

## Определения

В данной работе применены следующие термины с соответствующими определениями:

**компьютерная томография (КТ):** метод послойной диагностики организма, основанный на рентгеновском излучении.

**муфельная печь (ПМ-8):** устройство предназначенное для термической обработки металлов, керамики, реактивов и прочих материалов.

**показатель текучести расплава (ПТР):** показатель скорости течения расплавленного термопласта через капилляр стандартных размеров при заданных температуре и давлении.

**термогравиметрический анализ (ТГ):** метод термического анализа, при котором регистрируется изменение массы образца в зависимости от температуры.

**FDM – принтер:** 3D-принтер с технологией послойного наплавления.

**Экструдер:** мобильная экструзионная установка, которая позволяет получать филамент стабильного диаметра из ABS, PLA пластиков, а также создавать прутки из собственных композитных материалов.

**Филамент:** пластиковая нить, используемая в качестве сырья для 3D-принтера, получается путём плавки гранул пластика и выдавливанием в нить при помощи экструдера.

## **Оглавление**

Определения .....	11
Введение.....	13
Глава 1. Обзор литературы.....	16
1.1. Медицинские фантомы .....	16
1.2. КТ – индексы. Индексы Хаунсфилда .....	18
1.2.1. Построение графического среза при КТ .....	19
1.2.2. Уровни плотности различных типов тканей .....	20
1.3. 3D - печать, технология наслойного наплавления .....	23
Глава 2. Поиск способа изготовления модифицированных материалов для создания филамента для 3D-печати и печать образцов. ....	27
2.1. Обзор материалов .....	27
2.1.1. Металлические порошки .....	27
2.1.2. PLA-пластик.....	27
2.2. Расчёт плотностей модифицированных материалов .....	28
2.3. Смешивание филамента при помощи экструдера прутка .....	30
2.4. Измельчение пластика до соизмеримых с порошком размеров .....	31
2.5. Нагрев пластика в муфельной печи с последующим добавлением металлического порошка.....	33
2.6. Равномерный нагрев пластика с последующим добавлением металлического порошка.....	38
2.7. Обзор 3D-принтера и печать образцов из модифицированных материалов .....	40
2.8. Исследование свойств образцов и материалов на томографе.....	41
Заключение и вывод.....	43
Используемые источники.....	44

## Введение

Современную жизнь невозможно представить без ядерных технологий, которые плотно вошли во все индустриальные и сельскохозяйственные отрасли. Применение ядерных технологий стоит на первом месте в важнейших научных вопросах исследования вселенной. Создание атомного флота позволило изучать геологически–труднодоступные места. Но именно медицина – главный оплот применения ядерных технологий. С их помощью появилась возможность применять совершенно новые методы диагностики для лечения большого ряда заболеваний, что привело к созданию нового направления – ядерной медицины. Ядерная медицина использует более 50% годового производства радионуклидов – ядер, распадающихся с испусканием ионизирующего излучения, во всем мире.

Радиоактивные соединения, радионуклидная диагностика, радионуклидная и лучевая терапия, радиоизотопные методы диагностики:

- Однофотонная эмиссионная компьютерная томография,
- Позитронно – эмиссионная томография,
- Томографические методы, не использующие радионуклиды,
- Магнитно – резонансная терапия,
- Компьютерная томография.

А также использование ускорителей заряженных частиц для производства изотопов и проведения лучевой терапии – непосредственное использование ядерных технологий в медицине.

Для проведения безопасных испытаний, калибровки излучений, моделирования поведения излучения в веществе, чтобы не причинять вред здоровью, используют медицинские дозиметрические фантомы - это модели тела человека или животных, предназначенные для измерения поглощенных доз ионизирующего излучения.

Фантомы изготавливают из тканеэквивалентных материалов, которые по своим физико-химическим свойствам близки к имитируемой биологической ткани. Дозиметрические фантомы могут изготавливаться в форме имитируемого тела с отдельным моделированием внутренних органов. Но структуру внутренних органов возможно имитировать лишь с приближённой точностью, т.к. невозможно повторить строение костных

тканей с учётом их толщин и плотностей. Так, для имитации костной ткани используется натуральный скелет, а легочная ткань моделируется из желатиновыми капсулами. В изготовленных данной технологией фантомах размещают, дозиметры, фотоплёнки или химические дозиметры и облучают их. Результаты облучения позволяют судить о распределении глубинных доз в облученном объекте и, к примеру, обеспечивают формирование терапии.

Моделирование анатомии человека – это одна, из наиболее быстро развивающихся областей ядерной медицины. При решении задач лучевой (и радио-нуклидной) диагностики и терапии необходима качественная дозиметрическая поддержка, но она испытывает трудности, в связи со следующими причинами:

- Большое число способов облучения;
- Применение смешанного излучения;
- Тело человека состоит из трёхмерных гетерогенных тканей и органов различной формы и плотности, что приводит к сложной структуре формирования необходимых доз, терапевтических, либо в органах и тканях;
- Высокие затраты на создание медицинских дозиметрических фантомов.

## **Актуальность**

Существующие медицинские дозиметрические фантомы обладают низкой точностью воспроизведения органов и костных тканей, и высокой стоимостью. Так, к примеру, для модуляции лёгочной ткани применяют желатиновые капсулы или пористую резину, а из смеси парафина и кремнезема изготавливают паренхиматозные органы. Однородность материалов и малое разрешение не позволяют воссоздавать структуру с высокой точностью. Поэтому есть необходимость в разработке нового метода создания фантомов для более точной имитации органов, костных и биологических тканей из материалов с заданными индексами Хаунсфилда.

Данным методом может стать создание дозиметрических фантомов на 3D-принтере, материалы для которого изготавливаются из модифицированного пластика с заданными индексами Хаунсфилда, которые, в свою очередь, контролируются за счет добавления специальных примесей – металлических порошков.

## **Цель работы**

Поиск способа изготовления из термопластичных материалов с заданными индексами Хаунсфилда филаментов, пригодных для работы с 3D-принтерами, и изготовления с их помощью образцов, а также исследование свойств полученных образцов.

## **Задачи**

Для достижения поставленной цели в рамках учебно-исследовательской работы необходимо выполнить следующие задачи:

- Разработать метод получения модифицированных материалов с заданными индексами Хаунсфилда;
- Разработать метод получения филамента для 3D-печати из модифицированных материалов;
- Получить тестовые образцы на 3D-принтере;
- Провести исследование свойств образцов на томографе;
- Сравнить полученные результаты с аналитическими, сделать выводы.

## Глава 1. Обзор литературы

### 1.1. Медицинские фантомы

Дозиметрические фантомы моделируют тело человека, либо животных. Фантомы предназначены для измерения поглощенных доз ионизирующего излучения. В состав дозиметрических фантомов входят тканеэквивалентные материалы, близкие к биологической ткани по плотности, эффективному атомному номеру. Форма дозиметрических фантомов может быть от простых геометрических фигур из одного, или смеси(нескольких), тканеподобных веществ, так и в форме имитируемого объекта(частей тела), с отдельным моделированием внутренних органов. К примеру для имитации костных тканей применяют натуральный скелет, для модуляции лёгочной ткани применяют желатиновые капсулы или пористую резину, из смеси парафина и кремнезема изготавливают паренхиматозные органы. Для получения результатов облучения в изготовленные таким образом дозиметрические фантомы помещают фотопленки, датчики, ионизационные дозиметры, или химические дозиметры и подвергают их облучению. Полученные данные позволяют судить о распределении глубинных доз в облученном объекте для составления, к примеру, дозиметрических таблиц для использования в лучевой терапии.

Для процедур клинической дозиметрии за стандартную среду фантома принято считать водную среду. Однако не всегда технически возможно провести измерения в водном фантоме или нужно знать поглощённую дозу в материале, который по плотности и атомному составу отличен от воды (например, костная ткань).

В этом случае поверхностная доза в исследуемой среде будет определяться следующим образом:

$$D_{med,d=0} = C_W^{med} \cdot D_{W,d=0}, \quad (1)$$

Где  $C_W^{med}$  - поправочный коэффициент, который переводит дозу в воде в дозу в среде и на- оборот и который определяется следующим выражением:

$$C_W^{med} = \frac{B_{med}}{B_\omega} \left[ \left( \frac{\mu_{en}^{med}}{\rho_\omega} \right)_\omega^{med} \right]_{air}, \quad (2)$$

Где  $\left[ \left( \frac{\mu_{en}^{med}}{\rho_\omega} \right)_\omega^{med} \right]$  - отношение массовых коэффициентов поглощения энергии в среде к массовым коэффициентам поглощений энергии в воде,

усреднённых по спектру первичных фотонов в воздухе;  $\frac{B_{med}}{B_\omega}$  - отношение поправочного коэффициента обратного рассеяния в среде к поправочному коэффициенту обратного рассеяния в воде.

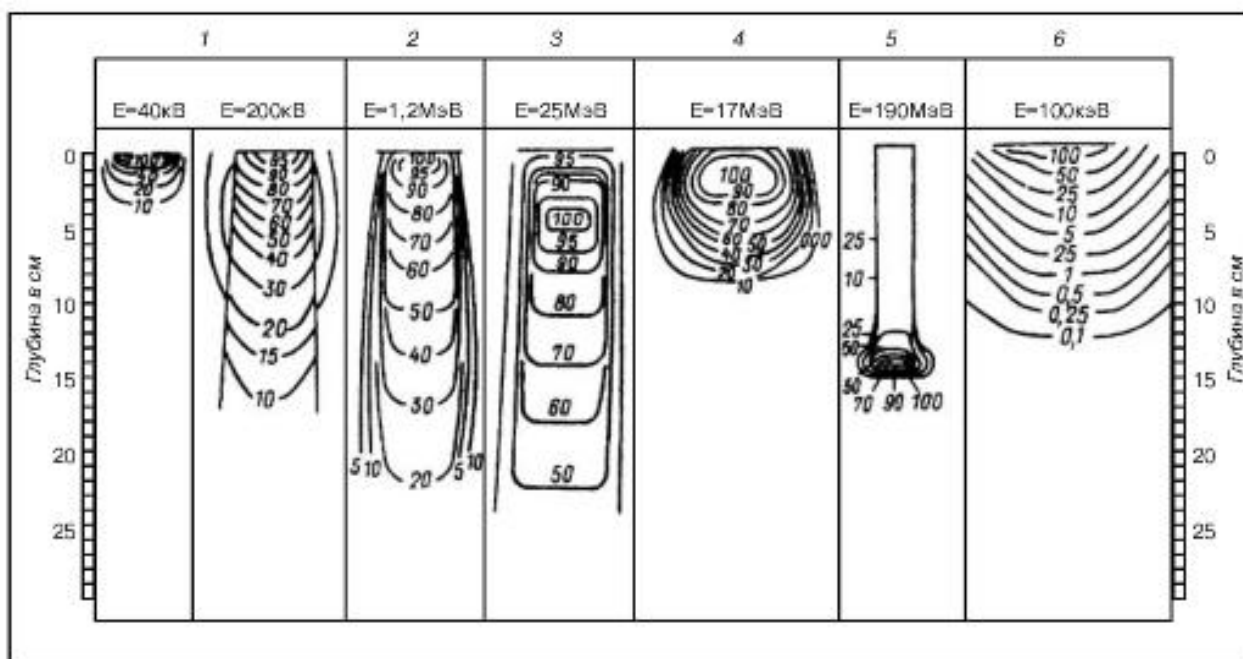


Рисунок 1. Распределение энергии разных видов излучения в тканеэквивалентном фантоме: 1 - рентгенотерапия 40 кВ и 200 кВ; 2 - при гамма-терапии 1,25 МэВ; 3 - при тормозном излучении 25 МэВ; 4 - при облучении быстрыми электронами 17 МэВ; 5 - при облучении протонами 190 МэВ; 6 - при облучении медленными нейтронами 100 кэВ

## 1.2. КТ – индексы. Индексы Хаунсфилда

Компьютерная томография - метод неразрушающего послойного исследования внутренней структуры объекта, был предложен в 1972 году Годфри Хаунсфилдом и Алланом Кормаком, удостоенными за эту разработку Нобелевской премии. Метод основан на измерении и сложной компьютерной обработке разности ослабления рентгеновского излучения различными по плотности тканями.

Идея была первоначально разработана для отображения мозга. Известно, что динамический диапазон плотностей в мозге составляет всего несколько процентов. Кроме того, кости черепа настолько плотные, что поглощают большинство рентгеновских лучей. Визуализация мозга обычной радиографией затруднена, даже когда контрастность усиливается инъекцией контрастных веществ или воздуха. КТ основана на решении системы уравнений с вовлечённых тысяч коэффициентов затухания, для каждого элемента по множеству направлений (проекцией).

После того как компьютер КТ-сканера определит относительный коэффициент линейного поглощения каждого вокселя, эти значения преобразуются в специальную цифровую шкалу, в КТ-числа, которые позволяют присвоить вычисленным значениям плотности оттенок серого цвета, который будет затем показан на дисплее. Эти КТ-числа называют единицами Хаунсфилда в честь Г.Н. Хаунсфилда, английского ученого, который в 1970 г. получил первое КТ-изображение головы,

Индексы Хаунсфилда используются для количественной, визуальной оценки плотности структур организма, и называются **шкалой Хаунсфилда** (шкала денситометрических показателей, HU), которая представляет собой шкалу ослабления рентгеновского излучения по отношению к дистиллированной воде.



Для вещества X с линейным коэффициентом ослабления  $\mu_x$  величина NU рассчитывается по формуле:

$$\frac{\mu_x - \mu_{water}}{\mu_{water} - \mu_{air}} \times 1000, \quad (3)$$

где  $\mu$  воздуха,  $\mu$  воды - линейные коэффициенты ослабления для воздуха и воды при стандартных условиях.

Одна единица шкалы Хаунсфилда соответствует 0,1 % разницы ослабления излучения между водой и воздухом, или примерно 0,1 % коэффициента ослабления воды, т.к. коэффициент ослабления воздуха практически равен 0.

Если структуры по плотности выходят за нижнюю границу окна, они отображаются черным цветом, при выходе за верхнюю – белым. При исследовании однородных по плотности областей используют узкое окно, если структуры существенно отличаются по плотности, пользуются широкими окнами. Ширина окна отражает диапазон оттенков серого, уровень окна (центр окна) – центр шкалы оттенков серого.

### 1.2.1. Построение графического среза при КТ

После сканирования объекта и компьютерной обработки сигнала реконструируется графическое изображение среза (графическая матрица). При этом **каждой ячейке матрицы соответствует рассчитываемый компьютером коэффициент абсорбции (КА)** тканей, он же коэффициент ослабления, выражаемый в единицах Хаунсфилда (ед. Н, или Hounsfield Units, или NU). КА по смыслу аналогичен степени почернения рентгенограммы. Кость поглощает рентгеновские лучи сильнее других тканей и имеет наибольший КА (+800+3000 ед. Н). При этом, чем больше КА ткани, тем сильнее она поглощает излучение, тем меньше фотонов излучения

доходит до детектора томографа и тем более белой она выглядит на КТ: кость самая белая, воздух самый черный. Т.о. различие нормальных и патологических образований на КТ производится по градациям перехода от черного к белому цвету (градациям серого цвета).

**КА является основной характеристикой КТ-изображения по плотности** и в современных КТ колеблется от -1000 до +3000 ед. Н.

### 1.2.2. Уровни плотности различных типов тканей

Современные аппараты способны охватить 4096 оттенков серой шкалы, которыми представлены различные уровни плотности в единицах Хаунсфилда (НУ). Плотность воды произвольно была принята за 0 НУ, а воздуха за — 1000 НУ (Рисунок 2). Экран монитора может отображать максимум 256 оттенков серого. Однако человеческий глаз способен различить только около 20. Поскольку спектр плотностей тканей человека простирается шире, чем эти довольно узкие рамки (Рисунок 3), можно выбрать и отрегулировать окно изображения таким образом, чтобы были видны только ткани требуемого диапазона плотности.



Рисунок 2. Шкала плотностей всех типов тканей.

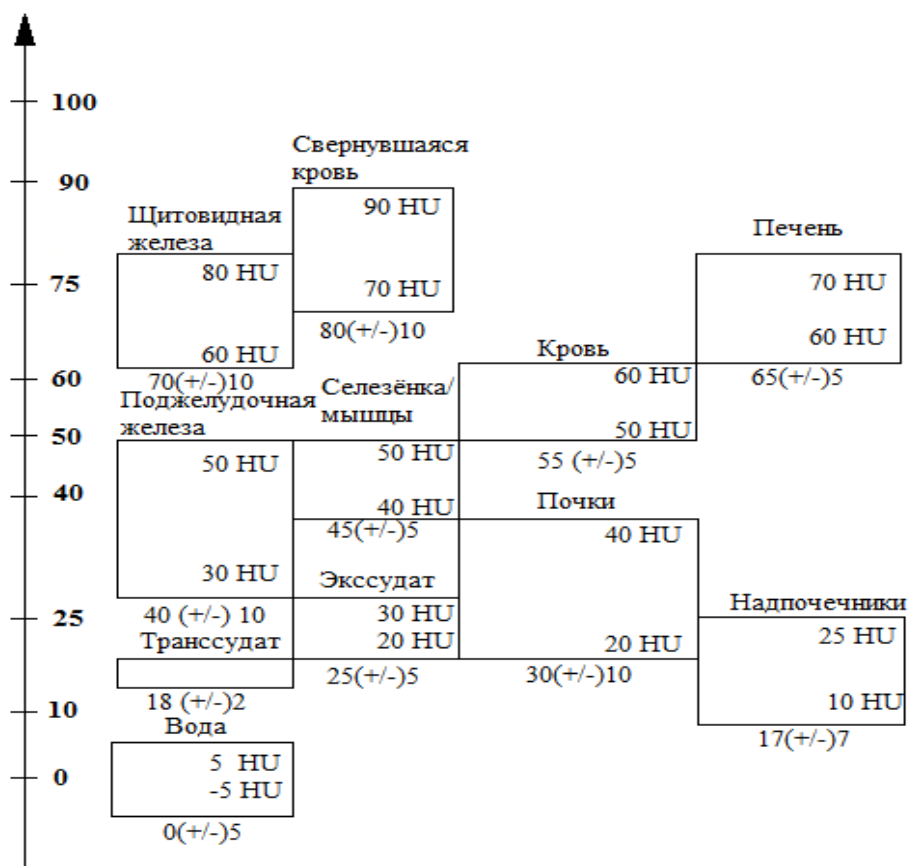


Рисунок 3. Шкала плотностей паренхиматозных органов и жидких сред.

### Дозиметрические параметры при КТ

CTDI (Computed Tomography Dose Index, компьютерно-томографический индекс дозы) – это интеграл профиля дозы за один оборот рентгеновской трубки, нормализованный к ширине рентгеновского луча. Служит мерой поглощенной дозы облучения. Единица измерения – мГр. Является непосредственно измеряемым дозиметрическим параметром. Величина CTDI определяется техническими особенностями сканера и параметрами протокола КТ-исследования. Согласно инструкции по применению «Протокол контроля качества работы рентгеновских компьютерных томографов» CTDI подлежит измерению один раз в год с занесением полученных значений в протокол ежегодного обследования КТ-сканера.

DLP (Dose Length Product, произведение дозы на длину) – поглощенная доза за все КТ-исследование с учетом протяженности области сканирования и количества повторных сканирований (например, исследование до и после внутривенного введения контрастного препарата, исследование у одного пациента нескольких областей, например головного мозга и грудной полости). Единица измерения – мГрхсм. Является расчетным значением от CTDI.

Оба параметра (CTDI и DLP) используются в Европейском союзе для установления диагностических контрольных уровней (diagnostic reference levels) доз облучения для основных видов КТ-исследований. Например, в соответствии с «Европейским руководством по критериям качества для компьютерной томографии» при КТ грудной полости CTDI<sub>w</sub> составляет 30 мГр, DLP - 650 мГр\*см. Систематическое превышение диагностических контрольных уровней требует принятия мер по снижению доз облучения пациентов (пересмотр параметров протокола сканирования, углубленные тесты контроля качества, техническое обслуживание сканера).

E – эффективная доза. Служит мерой биологического риска облучения при КТ-исследовании и позволяет прямое сравнение с эффективной дозой при других видах рентгенодиагностических исследований. Единица измерения – мЗв. Рассчитывается из DLP с использованием коэффициентов пересчета.

### 1.3. 3D - печать, технология наслоного наплавления

3D-печать – это процесс создания твёрдых трехмерных объектов любой формы из цифровой компьютерной модели. 3D-печать достигается по средством аддитивных процессов, во время которых каждый слой материала кладётся в разной форме. Это отличает её от традиционных техник металлической обработки, большинство которых основано на удалении материала путем его обрезания или сверления(субтрактивные процессы). Объекты произведенные аддитивно могут быть использованы на любой стадии жизненного цикла продукции, от создания предварительных образцов (например, в быстром прототипировании), в добавок к механической обработке и постпроизводственной доработке.

*Моделирование методом послойного наплавления (англ. Fused deposition modeling (FDM))* – технология аддитивного производства, широко используемая при создании трехмерных моделей, при прототипировании и в промышленном производстве. Технология FDM подразумевает создание трехмерных объектов за счет нанесения последовательных слоев материала, повторяющих контуры цифровой модели. Как правило, в качестве материалов для печати выступают термопластики, поставляемые в виде катушек нитей или прутков. Технология FDM была разработана С. Скоттом Трампом в конце 1980-х и вышла на коммерческий рынок в 1990 году.

Производственный цикл начинается с обработки трехмерной цифровой модели. Модель делится на слои и ориентируется наиболее подходящим образом для печати. При необходимости генерируются поддерживающие структуры, необходимые для печати нависающих элементов. Некоторые устройства позволяют использовать разные материалы во время одного производственного цикла.

Изделие, или «модель», производится выдавливанием («экструзией») и нанесением микрокапель расплавленного термопластика с формированием последовательных слоев, застывающих сразу после экструдирования. Пластиковая нить разматывается с катушки и скормливается в экструдер – устройство, оснащенное механическим приводом для подачи нити, нагревательным элементом для плавки материала и соплом, через которое осуществляется непосредственно экструзия. Нагревательный элемент служит для нагревания сопла, которое в свою очередь плавит пластиковую нить и подает расплавленный материал на строящуюся модель.

Как правило, верхняя часть сопла наоборот охлаждается с помощью вентилятора для создания резкого градиента температур, необходимого для обеспечения плавной подачи материала.

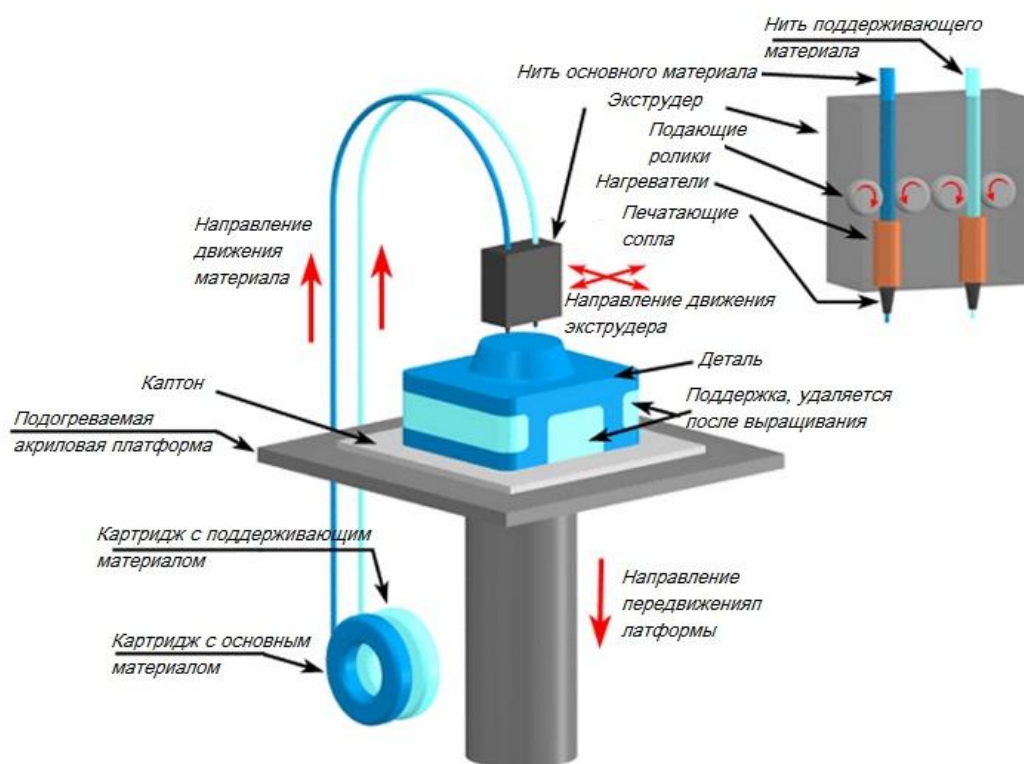


Рисунок 4. Схема работы FDM – принтера

Экструдер перемещается в горизонтальной и вертикальной плоскостях под контролем алгоритмов, аналогичных используемым в станках с числовым программным управлением. Сопло перемещается по траектории, заданной системой автоматизированного проектирования («САПР» или «CAD» по англоязычной терминологии). Модель строится слой за слоем, снизу вверх. Как правило, экструдер (также называемый «печатной головкой») приводится в движение пошаговыми моторами или сервоприводами. Наиболее популярной системой координат, применяемой в FDM, является Декартова система, построенная на прямоугольном трехмерном пространстве с осями X, Y и Z. Альтернативой является цилиндрическая система координат, используемая так называемыми «дельта-роботами».

В качестве расходных материалов доступны всевозможные термопластики и композиты, включая ABS, PLA, поликарбонаты, полиамиды, полистирол, лигнин и многие другие. Как правило, различные материалы предоставляют выбор баланса между определенными прочностными и температурными характеристиками.

Среди используемых материалов числятся ABS, полифенилсульфон, поликарбонат и полиэфиримид. Эти материалы ценятся за термостойкость. Некоторые варианты полиэфиримида, в частности, обладают высокой огнеупорностью, что делает их пригодными для использования в аэрокосмической отрасли.

FDM является одним из наименее дорогих методов печати, что обеспечивает растущую популярность бытовых принтеров, основанных на этой технологии. В быту 3D-принтеры, работающие по технологии FDM, могут применяться для создания самых разных объектов целевого назначения, игрушек, украшений и сувениров.

По мимо метода послойного напыления имеются следующие методы:

- Масочная стереолитография (SGC)
- Технология многоструйного моделирования (MJM)
- Цветная струйная печать (CJP)
- Цифровая светодиодная проекция (DLP)
- Струйная трехмерная печать (3DP)
- Выборочное лазерное спекание (SLS)
- Выборочная лазерная плавка (SLM)
- Стереолитография (SLA)
- Выборочное тепловое спекание (SHS)
- Изготовление объектов методом ламинирования (LOM)
- Электронно-лучевая плавка (EBM)
- Прямое лазерное спекание металлов (DMLS)
- Производство электронно-лучевой плавкой (EBF3)



## Глава 2. Поиск способа изготовления модифицированных материалов для создания филамента для 3D-печати и печать образцов.

### 2.1. Обзор материалов

#### 2.1.1. Металлические порошки

В таблице 1 приведены основные свойства порошков, используемых в данной работе. Выбор порошков был сделан исходя из доступности, а также большому разбросу по плотностям, что позволяет изменять плотность образцов в широких пределах.

Таблица 1. Физико-химические свойства металлических порошков.

Свойства / Название	Алюминий	Медь	Свинец	Вольфрам
Обозначение	${}_{13}^{27}Al$	${}_{29}^{64}Cu$	${}_{82}^{207}Pb$	${}_{74}^{184}W$
Атомная масса, $a.e.m(\frac{г}{моль})$	26,98	63,543	207,2	183,84
Плотность, $г/см^3$	2,6989	8,92	11,3415	19,25
Температура плавления, °C	660	1357	327,46	3422
Температура кипения, °C	2518	2840	1749	5555
Теплопроводность, $\frac{Вт}{м \cdot К}$	237	401	35,3	162,8

#### 2.1.2. PLA-пластик

PLA пластик – PLA-пластик (полилактид, ПЛА) - является био-разлагаемым, био-совместимым, термопластичным алифатическим полиэфиром, со структурной единицей - молочной кислотой.

Термопласты – полимеры, соседние молекулы которых связанных только т.н. силами Ван-дер-Ваальса, действующими между молекулярными звеньями соседних макромолекул, находящихся близко друг к другу.

### **Физико-механические свойства PLA-пластика:**

- Плотность: 1,02-1,08 г/см<sup>3</sup>
- Температура размягчения: 60-90 °С
- Максимальная температура длительной эксплуатации: 75-80 °С
- Диапазон технологических температур: 180-230 °С
- Температура самовоспламенения: 395 °С.
- Модуль упругости пластика при изгибе: 1700 ÷ 3000 МПа
- Ударная вязкость пластика без надреза: 60  $\frac{\text{кДж}}{\text{м}^2}$
- Прочность пластика при растяжении: 26 ÷ 47 МПа

Выбор материалов исходил из доступности, а также из-за достаточного различия в плотностях порошков, что даёт большее количество возможных комбинаций при создании образцов.

## **2.2. Расчёт плотностей модифицированных материалов**

Для вычисления необходимой плотности материалов в зависимости от объемного соотношения металлического порошка к пластику (k, %), используем следующую формулу:

$$\rho = \frac{\rho_p \cdot \rho_x}{k \cdot \rho_p + (100 - k) \cdot \rho_x}, \quad (1)$$

где  $\rho_p$  – плотность пластика, а  $\rho_x$  – плотность металлического порошка, k – процентное соотношение по объему между порошком и пластиком.

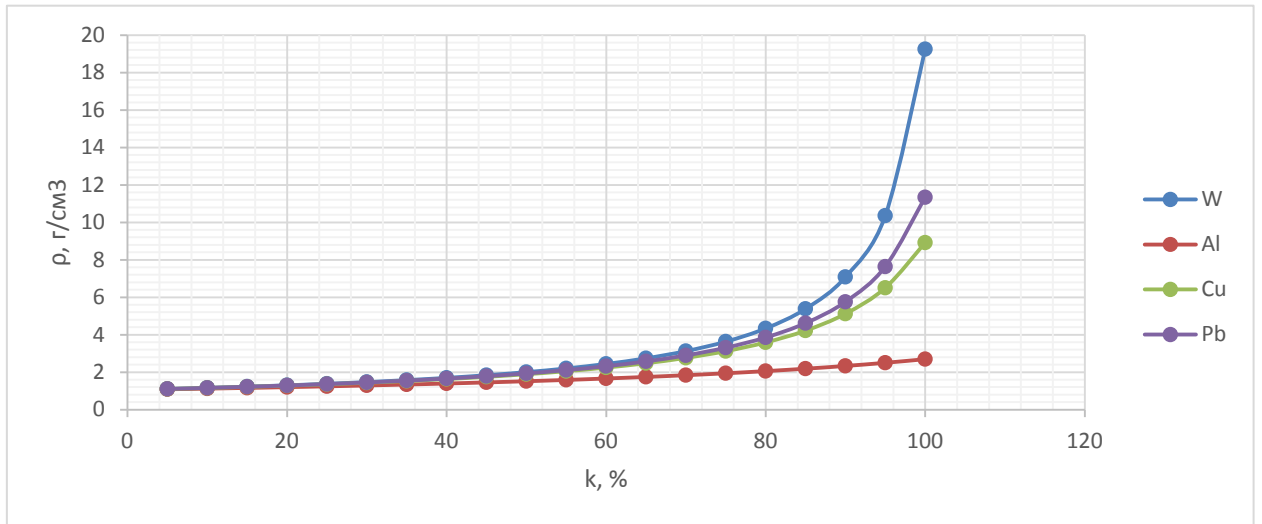


График 1. Зависимость процентного содержания по объему порошка к пластику от плотности

Для объёмного соотношения порошка к пластику (l,%), используем:

$$\rho = \rho_p + l(\rho_m - \rho_p), \quad (2)$$

Где  $l = \frac{V_m}{V_m + V_p}$ ,  $V_m$  – объём металлического порошка,  $V_p$  – объём пластика, соответственно.

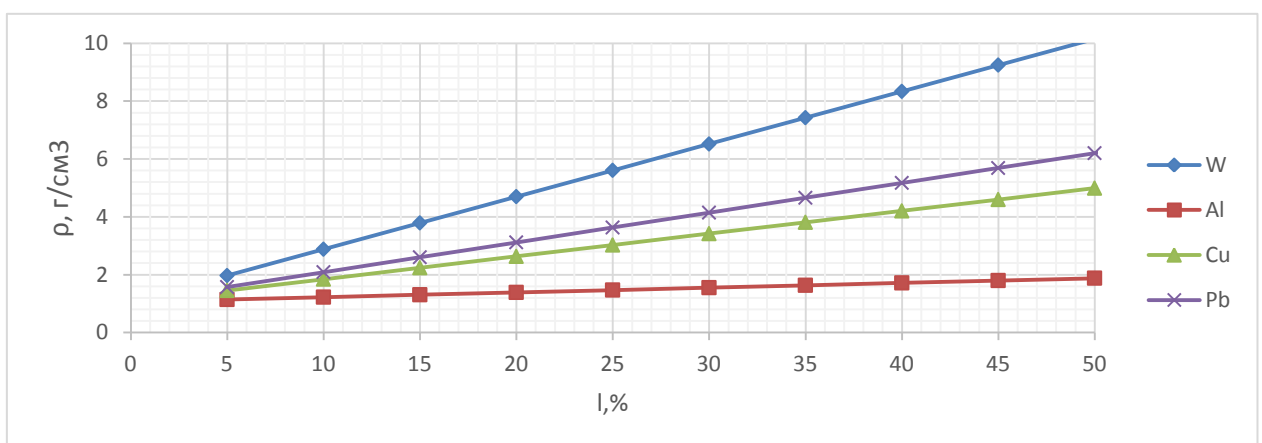


График 2. Зависимость плотности смеси от соотношения объёмов порошков

### 2.3. Смешивание филамента при помощи экструдера прутка

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

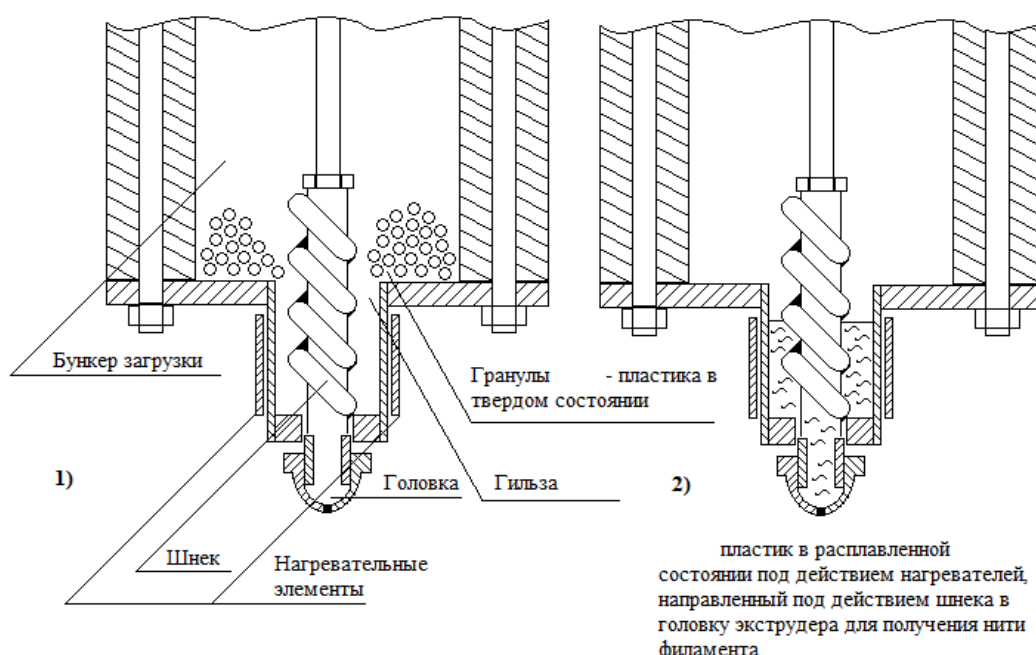


Рисунок 5. Устройство и принцип работы экструдера при изготовлении филамента из гранул пластика. 1 – Первая стадия изготовления филамента – засыпка гранул в бункер. 2 – Вторая стадия изготовления филамента – плавка пластика и выдавливание нити через головку.

При добавлении в бункер в качестве пробы - порошка оксида алюминия, связи с большой разностью в объеме между гранулами и дисперсным порошком, при плавке пластика, порошок осаждался в нём (Рисунок 5), 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.

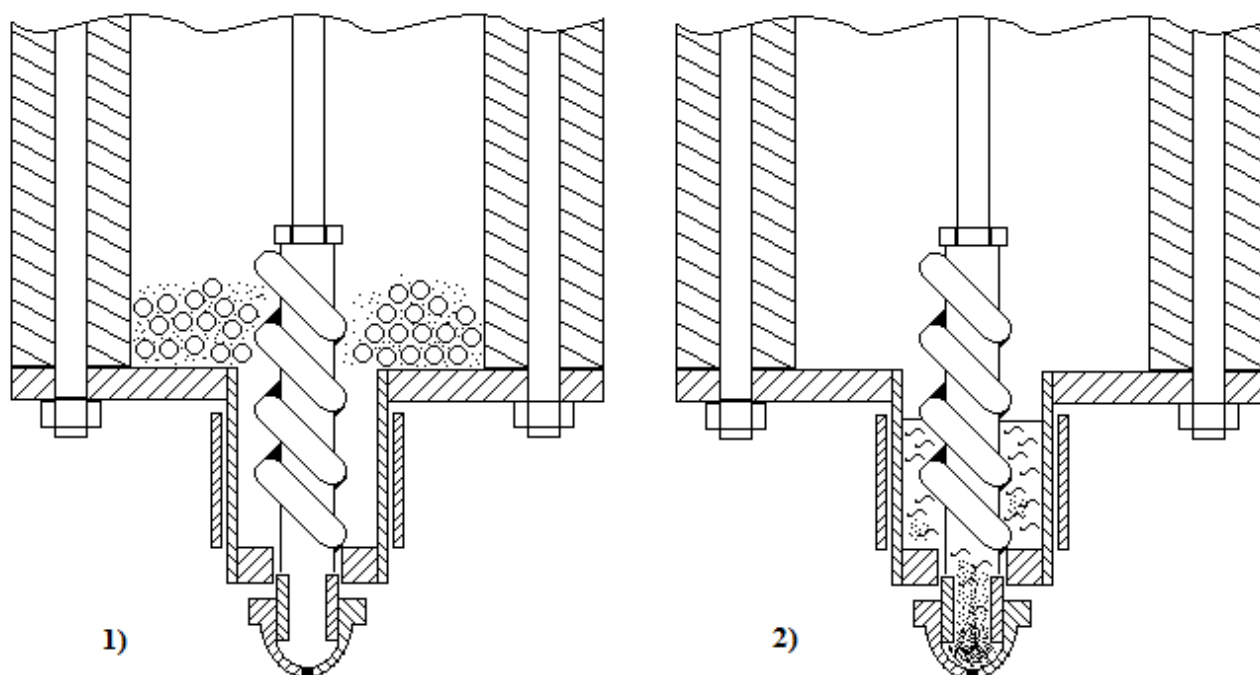


Рисунок 6. 1 – В бункер загрузки одновременно порошок оксида алюминия и гранулы пластика. 2 – Плавка пластика и осаждение оксида алюминия в сопле, следовательно, его засорения.

#### **2.4. 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 объёма 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.

## **2.5. Нагрев пластика в муфельной печи с последующим добавлением металлического порошка**

### **2.5.1. Используемые устройства**

#### **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.

#### **2.5.2. Устройство муфельной 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 7. Муфельная печь ПМ-8

Таблица 2. Технические и эксплуатационные характеристики "ПМ-8"

Технические данные	ПМ-8
Объём камеры, л	6,5
Габариты камеры (ШxВxГ), мм	190x120x300
Диапазон рабочей температуры, 0С	100 - 900
Номинальное U пит. перем. тока 50 Гц, В	220
Терморегулирование	Ручное
Время разогрева до 900 С, мин	(переключатель - 6 рабочих положений) 120
Масса, кг	28



### 2.5.3. Технология плавки

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 перемещаться 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  $T_t$ . Типичный пример – полиэтилен (ПЭ) или полипропилен (ПП).
- Вторая группа – термопласты с высокой энергией вязкого течения. У таких термопластов  $T_r$  не намного (менее чем на 50 С) выше  $T_t$ . 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. 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.

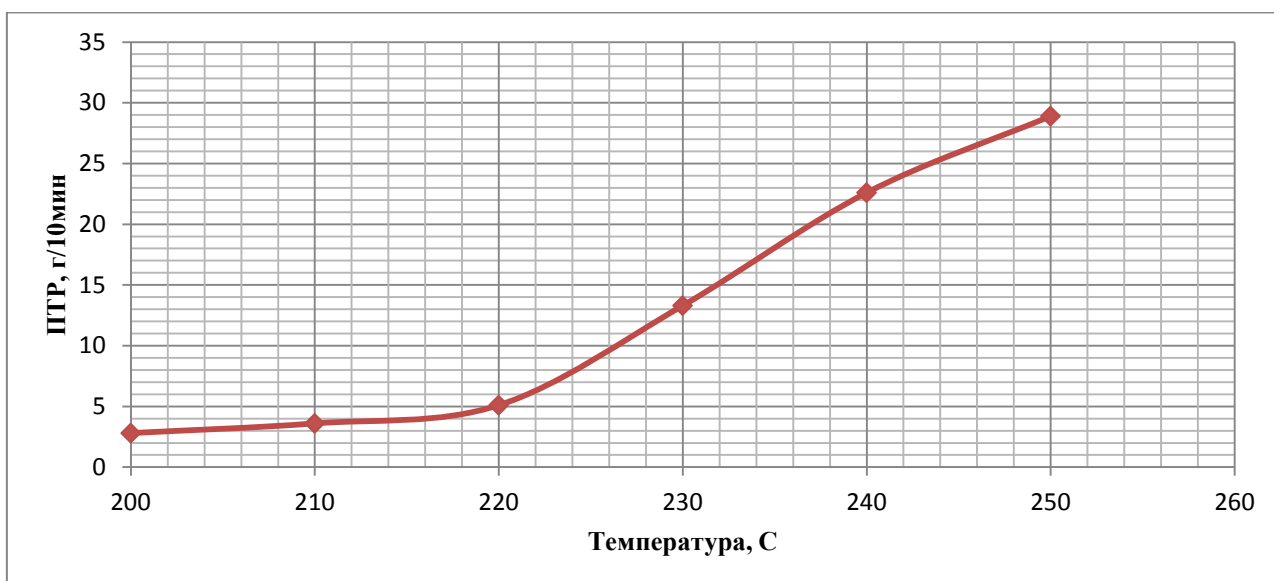


График 3. Зависимость ПТР ABS-пластика от температуры.

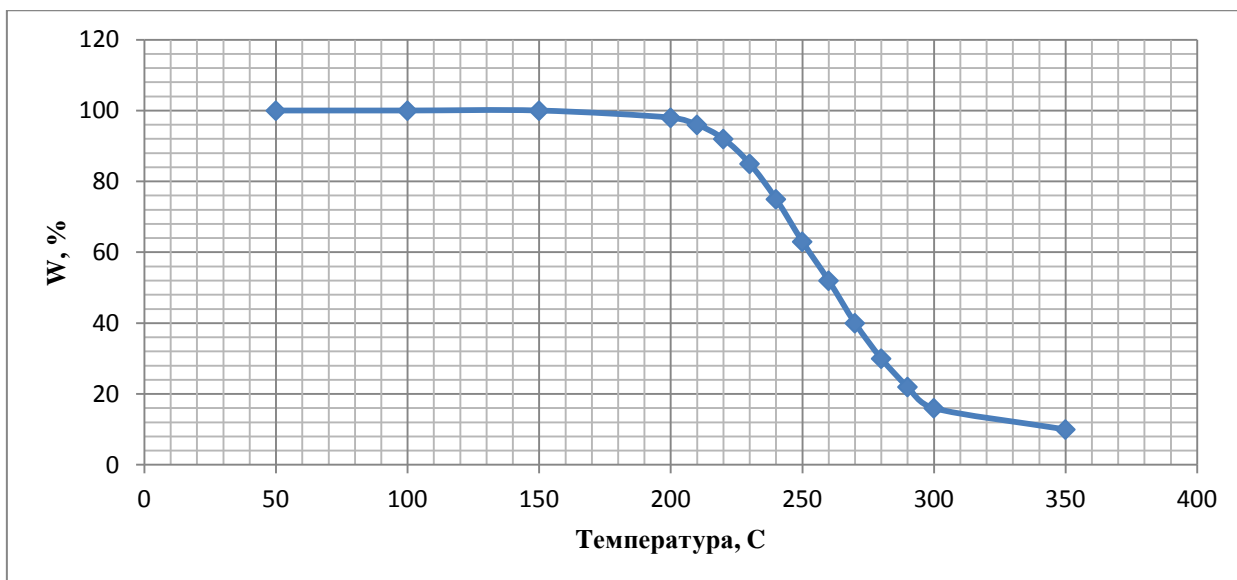


График 4. Термогравиметрический анализ АБС – пластика. Изменение массы образца в зависимости от температуры. В данном случае массы полимера, не потерпевшего термодеструкции.

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  $\approx 220^{\circ}\text{C}$ , для работы оптимальным ПТР было бы при  $230^{\circ}\text{C}$ . 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  $460^{\circ}\text{C}$ , поддержание температуры на уровне  $\approx 230^{\circ}\text{C}$  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  $150^{\circ}\text{C}$ .

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

## **2.6. Равномерный нагрев пластика с последующим добавлением металлического порошка**

### **2.6.1. Используемые устройства**

#### **Устройство – Brabender Plastograph**

Пластограф, который служит для создания материалов на основе 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 8. Пластограф Brabender Plastograph EC Plus

Таблица 3. Технические характеристики пластографа.

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

Контроль температуры позволил получить равномерную смесь при плавке пластика, с добавлением в него металлического порошка. При данной температуре  $\approx 230^{\circ}\text{C}$ , значение термического разрушения незначительно. Данные материалы были получены в двух формах: пластины, для измерения их рентгеновских плотностей (Рисунок 8), и в качестве готового сырья для дробления на гранулы (Рисунок 9), используемые в качестве сырья для филамента, для изготовления образцов на 3D-принтере.



Рисунок 9. Готовые пластины с примесями меди, железа и цинка.



Рисунок 10. Материал для дробления на гранулы для изготовления филамента

После получения модифицированного материала – он дробился на гранулы, из которых, уже без проблем засорения получали филамент для 3D-печати. Филамент получали из меди 10%, 20%, 40%. Следовательно, образцы печатались такой же примесью.

## 2.7. Обзор 3D-принтера и печать образцов из модифицированных материалов

Для получения образцов из модифицированных материалов, использовался принтер UP Plus 2 - 3D-принтер, сочетающий в себе простоту использования и высокую точность печати.



Рисунок 11. 3D-принтер для печати образцов из модифицированных материалов.

Таблица 4. Характеристики 3D-принтера.

Характеристики	Значения
Область построения, мм	140x140x135
Толщина слоя (мм)	0,15 - 0,40
Платформа	без подогрева
Материалы	PLA-пластик, ABS-пластик
Диаметр нити (мм)	1,75

На 3D-принтере были получены следующие образцы на основе примесей меди:

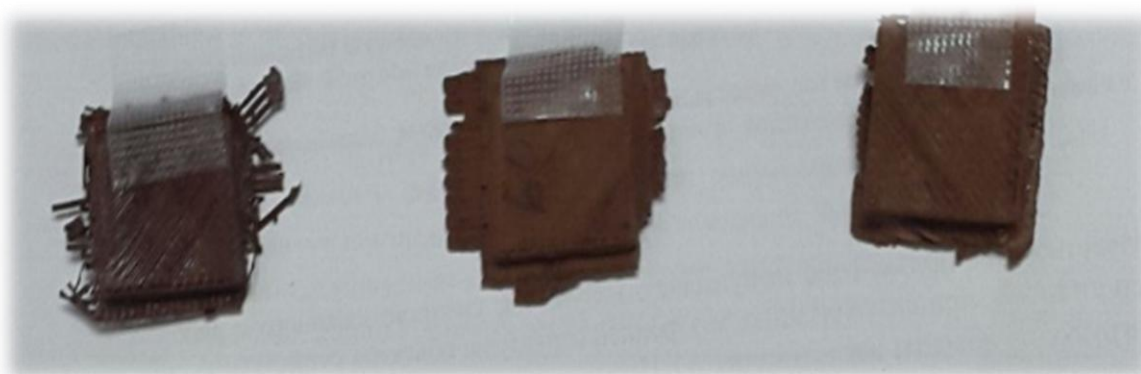


Рисунок 12. Полученные образцы из модифицированных материалов на основе примесей меди: 10%, 40% и 60%.

Полученные образцы доказали возможность применения технологии печати на 3D-принтере для создания дозиметрических фантомов, как серийно, так и индивидуально под каждого пациента. Т.к. технология создания образцов очень проста и доступна.

## **2.8. Исследование свойств образцов и материалов на томографе**

Для исследования свойства рентгеноплотности, образцы облучали на 16-срезовом компьютерном томографе Siemens SOMATOM Emotion 16 slice, результаты представлены на рисунке 13 и в таблице 5.

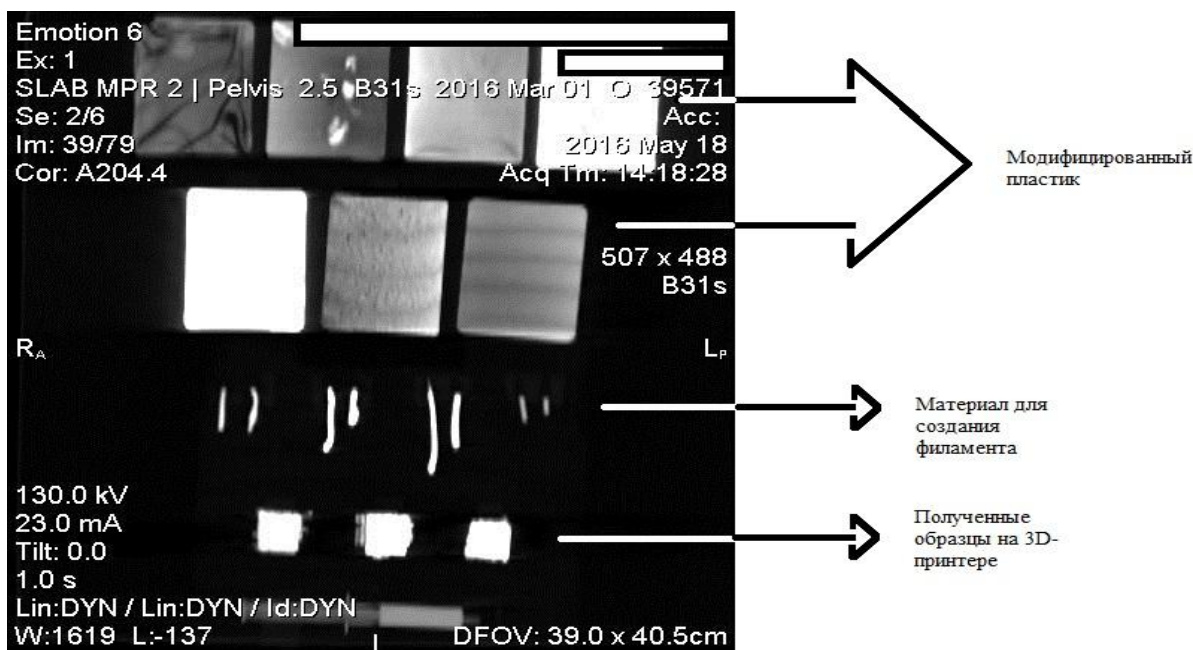


Рисунок 13. Снимок облучения материалов и образцов на томографе.

Полученные данные по рентгеноплотности материалов приведены в таблице 5. Для сравнения были приведены данные по рентгеноплотности некоторых человеческих органов в таблице 6.

Таблица 5. Рентгеноплотность материалов на основе примесей меди

Модифицированный материал	Индексы Хаунсфилда
PLA + 10% Cu	-600 HU
PLA + 20% Cu	-400 HU
PLA + 40% Cu	-200 HU
PLA + 60% Cu	+500 HU
PLA + 70% Cu	+1500 HU

Таблица 6. Рентгеноплотность человеческих органов и тканей.

Человеческие органы и ткани	Индексы Хаунсфилда
Лёгочная ткань	От -500 HU до -900 HU
Костная ткань	От 250 HU до 1000 HU
Печень	От 70 HU до 60 HU
Мышцы	От 40 HU до 50 HU

Полученные данные на томографе, и их сравнение с данными рентгеноплотностей человеческих органов и тканей – позволяют говорить о том, что технология создания образцов на 3D-принтере с заданными индексами Хаунсфилда пригодна для создания медицинских дозиметрических фантомов.



## Заключение и вывод

В рамках учебно-исследовательской работы были выполнены следующие задачи:

- Разработан способ получения модифицированных материалов с заданными индексами Хаунсфилда путём равномерного нагрева пластика с последующим добавлением в него примеси на пластографе Brabender Plastograph ES Plus;
- Разработан способ получения филамента для 3D-печати из модифицированных материалов при помощи экструдера BFExtruder 1.4;
- Получены тестовые образцы из модифицированных материалов с заданными индексами Хаунсфилда на 3D-принтере UP Plus 2;
- Исследованы свойства полученных материалов и образцов на томографе Siemens SOMATOM Emotion 16 slice;

В качестве примесей для создания материалов использовалась только медь, т.к. свинец и вольфрам химически несовместимы с пластиком, а алюминий при концентрациях более 20% разрушал химическую структуру получаемых материалов.

Индексы Хаунсфилда образцов и материалов, полученные на томографе с погрешностью  $\approx 10\%$  изменяются в диапазоне от -600HU до 1500 HU, в зависимости от количества примеси. Результаты сравнения полученных результатов с индексами Хаунсфилда человеческих органов, значения которых изменяются в диапазоне от -500 HU до 1000 HU, позволяют использовать и развивать данную технологию на практике для изготовления медицинских дозиметрических фантомов.

Технология изготовления образцов(в дальнейшем фантомов) позволяет проводить изготовление, как серийно, так и индивидуально в очень кратчайшие сроки с минимальными затратами.

## Используемые источники

1. Воксел-фантом человека для дозиметрических измерений. [электронный ресурс]. Режим доступа: <http://www.razlogov.ru/stati/105372-voksel-fantom-cheloveka-dlya-dozimetriceskix-raschetov.html>
2. Все о медицине [электронный ресурс]. Режим доступа: <http://lekar-n.com/diagnosticheskie-issledovaniya/istoriya-otkryitiya-rentgenovskih-luchey>
3. Клуб для учителей физики [электронный ресурс]. Режим доступа: <http://www.fizika.ru/fakultat/index.php?theme=11&id=11238>
4. Журнал – Школа жизни [электронный ресурс]. Режим доступа: <http://shkolazhizni.ru/archive/0/n-15033/>
5. Лекции по ядерной физике [электронный ресурс]. Режим доступа: <http://nuclphys.sinp.msu.ru/seminar/sem10.htm>
6. И.Н.Бекман – лекции по ядерной физике [электронный ресурс]. Режим доступа: <http://profbeckman.narod.ru/YadFiz.files/L13.pdf>
7. Медицинская и биологическая физика: учебник / А. Н. Ремизов. - 4-е изд., испр. и перераб. - 2012. - 648 с. : ил..
8. КЛИНИКА «МОСКОВСКИЙ ДОКТОР» - МЕДИЦИНА ВЫСШЕЙ КАТЕГОРИИ [электронный ресурс]. Режим доступа: : <http://xn----ctbhofdbekubgb2addy.xn--p1ai/>
9. Труфанов Г.Е., Асатурян М.А., Лучевая терапия, 2010, –Т.2., С.1-30
10. Русский медицинский сервер [электронный ресурс]. Режим доступа: <http://www.rusmedserv.com/protontherapy/radial-therapy-cancer-treatment/>
11. Немецкое оборудование для испытания материалов и качества [электронный ресурс]. Режим доступа: <http://plastic.brabender.ru/>
12. АДРтехнология, оборудование для сварки пластмасс и монтажа коммуникаций. [электронный ресурс]. Режим доступа: <http://www.adr-t.ru/lingvo/MRS>
13. Клиническая дозиметрия фотонных и электронных пучков медицинских ускорителей на основе полимерных плёнок. [статья.] Сухих Е.С.
14. Федеральный закон «Об основах охраны труда» от 17.07.1999 г. №181-ФЗ

15. СанПин 2.2.2/2.4.1340-03. Санитарно-эпидемиологические правила и нормативы «Гигиенические требования к ПЭВМ и организации работы».
16. ППБ 01-03. Правила пожарной безопасности в Российской Федерации.
17. ГОСТ 12.1.038-82 ССБТ. Электробезопасность.
18. Пожаро- и взрывобезопасность промышленных объектов. ГОСТ Р12.1.004-85 ССБТ Пожарная безопасность
19. Инструкция по охране труда при проведении радиомонтажных и настроечных работ на кафедре Прикладной физики (ПФ)
20. ГОСТ 12.1.007-76 ССБТ. Вредные вещества. Классификация и общие требования безопасности.
21. «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.
22. Нормы радиационной безопасности (НРБ-99/2009). СП 2.6.1.2523-09.