K (2010b) Elastic constants of 3-, 4- and 6-connected chiral and anti-chiral honeycombs subject to uniaxial in-plane loading. *Compos Sci Technol* 70(7):1042–1048
16. Gaspar N, Ren XJ, Smith CW, Grima JN, Evans KE (2005) Novel honeycombs with auxetic behavior. *Acta Mater* 53(8):2439–2445
17. Gaspar N, Smith CW, Alderson A, Grima JN, Evans KE (2011) A generalised three-dimensional tethered-nodule model for auxetic materials. *J Mater Sci* 46(2):372–384
18. Grima JN, Evans KE (2000) Auxetic behavior from rotating squares. *J Mater Sci Lett* 19 (17):1563–1565
19. Grima JN, Alderson A, Evans KE (2004) Negative Poisson's ratios from rotating rectangles. *Comput Methods Sci Technol* 10(2):137–145
20. Grima JN, Evans KE (2006) Auxetic behavior from rotating triangles. *J Mater Sci* 41(10):3193–3196
21. Kopyt P, Damian R, Celuch M, Ciobanu R (2010) Dielectric properties of chiral honeycombs—modelling and experiment. *Compos Sci Technol* 70(7):1080–1088
22. I.G. Masters, K.E. Evans, Models for the elastic deformation of honeycombs, *Composite Structures*, Volume 35, Issue 4, 1996, Pages 403-422, ISSN 0263-8223, [https://doi.org/10.1016/S0263-8223\(96\)00054-2](https://doi.org/10.1016/S0263-8223(96)00054-2)
23. Gibson, L. J. and Ashby, M. F., *Cellular Solids: Structure and Properties*. Pergamon Press, London, 1988, pp. 69-119
24. Abd El-Sayed, F. K., Jones, R. and Burgens, I. W., The behaviour of honeycomb cores for sandwich panels. *Composites*, 1979, 10, 209
25. Roark, R. J. and Young, W. C., *Formulas for Stress and Strain*, 5th edn. McGraw-Hill. London, 1976, p. 96
26. Gibson, L. J., Ashby, M. F., Schajer, G. S. and Robertson, C. I., The mechanics of two-dimensional cellular materials. *Proc. R. Soc. Lond.*, 1982, A382, 25
27. Evans, K. E., Design of doubly-curved sandwich panels with honeycomb cores. *Camp. Stmct.*, 1990, 17, 95
28. Roark, R. J. and Young, W. C., *Formulas for Stress and Strain*, 5th edn. McGraw-Hill. London, 1976, p. 96
29. M. Sanami. Auxetic materials for biomedical applications, *Material Science* (2015)
30. F. Scarpa et al. Auxetic materials for bioprostheses, *IEEE Signal Processing Magazine*, Vol. 25, Issue 5. DOI: 10.1109/MSP.2008.926663
31. P. Mardling et al. The use of auxetic materials in tissue engineering, Issue 8 (2020) <https://doi.org/10.1039/C9BM01928F>

32. M. Sanami, et al. Auxetic Materials for Sports Applications, *Procedia Engineering*, Vol. 72, pp. 453-458 (2014) <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2014.06.079>
33. O. Duncan, et al. Review of Auxetic Materials for Sports Applications: Expanding Options in Comfort and Protection, *Appl. Sci.* 8(6), 941 (2018) <https://doi.org/10.3390/app8060941>
34. Juan Carlos Álvarez Elipe, Andrés Díaz Lantada. Comparative study of auxetic geometries by means of computer-aided design and engineering, *Smart Materials and Structures*, 2012. DOI: 10.1088/0964-1726/21/10/105004
35. Whatley BR, Wen X. Intervertebral disc (IVD): Structure, degeneration, repair and regeneration. *Materials Science and Engineering: C*. 1 de marzo de 2012;32(2):61-77
36. Roszdeutsch A, Copley P, Khan S. Degenerative spinal disc disease and its treatment. *Orthopaedics and Trauma*. 1 de diciembre de 2017;31(6):378-87
37. Waxenbaum JA, Reddy V, Futterman B. *Anatomy, Back, Intervertebral Discs*. En: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2022 [citado 12 de febrero de 2022]. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK470583/>
38. Huang H, Liu J, Wang L, Fan Y. A critical review on the biomechanical study of cervical interbody fusion cage. *Medicine in Novel Technology and Devices*. 1 de septiembre de 2021;11:100070
39. Jain S, Eltorai AEM, Ruttiman R, Daniels AH. Advances in Spinal Interbody Cages. *Orthop Surg*. 14 de septiembre de 2016;8(3):278-84
40. Bao Q-B, McCullen GM, Higham PA, Dumbleton JH, Yuan HA. The artificial disc: theory, design and materials. *Biomaterials*. 1 de junio de 1996;17(12):1157-67
41. Zdeblick TA, Phillips FM. Interbody cage devices. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1 de agosto de 2003;28(15 Suppl):S2--
42. Zhu L, Yin J. Interspinous fusion device: A systematic review of clinical and biomechanical evidence. *Advances in Mechanical Engineering*. 1 de noviembre de 2016;8(11):1687814016680517
43. Warburton A, Girdler SJ, Mikhail CM, Ahn A, Cho SK. Biomaterials in Spinal Implants: A Review. *Neurospine*. marzo de 2020;17(1):101-10
44. Stergar J, Gradisnik L, Velnar T, Maver U. Intervertebral disc tissue engineering: A brief review. *Bosn J Basic Med Sci*. mayo de 2019;19(2):130-7
45. Kandel R, Roberts S, Urban JPG. Tissue engineering and the intervertebral disc: the challenges. *Eur Spine J*. diciembre de 2008;17(Suppl 4):480-91
46. Martz, E.O.; Lakes, R.S.; Goel, V.K.; Park, J.B. Design of an Artificial Intervertebral Disc Exhibiting a Negative Poisson's Ratio. *Cell. Polym*. 2005, 24, 127–138

47. Baker, C.E. Auxetic Spinal Implants: Consideration of Negative Poisson's Ratio in the Design of an Artificial Intervertebral Disc. Master's Thesis, University of Toledo, Toledo, OH, USA, 2011
48. Yao, Y.; Yuan, H.; Huang, H.; Liu, J.; Wang, L.; Fan, Y. Biomechanical design and analysis of auxetic pedicle screw to resist loosening. *Comput. Biol. Med.* 2021, 133, 104386
49. Fasial Amin, Murtaza Najabat Ali, et al, Auxetic coronary stent endoprosthesis: fabrication and structural analysis, *J Appl Biomater Funct Mater* 2015; 13(2): e127-e135. DOI: 10.5301/jabfm.5000213
50. Jiapeng Liua, et al, A flexible porous chiral auxetic tracheal stent with ciliated epithelium. *Acta Biomaterialia*, 124 (2021), 153–165 DOI: 10.1016/j.actbio.2021.01.044
51. Wenwang Wua, Xiaoke Songc, Jun Lianga, Re Xiac, Guian Qiand, Daining Fanga, Mechanical properties of anti-tetrachiral auxetic stents, *Composite Structures*, 185 (2018) 381-392 <https://doi.org/10.1016/j.compstruct.2017.11.048>
52. Helena M. A. Kolken, Shahram Janbaz, et al. Rationally designed meta-implants: a combination of auxetic and conventional meta-biomaterials, *Materials Horizons*, 2017, DOI: 10.1039/c7mh00699c
53. S. J. MacInnes, A. Gordon and J. M. Wilkinson, *J. Pain*, 2012, 2, 29
54. J.-L. Prudhon, R. Desmarchelier, M. Hamadouche, C. Delaunay and R. Verdier, *Int. orthop.*, 2015, 1–5
55. K. J. Bozic, S. M. Kurtz, E. Lau, K. Ong, T. P. Vail and D. J. Berry, *J. Bone Jt. Surg., Am. Vol.*, 2009, 91, 128–133
56. Winter W., Klein D., Karl M. Micromotion of Dental Implants: Basic Mechanical Considerations. *J. Med. Eng.* 2013; 2013:1-9. Doi: 10.1155/2013/265412
57. Naeim Ghavidelnia, Mahdi Bodaghi, Reza Hedayati, Femur Auxetic Meta-Implants with Tuned Micromotion Distribution, *Materials (Basel)* 14(1): 114 (2020) DOI: 10.3390/ma14010114
58. Seemab Mehmood, Murtaza Najabat Ali, Umar Ansari, Mariam Mir and Munezza Ata Khan, Auxetic polymeric bone plate as internal fixator for long bone fractures: Design, fabrication and structural analysis, *Technology and Health Care* 23 (2015) 819–833 DOI: 10.3233/THC-151021
59. Aro HT & CHAO EYS. Bone-Healing Patterns Affected by Loading, Fracture Fragment Stability, Fracture Type, and Fracture Site Compression. *Clinical Orthopaedics & Related Research* 1993; 293: 8–17
60. Goodship AE & Kenwright J. The influence of induced micro-movement upon the healing of experimental tibial fractures. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 1985; 67: 650–655

61. Yamaji T, Ando K, Wolf S, Augat P & Claes L. The effect of micromovement on callus formation. *Journal of Orthopaedics* 2001; 6: 571–575
62. Murtaza Najabat Ali, Ihtesham Ur Rehman, Auxetic polyurethane stents and stent-grafts for the palliative treatment of squamous cell carcinomas of the proximal and mid oesophagus: A novel fabrication route, *Journal of Manufacturing Systems* 37 (2015) 375–395 <https://doi.org/10.1016/j.jmsy.2014.07.009>
63. Michaela Kapnisi, Catherine Mansfield et al., Auxetic Cardiac Patches with Tunable Mechanical and Conductive Properties toward Treating Myocardial Infarction, *Adv. Funct. Mater.* 2018, 28, DOI: 10.1002/adfm.201800618
64. D. Mawad, C. Mansfield, A. Lauto, F. Perbellini, G. W. Nelson, J. Tonkin, S. O. Bello, D. J. Carrad, A. P. Micolich, M. M. Ma-hat, J. Furman, D. Payne, A. R. Lyon, J. J. Gooding, S. E. Harding, C. M. Terracciano, M. M. Stevens, *Sci. Adv.* 2016, 2, 1
65. Martina Panico, Carla Langella, Carlo Santulli, Development of a Biomedical Neckbrace through Tailored Auxetic Shapes, *Italian Journal of Science & Engineering*, Vol. 1, No. 3, October, 2017
66. Mandelbrot B, *The fractal geometry of nature*, Freeman, San Francisco, CA, 1982
67. Anna Hinrichs et al., Active Auxetic Heel Support for Achilles Tendon Therapy, Senior Design Project Report, Department of Bioengineering Santa Clara University, 2018
68. Sebastian W. Pattinson et al., Additive Manufacturing of Biomechanically Tailored Meshes for Compliant Wearable and Implantable Devices, *Advanced Functional Materials*, 2019
69. Stephen Mottram, Jiri Rosicky. US Patent for Cranial Remoulding Orthosis and method of manufacture thereof (Patent # 10,695,211), 2020
70. Charlotte Moroney, Andrew Alderson, Tom Allen, Mohammad Sanami and Venkatraman, The Application of Auxetic Material for Protective Sports Apparel, *Proceedings* 2018, 2, 251; doi:10.3390/proceedings2060251
71. Y.-W. Chen, K. Wang, C.-C. Ho, et al. Cyclic tensile stimulation enrichment of Schwann cell-laden auxetic hydrogel scaffolds towards peripheral nerve tissue engineering / *Materials and Design* 195 (2020) 108982
72. George Flamourakis, Ioannis Spanos, Zacharias Vangelatos, Phanee Manganas, Lina Papadimitriou, Costas Grigoropoulos, Anthi Ranella, and Maria Farsari. Laser-made 3D Auxetic Metamaterial Scaffolds for Tissue Engineering Applications / *Macromolecular Materials and Engineering*, (2020) 305(7)
73. Y. Yan, Y. Li, L. Song, C. Zeng, Pluripotent stem cell expansion and neural differentiation in 3-D scaffolds of tunable Poisson's ratio, *Acta Biomater.* 49 (2017) 192–203

74. L. Song, M.F. Ahmed, Y. Li, C. Zeng, Vascular differentiation from pluripotent stem cells in 3-D auxetic scaffolds, *J. Tissue Eng. Regen. Med.* 12 (2018) 1679–1689
75. A.D. Lantada, A. Muslija, J.P. García-Ruíz, Auxetic tissue engineering scaffolds with nanometric features and resonances in the megahertz range, *Smart Mater. Struct.* 24 (2015), 055013
76. A.M. Clyne, S. Swaminathan, A.D. Lantada, Biofabrication strategies for creating microvascular complexity, *Biofabrication.* 11 (2019), 032001
77. P. Soman, J.W. Lee, A. Phadke, S. Varghese, S. Chen, Spatial tuning of negative and positive Poisson's ratio in a multi-layer scaffold, *Acta Biomater.* 8 (2012) 2587–2594
78. Lvov, V.A.; Senatov, F.S.; Veveris, A.A.; Skrybykina, V.A.; Díaz Lantada, A. Auxetic Metamaterials for Biomedical Devices: Current Situation, Main Challenges, and Research Trends. *Materials* 2022, 15, 1439. <https://doi.org/10.3390/ma15041439>
79. Huipeng Xue, Zhen Luo, Terry Brown and Susann Beier, Design of Self-Expanding Auxetic Stents Using Topological Optimization. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, July 2020, Volume 8, Article 736
80. Ferdinando Auricchio, Andrea Bacigalupo, Luigi Gambarotta, Marco Lepidi, Simone Morganti, Francesca Vadalà, A novel layered topology of auxetic materials based on the tetrachiral honeycomb microstructure
81. Jackson K. Wilt, Charles Yang, Grace X. Gu, Accelerating Auxetic Metamaterial Design with Deep Learning. *Advanced Engineering Materials*, Volume 22, Issue 5, 2020
82. Nguyen J., Park S.I., Rosen D.R. et al. Conformal Lattice Structure Design and Fabrication, 2012
83. Chu, C., Engelbrecht, S., Graf, G.C., Rosen, D.W, A comparison of synthesis methods for cellular structures with application to additive manufacturing. *Rapid Prototyping Journal*, 2010. 16(4): p. 275–283
84. Wang, H., Y. Chen, and D.W. Rosen, A hybrid geometric modeling method for large scale conformal cellular structures, in *ASME Computers and Information in Engineering Conference* 2006
85. Gibson, I., D.W. Rosen, and B. Stucker, *Additive Manufacturing Technologies: Rapid Prototyping to Direct Digital Manufacturing*. 2010: Springer
86. Dagdelen J., Montoya J., de Jong M. et al, Computational prediction of new auxetic materials. *Nature Communications*, 2017
87. V. Chaithanya Vinay and D.S. Mohan Varma. Fabrication and Testing of Auxetic Foams for Rehabilitation Applications, *Journal of the Indian Institute of Science*, 99, 511–518 (2019)

88. D. Plant, P. Leever, Injection moldable rate stiffening re-entrant cell arrays for wearable impact protection, *Polymer Engineering and Science and Technology*, Vol. 60, Issue 7, pp. 1546–1555
89. Taylor Michael, Luca Francesconi, Miklós Gerendás, Ali Shanian, Carl Carson, and Katia Bertoldi. 2014. “Low Porosity Metallic Periodic Structures with Negative Poisson’s Ratio.” *Advanced Materials* 26 (15) (April): 2365–2370. doi:10.1002/adma.201304464
90. M. Grujicic, R. Galgalikar, J.S. Snipes, R. Yavari, S. Ramaswami Multi-physics modeling of the fabrication and dynamic performance of all-metal auxetic-hexagonal sandwich-structures, *Materials and Design* 51 (2013) 113–130
91. Scarpa, F., Pastorino, P., Garelli, A., Patsias, S., & Ruzzene, M. (2005). Auxetic compliant flexible PU foams: static and dynamic properties. *Physica Status Solidi (b)*, 242(3), 681–694
92. Meisam Askari et al. Additive Manufacturing of metamaterials: A review, *Additive Manufacturing*, Vol. 36, 101562 <https://doi.org/10.1016/j.addma.2020.101562>
93. Andrés Díaz Lantada and Pilar Lafont Morgado. Rapid Prototyping for Biomedical Engineering: Current Capabilities and Challenges, *Annual Review of Biomedical Engineering*, Vol. 14:73-96 (2012) <https://doi.org/10.1146/annurev-bioeng-071811-150112>
94. Franziska Klein et al. Two-Component Polymer Scaffolds for Controlled Three-Dimensional Cell Culture, *Advanced Material*, Vol. 23, Issue 11, pp. 1341–1345 <https://doi.org/10.1002/adma.201004060>
95. 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, 83, 127–141
96. Joseph, A.; Mahesh, V.; Harursampath, D. On the application of additive manufacturing methods for auxetic structures: A review. *Adv. Manuf.* 2021, 9, 342–368
97. Swapnil Vyavahare, Shailendra Kumar. Re-entrant auxetic structures fabricated by fused deposition modeling: An experimental study of influence of process parameters under compressive loading, *Polymer Engineering and Science*, Vol. 60, Issue 12, <https://doi.org/10.1002/pen.25546>
98. Amer Alomarah, et al. An investigation of in-plane tensile properties of re-entrant chiral auxetic structure, *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology* 96, 2013-2029 (2018)
99. L.C. Geng, et al. Mechanical Properties of Selective Laser Sintering (SLS) Additive Manufactured Chiral Auxetic Cylindrical Stent, *Experimental Mechanics* 59, 913–925 (2019)

100. John J. Warner, et al. 3D-printed biomaterials with regional auxetic properties, *Journal of the Mechanical Behavior of Bio-medical Materials* 76 (2017) 145-152 <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2017.05.016>
101. H.M.A. Kolken et al. Mechanical performance of auxetic meta-biomaterial, *Journal of the Mechanical Behavior Biomedical Materials*, Vol. 104, 2020, 103658 <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.103658>
102. Xue, Y., Wang, X., Wang, W., Zhong, X., & Han, F. (2018). Compressive property of Al-based auxetic lattice structures fabri-cated by 3-D printing combined with investment casting. *Materials Science and Engineering: A*, 722, 255–262
103. Andrés Díaz Lantada, *Lithography-based ceramic manufacture (LCM) of auxetic structures: present capabilities and chal-lenges*, *Smart Materials and Structures*, 2016
104. Schwentenwein M. et al. *Lithography-Based Ceramic Manufacturing: A novel Technique for Additive Manufacturing of High-Perfomance Ceramics*, *Advances in Science and Technology*, Vol. 88, pp. 60-64
105. Qingqing Cheng, et al. 3D printing-directed auxetic Kevlar aerogel architectures with multiple functionalization options, *Journal of Materials Chemistry A*, Issue 28, 2020
106. Tang, H., Jiang, X., Ling, L., Li, L., & Hu, Y. (2020). Highly tailorable electromechanical properties of auxetic piezoelectric ceramics with ultra-low porosity. *Journal of the American Ceramic Society*
107. Low porosity auxetic sheet, EP2969525A1
108. B. Xu, et al. Making Negative Poisson's Ratio Microstructures by Soft Lithography, *Adv. Mater.* 1999, 11, No. 14
109. G. Flamourakis, et al. Laser-made 3D Auxetic Metamaterial Scaffolds for Tissue Engineering Applications, *Macromolecular Materials and Engineering*, Vol. 305, Issue 7, 2000238
110. S. Hengsbach, A.D. Lantada. Direct laser writing of auxetic structures: present capabilities and challenges, 2014 *Smart Ma-ter. Struct.* 23 085033
111. K.K. Saxena et al. 3D printable multimaterial cellular auxetics with tunable stiffness, arXiv preprint arXiv:1707.04486
112. C. Bader, et al. Making data matter: Voxel printing for the digital fabrication of data across scales and domains, *Sci. Adv.* 2018; 4:eaas8652
113. Y. Jin, et al. Fabrication of multi-scale and tunable auxetic scaffolds for tissue engineering, *Materials & Design*, Vol. 197, 2021, 109277
114. Winn, H.R. (2016) *Youmans and Winn Neurological Surgery*, 7th edn, Elsevier
115. McCormack BM, Weinstein PR. Cervical spondylosis. An update. *West J Med* 1996; 165(1–2): 43–51

116. Blumenthal S, McAfee PC, Guyer RD, Hochschuler SH, Geisler FH, Holt RT et al. A prospective, randomized, multicenter Food and Drug Administration investigational device exemptions study of lumbar total disc replacement with the CHARITE artificial disc versus lumbar fusion: part I: evaluation of clinical outcomes. *Spine* 2005; 30(14): 1565–1575
117. Medical Advisory Secretariat. Artificial discs: applications to cervical and lumbar spinal surgery for degenerative disc disease. Health technology literature review [report on the Internet]. March 2004. Ministry of Health and Long-Term Care. [cited 2005 Oct. 9]
118. Brown T., Hansen R. J., Yorra A. J. Some mechanical tests on the lumbosacral spine with particular reference to the intervertebral discs: a preliminary report //JBJS. – 1957. – T. 39. – №. 5. – C. 1135–1164
119. Alkalay R. (2002) The Material and Mechanical Properties of the Healthy and Degenerated Intervertebral Disc. In: Barbucci R. (eds) *Integrated Biomaterials Science*. Springer, Boston, MA. [https://doi.org/10.1007/0-306-47583-9\\_13](https://doi.org/10.1007/0-306-47583-9_13)
120. Burns, M.L., Kalpes, I., Kazarian, L.E. 1984. Analysis of compressive creep behaviour of the intervertebral unit subjected to uniform axial loading using exact parametric solution equations of Kelvin-solid models: Part I. Human intervertebral joints, *J. Biomech.* 17, 113–130
121. Kalpes, I., Kazarian, L.E., Burns, M.L. 1984. Analysis of compressive creep behaviour of the intervertebral unit subjected to uniform axial loading using exact parametric solution equations of kelvin-solid models-Part I. Rhesus monkey intervertebral joints, *J. Biomech.* 17, 131–136
122. Kazarian, L.E. 1975. Creep characteristics of the human spinal column, *Orthop. Clinics North America* 6(1), 3–18
123. Markolf, K.L., Morris, J.M. 1974. The structural components of the intervertebral disc: A study of their contribution to the ability of the disc to withstand compressive forces, *J. Bone Jt. Surg.* 56A (4), 675–684
124. Virgin, W. 1951. Experimental investigations into the physical properties of intervertebral discs, *J. Bone Jt. Surg.* 33B (4), 607–611
125. Keller, T.S., Spengler, D.M., Hansson, T.H. 1987. Mechanical behavior of human lumbar spine I. Creep analysis during static compressive loading, *J. Orthop. Res.* 5, 467–478
126. Brinckmann, P., Frobin, W., Hierholzer, E., Horst, M. 1983. Deformation of the endplate under axial loading of the spine, *Spine* 8, 851–856
127. Holmes, A.D., Hukins, D.W.L., Freemont, A.J. 1993. End-plate displacement during compression of lumbar vertebra-disc-vertebra segments and mechanisms of failure, *Spine* 18(1), 128–135

128. Broberg, K.B. 1983. On the mechanical behavior of intervertebral discs, *Spine* 8(2), 151–161
129. Kraemer, J.D., Kolditz, M., Gowin, R. 1985. Water and electrolyte content of the human intervertebral disc under variable load, *Spine* 10, 69–71
130. Adams, M.A., Hutton, W.C. 1983. The effect of posture on the fluid content of lumbar intervertebral discs, *Spine* 8, 665–671
131. Botsford, D.J., Esses, S.I., Ogilvie-Harris, D.J. 1994. In vivo diurnal variation in intervertebral disc volume and morphology, *Spine* 19, 935–940
132. Krag, M.H., et al. 1993. Effect of denucleation and degeneration grade on intervertebral disc stress relaxation, 39th Annual Meeting, Orthopaedic Research Society
133. McNally, D.S., Adams, M.A. 1992. Internal intervertebral disc mechanics as revealed by stress profilometry, *Spine* 17(1), 66–73
134. Adams, M.A., McMillan, D.W., Green, J.P., Dolan, P. 1996. Sustained loading generates stress concentrations in lumbar intervertebral discs, *Spine* 21(4), 434–438
135. Bodine, A.J., Ashany, D., Hayes, W.C., White, A.A. 1982. Viscoelastic shear modulus of the human intervertebral disc, 28th Annual Meeting Orthopaedic Research Society, p. 330
136. Iatridis, J.C., et al. 1997. The viscoelastic behavior of the non-degenerated human lumbar nucleus pulposus in shear, *J. Biomech.*, 30(10), 1005–1013
137. Skaggs, D.L., et al. 1994. Regional variation in tensile properties and biochemical composition of the human lumbar annulus fibrosus, *Spine* 19(12), 1310–1319
138. Galante, J.O. 1967. Tensile properties of the human lumbar annulus fibrosus, *Acta Orthop. Scand.*, 100 (suppl.)
139. Ebara, S., Iatridis, J.C., Setton, L.A., Foster, R.J., Mow, V.C., Weidenbaum, M. 1996. Tensile properties of nondegenerated human lumbar annulus fibrosus, *Spine* 21(4), 452–461
140. Acaroglu, E.R., Setton, L.A., Iatridis, J.C., Weidenbaum, M., Foster, R.J., Mow, V.C. 1995. Degeneration and aging affect the tensile behavior of human lumbar annulus fibrosus, *Spine* 20(24), 2690–2701
141. Fujita, Y., Lotz, C., Soejima, O. 1995. Site specific radial tensile properties of the lumbar annulus fibrosus, 37th Annual Meeting Orthopaedic Research Society, p. 673
142. Marchand, F., Ahmed, A.M., 1989. Mechanical properties and failure mechanisms of the lumbar disc annulus, in: 35th Annual Meeting, Orthopaedic Research Society
143. Panagiotacopoulos, N.D., Pope, M.H., Krag, M.H., Bloch, R.A. 1987. Mechanical model for the human intervertebral disc, *J. Biomech.* 20(9), 839–850

144. Best, B.A., Guilak, F., Setton, L.A., Zhu, W., Saed-Nejed, F., Ratcliffe, A. 1994. Compressive mechanical properties of the human annulus fibrosus and their relationship to biochemical composition, *Spine* 19(2), 212–221
145. Lai, W.M., How, J., Mow, V.C. 1991. A triphasic theory for the swelling and deformation behavior of cartilage tissue, *J. Biomech. Eng.* 113, 145–158
146. Setton, L.A., et al. 1993. Compressive properties of cartilaginous end plate of the Babon lumbar spine, *J. Orthop. Res.* 11, 228–239
147. Setton, L.A., Zhu, W.B., Mow, V.C. 1991. Compressive viscoelastic properties of cartilaginous endplates of lumbar intervertebral discs, 37th Annual Meeting, Orthopaedic Research Society
148. Roberts, S., Menage, J., Urban, J.P.G. 1989. Biomechanical and structural properties of cartilage end-plate and it relation to the intervertebral disc, *Spine* 14, 166–174
149. Virgin, W. 1951. Experimental investigations into the physical properties of intervertebral discs, *J. Bone Jt. Surg.* 33B(4), 607–611
150. Kasra, M., Shirazi-Adl, A., Drouin, G. 1982. Dynamics of human lumbar intervertebral joints: Experimental and finite element investigations, *Spine* 17(1), 93–101
151. Adams, M.A., McNally, D.S., Wagstaff, J., Goodship, A.E. 1993. Abnormal stress concentra- tions in lumbar intervertebral discs following damage to the vertebral body: a cause for disc failure, *Eur. Spine J.* 1, 214–221
152. Gunzburg, R., Parkinson, R., Moore, R. 1992. A cadaveric study comparing discography, MRI, histology, and mechanical behavior of the human lumbar disc, *Spine* 17, 417–423
153. Tanaka, M., Nakahara, S., Inoue, H. 1993. A pathologic study of discs in the elderly, *Spine* 18, 1456–1462
154. Osti, O.L., Vernon-Roberts, B., Fraser, R.D. 1990. Annulus tears and intervertebral degeneration: an experimental study using animal models, *Spine* 15, 762–767
155. Pfeiffer, M., Griss, P., Franke, P. 1994. Degeneration model of the porine lumbar motion segment: effect of various interdiscal procedures, *Eur. Spine J.* 5, 8–16
156. ECRI. Artificial intervertebral disc replacement for lumbar degenerative disc disease. Target report #852. February 2006. Emergency Care Research Institute (ECRI)
157. Goffin J, Van Calenbergh F, van Loon J, Casey A, Kehr P, Liebig K et al. Intermediate follow-up after treatment of degenerative disc disease with the Bryan Cervical Disc Prosthesis: single-level and bi-level. *Spine* 2003; 28(24): 2673–2678
158. McCormack BM, Weinstein PR. Cervical spondylosis. An update. *West J Med* 1996; 165(1-2): 43-51

159. Blue Cross Blue Shield Association. Artificial vertebral disc replacement [report on the Internet]. April 2005, Technology Evaluation Center Assessment Program. [cited 2006 May 5]. Available at: [http://www.bcbs.com/tec/Vol20/20\\_01.pdf](http://www.bcbs.com/tec/Vol20/20_01.pdf)
160. Rodts MF. Total disc replacement arthroplasty. *Orthopaedic Nursing* 2004; 23(3): 216-219
161. McAfee PC. The indications for lumbar and cervical disc replacement. *Spine J* 2004; 4(6 Suppl): 177S-181S
162. Bao Q-B, McCullen GM, Higham PA, Dumbleton JH, Yuan HA. The artificial disc: theory, design, and materials. *Biomaterials*. 1 de junio de 1996;17(12):1157-67
163. de Kleuver M, Oner FC, Jacobs WC. Total disc replacement for chronic low back pain: background and a systematic review of the literature. *Eur Spine J* 2003; 12(2): 108–116
164. Pearcy MJ. Artificial lumbar intervertebral disc replacement: accepted practice or experimental surgery? *Expert Review of Medical Devices*. 1 de noviembre de 2010;7(6):855-60
165. Jacobs WC, Anderson PG, Limbeek J, Willems PC, Pavlov P. Single or double-level anterior interbody fusion techniques for cervical degenerative disc disease. *Cochrane Database Syst Rev* 2004; Issue 4(Art. No.: CD004958. DOI: 10.1002/14651858.CD004958.)
166. Sudhakar N, Laing RJ, Redfern RM. Assessment of fusion after anterior cervical discectomy. *Br J Neurosurg* 2003; 17(1): 54-59
167. Bono CM, Lee CK. Critical analysis of trends in fusion for degenerative disc disease over the past 20 years: influence of technique on fusion rate and clinical outcome. *Spine* 2004; 29(4): 455-463
168. Park P, Garton HJ, Gala VC, Hoff JT, McGillicuddy JE. Adjacent segment disease after lumbar or lumbosacral fusion: review of the literature. *Spine* 2004; 29(17): 1938–1944
169. Hilibrand AS, Robbins M. Adjacent segment degeneration and adjacent segment disease: the consequences of spinal fusion? *Spine J* 2004; 4(6 Suppl): 190S-194S
170. Mayer HM. Total lumbar disc replacement. *J Bone Joint Surg Br* 2005; 87(8): 1029–1037
171. German JW, Foley KT. Disc arthroplasty in the management of the painful lumbar motion segment. *Spine* 2005; 30(16 Suppl): S60-S67
172. Ohnmeiss Donna, Guyer Richard, Samocha Yigal, Zigler Jack, Blumenthal Scott. Cervical total disc replacement versus anterior cervical fusion: data from four prospective, randomized, multicenter trials. *Spine J* 2011;11(10):S150–1
173. Costi John J, Stokes Ian A, Gardner-Morse Mack G, Iatridis James C. Frequency-dependent behavior of the intervertebral disc in response to each of six degree of freedom dynamic loading. *Spine (Phila Pa 1976)* 2008;33(16):1731–8.

174. Guerin Heather Anne L, Elliott Dawn M. Structure and properties of soft tissues in the spine. *Spine Technology Handbook*. Amsterdam: Elsevier Academic Press; 2006. p. 35–62
175. Kienapfel H, Sprey C, Wilke A, Griss P. Implant fixation by bone ingrowth. *J Arthroplast* 1999;14(3):355–68
176. Yue James J, Bertagnoli Rudolph, McAfee Paul C, An Howard S. Motion preservation surgery of the spine: advanced techniques and controversies. *Am J Neuroradiol* 2008;30(9):E134
177. Guyer Richard D, Voronov Leonard I, Havey Robert M, Khayatzadeh Saeed, Carandang Gerard, Blank Kenneth R, et al. Kinematic assessment of an elastic-core cervical disc prosthesis in one and two-level constructs. *JOR Spine* 2018;1(4):e1040
178. Brenke Christopher, Schmieder Kirsten, Barth Martin. Core herniation after implantation of a cervical artificial disc: case report. *Eur Spine J* 2015;24(S4):S536–9,22
179. Sundseth Jarle, Jacobsen Eva A, Kolstad Frode, Nygaard Oystein P, Zwart John A, Hol Per K. Magnetic resonance imaging evaluation after implantation of a titanium cervical disc prosthesis: a comparison of 1.5 and 3 Tesla magnet strength. *Eur Spine J* 2013;22(10):2296–3002
180. Celien A.M. Jacobs, Christoph J. Siepe, Keita Ito, Viscoelastic cervical total disc replacement devices: Design concepts, *The Spine Journal*, Volume 20, Issue 12, 2020, Pages 1911-1924, ISSN 1529-9430, <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2020.08.007>
181. Korinath MC. Treatment of cervical degenerative disc disease - current status and trends. *Zentralbl Neurochir* 2008;69(3):113–24. <https://doi.org/10.1055/s-2008-1081201>
182. Song KJ, Taghavi CE, Hsu MS, Lee KB, Kim GH, Song JH. Plate augmentation in anterior cervical discectomy and fusion with cage for degenerative cervical spinal disorders. *Eur Spine J* 2010;19(10):1677–83. <https://doi.org/10.1007/s00586-010-1283-3>
183. Cloward RB. The anterior approach for removal of ruptured cervical disks. *J Neurosurg*. 1958;15(6):602–17
184. McConnell JR, Freeman BJ, Debnath UK, Grevitt MP, Prince HG, Webb JK. A prospective randomized comparison of coralline hydroxyapatite with autograft in cervical interbody fusion. *Spine*. 2003;28(4):317–23
185. Wilke HJ, Kettler A, Claes L. Primary stabilizing effect of interbody fusion devices for the cervical spine: an in vitro comparison between three different cage types and bone cement. *Eur Spine J*. 2000;9(5):410–6
186. Chau AMT, Mobbs RJ. Bone graft substitutes in anterior cervical discectomy and fusion. *Eur Spine J*. 2009;18(4):449–64

187. An HS, Simpson JM, Glover JM, Stephany J. Comparison between allograft plus demineralized bone matrix versus autograft in anterior cervical fusion| a prospective multicenter study. *Spine*. 1995;20(20):2211–6
188. Huiwen Huang, Jinglong Liu, Lizhen Wang, Yubo Fan, A critical review on the biomechanical study of cervical interbody fusion cage, *Medicine in Novel Technology and Devices*, Volume 11, 2021, 100070, ISSN 2590-0935, <https://doi.org/10.1016/j.medntd.2021.100070>
189. Kaiser MG, Haid RW, Subach BR, Barnes B, Rodts GE. Anterior cervical plating enhances arthrodesis after discectomy and fusion with cortical allograft. *Neurosurgery* 2002;50(2):229–36
190. Matgé G. Cervical cage fusion with 5 different implants: 250 cases. *Acta Neurochir*. 2002;144(6):539–50
191. Kandziora F, Schollmeier G, Scholz M, Schaefer J, Scholz A, Schmidmaier G, et al. Influence of cage design on interbody fusion in a sheep cervical spine model. *J Neurosurg Spine*. 2002;96(3):321–32
192. Kandziora F, Pflugmacher R, Schäfer J, Born C, Duda G, Haas NP, et al. Biomechanical comparison of cervical spine interbody fusion cages. *Spine*. 2001;26(17):1850–7
193. Kettler A, Wilke H-J, Claes L. Effects of neck movements on stability and subsidence in cervical interbody fusion: an in vitro study. *J Neurosurg Spine*. 2001;94(1):97–107
194. Meriwether MW, Shockey RL. Box cage for intervertebral body fusion. In: *Google Patents*; 2000
195. Wilke H, Kettler A, Goetz C, Claes L. Subsidence resulting from simulated postoperative neck movements: an in vitro investigation with a new cervical fusion cage. *Spine*. 2000;25(21):2762–70
196. Gödde S, Fritsch E, Dienst M, Kohn D. Influence of cage geometry on sagittal alignment in instrumented posterior lumbar interbody fusion. *Spine*. 2003;28(15):1693–9
197. Bartels RH, Donk R, van Dijk AR. Height of cervical foramina after anterior discectomy and implantation of a carbon fiber cage. *J Neurosurg Spine*. 2001;95(1):40–2
198. Baltus Cedric, Costa Emmanuel, Vaz Geraldo, Raftopoulos Christian. Granulomatous reaction on a double-level cervical total disc arthroplasty. *World Neurosurg* 2019; 122:360–3
199. Brenke Christopher, Schmieder Kirsten, Barth Martin. Core herniation after implantation of a cervical artificial disc: case report. *EurSpine J* 2015;24(S4): S536–9,22
200. Spinal Kinetics I, “Mechanical characterization of M6-C artificial cervical disc.”

201. Staudt Michael D, Das Kaushik, Duggal Neil. Does design matter? Cervical disc replacements under review. *Neurosurg Rev* 2018;41 (2):399–407
202. Jonathan H. Peck, David C. Sing, Srinidhi Nagaraja, Deepa G. Peck, Jeffrey C. Lotz, Anton E. Dmitriev, Mechanical performance of cervical intervertebral body fusion devices: A systematic analysis of data submitted to the Food and Drug Administration, *Journal of Biomechanics*, Volume 54, 2017, Pages 26-32, ISSN 0021-9290, <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.01.032>
203. Gorenssek M, Jenko M, Kocjancic B, Dolinar D, Brulc U. Towards the optimum spinal fusion device. *Mater Tehnol* 2018;52(1):99–102. <https://doi.org/10.17222/mit.2017.197>
204. Li, Y.; Yang, C.; Zhao, H.; Qu, S.; Li, X.; Li, Y. New Developments of Ti-Based Alloys for Biomedical Applications. *Materials* 2014, 7, 1709–1800
205. Geetha, M.; Singh, A.K.; Asokamani, R.; Gogia, A.K. Ti-based biomaterials, the ultimate choice for orthopedic implants—A review. *Prog. Mater. Sci.* 2009, 54, 397–425
206. Zysset, P.K.; Guo, X.E.; Hoffler, C.E.; Moore, K.E.; Goldstein, S.A. Elastic modulus and hardness of cortical and trabecular bone lamellae measured by nanoindentation in the human femur. *J. Biomech.* 1999, 32, 1005–1012
207. Huiskes, R. Stress shielding and bone resorption in THA: Clinical versus computer-simulation studies. *Acta Orthop. Belg.* 1993, 59, 118–129
208. Pan C-T, Lin C-H, Huang Y-K, Jang JSC, Lin H-K, Kuo C-N, Lin D-Y, Huang JC. Design of Customize Interbody Fusion Cages of Ti64ELI with Gradient Porosity by Selective Laser Melting Process. *Micromachines*. 2021; 12(3):307. <https://doi.org/10.3390/mi12030307>
209. Guido La Rosa et al. / *Procedia Structural Integrity* 13 (2018) 373–378
210. Ashleen R.Knutsena, et al., Static and dynamic fatigue behavior of topology designed and conventional 3D printed bioresorbable PCL cervical interbody fusion devices, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 49 (2015), 332–342, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2015.05.0151751-6161/>
211. Imwinkelried T. Mechanical properties of open-pore titanium foam // *Journal of biomedical materials research Part A*. – 2007. – T. 81. – №. 4. – C. 964-970, Seaman S. et al. Titanium vs. polyetheretherketone (PEEK) interbody fusion: meta-analysis and review of the literature // *Journal of Clinical Neuroscience*. – 2017. – T. 44. – C. 23-29. MLA
212. Maiman DJ, Kumaresan S, Yoganandan N, Pintar FA. Biomechanical effect of anterior cervical spine fusion on adjacent segments. *Bio Med Mater Eng* 1999;9(1): 27–38. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10436851>
213. Liu JT, Chen WC, Wei HW. Biomechanical evaluation of a dynamic fusion cage design for cervical spine: a finite element study. *Adv Mech Eng* 2017;9(5)

214. ISO 10993 standard on “biological evaluation of medical devices”
215. Lvov V.A., Senatov F.S., Stepashkin A.A., Veveris A.A., Pavlov M.D., Komissarov A.A. Low-Cycle fatigue behavior of 3D-printed metallic auxetic structure, *Materials Today Proceedings*, <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.06.130>
216. Karush W. Minima of Functions of Several Variables with Inequalities as Side Constrains: M. Sc. Dissertation Chicago, Illinois, 1939.
217. Kuhn H. W., Tucker A. W. Nonlinear programming // *Proceedings of 2nd Berkeley Symposium*. Berkely: University of California Press, 1951. C. 481–492
218. Wen-Jun Z., Xiao-Feng X. DEPSO: Hybrid particle swarm with differential evolution operator // *IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernatics*. Washington, DC: 2003. P. 3816-3821. 10.1109/ICMLC. 2002.1174487. DOI: 10.1109/ICMLC.2002.1174487
219. Xiao-Feng X., Wen-Jun Z., Zhi-Lian Y. Social Cognitive Optimization for Nonlinear programming problems // *International Conference on Machine Learning and Cybernetics (ICMLC)*. Beijing: 2002. P. 779-783. DOI: 10.1109/ICSMC.2003.1244483
220. Mann H. B., Whitney D. R. On a test of whether one of two random variables is stochastically larger than the other. // *Annals of Mathematical Statistics*. — 1947. — № 18. — P. 50—60
221. Kerby, D.S. (2014). "The simple difference formula: An approach to teaching nonparametric correlation". *Comprehensive Psychology*. 3: 11.IT.3.1. doi:10.2466/11.IT.3.1
222. Lehmann, Erich L. (2006). *Nonparametrics: Statistical methods based on ranks*. With the special assistance of H.J.M. D'Abbrera (Reprinting of 1988 revision of 1975 Holden-Day ed.). New York: Springer. pp. xvi+463. ISBN 978-0-387-35212-1. MR 0395032
223. Oja, Hannu (2010). *Multivariate nonparametric methods with R: An approach based on spatial signs and ranks*. *Lecture Notes in Statistics*. Vol. 199. New York: Springer. pp.232. doi:10.1007/978-1-4419-0468-3. ISBN 978-1-4419-0467-6. MR 2598854
224. ASTM D695-15. Standard Test Method for Compressive Properties of Rigid Plastics, Book of Standards Volume: 08.01, Developed by Subcommittee: 10, Pages: 8, DOI: 10.1520/D0695-15
225. F.S. Senatov, K.V. Niaza, A.A. Stepashkin, S.D. Kaloshkin, Low-cycle fatigue behavior of 3d-printed PLA-based porous scaffolds, *Composites Part B: Engineering*, Volume 97, 2016, Pages 193-200, ISSN 1359-8368, <https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2016.04.067>
226. A.V. Pozdniakova, Microstructure and properties of novel AlSi11CuMn alloy manufactured by selective laser melting, *Mater. Lett.* 225 (2018) 33–36

227. Huiwen Huang et al, A critical review on the biomechanical study of cervical interbody fusion cage, *Medicine in Novel Technology and Devices*, Volume 11, 2021, 100070, ISSN 2590-0935, <https://doi.org/10.1016/j.medntd.2021.100070>
228. Celien A.M. Jacobs, et al., Viscoelastic cervical total disc replacement devices: Design concepts, *The Spine Journal*, Volume 20, Issue 12, 2020, Pages 1911-1924, ISSN 1529-9430, <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2020.08.007>
229. Nalivaiko, A.Y.; Ozherelkov, D.Y.; Pelevin, I.A.; Chernyshikhin, S. V.; Medvedev, A.E.; Korshunov, A. V.; Arnautov, A.N.; Gromov, A.A. Comprehensive Study of the 3D Printing of Single Tracks and Cubic Samples by Selective Laser Melting of AlSi10MgCu Alloy. *Met. Mater. Int.* 2022, 28, 787–801, doi:10.1007/s12540-021-01115-2
230. Brinckmann, P., Frobin, W., Hierholzer, E., Horst, M. 1983. Deformation of the end-plate under axial loading of the spine, *Spine* 8, 851–856
231. Holmes, A.D., Hukins, D.W.L., Freemont, A.J. 1993. End-plate displacement during compression of lumbar vertebra-disc-vertebra segments and mechanisms of failure, *Spine* 18(1), 128–135
232. Li Yang, Ola Harrysson, Harvey West, Denis Cormier, Compressive properties of Ti–6Al–4V auxetic mesh structures made by electron beam melting, *Acta Materialia*, Volume 60, Issue 8, 2012, Pages 3370-3379, ISSN 1359-6454, <https://doi.org/10.1016/j.actamat.2012.03.015>