

Министерство образования и науки Российской Федерации
федеральное государственное автономное образовательное учреждение
высшего образования
**«НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ТОМСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»**

Физико-технический институт
Направление подготовки 03.04.02 «Физика»
Кафедра общей физики

МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ

Тема работы
Определение плотности гомогенных многослойных сред в медицине

УДК 531.75:616.7-07

Студент

Группа	ФИО	Подпись	Дата
ОБМ41	Куликов Станислав Олегович		

Руководитель

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент каф. ОФ ФТИ	Антропов Н.А.	К.т.н. доцент		

КОНСУЛЬТАНТЫ:

По разделу «Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение»

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент каф. Мен.	Верховская М.В.	К.э.н.		

По разделу «Социальная ответственность»

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Профессор каф. ЭБЖ ИНК	Федорчук Ю.М.	Д.т.н.		

ДОПУСТИТЬ К ЗАЩИТЕ:

Зав. кафедрой	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Общей физики	Лидер А.М.	К.т.н.		

Томск – 2016 г.

РЕЗУЛЬТАТЫ ОБУЧЕНИЯ

Код результата	Результат обучения (Выпускник должен быть готов)	Требования ФГОС, критериев и/или заинтересованных сторон
<i>Общекультурные (универсальные) компетенции</i>		
P1	Понимает необходимость самостоятельного обучения и повышения квалификации в течение всего периода профессиональной деятельности.	Требования ФГОС (ОК-7), критерий 5 АИОР
P2	Проявляет способность эффективно работать самостоятельно в качестве члена команды по междисциплинарной тематике, быть лидером в команде, консультировать по вопросам проектирования научных исследований, а также быть готовым к педагогической деятельности.	Требования ФГОС (ОК-6, ПК-11), критерий 5 АИОР
P3	Умеет находить зарубежных и отечественных партнеров, владеет иностранным языком, позволяющим работать с зарубежными партнерами с учетом культурных, языковых и социально-экономических условий.	Требования ФГОС (ОК-2, ОК-4), критерий 5 АИОР
P4	Проявляет понимание используемых методов, области их применения, вопросов безопасности и здравоохранения, юридических аспектов, ответственности за профессиональную деятельность и ее влияния на окружающую среду.	Требования ФГОС (ОК-3), критерий 5 АИОР
P5	Следует кодексу профессиональной этики, ответственности и нормам научно-исследовательской деятельности.	Требования ФГОС (ОК-5), критерий 5 АИОР
<i>Профессиональные компетенции</i>		
P6	Проявляет глубокие естественнонаучные, математические профессиональные знания в проведении научных исследований в перспективных областях профессиональной	Требования ФГОС (ОК-1, ПК-1), критерий 5 АИОР

	деятельности	
P7	Принимает участие в фундаментальных исследованиях и проектах в области физики низких температур, конденсированного состояния и материаловедения, а также в модернизации современных и создании новых методов изучения механических, электрических, магнитных и тепловых свойств твердых, жидких и газообразных веществ.	Требования ФГОС (ПК-2), критерий 5 АИОР
P8	Способен обрабатывать, анализировать и обобщать научно-техническую информацию, передовой отечественный и зарубежный опыт в профессиональной деятельности, осуществлять презентацию научной деятельности.	Требования ФГОС (ПК-4), критерий 5 АИОР
P9	Способен применять полученные знания для решения нечетко определенных задач, в нестандартных ситуациях, использует творческий подход для разработки новых оригинальных идей и методов исследования в области физики конденсированного состояния, низких температур и сжижения природного газа	Требования ФГОС (ПК-3), критерий 5 АИОР
P10	Способен планировать проведение аналитических имитационных исследований по профессиональной деятельности с применением современных достижений науки и техники, передового отечественного и зарубежного опыта в области научных исследований, умеет критически оценивать полученные теоретические и экспериментальные данные и делает выводы, знает правовые основы в области интеллектуальной собственности.	Требования ФГОС (ОК-4, ПК-6, ПК-7, ПК-8, ПК-9), критерий 5 АИОР
P11	Умеет интегрировать знания в различных и смежных областях научных исследований и решает задачи, требующие абстрактного и креативного мышления и оригинальности в разработке концептуальных аспектов проектов научных исследований.	Требования ФГОС (ОК-5, ПК-10), критерий 5 АИОР

Министерство образования и науки Российской Федерации
федеральное государственное автономное образовательное учреждение
высшего образования
**«НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ТОМСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»**

Физико-технический институт
Направление подготовки 03.04.02 «Физика»
Кафедра общей физики

УТВЕРЖДАЮ:

Зав. кафедрой

(Подпись)

(Дата)

Лидер А.М.
(Ф.И.О.)

ЗАДАНИЕ

на выполнение выпускной квалификационной работы

В форме:

Магистерской диссертации
(бакалаврской работы, дипломного проекта/работы, магистерской диссертации)

Студенту:

Группа	ФИО
ОБМ41	Куликову Станиславу Олеговичу

Тема работы:

Определение плотности гомогенных многослойных сред переменного состава
Утверждена приказом директора (дата, номер)

Срок сдачи студентом выполненной работы:

ТЕХНИЧЕСКОЕ ЗАДАНИЕ:

Исходные данные к работе <i>(наименование объекта исследования или проектирования; производительность или нагрузка; режим работы (непрерывный, периодический, циклический и т. д.); вид сырья или материал изделия; требования к продукту, изделию или процессу; особые требования к особенностям функционирования (эксплуатации) объекта или изделия в плане безопасности эксплуатации, влияния на окружающую среду, энергозатратам; экономический анализ и т. д.).</i>	Объект исследования: Метод двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии с уравнением связи для определения плотности гомогенных многослойных сред.
Перечень подлежащих исследованию, проектированию и разработке вопросов <i>(аналитический обзор по литературным источникам с целью выяснения достижений мировой науки техники в рассматриваемой области; постановка задачи исследования, проектирования, проектирования, содержания процедуры исследования, проектирования, конструирования; обсуждение результатов выполненной работы; наименование дополнительных разделов, подлежащих разработке; заключение по работе).</i>	Обзор литературы. Моделирование прохождения излучения. Определение коэффициентов, чувствительности, погрешности метода ДЭРАС. Определение плотности фантома. Раздел «Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение» Раздел «Социальная ответственность»

Перечень графического материала <i>(с точным указанием обязательных чертежей)</i>		
Консультанты по разделам выпускной квалификационной работы <i>(с указанием разделов)</i>		
Раздел	Консультант	
Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение	Верховская М.В.	
Социальная ответственность	Федорчук Ю.М.	
Названия разделов, которые должны быть написаны на русском и иностранном языках:		

Дата выдачи задания на выполнение выпускной квалификационной работы по линейному графику	
---	--

Задание выдал руководитель:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент каф. ОФ.	Антропов Н.А.	К.т.н., доцент		

Задание принял к исполнению студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
ОБМ41	Куликов С.О.		

Министерство образования и науки Российской Федерации
федеральное государственное автономное образовательное учреждение
высшего образования
**«НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ТОМСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»**

Физико-технический институт
Направление подготовки 03.04.02 «Физика»
Уровень образования: Магистратура
Кафедра общей физики
Период выполнения: весенний семестр 2015/2016 (учебного года)

Форма представления работы:

Магистерская диссертация

(бакалаврская работа, дипломный проект/работа, магистерская диссертация)

**КАЛЕНДАРНЫЙ РЕЙТИНГ-ПЛАН
выполнения выпускной квалификационной работы**

Срок сдачи студентом выполненной работы:	
--	--

Дата контроля	Название раздела (модуля)/ Вид работы (исследования)	Максимальный балл раздела (модуля)
01.03.16	Обзор литературы	10
20.03.16	Объект и методы исследования; Расчеты и аналитика	20/20
25.05.16	Результаты проведенного исследования	30
05.06.16	Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение	10
05.06.16	Социальная ответственность	10

Составил преподаватель:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент каф. ОФ	Антропов Н.А.	К.т.н., доцент		

СОГЛАСОВАНО

Зав. кафедрой	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Общей физики	Лидер А.М.	К.т.н.		

РЕФЕРАТ

Выпускная квалификационная работа выполнена на 110 с., содержит 16 рис., 17 табл., 1 прил. с использованием 24 источников.

Ключевые слова: Двухэнергетическая рентгеновская абсорбциометрия, плотность, многослойные среды, фантом костной ткани, остеопороз.

Объектом исследования является метод определения плотности гомогенных многослойных сред.

Целью работы является определение плотности гомогенных многослойных сред в медицине.

В процессе исследования проводилось моделирование прохождения излучения через фантом костной ткани в окружении мягких тканей с возможностью изменения характеристик. Проводилось определение калибровочных коэффициентов, входящих в уравнение связи.

В результате исследования определены плотность, чувствительность для двух моноэнергетических линий и теоретическая и экспериментальная погрешность определения плотности методом двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии с уравнением связи.

Показано, что метод двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии является перспективным направлением решения задачи определения плотности сред в медицине.

Область применения: медицина.

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	11
1 ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ	14
1.1 Анализ методов рентгеновской трансмиссии для измерения плотности сред	14
1.1.1 Однофотонная рентгеновская абсорбциометрия	14
1.1.2 Двухфотонная рентгеновская абсорбциометрия	20
1.1.3 Двухэнергетическая рентгеновская абсорбциометрия	23
1.2 Метод ДЭРА с уравнением связи	26
2 ОБЪЕКТ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ	29
2.1 Основы рентгеновского излучения	29
2.1.1 Природа рентгеновского излучения	29
2.1.2 Способы получения рентгеновского излучения	31
2.1.3 Тормозное излучение	32
2.1.4 Характеристическое излучение	35
2.2 Взаимодействие рентгеновского излучения с веществом	38
3 Расчеты и аналитика	42
3.1 Теория определения плотности многослойных сред	42
3.2 Приборы и техника эксперимента	46
3.2.1 Рентгеновская трубка	49
3.2.2 Блок детектирования	52
4 РЕЗУЛЬТАТЫ ПРОВЕДЕННОГО ИССЛЕДОВАНИЯ	54
4.1 Определение калибровочных коэффициентов для моноэнергетических линий бария и неодима	54

4.2 Оценка чувствительности и определение погрешности измерения плотности веществ методом двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии с уравнением связи	57
4.3 Определение плотности фантома костной ткани	61
5 ФИНАНСОВЫЙ МЕНЕДЖМЕНТ, РЕСУРСОЭФФЕКТИВНОСТЬ И РЕСУРСОСБЕРЕЖЕНИЕ	65
5.1 SWOT-анализ.....	65
5.2 Планирование научно-исследовательских работ	70
5.3 Бюджет научного исследования	72
5.3.1 Специальное оборудование для научно-исследовательских работ ..	74
5.3.2 Расчет основной заработной платы	75
5.3.3 Дополнительная заработная плата научно-производственного персонала	77
5.3.4 Отчисления на социальные нужды	77
5.3.5 Накладные расходы.....	78
Выводы	78
6 СОЦИАЛЬНАЯ ОТВЕТСТВЕННОСТЬ	82
6.1 Анализ опасных и вредных производственных факторов	83
6.2 Обоснование и разработка мероприятий по снижению уровней опасного и вредного воздействия и устранению их влияния на работающих	84
6.3 Условия безопасной работы	87
6.3.1 Производственный шум.....	87
6.3.2 Микроклимат	87
6.4 Анализ выявленных опасных факторов проектируемой производственной среды	89
6.4.1 Электробезопасность	89
6.4.2 Пожаровзрывобезопасность	90

Выводы	91
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	93
СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ	95
Приложение А	98

ВВЕДЕНИЕ

Рентгеновское излучение является хорошо изученным физическим явлением, которое нашло широкое применение в современном мире. Рентген используется для досмотра как людей в аэропортах, так и грузов, пересекающих границу. Рентгеновское излучение применяется и в исследовательских целях. Например, одним из наиболее информативных методов, позволяющих проводить комплексные исследования свойств поверхности, является рентгеновская фотоэлектронная спектроскопия (РФЭС) [1]. Также используются другие методы анализа поверхности такие, как околопороговая тонкая структура рентгеновского спектра поглощения (XANES-спектроскопия), протяженная тонкая структура рентгеновского спектра поглощения (EXAFS-спектроскопия), рентгеновская дефектоскопия, фотоэлектронная спектроскопия с угловым разрешением и другие методы. Однако самое большое распространение рентген получил в медицине.

Способность рентгеновского излучения проникать через вещества, испытывая при этом ослабление, делает возможным применять это свойство рентгеновского излучения для решения такой важной задачи как определение плотности различных веществ с высокой точностью. В настоящее время в медицине нашли широкое применение такие методы как: однофотонная рентгеновская абсорбциометрия, двухфотонная рентгеновская абсорбциометрия и двухэнергетическая рентгеновская абсорбциометрия [2,3]. Данные методы применяются для диагностики остеопороза. Остеопороз – хроническое прогрессирующее заболевание скелета, характеризующееся снижением плотности костей и усилением их хрупкости. Остеопороз является заболеванием, требующим как можно более ранней и точной диагностики. По данным Всемирной организации здравоохранения остеопороз по своей социально-экономической и медицинской значимости занимает 4-е место [4].

Вышеперечисленные методы делают возможным определение минеральной плотности костной ткани бесконтактным методом. Радиографическими методами, которые применялись до того, как были применены методы рентгеновской абсорбциометрии, можно было детектировать потерю костной массы по снимкам в лучшем случае после изменения минеральной плотности кости на 10-20%. Для решения данной задачи в настоящее время используются методы такие, как рентгеновская томография и двух энергетическая рентгеновская абсорбция. Основным методом оценки плотности костной ткани в медицине является метод двух энергетической рентгеновской абсорбциометрии (ДЭРА). Несмотря на то, что в настоящее время двух энергетическая рентгеновская абсорбциометрия считается золотым стандартом в диагностике остеопороза [5], ни один из методов не обеспечивает на сегодняшний день погрешности измерения минеральной плотности костной ткани ниже 3-5%, а отдельных случаях возможна погрешность 10% и выше [6]. Снижение погрешности измерения напрямую связано с ранней диагностикой заболевания. Ограничение метода ДЭРА связано с его неспособностью контролировать изменения структурных параметров кости, таких как плотность и состав трабекулярной и кортикальной составляющей кости. В то время как первые изменения состава и структуры костной ткани происходят именно в трабекулярной (губчатой) кости [7]. Кость в окружении мягких тканей можно представить как многослойную среду переменного состава.

Перспективным направлением решения этой задачи является метод двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии (ДЭРА) с использованием уравнения связи (ДЭРАс), развиваемый на кафедре ОФ, который теоретически позволяет для таких сред проводить независимые измерения, как плотности, так и состава среды [8]. Представляется целесообразным провести исследования возможности использования метода для решения таких задач с использованием модельного подхода.

Целью работы являлось моделирование прохождения двухэнергетического рентгеновского излучения через костную ткань в окружении мягких тканей и оценка чувствительности метода двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии с уравнением связи при определении плотности костной ткани.

Для достижения поставленной цели в работе решались следующие задачи:

- моделирование прохождения двухэнергетического рентгеновского излучения через мягкую ткань и кость;
- определение калибровочных коэффициентов для выбранных моноэнергетических линий бария и неодима;
- оценка чувствительности метода двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии с уравнением связи;
- определение погрешности измерения плотности метода двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии с уравнением связи;
- послойное определение плотности с использованием фантома костной ткани методом двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии с уравнением связи.

Для выполнения задач измерения проводились на лабораторной установке «Ретран» расположенной на кафедре общей физики НИ ТПУ.

1 ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

1.1 Анализ методов рентгеновской трансмиссии для измерения плотности сред

1.1.1 Однофотонная рентгеновская абсорбциометрия

Начало клинической денсиметрии следует отметить 1963 годом, когда Камерон и Соренсон опубликовали свою статью об однофотонной абсорбциометрии. Кроме них было ещё несколько групп, которые работали в этом направлении в Англии, Скандинавии и других странах, но именно статью Камерона и Соренсона можно рассматривать как начало развития, применения в клиниках и коммерциализации однофотонной и двухфотонной рентгеновской абсорбциометрии.

В статье [2] описан метод определения минерального состава кости, основанный на однофотонной рентгеновской абсорбциометрии. В данном методе сделаны несколько существенных улучшений по сравнению с изучением кости методами радиографии. Во-первых, сплошной спектр, использовавшийся в радиографии, был заменен монохроматическим спектром рентгеновского излучения. Во-вторых, фоточувствительная пластина была заменена сцинтилляционным детектором. В-третьих, была введена жесткая геометрия луча, как у источника, так и у детектора. Кроме того влияние окружающих кость мягких тканей также было принято во внимание.

Введение изотопа в качестве источника рентгеновского излучения позволило получить моноэнергетическую линию, и таким образом энергия любого рассеянного фотона была меньше энергии налетающего фотона. Применение сцинтиллятора позволило различать фотоны, прошедшие без взаимодействия, от рассеянных фотонов, так как стало возможным измерять их энергии. Применение жесткой коллимации позволило ещё больше дифференцировать рассеянные фотоны и фотоны, прошедшие без взаимодействия.

Для исследования возможностей данного метода использовалось устройство, которое схематически показано на рисунке 4 [2]. В качестве источника фотонов использовался изотоп йода-125 с активностью 5 мКи. Изотоп находился в тонкостенной трубе длиной 1 см и 3 мм в диаметре, сделанной из нержавеющей стали (кроме того использовался изотоп америция-241 с активностью 1 мКи находившийся в трубе с теми же размерами). Труба с изотопом устанавливалась в куб, сделанный из свинца, в отверстие диаметром 3 мм. Отверстие было не сквозное, и с одной стороны куба оставалась стенка свинца толщиной 5 мм. Труба открытым концом направлялась на детектор, у которого имелась коллимационная система, как показано на рисунке 4. Коллимационная система детектора была выполнена в виде двух свинцовых пластин, каждая толщиной 5 мм, с двумя отверстиями, каждое 3 мм в диаметре. Расстояние между пластинами составляло 4 см и два коллимационных отверстия располагались на одной оси с отверстием трубы, в которой находился радиоактивный источник.

Для определения ослабления рентгеновского излучения в статье [2] уравнение записано в виде системы уравнений для двух случаев:

$$I_0^* = I_0 e^{-\mu_m \rho_m T}, \quad (1)$$

$$I = I_0 e^{-\mu_m \rho_m T_m - \mu_b \rho_b T_b}, \quad (2)$$

где I_0 – интенсивность пучка измеренного в положении a , отмеченном на рисунке 1. В данной точке регистрируются практически все фотоны, так как на их пути отсутствует поглощающая костная ткань или слой мягких тканей (положение a на рисунке 1); I_0^* – интенсивность пучка фотонов, после прохождения ими через слой мягких тканей толщиной T , измеренная в положении b ; I – интенсивность пучка после прохождения через слой мягких тканей и костных тканей, общей толщиной $T_b + T_m$ (положение c на рисунке 1); μ_b и μ_m – массовые коэффициенты ослабления кости и мягкой ткани, соответственно.

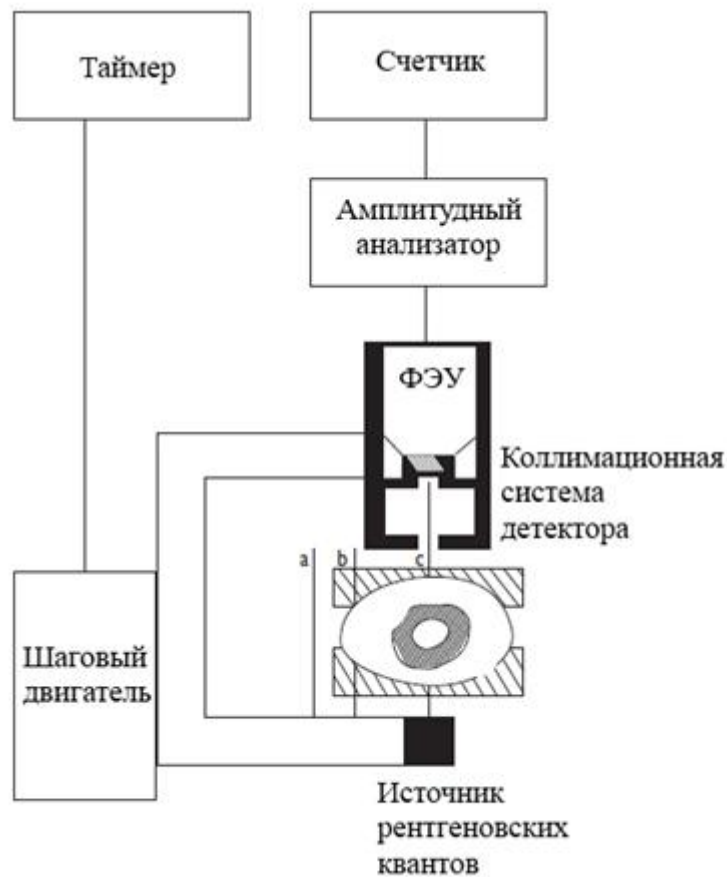


Рисунок 1 – Схема установки для изучения метода однофотонной рентгеновской абсорбциометрии [2]

Уравнение (2) можно привести к следующему виду [2]:

$$I = I_0 e^{-\mu_m \rho_m T} e^{-\mu_b \rho_b T_b + \mu_m \rho_m T_b}. \quad (3)$$

Решая систему уравнений (1) и (2) с учетом уравнения (3) получим [2]:

$$I = I_0^* e^{-\mu_b \rho_b T_b + \mu_m \rho_m T_b}. \quad (4)$$

Откуда можно выразить толщину костной ткани T_b [2]:

$$T_b = \ln \frac{I_0^*}{I} \cdot (\mu_b \rho_b - \mu_m \rho_m)^{-1}. \quad (5)$$

С помощью уравнения (5) можно получить значение толщины минеральной составляющей костной ткани с плотностью ρ_b в любой точке поперченного сечения, в которой интенсивность прошедшего пучка равна I . Измеряя I через короткие интервалы в точках поперек кости можно получить

значения толщины костного минерала в этих точках, а суммируя эти значения можно получить значение площади костного минерала в исследуемом сечении. При этом предполагается, что кость имеет стандартное строение и входящие в неё элементы известны. Это позволяет сделать допущение о величине плотности костного минерала. Значение коэффициента μ_b получают из таблиц также на основе допущений. Кроме того предполагается, что все вещества не костной природы поглощают излучение в той же степени что и поперечнополосатая мышца [2]. Значение коэффициента μ_m можно определить точно таким же образом, либо его значение можно определить экспериментально.

Как показано на рисунке 1 исследуемая костная и мягкая ткани находятся в плотно облегающем эквивалентном мягкой ткани материале с параллельными противоположными стенками. Это делается для того чтобы значения I_0^* и I измерялись для одинаковой толщины мягкой ткани или мягкой ткани и костной ткани. Одинаковая толщина необходима для того, чтобы уравнения (13) и (14) выполнялись. Это создает ограничения для метода однофотонной рентгеновской абсорбциометрии, так как делает возможным её применение только для периферийных участков тела, где возможно изготовить и установить эквивалентный мягким тканям материал и сделать толщину одинаковой.

Таким образом, данный метод использовался для определения толщины минеральной составляющей кости, и его применение для определения плотности было затруднительно. При этом существовали два недостатка метода. Первый недостаток заключается в том, что исследуемый объект мог состоять только из двух материалов с различными коэффициентами поглощения излучения [2]. При применении в медицине этими материалами являются костная ткань и мягкая ткань. Так как это условие не выполняется при исследованиях *in vivo*, то это вносит вклад в погрешность. Вторым недостатком заключается в том, что радиоактивный

источник требуется заменять через определенные периоды времени, а также постоянно делать поправку на результаты, так как для радиоактивного источника наблюдается спад активности и интенсивность падает со временем.

В работе [2] также рассмотрена возможность расширения метода с целью получения информации о составе минеральной составляющей кости. Массовый коэффициент ослабления однородной смеси из n элементов может быть выражен как:

$$\mu_b = f_1\mu_1 + f_2\mu_2 + \dots + f_n\mu_n, \quad (6)$$

где $f_1, f_2, \dots, f_n$ – доли (по весу) элементов, составляющих исследуемый материал, а $\mu_1, \mu_2, \dots, \mu_n$ – массовые коэффициенты этих элементов. Эти коэффициенты допускаются известными из табличных значений и, подставляя выражение (6) в систему уравнений (1) и (2), получаем уравнение с $n+1$ неизвестным, а именно долями элементов $f_1, f_2, \dots, f_n$ и толщиной минеральной составляющей кости T_b . Если I_0^*/I измерено для различных энергий фотонов, то результатом будет система уравнений, полученных из уравнений (1) и (2). Эти n уравнений, вместе с уравнением (7):

$$f_1 + f_2 + \dots + f_n = 1, \quad (7)$$

формируют систему из $n+1$ уравнений с $n+1$ неизвестным, которые могут быть алгебраически решены для $f_1, f_2, \dots, f_n$ и T_b . Так как основные минеральные составляющие кости это кальций и фосфор, то их соотношение может быть определено измерением I_0^*/I в одной и той же точке, но двумя различными энергиями фотонов.

Этот метод был опробован на фантоме кости, составленном из двух материалов, с использованием в качестве источников фотонов изотопов йода-125 и америция-241 с энергиями 27.3 кэВ и 59.6 кэВ, соответственно. В качестве материалов фантома использовались блоки парафина и CaCO_3 , однородно смешанные в известной пропорции. Результаты измерений были

представлены в виде процентного (по массе) количества CaCO_3 с погрешностью 3% [2].

Принципиально основной вклад в ошибку измерений вносит неопределенность массовых коэффициентов ослабления так, как предполагалось, как уже ранее сказано, что кость имеет стандартное строение и входящие в неё элементы известны, и недостаточная монохромность получаемого от изотопа излучения. При этом следует ещё раз отметить, что в данном методе результатом измерений является не плотность костной ткани, а толщина костной ткани в исследуемом сечении и площадь, занимаемая костной тканью в исследуемом поперечном сечении. Несмотря на недостатки, благодаря методу SPA был получен значительный прогресс в медицине.

Дальнейшее развитие рентгеновская абсорбциометрия получила благодаря методу двухфотонной рентгеновской абсорбциометрии.

1.1.2 Двухфотонная рентгеновская абсорбциометрия

Часть недостатков метода однофотонной рентгеновской абсорбциометрии была устранена в методе двухфотонной рентгеновской абсорбциометрии. В данном методе стало возможным проводить измерения без сохранения толщины образца постоянной, что расширило сферы применения метода. Стало возможным проводить сканирования спинных отделов, значения минерального состава кости которых были очень важны в медицине, так как позволяли диагностировать остеопороз более эффективно [18]. Даже в наше время, несмотря на ряд недостатков метода двухфотонной рентгеновской абсорбциометрии, которые будут рассмотрены далее, он всё ещё находит очень широкое применение в клинических исследованиях.

Выбор энергий фотонов в методе двухфотонной рентгеновской абсорбциометрии основывается на оптимальном соотношении точности измерений, стоимости радиоактивного источника и доступности радиоактивного источника. Чаще всего в качестве источников используют изотоп гадолиния-153 с эффективными энергиями фотонов 44 кэВ и 100 кэВ [19]. Кроме того используют совместно изотопы америция-241 и цезия-137 с энергиями фотонов 60 кэВ и 662 кэВ, соответственно [20], либо используют совместно изотоп йода-125 и изотоп кобальта-57 с энергиями 27.4 кэВ и 122 кэВ, соответственно [21].

Несмотря на то, что в методе двухфотонной рентгеновской абсорбциометрии стали возможны измерения без использования эквивалентного материала для поддержания постоянных параметров толщины исследуемой области, но при этом осталось одно существенное ограничение, суть которого заключается в том, что изучаемый объект должен состоять только из двух материалов с различными коэффициентами поглощения излучения. Данное ограничение можно наблюдать в уравнении для определения проекционной плотности кости [18]:

$$m_b = \frac{\ln I_0' / I' - R_{ST} \ln I_0'' / I''}{(\mu_b' - R_{ST} \mu_b'')}, \quad (8)$$

где I_0 и I – падающее на пробу и прошедшее через пробу излучение, соответственно; μ_b – массовый коэффициент ослабления для кости; индексы в виде одного штриха и двух штрихов различают излучение с низкой и высокой энергией, соответственно; R_{ST} – так называемое отношение массовых коэффициентов ослабления двух энергий для мягкой ткани и равное μ_s' / μ_s'' .

Для решения уравнения (8) требуется, чтобы значения массовых коэффициентов ослабления были известны. Если сделать допущение, что исследуемые образцы обладают универсальным составом мягких тканей, то можно утверждать что R_{ST} – постоянная величина и, следовательно, уравнение (8) может быть решено после измерения интенсивностей рентгеновского излучения двух энергий в определенном месте, в котором находится костная ткань и мягкая ткань. К сожалению, состав мягких тканей оказывается довольно разным для разных людей и значение R_{ST} для каждого человека требуется определять отдельно.

Используя уравнение (20), можно определить минеральную плотность кости, значение которой выражается в г/см². Эта величина находится из следующего уравнения [22]:

$$BMD = \frac{\rho_b \left(\sum_0^n x_{b,n} \delta \right)}{bw}, \quad (9)$$

где ρ_b – плотность костной ткани, значение которой берется из таблиц; bw – толщина кости; n – число точек, в которых проводятся измерения; δ – интервал между точками, в которых проводятся измерения.

В настоящее время точность измерений, проводимых методом двухфотонной рентгеновской абсорбциометрии *in vitro* равна 3.8%, *in vivo* 4.1%. [22]. У данного метода есть одно существенное преимущество перед методом однофотонной рентгеновской абсорбциометрии, о котором следует

ещё раз сказать. Оно заключается в том, что результатом измерений является минеральная плотность костной ткани, выраженная в г/см^2 .

1.1.3 Двухэнергетическая рентгеновская абсорбциометрия

При использовании в качестве источника излучения рентгеновской трубки удалось решить несколько существенных проблем по сравнению с методами рентгеновской абсорбциометрии, в которых использовались изотопы химических элементов. Интенсивность пучка фотонов резко возросла, что позволило сократить время измерения в несколько раз и повысить статистику, а значит и точность измерений. Дальнейшее развитие состояло в улучшении технических характеристик приборов: использование узкого и веерного пучков с использованием точечных и пространственных детекторов, что позволило добиться увеличения точности. Необходимые для измерений две энергетические линии получают либо с помощью фильтров, либо с помощью быстрого переключения напряжения на рентгеновской трубке.

На сегодняшний день воспроизводимость результатов медицинский денсиметров, работающих на методе двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии, при измерении минеральной плотности кости *in vitro* равна 0.005 г/см^2 , воспроизводимость результатов измерений *in vivo* хуже и равна 0.01 г/см^2 , при проведении долгосрочных измерений воспроизводимость результатов также заметно снижается до $0.014\text{--}0.025 \text{ г/см}^2$ [18]. Причиной низкой воспроизводимости результатов при измерениях *in vivo* является в первую очередь то, что делается предположение о том, что исследуемый участок состоит только из двух материалов с различными коэффициентами ослабления. В силу того, что реальные кости состоят из большего количества материалов (например, только костная ткань состоит преимущественно из кальция и фосфора), это увеличивает ошибку измерений.

Кроме всего прочего в процессе прохождения фотонов рентгеновского излучения через вещество возможен процесс, в котором фотоны с высокой энергией могут рассеяться в мягких тканях, потеряв

значительную часть энергии, и в итоге будут детектированы как фотоны низкой энергии. Фотоны с высокими энергиями могут быть не полностью поглощены детектором излучения, и в результате их энергия будет зарегистрирована ниже, чем та которой они обладают на самом деле. На ошибку измерений также влияет количество фотонов, которые вообще не были посчитаны, так как попали в так называемое «мертвое время». В итоге ошибка измерений может достигать 10% и выше.

Подведя итоги вышесказанному, можно сделать вывод, что задача определения плотности зависит от ряда допущений. Эти допущения применяются в отношении массового коэффициента ослабления и элементного состава образца. Это накладывает ограничения на применимость методов абсорбциометрии. В первую очередь ограничения касаются применимости медицинских денсиметров, работающих на принципе однофотонной рентгеновской абсорбциометрии, так как данный метод представляется возможным использовать только на периферийных участках тела. Применение денсиметров, работающих на принципе двухфотонной и двухэнергетической абсорбциометрии, также ограничено. В этих двух методах сканирование участков с большим распределением жировых тканей в результате имеет высокую ошибку измерений, поэтому сканирования обычно ограничены участками, в которых распределение жировых тканей либо локализовано, либо их количество незначительно.

На сегодняшний день двухэнергетическая рентгеновская абсорбциометрия является наиболее широко используемым методом для костной денситометрии в диагностике остеопороза у земного населения. Данный медицинский тест измеряет минеральную плотность костной ткани на клинически релевантных участках скелета, таких как поясничный отдел позвоночника, бедренная кость. Метод ДЭРА помогает определить, какие лица, в особенности старше 50 лет, имеют высокий риск получения переломов костей. Однако метод ДЭРА признан неудовлетворительным в качестве единственного показателя для оценки риска переломов [5].

Ограничение метода ДЭРА связано с его неспособностью контролировать изменения структурных параметров кости, таких как плотность и состав трабекулярной и кортикальной составляющей кости [5].

С целью уменьшения ошибки измерений разрабатываются все новые методы определения плотности веществ, одним из которых является метод ДЭРА с уравнением связи [8].

1.2 Метод ДЭРА с уравнением связи

Способ определения плотности веществ разрабатывается в Национальном Исследовательском Томском Политехническом Университете на кафедре общей физики физико-технического института. В основе данного способа лежит метод двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии.

Задача определения плотности на примере жидких сред решена в общем виде, что позволяет свести ошибку измерений до минимума, определяемого только погрешностью оборудования.

Плотность определяется из уравнения (10) [24]:

$$\rho = K_3 \cdot \ln \frac{N'_0 - N'_\phi}{N' - N'_\phi} - K_4 \cdot \ln \frac{N''_0 - N''_\phi}{N'' - N''_\phi}, \quad (10)$$

где K_3 и K_4 - калибровочные коэффициенты, значение которых определяют из измерений стандартных образцов с известной плотностью, N'_0, N'' - число импульсов в отсутствии и присутствии пробы в измерительной кювете при облучении кюветы характеристическим рентгеновским излучением элемента периодической системы элементов Д.И. Менделеева с атомным номером от 40 до 57, N''_ϕ - число импульсов фона при облучении кюветы характеристическим рентгеновским излучением элемента периодической системы элементов Д.И. Менделеева с атомным номером от 40 до 57.

Экспериментально установлено, что оптимальным является одновременное облучение анализируемой пробы характеристическим рентгеновским излучением серебра и элемента периодической системы элементов с атомным номером от 40 до 57. ХРИ элемента с атомным номером меньше 40 использовать нецелесообразно, поскольку при уменьшении энергии ХРИ увеличивается интенсивность поглощения излучения пробой, что ведет к уменьшению полезного сигнала. ХРИ элемента с атомным номером больше 57 использовать также нецелесообразно, поскольку пропорциональный рентгеновский счетчик

имеет ограниченный диапазон регистрируемых энергий, для расширения которого необходимы дополнительные экономические затраты.

Для прохождения коллимированного луча справедливо:

$$N'' = (N_0'' - N_{\phi}'') \cdot e^{-\mu'' \cdot \rho \cdot x}; \quad (11)$$

$$N' = (N_0' - N_{\phi}') \cdot e^{-\mu' \cdot \rho \cdot x}; \quad (12)$$

где μ', μ'' - массовые коэффициенты ослабления ХРИ серебра и элемента периодической системы элементов Д.И. Менделеева с атомным номером от 40 до 57, полученные для многокомплексной среды; N_0', N' - число импульсов в отсутствии и присутствии пробы в измерительной кювете при ХРИ серебра; N_0'', N'' - число импульсов в отсутствии и присутствии пробы в измерительной кювете при облучении кюветы ХРИ элемента периодической системы элементов Д.И. Менделеева с атомным номером от 40 до 57.

Для нахождения плотности из системы уравнений (11) и (12) введено линейное уравнение связи в общем виде:

$$\mu' = a + b \cdot \mu'', \quad (13)$$

где a и b – коэффициенты линейного уравнения.

Известно [16], что для химического соединения или однородной смеси элементов массовые коэффициенты ослабления определяют по формулам:

$$\frac{\mu'}{\rho} = \left(\frac{\mu'}{\rho}\right)_1 a_1 + \left(\frac{\mu'}{\rho}\right)_2 a_2 + \dots, \quad (14)$$

где $\left(\frac{\mu'}{\rho}\right)_i$ - массовый коэффициент ослабления i -ого элемента, входящего в смесь, a_i – весовая доля i -ого элемента в смеси или соединении.

$$\frac{\mu''}{\rho} = \left(\frac{\mu''}{\rho}\right)_1 a_1 + \left(\frac{\mu''}{\rho}\right)_2 a_2 + \dots, \quad (15)$$

где $\left(\frac{\mu''}{\rho}\right)_i$ - массовый коэффициент ослабления i -ого элемента, входящего в смесь.

Уравнения (14) и (15) являются линейными, поскольку μ'' и μ' линейно зависят от состава пробы, а если две величины имеют различные линейные зависимости от одного параметра (в данном случае состава среды), то между ними также существует линейная зависимость, и, следовательно, можно записать выражение (13), которое будет уравнением связи.

Выразим из уравнений (13) и (14) $\mu'' \cdot \rho$ и $\mu' \cdot \rho$:

$$\ln \frac{N_0'' - N_{\phi}''}{N'' - N_{\phi}''} = \mu'' \cdot \rho; \quad (16)$$

$$\ln \frac{N_0' - N_{\phi}'}{N' - N_{\phi}'} = \mu' \cdot \rho; \quad (17)$$

Подставим получившиеся выражения в формулу (13) и преобразуем её:

$$\frac{1}{\rho} \cdot \ln \frac{N_0' - N_{\phi}'}{N' - N_{\phi}'} = a + \frac{b}{\rho} \cdot \ln \frac{N_0'' - N_{\phi}''}{N'' - N_{\phi}''} \quad (18)$$

$$a \cdot \rho = \ln \frac{N_0' - N_{\phi}'}{N' - N_{\phi}'} - b \cdot \ln \frac{N_0'' - N_{\phi}''}{N'' - N_{\phi}''} \quad (19)$$

$$\rho = \frac{1}{a} \cdot \ln \frac{N_0' - N_{\phi}'}{N' - N_{\phi}'} - \frac{b}{a} \cdot \ln \frac{N_0'' - N_{\phi}''}{N'' - N_{\phi}''} \quad (20)$$

Формула (20) является эквивалентной формуле (10), поскольку введена замена $K_3 = \frac{1}{a}$ и $K_4 = \frac{b}{a}$.

В работе [8] показана работоспособность метода ДЭРА с использованием уравнения связи, получены хорошие результаты: Относительная погрешность измерения плотности водно-солевых и водно-спиртовых растворов составила 0.5%

Как видно из вышеизложенного материала идет процесс поиска точных методов определения плотности сред.

2 ОБЪЕКТ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

2.1 Основы рентгеновского излучения

2.1.1 Природа рентгеновского излучения

Рентгеновское излучение по своей сущности является электромагнитной волной, и, следовательно, должно обладать такими волновыми характеристиками, как частота ν и длина волны λ , которые связаны между собой соотношением [9]:

$$\nu\lambda = c, \quad (21)$$

где c – скорость света в вакууме, $c = 2,988 \cdot 10^8 \text{ м/с}$.

Если сравнивать рентгеновское излучение с тепловым излучением, видимым светом или радиоволнами, то справедливо утверждение, что рентгеновские лучи обладают наибольшей частотой и наименьшей длиной волны. Диапазон длин волн и энергий рентгеновского излучения меняется от $0,01 \text{ нм}$ до 10 нм и от $0,11 \text{ кэВ}$ до 100 кэВ , соответственно [10].

Помимо волновых свойств, рентгеновское излучение обладает также квантовыми свойствами. В связи с этим в отношении рентгеновского излучения употребляется термин фотон или квант рентгеновского излучения. Энергия квантов рентгеновского излучения и квантов гамма излучения наибольшая среди всех известных видов электромагнитного излучения. Энергия отдельного кванта излучения рассчитывается по формуле [11]:

$$E = \frac{hc}{\lambda}, \quad (22)$$

где h – так называемый квант действия или постоянная Планка, равная в единицах СИ $h = 6,62 \cdot 10^{-34} \text{ Дж} \cdot \text{с}$.

Обычно при описании процессов в атомной и квантовой физике энергию удобнее измерять во внесистемных единицах электрон-вольтах ($1 \text{ эВ} = 1,602 \cdot 10^{-19} \text{ Дж}$), а длину волны в ангстремах ($1 \text{ \AA} = 10^{-10} \text{ м}$). С учетом этого уравнение (22) может быть переписано в виде:

$$E = \frac{12390}{\lambda} [\text{эВ}] \quad (23)$$

Благодаря формуле (23) можно легко осуществлять оценку энергии квантов рентгеновского излучения E в зависимости от длины волны λ .

2.1.2 Способы получения рентгеновского излучения

Существует несколько способов получения рентгеновского излучения:

- а) рентгеновскими трубками;
- б) радиоактивными изотопами;
- в) источниками синхротронного излучения.

В рентгеновской трубке излучение получается благодаря двум основным процессам. Во-первых, благодаря торможению ускоренных электронов в массивном аноде, изготовленном из тяжелого металла (вольфрама, молибдена, меди, серебра и т.д.). Во-вторых, благодаря процессу возникновения характеристического рентгеновского излучения.

В радиоактивных изотопах возникновение рентгеновского излучения обусловлено процессами ядерного распада.

В случае источников синхротронного излучения возникновение рентгеновского излучения обусловлено так называемым магнитотормозным процессом.

2.1.3 Тормозное излучение

Тормозное излучение – электромагнитное излучение с непрерывным энергетическим спектром, возникающее при изменении кинетической энергии заряженных частиц в результате столкновения с атомами и рассеяния в их электрическом поле.

Согласно классической теории, тормозное рентгеновское излучение состоит как бы из отдельных импульсов электромагнитного излучения, возникающих при торможении отдельных электронов падающего пучка в веществе [12].

Полное торможение электрона мгновенно или после нескольких столкновений с атомами вещества происходит крайне редко. Основная масса электронов испытывает многочисленные столкновения с отдельными атомами вещества, теряя разное количество кинетической энергии. Вследствие этого электроны, движущиеся в веществе уже некоторое время до момента полного торможения, обладают разными скоростями. Следовательно, испускание рентгеновских лучей осуществляется электронами с различной кинетической энергией, а излучаемые ими рентгеновские кванты могут иметь и меньшую частоту (или большую длину волны).

Таким образом, с точки зрения теории, непрерывный спектр рентгеновских лучей образуется благодаря излучению множества электронов, каждый из которых испускает один квант рентгеновского излучения $h\nu$ строго определенной величины, отвечающей сохранившейся к моменту излучения скорости.

По закону сохранения энергии, энергия фотона, излучаемая электроном при торможении, не может быть больше кинетической энергии тормозящегося электрона. Если считать, что в результате столкновения электрон не передает ядру никакой энергии, а вся его кинетическая энергия переходит в излучение, то испускаемый фотон будет иметь максимальную

энергию в том случае, когда электрон полностью останавливается при столкновении. В этом случае длина волны λ_{min} рентгеновского излучения соответствует так называемой коротковолновой границе рентгеновского спектра. Длина волны λ_{min} определяется на основе соотношения (24):

$$\lambda_{min} = \frac{12390}{U}, \quad (24)$$

где λ_{min} – длина волны, выраженная в ангстремах, а U – ускоряющее напряжение, выраженное в вольтах.

Существование коротковолновой границы непосредственно связано с квантовой природой излучения. Если излучение возникает за счет энергии, теряемой электроном при торможении, то величина кванта $h\nu$ не может превысить энергию электрона eU :

$$h\nu \leq eU. \quad (25)$$

Из уравнения (25) получается, что частота излучения не может быть больше значения $\nu_{max} = eU/h$, а, следовательно, длина волны не может быть меньше значения:

$$\lambda_{min} = \frac{c}{\nu_{max}} = \frac{hc}{eU}. \quad (26)$$

При удалении от этой границы в сторону больших длин волн $\lambda > \lambda_{min}$ интенсивность тормозного спектра сначала возрастает, происходит максимум при длине волны $\lambda_{max} = 1,5\lambda_{min}$, а затем уменьшается (Рисунок 2). Соответствующая кривая представляет собою зависимость спектрального распределения интенсивности тормозного излучения от длины волны. На рисунке 2б показана зависимость интенсивности I_λ от длины волны λ для разных напряжений U на трубке. Видно, что с возрастанием U коротковолновая граница λ_{min} и положение λ_{max} сдвигаются в коротковолновую область, а интенсивность всего спектра возрастает.

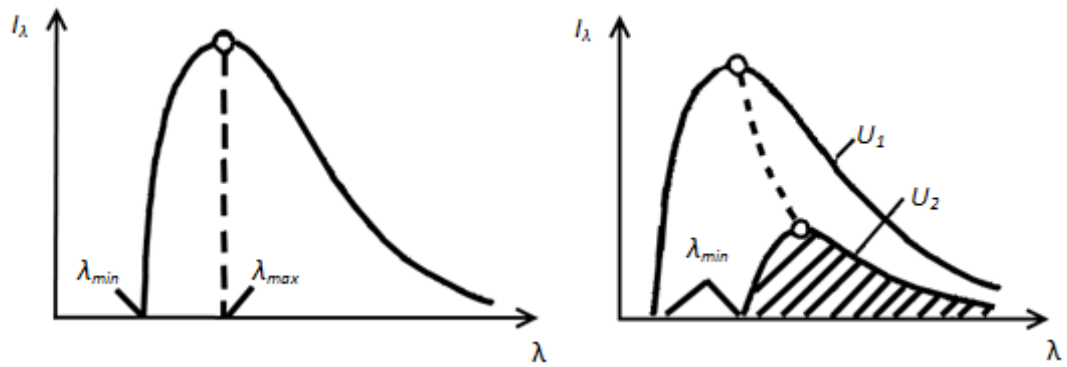


Рисунок 2 - Распределение интенсивности для тормозного излучения [13]

С возрастанием атомного номера материала, из которого изготовлен анод, спектральная интенсивность растет пропорционально атомному номеру. Полная интенсивность I тормозного излучения для всех длин волн от $\lambda_{\min}$ до ∞ зависит от Z и U [13]:

$$I = \text{const} \cdot ZU^2, \quad (27)$$

где Z – атомный номер материала.

2.1.4 Характеристическое излучение

Характеристическое рентгеновское излучение обусловлено переходами электронов между внутренними оболочками атома. Излучение появляется в том случае, когда один из электронов внутренней оболочки удален из атома в результате облучения (ионизация внутренних уровней). Образовавшаяся таким образом вакансия вновь заполняется за счет электронов внешних оболочек (Рисунок 3). При этом высвобождается энергия, соответствующая разности участвующих в этом процессе энергетических уровней.

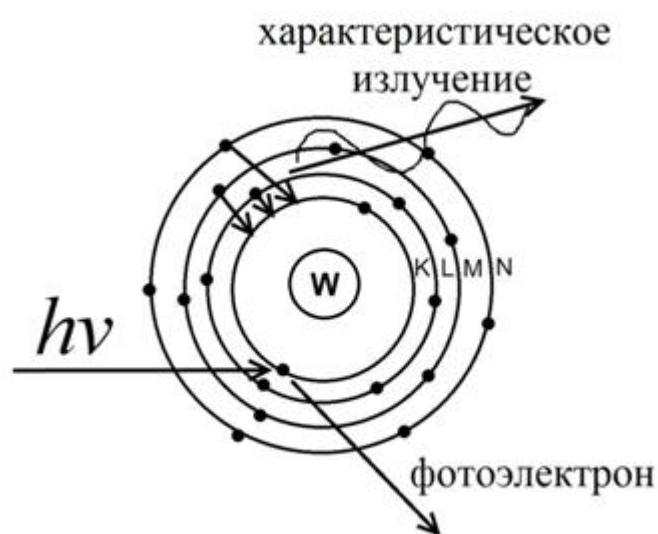


Рисунок 3 – Схема возникновения характеристического рентгеновского излучения [14]

Вакансия во внутренней оболочке может быть создана за счет соударений электронов, находящихся на этой оболочке, с электронами падающего первичного электронного пучка. В результате происходит выбивание электрона с какой-либо оболочки, например, K или L , а на освободившееся место переходит электрон с внешней оболочки атома. Переход электронов из L -слоя в K -слой ($L - K$ -переход) соответствует излучению наиболее длинноволновой линии – K_α (рисунок с линиями). Переход из M -слоя в K -слой ($M - K$ -переход) соответствует более коротковолновой линии – K_β , далее следует линия K_γ ($N - K$ -переход) и т.д. Все эти линии появляются благодаря тому, что в первоначальном состоянии

атом имел вакансию в K – оболочке. Принято все линии (K_α , K_β , K_γ и т.д.) объединять в так называемую K – серию. Аналогично, если первоначальная вакансия образована в L -оболочке, то переходы электронов с внешних оболочек также дадут линии L_α ($M - L$ -переход), L_β ($N - L$ -переход) и т.д., которые образуют L -серию. У атомов с заполненными M -, N -, O - и т.д. оболочками возможно появление M -, N -серий линий.

Одним из замечательных свойств рентгеновских характеристических переходов является их явная зависимость от порядкового номера элемента в периодической системе элементов Z . Благодаря различному числу электронов (носителей отрицательного заряда) или числу Z положительных зарядов в атомном ядре (атомный номер) энергии связи или энергетические уровни характерны для каждого элемента.

Согласно модели Бора, электроны атомных оболочек обладают дискретными энергиями:

$$E_n = -\frac{hRZ^2}{n^2} = -const \frac{Z^2}{n^2}, \quad (28)$$

где R – постоянная Ридберга, равная $R=109678\text{см}^{-1}$, n - главное квантовое число (номер атомной оболочки).

Число $n = 1$ характеризует ближайшую к ядру K -оболочку; ее электроны наиболее прочно связаны с ядром и обладают самой малой в атоме энергией. Числа $n = 2, 3, 4$ и т.д. характеризуют, соответственно, атомные оболочки L , M и N . Если происходит переход электрона с оболочки $n = j$ на оболочку с $n = i$, то энергию испущенного кванта можно определить из уравнения (29):

$$\varepsilon_{ij} = \frac{hc}{\lambda_{ij}} = E_j - E_i = \Delta E_{ij}. \quad (29)$$

Для возбуждения линий одной серии некоторого элемента нужно, чтобы энергия E_1 бомбардирующего электрона была не меньше уровня энергии E_0 начального состояния. Если $E_1 < E_0$, то линии этой серии нет, если $E_1 > E_0$ то линия есть. Ускоряющее напряжение U , при котором $E_1 = E_0$,

определяет потенциал возбуждения данной линии. С возрастанием атомного номера Z элемента потенциал возбуждения линии одной и той же серии U быстро растет.

Таким образом, для возникновения серии рентгеновских линий необходимо удалить электроны с соответствующей внутренней оболочки. Освободившееся место может быть заполнено электронами с любой внешней оболочки, т.е. возможно появление любой спектральной линии серии.

Решающим фактом является то, что энергия или длина волны рентгеновского кванта является характеристической для элемента, из которого он был эмитирован. Это излучение и называется характеристическим рентгеновским излучением. [14]

2.2 Взаимодействие рентгеновского излучения с веществом

Рентгеновское излучение как характеристическое, так и тормозное, возникающее в толще материала анода рентгеновской трубки, при прохождении через слой вещества испытывает ослабление. Степень ослабления зависит как от энергии излучения, так и от химического состава поглощающего вещества.

Для расчета величины ослабления рентгеновского излучения при прохождении через слой вещества справедлив закон Бугера [15]:

$$J = J_0 \cdot e^{-\mu \cdot \rho \cdot x}, \quad (30)$$

где J – интенсивность падающего на пробу излучения, J_0 – интенсивность излучения, прошедшего через пробу, ρ – плотность пробы, μ – массовый коэффициент ослабления излучения, x – толщина слоя вещества.

Изучение взаимодействия рентгеновского излучения с веществом заключается в определении зависимости коэффициента ослабления μ от свойств вещества и энергии фотонов.

Ослабление рентгеновских лучей обусловлено процессами когерентного рассеяния $\sigma_{\text{ког}}$, некогерентного рассеяния $\sigma_{\text{неког}}$ и истинным поглощением τ . Указанные процессы могут происходить независимо друг от друга.

Когерентное рассеяние - явление, при котором рентгеновский фотон отклоняется атомными электронами вещества от первоначального направления движения без потери энергии. Длины волн рассеянного и первичного излучения согласуются между собой ($\Delta\lambda = 0$). Этот процесс также дает некоторый вклад в сечение взаимодействия при низких энергиях.

Некогерентное или комптоновское рассеяние явление, при котором фотон рентгеновского излучения не только отклоняется атомным электроном вещества, но и передает ему импульс и энергию, достаточную для того, чтобы перевести электрон из связанного состояния в несвязанное, т.е. в процессе рассеяния происходит изменение длины волны ($\Delta\lambda \neq 0$).

Фотоэлектрическое поглощение рентгеновского излучения происходит при взаимодействии фотонов рентгеновского излучения с атомами вещества. Фотоны рентгеновского излучения, попадая на атомы, выбивают электроны с внутренней оболочки атома. При этом первичный фотон полностью расходует свою энергию на преодоления энергии связи электрона в атоме и сообщение электрону кинетической энергии. Основное уравнение фотоэлектрического поглощения – уравнение Эйнштейна – имеет вид:

$$h\nu = E_{св} + \frac{mv^2}{2}, \quad (31)$$

где $E_{св}$ – энергия связи электрона в атоме; $mv^2/2$ – кинетическая энергия, приобретаемая электроном после отрыва его от атома.

В результате энергетической перестройки атома, происходящей после вылета из атома фотоэлектрона (Рисунок 2), образуется характеристическое рентгеновское излучение, которое при взаимодействии с другими атомами может вызвать вторичный фотоэффект.

Кроме обычного фотоэлектрического поглощения или фотоэффекта, в результате которого из атома освобождается фотоэлектрон и возникает характеристическое рентгеновское излучение, при взаимодействии рентгеновского излучения с веществом может происходить эффект Оже, когда возбужденный атом расходует энергию на вылет собственного электрона.

Эффект Оже происходит в две стадии. На первой стадии поглощения фотон рентгеновского излучения возбуждает атом вследствие освобождения электронов из внутренней (например, K) оболочки атома. В следующей стадии совершается переход электрона с более далекой оболочки (например, L) атома на освободившееся место на внутренней оболочке. Разность энергии либо расходуется на испускание фотона характеристического излучения, либо идет на освобождение электрона из внешних оболочек того же атома. Образующиеся в результате первичного фотоэффекта электроны, а также

электроны Оже, обладая большой кинетической энергией, могут сами выбивать электроны из атомов, создавая при этом вторичные электроны и вторичное излучение.

Такие процессы размена энергии фотонов и электронов будут происходить до тех пор, пока их энергия не станет меньше энергии связи электронов в атоме. В результате фотоэлектрического поглощения энергия первичного фотона рентгеновского излучения преобразуется в энергию первичных и вторичных электронов и в энергию фотонов характеристического излучения.

Вероятность фотоэффекта или его сечение; а также вклад в общий процесс ослабления излучения при прохождении через вещество зависят от энергии фотонов или длины волны рентгеновского излучения и от атомного номера вещества, в котором происходит фотоэлектрическое поглощение. При энергиях до 0,2 МэВ этот процесс является наиболее существенным.

Коэффициенты рассеяния и поглощения зависят от длины волны рентгеновского излучения λ и сорта атомов ослабляющего вещества Z . Полный коэффициент ослабления μ можно разбить на слагаемые, отвечающие каждому из этих процессов, так что [16]:

$$\mu = \tau + \sigma_{\text{ког}} + \sigma_{\text{неког}}. \quad (32)$$

Массовый коэффициент ослабления рентгеновского пучка определяется как ослабление, которое испытывает пучок сечением 1 см^2 на пути 1 см . В этом случае соответствующий пучок пересекает объем образца 1 см^3 , масса которого равна объемной плотности ρ вещества, измеряемой в г/см^3 . Массовый коэффициент ослабления выражается в $\text{см}^2/\text{г}$ [17].

Коэффициент ослабления зависит от атомного номера поглощающего элемента и от энергии или длины волны поглощаемых рентгеновских квантов (Рисунок 4).

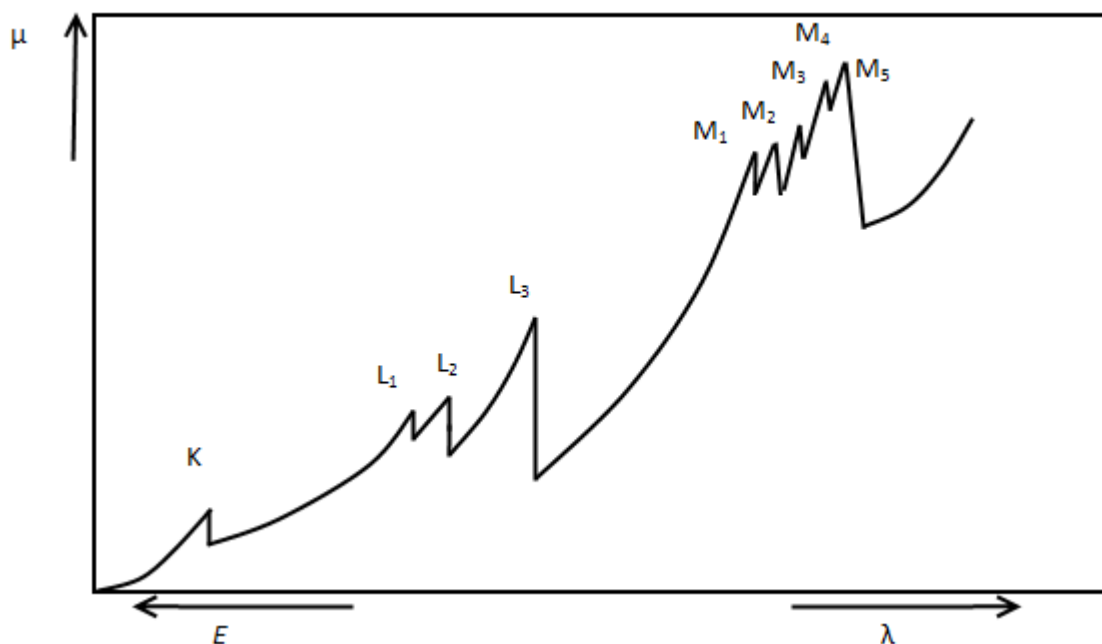


Рисунок 4 – Зависимость коэффициента ослабления от энергии или длины волны [14]

Из рисунка следует, что при увеличении энергии коэффициент в целом уменьшается, то есть, чем больше энергия рентгеновских квантов, тем меньше она поглощается; скачкообразные изменения массового коэффициента ослабления указывают энергии связи электронов в соответствующих оболочках. Если рентгеновский квант имеет энергию, которая соответствует энергии связи электрона в соответствующей оболочке, то возникает ситуация, когда квант полностью передает свою энергию этому электрону, и электрон удаляется из атома. Поглощение происходит скачкообразно.

3 Расчеты и аналитика

3.1 Теория определения плотности многослойных сред

Кость, состоящая из трабекулярной и кортикальной частей, в окружении мягких тканей (рис. 5) можно представить как многослойную среду переменного состава, плотность слоев которой необходимо определить в рамках данной задачи. Для определения плотности кости, окруженной мягкой тканью, необходимо представить модель прохождения излучения через такую структуру (рис. 6). Прохождение рентгеновского излучения через многослойную среду осуществляется послойно, как показано на рисунке 6, где луч А проходит только через слой мягких тканей, луч Б проходит через слой мягких тканей и кортикальной части кости, луч В проходит через мягкие ткани, кортикальную и трабекулярную кость.

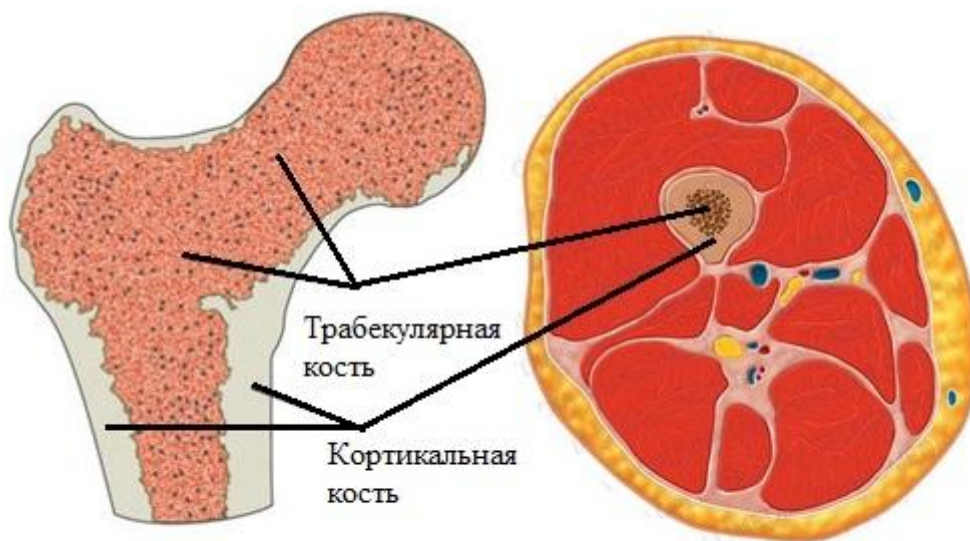


Рисунок 5 – Кость в окружение мягких тканей.

Для экспериментальных исследований в лабораторных условиях необходима разработка фантома костной ткани, окруженной мягкой тканью, с возможностью изменения характеристик исследуемых образцов. Для выполнения данной задачи разработан фантом в виде прямоугольного параллелепипеда из материала полистирол. В материале проделаны

несквозные отверстия разных диаметров для помещения в них различных исследуемых объектов (рис. 6).

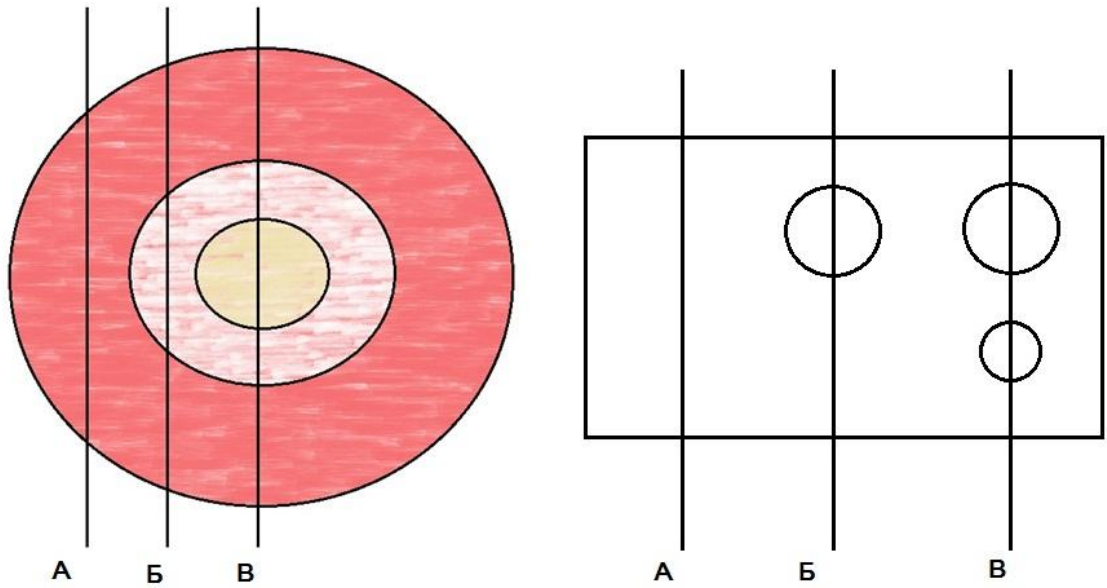


Рисунок 6 – Модель прохождения излучения через фантом кости.

Интенсивность электромагнитного излучения прошедшего через вещество описывается законом Бугера. Пусть данная среда просвечивается коллимированным пучком рентгеновского излучения, состоящего из двух моноэнергетических линий.

Для определения плотности слоев модели необходимо составить уравнения Бугера для двух энергий и уравнения связи для каждого из случаев А, Б, В.

Запишем систему уравнений для случая А:

$$\begin{cases} I' = I'_0 e^{-(\mu'_1 \rho_1 x_1)} \\ I'' = I''_0 e^{-(\mu''_1 \rho_1 x_1)} \\ \mu'_1 = a + b\mu''_1 \end{cases} \quad (33)$$

где индексы в виде одного и двух штрихов соответствуют первой и второй энергии, I_0 , I – интенсивности падающего и прошедшего через образец излучения; μ_1 – массовый коэффициент ослабления (далее по тексту просто массовые коэффициенты или МКО, в данном случае для первого слоя) слоя;

ρ_1 – плотность первого слоя, x_1 – толщина первого слоя, a и b – калибровочные коэффициенты, определяемые экспериментально.

В выражении (33) присутствует три неизвестных: это два массовых коэффициента и плотность слоя. Интенсивности излучения являются экспериментально определяемыми величинами. Имея три неизвестных и три уравнения (два уравнения Бугера и одно уравнение связи), решаем систему, находим плотность ρ_1 .

$$\rho_1 = \frac{1}{ax_1} \ln \left(\frac{I'_0}{I'} \right) - \frac{b}{ax_1} \ln \left(\frac{I''_0}{I''} \right) = \frac{\ln \left(\frac{I'_0}{I'} \right) - b \ln \left(\frac{I''_0}{I''} \right)}{ax_1} \quad (34)$$

Затем зная плотность, используя сначала первое, а затем второе уравнение в системе (33), находим также μ'_1 и μ''_1 .

Запишем систему уравнений для случая Б:

$$\begin{cases} I' = I'_0 e^{-(\mu'_1 \rho_1 x_1 + \mu'_2 \rho_2 x_2)} \\ I'' = I''_0 e^{-(\mu''_1 \rho_1 x_1 + \mu''_2 \rho_2 x_2)} \\ \mu'_2 = a + b \mu''_2 \end{cases} \quad (35)$$

В выражении (35) также три выражения и три неизвестных ρ_2 , μ'_2 и μ''_2 . Решаем систему уравнений, находя ρ_2 :

$$\rho_2 = \frac{A' - bA''}{ax_2}, \quad (36)$$

где:

$$A' = \ln \left(\frac{I'_0}{I'} \right) - \mu'_1 \rho_1 x_1$$

$$A'' = \ln \left(\frac{I''_0}{I''} \right) - \mu''_1 \rho_1 x_1$$

Затем зная плотность, используя сначала первое, а затем второе уравнение в системе (35), находим также μ'_2 и μ''_2 .

Запишем систему уравнений для случая В:

$$\begin{cases} I' = I'_0 e^{-(\mu'_1 \rho_1 x_1 + \mu'_2 \rho_2 x_2 + \mu'_3 \rho_3 x_3)} \\ I'' = I''_0 e^{-(\mu''_1 \rho_1 x_1 + \mu''_2 \rho_2 x_2 + \mu''_3 \rho_3 x_3)} \\ \mu'_3 = a + b \mu''_3 \end{cases} \quad (37)$$

В выражении (37) также три выражения и три неизвестных ρ_3 , μ_3' и μ_3'' . Решаем систему уравнений, находя ρ_3 :

$$\rho_3 = \frac{B' - bB''}{ax_3}, \quad (38)$$

где:

$$B' = \ln\left(\frac{I_0'}{I'}\right) - \mu_1'\rho_1x_1 - \mu_2'\rho_2x_2$$

$$B'' = \ln\left(\frac{I_0''}{I''}\right) - \mu_1''\rho_1x_1 - \mu_2''\rho_2x_2$$

Для приведенных расчетов нужно сделать уточнение, что толщина первого слоя (согласно модели на рис. 6) меняется в случаях А, Б, В, т.е. в каждой расчетных формулах (34), (36), (38) $x_1 \neq x_2 \neq x_3$.

Таким образом, используя послойное прохождение коллимированного пучка рентгеновского излучения, возможно, применяя уравнение связи, определить плотности всех слоев исследуемого фантома.

3.2 Приборы и техника эксперимента

Для выполнения целей поставленных в рамках данной квалификационной работы был использован лабораторный макет установки «Ретран-М», собранный для данной работы на кафедре ОФ. Принцип измерений плотности данным лабораторным макетом основывается на методе двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии. Фотография собранного лабораторного макета представлена на рисунке 7. Схема лабораторного макета приведена на рисунке 8.

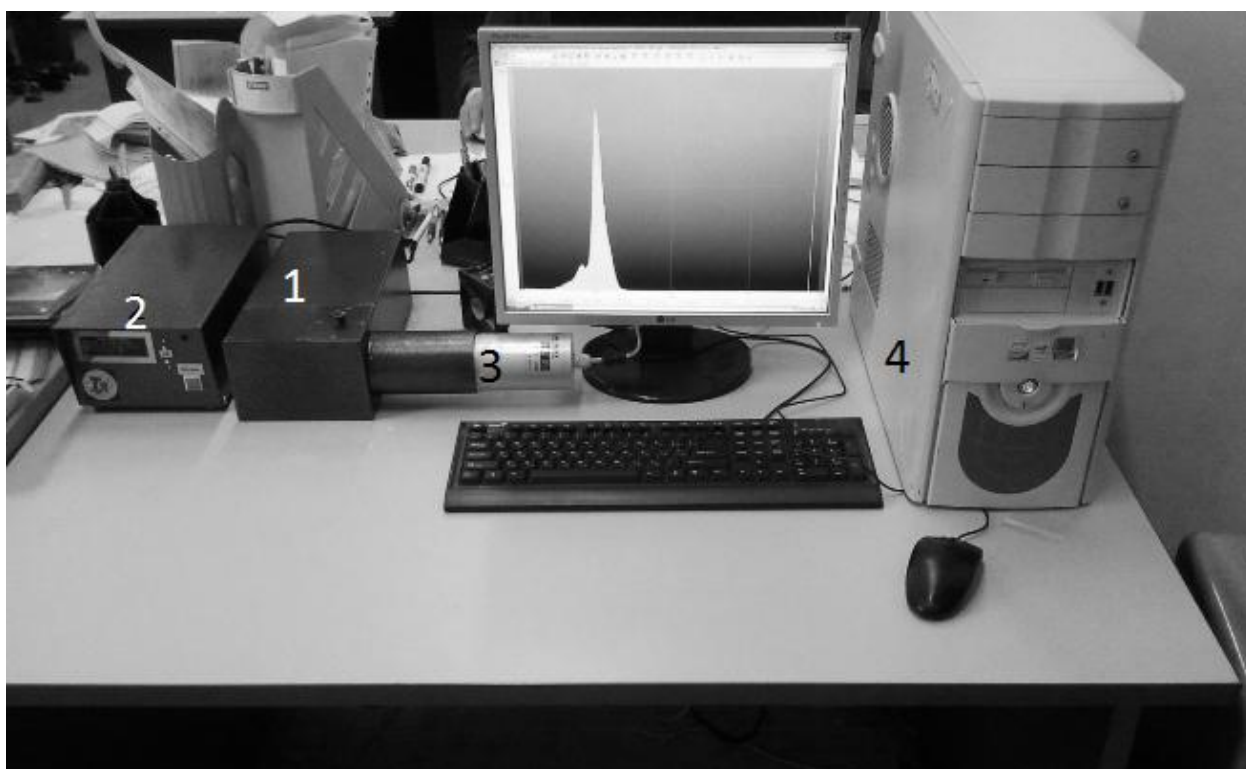


Рисунок 7 – Фотография лабораторного макета «Ретран-М», используемого для задач данной работы (1 – корпус, в котором находятся рентгеновская трубка, вторичная мишень и исследуемый образец; 2 – блок питания рентгеновской трубки; 3 – устройство детектирования; 4 – персональный компьютер)

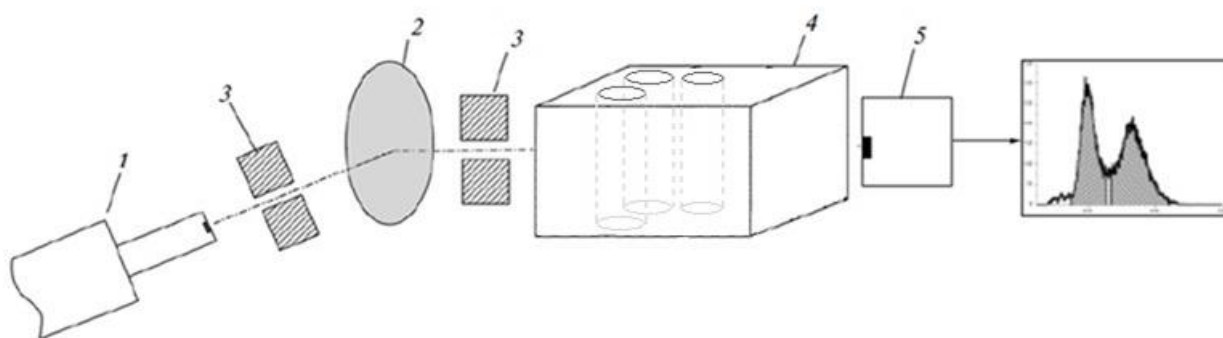


Рисунок 8 – Схема лабораторного макета «Ретран-М», используемого для задач данной работы (1 – рентгеновская трубка; 2 – вторичная мишень; 3 – коллиматор излучения; 4 – анализируемая проба; 5 – устройство детектирования; 6 – персональный компьютер)

Получение рентгеновского излучения осуществляется с помощью рентгеновской трубки с торцевым окном тип РАП 60-25 (максимальное напряжение – 60 кВ, ток – 25 мА), обозначенная на рисунке 8 цифрой 1. Пучок первичного рентгеновского излучения выходит через бериллиевое окно рентгеновской трубки и попадает на вторичную мишень 2 (Рисунок 8), выполненную из того элемента периодической системы, характеристическое рентгеновское излучение которого требуется получить. Затем поляризованный пучок проходит через коллиматор 3 (Рисунок 8) с диаметром 1 мм. Сколлимированный пучок проходит через изучаемый образец 4 (Рисунок 8), подвергаясь ослаблению. После прохождения образца пучок падает на сцинтилляционное устройство детектирования гамма-излучения УДС-ГЦ 20х1, отмеченного на рисунке 8 цифрой 5. Сцинтилляционный детектор измеряет энергию гамма-излучения и накапливает зарегистрированную информацию в виде статистических распределений по энергии (спектров) и передает их по стандартным каналам связи в компьютер 6 (Рисунок 8) для дальнейшей обработки, благодаря встроенным спектрометрическому тракту с цифровой обработкой сигнала и интерфейсу для связи с компьютером.

Рассмотрим отдельно оборудование, которое применяется в данной работе.

3.2.1 Рентгеновская трубка

Все рентгеновские трубки работают по одинаковому принципу: ускорение электронов в электрическом поле и их торможение в подходящем материале анода. При этом необходимо вакуумировать путь прохождения пучка, чтобы избежать столкновения с газовыми молекулами. Поэтому внутри корпуса рентгеновской трубки создается вакуум. Выход рентгеновского излучения из корпуса осуществляется через тонкое бериллиевое окно, пронизываемое для этого излучения.

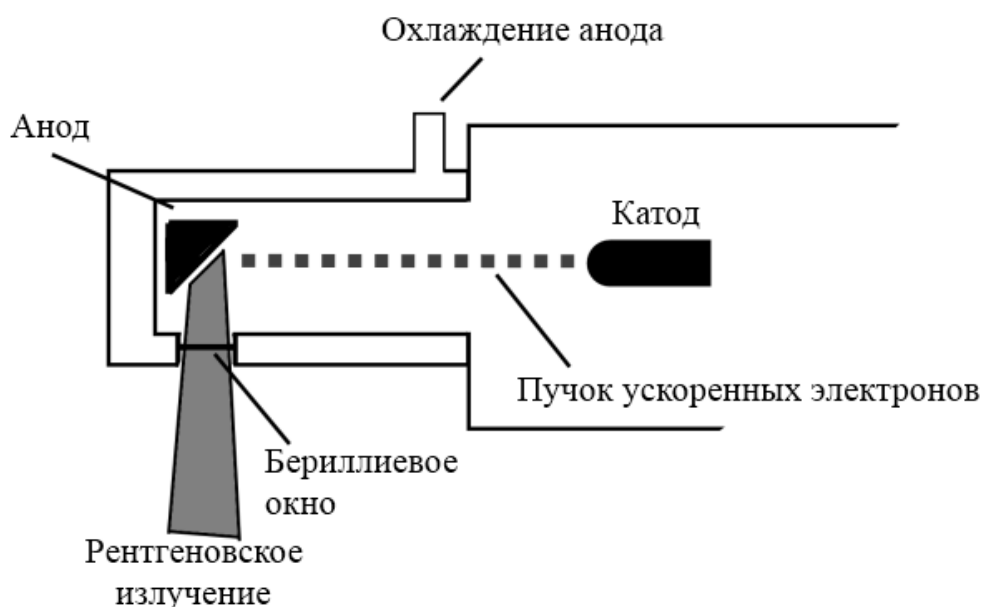


Рисунок 9 – Схема трубки с боковым окном

Основные различия между типами трубок заключаются в полярности анода и катода, а также в расположении выходных окон. Два наиболее важных типа – это трубка с торцевым окном (Рисунок 10, ее также называют трубкой с концевым окном) и трубка с боковым окном.

В трубке с боковым окном (Рисунок 9) к катоду приложено отрицательное напряжение. Электроны испускаются нагретым катодом и ускоряются в направлении анода. Анод находится под нулевым потенциалом. Таким образом, разность потенциалов между анодом и материалом корпуса с боковым выходным окном отсутствует.

Из физических основ следует, что часть электронов всегда будет рассеиваться на поверхности анода. Число этих обратно рассеянных электронов зависит от материала анода и может составлять до 40 %. В трубке с боковым окном обратно рассеянные электроны способствуют нагреву окружающих материалов, особенно бокового окна. Поэтому выходное окно должно быть устойчивым к высоким термическим нагрузкам и не может быть очень тонким. Минимальная толщина бериллиевых окон, используемых в трубках с боковым окном, составляет 300 мкм. Это приводит к слишком высокому поглощению низкоэнергетического характеристического излучения материала анода в выходном окне и, в связи с этим, к ограничению в возбуждении более легких элементов в пробе.

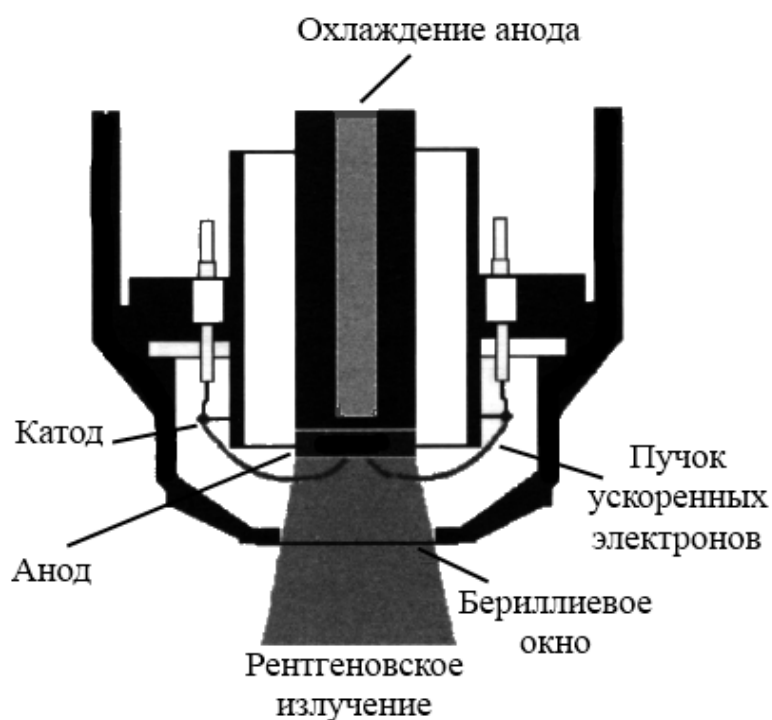


Рисунок 10 – Схема трубки с торцевым окном

Трубка с торцевым окном отличается тем, что к аноду приложено положительное высокое напряжение, а бериллиевое выходное окно расположено на торцевой трубки (Рисунок 10).

Кольцевой катод располагается вокруг анода и находится под нулевым потенциалом. Электроны испускаются нагретым катодом и

ускоряются в направлении электрических силовых линий над анодом. Благодаря тому факту, что между положительно заряженным анодом и окружающим материалом, включая бериллиевое окно, имеется разность потенциалов, обратно рассеянные электроны будут по физическим условиям направляться обратно к аноду. При этом выходное окно не будет нагреваться. Бериллиевое окно остается "холодным" и, поэтому, может быть значительно более тонким по сравнению с трубкой с боковым окном. Обычно используются окна с толщиной 125 и 75 мкм. Это условие выполняется для того, чтобы легкие элементы возбуждались характеристическим излучением материала анода (например, родия).

Из-за приложенного высокого напряжения для охлаждения анода должна применяться неэлектропроводная, деионизированная вода. Приборы с трубками с торцевым окном по этой причине снабжены замкнутым внутренним контуром водяного охлаждения с деионизированной водой, которая также охлаждает головную часть трубки.

В данной работе используется рентгеновская трубка типа БХ-10 с торцевым окном.

3.2.2 Блок детектирования

Сцинтилляционное устройство детектирования гамма-излучения УДС-ГЦ предназначено для измерения энергии гамма-излучения и накопления зарегистрированной информации в виде статистических распределений по энергии (спектров) и их передачи по стандартным каналам связи в компьютер для дальнейшей обработки. Применяется для создания спектрометрических систем лабораторного и промышленного назначения для проведения качественного и количественного анализа гамма излучающих радионуклидов в диапазоне регистрируемых энергий от 10 до 100 кэВ.

Сцинтилляционное устройство состоит из:

- Детектор: кристалл NaI(Tl) размерами $\varnothing 20 \times 1$ мм³;
- Фотоэлектронный умножитель ФЭУ;
- Спектрометрический тракт с цифровой обработкой сигнала;
- Светодиодная система стабилизации тракта;
- Преобразователи напряжений для питания электроники и ФЭУ;
- Процессор и память спектра;
- Интерфейс RS-485 и RS-232 для связи с компьютером.

Схема типичного сцинтилляционного устройства детектирования представлена на рисунке 11.

В большинстве современных приборов в качестве сцинтилляторов применяют один или несколько кристаллов. К кристаллу прилежит фотоэлектронный умножитель (ФЭУ), воспринимающий световые вспышки, происходящие в кристалле, и преобразующий их в электрические импульсы, амплитуда которых пропорциональна энергии регистрируемых гамма-квантов. Все сцинтилляционные счетчики снабжены особым устройством в виде свинцового футляра (экрана), который защищает кристалл от радиационного фона и излучения участков тела, не подлежащих исследованию.

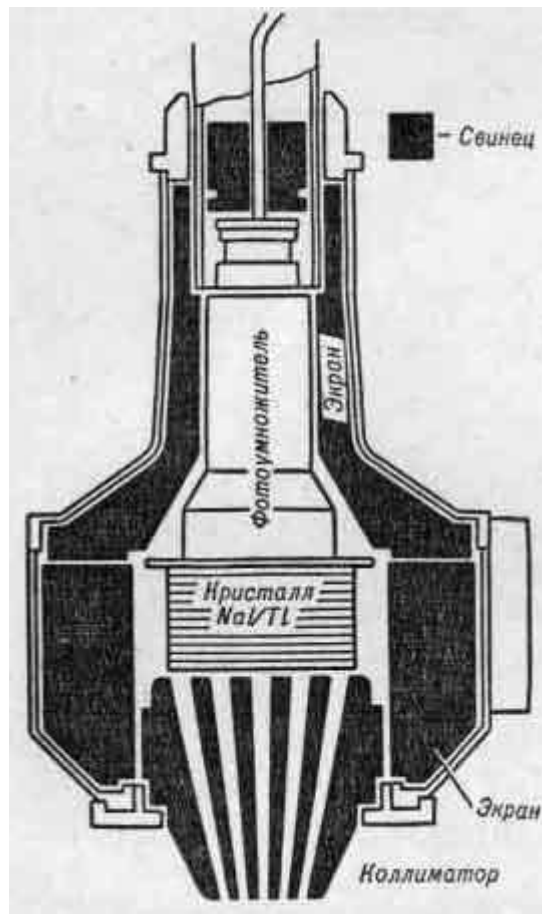


Рисунок 11 – Схема сцинтилляционного устройства детектирования

Механизм образования электронного потока можно представить схемой поглощение энергии частицы $\Rightarrow$ преобразование поглощенной энергии в световые фотоны $\Rightarrow$ сбор фотонов на фотокатод ФЭУ и выбивание из него фотоэлектронов (первичного электрического заряда) $\Rightarrow$ усиление электронного потока диодной системой ФЭУ (ударное размножение разгоняемых электронов на диодах ФЭУ) $\Rightarrow$ сбор электронного потока на аноде ФЭУ.

4 РЕЗУЛЬТАТЫ ПРОВЕДЕННОГО ИССЛЕДОВАНИЯ

4.1 Определение калибровочных коэффициентов для моноэнергетических линий бария и неодима

Для экспериментальных исследований методом ДЭРА необходимо получение двух моноэнергетических линий. Необходимые для измерений две энергетические линии получают либо с помощью фильтров, либо с помощью быстрого переключения напряжения на рентгеновской трубке, либо с использованием вторичных мишеней. В данной работе для получения двух моноэнергетических линий используются вторичные мишени (как показано на Рисунке 8), т.к. использование вторичных мишеней является самым доступным вариантом получения целого ряда моноэнергетических линий. Подбирается пара мишеней, выполненных из того материала, K_α линию которых необходимо получить.

Для данной работы рассматривался целый ряд материалов для использования в качестве вторичных мишеней: цирконий, молибден, серебро, йод, барий, неодим. В ходе работы к моноэнергетическим линиям предъявлялись следующие требования: энергия линии должна быть достаточно высока, чтобы пучок излучения прошел через исследуемый образец, в то же время накладывается ограничение на энергию линии в связи с возможностями рентгеновской трубки (максимальное напряжение 60 кВ). В связи с вышеизложенным выбраны моноэнергетические линии бария и неодима с энергиями, соответственно 32,193 кэВ и 37,361 кэВ.

Первым этапом работы являлось определение калибровочных коэффициентов, входящих в уравнение связи, для выбранных энергий бария и неодима. Для этого в ходе эксперимента для водно-спиртовых растворов различных плотностей для каждой энергии экспериментально определялись массовые коэффициенты ослабления (МКО). Для определения МКО использовались растворы с плотностями от 862 до 998 кг/м³.

Для более точного определения калибровочных коэффициентов расчет производился двумя способами. В первом способе производились

измерения интенсивности рентгеновского излучения при отсутствии (I_0) и присутствии (I) пробы, всего 6 растворов разных плотностей. По результатам измерений строились зависимости между массовыми коэффициентами ослабления (уравнения связи) для двух выбранных энергий. Для оценки воспроизводимости калибровочных коэффициентов проведены 5 серий измерений 6-ти растворов разных плотностей. Результат для 5 серий представлен на рисунке 12.

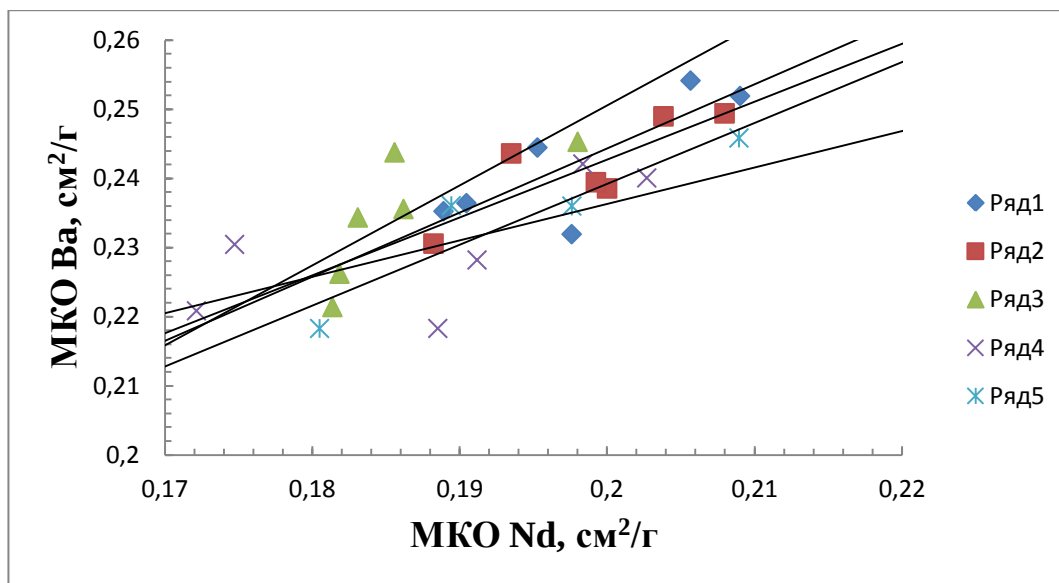


Рисунок 12 – зависимость между МКО для двух энергий

Как видно из графика, в целом, линейные зависимости массовых коэффициентов между сериями измерений имеют хорошую воспроизводимость. Следовательно, используя данные прямые можно извлечь информацию о коэффициентах a и b . Среднее для пяти значений $a = -0.09$, $b = 1.68$.

Во втором способе проводились измерения интенсивности рентгеновского излучения при отсутствии и наличии пробы, всего двух проб разных плотностей. Далее с помощью выражения (34) составлялась система из двух уравнений для двух растворов, из которых находились коэффициенты a и b . Такой расчет проведен для пяти различных пар растворов. Среднее для пяти значений $a = -0.07$, $b = 1.64$.

Полученные результаты были сравнены с результатами из первого способа. В итоге калибровочные коэффициенты определены, как $a = -0.08$, $b = 1.66$.

4.2 Оценка чувствительности и определение погрешности измерения плотности веществ методом двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии с уравнением связи

В данной работе проведена оценка чувствительности метода ДЭРАС. Для этого определялось количество зарегистрированных импульсов N' (для монолинии бария) и N'' (для монолинии неодима) в присутствии растворов плотностями от 862 до 998 кг/м³. Результат представлен в таблице 1.

Таблица 1 – Число зарегистрированных импульсов в присутствии растворов

ρ , кг/м ³	N'	N''
0.8620	224821	147697
0.8915	221548	145424
0.9275	217833	143195
0.9420	217354	141736
0.9755	213815	139366
0.9960	211922	137910
N_{cp}	217882	142554
$2 \cdot \sqrt{N_{cp}}$	932	754

По результатам построена зависимость количества зарегистрированных импульсов от плотности растворов (рисунок 13). Величина $dN = 2 \cdot \sqrt{N_{cp}}$ является той величиной, при изменении на которую количества зарегистрированных импульсов, она внесет вклад в минимальное изменение расчетной плотности. То есть, зная dN для каждой линии, можно рассчитать чувствительность метода по плотности для этих линий. Величина dN является, если разбить прямые на рисунке 13 на минимальные одинаковые отрезки, ценой деления.

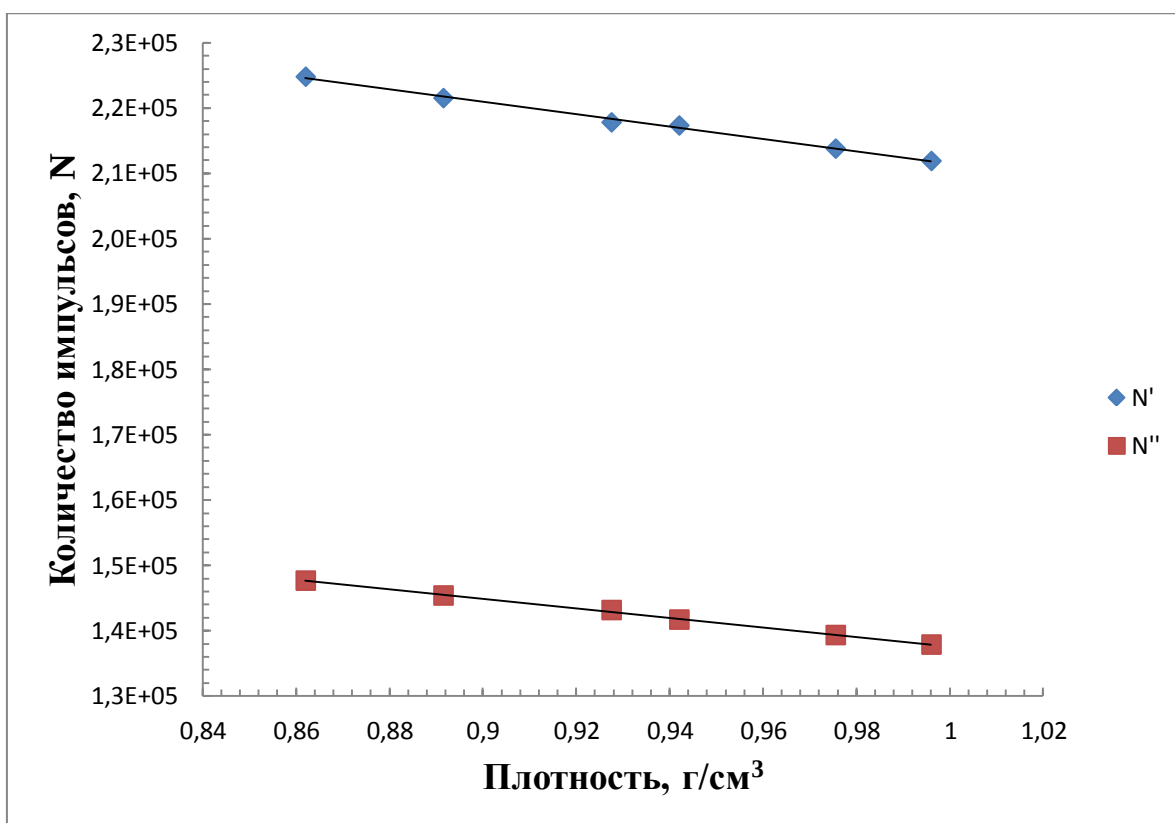


Рисунок 13 – Зависимость количества зарегистрированных импульсов от плотности пробы

После расчетов получаем, $dN'=932$, $d\rho_1=0.009 \text{ г/см}^3$; $dN''=754$, $d\rho_2=0.011 \text{ г/см}^3$.

Таким образом, определена чувствительность метода ДЭРАС с использованием моноэнергетических линий бария и неодима.

Для определения погрешности измерения плотности веществ методом ДЭРАС исследована стабильность работы рентгеновской трубки. Под стабильностью понимается изменение во времени количества испускаемых фотонов рентгеновской трубкой за одинаковый промежуток времени, в данном случае, за 1 минуту.

Результат такого исследования представлен в таблице 2 и на рисунке 14.

Исходя из полученных данных, сделан вывод, что рентгеновская трубка выходит на стабильный режим работы примерно через 200 минут.

Таблица 2 – Стабильность рентгеновской трубки

Время, мин	N, имп.	Время, мин	N, имп.
23	285045	205	252194
39	275511	220	251506
54	268552	235	252172
69	266828	250	252446
84	265828	265	251735
99	262269	280	252061
114	257385	295	252402
129	255178	310	252067
160	254594	325	251948
175	253260	340	252249
190	252388		

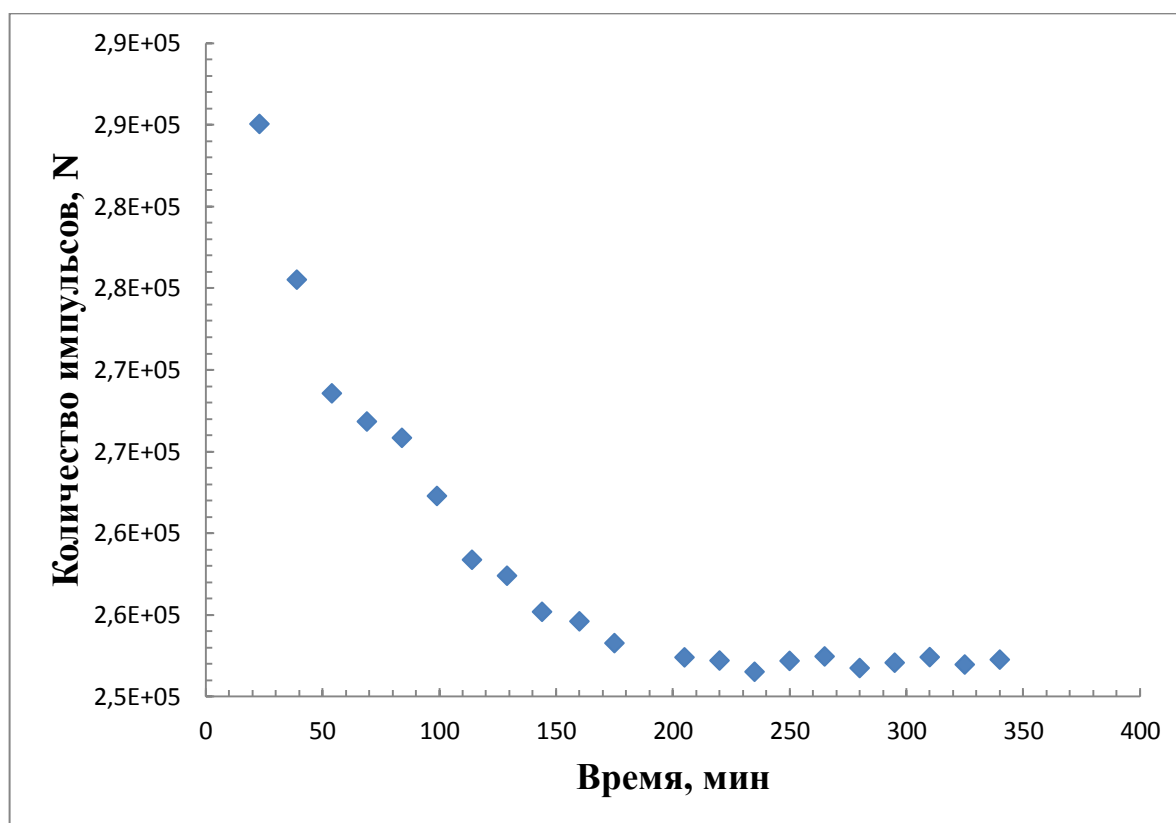


Рисунок 14 – Стабильность рентгеновской трубки

Используя данные из таблицы 2, рассчитано, что через 200 минут максимальное отклонение количества импульсов, испущенных трубкой за 1 минуту, не превышает 0.5% от среднего значения, отсюда $\Delta N=0.5\%$, что является статистической ошибкой измерений. Используя (34), (36), (38), определено насколько меняется итоговая расчетная плотность при изменении значений I_0 и I для первой и для второй моноэнергетических линий (условно, $\Delta\rho_1$ и $\Delta\rho_2$), а также для их одновременного изменения (условно, $\Delta\rho_{1,2}$) на $\Delta N=0.1\%$. Результат представлен в таблице 3. В правой части таблицы 3 аналогично теоретически рассчитано изменение расчетной плотности при более стабильной работе трубки $\Delta N=0.1\%$.

Таблица 3 – Определение погрешности метода

	$\Delta N=0.5\%$	$\Delta N=0.1\%$
$\Delta\rho_1, \%$	2.1	0.4
$\Delta\rho_2, \%$	4.3	0.7
$\Delta\rho_{1,2}, \%$	9.7	1.4

Исходя из результатов, сделан вывод, что погрешность определения плотности метода ДЭРАС зависит только от стабильности работы оборудования (рентгеновской трубки), и при $\Delta N=0.1\%$ не превысит 1.4%.

4.3 Определение плотности фантома костной ткани

Для выполнения последней задачи: проведения экспериментальных измерений и математического расчета для определения плотности слоев трехслойной модели с помощью метода ДЭРА с уравнением связи на выбранных энергиях проводилось послойное просвечивание фантома тканей, как показано на рисунке 6. Плотности слоев рассчитывались согласно выражениям (34), (36), (38). Мягкую ткань, окружающую кость, моделировал полистирол (плотность 1.03 г/см^3). Кортикальную кость моделировал графит (плотность 1.77 г/см^3), а трабекулярную – сахарные растворы плотностями $1.21, 1.31, 1.43 \text{ г/см}^3$. Измерения проводились на двух фантомах отверстиями разных диаметров. Полученные результаты представлены в таблице 4 и таблице 5.

Таблица 4 – Результаты измерений плотности фантома

Фантом 1 (4 измерения)					
Материал и плотность, г/см^3	Измеренная плотность, г/см^3	Относительное отклонение измеренной плотности	Материал и плотность, г/см^3	Измеренная плотность, г/см^3	Относительное отклонение измеренной плотности
полистирол, 1.03	1.05	0.01	полистирол, 1.03	1.03	0.00
графит, 1.77	1.76	0.01	графит, 1.77	1.74	0.02
раствор сахара, 1.21	1.48	0.22	раствор сахара, 1.21	1.44	0.19
раствор сахара, 1.31	1.62	0.23	раствор сахара, 1.31	1.54	0.17

раствор сахара, 1.43	1.44	0.01	раствор сахара, 1.43	1.45	0.01
полистирол, 1.03	1.13	0.09	полистирол, 1.03	1.09	0.06
графит, 1.77	1.97	0.11	графит, 1.77	2.05	0.16
раствор сахара, 1.21	1.33	0.10	раствор сахара, 1.21	1.20	0.01
раствор сахара, 1.31	1.63	0.25	раствор сахара, 1.31	1.35	0.03
раствор сахара, 1.43	1.55	0.08	раствор сахара, 1.43	1.40	0.02

Таблица 5 – Результаты измерений плотности фантома

Фантом 2 (2 измерения)					
Материал и плотность, г/см ³	Измеренная плотность, г/см ³	Относительное отклонение измеренной плотности	Материал и плотность, г/см ³	Измеренная плотность, г/см ³	Относительное отклонение измеренной плотности
полистирол, 1.03	1.05	0.02	полистирол, 1.03	1.03	0.00
графит, 1.77	1.76	0.01	графит, 1.77	1.80	0.02
раствор сахара, 1.21	1.48	0.22	раствор сахара, 1.21	1.16	0.04
раствор сахара, 1.31	1.62	0.24	раствор сахара, 1.31	1.24	0.05
раствор сахара, 1.43	1.44	0.01	раствор сахара, 1.43	1.45	0.01

Фантом 1 – фантом кости в окружении мягких тканей, в котором имеются отверстия диаметром 8 мм под графитовый стержень и диаметром 4 мм для сахарных растворов. Фантом 2 – фантом кости в окружении мягких тканей, в котором имеются отверстия диаметром 8 мм под графитовый стержень и диаметром 6 мм для сахарных растворов.

Как видно из таблицы 4, отклонение измеренной плотности относительно истинной лежит в пределах 1–25%. Такой разброс объясняется тем, что в проведенных измерениях, как графитовый стержень, так и сахарные растворы помещались в отверстия цилиндрической формы разного диаметра, то есть при прохождении коллимированного пучка через пробу, нужно иметь как можно менее узкий пучок, проходящий строго по центру пробы. Таким образом, основная ошибка имеет «геометрический» характер, то есть в данном случае, коллимированный пучок рентгеновского излучения диаметром 1 мм проходя через пробу диаметром 4 мм, проходит, на самом деле, меньше 4-х мм пробы. В расчет прохождения в данном случае за счет этого вносится ошибка.

Исходя из полученных данных в таблице 5 для второго измерения фантома 2, сделан вывод, что погрешность определения плотности всех слоев лежит в пределах до 5%, что согласуется с теоретическими расчетами погрешности определения плотности веществ методом ДЭРАС.

**ЗАДАНИЕ ДЛЯ РАЗДЕЛА
«ФИНАНСОВЫЙ МЕНЕДЖМЕНТ, РЕСУРСОЭФФЕКТИВНОСТЬ И
РЕСУРСОСБЕРЕЖЕНИЕ»**

Студенту:

Группа	ФИО
ОБМ41	Куликову Станиславу Олеговичу

Институт	ФТИ	Кафедра	Общей физики
Уровень образования	магистратура	Направление/специальность	Физика конденсированного состояния вещества

Исходные данные к разделу «Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение»:

1. Стоимость ресурсов научного исследования (НИ): материально-технических, энергетических, финансовых, информационных и человеческих	1. Стоимость материалов. 2. Зарботная плата руководителя проекта. 3. Зарботная плата исполнителей проекта.
2. Нормы и нормативы расходования ресурсов	1. Нормы рабочего времени, выполнения проекта
3. Используемая система налогообложения, ставки налогов, отчислений, дисконтирования и кредитования	1. Ставка налога отчисления во внебюджетные фонды. 2. Процент дополнительной зарботной платы.

Перечень вопросов, подлежащих исследованию, проектированию и разработке:

1. Оценка коммерческого потенциала, перспективности и альтернатив проведения НИ с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения	1. Планирование работ в течении осуществления проекта.
2. Планирование и формирование бюджета научных исследований	1. Планирование и расчет бюджета научной-исследовательской работы.
3. Определение ресурсной (ресурсосберегающей), финансовой, бюджетной, социальной и экономической эффективности исследования	1. Определение эффективности и перспектив научного исследования.

Перечень графического материала (с точным указанием обязательных чертежей):

1. График проведения и бюджет НИ
2. Оценка ресурсной, финансовой и экономической эффективности НИ
3. Диаграмма Ганта

Дата выдачи задания для раздела по линейному графику

Задание выдал консультант:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент	Верховская М.В.	Канд.экон.наук		

Задание принял к исполнению студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
ОБМ41	Куликов С.О.		

5 ФИНАНСОВЫЙ МЕНЕДЖМЕНТ, РЕСУРСОЭФФЕКТИВНОСТЬ И РЕСУРСОСБЕРЕЖЕНИЕ

На сегодняшний день оценка коммерческой ценности разработки является обязательным условием поиска источников финансирования научного исследования и коммерциализации его результатов. Для разработчиков эта часть имеет большое значение, так как они должны представлять состояние и перспективы проводимых научных исследований.

Оценка позволяет ученому не только улучшить технические параметры, но и создать конкурентоспособную разработку, отвечающую современным требованиям, а также найти партнеров для дальнейшего проведения научного исследования и внедрения его результатов в промышленный оборот.

Целью данной главы является расчет затрат, необходимых для проведения научного исследования на тему «определение плотности гомогенных многослойных сред в медицине».

5.1 SWOT-анализ

Для анализа внешней, а также внутренней среды выполняемого научного исследования применяют - SWOT-анализ. SWOT – Strengths (сильные стороны), Weaknesses (слабые стороны), Opportunities (возможности) и Threats (угрозы).

SWOT-анализ проходит в несколько шагов.

В ходе первого этапа необходимо описать сильные и слабые стороны проекта, выявить возможности и угрозы для выполнения проекта, которые проявились или могут появиться в его внешней среде.

Результаты первого этапа SWOT-анализа представлены в таблице 6.

Таблица 6 - SWOT-анализ

	Сильные стороны научно- исследовательского проекта:	Слабые стороны научно- исследовательского проекта:
	С1. Заявленная экономичность технологии. С2. Экологичность технологии. С3. Квалифицированный персонал. С4. Более низкая стоимость производства по сравнению с другими технологиями.	Сл1. Длительный период при некоторых видах исследований. Сл2. Отсутствие необходимого оборудования для проведения исследований. Сл3. Недостаток финансовых средств Сл4. Отсутствие инжиниринговой компании, способной построить производство под ключ
Возможности:		
В1. Иностранные партнеры проявляют интерес к подобным исследованиям. В2. Возможность использовать достижения ТПУ в научно-исследовательской области В3. Рынок товаров конкурентов является стабильным в плане цен.		
Угрозы:		

У1. Новые технологии имеют низкий спрос. У2. Технологии имеют экспортные ограничения. У3. Государство несвоевременно осуществляет финансирование научного исследования		
--	--	--

После того как сформулированы четыре области SWOT переходят к реализации второго этапа.

Цель второго этапа – выявить соответствия сильных и слабых сторон научно-исследовательского проекта внешним условиям окружающей среды. Это соответствие или несоответствие поможет выявить целесообразность проведения стратегических изменений. Использование интерактивной матрицы помогает разобраться с различными комбинациями взаимосвязей областей SWOT.

Таблица 7 - Интерактивная матрица работы

Сильные стороны проекта					
Возможности проекта		C1	C2	C3	C4
	B1	+	+	+	0
	B2	+	+	+	-
	B3	-	-	-	0

Анализ интерактивных таблиц представляется в форме записи сильно коррелирующих сильных сторон и возможностей, или слабых сторон и возможностей и т.д. следующего вида: B1C1C2C3; B2C1C2C3. Каждая из записей представляет собой направление реализации проекта. В таблице

факторы помечаются: соответствие сильных сторон возможностям знаком плюс «+»; слабое соответствие знаком минус«-»; если есть сомнения в том, что поставить «+» или «-» - знак«0» (таблица 7).

В ходе третьего этапа представляется итоговая матрица SWOT-анализа, которая приводится в магистерской диссертации (таблица 8).

Результаты SWOT-анализа учитываются при разработке структуры работ, выполняемых в рамках научно-исследовательского проекта.

Таблица 8 - SWOT-анализ

	Сильные стороны научно- исследовательского проекта:	Слабые стороны научно- исследовательского проекта:
	С1. Заявленная экономичность технологии.	Сл1. Длительный период при некоторых видах исследований.
	С2. Экологичность технологии.	Сл2. Отсутствие необходимого оборудования для проведения исследований
	С3. Квалифицированный персонал.	Сл3. Недостаток финансовых средств
	С4. Более низкая стоимость производства по сравнению с другими технологиями.	Сл4. Отсутствие инжиниринговой компании, способной построить производство под ключ

Возможности: В1. Интерес к подобным исследованиям со стороны иностранных партнеров В2. Использование научно-исследовательские достижения ТПУ В3. Ценовая стабильность на рынке товаров-конкурентов	При использовании научно-исследовательских достижений ТПУ можно повысить снизить стоимость производимой продукции и тем самым заявить об экономичности, экологичности технологии, а также повышении квалификации персонала.	Научно-исследовательские достижения ТПУ могут быть использованы при отсутствии необходимого оборудования и недостатке финансирования.
Угрозы: У1. Отсутствие спроса на новые технологии производства У2. Ограничения на экспорт технологии У3. Несвоевременное финансовое обеспечение научного исследования со стороны государства	Заявленная экономичность и энергоэффективность может быть не оправдана при отсутствии спроса на новые технологии, ограничении на экспорт и несвоевременном финансировании научного исследования.	Отсутствие необходимого оборудования и длительность периода исследований может привести к отсутствию спроса на новые технологии.

Результаты SWOT-анализа учитываются при разработке структуры работ, выполняемых в рамках научно-исследовательского проекта.

Приведённый анализ показал, что технология, находясь на этапе разработки, имеет хорошие шансы на коммерциализацию, с учетом проявляемого интереса партнеров и удачных исследований. При этом, если переход разработки в стадию коммерциализации затянется, то возможна потеря спроса на готовую технологию.

5.2 Планирование научно-исследовательских работ

Для определения общего содержания работ, уточнения целей и разработки последовательных действий необходимо составить календарный график выполнения НИОКР.

Таблица 9 - Календарный план ВКР

№ работы	Название	Длительность, дни	Дата начала работ	Дата окончания работ	Состав участников
1	Разработка технического задания на ВКР	3	12.01.2016	15.01.2016	Руководитель
2	Составление и утверждение технического задания	2	16.01.2016	18.01.2016	Руководитель
3	Выбор направления исследования и способов решения задач	2	19.01.2016	21.01.2016	Руководитель магистрант
4	Подбор и изучение научно-технической литературы по теме	38	22.01.2016	01.03.2016	магистрант
5	Разработка методики экспериментальных исследований	2	02.03.2016	04.03.2016	Руководитель магистрант
6	Проведение экспериментальных исследований	40	04.03.2016	14.04.2016	магистрант
7	Анализ и обработка полученных результатов	20	15.04.2016	8.05.2016	Руководитель магистрант
8	Оформление пояснительной записки	21	10.05.2016	31.05.2016	магистрант
9	Подготовка к защите ВКР	17	1.06.2016	17.06.2016	Руководитель, магистрант

Иллюстрацию календарного плана представляют в виде диаграммы Ганта таблица 10, представляющую собой тип столбчатых диаграмм (гистограмм). Они характеризуют начало даты и окончания выполнения работ, и представлены протяженными во времени отрезками с различной штриховкой (отвечающей за исполнителя работы).

Таблица 10 - Календарный план-график проведения НИОКР

№	Вид работ	Исполнитель	Продолжительность выполнения работ																	
			январь			февраль			март			апрель			май			июнь		
			Декады (10 дней)																	
			1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	
1	Разработка технического задания на ВКР	р																		
2	Составление и утверждение технического задания	р																		
3	Выбор направления исследования и способов решения задач	р , м		 																
4	Подбор и изучение научно- технической литературы по теме	м																		
5	Разработка методики эксперимен- тальных	р , м						 												

	исследований																		
6	Проведение экспериментальных исследований	м																	
7	Анализ и обработка полученных результатов	р																	
8	Оформление пояснительной записки	м																	
9	Подготовка к защите ВКР	м																	

р – руководитель – ,

м – магистрант – .

5.3 Бюджет научного исследования

Планирование бюджета научного исследования предполагает необходимость учета полного и достоверного отражения всех видов планируемых расходов, необходимых при его выполнении.

Процесс формирования бюджета НТИ включает в себя учет материальных затрат НТИ, затрат на специальное оборудование для научных (экспериментальных) работ, основную заработную плату исполнителей темы и другие статьи по затратам, представленным в таблице 11.

Таблица 11 - Группировка затрат по статьям

Виды работ	Сырье, материалы (за вычетом возвратных отходов), покупные изделия	Специальное оборудование для научных (экспериментальных) работ	Основная за-работная плата	Дополнительная за работная плата	Отчисления на соц. нужды	Прочие прямые расходы	Накладные расходы	Итого Плановая себестоимость НИР
1	499	7211	99445	9944	32926	2253	87511	
2			13200					252989

Расчет стоимости материальных затрат осуществляется по договорным ценам или действующим прейскурантам. Учитываются затраты на оформление документации (канцелярские принадлежности, тиражирование материалов). Транспортно-заготовительные расходы (3 – 5 % от цены) также входят в расчет стоимости материальных затрат. Результаты по данной статье представлены таблице 12.

Таблица 12 - Сырье, материалы, комплектующие изделия и покупные полуфабрикаты

№	Материал	Единица материала	Цена, руб/ед.	Количество материала	Затраты, руб.
1	Пластина полистирола	шт	120	1	120
2	Пластина алюминиевая	шт	80	1	80
3	Спирт этиловый	л	200	0,5	100
4	Моющее средство	л	40	1	40
5	Дистиллированная вода	л	15	2	30
6	Графит	шт	60	1	60
7	Сахар	кг	50	1	50
Всего за материалы					480

Транспортно-заготовительные расходы (3-5%)	19
Итого	499

5.3.1 Специальное оборудование для научно-исследовательских работ

Все затраты, связанные с приобретением специального оборудования (приборов, контрольно-измерительной аппаратуры, стендов, устройств и механизмов) необходимого для проведения работ по конкретной теме включены в данную статью.

Таблица 13 - Расчет затрат по статье «Спецоборудование для научных работ»

№	Наименование оборудования	Кол. ед. оборудования	Стоимость (руб.)	Амортизация в год (руб.)	Срок использования (дни)	Амортизация за все дни использования
1	Рентгеновская трубка РАП 60-25	1	230000	23000	60	5923
2	Детектор УДС-ГЦ	1	120000	5000	60	1288
3	Итого					7211

Вышеуказанное спецоборудование для проведения научно-исследовательской работы имеются в лабораториях ТПУ. Поэтому дополнительные финансовые расходы по данной статье не учитываются.

5.3.2 Расчет основной заработной платы

Статья включает основную заработную плату работников, которые непосредственно заняты выполнением научного исследования, (включая премии, доплаты) и дополнительную заработную плату.

$$C_{\text{зп}} = Z_{\text{осн}} + Z_{\text{доп}}, \quad (39)$$

где $Z_{\text{осн}}$ – основная заработная плата;

$Z_{\text{доп}}$ – дополнительная заработная плата.

Основная заработная плата ($Z_{\text{осн}}$) руководителя (лаборанта, инженера) от предприятия (при наличии руководителя от предприятия) рассчитывается по следующей формуле:

$$Z_{\text{осн}} = Z_{\text{дн}} \cdot T_{\text{раб}}, \quad (40)$$

где $Z_{\text{осн}}$ – основная заработная плата одного работника;

$T_{\text{р}}$ – продолжительность работ, выполняемых научно-техническим работником, раб. дн.;

$Z_{\text{дн}}$ – среднедневная заработная плата работника, руб.

Среднедневная заработная плата рассчитывается по формуле:

$$Z_{\text{дн}} = \frac{Z_{\text{м}} \cdot M}{F_{\text{д}}}, \quad (41)$$

где $Z_{\text{м}}$ – месячный должностной оклад работника, руб. (окладом магистранта выступает стипендия, 2200руб.);

M – количество месяцев работы без отпуска в течение года:

при отпуске в 24 раб. дня $M = 11,2$ месяца, 5-дневная неделя;

при отпуске в 48 раб. дней $M = 10,4$ месяца, 6-дневная неделя;

F_d – действительный годовой фонд рабочего времени научно-технического персонала, раб. дн. (таблица 15).

Таблица 14 – Баланс рабочего времени

Показатели рабочего времени	Руководитель	Магистр
Календарное число дней	365	365
Количество нерабочих дней		
- выходные дни	96	104
- праздничные дни	12	12
Потери рабочего времени		
- отпуск	24	24
- невыходы по болезни	-	-
Действительный годовой фонд рабочего времени	233	225

Месячный должностной оклад

$$З_m = З_б k_p = 44974 \text{ руб.}, \quad (42)$$

где $З_б$ – базовый оклад, руб;

k_p – районный коэффициент, равный 1,3.

Таблица 15 – Расчет основной заработной платы

Исполнители	$З_б$, руб.	k_p	$З_m$, руб.	$З_{дн}$, руб.	$T_{раб}$ раб.дн.	$З_{осн}$, руб.
Руководитель	34595,56	1.3	44974	2162	46	99445
Магистрант	-	-	2200	-	-	13200

5.3.3 Дополнительная заработная плата научно-производственного персонала

Дополнительную заработную плату рассчитывали на примере руководителя. Она включает оплату за непроработанное время (очередной и учебный отпуск, выполнение государственных обязанностей, выплата вознаграждений за выслугу лет и т.п.) и рассчитывается исходя из 10-15% от основной заработной платы, работников, непосредственно участвующих в выполнении темы:

$$З_{\text{доп}} = k_{\text{доп}} З_{\text{осн}} = 0,1 \cdot 99445 = 9944,5 \text{ руб.} \quad (43)$$

где $З_{\text{доп}}$ – дополнительная заработная плата, руб.;

$k_{\text{доп}}$ – коэффициент дополнительной зарплаты ($k_{\text{доп}} = 0,1$);

$З_{\text{осн}}$ – основная заработная плата, руб.

Расчёт основной и дополнительной заработной платы представлен в таблице 16.

Таблица 16. Заработная плата исполнителей НИР

Заработная плата	Руководитель	Магистрант
Основная зарплата	99445	2200
Дополнительная зарплата	9944	-
Зарплата исполнителя	109389	13200
Итого по статье $C_{зн}$, руб	122589	

5.3.4 Отчисления на социальные нужды

Статья включает в себя отчисления во внебюджетные фонды:

$$C_{\text{внеб}} = k_{\text{внеб}} \cdot (З_{\text{осн}} + З_{\text{доп}}) = 0,301 \cdot (99445 + 9944) = 32926 \text{ руб.} \quad (44)$$

где $k_{\text{внеб}}$ – коэффициент отчислений на уплату во внебюджетные фонды (пенсионный фонд, фонд обязательного медицинского страхования и пр.).

5.3.5 Накладные расходы

В эту статью включаются затраты на управление и хозяйственное обслуживание, которые могут быть отнесены непосредственно на конкретную тему. Кроме того, сюда относятся расходы по содержанию, эксплуатации и ремонту оборудования, производственного инструмента и инвентаря, зданий, сооружений и др. В расчетах эти расходы принимаются в размере 70 - 90 % от суммы основной заработной платы научно-производственного персонала данной научно-технической организации.

Накладные расходы составляют 80-100% от суммы основной и дополнительной заработной платы, работников, непосредственно участвующих в выполнение темы.

Расчет накладных расходов ведется по следующей формуле на примере руководителя:

$$C_{\text{накл}} = k_{\text{накл}} \cdot (Z_{\text{осн}} + Z_{\text{доп}}) = 0,8 \cdot (99445 + 9944) = 87511 \text{ руб.} \quad (45)$$

где $k_{\text{накл}}$ – коэффициент накладных расходов.

Выводы

При планировании научно-исследовательской работы был произведен подсчет бюджета исследования. В процессе формирования бюджета были использованы группировки по материальным затратам (499 руб), затратам по основной заработной плате исполнителей тем (112645 руб), затратам по дополнительной заработной плате (9944 руб) и отчислениям во внебюджетные фонды (32926 руб). Всего бюджет составил 252989 руб. Данная оценка коммерческой ценности необходима, чтобы представлять состояние и перспективы проводимых научных исследований.

Данная научно-исследовательская работа направлена на определение плотности гомогенных многослойных структур в медицине. Расчёт экономической и финансовой эффективности не имеет других вариантов, так как ход работы проходил линейно, что подтверждается графиком диаграммы Ганта (таблица 10).

ЗАДАНИЕ ДЛЯ РАЗДЕЛА «СОЦИАЛЬНАЯ ОТВЕТСТВЕННОСТЬ»

Студенту:

Группа	ФИО
ОБМ41	Куликову Станиславу Олеговичу

Институт	Физико-технический	Кафедра	Общей физики
Уровень образования	Магистратура	Направление/специальность	Физика конденсированного состояния вещества

Исходные данные к разделу «Социальная ответственность»:

1. Описание рабочего места (рабочей зоны, технологического процесса, механического оборудования) на предмет возникновения: – вредных проявлений факторов производственной среды (метеоусловия, вредные вещества, освещение, шум, вибрации, электромагнитные поля, ионизирующие излучения) – опасных проявлений факторов производственной среды (механической природы, термического характера, электрической, пожарной и взрывной природы) – негативного воздействия на окружающую природную среду (атмосферу, гидросферу, литосферу) – чрезвычайных ситуаций (техногенного, стихийного, экологического и социального характера)	– Рабочее место находится на кафедре ПФ НИИ ТПУ в учебном корпусе № 10. – – Вредные факторы: – - электромагнитное излучение – - ионизирующие излучение – Опасные факторы: – электрический ток
2. Знакомство и отбор законодательных и нормативных документов по теме	-

Перечень вопросов, подлежащих исследованию, проектированию и разработке:

1. Анализ выявленных вредных факторов проектируемой производственной среды в следующей последовательности: – физико-химическая природа вредности, её связь с разрабатываемой темой; – действие фактора на организм человека; – приведение допустимых норм с необходимой размерностью (со ссылкой на соответствующий нормативно-технический документ); – предлагаемые средства защиты (сначала коллективной защиты, затем – индивидуальные защитные средства)	Анализ выявленных вредных факторов проектируемой производственной среды в следующей последовательности: - электромагнитное излучение - ионизирующие излучение - приведение допустимых норм с необходимой размерностью (со ссылкой на соответствующий нормативно-технический документ); - предлагаемые средства защиты (сначала коллективной защиты, затем – индивидуальные защитные средства)
2. Анализ выявленных опасных факторов проектируемой производственной среды в следующей последовательности: – механические опасности (источники, средства защиты); – термические опасности (источники, средства защиты); – электробезопасность (в т.ч. статическое электричество, молниезащита – источники, средства защиты); – пожаровзрывобезопасность (причины, профилактические мероприятия, первичные средства пожаротушения)	Анализ выявленных опасных факторов проектируемой производственной среды в следующей последовательности: - электрический ток - возможность возникновения пожара
3. Охрана окружающей среды: – защита селитебной зоны – анализ воздействия объекта на атмосферу (выбросы); – анализ воздействия объекта на гидросферу (сбросы);	-

– анализ воздействия объекта на литосферу (отходы); – разработать решения по обеспечению экологической безопасности со ссылками на НТД по охране окружающей среды.	
4. Защита в чрезвычайных ситуациях: – перечень возможных ЧС на объекте; – выбор наиболее типичной ЧС; – разработка превентивных мер по предупреждению ЧС; – разработка мер по повышению устойчивости объекта к данной ЧС; – разработка действий в результате возникшей ЧС и мер по ликвидации её последствий	-
5. Правовые и организационные вопросы обеспечения безопасности: – специальные (характерные для проектируемой рабочей зоны) правовые нормы трудового законодательства; – организационные мероприятия при компоновке рабочей зоны	-
Перечень графического материала:	
При необходимости представить эскизные графические материалы к расчётному заданию (обязательно для специалистов и магистров)	

Дата выдачи задания для раздела по линейному графику	
---	--

Задание выдал консультант:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
профессор	Федорчук Ю.М.	докт.техн.наук		

Задание принял к исполнению студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
ОБМ41	Куликов С.О.		

6 СОЦИАЛЬНАЯ ОТВЕТСТВЕННОСТЬ

В настоящее время одним из основных направлений улучшения всей профилактической работы с целью снижения производственного травматизма и профессиональной заболеваемости является повсеместное внедрение комплексной системы управления охраной труда, то есть путем объединения разрозненных мероприятий в единую систему целенаправленных действий на всех уровнях и стадиях производственного процесса.

Охрана труда – это система законодательных, социально-экономических, организационных, технологических, гигиенических и лечебно-профилактических мероприятий и средств, обеспечивающих безопасность, сохранение здоровья и работоспособности человека в процессе труда.

Правила по охране труда и техники безопасности введены с целью предупредить несчастные случаи, обеспечить безопасные условия труда работающих. Правила по охране труда и техники безопасности являются обязательными для исполнения рабочими, руководящими, инженерно-техническими работниками.

Опасный производственный фактор – это такой производственный фактор, воздействие которого в определенных условиях приводят к травме или другому внезапному, резкому ухудшению здоровья.

Вредный производственный фактор – это такой производственный фактор, который, воздействуя на работающего, в определенных условиях, приводит к заболеванию или снижению трудоспособности.

6.1 Анализ опасных и вредных производственных факторов

Основные элементы производственного процесса,
формирующие опасные и вредные факторы

Наименование видов работ и параметров производственного процесса	ФАКТОРЫ ГОСТ 12.0.003-74 ССБТ		Нормативные документы
	Вредные	Опасные	
Рабочее место находится на кафедре ПФ НИИ ТПУ в учебном корпусе № 10. Определение плотности гомогенных многослойных сред в медицине методом ДЭРАС.	Повышенный уровень ионизирующих излучений в рабочей зоне		Нормы радиационной безопасности (НРБ-99/2009). СП 2.6.1.2523-09.
	Электрический ток		ГОСТ 12.1.038-82 ССБТ. Электробезопасность

Производственные условия на рабочем месте характеризуются наличием опасных и вредных факторов, которые в свою очередь классифицируются по группам элементов: физические, химические, биологические, психофизиологические.

На инженера, производящего моделирование на рабочем месте за компьютером, воздействуют следующие факторы:

- физические:

температура и влажность воздуха;

шум;

статическое электричество;

электромагнитное поле низкой чистоты;

освещённость;

наличие излучения;

- психофизиологические

Психофизиологические опасные и вредные производственные факторы, делятся на: физические перегрузки (статические, динамические) и нервно-психические перегрузки (умственное перенапряжение, монотонность труда, эмоциональные перегрузки).

6.2 Обоснование и разработка мероприятий по снижению уровней опасного и вредного воздействия и устранению их влияния на работающих

Все работающие сотрудники обязаны знать и строго соблюдать правила техники безопасности. Необходимо своевременное обучение персонала технике безопасности и производственной санитарии, которое состоит из вводного инструктажа и инструктажа на рабочем месте ответственным лицом.

Квалификационная комиссия обязана проводить проверку знаний правил техники безопасности после обучения на рабочем месте. Проверяемому присваивается соответствующая его знаниям и опыту работы квалификационная группа по технике безопасности и выдается специальное удостоверение.

Лица, которые обслуживают электроустановки не должны иметь увечий и болезней, мешающих производственной работе. Медицинское освидетельствование устанавливает состояние здоровья.

Технические мероприятия

Рациональная планировка рабочего места необходима для предвидения четкого порядка и постоянства размещения предметов, средств труда и документации. То, что необходимо для выполнения работ чаще, обязано располагаться в зоне наиболее легкой досягаемости рабочего пространства.

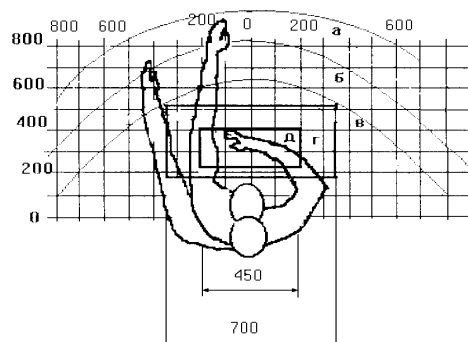


Рисунок 15 - Зоны досягаемости рук в горизонтальной плоскости: а - зона максимальной досягаемости рук; б - зона досягаемости пальцев при вытянутой руке; в - зона легкой досягаемости ладони; г - оптимальное пространство для грубой ручной работы; д - оптимальное пространство для тонкой ручной работы

Оптимальное размещение предметов труда и документации в зонах досягаемости рук: дисплей размещается в зоне а (в центре); клавиатура - в зоне г/д; системный блок размещается в зоне б (слева); принтер находится в зоне а (справа); документация : в зоне легкой досягаемости ладони – в (слева) - литература и документация, необходимая при работе; в выдвижных ящиках стола - литература, не используемая постоянно.

При проектировании письменного стола должны быть учтены следующие требования.

Рекомендуемая высота рабочего стола находится в пределах 680-800 мм. Высота рабочей поверхности, на которую размещается клавиатура, должна быть 650 мм. Рабочий стол должен быть шириной не менее 700 мм и длиной не менее 1400 мм. Необходимо наличие пространства для ног высотой не менее 600 мм, шириной - не менее 500 мм, глубиной на уровне колен - не менее 450 мм и на уровне вытянутых ног - не менее 650 мм.

Рабочее кресло должно иметь подъёмно-поворотный механизм и регулироваться по высоте и углам наклона сиденья и спинки, а так же расстоянию спинки до переднего края сиденья. Рекомендуемая высота сиденья над уровнем пола 420-550 мм. Рабочее кресло должно обеспечивать: ширину и глубину поверхности сиденья не менее 400 мм; поверхность

сиденья с заглублённым передним краем.

Необходимо расположение дисплея на уровне глаз оператора на расстоянии 500-600 мм. Согласно нормам угол наблюдения в горизонтальной плоскости должен быть не более 45 ° к нормали экрана. Лучше если угол обзора будет составлять 30 °. Кроме того, имеется необходимость в возможности выбирать уровень контрастности и яркости изображения на экране.

Должна предусматриваться возможность регулирования экрана:

- по высоте +3 см;
- по наклону от 10 до 20 градусов относительно вертикали;
- в левом и правом направлениях.

Клавиатуру следует располагать на поверхности стола на расстоянии 100-300 мм от края. Нормальным положением клавиатуры является её размещение на уровне локтя оператора с углом наклона к горизонтальной плоскости 15 °. Более удобно работать с клавишами, имеющими вогнутую поверхность, четырёхугольную форму с закруглёнными углами. Конструкция клавиши должна обеспечивать оператору ощущение щелчка. Цвет клавиш должен контрастировать с цветом панели.

При однообразной умственной работе, требующей значительного нервного напряжения и большого сосредоточения, рекомендуется выбирать неяркие, малоконтрастные цветочные оттенки, которые не рассеивают внимание (малонасыщенные оттенки холодного зеленого или голубого цветов). При работе, требующей интенсивной умственной или физической напряженности, рекомендуются оттенки тёплых тонов, которые возбуждают активность человека.

6.3 Условия безопасной работы

6.3.1 Производственный шум

При работе блок питания рентгеновской трубки, а также вентиляции возникает производственный шум. Воздействие шума на организм человека вызывает негативные изменения, прежде всего в органах слуха, нервной и сердечно-сосудистой системах. В соответствии с ГОСТ 12.1.003-83 допустимый уровень шума при работе, требующей сосредоточенности, работе с повышенными требованиями к процессам наблюдения и дистанционного управления производственными циклами на рабочих местах в помещениях лабораторий с шумным оборудованием, составляет 75 дБА. Зоны с уровнем звука или эквивалентным уровнем звука выше 80 дБА обозначены знаками безопасности по ГОСТ 12.4.026. Рекомендуется использовать следующие средства коллективной защиты: акустические экраны, выгородки, объемные поглотители звука, виброизолирующие опоры; средства индивидуальной защиты: специальные наушники, вкладыши в ушную раковину, противошумные каски.

6.3.2 Микроклимат

При работе компонентов установки, а также охлаждающего оборудования происходит изменение микроклимата в помещении. Параметрами, характеризующими микроклимат являются:

1. температура воздуха;
2. температура поверхностей (учитывается температура поверхностей ограждающих конструкций, устройств (экраны и т.п.), а также технологического оборудования или ограждающих его устройств);
3. относительная влажность воздуха;
4. скорость движения воздуха.

Выполняемые работы относятся к Ib категории работ. К данной категории относятся работы с интенсивностью энергозатрат 121-150 ккал/ч

(140-174 Вт), производимые сидя, стоя или связанные с ходьбой и сопровождающиеся некоторым физическим напряжением.

Температура наружных поверхностей технологического оборудования, ограждающих устройств, с которыми соприкасается в процессе труда человек, не превышает 45 °С.

Оптимальные величины показателей микроклимата на рабочих местах производственных помещений представлены в таблице 17.

Таблица 17 – Оптимальные величины показателей микроклимата на рабочих местах производственных помещений

Период года	Температура воздуха, °С	Температура поверхностей, °С	Относительная влажность воздуха, %	Скорость движения воздуха, м/с
холодный	21-23	20-24	60-40	0,1
теплый	22-24	21-25	60-40	0,1

Для создания оптимальных метеорологических условий в помещениях применяют кондиционирование воздуха – автоматическое поддержание в помещениях заданных оптимальных параметров микроклимата и чистоты воздуха независимо от изменения наружных условий и режимов внутри помещения. Системы вентиляции служат для удаления из помещения загрязненного и (или) нагретого воздуха и подачи в него чистого. Системы кондиционирования воздуха обеспечивают создание и автоматическое поддержание в помещении заданных параметров воздушной среды независимо от меняющихся метеоусловий.

В холодное время года для поддержания в помещении оптимальной температуры воздуха применяется отопление.

6.4 Анализ выявленных опасных факторов проектируемой производственной среды

При выполнении работы возможно воздействие следующих опасных производственных факторов:

- 1) Электрическое напряжение.
- 2) Пожаровзрывоопасность.

6.4.1 Электробезопасность

Неисправность проводки установки может стать причиной поражения электрическим током. Прохождение тока может вызывать у человека раздражение и повреждение различных органов. Пороговый не отпускающий ток составляет 50 Гц (6-16мА). Защита от воздействия электрического тока осуществляется путем проведения организационных, инженерно-технических и лечебно-профилактических мероприятий.

Электробезопасность должна обеспечиваться конструкцией электроустановок, техническими способами и средствами защиты. Электроустановки и их части выполнены таким образом, чтобы работающие не подвергались опасным и вредным воздействиям электрического тока и электромагнитных полей, и соответствовать требованиям электробезопасности.

Помещения разделяются на три класса опасности. Используемое помещение относится к классу с повышенной опасностью. Граничные значения напряжений, при повышении которых требуется выполнение защиты от косвенного прикосновения для помещений с повышенной опасностью составляет >25 В переменного тока и >60 В постоянного тока.

Для предотвращения поражения электрическим током следует проводить следующие мероприятия:

1. содержать оборудование в работоспособном состоянии и эксплуатировать его в соответствии с нормативно-техническими документами;

2. своевременно проводить техническое обслуживание;
3. соблюдать технику безопасности при работе с оборудованием;
4. проводить инструктаж для работников.

В качестве мероприятий по обеспечению безопасности работы с электрооборудованием могут быть использованы:

1. изоляция токоведущих частей;
2. малое напряжение в электрических цепях;
3. защитное заземление, зануление, защитное отключение;
4. применение разделяющих трансформаторов;
5. использование оболочек и блокировок для предотвращения возможности случайного прикосновения к токоведущим частям и ошибочных действий или операций;
6. защитные средства и предохранительные приспособления.

6.4.2 Пожаровзрывобезопасность

Используемое помещение относится к категории Г по пожарной и взрывопожарной опасности.

В здании, где ведутся работы, предусмотрены инженерно-технические решения, которые обеспечивают в случае пожара эвакуацию людей (аварийные выходы), подачу средств пожаротушения к очагу, есть сигнализация и работает оповещение о пожаре.

Работники допускаются к работе только после прохождения инструктажа о мерах пожарной безопасности, во всех помещениях вывешены таблички с указанием номера телефона пожарной охраны и таблички с направлением пути эвакуации и план эвакуации.

На рисунке 16 представлен план эвакуации 131 аудитории 10 корпуса, где находится установка «Ретран». По плану виден основной эвакуационный выход и 2 огнетушителя. В лабораториях расположены огнетушители порошковые ОП-4(з)-АВСЕ-02 (предназначен для тушения твердых, жидких и газообразных веществ и электроустановок до 1000 вольт).

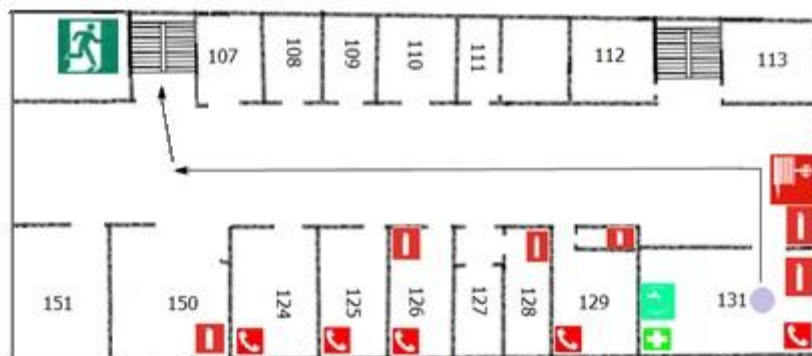


Рисунок 16 – План эвакуации из рабочего помещения:

	Телефон		Направление к эвакуационному выходу
	Аптечка первой помощи		Умывальник
	Огнетушитель		Пожарный кран
	Вы находитесь здесь		Основной путь эвакуации

Причинами возникновения пожара могут быть:

1. Нарушение правил эксплуатации электрического оборудования;
2. Курение в неустановленных местах;
3. Перегрузка электрических сетей;
4. Нарушение правил пожарной безопасности;
5. Неправильное хранение возгорающихся веществ.

Выводы

В данной главе были рассмотрены правила безопасной работы труда при выполнении основных этапов работы по определению плотности гомогенных многослойных сред методом ДЭРАС. Рассмотрены условия работы с установкой, выделены опасные и вредные производственные факторы, а также существующие средства и методы защиты, описаны организационные и технические мероприятия, проводимые перед началом

работы.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Для определения плотности кости, окруженной мягкой тканью, в рамках данной работы необходимо представление модели прохождения излучения через такую структуру. Прохождение рентгеновского излучения через многослойную среду осуществляется послойно,

Для экспериментальных исследований в лабораторных условиях разработан фантом костной ткани, окруженной мягкой тканью, с возможностью изменения характеристик исследуемых образцов. Для выполнения данной задачи разработан фантом в виде прямоугольного параллелепипеда из материала полистирол, имитирующий мягкие ткани. Предусмотрена возможность изменения характеристик слоя модели, имитирующего трабекулярную кость, таких, как плотность и толщина слоя.

Для выполнения данной работы подобраны моноэнергетические линии бария и неодима с энергиями, соответственно 32,193 кэВ и 37,361 кэВ. В ходе работы проведено экспериментальное определение калибровочных коэффициентов, входящих в уравнение связи, для выбранных энергий бария и неодима. Калибровочные коэффициенты определены, как $a = -0.08$, $b = 1.66$.

В рамках данной работы определена чувствительность метода ДЭРАС для каждой из моноэнергетических линий бария и неодима, равная 0.009 г/см^3 0.011 г/см^3 соответственно.

В ходе выполнения работы сделан вывод, что погрешность определения плотности методом ДЭРАС зависит только от стабильности работы оборудования (рентгеновской трубки), и при $\Delta N = 0.1\%$ не превысит 1.4%. В данных условиях выполнения работы при $\Delta N = 0.5\%$ теоретически рассчитанная погрешность не превышает 9.7%.

В ходе выполнения экспериментальных измерений и математического расчета для определения плотности слоев трехслойной модели с помощью метода ДЭРА с уравнением связи на выбранных энергиях проведено

последующее облучение фантома тканей двумя моноэнергетическими линиями. Измерения проведены на двух фантомах отверстиями разных диаметров. Рассчитаны плотности слоев.

Исходя из полученных данных, сделан вывод, что погрешность определения плотности всех слоев лежит в пределах до 5%, что согласуется с теоретическими расчетами погрешности определения плотности веществ методом ДЭРАС.

Таким образом, в работе показано, что метод двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии с уравнением связи, развиваемый на кафедре ОФ НИ ТПУ является перспективным направлением решения задачи определения плотности многослойных сред в медицине, в частности, для диагностики остеопороза.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Н.А. Петров, Л.В. Яшина. Рентгеновская фотоэлектронная спектроскопия // Методическая разработка. – М. – 2011. С. 3-15.
2. Cameron J. R. and Sorenson J. A. 1963 Measurement of bone mineral in vivo an improved method. Science, 1963. V. 142. p. 230–232.
3. Colin E. Webber. Photon absorptiometry, bone densitometry and the challenge of osteoporosis. Phys. Med. Biol., 2006. V. 51. p. 169–185.
4. Иванов Н. В. и др. Двухэнергетическая рентгеновская остеоденситометрия в диагностике остеопороза // Медицинская визуализация. – 2005. – С. 122-128.
5. Рубин М. П., Чечурин Р. Е. Двухэнергетическая рентгеновская абсорбциометрия осевого скелета: методика исследования, анализа и протоколирования // Радиология–практика. М. – 2001. – №. 2. – С. 34-38.
6. Webber C. E. Photon absorptiometry, bone densitometry and the challenge of osteoporosis // Physics in medicine and biology. – 2006. – Т. 51. – №. 13. – С. R169.
7. Поворознюк В. В., Дзерович Н. И. Качество трабекулярной костной ткани у женщин различного возраста // Журнал «Боль. Суставы. Позвоночник. – 2011. – Т. 4. – С. 04.
8. А. Антропов, Д.А. Карпов, Ю.Ю. Крючков. Оценка возможностей метода двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии многоэлементных образцов переменного состава // Приборы и техника эксперимента. 2012. №4, с. 1-4.
9. Рентгенофлуоресцентный анализ. Применение в заводских лабораториях / Под ред. Х. Эрхардта. - М: Металлургия, 1985. – 256с.
10. Рентгентехника. Справочник: в 2 кн. / Под ред. В.В. Ключева. – 2-е изд., перераб. и доп. - М.: Машиностроение, 1992. – 479 с.

11. Веригин А.А. Энергодисперсионный рентгеноспектральный анализ. Применение в промышленности.- Томск: Изд-во Том. Ун-та, 2005. – 242 с.
12. В.И. Беспалов Взаимодействие ионизирующих излучений с веществом: учебное пособие. – 4-е изд., исправ. – Томск: Изд-во Томского политехнического университета, 2008.-369 с.
13. Мазалов Л. Н. Рентгеновские спектры. Новосибирск: ИНХ СО РАН, 2003, 329с.
14. Шлоц Р., Улиг С. Введение в рентгенофлуоресцентный анализ. Учебное руководство. – Карлсруэ: Bruker AXS GmbH, 2000. – 50 с.
15. Лосев Н. Ф. Количественный рентгеноспектральный флуоресцентный анализ. – М.: Наука, 1969. – 336 с.
16. Немец О.Ф., Гофман Ю. В. Справочник по ядерной физике.- Киев: Изд-во «Наукова Думка», 1975. – 416 с.
17. В.И. Беспалов Взаимодействие ионизирующих излучений с веществом: учебное пособие. – 4-е изд., исправ. – Томск: Изд-во Томского политехнического университета, 2008.-198 с.
18. Colin E. Webber. Photon absorptiometry, bone densitometry and the challenge of osteoporosis. Phys. Med. Biol., 2006. V. 51. p. 175-185.
19. Mazess R. B., Ort M. and Judy P. Absorptiometric bone mineral determinations using ¹⁵³Gd. Proc. Bone Mass Conf. (Washington, DC) ed J. R. Cameron, 1970. p. 308–312.
20. Roos B., Rosengran B. and Skoldborn H. Determination of bone mineral content in lumbar vertebrae by a double gamma-ray technique. Proc. Bone Mass Conf. ed J R Cameron, 1970. p. 243–253.
21. Jonson R., Minsson L.-G., Rundgren A. and Szucs J. Dual-photon absorptiometry for determination of bone mineral content in the calcaneus with correction for fat. Phys. Med. Biol., 1990. V. 35, No 7. p. 961-969.

22. Alessandro Moure, Peter Reichmann and Humberto Remigio Gamba. Dual photon absorptiometry using a gadolinium-153 source applied to measure equine bone mineral content. Phys. Med. Biol., 2003. V. 48. p. 3851–3863

23. Патент RU №2413207 «Способ реконструкции изображений для высокоэнергетической двухэнергетической системы компьютерной томографии

24. Патент RU №2367933 «Способ определения концентрации серы в нефти и нефтепродуктах»

Приложение А
(обязательное)

Раздел 1
Обзор литературы

Студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
ОБМ41	Куликов Станислав Олегович		

Консультант кафедры _____ (аббревиатура кафедры) _____:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Профессор	Бехтерева Е.С.	Д.ф.-м.н		

Консультант – лингвист кафедры _____ (аббревиатура кафедры) _____:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Старший преподаватель	Демьяненко Н.В.			

1 LITERATURE REVIEW

1.1 Analysis of X-ray transmission to measure the density media.

1.1.1 Single-photon X-ray absorptiometry

1963 is start of Clinical densimetry, when Cameron and Sorenson published an article about the single-photon absorptiometry. Besides them there were a few groups who have worked in this field in the UK, Scandinavia and other countries, but it is an article of Cameron and Sorenson can be seen as the beginning of development, clinical application and commercialization of one-and two-photon X-ray absorptiometry.

In article [2] describes a method for the determination of bone mineral composition, based on the single-photon X-ray absorptiometry. In this method, made several significant improvements over the study of bone by radiography. First, the continuous spectrum used in radiography has been replaced by monochromatic x-ray spectrum. Secondly, a photosensitive plate was replaced with a scintillation detector. Third, the introduced rigid beam geometry as the source and a detector. Besides the influence of the surrounding bone and soft tissue was taken into account.

The introduction of the isotope as a source of X-rays allowed us to obtain a monoenergetic line. thus the energy of any of the scattered photon has less energy of the incident photon. The use of the scintillator allowed to distinguish photons that have passed without interaction from the scattered photons, as it became possible to measure their energy. The use of tight collimation allowed more differentiate the scattered photons and the photons which have passed without interaction.

To investigate the possibilities of the method used by the device, which is shown schematically in Figure 4 [2]. As a photon source used iodine-125 isotope with the activity of 5 mCi. Isotope was in a thin-walled tube length of 1 cm and 3 mm in diameter, made of stainless steel (also used the isotope of americium-241 with 1 mCi of activity was in the tube with the same size). The pipe with isotope

was placed in cube made of lead, the hole diameter of 3 mm. The hole was not through, and from one side of the cube remained wall thickness of 5 mm lead. Open end of the tube was directed to the detector, which had collimation system, as shown in Figure 4. Collimation system of detector has been designed in the form of two lead plates, each 5 mm thick, with two holes, each 3 mm in diameter. The distance between the plates was 4 cm. Two collimation holes arranged on the same axis with the hole of pipe, where was located the radioactive source.

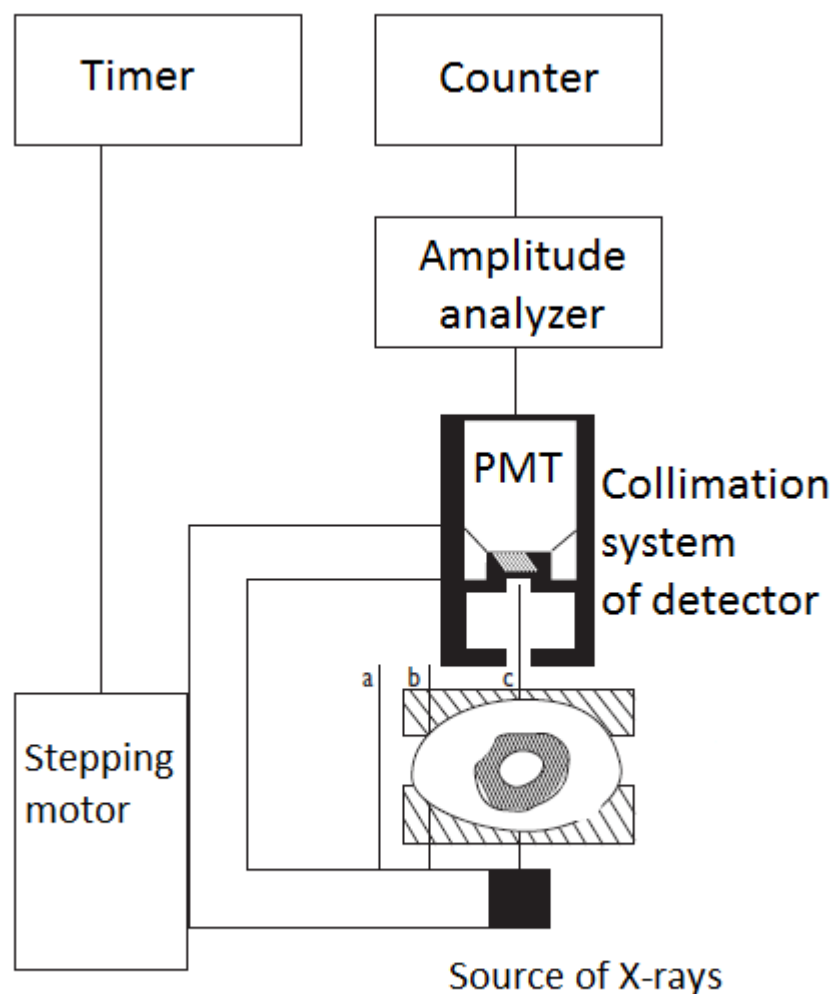


Figure 4 – The experimental scheme for the study of the method of single-photon X-ray absorptiometry [2]

The source and detector were rigidly mounted on a mechanical system of a stepper motor. The source and detector were moving simultaneously with a step of

1 mm in the transverse direction of the bone. The measurements were 10 seconds at each point, and then position of the source and detector changed by 1 mm and the measurements were performed again. Starting and stopping the stepper motor was carried out automatically by a timer. The operator was only required to record the results of measurements at each point.

To determine the attenuation of X-radiation in the article [2] Equation (11) is written in the form of equations for the two cases:

$$I_0^* = I_0 e^{-\mu_m \rho_m T} \quad (13)$$

$$I = I_0 e^{-\mu_m \rho_m T_m - \mu_b \rho_b T_b} \quad (14)$$

where I_0 – beam intensity measured at the position "a", marked in figure 4. At this point, almost all the photons are detected, since the path is not blocked absorbent layer bone or soft tissue (position "a" in figure 4), I_0^* – the intensity of the photon beam, after passing them through the soft tissue layer thickness T , measured in position "b"; I - the intensity of the beam after passage through the layer of soft tissue and bone tissue with a total thickness $T_b + T_m$ (position "c" in Figure 4); μ_b and μ_m - mass attenuation coefficients of soft tissue and bone, respectively.

Equation (14) can be reduced to the following form [2]:

$$I = I_0 e^{-\mu_m \rho_m T} e^{-\mu_b \rho_b T_b + \mu_m \rho_m T_b} \quad (15)$$

By solving the system of equations (13) and (14) taking into account equation (15) we get [2]:

$$I = I_0^* e^{-\mu_b \rho_b T_b + \mu_m \rho_m T_b} \quad (16)$$

Where can express the thickness of the bone T_b [2]:

$$T_b = \ln \frac{I_0^*}{I} \cdot (\mu_b \rho_b - \mu_m \rho_m)^{-1} \quad (17)$$

Using equation (17) can receive the thickness of the mineral component of bone tissue density ρ_b at any point of cross-section in which the intensity of the transmitted beam is equal to I . Measuring the I short intervals at points across the bones can get the values of the thickness of the bone mineral in these points, and

summing these values can obtain the area of bone mineral in the studied section. It is assumed that the bone has a standard structure and all of elements are known. This allows you to make an assumption on the value of bone mineral density. The coefficient μ_b obtained from the tables on the basis of assumptions. Furthermore it is assumed that all substance, which have not bone nature, absorb radiation to the same extent as striated muscle [2]. The value of coefficient μ_m can be determined in the same way, or the value can be determined experimentally.

As shown in Figure 4 the studied bone and soft tissues are located in tight-fitting material, which equivalent soft tissue with parallel opposite walls. This is done to ensure that the values of I_0 and I measured for the same thickness of soft tissue or soft tissue and bone. The same thickness is necessary in order that the equations (13) and (14) are satisfied. This creates restrictions for the method of single-photon X-ray absorptiometry, since it makes it possible to use only the peripheral areas of the body. where it is possible to produce and install the material equivalent soft tissue and to the same thickness.

Thus, this method was used to determine the thickness of the mineral component of bone and its application to determination of the density was difficult. In this case, there are two drawbacks of the method. The first drawback is that the studied object could consist of only two materials with different coefficients of absorption [2]. When used in medicine, these materials are bone and soft tissue. Since this condition is not satisfied in studies in vivo, it contributes to the error. The second drawback is that the radioactive source should be replaced at predetermined periods of time, and constantly make a correction to the results, since for the radioactive source is observed decline in activity and the intensity decreases with time.

In article [2] also examined the possibility of extending the method with aim to obtain information on the composition of the mineral component of bone. The mass attenuation coefficient of the homogeneous mixture of n elements can be expressed as:

$$\mu_b = f_1\mu_1 + f_2\mu_2 + \dots + f_n\mu_n \quad (18)$$

where $f_1, f_2, \dots, f_n$ – share (by weight) of the elements constituting the test material, and $\mu_1, \mu_2, \dots, \mu_n$ – mass coefficients of these elements. These coefficients are known values from the table and substituting (18) into the system of equations (13) and (14), we obtain an equation with $n+1$ unknown, namely shares elements $f_1, f_2, \dots, f_n$ and the thickness of the mineral component of bone T_b . If I^*/I is measured for n different photon energies, the result is a system of equations obtained from Equations (13) and (14). These n equations with the equation (19):

$$f_1 + f_2 + \dots + f_n = 1 \quad (19)$$

forming a system of $n+1$ equations with $n+1$ unknowns that can be solved algebraically to $f_1, f_2, \dots, f_n$ and T_b . Since the main components of bone mineral is calcium and phosphorus, their ratio can be determined by measuring in the same point, but with two different photon energies.

This method was tested in the bone phantom, composed of two materials, using as a source of photons iodine-125 isotopes and americium-241 with the energies of 27.3 keV and 59.6 keV, respectively. The materials of phantom were paraffin blocks and CaCO_3 , homogeneously mixed in known proportions. The measurement results were expressed as the percentage (by weight) of CaCO_3 with 3% error [2].

Principally the main contribution to the measurement error introduces uncertainty of mass attenuation coefficients for which the adopted assumptions and the lack of monochrome obtained from the isotope radiation. It should again be noted that this method is not the result of measurement of bone density, but the result of measurement of the thickness of the bone tissue in the test section and the area occupied by bone tissue in the tested cross section. Despite its flaws, thanks to the method SPA was received considerable progress in medicine.

1.1.2 Two-photon X-ray absorptiometry

Part of the drawbacks of the method of single-photon X-ray absorptiometry was eliminated in the method of two-photon X-ray absorptiometry. In this method, it became possible to measure the thickness of the sample without saving constant, which expanded the scope of application of the method. Possible to perform scanning dorsal divisions, the values of bone mineral content which have been very important in medicine, as it allows more effectively diagnose osteoporosis [16]. Even today, in spite of some shortcomings of the method of two-photon X-ray absorptiometry, which will be discussed later, it still is a very widely used in clinical studies.

Selection of photon energies in the method of two-photon ray absorptiometry based on the optimum ratio measurement accuracy, the value of the radioactive source and the radioactive source accessibility. Most often, the source is a gadolinium-153 isotope with effective photon energies of 44 keV and 100 keV [17]. Also used together isotopes of americium-241 and Cs-137 with photon energies 60 keV and 662 keV, respectively [18], or used in conjunction iodine isotope, 125 and cobalt-57 isotope with energy 122 keV and 27.4 keV, respectively [19].

Despite the fact that in the method the two-photon ray absorptiometry measurements are possible without the use of an equivalent material to maintain a constant thickness of the investigated parameters field, but remains one significant limitation, which essence lies in the fact that the investigated object should consist of only two materials with different absorption coefficients. This limitation can be seen in the equation to determine the projection of bone density [19]:

$$m_b = \frac{\ln I'_0 / I' - R_{ST} \ln I''_0 / I''}{(\mu'_b - R_{ST} \mu''_b)} \quad (20)$$

where I_0 and I - incident on the sample and radiation transmitted through the sample, respectively; μ_b - mass attenuation coefficient for a bone; codes in one

stroke and two stroke distinguish the radiation of low and high energies, respectively; R_{ST} - the so-called ratio of mass attenuation coefficient two energies for soft tissue and equal μ'_s / μ''_s .

To solve the equation (20) requires that the values of the mass attenuation coefficients are known. If we make the assumption that the test samples have universal soft tissue composition, it can be argued that the R_{ST} - constant, and therefore, equation (20) may be solved after the measurement of the intensities of the two X-ray energies in the specific location in which the bone and soft cloth. Unfortunately, the composition of the soft tissue is quite different for different people and the value of R_{ST} for each person required to determine separately.

Using equation (20) we can determine bone mineral density, the value of which is expressed in g/cm². This value is obtained from the following equation [20]:

$$BMD = \frac{\rho_b (\sum_0^n x_{b,n} \delta)}{bw} \quad (21)$$

where ρ_b - bone density, the value of which is taken from the tables; bw - bone thickness, n - number of points at which measurements are taken, δ -interval between the points at which the measurements are carried out.

Currently, the accuracy of measurements performed by two-photon absorptiometry *in vitro* is 3.8%, *in vivo* 4.1%. [20]. In this method, there is one significant advantage over the method of single-photon X-ray absorptiometry, which should say again. It consists in that the measurement result is a bone mineral density expressed in g/cm².

1.1.3 Dual-energy X-ray absorptiometry

When used as a radiation source of X-ray tube could solve several serious problems as compared with methods of X-ray absorptiometry, which used isotopes of chemical elements. The intensity of the photon beam sharply increased, thereby reducing the measurement several times and improve statistics and hence accuracy of measurements. Further development was to improve the technical characteristics of the instrument: the use of a narrow and fan-shaped beams using point-and three-dimensional detectors, which resulted in increased accuracy. Required for measuring two power lines are obtained either by filters or by fast switching to the X-ray tube voltage.

To date, the reproducibility of the results of medical densimeters working on a method of dual energy X-ray absorptiometry measurement of bone mineral density in vitro of 0.005 g/cm², the reproducibility of measurements in vivo worse and is 0.01 g/cm², during the long-term reproducibility of the measurements is also markedly reduced to 0.014-0.025 g/cm² [16]. The reason for the low reproducibility of the measurements in vivo is primarily that it is assumed that the monitoring portion is composed of two materials with different coefficients of attenuation. Due to the fact that the actual bone consists of more materials (e.g., only bone tissue consists primarily of calcium and phosphorous), a measurement error increases.

In addition, the process of X-ray photons passing through matter possible process in which high-energy photons are scattered in the soft tissues, losing a significant part of the energy and will eventually be detected as photons of lower energy. High-energy photons can not be fully absorbed by the radiation detector, and as a result, their energy will be registered lower than that which they possess in reality. On the measurement error also affects the number of photons that were not even counted as hit the so-called "dead time". As a result, the measurement error can reach 10% and above.

Summing up the above, we can conclude that the problem of determining the density depends on a number of assumptions. These assumptions are applied to the mass attenuation coefficient and the elemental composition of the sample. This imposes restrictions on the applicability of the methods absorptiometry. In the first limit of the applicable health densimeters operating on the principle of X-ray photon absorptiometry, since this method is possible to use only the peripheral areas of the body. Application densimeters operating on the principle of two-photon absorptiometry, dual-energy and is also limited. In these two methods of scanning areas with a large distribution of adipose tissue as a result has a high measurement error, so the scan is usually limited areas in which the distribution of adipose tissue or localized, or their number is insignificant.

In order to reduce measurement errors developing new methods for determining the density of substances, one of which is a DXA method constraint equation [6].

1.2 Dual-energy X-ray absorptiometry using the constraint equation

The method for determining the density of substances developed by the National Research Tomsk Polytechnic University of the Department of General Physics Institute of Physics and Technology. The basis of this method is the method of dual energy X-ray absorptiometry.

The problem of determining the density of liquids by the example solved in a general form, which allows us to reduce measurement error to a minimum, defined only error of the equipment.

The density is determined from equation (22) [23]:

$$\rho = K_3 \cdot \ln \frac{N'_0 - N'_\phi}{N' - N'_\phi} - K_4 \cdot \ln \frac{N''_0 - N''_\phi}{N'' - N''_\phi}, \quad (22)$$

where K_3 and K_4 - the calibration factors, the value of which is determined from measurements of standard samples with known density, N'_0, N''_0 - The number of pulses in the absence and presence of the sample in the measuring cell by irradiating X-rays characteristic of the cell element of the periodic system of elements DI Mendeleev having an atomic number from 40 to 57, N'_ϕ - pulse number background irradiation by X-rays characteristic of the cell element of the periodic system of elements DI Periodic with atomic number from 40 to 57.

It was established experimentally that the optimum simultaneous irradiation of the sample characteristic X-rays of silver and an element of the periodic system of elements with atomic numbers 40 to 57. Characteristic radiation of element with atomic number less than 40 to use not recommended, as the energy decreases, the intensity of characteristic radiation absorption breakdown, which leads to a reduction of the useful signal. Characteristic radiation of element with an atomic number greater than 57 is also inappropriate to use as X-ray proportional counter has a limited energy range, an extension that need additional economic costs.

For the geometry of a thin beam satisfy the following expression:

$$N'' = (N''_0 - N''_\phi) \cdot e^{-\mu'' \cdot \rho \cdot x}; \quad (23)$$

$$N' = (N_0' - N_{\phi}') \cdot e^{-\mu' \cdot \rho \cdot x}; \quad (24)$$

wherein μ', μ'' - the mass attenuation coefficients characteristic radiation of silver element in the periodic system of elements DI Mendeleev having an atomic number from 40 to 57, obtained for a medium - the number of pulses in the absence and presence of the sample in the measuring cell at the silver characteristic radiation - number of pulses in the absence and presence the measuring sample by irradiating the cuvette characteristic radiation of element of the periodic system of elements DI . Periodic with atomic number from 40 to 57.

To determine the density of the system of equations (23) and (24) introduced linear constraint equation in the general form:

$$\mu' = a + b \cdot \mu'', \quad (25)$$

wherein a and b - the coefficients of the linear equation.

It is known [14] that for a chemical compound or a homogeneous mixture of elements of the mass attenuation coefficient is determined by the formulas:

$$\frac{\mu'}{\rho} = \left(\frac{\mu'}{\rho}\right)_1 a_1 + \left(\frac{\mu'}{\rho}\right)_2 a_2 + \dots, \quad (26)$$

Where $\left(\frac{\mu'}{\rho}\right)_i$ - the mass attenuation coefficient of the i-th element in the mixture, a_i

- weight fraction of the i-th element in a mixture or compound.

Equations (26) and (27) are linear and linearly as the conditions of composition of the sample, and if the two values are different depending on a linear parameter (in this case the medium composition), between them there is also a linear relation and, therefore, expression can be written (25) to be the constraint equation.

Express $\mu'' \cdot \rho$ and $\mu' \cdot \rho$ from equations (23) and (24) :

$$\ln \frac{N_0'' - N_{\phi}''}{N'' - N_{\phi}''} = \mu'' \cdot \rho; \quad (28)$$

$$\ln \frac{N_0' - N_{\phi}'}{N' - N_{\phi}'} = \mu' \cdot \rho; \quad (29)$$

Substitute the resulting expression into (25) and transform it:

$$\frac{1}{\rho} \cdot \ln \frac{N_0' - N_{\phi}'}{N' - N_{\phi}'} = a + \frac{b}{\rho} \cdot \ln \frac{N_0'' - N_{\phi}''}{N'' - N_{\phi}''} \quad (30)$$

$$a \cdot \rho = \ln \frac{N_0' - N_{\phi}'}{N' - N_{\phi}'} - b \cdot \ln \frac{N_0'' - N_{\phi}''}{N'' - N_{\phi}''} \quad (31)$$

$$\rho = \frac{1}{a} \cdot \ln \frac{N_0' - N_{\phi}'}{N' - N_{\phi}'} - \frac{b}{a} \cdot \ln \frac{N_0'' - N_{\phi}''}{N'' - N_{\phi}''} \quad (32)$$

Formula (32) is equivalent to equation (22) as introduced exchange $K_3 = \frac{1}{a}$ и $K_4 =$

$$\frac{b}{a}.$$

In [6] the performance of the method DEXA using the equation of communication, good results: The relative error of measuring the density of water-salt and water-alcohol solution was 0.5%

As can be seen from the above material is the process of finding the exact methods of determining density environments both in medicine and in the customs control.