

РЕФЕРАТ

Выпускная квалификационная работа содержит 82 с., 16 рисунков, 14 источников, 20 таблиц, 1 приложение.

Ключевые слова: компьютерная томография, фантомы, индексы Хаунсфилда.

Объектом исследования является материал с заданными индексами Хаунсфилда используемый в медицине для исследования тканей и органов человека.

Цель работы –разработка способа изготовления материалов с заданными индексами Хаунсфилда на основе пластиков с металлическими примесями и оценка их характеристик.

Задачи:

- 1) Подобрать пластики для основы новых материалов.
- 2) Подобрать примеси для модификации свойств пластиковой основы.
- 3) Найти способ получения равномерной смеси пластиковой основы с примесями.
- 4) Получение тестовых образцов из полученных материалов.
- 5) Исследовать свойства полученных материалов томографическим методом.
- 6) Оценка зависимостей значений индексов Хаунсфилда от концентрации примесей.

В ходе работы был разработан способ изготовления материалов с заданными плотностями, получены снимки на медицинском томографе, также получены значения индексов Хаунсфилда исследуемых образцов.

Выпускная квалификационная работа выполнена в текстовом редакторе Microsoft Word 2015.

СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ.....	Ошибка! Закладка не определена.
1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ.....	6
1.1 Взаимодействие рентгеновского излучения с веществом.....	6
1.2 Фантомы, используемые в медицине.....	8
1.3 Фантомы для МРТ.....	10
1.4 Дозиметрические фантомы.....	11
1.5 Рентгеновские фантомы или тест-объекты.....	13
1.6 Разработка способа изготовления материалов.....	15
1.6.1 Материалы для изготовления фантомов.....	15
1.7 Компьютерная томография и единицы Хаунсфилда.....	18
1.8 3D принтер и технология послойного направления.....	22
2. РАЗРАБОТКА СПОСОБА ИЗГОТОВЛЕНИЯ МАТЕРИАЛОВ.....	23
2.1 Описание материалов: PLA-пластик и металлические порошки.....	23
2.2 Методы изготовления примесей.....	24
2.3. Смешивание при помощи экструдера филамента.....	25
2.3.1. Экструдер VFEextruder 1.4.....	25
2.3.2. Измельчение пластика до соизмеримых с порошком размеров.....	27
2.4 Нагрев пластика в муфельной печи с последующим добавлением металлического порошка.....	28
2.4.1 Муфельная печь ПМ-8.....	28
2.4.2 Технология плавки на печи ПМ-8.....	30
2.5 Равномерный нагрев пластика с последующим добавлением металлического порошка.....	34
2.5.1 Устройство Brabender Plastograph EC Plus.....	34
3. ПРОВЕДЕНИЕ ИЗМЕРЕНИЙ И ОБРАБОТКА ПОЛУЧЕННЫХ ДАННЫХ.....	Ошибка! Закладка не определена.
3.1 Расчетная плотность смесей.....	Ошибка! Закладка не определена.
3.2 Измеренная плотность изготовленных смесей.....	Ошибка! Закладка не определена.
3.3 Определение индексов Хаунсфилда томографическим методом и сравнение их с человеческими органами и тканями.....	37

4. ФИНАНСОВЫЙ МЕНЕДЖМЕНТ, РЕСУРСОЭФФЕКТИВНОСТЬ И РЕСУРСОСБЕРЕЖЕНИЕ. **Ошибка! Закладка не определена.**

4.1 Оценка коммерческого потенциала и перспективности проведения научных исследований с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения **Ошибка! Закладка не определена.**

4.1.1 Потенциальные потребители результатов исследования **Ошибка! Закладка не определена.**

4.1.2 Технология QuaD **Ошибка! Закладка не определена.**

4.2 Планирование НИР **Ошибка! Закладка не определена.**

4.2.1 Планирование этапов и работ по выполнению НИР **Ошибка! Закладка не определена.**

4.2.2 Определение трудоемкости выполнения НИР **Ошибка! Закладка не определена.**

4.2.3 Разработка графика проведения научного исследования **Ошибка! Закладка не определена.**

4.2.4 Бюджет научно - технического исследования **Ошибка! Закладка не определена.**

4.2.5 Основная заработная плата исполнителей темы **Ошибка! Закладка не определена.**

4.2.6 Отчисления во внебюджетные фонды (страховые отчисления) **Ошибка! Закладка не определена.**

4.2.7 Накладные расходы **Ошибка! Закладка не определена.**

4.2.8 Формирование бюджета затрат научно-исследовательского проекта **Ошибка! Закладка не определена.**

4.3 Определение ресурсной (ресурсосберегающей), финансовой, бюджетной, социальной и экономической эффективности исследования **Ошибка! Закладка не определена.**

5. СОЦИАЛЬНАЯ ОТВЕТСТВЕННОСТЬ **Ошибка! Закладка не определена.**

5.1 Анализ опасных и вредных производственных факторов **Ошибка! Закладка не определена.**

5.2 Обоснование и разработка мероприятий по снижению уровней опасного и вредного воздействия и устранению их влияния при работе на ПЭВМ **Ошибка! Закладка не определена.**

5.2.1 Организационные мероприятия **Ошибка! Закладка не определена.**

5.2.2 Технические мероприятия **Ошибка! Закладка не определена.**

5.2.3 Условия безопасной работы	Ошибка! Закладка не определена.
5.3 Радиационная безопасность.....	Ошибка! Закладка не определена.
5.3.1 Требования дозиметрического контроля по воздействию ионизирующего излучения на персонал	Ошибка! Закладка не определена.
5.3.2 Основные принципы радиационной безопасности .	Ошибка! Закладка не определена.
5.3.3 Требования безопасности во время работы	Ошибка! Закладка не определена.
5.4 Электробезопасность	Ошибка! Закладка не определена.
5.6.....	Пожарная и взрывная безопасность.
ВЫВОД	39
СПИСОК ИСПОЛЬЗУЕМЫХ ИСТОЧНИКОВ.....	40
Приложение А	Ошибка! Закладка не определена.

ВВЕДЕНИЕ

Методы визуализации внутренней структуры непрозрачных материалов, такие как рентгенография, рентгеноскопия, томография и многие другие, нашли широкое применение во многих областях, но, несомненно, одно из самых важных направлений применения является медицина. Возможность исследования внутренних органов без оперативного вмешательства позволяет существенно повысить качество оказываемых медицинских услуг.

В связи с тем, что применение ионизирующего излучения, к которым относится и рентгеновское, связано с рисками повреждения живых тканей, в таких методах необходимо проводить предварительную оценку распределения дозовых полей внутри тканей.

Для этих целей существует несколько различных методов. Основная часть из них основана на использовании фантомов, состоящих из тканеэквивалентных материалов.

Применение модифицированных пластиков позволит создавать фантомы с достаточно высокой точностью повторяющее части тела человека. Для реализации этого необходимо создать способ, позволяющий изготавливать материалы с заданной плотностью, отличающиеся индексами Хаунсфилда, характеризующими ослабление рентгеновского излучения материалом. Применение пластика позволит использовать аддитивные технологии для создания фантомов.

1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

1.1 Взаимодействие рентгеновского излучения с веществом

Человек и все живые организмы на Земле постоянно подвергаются воздействию ионизирующего излучения. Ионизирующее излучение – это поток заряженных и незаряженных частиц, энергии которых достаточно для ионизации среды с образованием как положительных, так и отрицательных частиц.

Ионизирующее излучение имеет широкий ряд применения, в том числе в медицине и в научных исследованиях.

Нас интересует именно рентгеновское излучение, которое возникает при торможении заряженных частиц, в электрическом поле атомов вещества. Образующиеся при этом кванты рентгеновского излучения имеют различную энергию и образуют непрерывный спектр.

Наиболее распространенным источником рентгеновского излучения является рентгеновская трубка. Она представляет собой электровакуумный прибор, имеющий два электрода: отрицательно заряженный катод и положительный анод. Из сильно разогретого катода происходит испарение электронов, а затем они ускоряются в электрическом поле между катодом и анодом. В результате они сталкиваются с твердым веществом анода и при торможении испускают электромагнитное излучение.

Тормозное рентгеновское излучение возникает при торможении электронов, движущихся с большой скоростью, электрическими полями атомов анода. Условия торможения отдельных электронов не одинаковы. В результате в энергию рентгеновского излучения переходят различные части их кинетической энергии. Спектр тормозного рентгеновского излучения не зависит от природы вещества анода. Как известно, энергия фотонов рентгеновских лучей определяет их частоту и длину волны. Поэтому тормозное рентгеновское излучение не является монохроматическим. Оно

характеризуется разнообразием длин волн, которое может быть представлено непрерывным спектром.

В настоящее время развитие техники для использования рентгеновского излучения в медицине шагнуло далеко вперед. Раздел медицины, который использует рентгеновское излучение, называется рентгенодиагностикой. Существует несколько методов рентгенодиагностики:

1. Рентгеноскопия
2. Флюорография
3. Рентгенография
4. Компьютерная томография (КТ)

Рассмотрим более подробно рентгенография и компьютерную томографию они имеют свои особенности и связаны с друг другом. В рентгенографии производится запись рентгеновского изображения на пленку. Чтобы провести исследование данным способом нужно расположить объект между источником рентгеновского излучения и фотопленкой, функция которой — зафиксировать изображение, несущее данные о положении дел органа, именно в этот момент. Повторные рентгенографии предоставляют возможность следить за изменениями в больном органе. Этот способ диагностики очень эффективен в травматологии и стоматологии, потому что костные ткани состоят из кальция и не прозрачны для рентгеновского излучения.

Компьютерная томография – это метод послойной диагностики организма, основанный на рентгеновском излучении. Современные компьютерные томографы (КТ) позволяют получать изображения с высоким пространственным разрешением за короткий промежуток времени и в медицинских целях используются для выявления или уточнения патологических процессов в организме. В отличие от обычного рентгена, на котором лучше всего видны кости, при помощи КТ можно исследовать так же и мягкие ткани. Однако затраты на оборудование и программное обеспечение

(ПО) для томографии велики по сравнению с обычным рентгеновским аппаратом.

Компьютерная томография является в настоящее время неотъемлемой частью рентгенодиагностики. При помощи компьютерного томографа можно проводить исследование мягких тканей человека. Работа современных томографов построена на следующем принципе: большой пучок рентгеновских лучей в форме веера перекрывает объект исследования и проходит через все тело человека. Результат регистрируется датчиком. Продолжительность процедуры составляет не более 10 секунд.

Томография имеет множество плюсов в сравнении с другими методами рентгенодиагностики. Компьютерная томография содержит высокое качество изображения на экране компьютера, что позволяет увидеть самые незначительные изменения, которые не могут зафиксировать другие исследования. Еще одним существенным преимуществом метода можно назвать уменьшение дозы облучения, которую пациент получает во время процедуры.

1.2 Фантомы, используемые в медицине

Фантомы стали существенным дополнением в области лучевой диагностики, которые существенно облегчили получение данных о здоровье человека.

Фантомы являются моделями тела человека или животных, предназначенные для измерения поглощенных доз ионизирующих излучений. Дозиметрические фантомы изготавливают из тканеподобных материалов, которые по плотности и эффективному атомному номеру близки к имитируемой биологической ткани. Дозиметрические фантомы могут быть как в виде простых геометрических фигур из одного или смеси тканеподобных веществ, так и в форме имитируемого тела с отдельным моделированием внутренних органов.

Для имитации костной ткани используют натуральный скелет, легочную ткань моделируют из желатиновых капсул или пористой резины, паренхиматозные органы — из смеси парафина с кремнеземом. В изготовленных таким образом фантомах размещают фотопленки, датчики ионизационных дозиметров или химические дозиметры и подвергают их облучению.

Полученные результаты на фантомах позволяют судить о распределении глубинных доз в облученном объекте. На основании полученных данных составляют, например, дозиметрические таблицы, которые используют в лучевой терапии.

Существуют фантомы для разного излучения. Рассмотрим их применение в клинической нейтронной дозиметрии.

В отличие от фотонов и электронов сечения взаимодействия нейтронов с веществом сильно зависят как от атомного номера, так и от атомного веса изотопов. По этой причине создание фантомов, адекватных телу человека со всеми его органами и возрастными и половыми особенностями, с точки зрения дозовых распределений, создаваемых пучками нейтронов, является сложнейшей проблемой. С другой стороны, с помощью физического инструментария вообще невозможно отследить биологические процессы, возникающие в биологических тканях при поглощении энергии, тем более дать точный прогноз реакций организма. Вместе с тем, без предварительных фантомных исследований невозможно функционирование лучевого лечения онкозаболеваний быстрыми нейтронами. Существенного различия между фантомами различного вида излучения нет, так главным фактором служит все-таки материал, из которого сделан сам фантом.

Существуют разные типы фантомов, которые применяются в разных областях медицины. Основные типы фантомов:

1. Фантомы для МРТ
2. Дозиметрические фантомы
3. Рентгеновские фантомы и тест-объекты

1.3 Фантомы для МРТ

Фантомы для магнитно–резонансной томографии в основном применяются для диагностики изменений в мягких тканях. Кроме того, этот метод исследования с помощью фантомов позволяет визуализировать головной и спинной мозг, а также другие внутренние органы с высоким качеством, недоступным для рентгенологического исследования, ультразвука или компьютерной томографии. Вследствие быстрого развития МРТ необходимо проверять их работоспособность на соответствующих фантомах.

Существует два вида фантомов для МРТ: сферический и цилиндрический. Сферический фантом для МРТ сочетает в себе точное выравнивание сферической геометрии с кубической. Особенности сферического фантома для МРТ заключаются в следующем: природные магнитные поля распространяются по диагонали симметричных объемов или сфер и сборка фантома позволяет быстро изъять тест – куб без использования особых инструментов, что обеспечивает большую гибкость обработки изображений, а также удобный доступ для чистки и обслуживания фантома. Сферический фантом предназначен для периодического и текущего контроля характеристик МРТ. Цилиндрический фантом для МРТ разработан специально для тех тестовых лабораторий и производителей, которые предпочитают традиционные цилиндрические формы фантомов. Особенности цилиндрического фантома в том, что производительность изображения оценивается поворотом сферы в разных плоскостях, так же как и у сферического, но формы двух фантомов разные. Предназначение фантома такое же как и у сферического: для периодического и текущего контроля характеристик МРТ.



Рисунок 1. Цилиндрический фантом

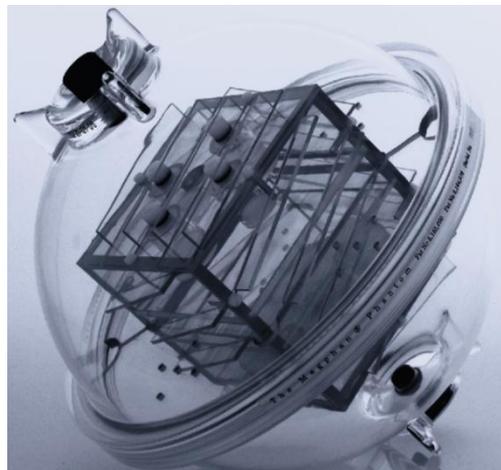


Рисунок 2. Сферический фантом

1.4 Дозиметрические фантомы

Дозиметрические фантомы нужны для изучения органных доз, эффективной дозы облучения тела, а также для верификации терапевтических доз облучения при лучевой терапии.

Дозиметрические фантомы обладают следующими свойствами:

1. Минимальные переходные эффекты между секциями при просмотре на рентгеновских изображениях.

2. Тканеэквивалентность материала для всего диагностического и терапевтического диапазона энергий рентгеновского излучения.

3. Соответствие состава тканеимитирующих материалов возрасту и полу.

4. Гомогенность костных имитаций.

5. Возможность проведения пленочной дозиметрии.

Таблица 1. Технические свойства дозиметрического фантома «Ref.701-706 Atom Dosimetry Phantoms» в качестве примера:

Ткань	Химические элементы							Физическая плотность г/см ³
	С	О	Н	N	Ca	Mg	Cl	
Кость	0,3703	0,3566	0,0483	0,0097	0,1524	0,0619	0,0005	1,6
Мягкая ткань	0,5744	0,2459	0,0847	0,0165	0	0,0762	0,0019	1,05
Спинной мозг	0,5427	0,2659	0,0736	0,0217	0	0,0937	0,0022	1,07
Позвоночные диски	0,4627	0,3082	0,0675	0,0188	0	0,1407	0,002	1,15
Лёгкие	0,6336	0,2046	0,0832	0,0315	0	0	0,0137	0,21
Мозг	0,536	0,2649	0,0816	0,0153	0	0,0998	0,0019	1,07



Рисунок 3. Дозиметрический фантом

1.5 Рентгеновские фантомы или тест-объекты

Рентгеновские фантомы или тест-объекты выполнены из резиновых мягких материалов эквивалентных биологическим тканям по поглощению рентгеновского излучения. Фантомы включает детализированные анатомические модели внутренних органов, кровеносной системы и костей с индивидуальными томографическими индексами Хаунсфилда. Назначение

рентгеновских фантомов получение диагностических рентгенограмм и томограмм.



Рисунок 4. Рентгеновский фантом



Рисунок 5. Рентгеновский фантом

1.6 Разработка способа изготовления материалов

1.6.1 Материалы для изготовления фантомов

Материалы из которых делают фантомы являются одной из весомых факторов. Фантомные материалы идентичные для всех видов излучения. Но мы уже знаем, что существуют свои особенности фантомов и выход которых, из выше описанных трудностей, лежит в ограничении круга задач, решаемых в экспериментах. В первую очередь, в таких экспериментах требуется получить пространственное распределение поглощенной энергии аналогичное тому, которое имеет место в биологической системе. Для этого фантомы необходимо изготавливать из тканеэквивалентных по физическим свойствам материалов. Требование тканеэквивалентности по отношению к поглощенной дозе приводит к двум различным реализациям фантомов в соответствии с дозиметрическими целями.

Для абсолютной дозиметрии желательно применять фантомный материал, в котором физические взаимодействия приводят к такому же измеряемому сигналу, какой имел бы место в ткани. Хотя, в принципе, возможно введение поправок на различие в свойствах материалов, однако такая методика может быть трудоемкой и неточной. В нейтронной дозиметрии желательно иметь в фантомный материал такой же спектр вторичных частиц, какой создается в ткани. В этом случае будет получена такая же ионизация, какая имеет место в биологической системе. Предпосылкой такого свойства является идентичность элементного состава ткани и тканеэквивалентного фантомного материала. При создании тканеэквивалентных ионизационных камер широкое распространение получил проводящий пластик А-150. Для клинической дозиметрии необходимо, чтобы в фантомном материале формировалось пространственное дозовое распределение, эквивалентное таковому в ткани внутри всего облучаемого объема.

Разнообразие задач клинической дозиметрии диктует использование различных фантомов, которые по практическим причинам часто состоят из

различных материалов. Все эти материалы должны иметь относительное дозовое распределение, эквивалентное дозовому распределению в мышечных тканях. При измерении базовых величин таких, как глубинные дозовые распределения, стандартные изодозовые кривые и др., необходимые для функционирования систем планирования нейтронного облучения, фантомы заполняются или тканеэквивалентными жидкостями (США) или водой (Европа). Фантомы с нерегулярными поверхностями и твердые калибровочные фантомы изготавливаются из твердых материалов. При верификации планов облучения, особенно в случае применения многопольного облучения или динамических полей необходимо иметь твердые фантомы, которые удобны для одновременного размещения набора детекторов. Для этого изготавливаются так называемые антропоморфные фантомы, в той или иной степени повторяющие формы —типичного человека и имеющие реалистические неомогенности.

Таблица 2. Характеристика фантомных материалов для дозиметрии

Материал	Состояние	Положительные свойства	Отрицательные свойства	Типовое применение
Вода	Жидкое	Разумная тканеэквивалентность фантомного материала. Стандартный фантомный материал.	Трудности при конструировании фантомов с нерегулярными поверхностями и с неомогенностями. Используются только в вертикальном положении	Измерение стандартных дозовых распределений. Взаимное сравнение
ТЭ жидкости	Жидкое	Хорошая тканеэквивалентность фантомного материала. Стандартный	Сходны с водным материалом	Сходны с водным материалом

		фантомный материал		
A-150	Твердое	Хорошая тканеэквивалентность фантомного материала. Применимость для одновременного облучения набора детекторов	Высокая стоимость. Пространственное распределение дозы не эквивалентно таковому в мягкой ткани	Конструирование ионизационных камер. Измерение дозы с тканеэквивалентным спектром.
Материал Алдерсона. AFWL. Пластина	Твердое	Фантомы с реалистическими неоднородностями. Применимость для одновременного облучения детекторов	Высокая стоимость. Неточная ТЭ. Имеются фантомы только для стандартных форм пациентов	Верификация систем планирования для стандартных условий
Плексигласс. Полистерен. Полиэтилен	Твердое	Низкая стоимость. Легкость в формировании нерегулярных форм.	Плохая ТЭ. Машинное изготовление сложных форм очень проблематично	Твердые фантомы для производства позиционирования

Воск	Легкоплавкость	Низкая стоимость. Создание нерегулярных форм с помощью плавки. детекторов	Плохая тканеэквивалентность фантомного материала. Ограниченная механическая и термическая стойкость	Фантомы индивидуальной формы для планирования облучения для конкретного пациента
------	----------------	---	--	--

1.7 Компьютерная томография и единицы Хаунсфилда

Компьютерная томография стала широко распространенным методом лучевой диагностики, который позволил получать цифровые компьютерные изображения вместо традиционных аналоговых. Компьютерная томография имеет особенность, а именно, формирует изображение дискретных срезов.

Рентгенография как метод визуализации анатомии человека с помощью рентгеновского излучения известна очень давно. Принцип компьютерной томографии прост, если представить тело человека как совокупность конечного числа срезов и объемных элементов. Каждая томограмма дает информацию о составе одного поперечного среза.

Суть компьютерная томография заключается в измерении пространственного распределения некоторой физической величины с различных направлений и расчете на основе полученных данных изображений.

В рентгенографии регистрируется относительное распределение интенсивности рентгеновского излучения. Таким образом, для определения диагноза используется рисунок и структура взаимного расположения оттенков серого цвета. В компьютерной томографии дополнительно измеряется абсолютная интенсивность рентгеновского излучения за объектом. Для

расчета коэффициентов ослабления измеряют также интенсивность первичного излучения. Формулы расчета для некоторых простых случаев:

Первый случай: гомогенный объект, монохромное рентгеновское излучение:

$$I = I_0 * e^{-\mu * d}, \quad (1)$$

$$P = \ln \frac{I_0}{I} = \mu * d, \quad (2)$$

$$\mu = \frac{1}{d} * \ln \frac{I_0}{I}. \quad (3)$$

Второй случай: негомогенный объект, монохромное рентгеновское излучение:

$$I = I_0 * e^{-\mu_1 d_1 - \mu_2 d_2 - \mu_3 d_3} = I_0 * e^{-\int_0^d \mu da}, \quad (4)$$

$$P = \ln \frac{I_0}{I} = \sum \mu_i d_i. \quad (5)$$

Третий случай: негомогенный объект, полихромное рентгеновское излучение:

$$I = \int_0^{E_{max}} I_0(E) * e^{-\int_0^d \mu(E) ds} dE \quad (6)$$

Величина, измеряемая в компьютерной томографии, интенсивность излучения I . По результатам измерений интенсивности рассчитывается значение проекционного числа P , а в простейшем случае и значение коэффициента ослабления μ .

Физическая величина μ не очень информативна и сильно зависит от

р Коэффициент ослабления отражается в виде так называемых КТ-чисел или индексы Хаунсфилда – это единиц плотности, которые рассчитываются относительно ослабления в воде. В честь изобретателя компьютерной томографии, их называют единицами Хаунсфилда. Единица плотности для

н

я

е

произвольной ткани T с коэффициентом ослабления μ_T рассчитывается следующим образом:

$$KT = \frac{(\mu_T - \mu_{H_2O})}{\mu_{H_2O} * 1000 HU}, \quad (7)$$

где μ_T – линейный коэффициент ослабления для рассматриваемого материала, μ_{H_2O} – линейный коэффициент ослабления для воды

В этой шкале единиц воде и, следовательно, эквивалентным ей по ослаблению тканями с $\mu_T = \mu_{H_2O}$ по определению соответствуют значению 0. Воздух соответствует KT-число, равное 1000 HU, так как с хорошим приближением $\mu_T = \mu_{\text{воздуха}} = 0$. Поскольку KT- числа воды и воздуха не зависят от энергии рентгеновских лучей, они являются постоянными шкалы Хаунсфилда.

Легочная и жировая ткани обладают отрицательными значениями KT-чисел из-за низкой плотности и малого коэффициента ослабления. Большинство структур тела характеризуются положительными KT-числами из-за более высокой физической плотности мышечной, соединительной и большинства других мягких тканей, слагающих эти органы. Кости характеризуются высокими коэффициентом ослабления и KT-числами до 2000HU в силу большей плотности и значительного содержания кальция, атомной номер которого выше, чем у большинства элементов тканей тела. KT-числа костной ткани и контрастных веществ сильнее зависят от энергии рентгеновских лучей, чем KT-число воды, и увеличиваются при снижении напряжения рентгеновской трубки, что в принципе соответствует поведению контрастности обычных рентгенограмм.

Таблица 1a Шкала плотностей всех типов тканей

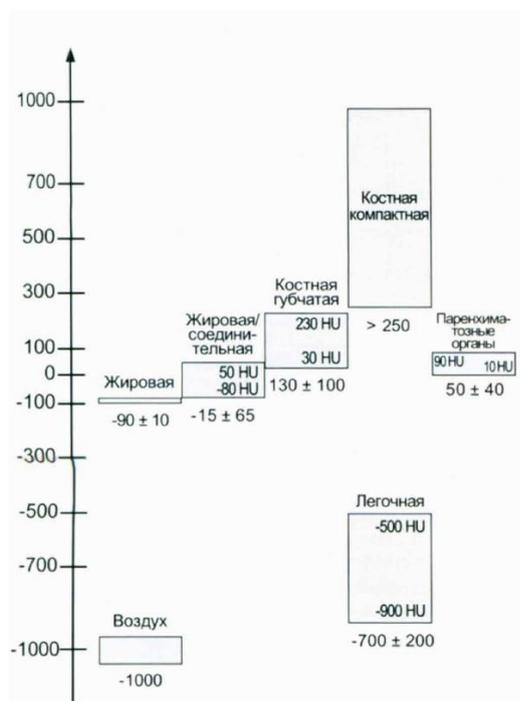


Таблица 1b Шкала плотностей паренхиматозных органов и жидких сред

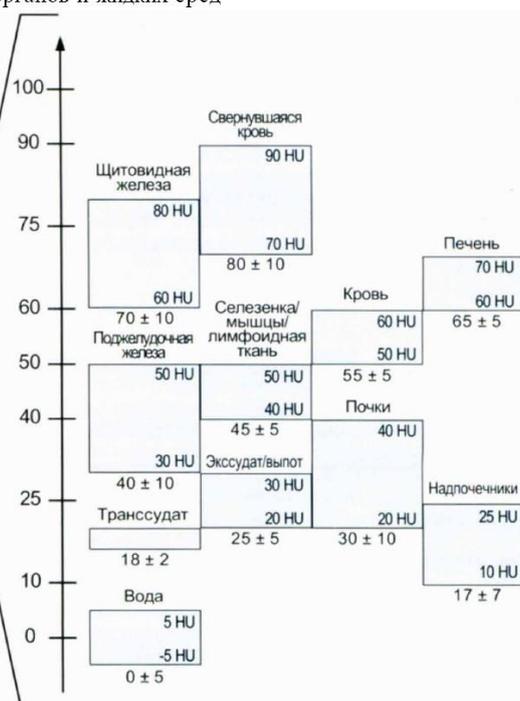


Рисунок 6. Шкала Хаунсфилда. Единицы плотности (КТ-чисел)

характеризуют линейный коэффициент ослабления ткани относительно μ воды. Рассчитанные, таким образом, что значения плотности для различных тканей являются постоянными и практически не зависят от спектрального состава рентгеновского излучения.

Шкала Хаунсфилда не имеет верхнего предела. В медицинских томографах обычно используют диапазон от -1024 до + 3071 HU.

Индексами Хаунсфилда очень удобно пользоваться при реконструкции изображений с использованием расширенной шкалы, которая применяется во многих областях, например, медицине при визуализации и анализе структуры и плотности человеческой ткани и органов.

Таким образом метод послойной диагностики организма, основанный на рентгеновском излучении, является одним из лучших методов диагностики. Данный метод, как и все методы диагностики имеют неточности, а именно мы знаем, что рентгеновская плотность представляет усредненное значение поглощения тканью излучения, таким образом при оценки сложной анатомической структуры измерения ее рентгеновской плотности не всегда

дает возможность с точностью утверждать, какая ткань визуализируется.

Создание тканеэквивалентных фантомов или тест объектов, которые мы планируем сделать в работе, на 3-D принтере дает возможность улучшить метод послойной диагностики, так как срок создания фантомов будет уменьшен и индивидуален для каждого пациента.

1.8 3D принтер и технология послойного направления

Технологии 3D печати входят в нашу жизнь, открывая новые возможности в самых разных областях деятельности. 3D печать позволяет создать трехмерную модель какого-то изделия на компьютере и за считанное время получить нужный нам продукт. Преимущества использования современных 3D принтеров очевидны: снижение себестоимости изготовления продукции и сокращения сроков ее появления на рынке, моделирование элементов любой формы и сложности, быстрота и высокая точность изготовления, возможность использования разных материалов. В ближайшие годы снижение стоимости 3D принтеров должно открыть новые перспективы для реализации трехмерной печати.

Использование 3D принтеров в медицине имеет особое значение так как долгое время промышленность справлялась с изготовлением разных изделий и без 3D-принтеров, то технологий, способных эффективно заменить биомедицинскую 3D-печать, просто не существует.

Достоинства технологий 3D печати:

1. Технологии 3D печати являются аддитивным производством имеется в виду создание объектов послойно. 3D-принтеры выращивают объект с нуля, добавляя к нему мелкие порции материала, формирующие слои, поэтому этот процесс и называется аддитивным.
2. Процесс печати производит гораздо меньше отходов, чем традиционные производства

3. Технологии 3D печати занимает минимальное время изготовления объекта.

4. Технологии 3D печати создают сложные небольшие объекты быстрее чем за час и результат впечатляющий: прочные, крепкие, очень лёгкие (весят всего по несколько грамм).

5. Технологии 3D печати имеют небольшие габариты, получается его можно разместить где угодно.

6. 3D печать достаточно дешевая. Цена материал, из которого мы может построить объект, например, PLA-пластик 210 рублей за килограмм из него же можно создать несколько объектов.

Недостатки технологий 3D печати:

1. Единственным ограничением является размеры печатаемого объекта (обычно 20x20x20см). Тем не менее, большой 3D объект может быть собран из нескольких маленьких пластиковых деталей.

Объекты, которые были разработаны нами, будут участвовать в создания искусственных органов и тканей тела с помощью технологий 3D печати.

2. РАЗРАБОТКА СПОСОБА ИЗГОТОВЛЕНИЯ МАТЕРИАЛОВ

2.1 Описание материалов: PLA-пластик и металлические порошки

В работе были использованы следующие материалы: PLA-пластик, металлические порошки: медный, вольфрамовый, свинцовый, цинковый. PLA-пластик обладает рядом положительных преимуществ по сравнению с другими пластиками, например ABS, во-первых, является экологичным продуктом, во-вторых, менее токсичным, в третьих, имеет высокую совместимость с другими материалами, в четвертых, легкодоступный так как PLA- пластик это полиэфир на основе молочной кислоты.

Таблица 3 Основные свойства PLA- пластика.

Материал	Свойства		
	Физические свойства / Плотность	Термические свойства / Температура плавления	Размер гранул
PLA- пластик	1,05 г/см ³	178°С	1,5-2 мм

Таблица 4 Основные свойства металлических порошков.

Материал	Свойства		
	Физические свойства / Плотность	Термические свойства / Температура плавления	Размер порошка
Медный порошок	8,94 г/см ³	1083°С	10-20 мкм
Цинковый порошок	7,13 г/см ³	420°С	10-20 мкм
Вольфрамовый порошок	19 г/см ³	3422°С	10-20 мкм
Свинцовый порошок	11,3 г/см ³	328°С	10-20 мкм

Таким образом, в работе использовались применялись металлические порошки из свинца, вольфрама, меди, цинка и PLA-пластика.

2.2 Методы изготовления примесей

Для получения нужного объекта нам нужны были следующие материалы: PLA-пластик, металлические порошки: медный, вольфрамовый, свинцовый, цинковый.

Использовались следующие методы по получению примесей из пластика и металлических порошков:

- 1.Создания филамента при помощи экструдера VFExtruder 1.4;
2. Получение модифицированных материалов при помощи нагрева пластика в муфельной печи с последующим добавлением в него металлического порошка;
- 3.Получение модифицированных материалов при помощи равномерного нагрева на Brabender Plastograph ES Plus и постоянного перемешивания пластика с последующим добавлением в него примеси;

2.3. Смешивание при помощи экструдера филамента

2.3.1. Экструдер VFExtruder 1.4

Технология заключается в смешение расплавов двух соединений - линейного полиамида и полиамида, который является полиамидом, включающим макромолекулярные цепочки звездообразной или Н-образной формы, содержащие одно или несколько ядер и, по крайней мере три полиамидных боковых звена или сегмента, связанных с ядром и полученных из мономеров аминокислот и/или лактамов. Полученную смесь расплава формуют в нити, волокна или филаменты и в случае необходимости вытягивают.

Нити, волокна и филаменты на основе полиамида получают формованием нити из расплава полиамида. Формование нити из расплава заключается в экструзии полиамида или композиции через фильеры и в охлаждении на выходе из фильера.

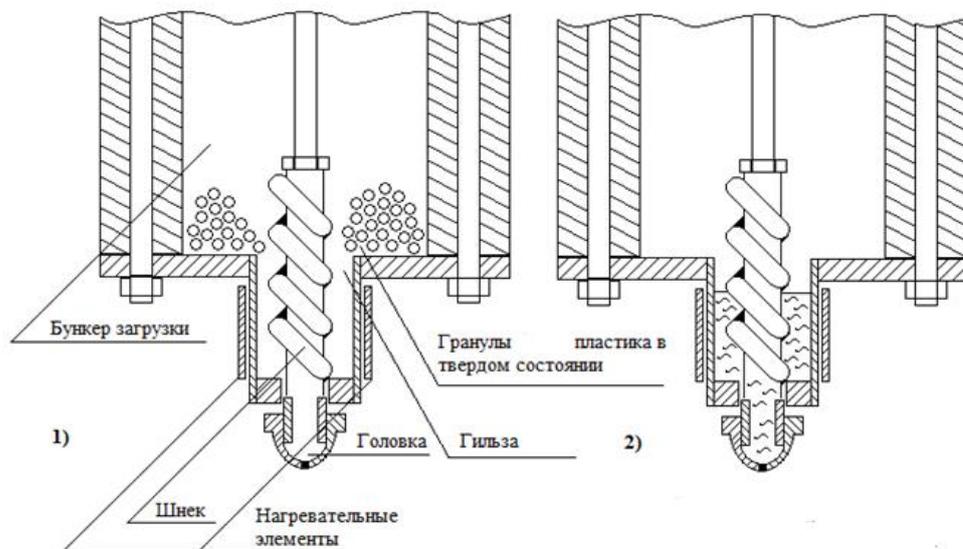


Рисунок 7. Устройство и принцип работы экструдера при изготовлении филамента из гранул пластика. 1 – Первая стадия изготовления филамента – засыпка гранул в бункер. 2 – Вторая стадия изготовления филамента – плавка пластика и выдавливание нити через головку.

При добавлении в бункер в качестве пробы - металлического порошка, связи с большой разностью в объеме между гранулами и дисперсным порошком, при плавке пластика, порошок осаждался в нём, уменьшая теплопроводность смеси, что приводило к повышению вязкости и засорению сопла головки. Поэтому для равномерного смешивания пластика с порошком необходимо, чтобы размер пластика и порошка были примерно соизмеримы.

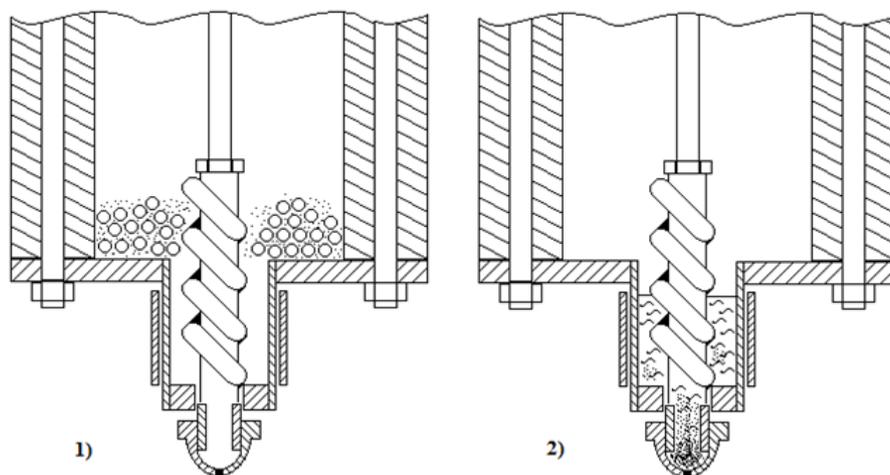


Рисунок 8. 1 – В бункер загрузки одновременно добавляем металлический порошок и гранулы PLA - пластика. 2 – Плавка пластика и осаждение металлического порошка в сопле, следовательно, его засорения.

2.3.2. Измельчение пластика до соизмеримых с порошком размеров

Для того, чтобы размеры пластика и порошка были соизмеримы, необходимо измельчить гранулы пластика до размера пудры. Для этого было необходимо преодолеть следующие параметры пластика:

- Модуль упругости пластика при изгибе: $1700 \div 3000 \text{ МПа}$
- Ударная вязкость пластика без надреза: $60 \frac{\text{кДж}}{\text{м}^2}$
- Прочность пластика при растяжении: $26 \div 47 \text{ МПа}$

В сравнении:

- Модуль упругости бетона при изгибе: 20 кПа
- Ударная вязкость без надреза стекла: $1.5 \frac{\text{кДж}}{\text{м}^2}$
- Прочность при растяжении бетона: 10 МПа

Применялись попытки измельчить следующими способами:

- Металлическим измельчителем режущей кромки
- Измельчение в дробилке для кирпича
- Измельчение вышеизложенными методами при охлаждении пластика

Измельчение пластика возможными методами до состояния дисперсного порошка не давало необходимого объема гранул, даже при охлаждении порошка. Поэтому в качестве решения проблемы засора сопла экструдера, было решено изготавливать материал для создания филамента нагревом пластика в муфельной печи и смешиванием с металлическим порошком для получения примерно равномерно смешанной смеси.

2.4 Нагрев пластика в муфельной печи с последующим добавлением металлического порошка

2.4.1 Муфельная печь ПМ-8

Муфельные печи серии ПМ предназначены для термической обработки металлов, керамики, реактивов и прочих материалов. Используются в лабораториях производств, в ювелирном и сувенирном производстве, в медицине и других областях.

В печах серии ПМ применен литой керамический муфель, обладающий высокой прочностью и твердостью поверхности. Это исключает осыпание внутренних стенок муфеля при возможных механических воздействиях на него. Благодаря высокой тепловой проводимости муфеля обеспечивается равномерный нагрев внутреннего объема печи.

Основным элементом печи является керамический муфель с намотанным по его наружной поверхности нагревательным элементом -

нихромовой проволоки. Поверх проволоки нанесен слой керамической обмазки. Муфель закреплён в металлическом корпусе цилиндрической формы, установленном на металлической подставке. Свободное пространство между корпусом и муфелем заполнено теплоизоляционным материалом. Муфель закрывается дверцей, футерованной керамикой. В дверце и задней стенке корпуса имеются отверстия, закрытые заслонками для визуального наблюдения и контроля температуры в муфеле.

На задней стенке подставки печи установлена, закрытая крышкой, фарфоровая колодка с контактными зажимами для подключения печи к питательной сети, а также винт заземления с шильдиком "земля".

Контроль температуры может осуществляться через отверстие в задней стенке корпуса при помощи термопары с показывающим температуру прибором или ртутным термометром 0-500°C.



Рисунок 9. Муфельная печь ПМ-8

Таблица 5. Технические и эксплуатационные характеристики "ПМ-8"

Технические данные	ПМ-8
Объём камеры, л	6,5
Габариты камеры (ШхВхГ), мм	190х120х300
Диапазон рабочей температуры, 0С	100 - 900
Номинальное U пит. перем. тока 50 Гц, В	220
Потребляемая Р в режиме разогрева, кВт	не более 2,4
Терморегулирование	Ручное
Время разогрева до 900 С, мин	(переключатель - 6 рабочих положений) 120
Габариты (ШхВхГ), мм	390х530х425
Масса, кг	28

2.4.2 Технология плавки на печи ПМ-8

Для перевода термопласта в вязко-текучее состояние необходимо нагреть его до такой температуры T_t , когда тепловые колебания молекулярных звеньев смогут преодолеть силы Ван-дер-Ваальса, тогда макромолекулы смогут перемешаться относительно друг друга.

При нагреве силы Ван-дер-Ваальса не исчезают, а начинают действовать между оказавшимися рядом звеньями соседних макромолекул, и снова разрываются тепловым движением этих звеньев, затрудняя свободное взаимное перемещение макромолекул. Поэтому агрегатное состояние расплавленного термопласта называется вязкой текучестью. С повышением температуры вязкость расплава снижается, увеличивается показатель текучести расплава (ПТР).

Нагрев термопласта до вязко-текучего состояния называют пластификацией. А сами термопласты за их способность к пластификации называют пластическими массами (пластмассами) или пластиками.

У различных термопластов силы Ван-дер-Ваальса, удерживающие макромолекулы относительно связанными друг с другом, могут быть более или менее сильными сравнительно с силами химических связей между звеньями одной макромолекулы. Поэтому имеется условное деление термопластов на группы:

- Первая группа – термопласты с низкой энергией вязкого течения, т.е. со сравнительно слабыми силами Ван-дер-Ваальса. У таких термопластов температура термического разрушения T_r намного (на 50 С и более) выше, чем температура вязкой текучести T_t .

Такие термопласты очень удобны с точки зрения формовки и сварки – их можно нагревать до вязко-текучего состояния без страха перегреть, а затем охлаждать практически без потери свойств материала.

Типичный пример – полиэтилен (ПЭ) или полипропилен (ПП).

- Вторая группа – термопласты с высокой энергией вязкого течения. У таких термопластов T_r ненамного (менее чем на 50 С) выше T_t . Такие термопласты также могут формоваться и свариваться нагревом, однако небольшой неосторожный перегрев ведет к термодеструкции.

Кроме того, из-за опасности перегрев такие термопласты не нагревают до очень текучего состояния, ПТР остаётся низким. Из-за высокой вязкости расплава затруднено перемешивания расплава, а сварка требует приложения сравнительно больших усилий прижима.

Типичный пример – поливинилхлорид (ПВХ).

- Третья группа – термопласты с энергией активации вязкого течения, превышающей энергию химических связей между молекулярными звеньями. При нагреве такие термопласты

начинают разрушаться раньше, чем достигнут вязко-текучего состояния. Формовка или сварка таких термопластов обычными методами невозможна.

Типичный пример – политетрафторэтилен (ПТФЭ, или фторопласт – 4).

Показатель текучести расплава (ПТР) – используют для численного описания вязкой текучести пластифицированного термопласта. Он показывает скорость течения расплавленного термопласта через капилляр определенного размера при определенной температуре и определенном давлении. Выражается в граммах полимера, выдавливаемого через капилляр в течении стандартного времени.

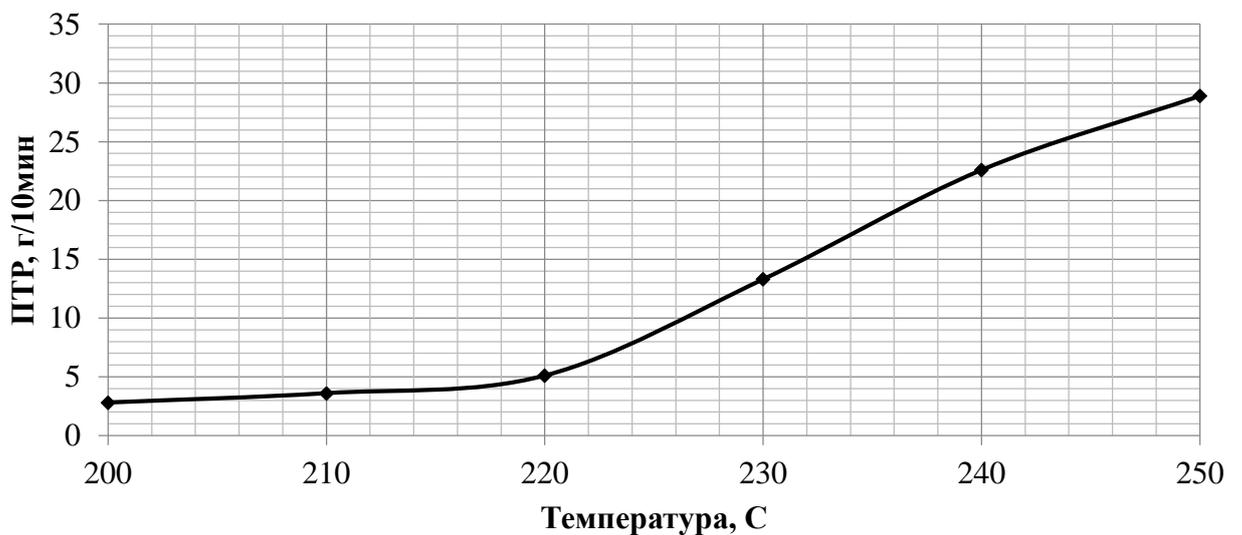


График 1. Зависимость ПТР пластика от температуры.

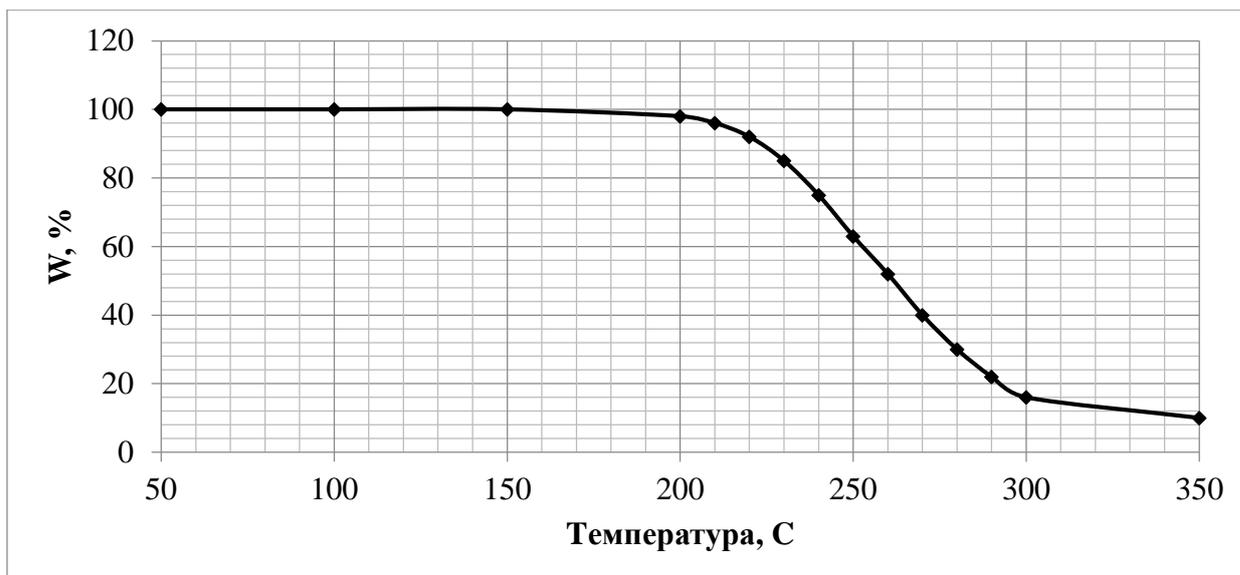


График 2. Термогравиметрический анализ PLA– пластика. Изменение массы образца в зависимости от температуры.

Таблица 6. Коэффициенты теплового линейного расширения

Материал	$10^{-6} \frac{м}{мК}$
ABS - пластик	73.8
Бетон	14.5
Кирпич	5.5

Для того, чтобы получить равномерную смесь при плавке пластика, с добавлением в него металлического порошка, необходимо увеличить его текучесть и поддерживать её на заданном уровне. Повышение ПТР происходит примерно при $\approx 220^{\circ}\text{C}$. При данной температуре наблюдается незначительное термическое разрушение пластика $\approx 10\%$ от общей массы. Но т.к. в ПМ-8 минимальная температура в 1-ом режиме 460°C , поддержание температуры на уровне $\approx 220^{\circ}\text{C}$ осуществлялось механически путём включением и отключением печи, следовательно, имело место повышение температуры. Из рисунка видно, что незначительно превышение температуры приводит к большому процентному разрушению пластика, термодеструкции и

значительному разрушению пластика, что делает его непригодным для дальнейшей обработки.

Это объясняется тем, что кинетическая энергия молекулярных звеньев превысит энергию химической связи между звеньями в макромолекуле, макромолекула начала дробиться на части и в пределе разрушилась до исходного мономера. Разрушение полимера до исходных мономеров происходит не мгновенно, процесс термодеструкции – длительный, его скорость зависит от того, насколько температура материала превысила температуру разложения T_r , в данном случае более, чем на 150°C .

Решением проблемы стало использование данного метода с поддержанием температуры на заданном значении при помощи пластографа.

2.5 Равномерный нагрев пластика с последующим добавлением металлического порошка

2.5.1 Устройство Brabender Plastograph EC Plus

Пластограф служит для тестирования термопластов, реактопластов, эластомеров, керамических формовочных материалов, наполнителей, пигментов, и многих других пластичных и пластифицируемых материалов, в условиях, ориентированных на практическое применение, рентабельность, надежность с малыми затратами времени и материалов.



Рисунок 10 Brabender Plastograph EC Plus

Таблица.7. Технические характеристики Brabender Plastograph EC Plus.

Мощность	3,8 кВт
Диапазон измерения	200 Нм
Скоростной диапазон	0,2 — 150 мин ⁽⁻¹⁾
Отклонение скорости	0,2% через цифровую ОС
Температурный режим	6, контролируемых зон нагрева температуры
Габариты (ШхВхГ)	650мм x 480 мм x 1150 мм

В результате контроля температуры позволил получить равномерную смесь при плавке пластика, с добавлением в него металлического порошка. При данной температуре $\approx 220^{\circ}\text{C}$, значение термического разрушения незначительно. Данные образцы были получены в двух формах (Рисунок 11 и 12): пластины, для измерения их рентгеновских плотностей (индексов Хаунсфилда), и в качестве готового сырья в виде гранул для изготовления филамента, непосредственно для 3D-печати.



Рисунок 11. Полученные объекты

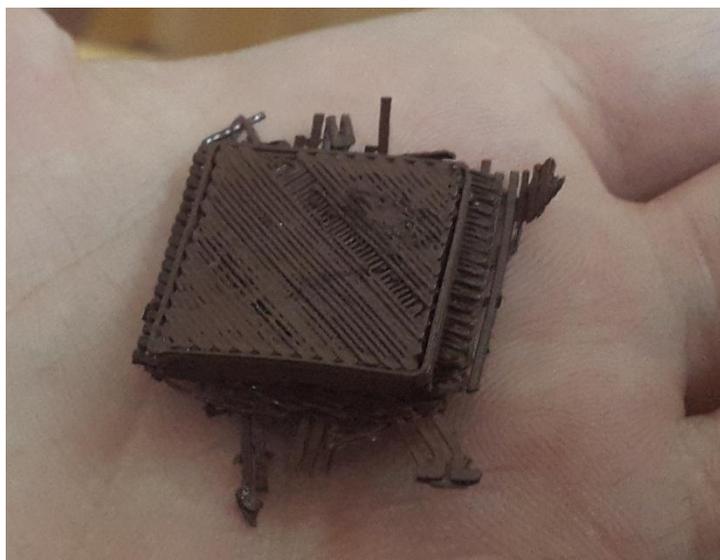


Рисунок 12. Полученный объект на 3 D-принтере

В работы были получены объекты только из медного и цинкового порошка. В следующих пропорциях (Рисунок 11):

- 20%-меди и 80%-пластика
- 40%-меди и 60%-пластика
- 60%-меди и 40%-пластика
- 70%-меди и 30%-пластика
- 20%-цинк и 80%-пластика

3.3 Определение индексов Хаунсфилда томографическим методом и сравнение их с человеческими органами и тканями.

Объектом исследования является материал с заданными индексами Хаунсфилда пригодный для использования в медицинских целях. На медицинском томографе были получены следующие снимки материалов (Рисунок 15).

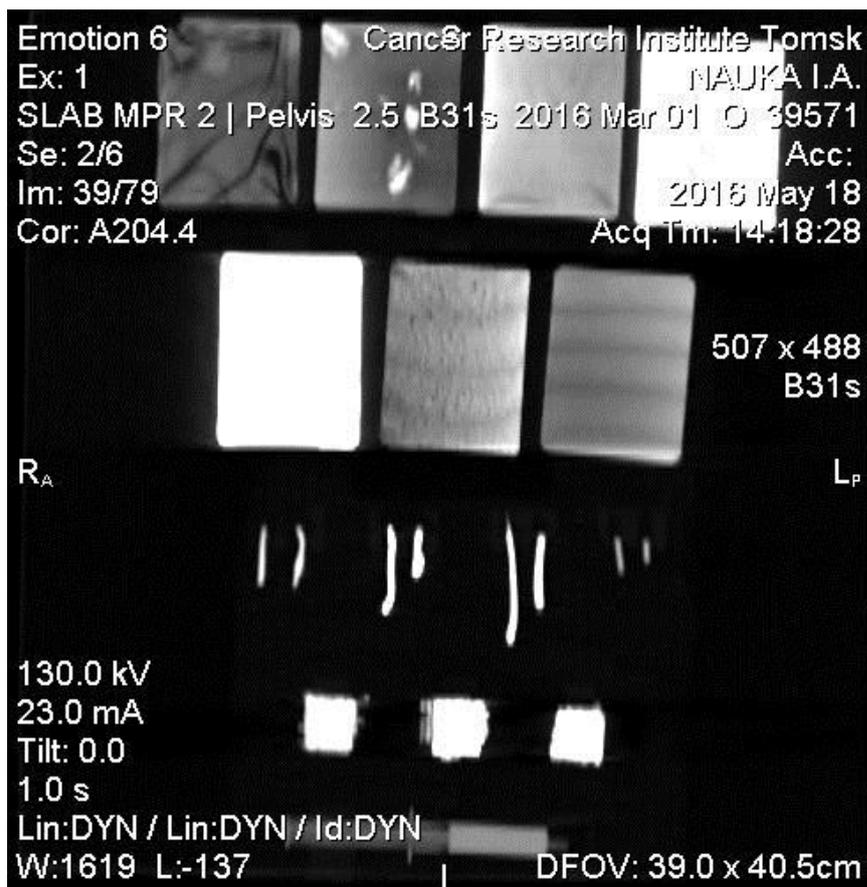


Рисунок 15. Снимок объектов.

В результате этих измерений были получены значения индексов Хаунсфилда исследуемых образцов, представленных в таблице 9.

Для оценки значений индексов Хаунсфилда материалов, полученных в рамках этой работы, в таблице 10 приведены значения индексов Хаунсфилда для некоторых человеческих тканей и органов.

Таблица 9. Полученные индексы Хаунсфилда на медицинском томографе.

Материал	Индексы Хаунсфилда
С примесью Cu 10% и PLA-пластик 90 %	-600 HU
С примесью Cu 20% и PLA-пластик 80 %	-400 HU
С примесью Cu 40% и PLA-пластик 60 %	200 HU
С примесью Cu 60% и PLA-пластик 40 %	500 HU
С примесью Cu 70% и PLA-пластик 30 %	1500 HU
С примесью Zn 10% и PLA-пластик 90 %	-500 HU

Таблица 10. Основные величины шкалы Хаунсфилда

Наименование тканей и органов человека	Индексы Хаунсфилда
Воздух	-1000 HU
Жировая соединительная ткань/жир/легкие	-900 до 50 HU
Вода	0 HU
Почки/поджелудочная железа /селезенка/ мышцы/ печень/свернувшаяся кровь	20 от 90 HU
Губчатая кость /компактивная кость	30 до 2000 HU

ВЫВОД

Таким образом, в рамках данной работы был получен способ изготовления смеси из пластиковой основы с металлическими примесями в разной концентрации. Смеси пластика со свинцовым и вольфрамовым порошками получить не удалось, так как данные металлы слишком активны и разрушают силы Ван-дер-Ваальса, связывающие структуру PLA-пластика. Та же ситуация возникала с цинковым порошком при массовой доле цинка 20 и более процентов. Таким образом, подходящей примесью для PLA –пластика среди выбранных материалов оказался медный порошок.

После получения смесей пластика с медным порошком в разных концентрациях, полученные материалы были исследованы весовым и томографическим методом, и получена зависимость значений индексов Хаунсфилда от концентрации примесей в меди. Полученные экспериментально данные в рамках погрешности измерения совпали с расчетными.

СПИСОК ИСПОЛЬЗУЕМЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Ссылка на электронный ресурс: <http://www.doza.ru/>
2. Ссылка на электронный ресурс: <http://3dwiki.ru/>
3. Ссылка на электронный ресурс: <http://www.sibmetaltorg.ru/>
4. В. Календер, Компьютерная томография, Техносфера, 2006, 343 с.
5. Климанов В.А. Радиобиологическое и дозиметрическое планирование лучевой и радионуклидной терапии: учеб. пособие для студентов высших учебных заведений / В.А. Климанов.- М. : НИЯУ МИФИ, 2011. 604 с.
6. Федеральный закон «Об основах охраны труда» от 17.07.1999 г. №181-ФЗ
7. СанПин 2.2.2/2.4.1340-03. Санитарно-эпидемиологические правила и нормативы «Гигиенические требования к ПЭВМ и организации работы».
8. ППБ 01-03. Правила пожарной безопасности в Российской Федерации.
9. ГОСТ 12.1.038-82 ССБТ. Электробезопасность.
10. Пожаро- и взрывобезопасность промышленных объектов. ГОСТ Р12.1.004-85 ССБТ Пожарная безопасность
11. Инструкция по охране труда при проведении радиомонтажных и настроечных работ на кафедре Прикладной физики (ПФ)
12. ГОСТ 12.1.007-76 ССБТ. Вредные вещества. Классификация и общие требования безопасности.
13. «Общие положения обеспечения безопасности радиационных источников» (НП-038-11), утверждены приказом Федеральной службы по экологическому, технологическому и атомному надзору от 05.03.2011 г № 104.
14. Нормы радиационной безопасности (НРБ-99/2009). СП 2.6.1.2523-09.