

Министерство образования и науки Российской Федерации
Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого
Физико-механический институт
Высшая школа теоретической механики и математической физики

Работа допущена к защите
Директор ВШТМиМФ,
д.ф.-м.н., чл.-корр. РАН
_____ А. М. Кривцов
«__» _____ 20__ г.

ВЫПУСКНАЯ КВАЛИФИКАЦИОННАЯ РАБОТА БАКАЛАВРА

**Исследование материалов для создания трехмерной модели
сердца человека**

по направлению подготовки

01.03.03 «Механика и математическое моделирование»

направленность

01.03.03_02 Биомеханика и медицинская инженерия

Выполнил

студент гр. 5030103/80201

Е. А. Русаловская

Руководитель

Доцент ВШТМиМФ,

к.ф.-м.н.

О. С. Лобода

Санкт-Петербург

2022

**САНКТ-ПЕТЕРБУРГСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ
УНИВЕРСИТЕТ ПЕТРА ВЕЛИКОГО**

Физико – механический институт

Высшая школа теоретической механики и математической физики

УТВЕРЖДАЮ

Директор ВШТМиМФ

А. М. Кривцов

«__»__20__г.

ЗАДАНИЕ

на выполнение выпускной квалификационной работы

студенту Русаловской Елизавете Андреевне, гр. 5030103/80201

1. Тема работы: Исследование материалов для создания трехмерной модели сердца человека.
2. Срок сдачи студентом законченной работы: 06.06.2022
3. Исходные данные по работе: справочная литература, актуальные научные публикации по теме исследования, медицинские справочники и каталоги материалов для 3D-печати
4. Содержание работы (перечень подлежащих разработке вопросов):
Постановка задачи квалификационной работы, исследование физико-механические свойства сердца и сосудов, исследование эластичных материалов для печати, работа с 3D моделями сердца человека, работа с подбором режимов для печати, сравнение физико-механических свойств человеческого сердца и трехмерных печатных моделей, печать и тестирование полученных образцов.
5. Перечень графического материала (с указанием обязательных чертежей):
картинки, таблицы.
6. Консультанты по работе: Радченко И. Л., Суворов В. В.
7. Дата выдачи задания 13.05.2022

Руководитель ВКР _____ О. С. Лобода

Задание принял к исполнению 13.05.2022

Студент _____ Е. А. Русаловская

РЕФЕРАТ

На 43 с., 15 рисунка, 8 таблиц.

**3D-МОДЕЛИРОВАНИЕ, 3D-ПЕЧАТЬ, ПОСТОБРАБОТКА, 3D-ОБЪЕКТ,
МОДУЛЬ ЮНГА**

Данная работа посвящена изучению материалов, позволяющих создавать трехмерные модели, максимально приближенные к живому органу сердца человека. Подробно изучена анатомия стенок сердца и физико-механические свойства. Представлены материалы, которые могут использоваться для печати на 3D принтере. Выполнено исследование на разрыв элементарной модели лопатки, сравнение материалов и результатов эксперимента. Проведена оценка показателей модуля Юнга.

THE ABSTRACT

On 43 pages, 15 pictures, 8 tables.

**3D MODELING, 3D PRINTING, POST-PROCESSING, 3D OBJECT, YOUNG'S
MODULE**

This work is devoted to the study of materials that make it possible to create three-dimensional models as close as possible to the living organ of the human heart. The anatomy of the heart walls and physical and mechanical properties were studied in detail. Materials that can be used for printing on a 3D printer are presented. A study on the rupture of an elementary model of the blade, a comparison of materials and experimental results was performed. The Young's module indicators were evaluated.

СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	5
ГЛАВА 1. Физико-механические свойства сердца и сосудов	7
1.1. Строение стенок сердца	7
1.2. Физико-механические свойства сердца.....	8
ГЛАВА 2. Качество медицинской диагностики.....	17
2.1. Значимость 3D-модели для хирурга	17
2.2 Инструменты визуализации 3D модели.....	18
ГЛАВА 3. Исследование свойств полимеров и пластмасс.....	20
3.1. Обзор материалов.....	20
3.2 Опыт реализуемых проектов.....	24
3.3 Выбранный материал.....	26
ГЛАВА 4. Испытания на смягчение	28
4.1 Создание модели лопатки.....	28
4.2 Работа в Polygon X	29
4.3 Постобработка	30
4.4 Исследование в ИВС РАН.....	32
Глава 5. Анализ результатов.....	33
ЗАКЛЮЧЕНИЕ.....	40
СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ	41
СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ.....	43

ВВЕДЕНИЕ

Статистика сердечных заболеваний чрезвычайно высока, так как она является основной причиной смерти. Проблемы с сердцем означают проблемы для всего организма, поэтому болезни сердца являются такой заметной проблемой общественного здравоохранения. Независимо от того, говорим ли мы о кровяном давлении, аномальном сердцебиении, проблемах с кровеносными сосудами или сердечных приступах, важно понимать факторы риска, симптомы и состояния, связанные с сердечными заболеваниями. [7]

Болезнь сердца, также называемая сердечно-сосудистыми заболеваниями (ССЗ), является общим термином, который охватывает несколько различных состояний, влияющих на сердце. К ним относятся заболевания сердечной мышцы (кардиомиопатия), нерегулярное сердцебиение (аритмия) и проблемы с кровеносными сосудами, такие как заболевания периферических или коронарных артерий. Почти половина населения планеты имеют какой-либо тип сердечных заболеваний.

Большинство ССЗ возникают из-за вмешательства в нормальную функцию сердца. Накопление бляшек, сгустки крови, высокое кровяное давление, высокий уровень холестерина и ожирение могут способствовать сердечным заболеваниям.

Болезни системы кровообращения (ССЗ) традиционно занимают первое место в структуре смертности населения России, составляя в настоящее время 47%. В соответствии с федеральным проектом «Борьба с сердечно-сосудистыми заболеваниями» предполагалось снизить смертность от болезней системы кровообращения с 573 случаев на 100 тыс. населения в 2018 году до 450 случаев к 2024 году. [8]

Количество смертей от болезней системы кровообращения в России не только не снижается, а, наоборот, растет. С 2014 по 2019 год эти показатели действительно снижались – в среднем на 16 872 случая ежегодно. Но в 2020 году они резко выросли. По данным Минздрава РФ, за январь — октябрь 2020 года смертность от болезней системы кровообращения составила 620,7 на 100 тыс.

населения, что на 6,6% выше, чем за аналогичный период 2019 года.

Рост заболеваемости ССЗ в этот период связан с пандемией коронавируса. Сердечно-сосудистые заболевания выросли сразу на четверть. Если до пандемии и в Европе, и в России в лучших клиниках госпитального лечения смертность была 3–6%, то на фоне ковид-инфекции она выросла до 10–15%. [4]

Чтобы облегчить труд врача необходимо создавать 3D-печатные модели для имитации операции.

Целью настоящей работы является подбор материала, который позволит воспроизвести оптимальную модель сердца, максимально схожую с живым органом человека.

Для достижения заявленной цели необходимо выполнить следующие задачи:

- Исследовать физико-механические свойства сердца и сосудов;
- Произвести сравнительный анализ полимеров и пластмасс;
- Изучить режимы печати эластичных изделий;
- Создать элементарные модели лопаток;
- Выполнить испытания на смягчение;
- Протестировать модель и сравнить результаты.

Решение данной задачи даст возможность врачам в точности проделать операцию на учебной модели и снизить дополнительные риски.

ГЛАВА 1. Физико-механические свойства сердца и сосудов

1.1. Строение стенок сердца

Сердце — это мышечный орган размером с сжатый кулак, который функционирует как кровеносный насос организма. Он принимает дезоксигенированную кровь через вены и доставляет ее в легкие для насыщения кислородом, прежде чем перекачивать ее в различные артерии, которые обеспечивают кислород и питательные вещества тканям организма, транспортируя кровь по всему телу.

Сердце находится в заполненной жидкостью полости, называемой полостью перикарда. Стенки и слизистая оболочка полости перикарда представляют собой специальную мембрану, известную как перикард.

Перикард — это тип серозной мембраны, которая производит серозную жидкость для смазки сердца и предотвращения трения между постоянно бьющимся сердцем и окружающими его органами. Помимо смазки, перикард служит для удержания сердца в нужном положении и поддержания полого пространства для расширения сердца, когда оно заполнено. Перикард имеет два слоя — висцеральный слой, который покрывает внешнюю часть сердца, и париетальный слой, который образует мешок вокруг внешней части полости перикарда.

Стенка сердца состоит из 3 слоев: эпикарда, миокарда и эндокарда.

Эпикард — это самый наружный слой сердечной стенки, представляющий из себя серозный покров, который является висцеральным слоем перикарда. Таким образом, эпикард представляет собой тонкий слой серозной оболочки, который помогает смазывать и защищать внешнюю часть сердца. Ниже эпикарда находится второй, более толстый слой стенки сердца: миокард.

Миокард — это мышечный средний слой сердечной стенки, образующий толщину стенок из сердечной мышечной ткани. Хотя она и имеет поперечную исчерченность, но отличается от скелетных мышц тем, что состоит не из отдельных многоядерных волокон, а представляет собой сеть одноядерных клеток кардиомиоцитов. Миокард составляет большую часть толщины и массы

стенки сердца и является частью сердца, ответственной за перекачку крови. Под миокардом находится тонкий слой эндокарда.

Эндокард — это внутренний плоский слой эндотелия, выстилающий внутреннюю поверхность полостей сердца. По своему происхождению эндокард соответствует сосудистой стенке. Все сердечные клапаны представляют складки эндокарда. Эндокард очень гладкий и отвечает за то, чтобы кровь не прилипала к внутренней части сердца и не образовывала потенциально смертельные сгустки крови.

Толщина сердечной стенки варьируется в разных частях сердца. Предсердия сердца имеют очень тонкий миокард, так как им не нужно перекачивать кровь очень далеко — только в близлежащие желудочки. Хотя желудочки имеют очень толстый миокард для перекачки крови в легкие или по всему телу. Правая сторона сердца имеет меньше миокарда в своих стенках, чем левая сторона, потому что левая сторона должна перекачивать кровь через все тело, в то время как правая сторона должна перекачивать только легкие. [15]

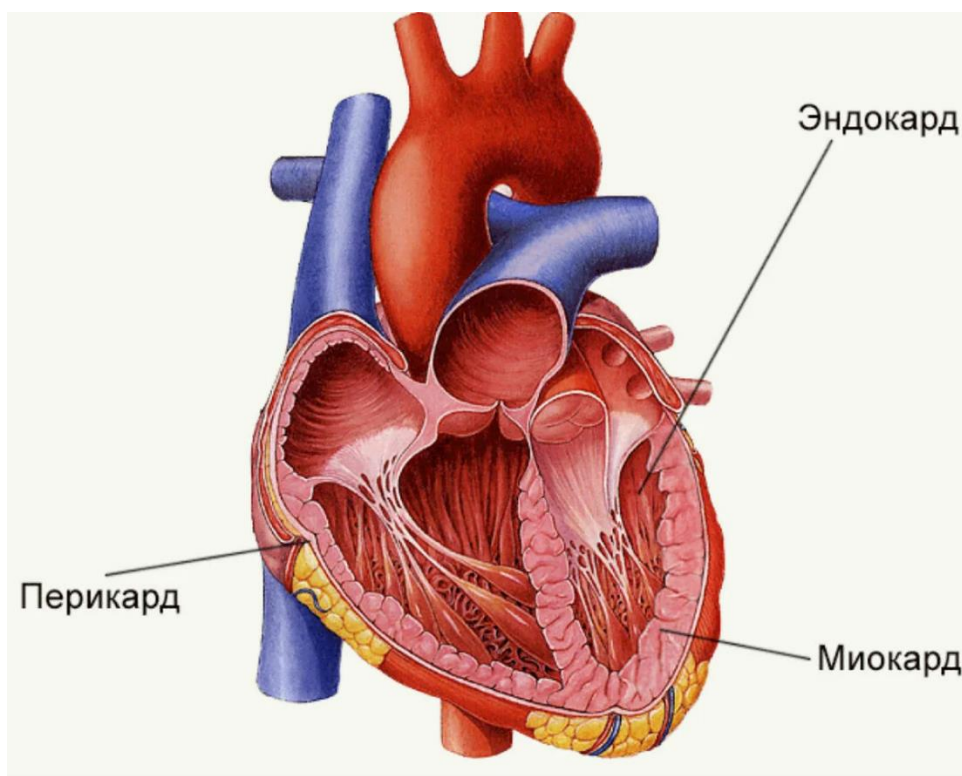


Рисунок 1. Строение стенок сердца.

1.2. Физико-механические свойства сердца

Механическая функция сердца управляется сократительной способностью

клеток, свойствами и микроскопической архитектурой тканей, а также анатомической геометрией, кровяным давлением и объемной нагрузкой сердца.

Математические модели анатомии, архитектуры тканей и механических свойств сердца разрабатываются для представления нормальных и патологических механических процессов. Мышечная стенка сердца имеет сложную слоистую волокнистую 3D-архитектуру, которая оказывает глубокое влияние на его механическое поведение. [12]

Эти модели и измерения объединены с использованием многомасштабных интегративных методов компьютерного анализа и используются для улучшения нашего фундаментального понимания биофизических механизмов, которые связывают структуру и механическую функцию сердца.

Многомасштабные и мультифизические модели сердца, подтвержденные клиническими и экспериментальными записями (МРТ, ультразвук и др.), могут быть использованы для обеспечения региональных оценок свойств миокарда, таких как сократимость, жесткость, релаксация, напряжение стенки и потребность в энергии.

Физико-механическая работа сердца делится в сердечный цикл: систолическую и диастолическую фазы. В диастолическую фазу ткани сердца подвергаются нагружению внутренним давлением, а в систолическую фазу происходит сокращение сердечной мышцы (миокарда), поэтому стенки желудочков сердца испытывают нагрузки, как растяжение, так и сжатие. Ниже показаны методики проведения эксперимента по растяжению тканей и проведения эксперимента на сжатие тканей [6].

Значения напряжения в направлении нагружения вычислялись по следующей формуле:

$$\sigma_i = \frac{P_i}{S},$$

где P_i – величина прикладываемой в направлении i нагрузки; S – площадь поперечного сечения образца.

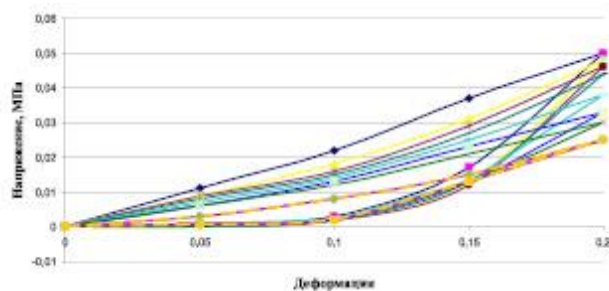


Рисунок 2. График стабилизации свойств миокарда при растяжении образцов.

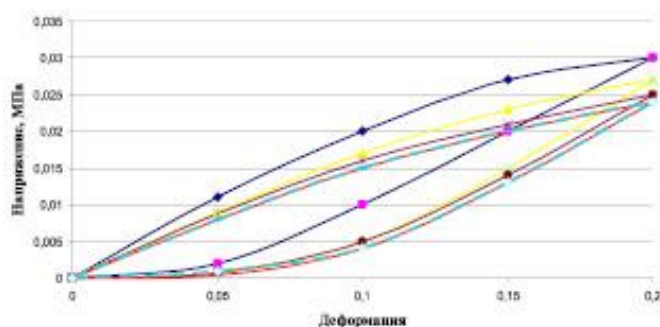


Рисунок 3. График стабилизации свойств миокарда при сжатии образцов.

Образцы при растяжении показали нелинейный характер поведения. В результате эксперимента были получены графики зависимостей напряжение – деформация (рис. 4), позволяющие сделать вывод о том, что миокард обладает практически изотропными свойствами.

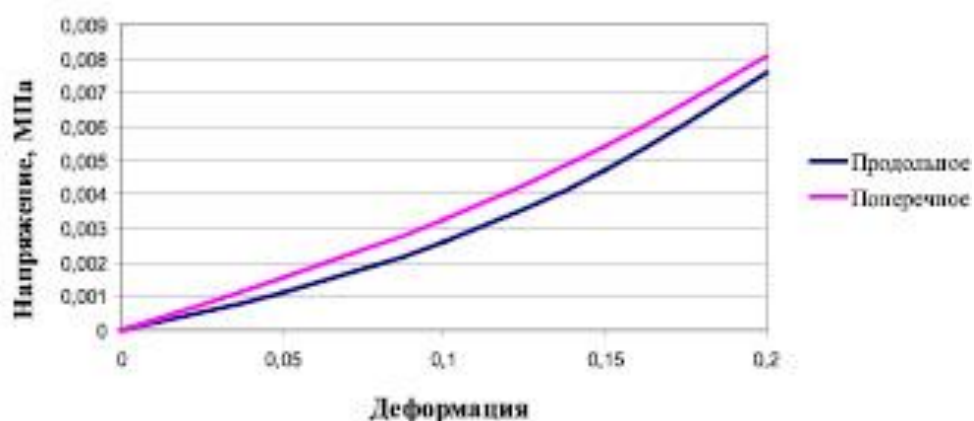


Рисунок 4. График зависимостей удлинений от напряжений для образцов миокарда в продольном и поперечном направлениях.

На рисунке 5 можно видеть средние значения модуля Юнга по возрастным группам обоего пола для тканей желудочков сердца.

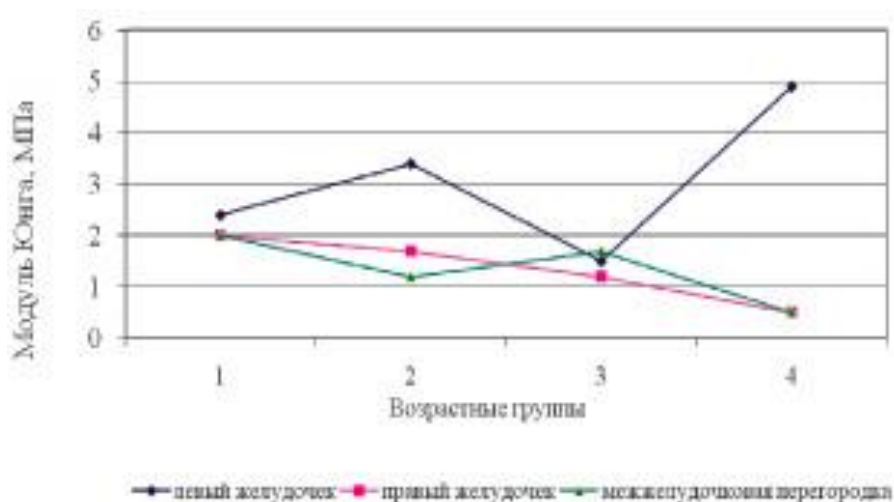


Рисунок 5. Значения модуля Юнга в зависимости от возрастной группы

Значения модуля Юнга миокарда, МПа (Min-Max)

Возрастные группы	Миокард левого желудочка		Миокард правого желудочка		Миокард межжелудочковой перегородки	
	Мужчины	женщины	мужчины	женщины	мужчины	Женщины
1	2,1–3,1	1,8–3,6	1,5–2,5	1,7–2,7	1,6–2,4	1,8–2,9
2	1,7–4,8	2,0–5,3	0,6–2,8	1,4–2,9	1,0–2,1	1,2–2,7
3	0,4–2,6	2,5–3,9	0,1–2,3	1,7–2,3	0,6–2,8	0,8–3,2
4	1,0–9,0	5,0–7,2	0,5–1,8	1,0–2,2	0,1–0,9	1,0–1,5

Таблица 1. Значения модуля Юнга с учетом половой принадлежности и возрастной группы.

Возрастные группы	Возраст (лет)	Число наблюдений				Всего
		Мужчины		Женщины		
		абсолютные значения	относительный показатель (%)	абсолютные значения	относительный показатель (%)	
1	31 – 40	10	12,5	10	12,5	20
2	41 – 50	10	12,5	10	12,5	20
3	51 – 60	10	12,5	10	12,5	20
4	61 – 70	10	12,5	10	12,5	20
	Всего	40	50,0	40	50,0	80

Таблица 2. Распределение объектов исследования в зависимости от возраста.

Анализ экспериментальных данных показал, что в возрасте 61–70 лет ткани левого желудочка обладают большим модулем Юнга, нежели ткани правого желудочка и межжелудочковой перегородки, для возрастной группы 31–40 лет наблюдается большая эластичность образцов тканей левого желудочка и жесткая эластичность для тканей межжелудочковой перегородки. Разброс значений модуля Юнга в возрастной группе 61–70 лет, по-видимому, обусловлен поражением миокарда мелкоочаговым кардиосклерозом. Ткани миокарда, пораженные кардиосклерозом, имеют существенно больший модуль Юнга, нежели здоровые (или относительно здоровые).

Была выявлена половая изменчивость биомеханических характеристик миокарда. Модуль Юнга тканей миокарда у женщин в среднем в 3–4 раза превосходит данный показатель у мужчин.

Предел прочности для тканей желудочков сердца снижается с возрастом, причем контрастный переход наблюдается от 1-й ко 2-й возрастной группе. Это подтверждается статистическими данными о количестве повреждений стенки желудочков сердца у людей возраста старше 40 лет [1, 2].

Наружный слой (эпикард) состоит из соединительной ткани, который уступает миокарду по толщине более чем в 10 раз, а по жесткости превосходит на один порядок и составляет в среднем 20 МПа.

В исследовании можно выделить, что по внешнему виду до предела текучести график сжатия совпадает с графиком растяжения. Хотя выраженной площадки текучести для биологических материалов не наблюдается. Увеличивающееся в процессе деформации поперечное сечение образца может выдерживать все большую нагрузку, вследствие чего может принимать бочкообразную форму. Следовательно, предел прочности при сжатии биологических материалов не может быть определен. Следует отметить, что при сжатии модуль Юнга принимает те же значения, что и при растяжении.

Можем сделать вывод, что в результате проведения экспериментов определены параметры физико-механических свойств тканей желудочков сердца человека для разных возрастных групп у лиц мужского и женского пола. Выявлена индивидуальная, топографическая, возрастная и половая изменчивость деформационных и прочностных свойств тканей желудочков сердца взрослых людей. Для тканей желудочков сердца разрушающее удлинение в 4-й возрастной группе составляет 30 % по сравнению с начальной длиной образца, в 1-й возрастной группе этот показатель составляет 50 %. Значительное понижение разрушающих напряжений (на 50 %) и деформаций (на 20 %) характерно для 4-й возрастной группы по сравнению с 1-й. При исследовании обнаружено, что ткани левого желудочка в 4-й возрастной группе обладают наименьшей растяжимостью и прочностью по сравнению с тканями правого желудочка и межжелудочковой перегородки, так как для их разрушения удлинением необходима достаточно небольшая сила – в среднем 10 Н. Это позволяет предположить, что при динамических нагрузках пожилые люди более подвержены разрыву желудочков сердца, в особенности левого. Полученные данные помогают расширить понимание морфологической организации желудочков сердца, что весьма актуально для развития персонализированной медицины. Учитывая индивидуальные, возрастные и половые различия биомеханических

характеристик тканей желудочков сердца, возможно рационально подобрать тип материала заплат при реконструктивно-восстановительных операциях на сердце.

В работе [1] были приведены результаты экспериментальных исследований деформаций части дуги аорты. Исследованы три образца интактной дуги аорты человека с сегментами большой плечеголовой, общей сонной и левой подключичной артерии (возраст 20-30 лет). Сегмент дуги аорты конюлирован на уровне восходящей дуги аорты. Модуль нормальной упругости был представлен следующими параметрами: передней стенки аорты $E_{п.ст.а} = 0,84$ МПа, задней- $E_{з.ст.а} = 1$ МПа и коарктационного сегмента $E_{к.с} = 1$ МПа, коэффициент Пуассона аорты, коарктационного сегмента $\nu_a = \nu_{к.с} = 0,4$.

Главным принципом работы сердечно-сосудистой системы основан на законе гидродинамики в сообщающихся сосудах: жидкость течет из сосуда с большим давлением в сосуд с меньшим давлением.

Силы, возникающие при движении крови по сосудам: сила трения (сопротивления) и сила давления:

1. Силой трения или силой сопротивления, которое кровь испытывает при трении о стенки сосудов. При движении крови по сосудам возникает сила трения, которая препятствует перемещению крови, в результате скорость ее течения становится меньше.

2. Силой давления, влияющей на движение крови. Кроме силы трения на жидкости, как и на все тела на Земле, действует сила тяжести. Поэтому каждый слой крови в сосудах своим весом создает давление на другие слои. Это давление по закону Паскаля передается по всем направлениям одинаково.

Одним из физико-механических свойств сердца является растяжимость, механизм работы которой определяется законом Фрэнка-Старлинга. [3]



Рисунок 6. Соотношение растяжения и сокращения сердца.

Его можно продемонстрировать как внутреннюю адаптивную реакцию, которая служит для адаптации каждого желудочкового выхода к его притоку путем увеличения силы сокращения миокарда пропорционально любому увеличению длины мышечных волокон, т.е. увеличение объема крови, поступающей в сердце, растягивает стенки желудочка, что заставляет сердце сокращаться с большей силой, как растянутая резиновая лента, увеличивая объем каждого удара сердца.

Механизм Фрэнка-Старлинга можно увидеть в периоды физических упражнений с более низкими темпами работы. Этот механизм работает, чтобы синхронизировать скорость кровотока, возвращающегося к сердцу, и скорость крови, покидающей сердце, без зависимости от внешней регуляции, чтобы внести изменения, которые могут варьироваться от 2 литров до 25 литров в минуту. Максимальная сила прилагается сердцем, когда мышечные волокна имеют первоначальную длину 2,2 микрометра. Волокна, которые имеют более длинную или более короткую длину, создают меньшую силу.

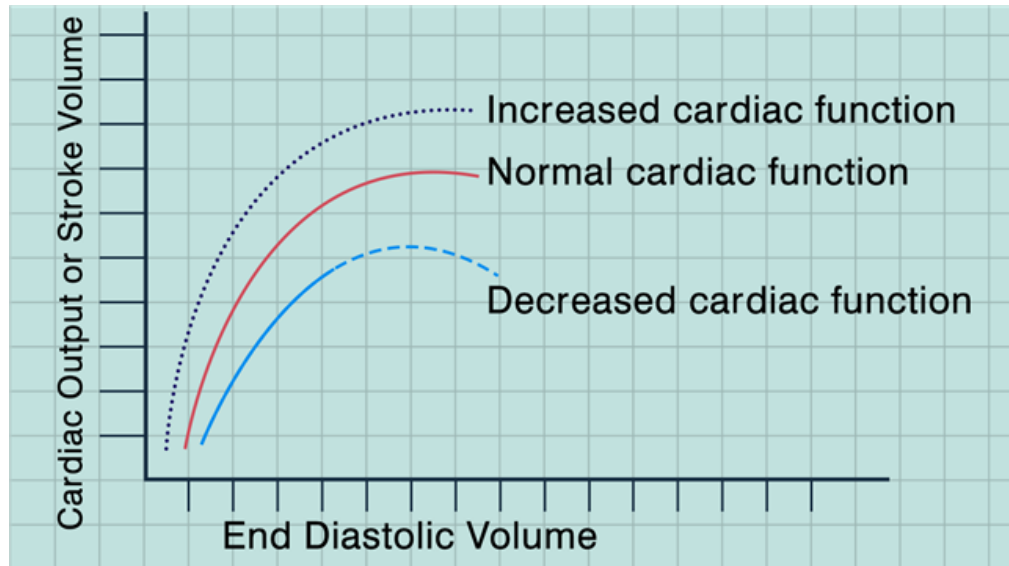


Рисунок 7. Кривая Фрэнка-Старлинга.

На кривой Фрэнка-Старлинга увеличение объема крови вызывает сдвиг вдоль линии вправо, что повышает конечный диастолический объем и объем удара, делая линию кривой вверх. В случаях перикардального выпота, когда жидкость аномально накапливается вокруг сердца, на сердце оказывается внешнее давление, что отрицательно влияет на его функционирование. В этих случаях сдвиг будет на линии, движущейся влево, с уменьшением объема удара.

ГЛАВА 2. Качество медицинской диагностики

2.1. Значимость 3D-модели для хирурга

В настоящее время исследователи используют трехмерную или 3D-печать для создания моделей человеческого сердца, чтобы помочь кардиологам. Врачи могут использовать эти модели, чтобы лучше помочь пациентам перед операцией. Хирурги регулярно используют цифровые изображения для изучения сердца в мельчайших деталях. Врач может изменить тип операции для пациента на основе 3-D модели. 3D модели сердца уменьшают время, затраченное на операцию.

Врожденные пороки сердца, вызывающие значительные гемодинамические и функциональные последствия, требуют хирургического лечения. Понимание точной хирургической анатомии часто является сложной задачей и может быть неадекватным или неправильным.

Различные исследования показали, что 3D может улучшить медицинское понимание, обучение, хирургическую подготовку и информацию о пациенте при ИБС. Тем не менее, нет четкой демонстрации этих преимуществ в хорошо продуманных исследованиях. Несмотря на отсутствие данных, снижение стоимости печатных 3D-моделей ИБС изменит текущий подход к ИБС в ближайшем будущем. Удобство этих 3D-моделей должно быть четко оценено, поскольку врожденные кардиологи должны быть обучены манипулировать этой информацией и понимать пределы различных этапов процесса. [14]

Следующий этап - продемонстрировать ценность этих 3D-моделей в планировании хирургических вмешательств при сложных ИБС. Перед разработкой исследований, направленных на демонстрацию эффективности этих моделей в улучшении результатов, должен быть шаг доказательства концепции.

Несмотря на то, что различные методы, используемые для анализа точности 3D-моделей, неоднородны, они показывают приемлемую корреляцию между 3D-печатной моделью и “исходной структурой” с различиями, всегда являющимися миллиметровыми. Эти данные свидетельствуют о том, что 3D-модели могут быть

надежными для оценки сложной анатомии сердечных структур при ИБС и адекватного планирования хирургических вмешательств. Кардиохирурги, врожденные кардиологи и радиологи должны быть удовлетворены окончательными результатами.

Технологии 3D-моделирования и 3D-печати надежны и подходят для анализа врожденных пороков сердца. Однако до сих пор 3D имеет свои пределы и потенциальную предвзятость, связанную с субъективностью в процессе моделирования ИБС. Сегодня он остается дополнительным инструментом в принятии решений при сложных ИБС. Существует необходимость совершенствования процесса получения и манипулирования 3D-моделями в повседневной клинической практике. Заключительным шагом будет использование 3D-моделей в качестве резюме диагноза у данного пациента и в качестве надежного инструмента для принятия решения о том, какое лечение следует применять.

2.2 Инструменты визуализации 3D модели

Современные методы визуализации с высоким разрешением и технология 3D-печати позволяют печатать 3D-копии сердца пациента для точного понимания сложной анатомии, практического моделирования хирургических процедур. КТ или МР-изображения, полученные с помощью ЭКГ-стробирования и задержки дыхания или навигации дыхания, лучше всего подходят для 3D-печати.

3D эхокардиограммы не идеальны, но могут быть использованы для печати ограниченных областей интересов, таких как сердечные клапаны и межжелудочковая перегородка. Хотя печатные материалы все еще требуют оптимизации для представления сердечно-сосудистых тканей и клапанов, хирурги находят модели подходящими для практики закрытия дефектов перегородки, применения перегородок в желудочках, реконструкции дуги аорты и процедуры артериального переключения.

Практическая хирургическая подготовка на моделях скоро может стать обязательным компонентом программы хирургии врожденных пороков сердца.

3D-печать расширит свое использование с дальнейшим улучшением использования эхокардиографических данных и алгоритма слияния изображений в нескольких модальностях визуализации и разработкой новых печатных материалов. Биопечать имплантатов, таких как стенты, пластыри и искусственные клапаны, а также тканевая инженерия части или всего сердца с использованием собственных клеток пациента откроют дверь в новую эру персонализированной медицины.

Современные технологии визуализации, включая ультразвук, компьютерную томографию (КТ) и магнитный резонанс (МР), предоставляют точную информацию об анатомии и гемодинамических последствиях врожденных пороков сердца.

Анализ различных процессов получения 3D-печатной модели необходим для понимания того, что 3D-сегментация и печать открывают путь к возможному смещению измерений. Потенциальный риск того, что окончательная 3D-печатная модель не будет анатомически похожа на оригинал, действительно должен быть тщательно оценен. [13]

В будущем технология виртуальной реальности (VR) может обеспечить реалистичное моделирование, которое поможет хирургам практиковать сложные операции. Медицинские учреждения значительно продвинулись бы вперед, позволив студентам практиковаться на виртуальных пациентах.

ГЛАВА 3. Исследование свойств полимеров и пластмасс

3.1. Обзор материалов

Для создания 3D модели сердца необходимо отобрать материалы, которые по своим упругим свойствам были максимально схожим с живым органом.

Мною были отобраны следующие материалы:

1. Thermoplastic elastomers (TPE) - это гибкий, износостойкий материал. Следовательно, TPE часто используют для изготовления медицинских приспособлений, частей автомобиля, бытовых принадлежностей.

2. Thermoplastic polyurethane (TPU) - разновидность TPE. По сравнению с TPE, TPU более жесткий. В связи с этим, им легче печатать. Также, он более износостойкий и более эластичный при низких температурах. Детальная информация по разнице между TPU и TPE пластиками.

Основные характеристики: TPE, TPU (гибкий)

Прочность: средняя гибкость очень высокая и долговечносная;

Сложность использования: средняя (TPE), низкая (TPU);

Температура печати для TPE, TPU составляет 210°C – 230°C;

Температура стола для печати нужно устанавливать 30°C – 60°C;

Усадка будет минимальная;

Материал экологически не безопасный, не растворимый.

TPE или TPU используют для изделий, которые будут часто подвергаться механическим действиям. Если будущая модель должна растягиваться или сгибаться, то TPE или TPU подходит.

3. Flex (полиуретан) — мягкий резиноподобный материал.

Используется там, где нужна гибкость и эластичность готовых изделий.

Параметры печати, следующие:

Температура экструзии — 220-240°C;

Температура стола нужно установить 90-110°C;

Обдув нежелателен;

Адгезия слоев материала хорошая, а адгезия к столу средняя;

Присутствуют следующие технические характеристики:

Температура плавления — 200-210°C;

Температура размягчения — 110°C;

Температура эксплуатации — -100+100°C;

Твердость (по Шору) — D40;

Относительное удлинение при разрыве — 600%;

Прочность на изгиб — 5,3 Мпа;

Прочность на разрыв — 17,5 Мпа;

Модуль упругости при растяжении — 0,06 ГПа;

Модуль упругости при изгибе — 0,07 ГПа;

Плотность — 1,1 г/см³;

Точность печати — ± 1%;

Усадка при изготовлении изделий — 0,35–0,8%;

Влагопоглощение — 0,04%;

Некоторые производители производят по несколько сортов, разной жесткости. Разнообразие цветов небольшое. Существует мало случаев, когда производитель производит цветные флексы — обычно это белый, черный или серый материал.

Материал имеет достаточно узкую нишу применения.

К преимуществам Flex можно отнести следующие свойства:

Гибкость — основное свойство, которое обуславливает применение.

Масло-бензостойкость — может использоваться при прямом контакте с этими жидкостями.

Широкий температурный диапазон применения — можно использовать в технических изделиях, в условиях повышенных температур.

Недостатки являются: сложность печати, так как зачастую требуется доработка экструдера для печати гибкими материалами.

Не всегда возможна печать с ретрактами — возможно возникновение

“соплей” на модели.

Основные применения — это прокладки и ремни для технических изделий, а также подошва для обуви или обуви.

4. Гибкий полиэстер (FPE) — это универсальный пластик для 3D принтера, который сочетает в себе жесткие и мягкие полимеры. Такие материала сопоставимы с PLA, но они более мягкие и более гибкие. Конкретная характеристика гибкости зависит от используемых твердых и мягких полимеров, а также от соотношения между ними.

Можно выделить два заметных аспекта FPE: хорошая адгезия между слоями и умеренно высокая стойкость к нагреву и различным химическим соединениям. Учитывая широкий диапазон филамента FPE для 3D-принтера, наиболее полезным способом отличить разные нити этого типа является значение Шора (например, 85A или 60D), где большее число указывает на меньшую гибкость.

Используют данный пластик тогда, когда требуется гибкость печати, но простота процесса имеет приоритет. Гибкие пластики могут быть сложны для печати, а FPE является хорошей альтернативой, которая предлагает всего понемногу. Легко печатать, как PLA, но полученные изделия отличаются большей эластичностью.

5. VFlex – гибкий и упругий пластик с растяжением до 1000%. А изделия из VFlex могут похвастаться такими качествами как: износостойкость, эластичность и гибкость, стойкость к агрессивным средам (масло, бензин, растворитель) и ударопрочность.

VFlex подойдет для печати прокладок, демпферов, заглушек, кнопок (в том числе и для деталей, от которых требуется масло и бензостойкость). VFlex не должен находиться под УФ лучами. За несколько недель на солнце он может рассыпаться.

Технические характеристики пластика VFlex:

Температура эксплуатации: от -40°C до +80°C;

Плотность: 1,15 г/см³;

Твердость по Шору D: 40;

Удлинение (относ. при разрыве): 1000%;

Усадка: средняя.

ВFlex – мягкий и гибкий материал. За это его и выбирают, но благодаря этим же особенностям ВFlex несколько капризный в печати.

Флексом можно печатать на принтерах с экструдерами типа директ и боуден. Главное, чтобы от места подачи прутка до самого хотэнда не было никаких зазоров. Рекомендуется отключить ретракт, так как прутки этого филамента очень мягкий и подающая шестерня может его зажевать.

В зависимости от настроек принтера и самой модели усадка у флекса может отличаться. Для лучшей печати рекомендуем отключить обдув и печатать на принтере с закрытым корпусом (как с ABS пластиком).

Рекомендованные параметры печати для ВFlex Bestfilament:

Экструдер: 220-250°C;

Платформа: 80-90°C;

Сопло: 0,4 мм;

Скорость: 20-30 мм/с;

Ретракт: нет;

Обдув: нет;

Корпус принтера: закрытый;

Устойчив к растворителям.

Флекс гибкий и текучий материал, при печати возможно образование «волос» на детали. Их можно легко удалить, срезав канцелярским ножом или скальпелем.

Если в помещении сухо, то катушку можно хранить просто на полке. Лучше всего любой пластик хранить в темном сухом месте в пакетике с силикагелем.

6. Elastic Resin — самый пластичный из наших инженерных полимеров с твердостью по Шору 50 А, высокими показателями

удлинения и возврата формы. Детали, напечатанные из этого материала, выглядят и ведут себя как силиконовые; они достаточно стойкие, что позволяет использовать их несколько раз.

Материал устойчив к воздействию низких температур.

Подходит для печати гибких и мягких вещей. Используется для изготовления предметов повседневного использования, обуви, чехлов, кнопок, масок, декора.

Особенности печати: печатать лучше на небольших скоростях, около 15-30 мм/с, чтобы пруток не заплотнялся механизмом подачи. Рекомендуется использовать в принтерах с директ-подачей пластика.

3.2 Опыт реализуемых проектов

Существует вариант печати сердца по частям – такая технология называется ротационное литьё. Ротационное литьё— метод получения полых объектов с свободной внутренней поверхностью. Сделать пособие, подразумевающее разрезание, таким способом невозможно.

Сделано сердце из человеческих жировых клеток и соединительной ткани. Раньше для этого использовали синтетические вещества. Для воссоздания человеческого органа специалисты использовали природный полимер — альгиновую кислоту. Это вещество добывается из разных видов водорослей.

Эластичность напечатанного сердца позволяет не только разрезать его, но и сшить. Печать производили на PICASO PRO250 из PLA пластика REC с поддержками из него же. Слой 0,2 мм.

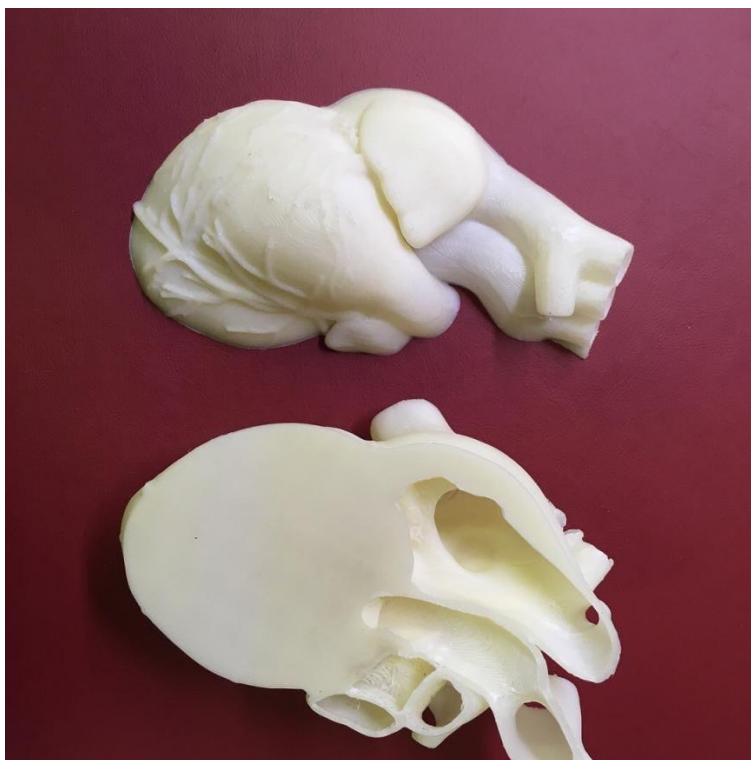


Рисунок 8. Модель сердца, выполненная рациональным литьем.

Масса модели — 390 граммов (у человека масса колеблется от 250 граммов у женщин до 330 граммов у мужчин), объём прототипа составил 679 кубических сантиметров. Конструкция искусственного сердца из силикона практически полностью повторяет сердце человека и представляет из себя «моноблок»: имеются правая и левая камеры с отводящими трубками, соответствующие желудочкам сердца. Трубки соответствуют аорте и венам (легочной, верхней полый и нижней полый). Циркуляция жидкости осуществляется воздушными насосами, накачивающими или сдувающими воздушную камеру, соединенную с «желудочками».

В отличие от предыдущих попыток 3D-печати протезных органов, модель Mr Arm изготовлена путем печати различных смесей силиконовых гелей, а не сухого порошка. [2]

В данной работе ученые продемонстрировали свое изобретение — композитный гидрогель, свойствами которого можно манипулировать в зависимости от потребностей конечного пользователя. Созданный ими гидрогель отлично подходит для 3D-печати посредством экструзии, чем не могли похвастаться предшествующие гидрогели.

Ученые заявляют, что материалы на водной не отличаются особой

прочностью, они хрупкие и мягкие, что вполне ожидаемо. Однако, если объединить альгинатные мягкие дендритные коллоиды и альгинатный гель, то можно получить гидрогель с повышенной прочностью. Другими словами, они объединили два разных гидрогеля в один, свойства которого превосходят свойства его составных.

К вариантам применения нового гидрогеля его создатели относят медицину, пищевую промышленность и мягкую робототехнику. Но до полноценного использования еще далеко, так как гидрогель требует доработок. В частности, ученые хотят изменить гидрогель так, чтобы его можно было применять в 3D-печати биомедицинских инъекционных материалов.

Следующее исследование было произведено инженерами в Великобритании, которые напечатали сердце из силикона. [12]

На основе трехмерной модели на 3D-принтере была сначала изготовлена мастер-форма из пластика, а уже по ней мы сделали форму для литья из силикона. Возможность максимальной детализации стала решающим критерием при выборе материала для печати мастер-формы. Самой подходящей в этом случае оказалась технология лазерного спекания полиамида.

Первый пример сердца из силикона дорабатывали вручную, утолщая некоторые стенки пластилином. Наглядные изменения были после внесены в модель, что улучшило конечный результат.

3.3 Выбранный материал

FLEX пластик идеально подходит для печати трехмерных изделий сложной конфигурации, содержащих гибкие элементы. Его мы и будем использовать для проведения последующих опытов.

Применяется метод послойного наложения, производственный цикл начинается с обработки 3D цифровой модели. Поставляется в вакуумных контейнерах многократного использования, благодаря чему материал пригоден к хранению на протяжении длительного времени.

Свойства материала Flex пластика:

По своим техническим характеристикам FLEX пластик для 3D печати во

многим схож с твердым силиконом. Важно отметить основные параметры данного материала:

- Высокая температура плавления. Стол – 80-110 градусов, сопло – 220-240.
- Устойчив к механическим повреждениям, не разрушается растворителями.
- Не вступает в реакцию с эфирными маслами.
- Широкая цветовая палитра.
- Отличная прочность, трудно поддается механической обработке.

Из представленного материала можно изготавливать сложносоставные 3D модели, между собой детали склеиваются при помощи паяльного фена или специальных синтетических каучуков. Идеально подходит для производства протезов, масок, военных моделей, кнопок, где требуется высокая износостойкость.

ГЛАВА 4. Испытания на смягчение

В ходе исследования необходимо провести тестирование, выбранного материала Flex Res при различных испытаниях. Перед работой требуется ознакомиться с настройками печати на 3D принтере Picaso Designer. На настройку качества и скорости печати будет затрачено разное время выполнения задания. Также будем использовать ручной режим, где можно самостоятельно выставить скорость печати периметров, внутренних периметров (нить, которая отображена внутри заполнения детали), поддержки, интерфейсных слоев поддержки (наименьший показатель, необходимый для качественной печати) и заполнения. Далее приступить к печати 8-ми лопаток с разными параметрами заполняемости (0,10,20,30-каждая по 2 экземпляра).

4.1 Создание модели лопатки

Сначала создается элементарная модель лопатки в программе Fusion 360 со следующими параметрами: длина: 8 см, ширина: 1 см, толщина: 0,2 см.

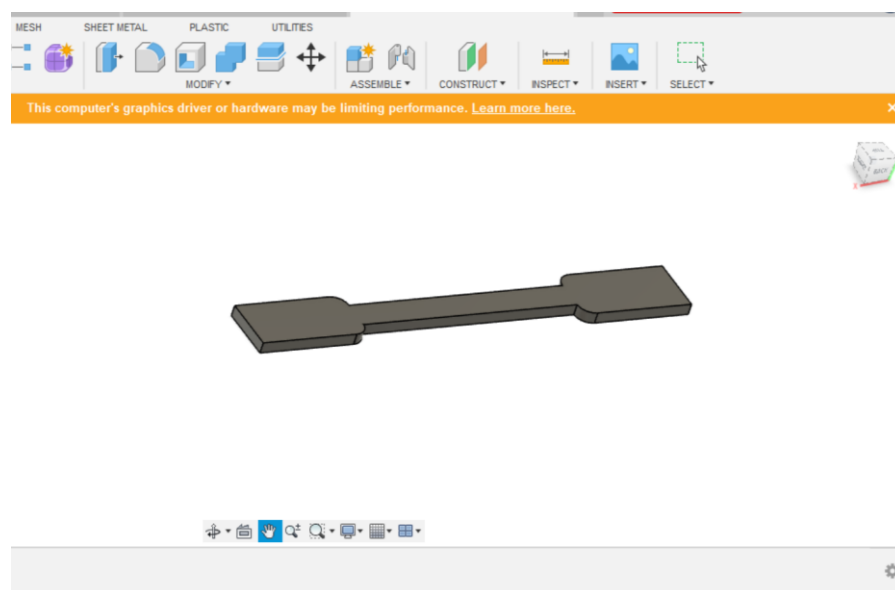


Рисунок 9. Модель лопатки.

Для создание элементарной модели необходимо воспользоваться Polygon X, которые работают с mesh-объектами и позволят произвести постобработку.

4.2 Работа в Polygon X

3D принтеры компании Picaso 3D, на которых будем производить печать, комплектуются программой - слайсером собственной разработки. Программный пакет носит название Polygon X, специально подходящий под более легкое освоение всего процесса в 3D печати новичками.

Сначала мы создаем профили непосредственно в Polygon X. Для этого обратимся к специальной функции — менеджер профилей. Устанавливаем профиль, экспортируем его на флешку и импортируем с флешки на принтер. Также можно использовать сетевую работу, загрузив нужный профиль в принтер, не вставая со своего рабочего места. Переносим его на иконку нужного вам принтера.

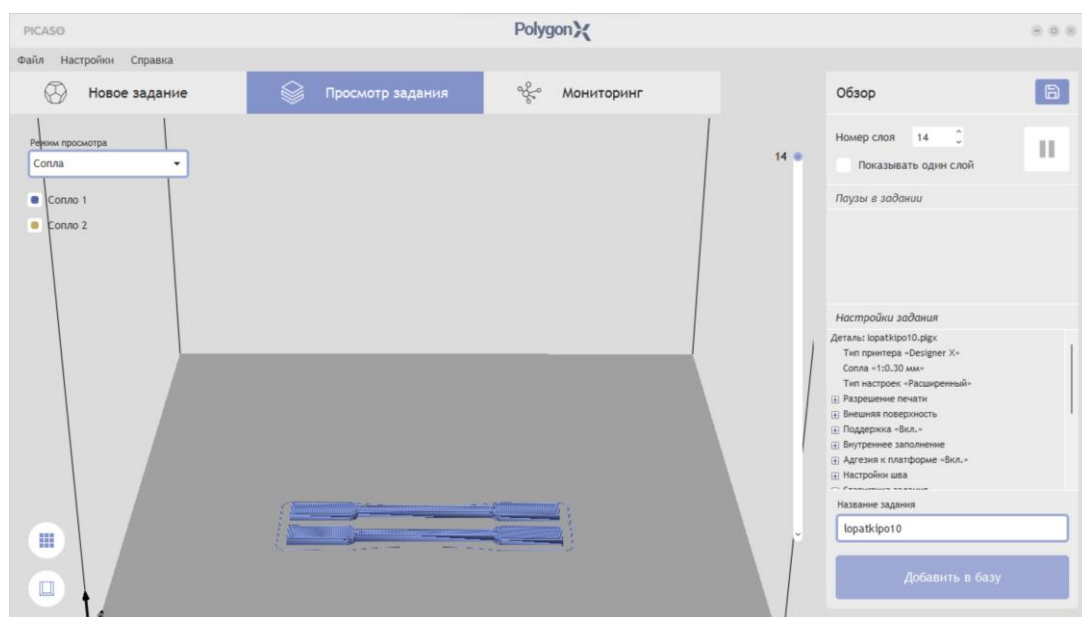


Рисунок 10. Настройка местоположения печати.

Выстраиваем местоположение наших объектов на столе, а также создаем копию элементарной модели с одинаковой заполняемостью. Модели должны расположить так, чтобы большая часть лопатки соприкасалась с основанием. Можем увидеть, что данные модели выделены рамками. Они олицетворяют размеры лопаток на рабочем столе столько, сколько занимает непосредственно физического пространства. При изменении размеров, масштабирования, повороте и другой любой операции, произведенной с 3D-моделью, данные границы тоже будут меняться. Если на столе находится много моделей, то эти рамки позволят отделить их друг от друга и, соответственно, позволят программе автоматически

распределить объекты по рабочей поверхности. Проверяем количество и конфигурацию слоев таким образом, чтобы было не было дополнительных излишеств материала.

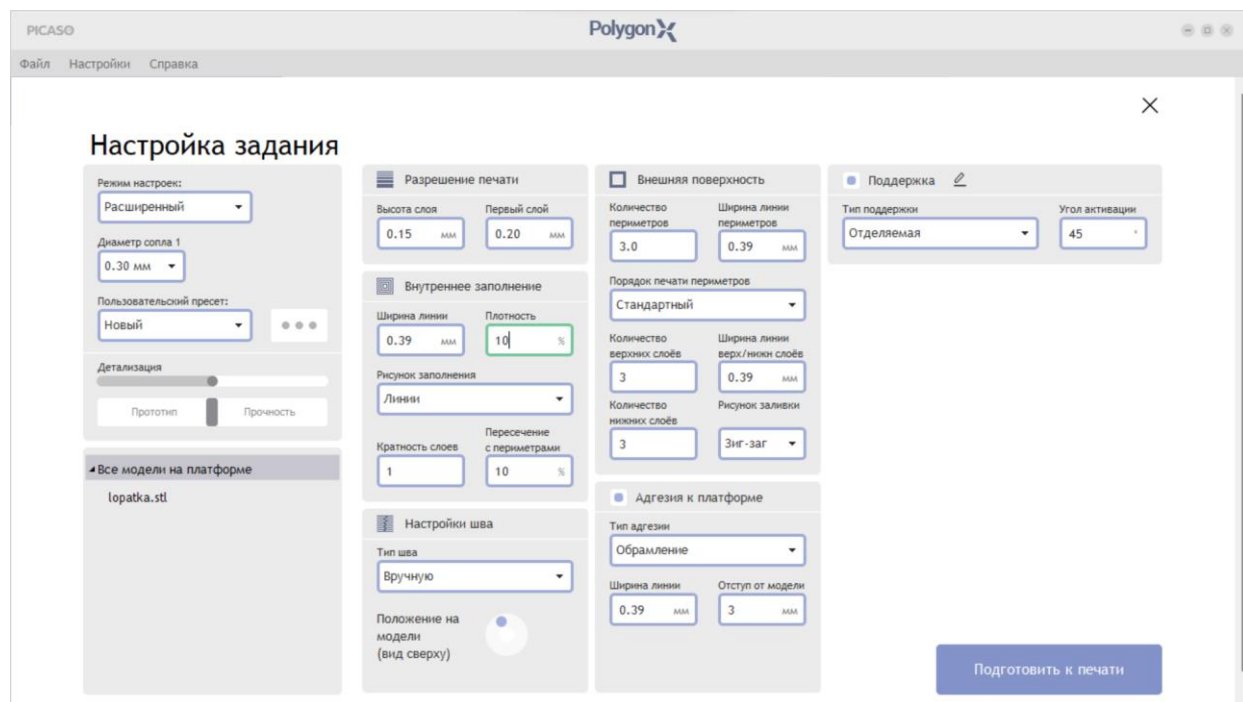


Рисунок 11. Настройка задания.

У нас есть панель инструментов, где можно менять ширину, глубину и высоту изделия. Масштабировать объект можно точно по миллиметрам или по пропорциям в процентном соотношении. Клавиша “пропорционально” позволяет изменять размеры одновременно по всем осям. Режим настроек выбираем расширенный, это стандартная печать. Загружаем параметры своего сопла. Менеджер профилей пластиков позволяет настраивать материал, которым заправляем принтер. Тип поддержки включаем- отделяемую. Механизм подбирает оптимальные настройки в зависимости от выбранной детализации высоты слоя, прочности и типа используемой поддержки с учетом установленного диаметра сопла. Варьируем ширину линий материала, плотность, а также количество верхних и нижних слоев -в нашем случае по 3. В разделе заполнения есть много доступных схем внутренней структуры. Тут мы останавливаемся на рисунке линий.

4.3 Постобработка

На напечатанных 4 моделях с разной заполняемостью нужно отследить, как поведет себя Flex при погружении его в ацетон.

Кончик лопатки погрузили в технический ацетон на пару секунд и стало понятно, что материал не разлагается, так как липкий слой отсутствует.

Следовательно, с моделями можно продолжить работу.

Первым делом по очереди помещаем лопатки на дно глубокой тарелки и разогреваем дно.

Следующий этап: льем ацетон так, чтобы он полностью покрыл образцы, накрываем пищевой пленкой и закрываем крышку тогда он будет медленнее испаряться, а значит, эффективнее обрабатывать деталь.

Ждем 40 минут и аккуратно транспортируем детали на сухое место.

По ошибке одна лопатка была сломана, а вторая немного деформировалась. В дальнейшем извлечение из сосуда производилось аккуратнее.

Во время эксперимента важно следить за количеством ацетона, оставшегося в сосуде, чтобы избежать прилипания пластика по дну.

При визуальном наблюдении были сделаны следующие выводы: модели, погруженные в ацетон, набухали и были увеличены в размерах первое время, пока они не обсохли. Со временем они вернулись в исходное состояние, но стали эластичнее.



Рисунок 12. Образцы REC FLEX до испытаний.

4.4 Исследование в ИВС РАН

В испытании были задействованы 8 лопаток с разной заполняемостью: 0,10,20,30, а также 4 из них обработаны с помощью ацетоновой бани.

Средством измерения будет являться разрывная машина компании Inston , позволяющая проводить оценку различных механических характеристик прочности и пластичности материала.

Определяемыми показателями служили: Модуль Юнга (E), предел текучести (σ), деформация при разрушении, прочность и максимальная нагрузка (N), выдерживаемая образцом, а также геометрические размеры образцов: толщина (h), ширина (b), длина (L).

Скорость перемещения активного захвата-5 см/мин
Расстояние между опорами -4 см.

Глава 5. Анализ результатов

Будем рассматривать 8 образцов:

- 1- материал, подвергавшийся ацетоновой обработке с заполняемостью 0;
- 2- материал, не подвергавшийся ацетоновой обработке с заполняемостью 10;
- 3- материал, подвергавшийся ацетоновой обработке с заполняемостью 10;
- 4- материал, не подвергавшийся ацетоновой обработке с заполняемостью 0;
- 5- материал, подвергавшийся ацетоновой обработке с заполняемостью 20;
- 6- материал, не подвергавшийся ацетоновой обработке с заполняемостью 20;
- 7- материал, не подвергавшийся ацетоновой обработке с заполняемостью 30;
- 8- материал, подвергавшийся ацетоновой обработке с заполняемостью 30.

Определим механические характеристики пластиков при разрыве:

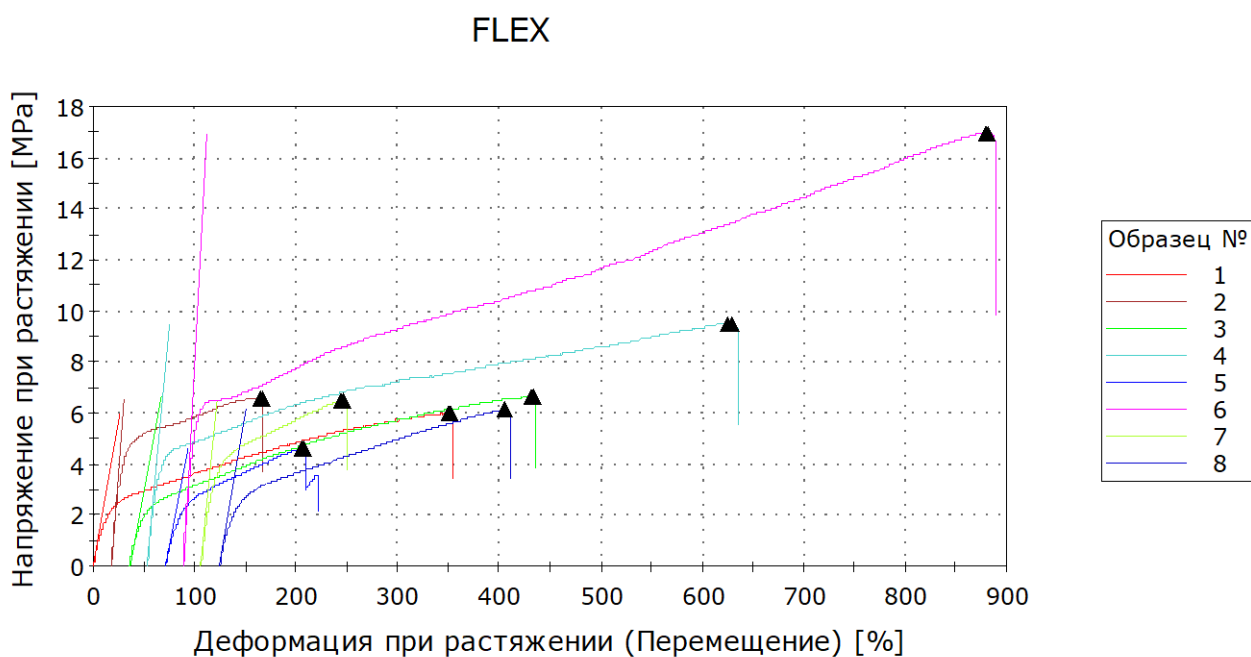


Рисунок 13. Зависимость деформации и напряжения всех образцов.

	Шир ина [mm]	Тол щин а [um]	Дл ин а [m m]	Ско рост ь на шаге 1 [mm /min]	Модул ь (Автом атичес кий Юнга) [MPa]	Преде л текуче сти (Верхн ий) [MPa]	Деформ ация при разруш (Станда рт) [%]	Прочность (Стандарт) [MPa]
1	4,0	2000	45	50	22,84	5,98	351,30	5,98
2	4,0	2000	45	50	54,26	6,61	148,69	6,58
3	4,0	2000	45	50	21,36	6,63	397,51	6,63
4	4,0	2000	45	50	45,09	9,52	575,61	9,51
5	4,0	2000	45	50	21,32	4,61	136,72	4,61
6	4,0	2000	45	50	70,16	16,96	793,18	16,95
7	4,0	2000	45	50	41,34	6,45	139,66	6,45
8	4,0	2000	30	50	23,52	6,13	281,23	6,12
Среднее зн.	4,0	2000	43	50	37,49	7,86	352,99	7,85
Кэф. вариации	0,0	0,0	12, 3	0,0	48,9	49,9	66,4	49,9
Стандарт. Откл.	0,00	0,00	5,3 0	0,00	18,33	3,92	234,36	3,92

Таблица 3. Показатели всех образцов.

примечание		Максимум Нагрузка [N]
1	ацетон 0	47,8
2	без ацетона 10, разрыв на дефекте	52,8
3	ацетон 10	53,1
4	без ацетона 0	76,1
5	ацетон 20	36,9
6	без ацетона 20	135,7
7	без ацетона 30	51,6
8	ацетон 30	49,0
Среднее		62,9
Коеф вариаци и		49,9
Стандар т откл		31,4

Таблица 4. Максимальные нагрузки всех образцов.

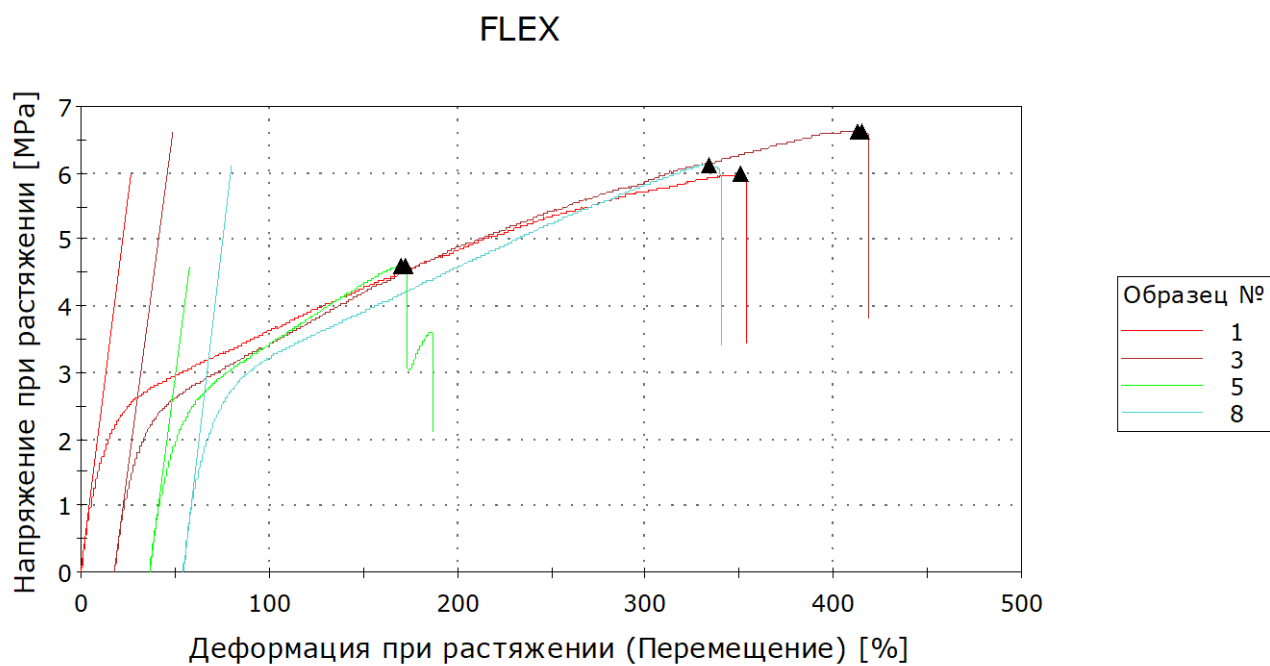


Рисунок 14. Экспериментальная зависимость напряжения от деформации (материал с ацетоном).

	Шир ина [mm]	Тол щи на [um]	Дл ин а [m]	Скорос тъ на шаге 1 [mm/mi n]	Модул ь (Автом атичес кий Юнга) [MPa]	Преде л текуче сти (Верх ний) [MPa]	Деформ ация при разруш (Станда рт) [%]	Прочн ость (Стан дарт) [MPa]
1	4,0	200 0	45	50	22,84	5,98	351,30	5,98
3	4,0	200 0	45	50	21,36	6,63	397,51	6,63
5	4,0	200 0	45	50	21,32	4,61	136,72	4,61
8	4,0	200 0	30	50	23,52	6,13	281,23	6,12
Средн ее	4,0	200 0	41	50	22,26	5,84	291,69	5,83
Козф вариа ции	0,0	0,0	18, 2	0,0	4,9	14,8	39,0	14,8
Станд арт откл	0,00	0,00	7,5 0	0,00	1,10	0,86	113,83	0,87

Таблица5. Показатели образцов с ацетоном.

примечание		Максимум Нагрузка [N]
1	ацетон 0	47,8
3	ацетон 10	53,1
5	ацетон 20	36,9
8	ацетон 30	49,0
Среднее		46,7
Коэф вариаци и		14,8
Стандар т откл		6,9

Таблица 6. Максимальная нагрузка образцов с ацетоном.

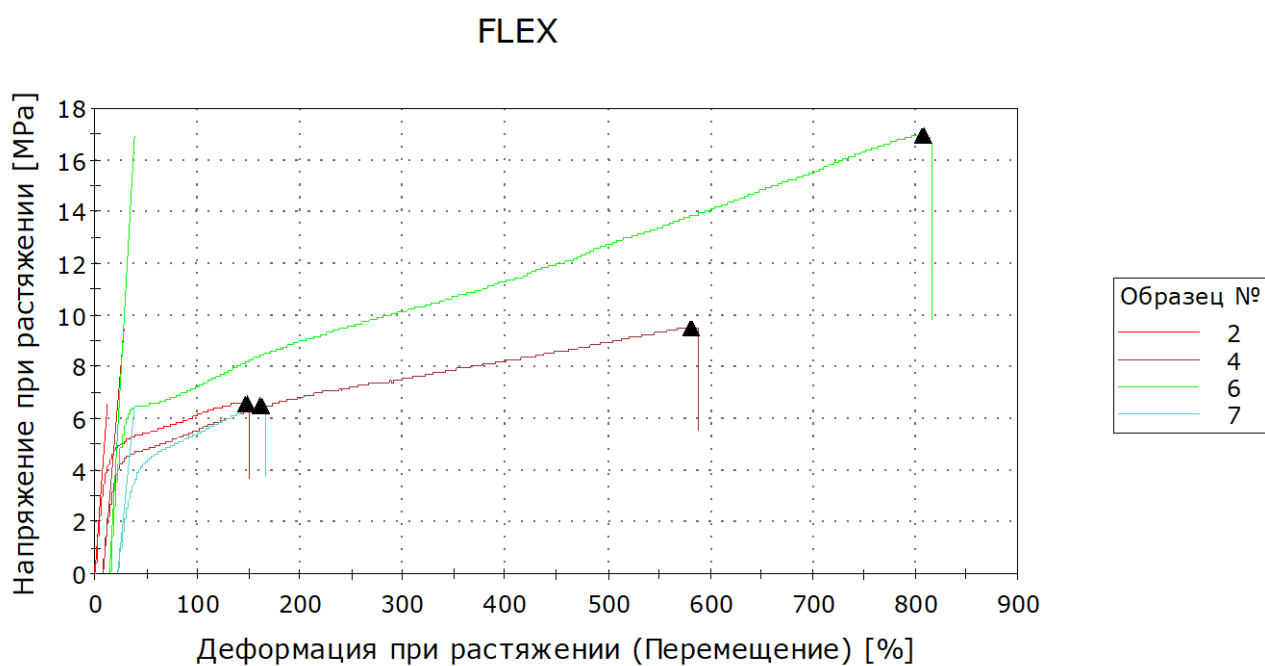


Рисунок 15. Экспериментальная зависимость напряжения от деформации
(материал без ацетона)

	Шир ина [mm]	Тол щи на [um]	Дл ин а [m]	Скорос тъ на шаге 1 [mm/mi n]	Модул ь (Автом атичес кий Юнга) [MPa]	Преде л текуче сти (Верхн ий) [MPa]	Деформ ация при разруш (Станда рт) [%]	Прочн остъ (Станд арт) [MPa]
2	4,0	200 0	45	50	54,26	6,61	148,69	6,58
4	4,0	200 0	45	50	45,09	9,52	575,61	9,51
6	4,0	200 0	45	50	70,16	16,96	793,18	16,95
7	4,0	200 0	45	50	41,34	6,45	139,66	6,45
Средн ее	4,0	200 0	45	50	52,71	9,88	414,28	9,87
Козф вари ации	0,0	0,0	0,0	0,0	24,3	49,8	78,3	49,9
Станд арт откл	0,00	0,00	0,0 0	0,00	12,83	4,92	324,32	4,93

Таблица 7. Показатели образцов без ацетона.

примечание		Максимум Нагрузка [N]
2	без ацетона 10, разрыв на дефекте	52,8
4	без ацетона 0	76,1
6	без ацетона 20	135,7
7	без ацетона 30	51,6
Среднее		79,1
Кэф вариаци и		49,8
Стандар т откл		39,4

Таблица 8. Максимальная нагрузка образцов без ацетона.

В первом эксперименте в результате разрыва лопаток без ацетона модуль Юнга был представлен следующими показателями: 54,26 МПа; 45,09 МПа; 70,16 МПа; 41,34 МПа.

В ходе второго эксперимента с применением ацетона, показатели модуля Юнга снизились до следующих единиц: 22,84 МПа; 21,36 МПа; 21,32 МПа; 23,52 МПа.

По данных таблиц видно, что модуль Юнга уменьшился в несколько раз.

Можно предположить, что дальнейшее вымачивание экспериментальных лопаток в ацетоне, приведет к большему размягчению материала, а, следовательно, уменьшатся показатели модуля Юнга и мы приблизимся к показателям живого сердца человека, где миокард левого желудочка у мужчин 4 возрастной группы составляет от 1,0 до 9,0 МПа. У женщин максимальный показатель -7,2МПа, минимальный-5,0МПа.

В дальнейшем необходимо учитывать, что можно изменять не только время воздействия ацетоновой бани на экспериментальные лопатки, но и использовать другие вещества для смягчения материала.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Данная выпускная квалифицированная работа посвящена изучению материалов, позволяющих создавать трехмерные модели, максимально приближенные к живому органу сердца человека.

Изучены анатомия и физико-механические свойства сердца и сосудов. Произведен обзор материалов, которые могут использоваться для печати на 3D-принтере, а также изучены режимы печати эластичных изделий. На основании проведенного обзора был выбран Flex материал.

Были спроектированы и распечатаны экспериментальные образцы с разным процентом заполнения материала. Половина образцов была подвергнута экспериментам на смягчение физико-механических свойств.

Выполнено динамическое растяжение всех моделей до разрыва на разрывной машине. Получены показатели модуля Юнга, прочность и предел текучести. Произведено сравнение физико-механических свойств материалов со свойствами живых тканей.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Бегун П. Биомеханическое моделирование объектов протезирования. 2011. [Электронный ресурс]. 464 pages.
2. Гибридный гидрогель и 3D-печать методом экструзии 19.05.2021 [Электронный ресурс]. Habr. URL: <https://habr.com/ru/company/ua-hosting/blog/557944/>.
3. Закон Фрэнк–Старлинга [Электронный ресурс]. Wikipedia. URL: https://en.wikipedia.org/wiki/Frank–Starling_law.
4. Зиновьева А. Бессердечный Ковид 03.11.2020 [Электронный ресурс]. URL: <https://www.mk.ru/social/health/2020/11/03/pri-pandemii-smertnost-ot-serdechnosudistykh-zabolevaniy-vyroslo-na-chetvert.html>.
5. О сердечно-сосудистых заболеваниях [Электронный ресурс]. Всемирная организация здравоохранения. URL: https://www.who.int/cardiovascular_diseases/about_cvd/ru/.
6. Островский Н.В., Челнокова Н.О. Биомеханические параметры желудочков сердца человека. Фундаментальные исследования [Электронный ресурс]. 2015. Pages 2075. URL: <https://fundamental-research.ru/ru/article/view?id=38599>.
7. Статистика сердечных заболеваний 2022 [Электронный ресурс]. URL: <https://www.singlecare.com/blog/news/heart-disease-statistics/>.
8. Федеральный проект Борьба с сердечно-сосудистыми заболеваниями 16.07.2019 [Электронный ресурс]. URL: https://static-0.minzdrav.gov.ru/system/attachments/attaches/000/046/710/original/FP_Bor'ba_s_serdechno-sosudistymi_zabolevaniyami.pdf?1565344425.
9. Batteux C., Haidar M., Bonnet D. 3D-Printed Models for Surgical Planning in Complex Congenital Heart Diseases: A Systematic Review 11.02.2019 [Электронный ресурс]. URL: <https://doi.org/10.3389/fped.2019.00023>.
10. Bryan W. Рекомендации по лечению больных с артериальной гипертензией Европейского общества кардиологов (ЕОК, ESC) и

- Европейского общества по артериальной гипертензии (ЕОАГ).
Российский кардиологический журнал. 2018. Pages 23. URL:
http://spbcario.org/guidelines_ESC/2018_eok_arterialnaja_gipertenzija.pdf
11. Burkhoff D. Mechanical properties of the heart and its interaction with the vascular system 11.2002 [Электронный ресурс]. Cardiac Physiology. 23 pages.
12. Nash M., Gilbert K. Heart mechanics and metabolism [Электронный ресурс]. URL: <https://www.auckland.ac.nz/en/abi/our-research/research-groups-themes/heart-mechanics-metabolism.html>.
13. Pearson A. How do 3D printed heart models impact surgery 23.03.2020 [Электронный ресурс]. URL: <https://www.stratasys.com/en/resources/blog/3dheart-surgical-model-study/>.
14. Shi-Joon Y., Thabit O. 3D printing in medicine of congenital heart diseases 01.12.2016 [Электронный ресурс]. URL: <https://threedmedprint.biomedcentral.com/articles/10.1186/s41205-016-0004-x>.
15. Taylor T. Heart. Anatomical Researcher 30.07.2020 [Электронный ресурс]. URL: <https://www.innerbody.com/image/card01.html#continued>.

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ

КТ – компьютерная томография.

МРТ – магнитно-резонансная томография.

2D, 3D – что-либо, имеющее два или три измерения. ССЗ – сердечно-сосудистые заболевания.

ВОЗ – Всемирная организация здравоохранения.

ИБС-ишемическая болезнь сердца.