

**Министерство образования и науки Республики Казахстан**

**Медицинский университет Караганды**

«Допущена к защите»

\_\_\_\_\_ зав. кафедрой/ декан школы

\_\_\_\_\_ ***И.В.Лосева***

## **ДИПЛОМНАЯ РАБОТА**

**На тему: «Применение 3D-моделирования для изготовления биоразлагаемых имплантов в травматологии»**

**по специальности 5B07201– «Технология фармацевтического производства»**

**Выполнила**

*А.В.Пан*

**Руководитель,  
д.х.н., доцент.**

*Д.П.Хрусталеv*

**Караганда 2021**

## Оглавление

Обозначение и сокращения.....	4
Введение.....	5
1. Литературный обзор.....	7
1.1. Актуальность использования биоразлагаемых полимеров.....	7
1.2. Полимолочная кислота.....	8
1.2.1. Понятие о полимолочной кислоты. Методы ее получения.....	8
1.2.2. Применение полимолочной кислоты в медицине.....	11
1.3. 3D-печать.....	12
1.3.1. Понятие о 3D-печати.....	12
1.3.2. Классификация методов 3Dпечати.....	13
1.3.3. Программные обеспечения для последующего моделирования.....	17
1.4. Остеосинтез.....	18
1.4.1. Понятие об остеосинтезе и область его применения.....	18
1.4.2. Методы фиксации, применяющиеся в остеосинтезе.....	20
1.5. Вывод по литературному обзору.....	22
2. Экспериментальная часть.....	23
2.1. Синтез гидроксиапатита.....	23
2.2. Разработка состава импланта на основе полимолочной кислоты....	25
3. Обсуждение результатов.....	28
3.1. Компьютерное моделирование импланта тазобедренного сустава с помощью программы Autodesk Inventor.....	28
4. Экономическая часть.....	48
4.1. Характеристика и стоимость оборудования.....	48
Заключение.....	50
Список использованной литературы.....	51
Приложения.....	53

## Нормативные ссылки

В настоящей дипломной работе использованы ссылки на следующие нормативные документы:

1. ГОСО РК 5.03.016 – 2009. Правила выполнения дипломной работы (проекта) в высших учебных заведениях от 01.09.2009.

2. ГОСТ 12.0.004-90. Система стандартов безопасности труда. Организация обучения безопасности труда. Общие положения.

3. Приказ Министра здравоохранения и социального развития Республики Казахстан от 25 декабря 2015 года № 1019 «Об утверждении Правил и сроков проведения обучения, инструктирования и проверок знаний по вопросам безопасности и охраны труда работников»

4. Трудовой кодекс Республики Казахстан от 23 ноября 2015 года № 414-V (с изменениями и дополнениями по состоянию на 24.05.2018 г.)

5. СТ РК 1617-2006 «Производство лекарственных средств. Надлежащая производственная практика».

6. Технический регламент РК «Требования к безопасности пожарной техники для защиты объектов» // Приказ Министра внутренних дел Республики Казахстан от 23 июня 2017 года № 438

7. Правила пожарной безопасности // Постановление Правительства Республики Казахстан от 9 октября 2014 года № 1077

8. Санитарные правила «Санитарно-эпидемиологические требования к зданиям и сооружениям производственного назначения» // Утверждены приказом Министра национальной экономики Республики Казахстан от 28 февраля 2015 года № 174

9. Санитарные правила «Санитарно-эпидемиологические требования по установлению санитарно-защитной зоны производственных объектов» // Утверждены приказом Министра национальной экономики Республики Казахстан от 20 марта 2015 года № 237

10. Приказ Министра здравоохранения и социального развития Республики Казахстан от 27 мая 2015 года № 392 «Об утверждении надлежащих фармацевтических практик».

11. Санитарные правила организации технологических процессов и гигиенические требования к производственному оборудованию № 1.01.002-94

## Обозначение и сокращения

РК – Республика Казахстан

АО - Акционерное общество

ТБ – техника безопасности

ТК – Трудовой Кодекс

т. кип. – Температура кипения

т.пл. – Температура плавления

3D печать – Трехмерная печать

PLA – ПЛА – Полимолочная кислота

НА – ГА – Гидроксиапатит

САПР – Система автоматизированного проектирования

MPT – Магнитно-резонансная томография

ABS – АБС – Акрилонитрил-бутадиен-стирол

DICOM – Digital Imaging and Communication in Medicine – Цифровая визуализация и коммуникация в медицине

STL – Standard Template Library – Стандартная библиотека шаблонов

ROI – Regions of Interest – область интереса

FDM – Fused Deposition Modeling – моделирование методом послойного наплавления

SLA – Stereolithography – лазерная стереолиграфия

SLS – Selective Laser Sintering – селективное лазерное спекание

DMLS – Direct Metal Laser Melting – прямое металлическое лазерное спекание

SLM – Selective Laser Melting – селективное лазерное плавление

EBM – Electron Beam Melting – электронно-лучевое плавление

## Введение

На сегодняшний день существует проблема переломов костей, которая требует особых решений в течение долгого периода развития медицины. Развитие хирургических методов лечения поспособствовало к кардинальным улучшениям изучения данной проблемы.

Для того, чтобы фиксировать переломы костей первоначально использовали разного рода металлы, например, железо, серебро, золото и платина. После того, как исследовали промышленное производство стали, ее стали активно применять для изготовления металлофиксаторов. Заменял медицинскую сталь – титан, который в свою очередь с середины XX века стал основным материалом для изготовления различного рода имплантов для таких сфер, как остеосинтез и краниопластика. Металлофиксаторы, изготовленные из сплавов титана стали признаны золотым стандартом при лечении переломов.

Тем не менее использование металлов в качестве материалов для изготовления имплантов могут иметь ряд значительных недостатков несмотря на то, что они биоинертны, нетоксичны, а также имеют высокое отношение прочности к массе и низкую теплопроводность. Главный недостаток заключается в том, что может потребоваться повторная операция по удалению импланта, после сращения перелома. Данная операция может быть связана с множественными рисками, например, появление инфекции, технических сложностей в процессе удаления металлофиксаторов, миграция имплантов и тому подобное.

После проведения МРТ стало известно, что металлические импланты стали вызывать артефакты при визуализации очага перелома, который в свою очередь стал создавать трудность для того, чтобы отслеживать регенерацию костной ткани. Изучая, данную проблему травматологи и ортопеды стали стремиться к такому стандарту остеосинтеза, при котором не пришлось бы проводить этапное лечение для удаления выполнившего свою функцию фиксатора.

В следствии этого ученые провели исследовательскую работу, которая была сосредоточена на том, чтобы найти материал, который будет деградировать и постепенно утрачивать свою прочность пропорционально скорости заживления кости, тем самым улучшая результат хирургического лечения. К тому же с появлением технологии трехмерной печати и моделирования данная процедура стала доступной и инновационной в таких сферах как фармация, медицина и стоматология. Благодаря 3D – моделированию можно проектировать абсолютно любую необходимую модель импланта, винтов, шуруп, зажимов для того, чтобы проводить хирургические операции по краниопластике и остеосинтезу.

*Актуальность дипломной работы заключается в том, что на сегодняшний день 3D-технологии стали все больше привлекать интересы ученых и исследователей, в том числе и в области медицины. С помощью 3D-технологии изготавливаются протезы челюсти в стоматологии (рисунок 1), костные пластины черепа (рисунок 2) в травматологии.*



Рисунок 1. Протезы челюсти



Рисунок 2. Костные пластины черепа

*Цель дипломной работы* – разработать 3D – модель импланта тазобедренного сустава в программе Autodesk Inventor.

В данной дипломной работе нами были поставлены такие *задачи*, как:

1. Создать трехмерную модель импланта тазобедренного сустава;
2. Разработать на основе полимолочной кислоты имплант, обладающий необходимой антибактериальной и биологической активностью;
3. Выполнить разработку технико – экономического обоснования производства импланта.

*Новизна:*

- Заключается в создании масштабируемой 3D – модели импланта тазобедренного сустава.
- Внедрение в сустав биологически активного компонента, который будет обладать лекарственными свойствами.

*Практическая значимость дипломной работы* заключается в создании имплантов тазобедренного сустава и разработке компонента, который в дальнейшем будет введен в головку данного импланта, используя технологию 3D – моделирования, которое в свою очередь поможет нам создать линию производства биоразлагаемых биомедицинских имплантов, что будет полностью отвечать потребностям населения не только Республики Казахстан, но и ближним странам, а также обеспечит начало в инновационное безопасное будущее.

## **1 Литературный обзор**

### **1.1. Актуальность использования биоразлагаемых полимеров**

В конце XX-го века в 1980 году была создана концепция синтетических биоразлагаемых полимеров. Данная концепция дала свой отклик во многих отраслях промышленности, в частности медицины и фармации, так как материалы, используемые в ней, являются экономичными и экологически безвредными для здоровья людей и животных.

Главным преимуществом использовать данный полимер заключается в том, что его физические и химические свойства способны легко адаптироваться под организм пациента. Кроме того, данные полимеры удерживают свои свойства в течение определенного количества времени, после чего они распадаются на составляющие, которые никак не оказывают вредного воздействия на организм человека.

Кроме того, нужно учитывать многие свойства перед тем, как приступить к использованию биоразлагаемых биоматериалов.

Данные материалы должны обладать следующими свойствами:

1. Они не должны вызывать воспалительные реакции;
2. Они должны разлагаться со скоростью, сравнимой с процессом заживления и регенерации;
3. Они должны обладать механическими свойствами, такими как прочность и эластичность;
4. Продукты распада не должны быть токсичными;
5. Они должны легко метаболизироваться или выделяться из организма.

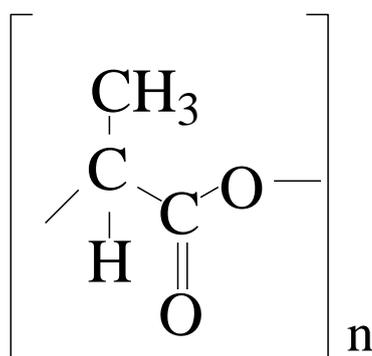
Представленные нами свойства могут зависеть от нескольких факторов разлагаемых полимерных биологических материалов, таких как:

- Химических свойств данного материала
- Молекулярной массы
- Гидрофобности
- Адсорбции воды

В наше время на рынке биоматериалов существует большой выбор полимеров, где более распространен и изучен полимолочная кислота.

Полимолочная кислота (формула представлена на рисунке 1.1.1) является алифатическим сложным полиэфиром, который получают только из гидроксикислот.

Рисунок (1.1.1.)



Характеристики полимолочной кислоты:

- Молекулярная масса составляет 180000-530000
- Температура плавления составляет 160 °С – 180 °С
- Температура стеклования составляет 50 °С – 60 °С.

## 1.2. Полимолочная кислота

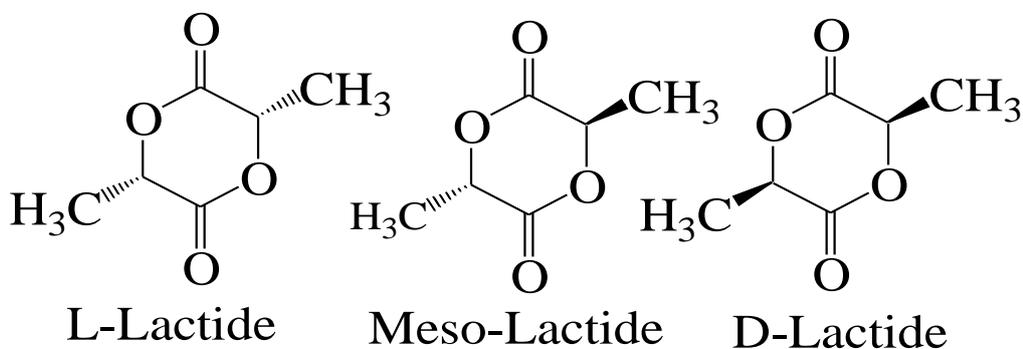
### 1.2.1. Понятие о полимолочной кислоты. Методы ее получения

Полимолочная кислота представляет собой полиэфир молочной кислоты (2-гидроксипропионовой). Впервые полимолочная кислота была синтезирована в 1845 году Теофил-Жюль Плеозе путем поликонденсации молочной кислоты в низкомолекулярный полилактид с молекулярной массой в диапазоне от 800 до 5000 г / моль. Позже, химик Уоллес Карозерс, улучшил производственный процесс, позволив получать полимер со средним весом полимера около 100000 г / моль.

В 1989 году Патрик Р. Грубер разработал недорогой коммерческий способ производства высокомолекулярного полилактида, тем самым расширив спектр применения полимера во многих областях.

Мономером полилактида является молочная кислота. Молочная кислота (2-гидроксипропионовая кислота) является простой гидроксикислотой и существует в двух оптически активных конфигурациях (1.2.1.1), а именно L-лактид, D-лактид и одной оптически неактивной конфигурации - мезо-лактид (см. схему 1.2.1.1). L (+) -изомер продуцируется в организме у людей и других млекопитающих, тогда как оба D (-) - и L (+) - энантиомеров продуцируются в бактериальных системах. Большая часть коммерчески производимой в мире молочной кислоты получается путем бактериальной ферментации углеводов, с использованием гомолактических организмов, таких как оптимизированные или модифицированные штаммы рода *Lactobacilli*.

(1.2.1.1)



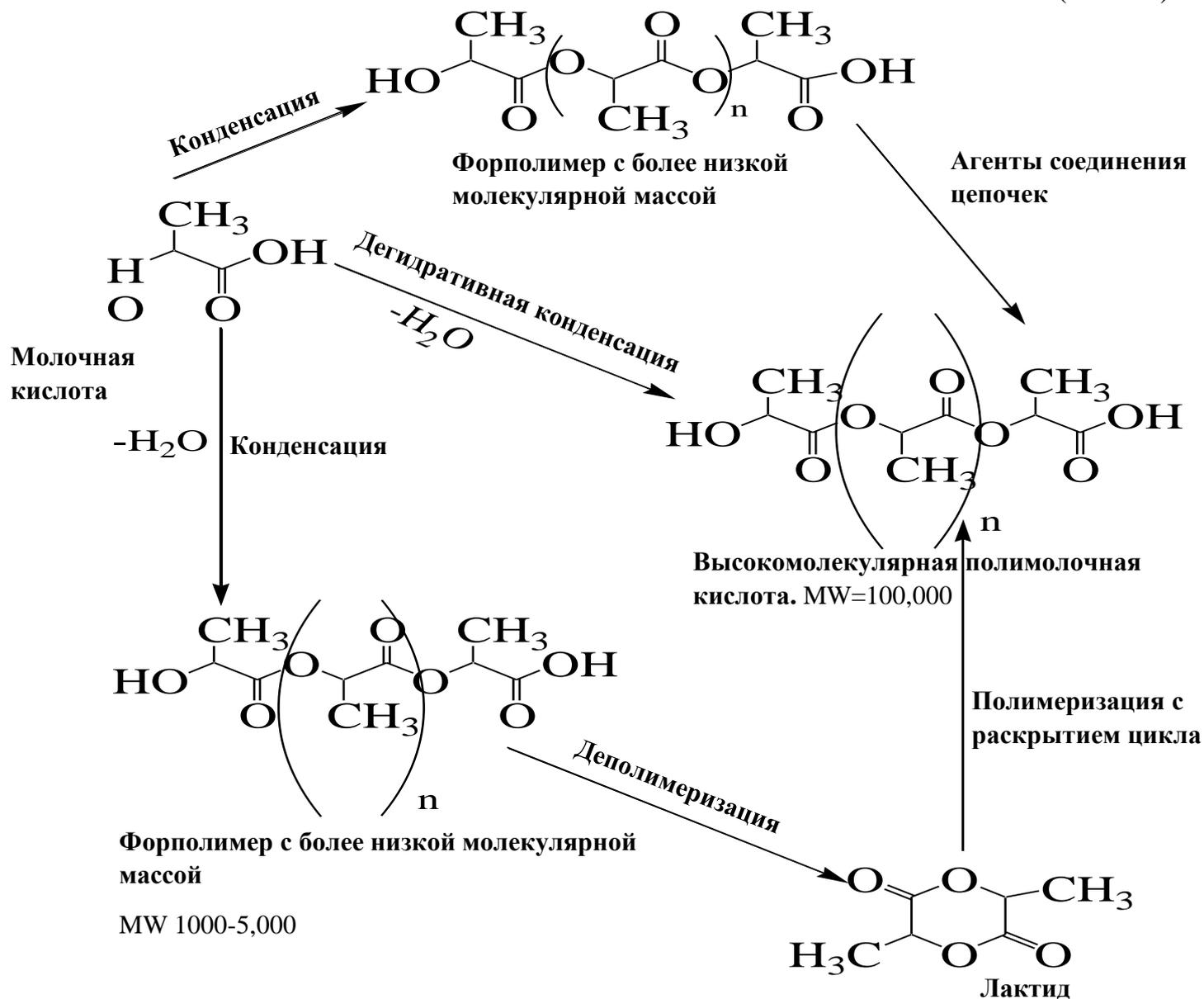
Производство молочной кислоты начинается с экстракции крахмала из растений, чаще всего кукурузы или экстракции сахара из сахарной свеклы. Крахмал также может быть извлечен из риса или пшеницы, ржи и сладкого картофеля, а сахар может быть получен из сахарной свеклы, тростника, сыворотки или патоки.

Если производство начинается с крахмала, то крахмал затем превращается в сбраживаемые сахара (например, глюкозу и декстрозу) путем ферментативного гидролиза. Микроорганизмы расщепляют сахар на более мелкие соединения, которые являются молочной кислотой.

Для получения непосредственно полимолочной кислоты существует два метода. Первый метод получения полилактида заключается в поликонденсации

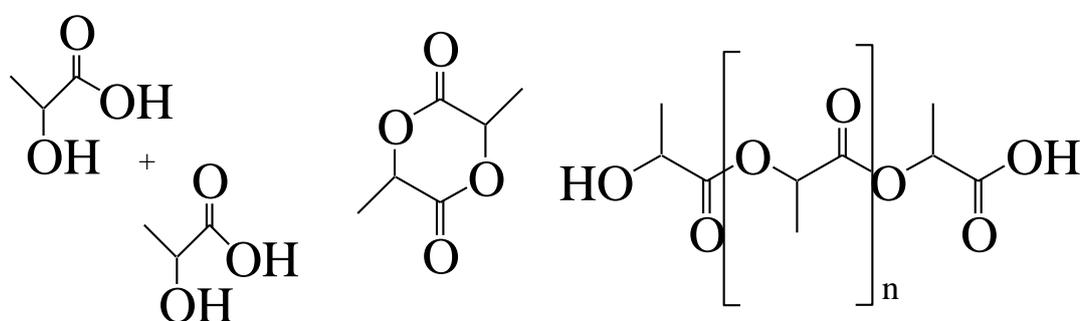
молочной кислоты (указан в схеме 1.2.1.2). Данный процесс происходит в условиях низкого вакуума и относительно высокой температуры. Далее полученный водный раствор молочной кислоты мы дистиллируем и смешиваем с катализатором, растворителем и загружаем в реактор с нагреванием. Вода как побочный продукт удаляем азеотропно. Далее водный раствор молочной кислоты дистиллируют, после чего продукт конденсации смешивают с катализатором, растворителем и загружают в реактор при нагревании. Побочный продукт (вода) непрерывно удаляется азеотропно.

(1.2.1.2.)



Второй метод, полимеризация с раскрытием кольца в присутствии катализатора (см. схему 1.2.1.3), является наиболее часто используемым методом для получения высокомолекулярного полилактида. Этот метод состоит из трех этапов: поликонденсация молочной кислоты до низкомолекулярной полимолочной кислоты, деполимеризация молочной кислоты в лактид и каталитическая полимеризация лактида с раскрытием цикла, приводящая к образованию полилактида с заданным молекулярным весом. Однако, дополнительные стадии очистки, необходимые для относительно сложного процесса, увеличивает стоимость полимера, полученного с использованием этого метода, по сравнению с полимером, полученным методом прямой конденсации.

(1.2.1.3)



### 1.2.2. Применение полимолочной кислоты в медицине

В начале 1960 года полимолочная кислота стала применяться в медицине, в качестве имплантов и изделий медицинского назначения (рисунок 1.2.2.1). Импланты хирургического и ортопедического типа, которые были изготовлены из полимолочной кислоты имеют значительные перспективы из-за того, что они могут адсорбироваться со временем, а значит, процесс удаления импланта не несет в себе необходимость. Более того, молочная кислота представляет собой продукт распада, который является естественным соединением для организма, таким образом, она не оказывает токсического воздействия на организм человека.



Рисунок 1.2.2.1. Биоразлагаемые материалы

Первый доклад о биосовместимости полимолочной кислоты у животных был опубликован Кулкарни в 1966 году. В ходе опыта полимер в виде порошка был внедрен подкожно морским свинкам и крысам. На протяжении двух месяцев активного изучения было обнаружено, что данный полимер не имеет токсичность, медленно резорбируется в организме и не вызывает тканевого ответа что говорит о биосовместимости и безвредности использования полимера молочной кислоты.

### **1.3. 3D-печать**

#### **1.3.1. Понятие о 3D-печати**

3D-печать (аддитивное производство) представляет собой процесс создания цельных трехмерных объектов практически любой геометрической формы на основе цифровой модели.

Технология 3D-печати появилась еще в 80-х годах прошлого века, но широкое коммерческое распространение 3D-принтеры получили только в начале 2010-х. Первый рабочий 3D-принтер был создан Чарльзом Халлом в 1988 году, одним из основателей корпорации 3D Systems. По сей день 3D –печать находит широкое применение в создании прототипов, благодаря скорости производства и экономичности.

Преимущества, которые были получены при использовании технологии 3D-печати:

1. Можно создать желаемый объект в короткий срок;
2. Можно создавать объекты любой сложности и формы;
3. Экономичность.

3D – печать пользуется огромной популярностью благодаря большому спектру применяемых материалов, которые представлены в таблице 1.3.1.1

Таблица 1.3.1.1 Физические и химические свойства материалов и особенности процесса печати

Название	Химическая формула	Температура экструзии Тэ, °С	Температура подложки Тп, °С	Материал подложки	Особенности материала и печати
Акрилонитрилбу та- диенстирол	$((C_8H_8)_x \cdot (C_4H_6)_y \cdot (C_3H_3N)_z)_n$ (смесь 3-х компонентов).	180-250	90-110	Каптон	Наиболее широко распространены, относительно дешевый, растворяется в ацетоне
Полилактид	$(C_3H_4O_3)_n$	160-220	20-60	Акрил, каптон	Биоразлагаемый, относительно дорогой
Поливиниловый спирт	$(C_2H_4O)_n$	180-200	50	Акрил, каптон	Растворимый в воде, применяется в качестве материала поддержки
Полипропилен	$(C_3H_6)_n$	130-180	20-60	Скотч	Химически инертный, необходима низкая скорость движения экструдера

### 1.3.2. Классификация методов трехмерной печати

Технологические особенности процесса трехмерной печати главным образом зависят от технологии аддитивного производства лежащей в основе этого процесса. Классификация основных методов и технологий, применяемых в трехмерной печати на сегодняшний день, представлена в таблице 1.3.2.1.

Таблица 1.3.2.1. Методы и технологии 3D-печати

Метод	Базовая технология	Используемые материалы
Экструзионный	Моделирование методом послойного наплавления (FDM или FFF)	Термопластичные полимеры (такие как полилактид, акрилонитрилбутадиенстирол (АБС-пластик) и др.)
Проволочный	Производство произвольных форм электронно-лучевой плавкой (EBF)	Практически любые металлические сплавы
Порошковый	Прямое лазерное спекание металлов (DMLS)	Практически любые металлические сплавы
	Электронно-лучевая плавка (EBM)	Титановые сплавы
	Выборочная лазерная плавка (SLM)	Титановые сплавы, кобальт-хромовые сплавы, нержавеющая сталь, алюминий
	Выборочное тепловое спекание (SHS)	Порошковые термопластичные полимеры
	Выборочное лазерное спекание (SLS)	Термопластичные полимеры, металлические порошки, керамические порошки
Струйный	Струйная трехмерная печать (3DP)	Гипс, пластики, металлические порошки, песчаные смеси
Ламинирование	Изготовление объектов методом ламинирования (LOM)	Бумага, металлическая фольга, пластиковая пленка
Полимеризация	Стереолитография (SLA)	Фотополимеры
	Цифровая светодиодная проекция (DLP)	Фотополимеры



Рисунок 1.3.2.1. Новейший настольный принтер OWL Nano, основанный на технологии стереолитографии



Рисунок 1.3.2.2. Современный многоцветный принтер Connex3 производства компании Stratasys, основанный на технологии FDM

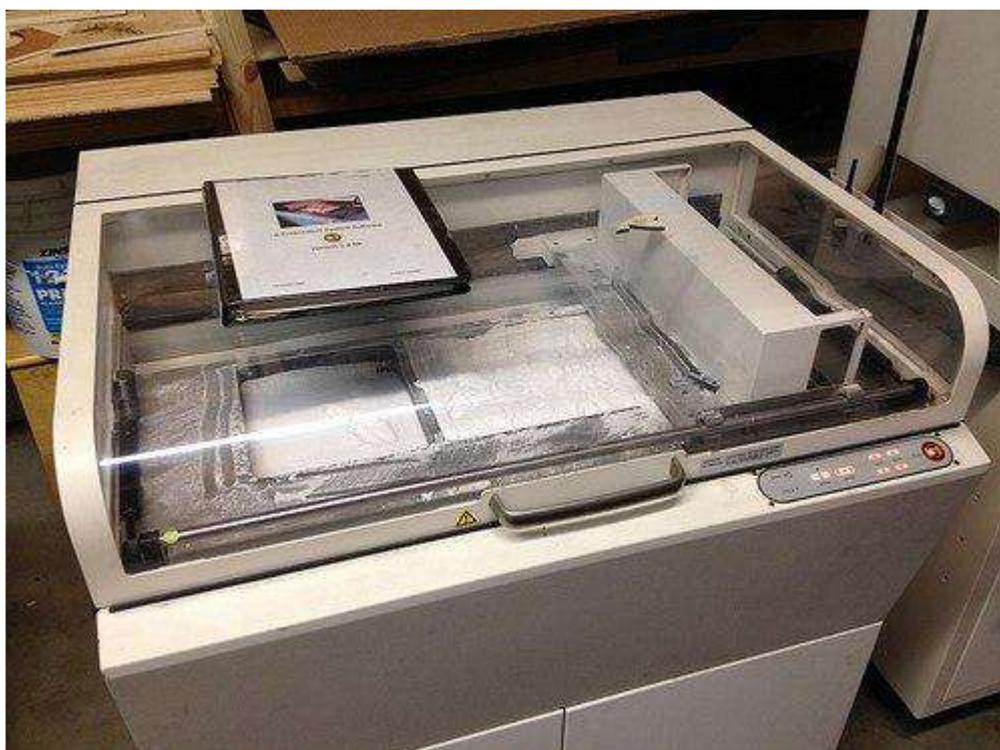


Рисунок 1.3.2.3. Струйный 3D-принтер модели Z402 от Z Corp



Рисунок 1.3.2.4. Автомобиль «распечатанный» на 3D-принтере



Рисунок 1.3.2.5. Дом, построенный с помощью 3D-принтера

### **1.3.3. Программные обеспечения для последующего моделирования**

Следующий этап заключается в построении деталей импланта тазобедренного сустава в программном обеспечении, а также их сборка.

В представленных программах будет исправление ошибок, таких как появления образовавшихся отверстий в модели, перевернутые нормали, использования локального и глобального сглаживания модели.

Наиболее популярными программами являются Fusion 360, Autodesk Inventor, Autocad, SolidWorks, Kompas.

Fusion 360 представляет собой программное обеспечение по функциям схожее с «Autodesk Inventor», но имеет более расширенный функционал. В данной программе можно проводить свободное моделирование, а также изменять форму готовой 3D – модели. Кроме того, в данной программе можно проводить групповые работы и сохранять все данные в облачном хранилище. Единственный минус – дороговизна, которая может достигать до нескольких тысяч долларов.

Autodesk Inventor представляет собой пакет программного обеспечения для 3D – моделирования, который совместим только с Windows. Данная программа имеет обширный спектр возможностей для 3D – проектирования и моделирования на среднем и профессиональном уровне. В данной программе имеются такие функции как, параметрическое моделирование и моделирование в произвольной форме, автоматизированное проектирование деталей, а также

динамическое моделирование и функция анализа напряжений. Имеет бесплатную студенческую и преподавательскую лицензию, которая составляет 3 года.

AutoCAD представляет собой программное обеспечение, в котором можно использовать элементарные графические примитивы для получения более сложных объектов. Более того, в данной программе имеются обширные возможности работы со слоями и аннотативными объектами (размерами, текстом, обозначениями), а также есть возможность динамической связи чертежа с реальными картографическими данными. Минус данной программы заключается в том, что бесплатной версии не существует.

SolidWorks представляет собой программный комплекс, который позволяет автоматизировать работы промышленного предприятия на этапах конструкторской и технологической подготовки производства. Также данная программа полностью обеспечивает разработку изделий любой степени сложности и назначения. Установить можно только обладателям Microsoft Windows. Система SolidWorks стала первой программой, которая поддерживает твердотельное моделирование для платформы Windows.

Korvas представляет собой программное обеспечение для автоматизированного проектирования. Является универсальной системой способная в оперативном режиме выпускать чертежи изделий, схемы, спецификации, таблицы, инструкции, расчётно-пояснительные записки, технические условия, текстовые и прочие документы.

## **1.4. Остеосинтез**

### **1.4.1. Понятие об остеосинтезе и область его применения**

Остеосинтез представляет собой такой хирургический метод, который используется при сращивании кости при тяжелых оскольчатых переломах. В процессе операции врач будет соединять и прочно фиксировать между собой обломки, используя специальный металлический крепеж.

Виды остеосинтеза (рис.1.4.1):

- внутрикостный остеосинтез (штифты различной формы, гвозди).
- накостный остеосинтез (пластины, проволока, полукольца)
- чрескостный остеосинтез (спицы, костный шов).
- комбинированный погружной остеосинтез (используются комбинации различных фиксаторов).

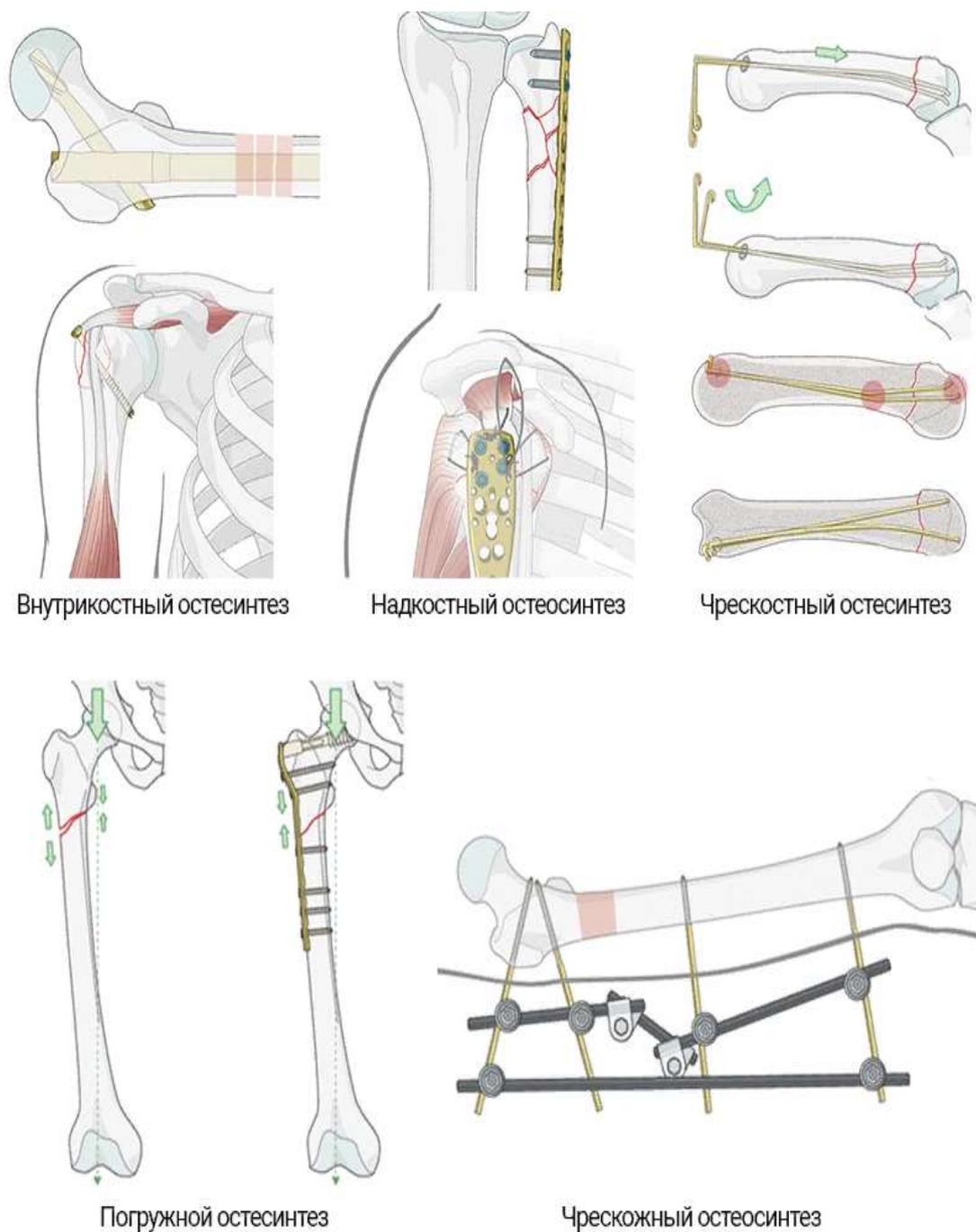


Рисунок 1.4.1.1. Виды остеосинтеза

В основном применяют погружной остеосинтез. Фиксирующие элементы помещают непосредственно в область перелома.

Реже применяют чрескожный остеосинтез. На поврежденную кость устанавливают дистракционно-компрессионный аппарат, обеспечивающий неподвижность поврежденной области. Отломки фиксируются через кожу, а сам аппарат остается снаружи.

Метод остеосинтеза используют при таких травмах таких зонах тела, как:

- зоны надплечья, плечевого сустава, плеча и предплечья;
- локтевого сустава;

- тазовых костей;
- ключицы;
- тазобедренного сустава;
- голени и голеностопа;
- бедра;
- кисти;
- стопы.

Все фиксаторы изготавливаются из биологически инертных материалов. Они не вызывают аллергию у человека, не вырабатывают опасных микрочастиц и в принципе могут находиться в теле всю жизнь. Основными материалами являются металл (сплавы кобальта, титана, хрома и никеля), углепластик, керамика.



Рисунок 1.4.1.2. Материалы фиксаторов при остеосинтезе

#### 1.4.2. Методы фиксации, применяющиеся в остеосинтезе

При остеосинтезе костные обломки фиксируются специальной металлоконструкцией. Это необходимо для того, чтобы поврежденная кость срослась быстро, правильно и надежно.

Самое главное для успешного заживления перелома — сохранить кровоснабжение обломков кости. При травме кровотоки уже нарушены, а любая хирургическая операция только усугубляет положение. Остеосинтез позволяет сохранить кровотоки, обеспечивает хорошую фиксацию, и при этом не является травматичной процедурой. В некоторых случаях его можно проводить, не делая дополнительных разрезов вдоль линии перелома.

При операции используют два метода фиксации:

**Интрамедуллярный метод.** При интрамедуллярной технике дистальный и проксимальный отломки соединяются специальными стержнями или штифтами,

проведенными через костномозговой канал каждого из них. Сегодня преимущество на стороне эндосистем блокирующего типа. На их противоположных концах имеются уже готовые отверстия для винтов или своеобразные загибы, повышающие степень стабилизации системы. Интрамедуллярными устройствами, которые бывают ригидными или полуэластичными, возможно зафиксировать даже множественные осколки.

Введение стержня/штифта в диафиз может быть совершено как после предварительной подготовки канала путем его рассверливания, так и без перфорации. Все внутрикостные конструкции подлежат удалению, что означает проведение еще одного вмешательства после полного костного сращения. Повторная процедура по извлечению фиксаторов в большинстве случаев не сопряжена интра- и послеоперационными трудностями.

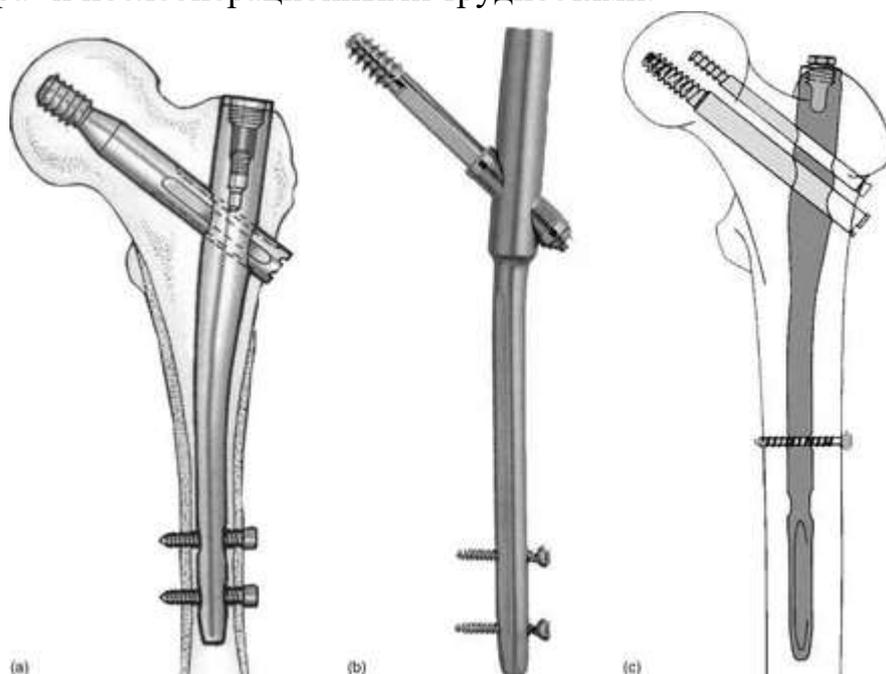


Рисунок 1.4.2.1. Интрамедуллярный метод фиксации

Экстрамедуллярный способ. Экстрамедуллярная технология – это наложение пластин с шурупами, серкляжных швов из проволочного материала или колец на кость. Фиксирующий элемент будет располагаться вне костномозгового канала. Модели современных конструкций представлены разнообразным ассортиментом (Г-образные пластинки, пластины с трехлопастным гвоздем и др.). Накостного вида имплантаты, если речь не идет о проволочных швах и установке колец, по большей мере не требуют применения дополнительной внешней фиксации (гипсования) конечности. Чтобы осуществить экстрамедуллярной пластинкой "связку", сначала обнажается пораженный сегмент. Затем фрагменты шейки выставляют в правильном положении, следя за точным соответствием примыкающих друг к другу концов. После примеряется пластинка, а дальше она укладывается сверху

на кость и прижимается костодержателем. Через ее отверстия поочередно в кортикальный слой каждого фрагмента вкручивают винты. Ввинчивание резьбовой детали в конечную точку производится только после проведенной костной компрессии посредством специального приспособления.



Рисунок 1.4.2.2. Экстрamedулярный способ фиксации

### 1.5 Вывод по литературному обзору

Из литературного обзора следует, что интерес к 3D-технологиям, таким как 3D-моделирование, 3D-сканирование, 3D-печать в настоящее время неуклонно возрастает, что подтверждается лавинообразным ростом научных, научно-прикладных публикаций. Необходимо отметить, что использование 3D – моделирования и 3D – печати стали все больше обретать популярность в области медицины и фармации, где особое место занимают создание медицинских имплантов, в том числе и биоразлагаемых.

3D-технологии позволяют разрабатывать и изготавливать биомедицинские импланты с невиданной точностью, что повышает комфорт пациентов с одной стороны, удешевляет их производство, делая импланты доступными широким слоям населения с другой стороны. Таким образом, 3D-модели имплантов легко масштабируемы и изменяемы под анатомические особенности конкретного пациента, а современные методы 3D-печати позволяют быстро и качественно воплощать эти модели в любых пригодных для этого материалах (титан, сталь, керамика). Таким образом, импланты изготовленные с помощью трехмерной печати экономичны и быстро изготавливаются с учетом анатомического строения конкретного пациента.

#### *Материал*

Проводя длительные исследования в литературном обзоре, нами было выбрано использовать в качестве биологически активного компонента тазобедренного сустава композиционный материал на основе полимолочной кислоты. Разрабатываемый нами имплант будет обладать биоразлагаемостью, термопластичностью и иметь высокую температуру плавления, что делает наш

имплант высокоэффективным и безопасным. В свою очередь полимолочная кислота легко извлекается из отработанного продукта за счет своей превосходной формуемостью расплава. Также полимолочная кислота будет матрицей для хранения биологически активных компонентов таких, как гидроксиапатит и гентамицин.

#### *Тип изделия*

Изготавливаемый имплант будет представлять собой тазобедренный имплант, содержащий биологически активный композиционный материал для остеосинтеза и лечения (профилактики) инфекционных заболеваний. Этот композиционный материал будет введен в головку импланта. Данный тазобедренный имплант будет представлять собой головку сферической формы, чашки, вкладыша и ножки.

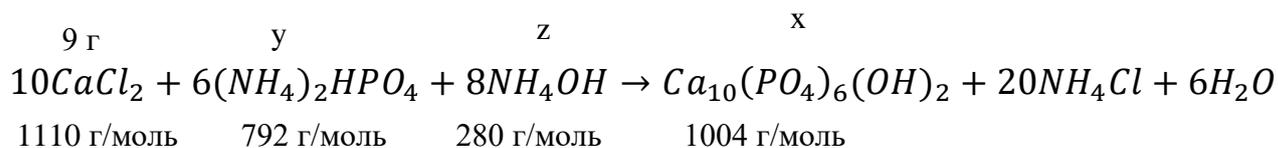
#### *Программное обеспечение*

Наиболее популярными программами являются Fusion 360, Autodesk Inventor, Autocad. Нами для работы был выбран Autodesk Inventor, потому что на него создана студенческая лицензия сроком на 3 года и любой обучающийся или работающий в ВУЗе сотрудник может им бесплатно воспользоваться, имея полный пакет инструментов. Помимо всего прочего, программы Autodesk Inventor имеет свое облачное хранилище, что облегчало работу по сохранению моделей в безопасное место, а также воспроизведению данных моделей на любом устройстве и носителе.

## **2. Экспериментальная часть**

### **2.1. Синтез гидроксиапатита**

Мы синтезировали гидроксиапатит, используя метод осаждения из водных растворов по следующей реакции:



$$x = \frac{1004 \frac{\text{Г}}{\text{МОЛЬ}} * 9\text{Г}}{1110 \frac{\text{Г}}{\text{МОЛЬ}}} = 8,1 \text{ г.}$$

$$y = \frac{792 \frac{\text{Г}}{\text{МОЛЬ}} * 8,1\text{Г}}{1004 \frac{\text{Г}}{\text{МОЛЬ}}} = 6,4 \text{ г.}$$

$$z = \frac{280 \frac{\text{Г}}{\text{МОЛЬ}} * 8,1 \text{ г}}{1004 \frac{\text{Г}}{\text{МОЛЬ}}} = 2,25 \text{ г}$$

$\text{CaCl}_2$  растворяем в дистиллированной воде, а затем медленно добавляем  $(\text{NH}_4)_2\text{HPO}_4$  и водный раствор аммиака. Следим чтобы синтез проходил при  $\text{pH}=11-12$ , постепенно добавляя  $(\text{NH}_4)_2\text{HPO}_4$ .

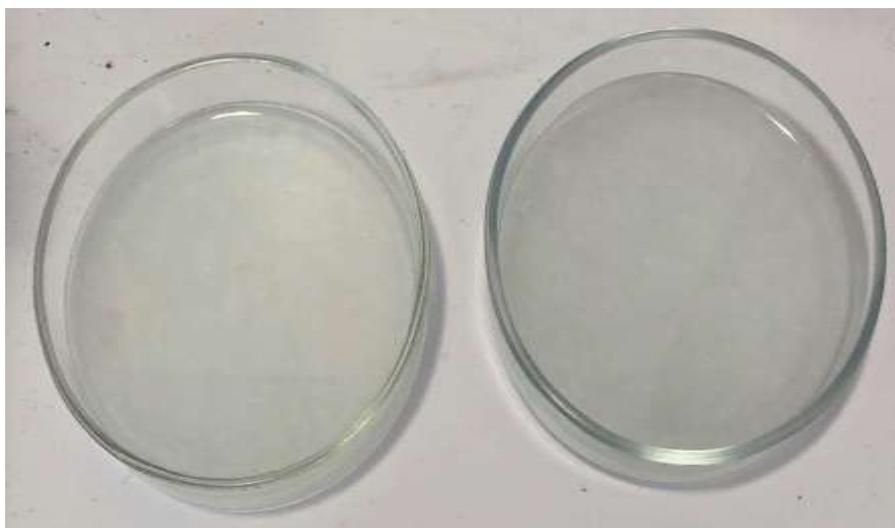


Рисунок 2.1.1. Раствор при смешивании  $\text{CaCl}_2$  в воде с добавлением  $(\text{NH}_4)_2\text{HPO}_4$  и водного раствора аммиака



Рисунок 2.1.2. Раствор после высушивания под вентиляцией



Рисунок 2.1.3. Готовый гидроксиапатит

## 2.2. Разработка состава импланта на основе полимолочной кислоты

Состав:

- $$\left[ \begin{array}{c} \text{CH}_3 \\ | \\ \text{---C---} \\ | \\ \text{H} \end{array} \text{---} \begin{array}{c} \text{C} \\ || \\ \text{O} \end{array} \text{---O---} \right]_n$$
 Полимолочная кислота 97%
- $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$  Гидроксиапатит 2%
- $\text{C}_{21}\text{H}_{43}\text{N}_5\text{O}_7$  Гентамицин 1%

Разработка биологически активного импланта проходил следующим образом:

Так как мы добиваемся создать прочный материал. Экспериментально было установлено, что, если ввести в полимолочную кислоту более 2% гидроксиапатита она теряет прочность и становится хрупким материалом (легко ломается, легко крошится).

Перед тем как мы разработали состав 97% PLA, 2% гидроксиапатита и 1% гентамицина нами была проведена большая работа по варьированию соотношений полимолочной кислоты, гидроксиапатита и гентамицина.

Содержание гентамицина в медицине не должно превышать 1% (медицинские сведения).

Нами был разработан биологически активный имплант, который мы планируем разместить внутри нашего твердого импланта тазобедренного сустава. Для этого нами была взята полимолочная кислота, гидроксиапатит и гентамицин в соответствующих пропорциях. Данные вещества смешивались при кипячении в этилацетате (рисунок 2.1.1), а после отгона нами был получен пластик (рисунок 2.1.2), содержащий в себе вышеперечисленные компоненты. Разумеется, мы пробовали другие соотношения, но при другом соотношении пластик получается довольно хрупким и из него нельзя было изготовить однородную массу. Далее планирую данный состав расплавить (рисунок 2.1.3) и залить в полость (рисунок 2.1.4) и там он будет находиться и оказывать лечебное действие и растворяться по мере нахождения в организме человека.



Рисунок 2.2.1 Кипячение PLA, гидроксиапатита и гентамицина в этилацетате

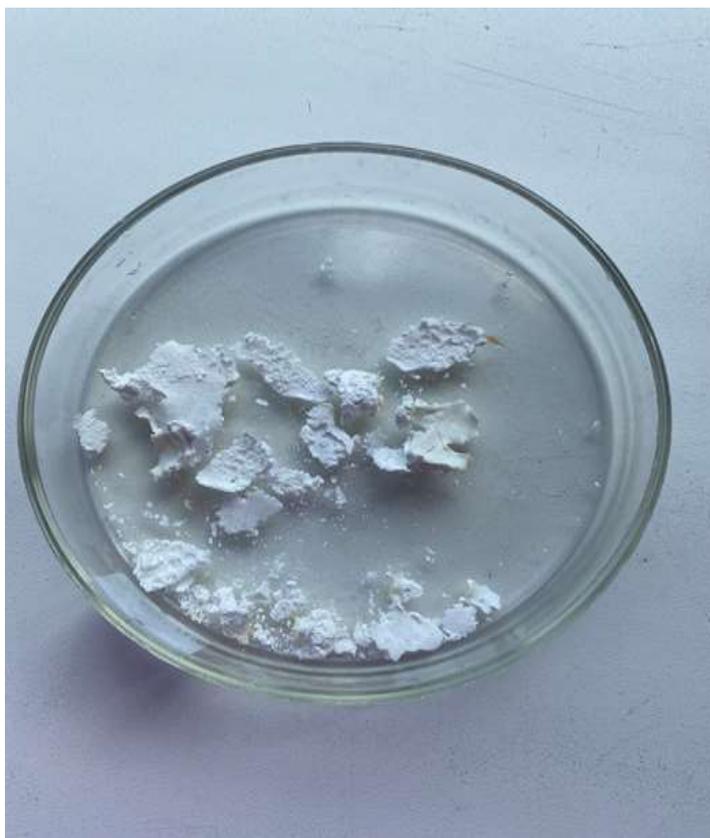


Рисунок 2.2.2 Получившийся пластик после отгона



Рисунок 2.2.3 Расплавившийся пластик

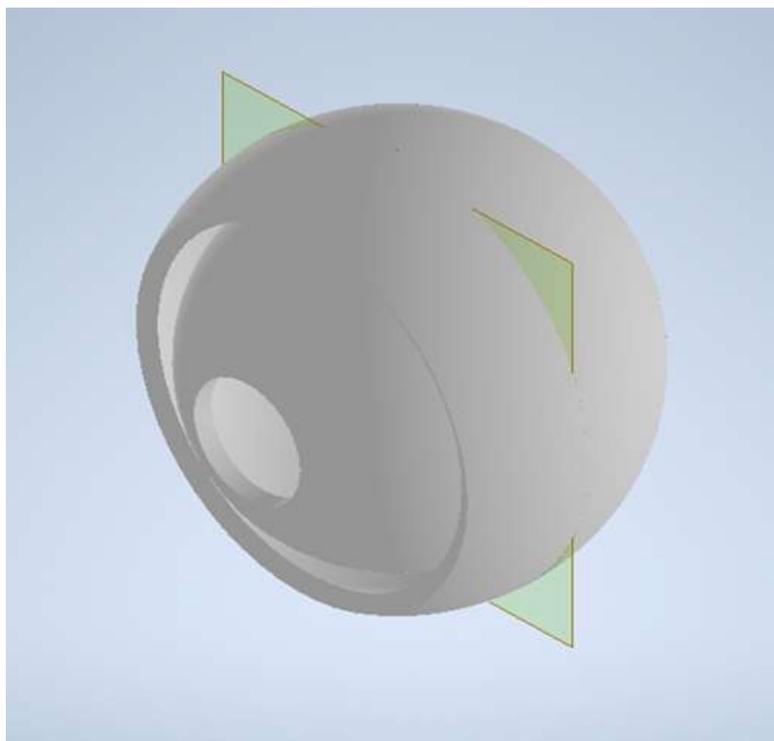


Рисунок 2.2.4. Создание конструкции имплант в импланте

Создание импланта тазобедренного сустава осуществлялось в программе Autodesk Inventor.

### **3. Обсуждение результатов**

#### **3.1. Компьютерное моделирование импланта тазобедренного сустава с помощью программы Autodesk Inventor**

Для создания импланта тазобедренного сустава нами за прототип был взят известный применяемый в медицинской практике в настоящее время имплант, изображенный на рисунке. Моделирование импланта осуществлялось в программе Autodesk Inventor.

Используя Autodesk Inventor, нами была разработана модель импланта (рисунок 2.2.1.), который состоит из: чашки(1), стальной головки(2), вкладыша(3) и ножки(4).

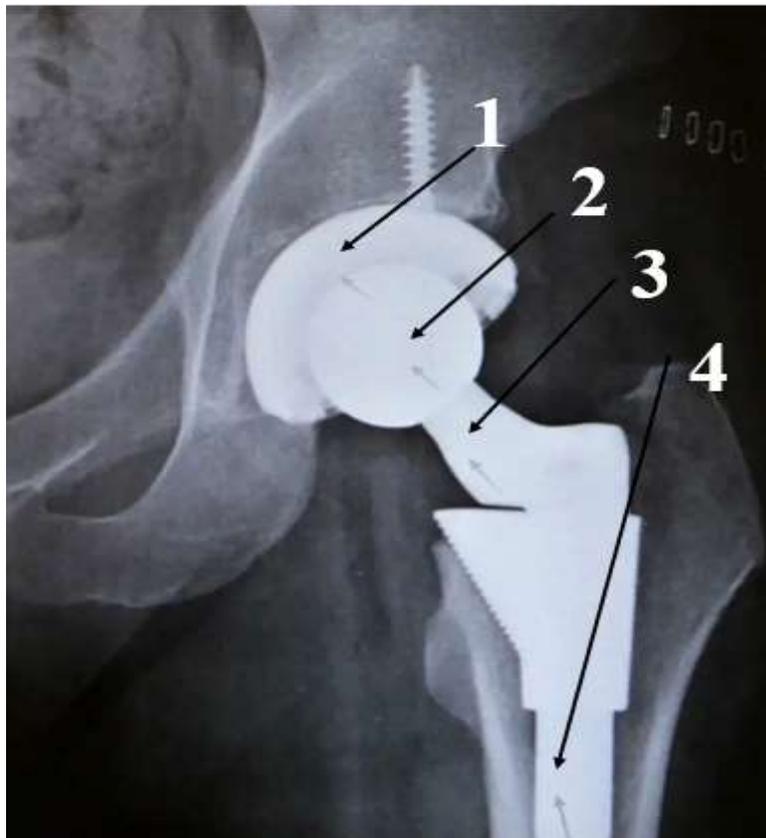


Рисунок 3.1.1. Снимок частей тазобедренного сустава



Рисунок 3.1.2. Имплант тазобедренного сустава



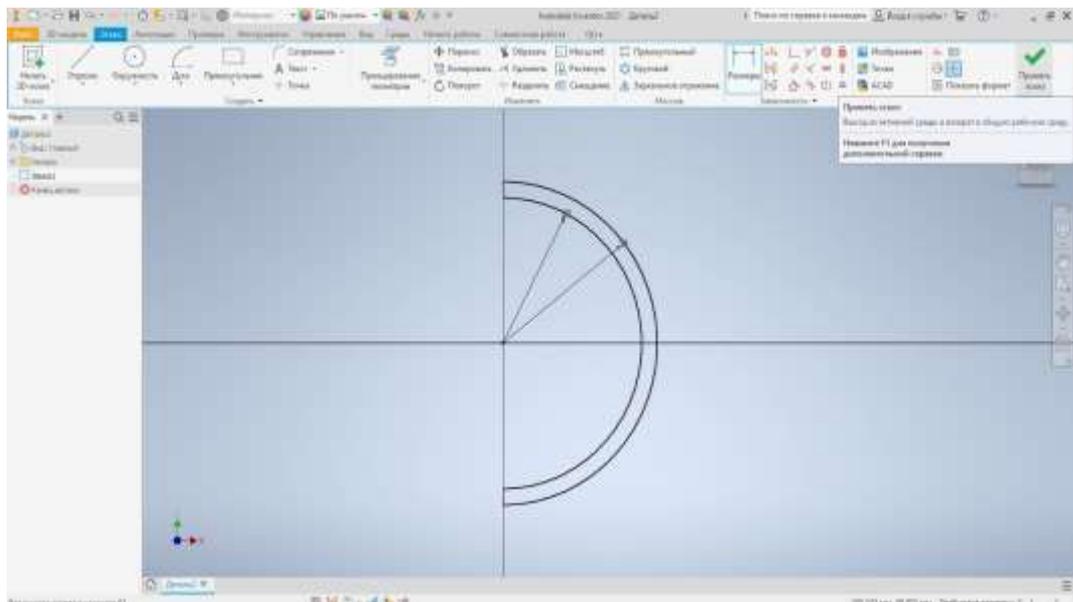


Рисунок 3.1.4. Создание двух дуг диаметром 27 мм и 30 мм, закрепленные отрезком



Рисунок 3.1.5. Вращение эскиза головки импланта

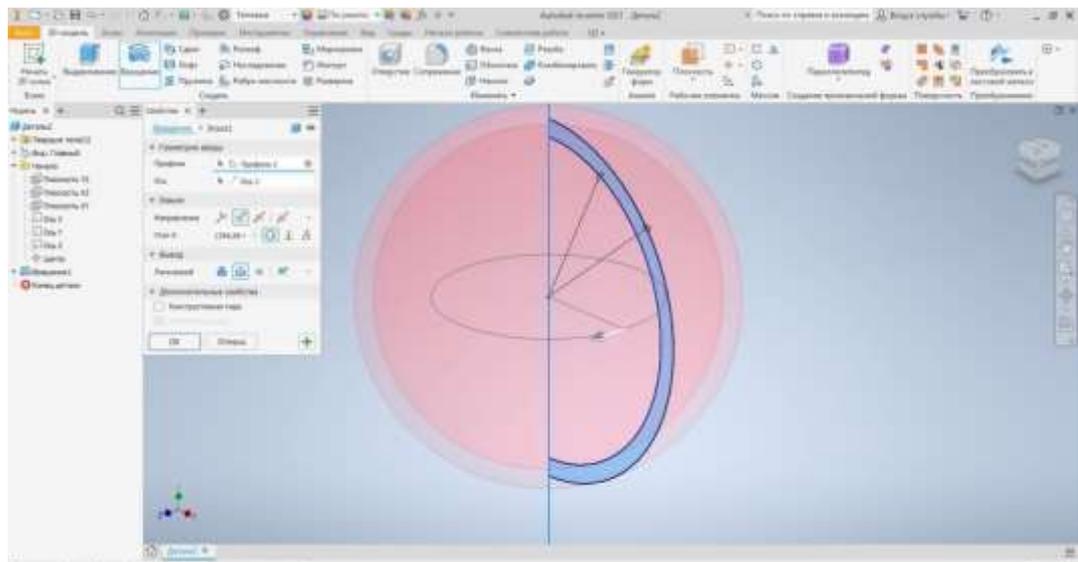


Рисунок 3.1.6. Результат вращения головки импланта

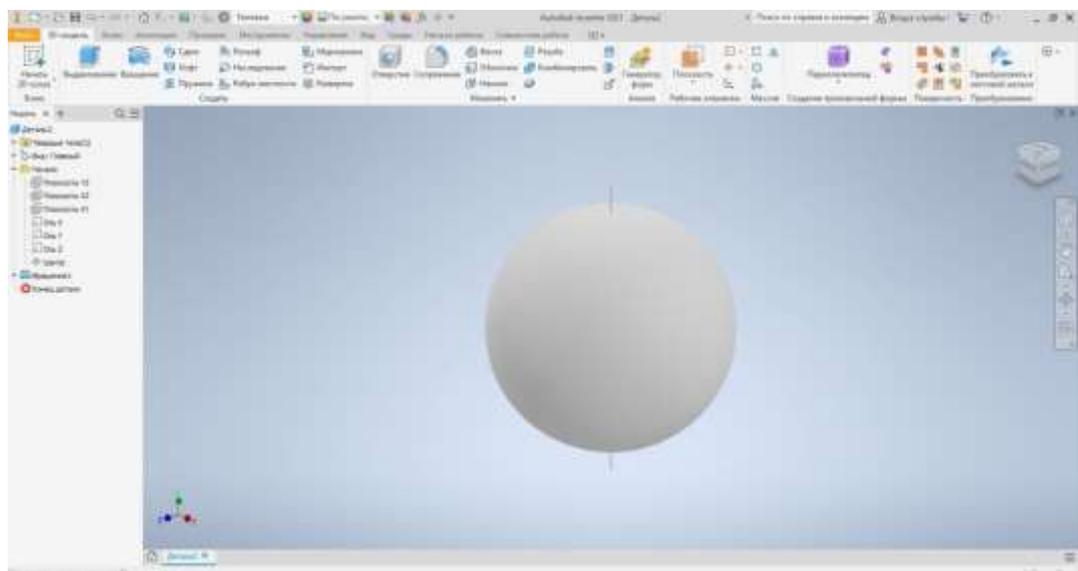


Рисунок 3.1.7. Полученная модель головки импланта

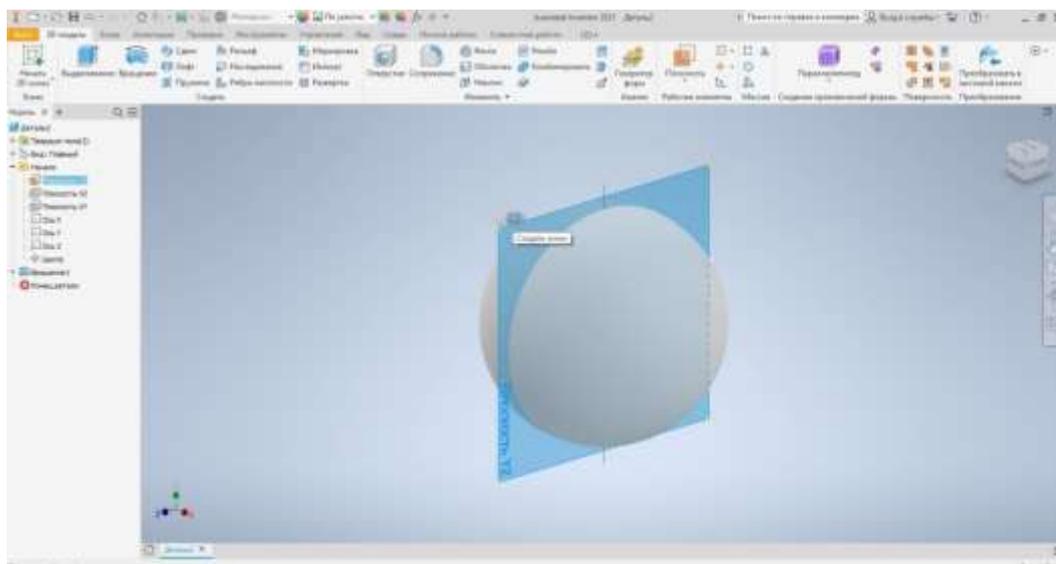


Рисунок 3.1.8. Создаем на оси YZ «Новый эскиз»

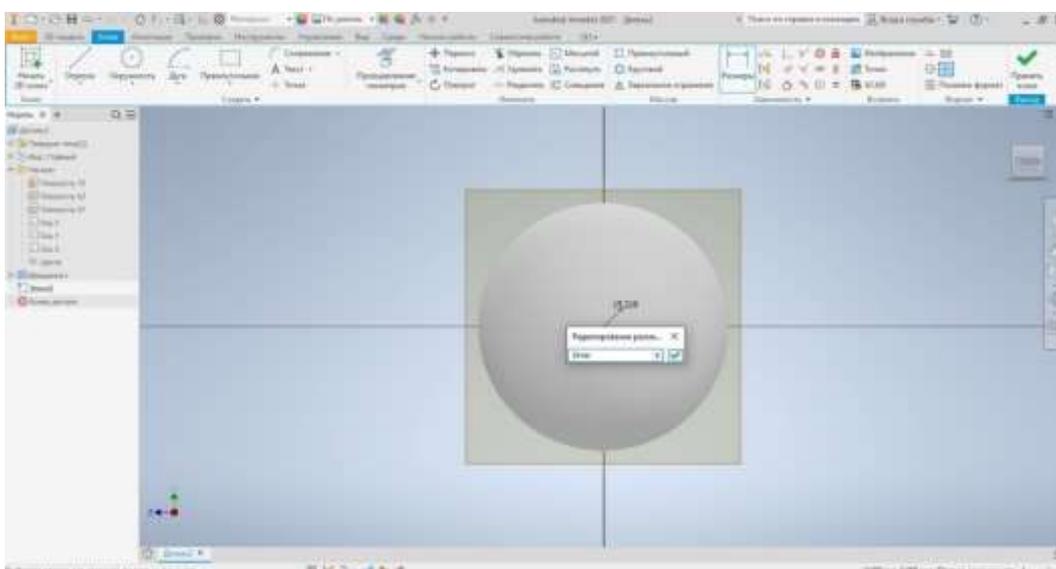


Рисунок 3.1.9. Рисуем «Круг с центром» диаметром 24 мм

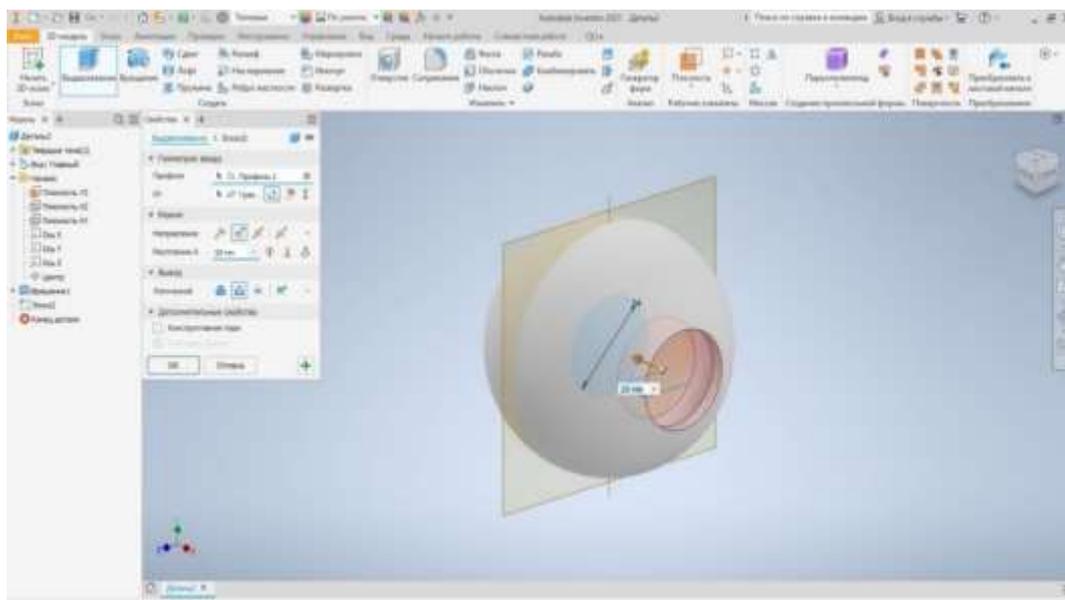


Рисунок 3.1.10. Полученная головка с отверстием

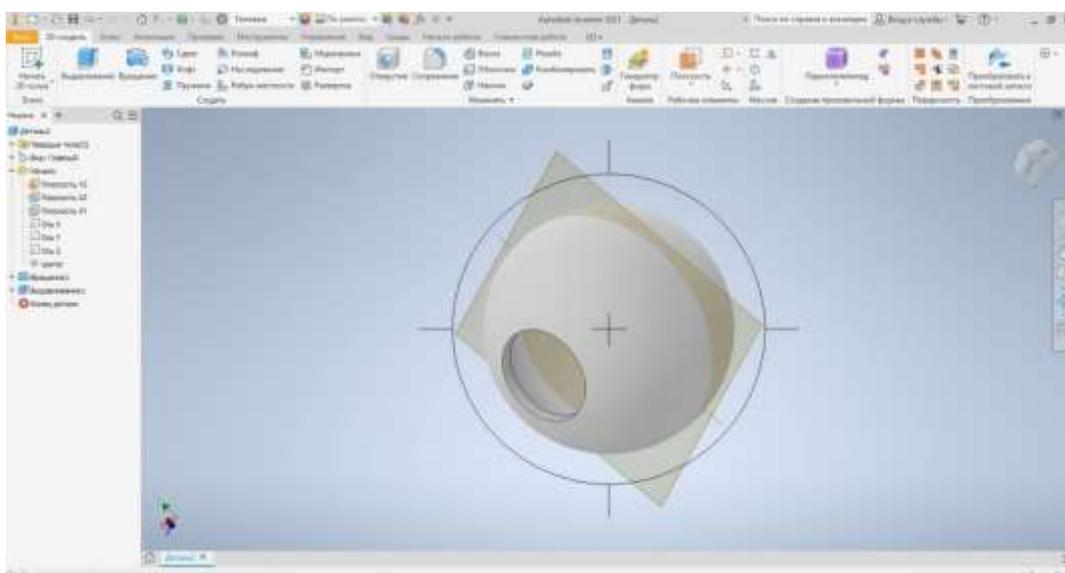


Рисунок 3.1.11. Головка с отверстием в профиле

Вторая часть – это чашка, в которую будет помещена головка с отверстием, для этого:

1. На оси XY рисуем две дуги диаметром 33 мм и 36 мм с углом  $120^{\circ}$ , затем с помощью отрезка соединяем края полученных дуг и «Принимаем эскиз». (Рисунок 3.1.12.)
2. Используя операцию «Вращение с вычитанием» выбираем ось Y и нажимаем «ОК». (Рисунок 3.1.13.)
3. Получилась чашка, которую необходимо разрезать пополам для того, чтобы поместить головку с отверстием. (Рисунок 3.1.14.)
4. С помощью операции «Разделение», разделяю на две части с помощью плоскости YZ. (Рисунок 3.1.15.-3.1.16.)

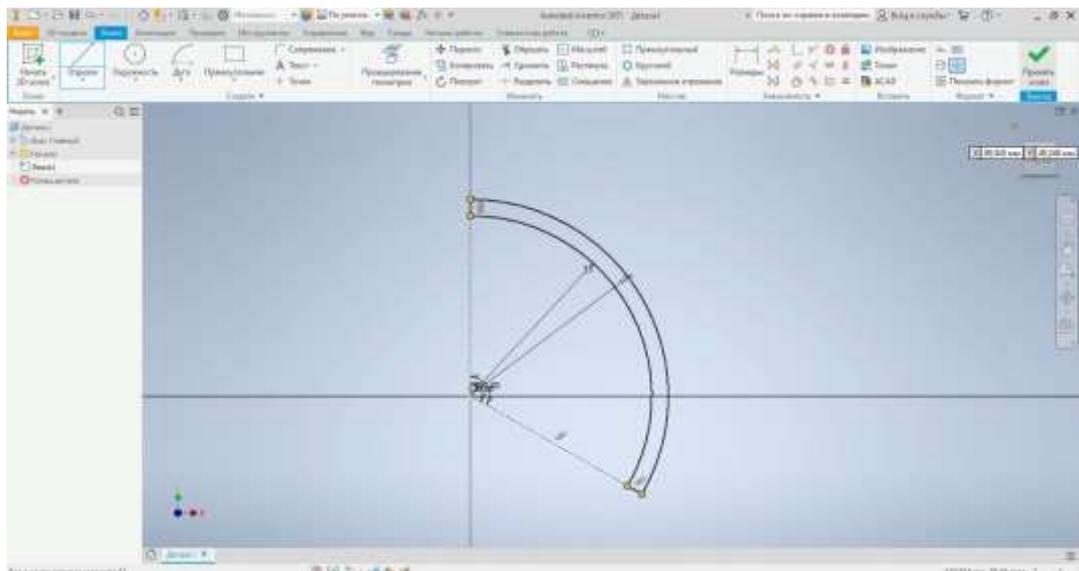


Рисунок 3.1.12. Создание двух дуг диаметром 33 мм и 36 мм с углом  $120^{\circ}$ , закрепленные отрезком

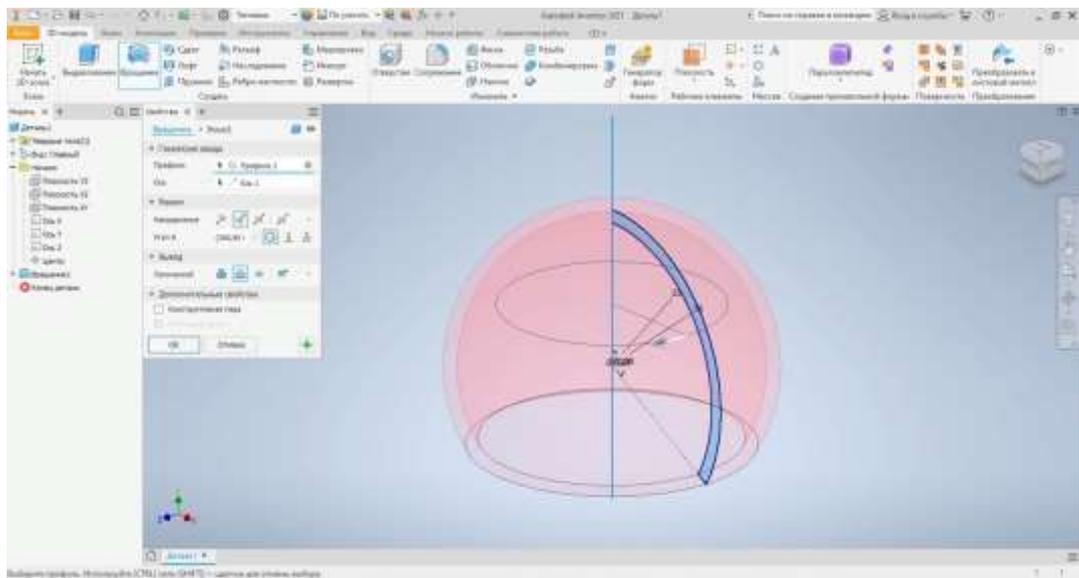


Рисунок 3.1.13. Вращение вокруг оси Y

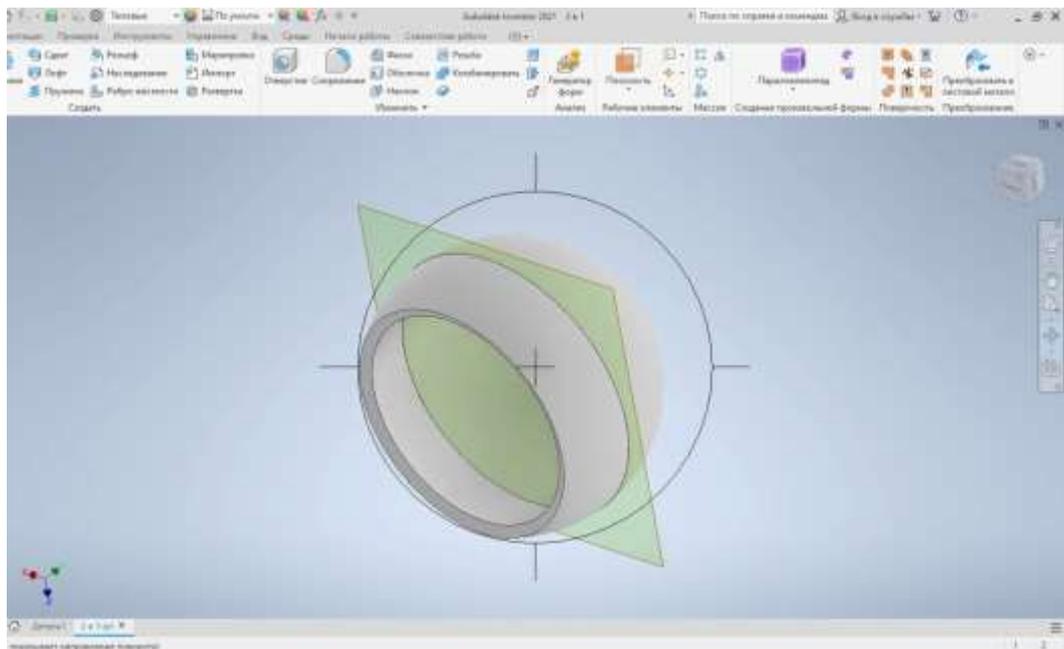


Рисунок 3.1.14. Полученная модель чашки импланта

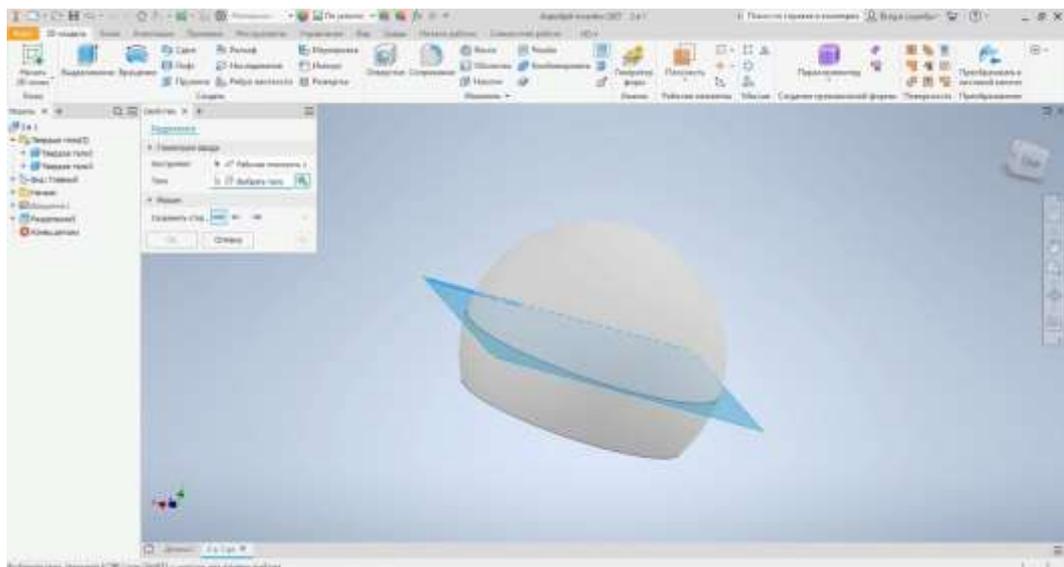


Рисунок 3.1.15. Разделение на две равные части с помощью плоскости YZ.

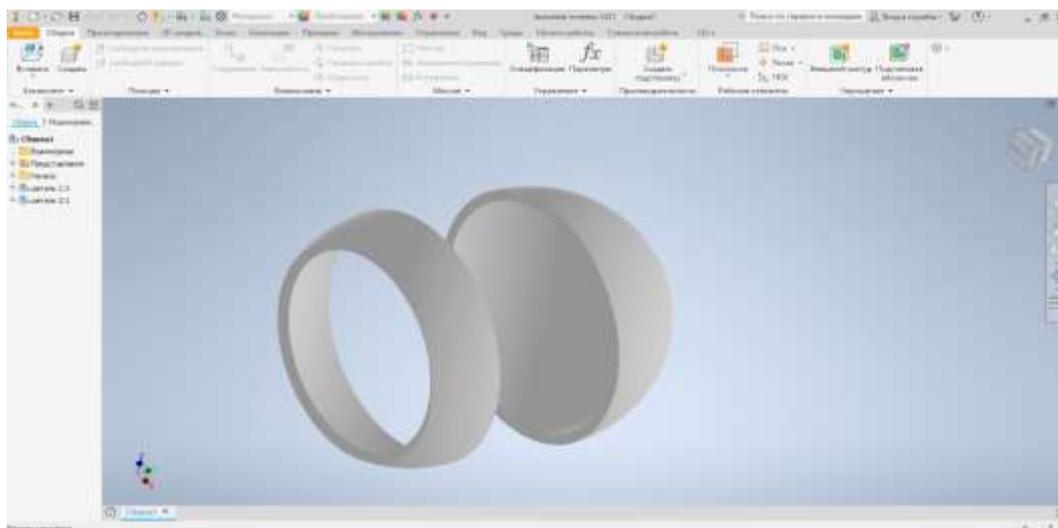


Рисунок 3.1.16. Результат разделения чашки импланта

Третья часть импланта – это вкладыш, который будет соединять ножку импланта с головкой и с помощью вкладыша, изготавливаемый наш компонент будет заливаться в головку. Для этого:

1. На оси ХУ рисуем «Окружность с центром» диаметром 22 мм и «Принимаем эскиз». (Рисунок 3.1.17.)
2. С помощью операции «Выдавливание с вычитанием» в графе «Расстояние А» пишем 25 мм и нажимаем «ОК». (Рисунок 3.1.18.)
3. Делаем видимой плоскость ХУ и создаем на ней «Новый эскиз». (Рисунок 3.1.19.) Далее с двух сторон рисуем «Окружность с центром» диаметром 18 мм (рисунок 3.1.20.) и проводим «Выдавливание с вычитанием». (Рисунок 3.1.21.)
4. На стенке рисуем шесть окружностей диаметром 5 мм (рисунок 3.1.22.) и используем операцию «Выдавливание с вычитанием». (Рисунок 3.1.23.-3.1.24.)

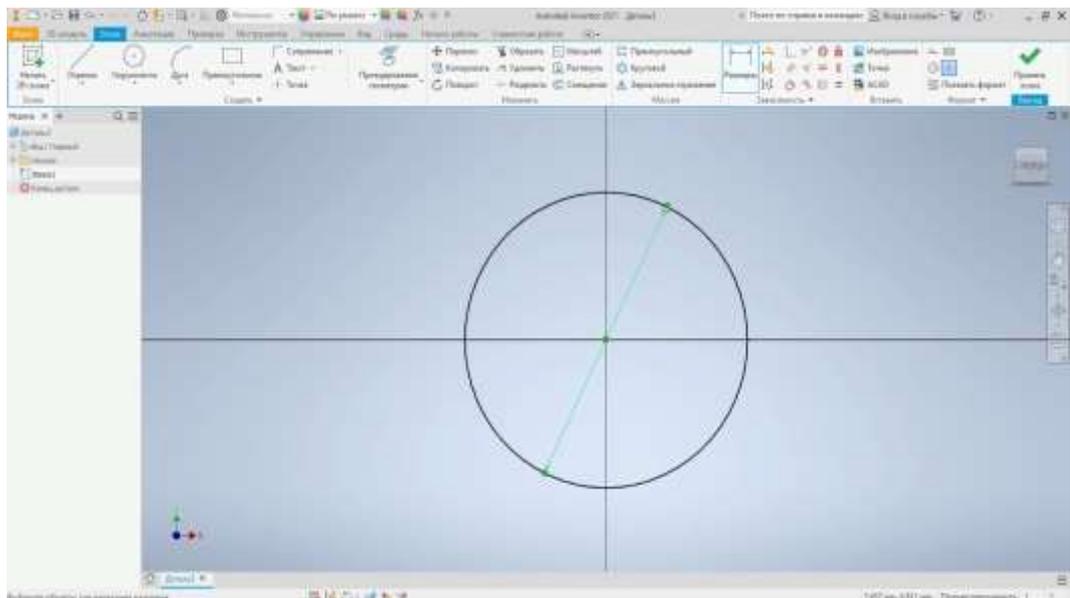


Рисунок 3.1.17. Создание «Окружности с центром» диаметром 22 мм

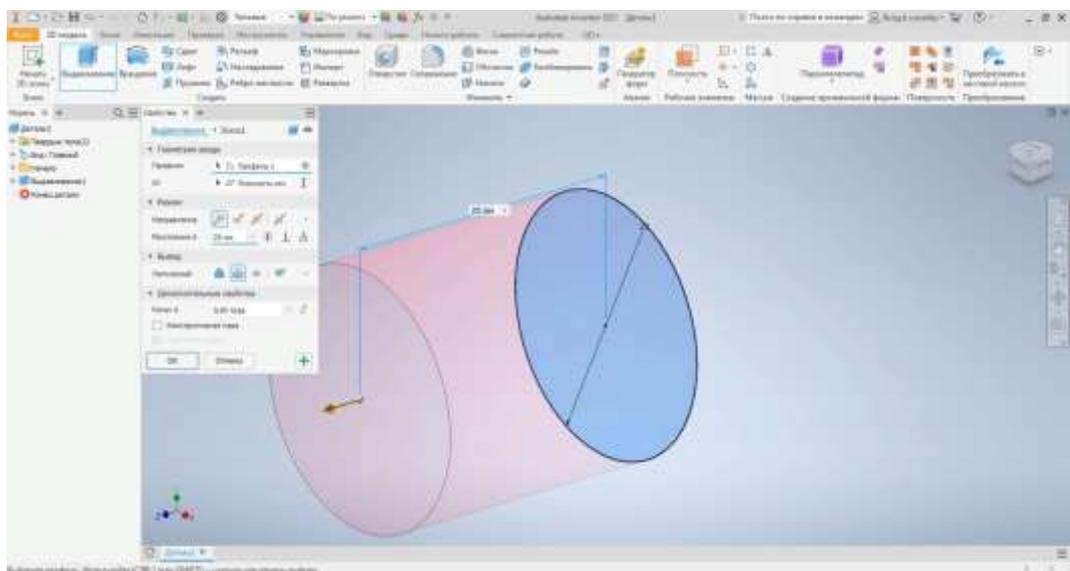


Рисунок 3.1.18. 2. Выдавливание вкладыша импланта

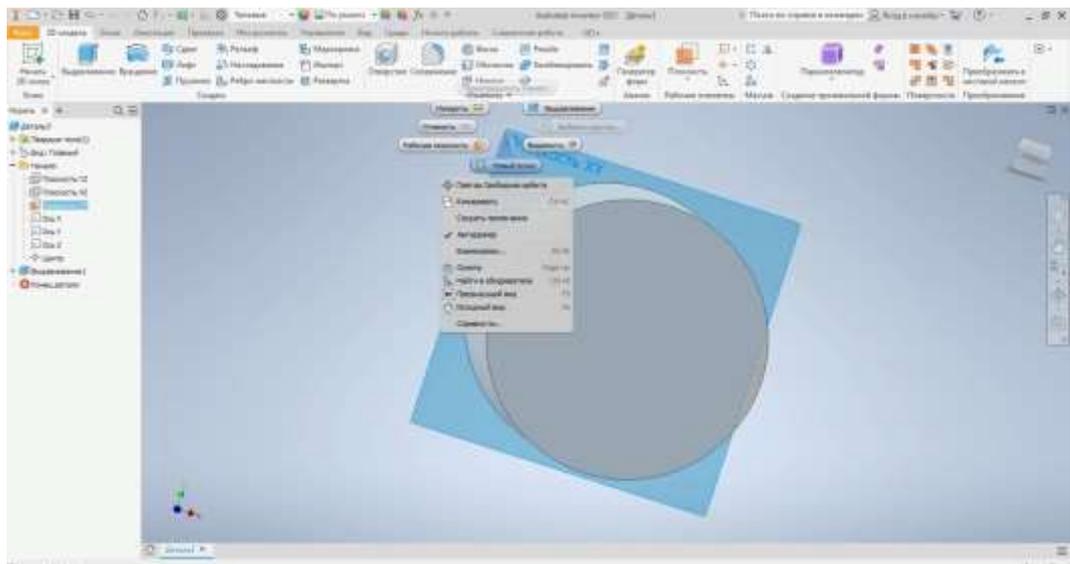


Рисунок 3.1.19. Делаем видимой плоскость XY и создаем «Новый эскиз».

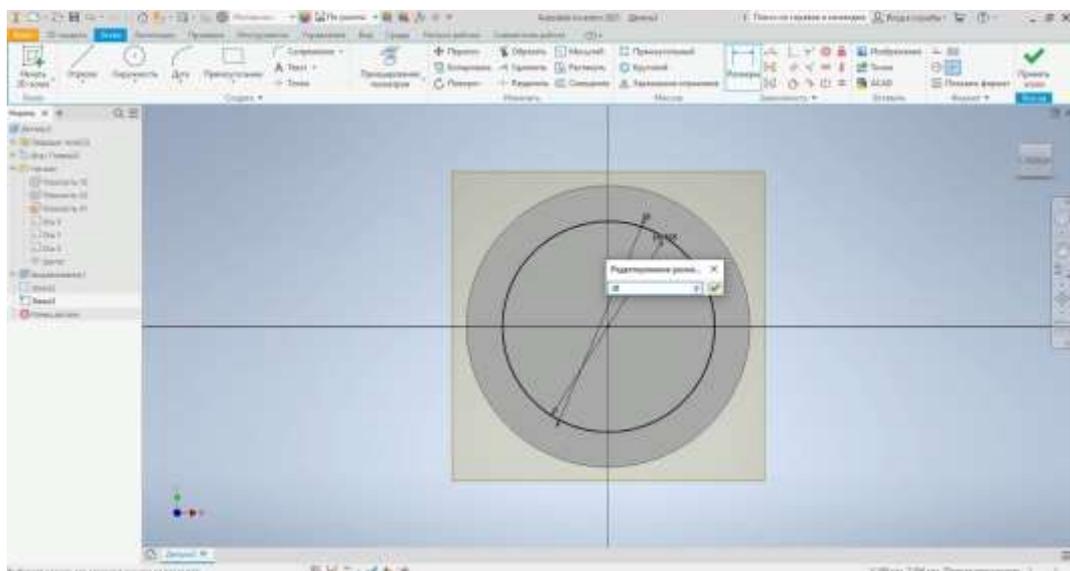


Рисунок 3.1.20. Рисуем с обеих сторон «Окружность с центром» диаметром 18 мм

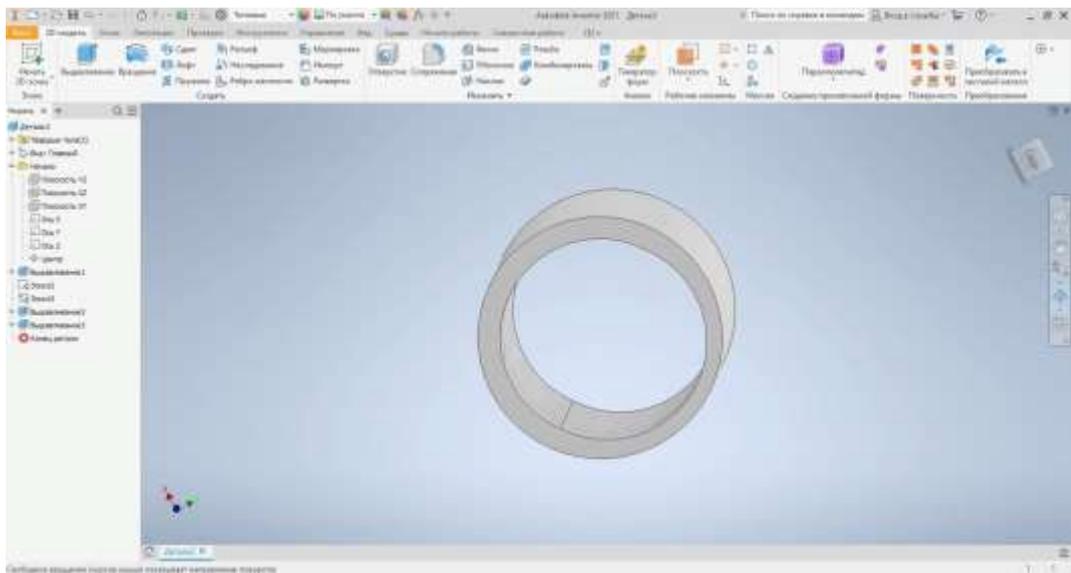


Рисунок 3.1.21. Выдавливание с обеих сторон вкладыша импланта

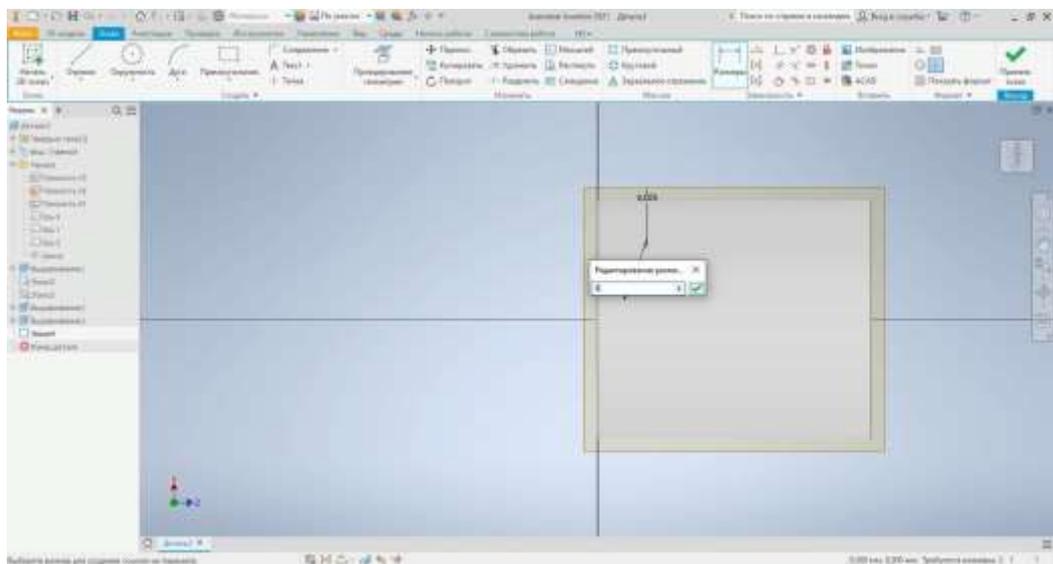


Рисунок 3.1.22. Рисуем шесть окружностей диаметром 5 мм

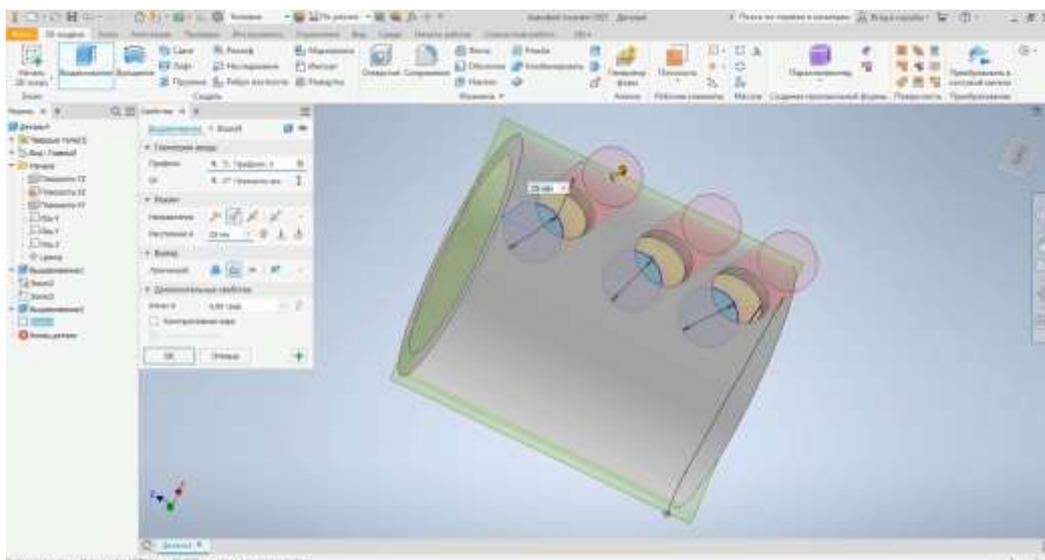


Рисунок 3.1.23. Выдавливание данных окружностей импланта

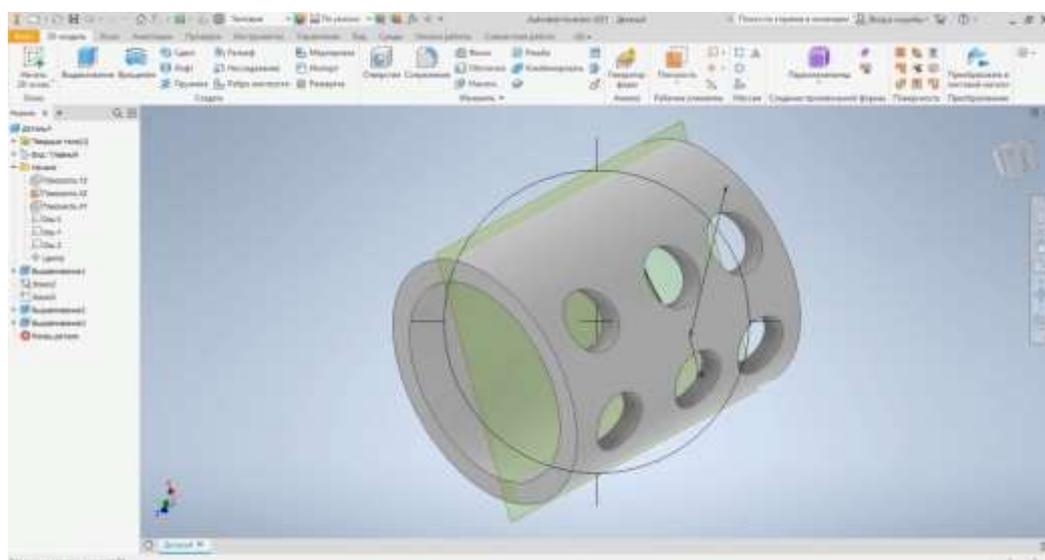


Рисунок 3.1.24. Готовая модель вкладыша с отверстиями

Четвертая часть – это ножка тазобедренного сустава, чтобы ее построить необходимо:

1. На оси XY с помощью «Отрезков» рисуем ножку импланта с размерами 43,8 мм, 149 мм, 42,5 мм и 18 мм. (Рисунок 3.1.25.)
2. Далее производим «Выдавливание с вычитанием». (Рисунок 3.1.26.)
3. Выбираем вкладку «Плоскость» (рисунок 3.1.27.) и в ней выбираем «Смещение относительно плоскости» с отдалением 20 мм. (Рисунок 3.1.28.)
4. Выбираем данную плоскость и создаем «Новый эскиз», рисуем «Окружность с центром» диаметром 17,5 мм и «Принимаем эскиз». (Рисунок 3.1.29.)
5. Используя операцию «Лофт» выбираем две наши плоскости и нажимаем «ОК». (Рисунок 3.1.30.-3.1.31.)

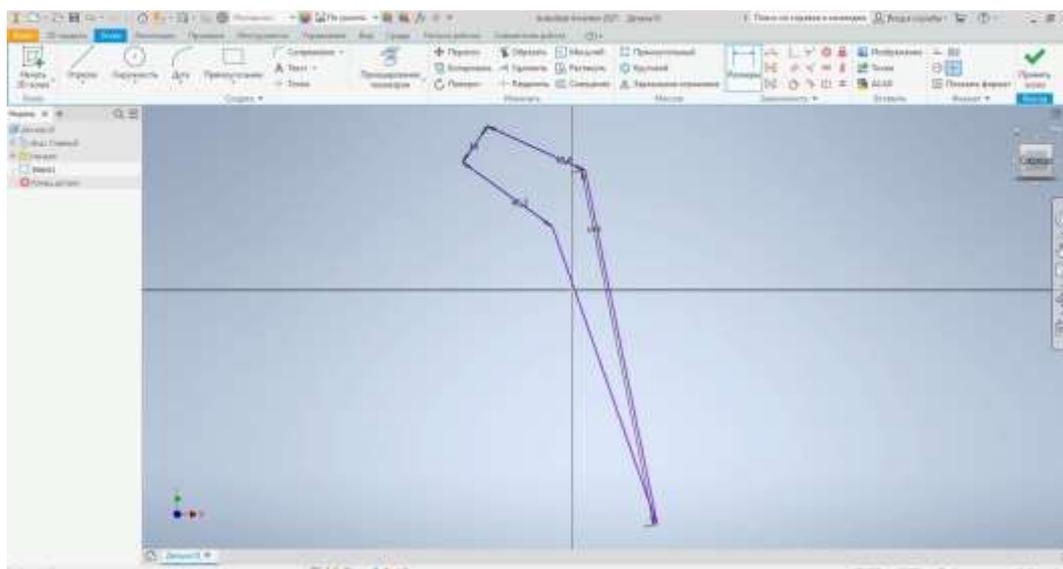


Рисунок 3.1.25. Создание ножки импланта с размерами 43,8 мм., 149 мм., 42,5 мм., 18 мм.

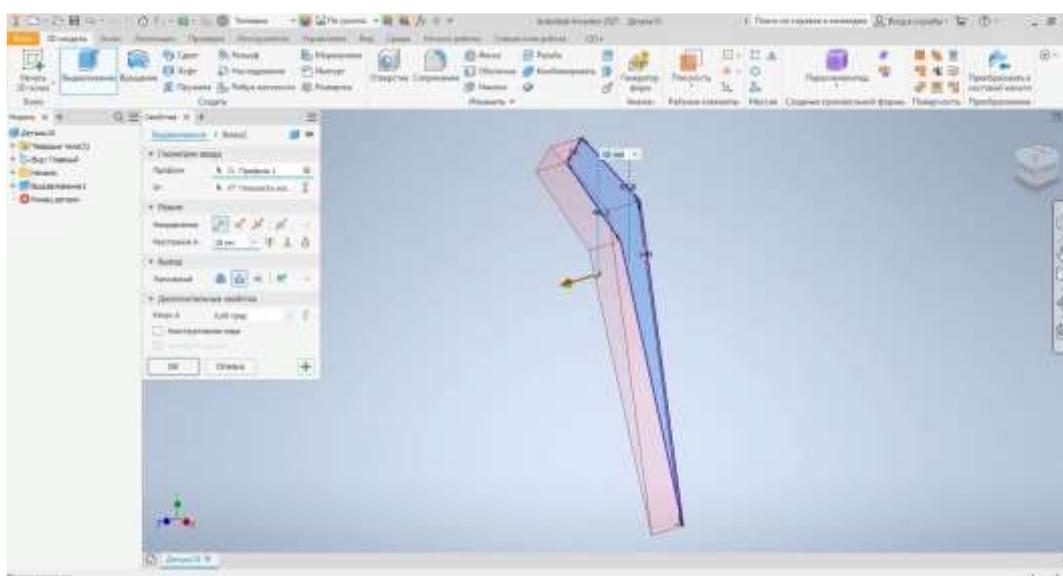


Рисунок 3.1.26. Выдавливание ножки импланта

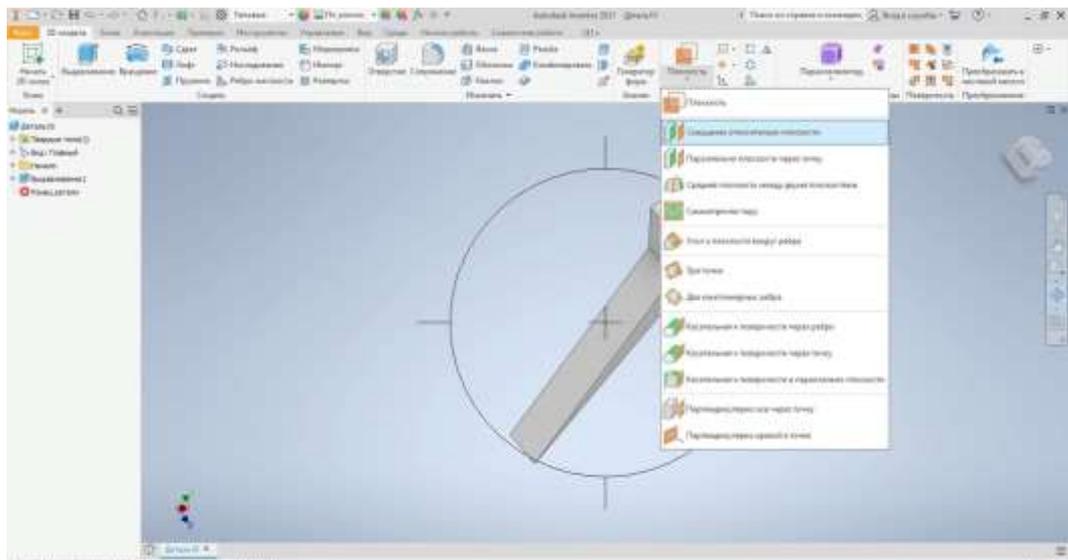


Рисунок 3.1.27. Проводим «Смещение относительно плоскости»

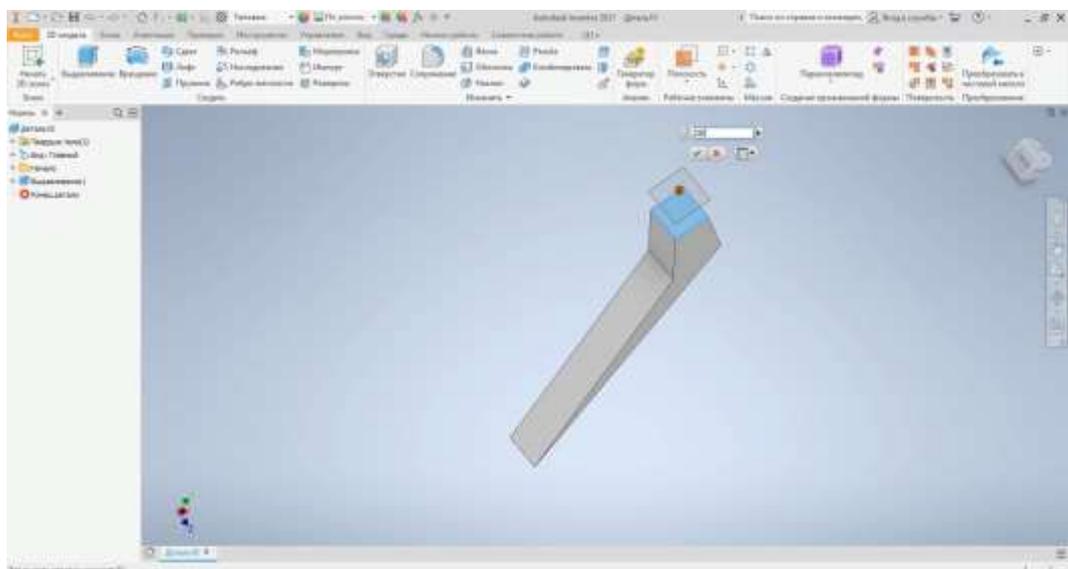


Рисунок 3.1.28. Выбираем отдаление от оси 20 мм

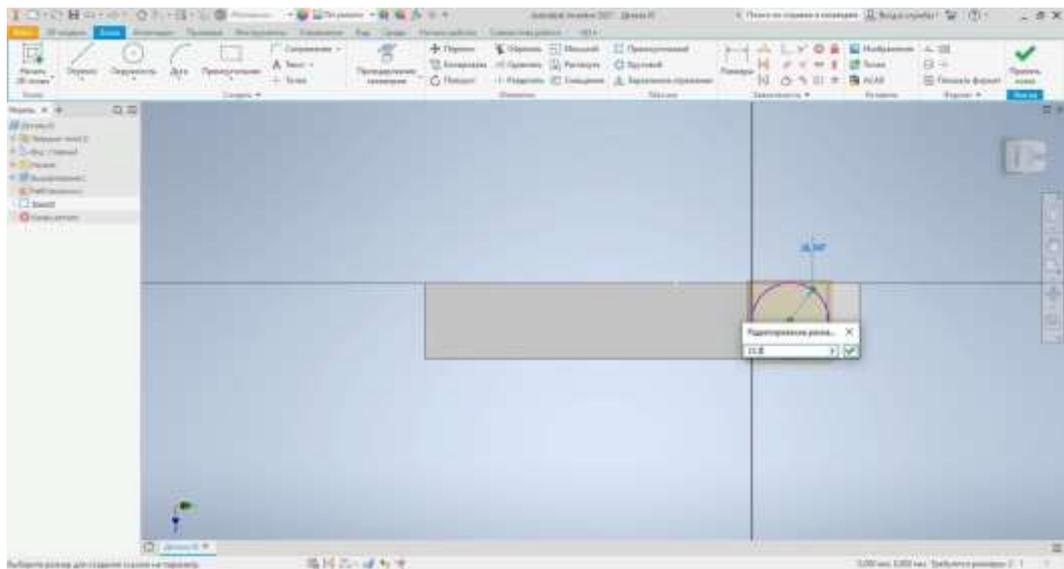


Рисунок 3.1.29 На данной плоскости рисуем «Окружность с центром» диаметром 17,5 мм

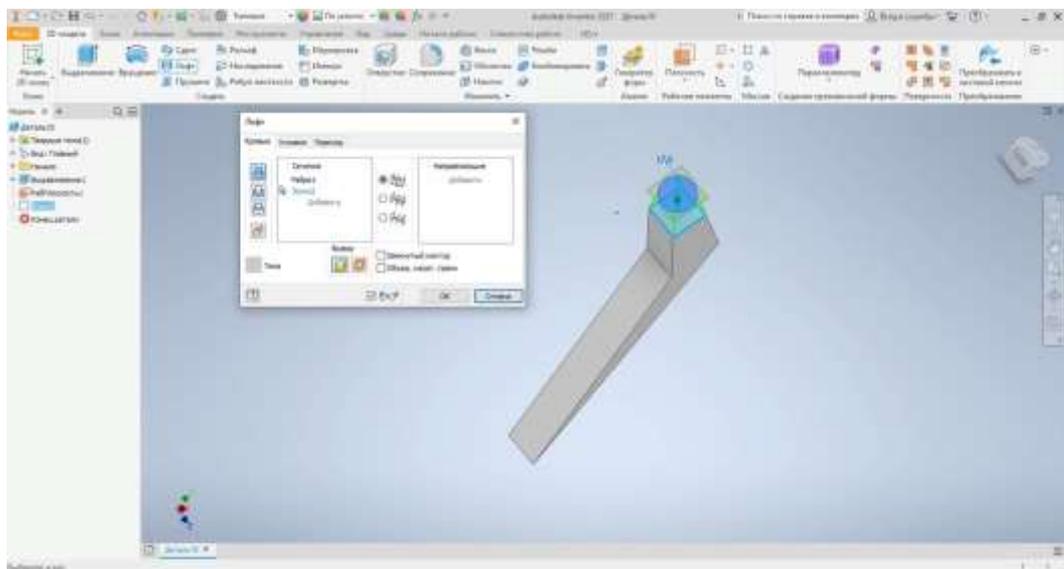


Рисунок 3.1.30. Используя операцию «Лофт» выбираем две наши плоскости и нажимаем «ОК»

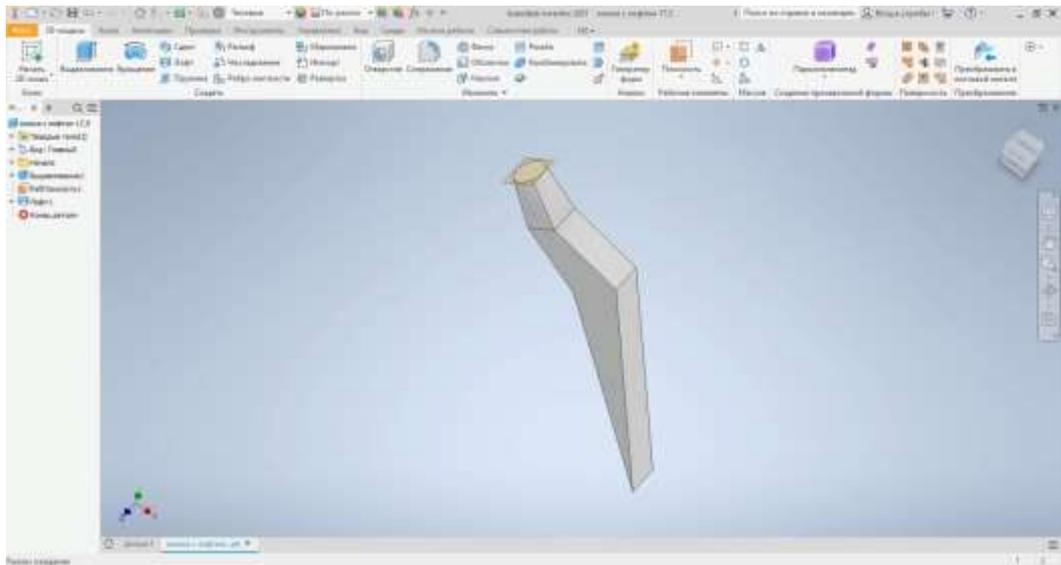


Рисунок 3.1.31. Готовая ножка импланта

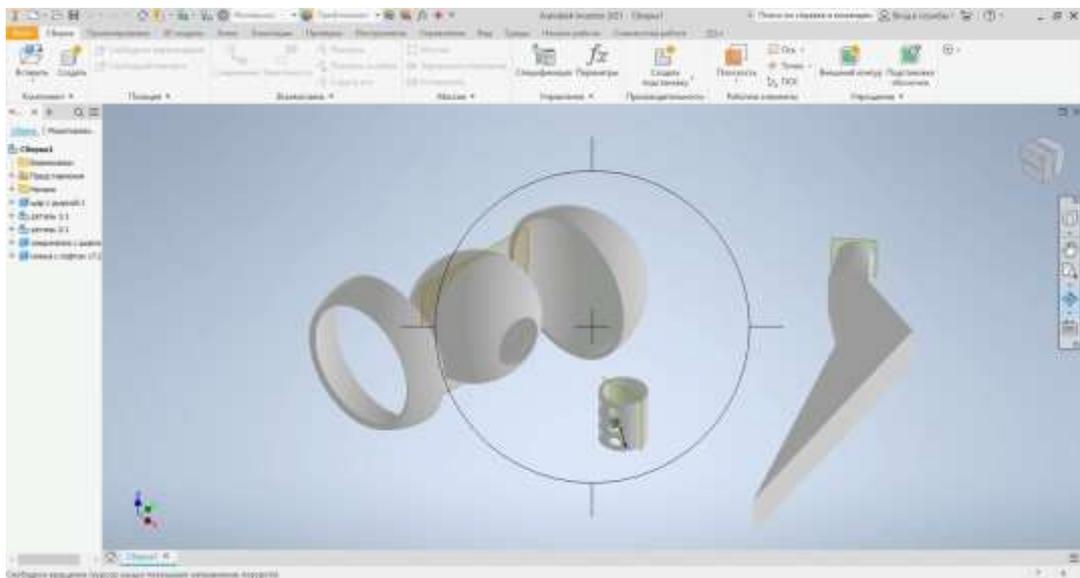


Рисунок 3.1.32. Все части импланта тазобедренного сустава



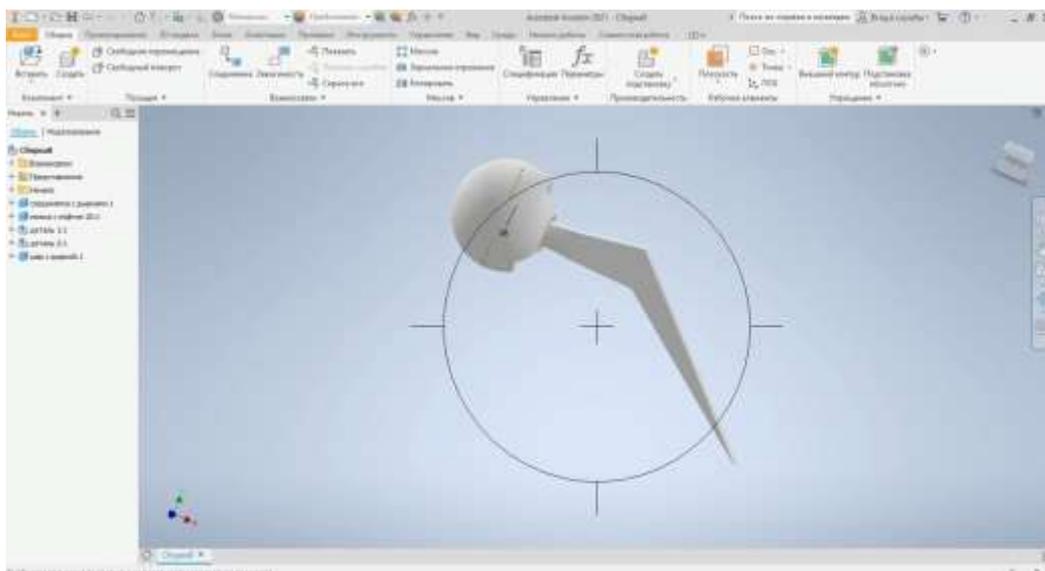


Рисунок 3.1.35. Готовая сборка импланта тазобедренного сустава

#### 4. Экономическая часть

В этом разделе дипломной работы мы производим расчет и подтверждаем технико – экономическую рентабельность смоделированного нами импланта тазобедренного сустава, который предназначен для остеосинтеза.

##### 4.1. Характеристика и стоимость оборудования

Для того, чтобы обрабатывать нашу модель необходим персональный компьютер (ПК), который будет высокоскоростной, мощный и иметь большую оперативную память. Мною был выбран ноутбук Ноутбук HP 250 G7 255J7ES.( 189 800)



- ✓ Операционная система: Windows 10
- ✓ Диагональ экрана: 15.6 дюйм
- ✓ Разрешение экрана: 1280x720
- ✓ Максимальная частота процессора: 2100 МГц
- ✓ Процессор: Intel Pentium Silver N5030
- ✓ Базовая частота процессора: 1100 МГц
- ✓ Количество ядер процессора: 4 ядра
- ✓ Видеокарта: Intel HD Graphics
- ✓ Размер оперативной памяти: 8 ГБ
- ✓ Тип жесткого диска: SSD
- ✓ Общий объем накопителей: 128 ГБ
- ✓ Габариты: 246x376x22.5 мм
- ✓ Вес: 1.7 кг

### 3D – принтер Raise3D Pro2 Plus 4 000 000 Тг.



- ✓ Операционные системы: WINDOWS/ IOS/ LINUX
- ✓ Рабочая температура: 5-35 °С
- ✓ Электропитание: 100-240 VAC, 50/60 Hz
- ✓ Размеры, мм: 620×590×1105
- ✓ Поддерживаемые форматы файлов: STL, OBJ, GCODE
- ✓ Подогреваемая платформа: да
- ✓ Рабочая камера: 305×305×605 мм
- ✓ Скорость перемещения: 30 - 150 мм/с
- ✓ Температура печатного стола: 110 °С
- ✓ Температура экструдера: 300 °С
- ✓ Технология печати: FDM
- ✓ Толщина слоя: от 10 мкм
- ✓ Точность позиционирования: XY: 0.78125 мкм, Z: 0.078125 мкм
- ✓ Материал для печати: PLA, ABS, NIPS, PC, TPU, TPE, NYLON, PETG, ASA, PP, угленаполненные, древеснонаполненные, металлонаполненные, стеклонаполненные
- ✓ Диаметр нити: 1,75
- ✓ Диаметр сопла, мм: 0.2/ 0.4/ 0.6/ 0.8 мм
- ✓ Дисплей: 7" сенсорный, 1024x600
- ✓ Интерфейсы: Wi-Fi, LAN, USB
- ✓ Количество печатающих головок: 2

Имеет прочную алюминиевую раму и закрытый корпус. Принтер отличается большой рабочей областью до 305×305×605 мм (при работе с одним экструдером) и 280×305×605 мм (при работе с двумя экструдерами). Распечатывает самые сложные проекты, в том числе изделия сразу из нескольких материалов.

Металлические экструдеры с температурой нагрева до 300°С обеспечивают печать разнообразными материалами, в том числе сложными и экзотичными, например, угле-, металло-, древеснонаполненными, стекловолокном, TPU, TPE, NYLON и многими другими.

Уникальная система движения для превосходного качества деталей и разрешения. Точность позиционирования уникальна - по XY: 0.78125 мкм, по Z: 0.078125 мкм. Принтер поддерживает сменные сопла от 0,2 мм до 0,8 мм. Высочайшая надежность, точный контроль тока, плавные движения привода, превосходные тепловые характеристики. Контроллер на базе 400 МГц ARM Cortex-M7 32-битный RISC FPU. Компоненты промышленного класса. Автономный привода. 256 микрошаговая приводная система.

Для управления имеется 7-дюймовый сенсорный экран с богатым, но при этом понятным визуальным интерфейсом и возможностью выставить настройки для принтера и печати. У Raise3D Pro2 Plus имеется датчик обрыва нити и автовосстановление печати при отключении питания. Также в камере печати установлена камера, чтобы можно было следить за процессом удаленно через Wi-Fi или локальную сеть.

Принтер безопасен для окружающей среды и может использоваться в офисе и дома благодаря новому HEPA фильтру, который абсорбирует более 91% частиц.

Подогреваемая платформа для печати из алюминия, покрытая силиконом и магнитным слоем, превосходно предотвращает деформацию печатаемого объекта, равномерно распределяет тепло и устойчива, благодаря улучшенной системы блокировки 4+9 точек.

Таблица 4.1.1. Сравнение импортируемого импланта и нашего производства

Производитель	Титановый имплант фирмы Zimmer (США, Швейцария)	Наш имплант
Цена за один имплант	1785000	972647

Таблица 4.1.2. Стоимость необходимого оборудования, материалов и программного обеспечения

№	Наименование	Стоимость, тенге
1	Ноутбук*2 шт	379000
2	3D-принтер Raise3D Pro2	4000000
3	Полимолочная кислота	173015
4	Гидроксиапатит	728951
5	Этилацетат	210073
6	Титан	41769
7	Полиэтилен	7905

## **Заключение**

В ходе выполнения дипломной работы все поставленные перед нами задачи были выполнены успешно и в полном объеме. На основании полученных результатов можно сделать следующие выводы:

1. Была успешно разработана масштабируемая 3D – модель тазобедренного импланта.

2. Нами был разработан биологически активный композит для введения в тазобедренный сустав, состав которого потенциально обладает антибактериальными свойствами и стимулирует остеосинтез.

3. Выполнено технико-экономическое обоснование (предпроектная стадия) создания производственной линии по изготовлению тазобедренных протезов.

## Список использованной литературы

1. Challenges of 3D printing technology for manufacturing biomedical products: A case study of Malaysian manufacturing firms N. Shahrubudin a, P. Koshy b, J. Alipal c, M.H.A. Kadir a, T.C. Lee a,\* - P. 1-15
2. Ahn S.H., Baek C., Lee S. et al. Anisotropic tensile failure model of rapid prototyping parts — fused deposition modeling (FDM) // International Journal of Modern Physics B. 2003. Vol. 17, N 8–9. P. 1510–1516.
3. Evans B. Practical 3D printers — The Science and Art of 3DPrinting. A press. 2012. 332 p.
4. Leukers B., Gulkan H., Irsen S. H. et al. Hydroxyapatite scaffolds for bone tissue engineering made by 3D printing // Journal of materials science: Materials in medicine. 2005. N 16. P. 1121–1124.
5. Satyanarayana, B. and K.J. Prakash, Component Replication Using 3D Printing Technology. Procedia Materials Science, 2015. 10: p. 263-269.
6. Ferreira, R.T.L., et al., Experimental characterization and micrography of 3D printed PLA and PLA reinforced with short carbon fibers. Composites Part B: Engineering, 2017. 124: p. 88-100.
7. Nazan, M.A., et al., Optimization of Warping Deformation in Open Source 3D Printer using Response Surface Method Proceedings of Mechanical Engineering Research Day 2016, 2016: p. 71-72.
8. Nazan, M.A., et al., Optimization of Warping Deformation in Open Source 3D Printer using Response Surface Method Proceedings of Mechanical Engineering Research Day 2016, 2016: p. 71-72.
9. Pham, D.T. and R.S. Gault, A comparison of rapid prototyping technologies. International Journal of Machine Tools and Manufacture, 1998. 38(10–11): p. 1257-1287.
10. Türk, D.-A., et al., Mechanical characterization of 3D printed polymers for fiber reinforced polymers processing. Materials & Design, 2017. 118: p. 256-265.
11. Stener S., Ejerhed L., Sernert N., Laxdal G., Rostgard L., Kartus J. Long-term, Prospective, randomized study comparing biodegradable and metal interference screws in anterior cruciate ligament reconstruction surgery: radiographic results and clinical outcome// The American Journal of Sports Medicine. — 2001. — P. 1598-1605.
12. Chieng, B.W.; Ibrahim, N.A.; Yunus, W.M.Z.W.; Hussein, M.Z. Plasticized poly(lactic acid) with low molecular weight poly(ethylene glycol): Mechanical, thermal, and morphology properties. J. Appl. Polym. Sci. 2013, 130, 4576–4580.
13. Rahman, M.A.; de Santis, D.; Spagnoli, G.; Ramorino, G.; Penco, M.; Phuong, V.T.; Lazzeri, A. Biocomposites based on lignin and plasticized poly(L-lactic acid). J. Appl. Polym. Sci. 2013, 129, 202–214.

14. Liu, X.; Dever, M.; Fair, N.; Benson, R.S. Thermal and mechanical properties of poly(lactic acid) and poly(ethylene/butylene succinate) blends. *J. Environ. Polym. Degrad.* 1997, 5, 225–235.

15. Mironov V, Boland T, Trusk T, Forgacs G, Markwald RR. Organ printing: computer-aided jet-based 3D tissue engineering. *Trends Biotechnol.* 21(4), 157–161 (2003).

16. Xu T, Zhao W, Zhu JM, Albanna MZ, Yoo JJ, Atala A. Complex heterogeneous tissue constructs containing multiple cell types prepared by inkjet printing technology. *Biomaterials* 34(1), 130–139 (2013).

17. Nakamura M, Kobayashi A, Takagi F et al. Biocompatible inkjet printing technique for designed seeding of individual living cells. *Tissue Eng.* 11(11–12), 1658–1666 (2005).

18. Bose S, Vahabzadeh S, Bandyopadhyay A. Bone tissue engineering using 3D printing. *Materials Today* 16(12), 496–504 (2013).

19. Твердотельное моделирование и 3D-печать. 7 (8) класс: учебное пособие / Д. Г. Копосов. — М. : БИНОМ. Лаборатория знаний, 2017.

20. O'Brien EK, Wayne DB, Barsness KA, McGaghie WC, Barsuk JH. Use of 3D printing for medical education models in transplantation medicine: a critical review. *Curr Transplant Rep.* 2016;3(1):109–19.

21. Malik H.H., Darwood A.R., Shaunak S., Kulatilake P., Abdulrahman A., Mulki O., Baskaradas A.: Three-dimensional printing in surgery: a review of current surgical applications. *J Surg Res.* 2015; 199 (2): 512–522. doi: 10.1016/j.jss.2015.06.051.

22. Tack P., Victor J., Gemmel P., Annemans L.: 3D-printing techniques in a medical setting: a systematic literature review. *Biomed Eng Online.* 2016; 15 (1): 115. doi: 10.1186/s12938-016-0236-4.

23. Marro A., Bandukwala T., Mak W.: Three-dimensional printing and medical imaging: a review of the methods and applications. *Curr Probl Diagn Radiol.* 2016; 45 (1): 2–9. doi: 10.1067/j. cpradiol.2015.07.009.

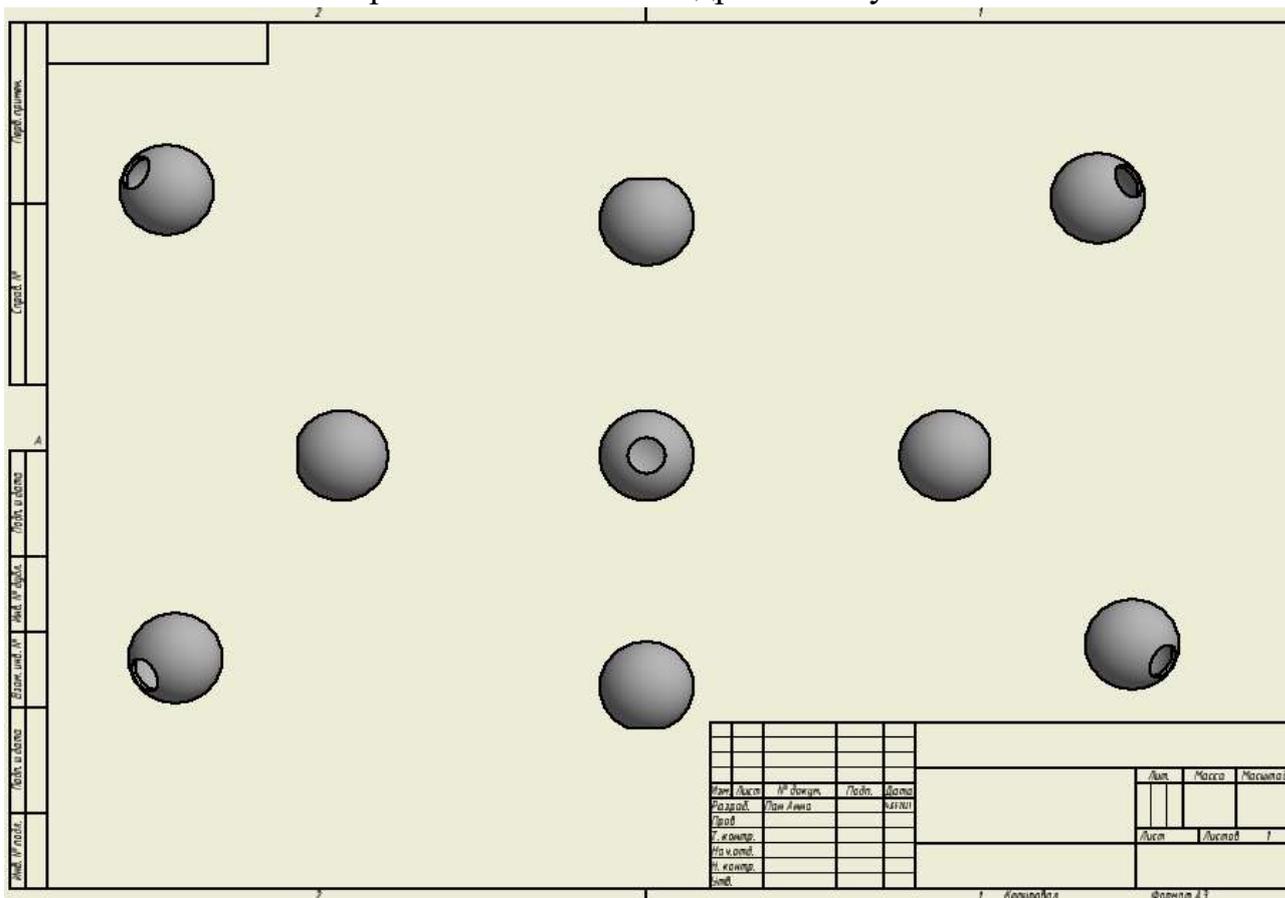
24. Doney E., Krumdick L.A., Diener J.M., Wathen C.A., Chapman S.E., Stamile B., Scott J.E., Ravosa M.J., Van Avermaete T., Leevy W.M.: 3D printing of preclinical X-ray computed tomographic data sets. *J Vis Exp.* 2013; 73: e50250. doi: 10.3791/50250.

25. Ventola C.L.: Medical applications for 3D printing: current and projected uses. *P & T.* 2014; 39 (10): 704–711. PMID: 25336867.

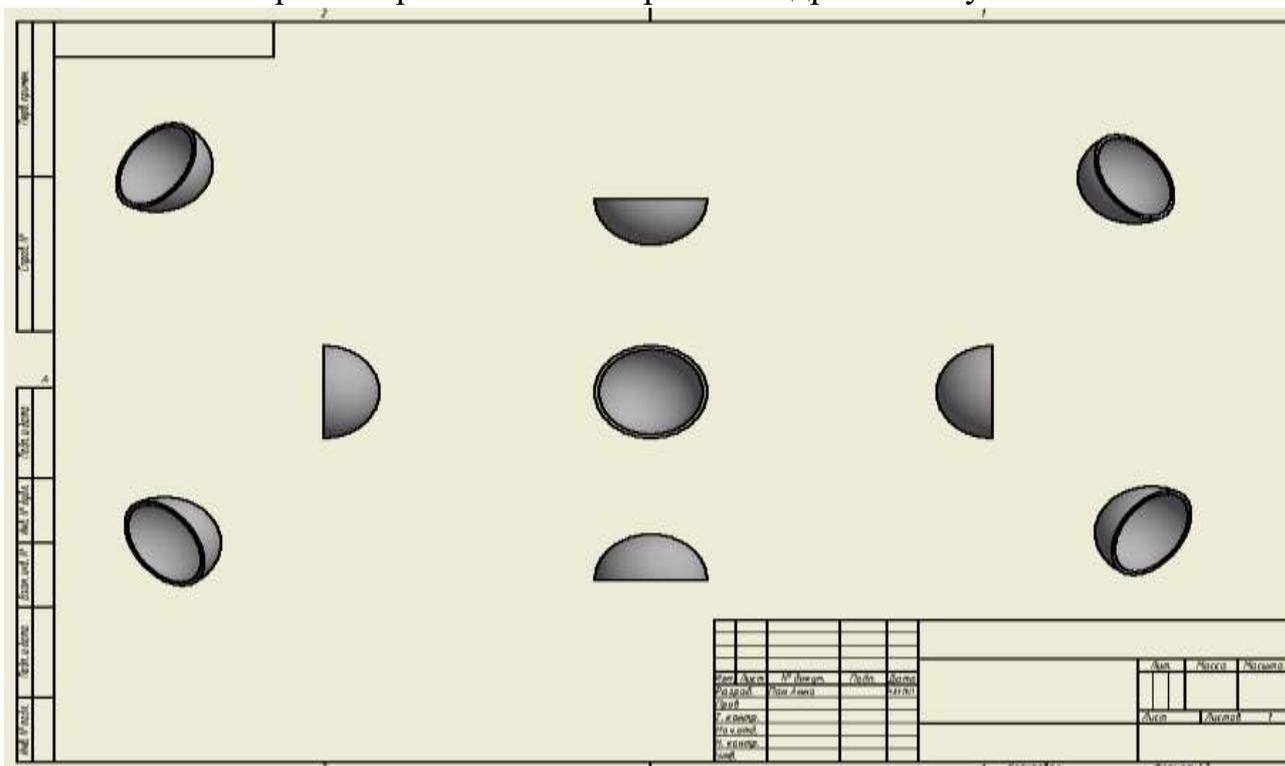
26. Грищенко В.К., Маслюк А.Ф., Гудзера С.С. Жидкие фотополимеризующиеся композиции, Киев: Наукова Думка, 1985.

27. Доступная 3D-печать для науки, образования и устойчивого развития / Э. Канесса, К. Фонда, М. Зеннаро. Международный центр теоретической физики Абдус Салам. 2013. 191 с.

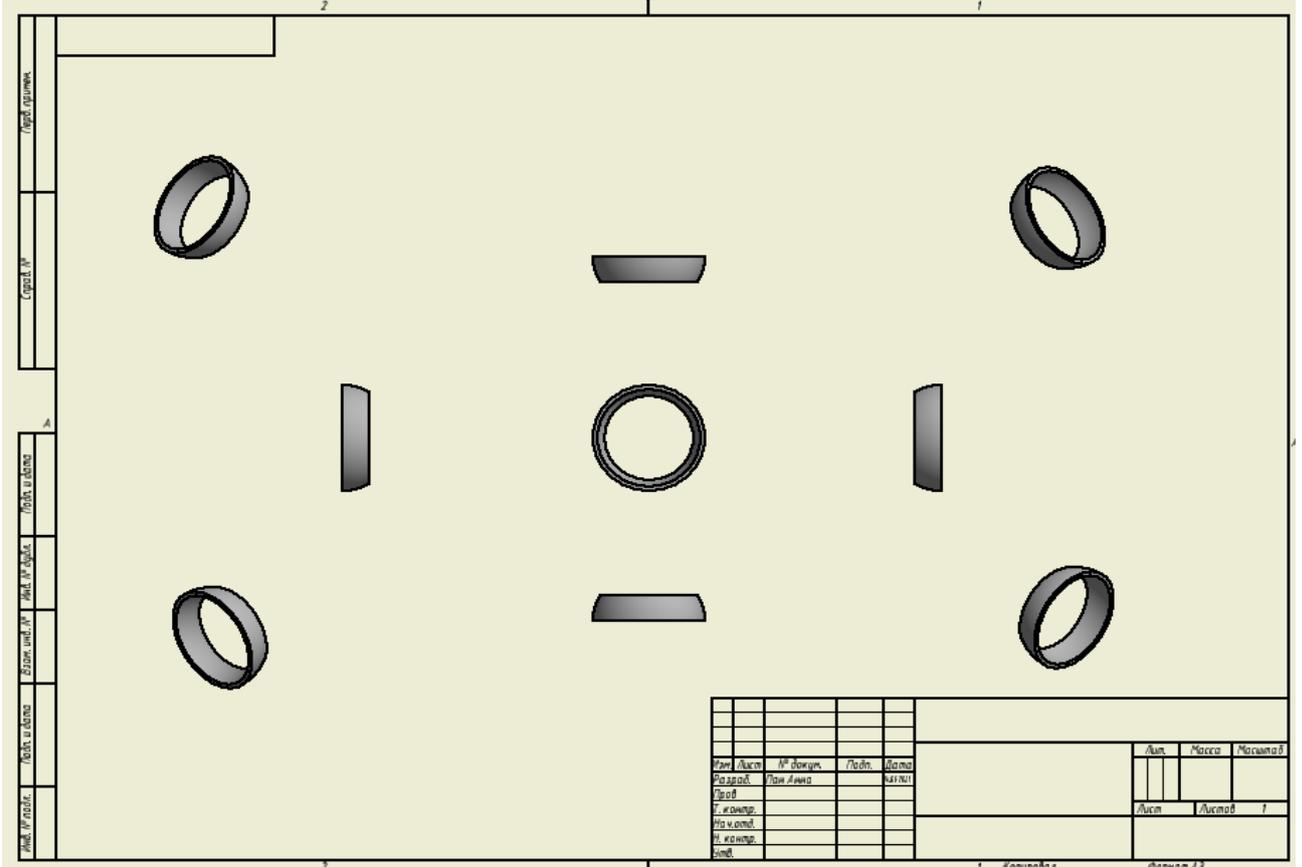
Чертеж головки тазобедренного сустава



Чертеж верхней части шара тазобедренного сустава



Чертеж нижней части шара тазобедренного сустава



Чертеж вкладыша тазобедренного сустава

