

МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ  
РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ  
ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ АВТОНОМНОЕ  
ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ  
«НОВОСИБИРСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ  
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ»

Физический факультет

**РЕФЕРАТ**

по дисциплине «Экология»

Пучки гамма излучения и частиц высоких энергий для борьбы с  
раковыми опухолями

Выполнил студент 20353 группы:  
Федоров Вячеслав Васильевич

Проверил:  
Аржанников Андрей Васильевич

Новосибирск, 2024 г.

# Содержание

<b>1</b>	<b>Введение</b>	<b>2</b>
<b>2</b>	<b>Физика лучевой терапии</b>	<b>4</b>
2.1	Лучевая терапия на пучках фотонов и электронов . . . . .	4
2.1.1	Терапия фотонами . . . . .	4
2.1.2	Терапия электронами . . . . .	5
2.2	Лучевая терапия на пучках протонов и ионов . . . . .	7
2.2.1	Терапия протонами . . . . .	7
2.2.2	Терапия легкими ионами . . . . .	8
2.3	Лучевая терапия нейтронами . . . . .	8
2.3.1	Терапия быстрыми нейтронами . . . . .	9
2.3.2	Нейтрон-захватная терапия . . . . .	9
<b>3</b>	<b>Оборудование лучевой терапии</b>	<b>10</b>
3.1	Гамма-установки с радиоактивным источником . . . . .	11
3.2	Гамма-нож . . . . .	14
3.3	Медицинские линейные ускорители . . . . .	15
3.4	Кибер-нож . . . . .	19
3.5	Аппараты брахитерапии . . . . .	21
3.6	Ускорители протонов и легких ионов . . . . .	23
<b>4</b>	<b>Заключение</b>	<b>27</b>

# 1 Введение

В конце 19-го века, исследования материи привели к обнаружению типов излучения, способных проникать сквозь непрозрачные объекты. В 1895 году Вильгельм Рентген открыл рентгеновские лучи, а год спустя Анри Беккерель обнаружил радиоактивное излучение урановых солей. Оба типа излучения ионизировали материю, изменяя её структуру, что быстро нашло применение в медицине и других сферах. Уже в начале 1896 года были замечены повреждающие эффекты рентгеновских лучей на кожу, а к началу 20-го века началось активное использование радиоизотопов и рентгеновских лучей для лечения различных заболеваний. С развитием технологий, включая создание ускорителей заряженных частиц в начале 20-го века, медицина получила новые возможности для борьбы с раком, открывая эру лучевой диагностики и терапии.

Исследования доказали преимущества многоугольного облучения в лечении онкологических заболеваний, позволяющего учитывать анатомические неоднородности человеческого тела. Однако, сложность заключалась в необходимости маневрирования тяжелым оборудованием вокруг пациента для достижения высокой точности.

В середине 1940-х появилась концепция использования тяжелых заряженных частиц, таких как протоны, благодаря их способности создавать пик Брэгга при замедлении, обеспечивая высокую точность облучения. Р. Вильсон в 1946 году предложил их использование в лучевой терапии. Эксперименты начались в 1950-х в США и Швеции, а в России — с 1967 года. Для доставки пучков к пациенту с разных сторон было разработано устройство "гантри".

Конкуренцию представляли установки на основе радиоактивного изотопа  $^{60}\text{Co}$ , запущенные в 1951 году в Канаде. В СССР кобальтовые установки стали основным инструментом лучевой терапии.

В 1940-х разрабатывалась концепция гамма-хирургии, предложенная Л. Лекселом в 1948 году, которая реализовалась в "гамма-ноже использующем  $^{60}\text{Co}$ ". Первая операция с "гамма-ножом" была проведена в 1968 году, заложив основы стереотаксической хирургии.

В конце 1970-х годов началось применение ускорителей электронов в интраоперационной лучевой терапии, предоставляя возможность нанесения высоких доз излучения непосредственно во время операции. С 1980-х, благодаря миниатюризации линейных ускорителей, эти устройства стали широко использоваться в лучевой терапии, вытесняя прочие методы благодаря их эффективности и точности. Введение многолепестковых коллиматоров позволило ещё более точно нацеливать излучение.

К середине 1980-х, линейные ускорители смогли конкурировать с гамма-ножом в лечении мелких опухолей, предлагая альтернативу без использования радиоактивных материалов. В 1992 году был разработан кибернож, сочетающий линейный ускоритель и роботизированную руку, что расширило возможности радиохирургии.

В последние годы развитие сфокусировалось на комбинировании методов томографии и лучевой терапии, особенно в технологии томотерапии, объединяющей диагностику и лечение в одном аппарате.



Рисунок 1 – Структура ядерно-физических технологий, действующих в медицине

Несмотря на стремительное развитие радиационной онкологии, МАГАТЭ призывает к осторожности при внедрении новых технологий, рекомендуя поэтапное переход от простых к более сложным методикам, особенно в странах с невысоким уровнем экономического развития.

Структура лучевой терапии в современной медицине представлена на рис. 1.

## 2 Физика лучевой терапии

Дистанционная лучевая терапия в основном использует электронные ускорители с энергией 4-25 МэВ. Альтернативой является адронная терапия, основанная на протонах с энергией 70-250 МэВ на нуклон, получаемых на циклотронах, и в меньшей мере на ионах углерода. Некоторые установки работают на нейтронах. В дистанционной терапии также используются кобальтовые установки и гамма-ножи. Контактная терапия представлена брахитерапией и, условно, интраоперационной терапией.

Основным источником информации и иллюстраций для данной главы являлась книга Бориса Альбертовича Шварца [1].

### 2.1 Лучевая терапия на пучках фотонов и электронов

Пучки фотонов и электронов получают на ускорителях электронов, а также могут использоваться естественные радиоактивные источники внешнего  $\gamma$  —  $^{226}\text{Ra}$ ,  $^{137}\text{Cs}$ ,  $^{60}\text{Co}$ . На ускорителях пучки фотонов получают при торможении электронов на мишени из тяжелых элементов — платины, вольфрама, железа. При этом возникает тормозной спектр, форма которого представлена на рис. 2а, а угловое распределение тормозных фотонов — на рис. 2б.

#### 2.1.1 Терапия фотонами

Взаимодействие фотонов с биологической тканью аналогично их прохождению через любое вещество и включает в себя упругое рассеяние, фотоэффект, комптоновское рассеяние, а также образование электрон-позитронных пар при энергиях выше 1.02 МэВ и фотоядерные реакции при энергиях выше 8 МэВ. Упругое рассеяние изменяет направление движения фотона без изменения его энергии. Фотоэффект приводит к поглощению фотона и возникновению вторичного электрона с большей частью энергии фотона. Комптон-эффект передает часть энергии первичного фотона вторичному электрону, оставляя часть энергии у фотона, и становится доминирующим для биологических тканей при энергиях фотонов выше 10 кэВ.

При достаточно высоких энергиях (больше чем  $2m_e c^2$ ), возможен процесс образования электрон-позитронных пар, когда в поле ядра поглощается фотон, рождая электрон и позитрон. Этот процесс имеет порог по энергии и происходит около ядра. Электрон и позитрон теряют энергию через радиационное торможение и ионизацию, а позитрон может аннигилировать с электроном, образуя два фотона с энергией 0.511 МэВ. Аннигиляция представляет собой превращение частицы и античастицы в электромагнитное излучение или другие элементарные частицы, что является обратным процессом к рождению пар.

Аннигиляция позитронов начинается с их замедления в веществе, где они теряют энергию через радиационное торможение при высоких энергиях и ионизацию при низких. После потери скорости, позитроны диффундируют до встречи с электронами, приводя к аннигиляции. Перед аннигиляцией, электрон и позитрон обычно находятся в состоянии с нулевым количеством движения (S-состояние). Исход процесса зависит от ориентации их спинов и связанности электрона.

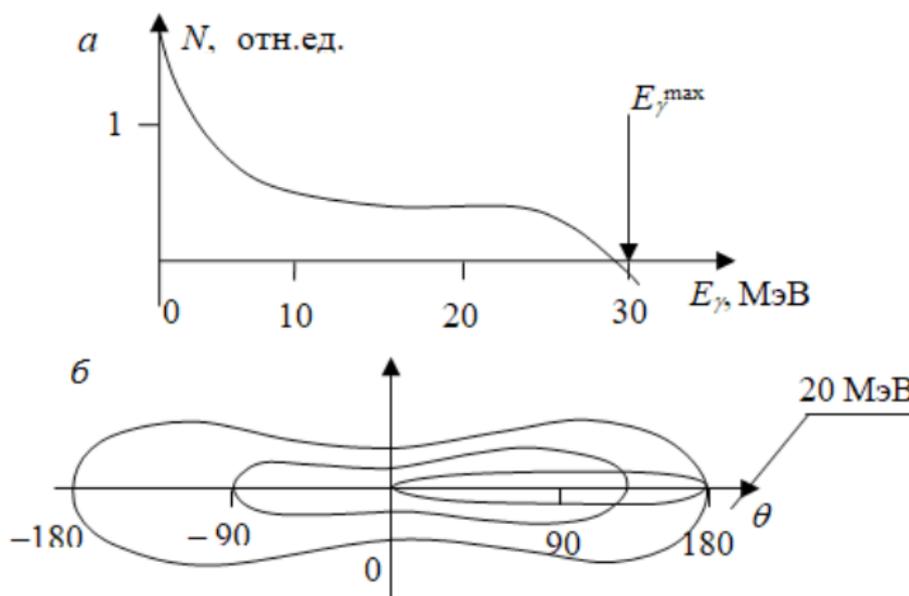


Рисунок 2 – Энергетический спектр тормозного излучения (а) и его угловое распределение (б)

В процессе аннигиляции, энергия покоя частиц преобразуется в электромагнитное излучение, иногда передавая энергию третьему телу, например, ядру. Аннигиляция на связанном электроны может породить один фотон за счет отдачи атома, обеспечивая сохранение импульса. На свободных электронах аннигиляция генерирует два или более фотонов для сохранения законов сохранения.

Если позитрон неподвижен в момент аннигиляции, фотоны разлетаются в противоположных направлениях; если он движется, угол между фотонами изменяется. Аннигиляция движущихся позитронов менее вероятна по сравнению с неподвижными.

На энергиях фотонов выше 10 МэВ, важную роль начинают играть фотоядерные реакции. Ядерный фотоэффект, начинающийся при энергиях 6-10 МэВ, включает поглощение  $\gamma$ -кванта ядром с последующим испусканием нуклона. Сечение этого процесса значительно меньше, чем для других типов взаимодействия фотонов, что позволяет фотонам проникать на большие расстояния в веществе, уменьшаясь по экспоненциальному закону  $I = I_0 e^{-\mu x}$ , где  $\mu$  — линейный коэффициент ослабления.

### 2.1.2 Терапия электронами

Взаимодействие электронов с биологическими тканями можно описать через несколько ключевых механизмов потери энергии:

- Ионизационные потери, где электроны теряют энергию, вызывая ионизацию атомов.
- Радиационные потери включают излучение фотонов при взаимодействии с атомными ядрами и электронами, проявляющееся в виде тормозного излучения и других типов радиации.

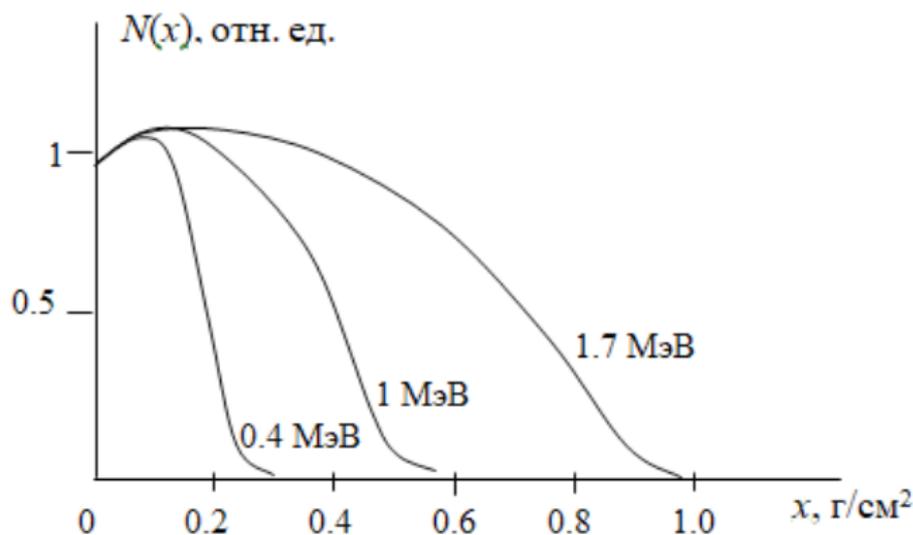


Рисунок 3 – Распределение полного числа электронов  $N(x)$  в зависимости от толщины слоя вещества

- Электроядерные реакции при столкновении электронов с ядрами.

Электроны, проникая в биологическую ткань, демонстрируют криволинейное движение из-за своей низкой массы и склонности к сильному рассеиванию. Это приводит к увеличению объема облучаемой ткани. В процессе движения электроны теряют энергию, осуществляя ионизацию ( $A \rightarrow A^+ + e^-$ ) и возбуждение атомов ( $A \rightarrow A^*$ ), а также излучая фотоны радиационным путем. В конце своего пути, после потери кинетической энергии, электрон может быть захвачен атомом, образуя отрицательный ион ( $e + A \rightarrow A^-$ ).

Важно отметить, что ионизация и возбуждение атомов требует значительной энергии, в среднем около 10-15 эВ для атомов важных для биологических тканей, в то время как образование одной пары ионов потребляет около 34 эВ. Пробег электронов в ткани ограничен, и лишь небольшое число электронов достигает максимальной глубины проникновения. На рис. 3 представлена зависимость числа электронов от глубины их проникновения.

Достижение электронами определённой глубины в веществе зависит от ряда факторов, среди которых ключевыми являются:

1. Из-за малой массы, электроны легко отклоняются от своего первоначального пути под действием атомных полей, иногда даже рассеиваясь обратно.
2. Взаимодействие с атомами приводит к генерации вторичных электронов, увеличивая общее количество частиц в среде.
3. Формирование электронно-фотонных ливней способствует возникновению дополнительного потока вторичных частиц.

В результате этих процессов на определённой глубине, обычно измеряемой в миллиметрах или сантиметрах, наблюдается пиковое значение числа электронов.

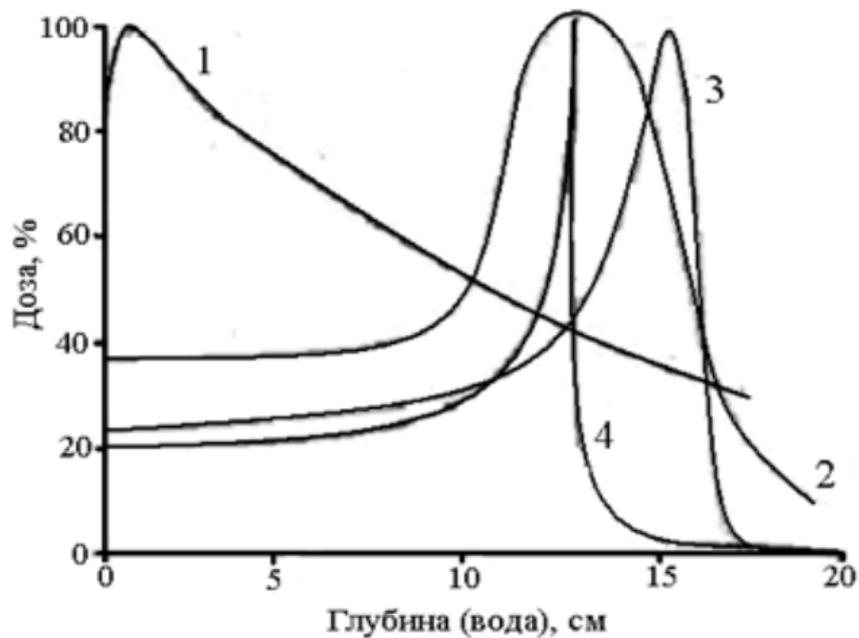


Рисунок 4 – Распределение дозы пучков тяжелых заряженных частиц и нейтронов в зависимости от глубины в воде: 1) пучка нейтронов с энергией 30 МэВ; 2) пучка мезонов; 3) пучка протонов с энергией 160 МэВ (кривая Брэгга); 4) пучка ионов углерода  $^{12}\text{C}$  с энергией 250 МэВ/нуклон

Этот максимум обусловлен преимущественно вкладом вторичных электронов, возникающих в основном у поверхности. Внутри материала их количество уменьшается из-за снижения числа первичных электронов. Максимальная глубина, на которой наблюдается этот пик, зависит от энергии входящего электронного пучка: чем выше энергия первичных электронов, тем больше пробег вторичных частиц и, соответственно, глубина максимума.

## 2.2 Лучевая терапия на пучках протонов и ионов

### 2.2.1 Терапия протонами

При прохождении через вещество, протоны и ионы вызывают ионизацию за счет кулоновского взаимодействия с электронами атомов. Вторичные электроны, возникающие в этом процессе, способны дополнительно ионизировать материал. Отличительная особенность использования пучков тяжелых заряженных частиц — это формирование пика Брэгга на графике распределения дозы по глубине, указывающего на максимальную передачу энергии в конце пути частицы (см. рис. 4).

Основные моменты потери энергии тяжелыми заряженными частицами включают пропорциональность ионизационных потерь квадрату заряда и обратную пропорциональность квадрату скорости частицы, а также зависимость от плотности вещества, при этом масса частицы не играет роли.

На начальном этапе, при высокой энергии (более 10 МэВ), протоны в основном ионизируют атомы среды. Некоторые протоны могут рассеиваться или вызывать

ядерные реакции, но доминирующим является ионизационное торможение. По мере уменьшения энергии увеличивается вероятность взаимодействия с атомами, что приводит к росту числа ионизаций и формированию пика Брэгга. В конце пути возможна перезарядка протона, образуя нейтральный атом водорода, который либо диффундирует, либо останавливается в среде.

Ионизационные потери энергии тяжелых заряженных частиц определяются формулой Бете-Блоха. В нерелятивистском приближении формула выражается как:

$$-\frac{dE}{dx} = \frac{3.05 \times 10^5 \cdot z^2 \cdot Z}{A \cdot \rho} \text{ (см}^2 \cdot \text{МэВ/г)} \quad (1)$$

где  $z$  и  $Z$  — заряды частицы и ядра атома соответственно,  $A$  — массовое число ядра, а  $\rho$  — плотность среды.

Эта зависимость демонстрирует, как потери энергии протонами изменяются в зависимости от их начальной энергии, с максимумом потерь в конце пути частицы.

Для равномерного облучения опухолей используют модификацию пика Брэгга, достигаемую через специальные фильтры (гребенчатые, вращающиеся, спиральные), которые преобразуют моноэнергетический пучок в пучок с разнообразным энергетическим спектром. Это позволяет протонам проходить через различные слои вещества фильтра, создавая спектр протонов с разными энергиями за счет ионизационных потерь.

### 2.2.2 Терапия легкими ионами

В лучевой терапии, использование легких ионов (дейтронов,  $\alpha$ -частиц, ядер углерода) представляет собой значительные преимущества по сравнению с другими видами ионизирующего излучения, включая протоны. Эти ионы двигаются в тканях почти по прямой и останавливаются на точно определенной глубине, создавая максимальное выделение энергии в узком диапазоне (пик Брэгга), что обеспечивает высокую точность доставки дозы к опухоли при минимальном поражении окружающих тканей.

На начальном этапе проникновения, когда энергия ионов высока, биологическое воздействие схоже с фотонным облучением, но в зоне пика Брэгга происходят в основном необратимые повреждения из-за высокой локализованной ионизации. По сравнению с протонами, легкие ионы обеспечивают более высокое соотношение дозы в пике к дозе на входе и меньший боковой разброс пучка.

Однако, взаимодействие тяжелых ядер с тканями приводит к образованию фрагментов с большим пробегом, формируя "хвост" за пиком Брэгга. Исследования показали, что ядра углерода ( $^{12}\text{C}$ ) имеют оптимальное соотношение дозы в пике к дозе на входе и минимальную фрагментацию, что делает их предпочтительным выбором для терапии.

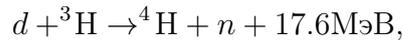
## 2.3 Лучевая терапия нейтронами

Принципиальным преимуществом в некоторых клинических ситуациях нейтронной терапии по сравнению с традиционными методами на пучках фотонов или электронов является высокая эффективность повреждающего действия и слабая

зависимость от насыщения клеток кислородом. В лучевой терапии используют пучки быстрых нейтронов, а в нейтрон-захватной лучевой терапии — пучки тепловых нейтронов.

### 2.3.1 Терапия быстрыми нейтронами

Для генерации быстрых нейтронов, используемых в лучевой терапии, применяются ядерные реакции, инициируемые заряженными частицами на циклотронах, линейных ускорителях, дейтерий-тритиевых (D-T) генераторах или в ядерных реакторах. В качестве бомбардирующих частиц выступают дейтроны или протоны, а мишенью обычно служит бериллий. В D-T генераторах происходит реакция



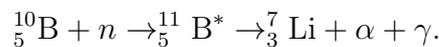
дающая моноэнергетические нейтроны с энергией 14–15 МэВ. Благодаря компактности и экономичности, нейтронные генераторы предпочтительнее циклотронов для терапевтических целей.

Быстрые нейтроны с энергиями от 10 до 15 МэВ обладают распределением дозы, аналогичным гамма-излучению, с максимальной дозой на поверхности и в прилегающих тканях и уменьшением дозы вглубь мишени. Максимум дозы смещается глубже с увеличением энергии нейтронов, обычно находясь на глубине от 1 до 4 см. Основным осложнением после нейтронной терапии являются поражения кожи.

Отличительной особенностью нейтронов является их способность проникать на значительную глубину из-за отсутствия электрического заряда. Количество ионизаций, вызванных нейтронами, зависит от элементного состава проходимого вещества, что создает сложности в их дозиметрии.

### 2.3.2 Нейтрон-захватная терапия

Нейтрон-захватная терапия представляет собой вид радиотерапии, основанный на ядерных реакциях между нейтронами и радиочувствительными веществами, такими как бор, гадолиний или кадмий. Данный метод включает введение этих веществ в опухоль для усиления её чувствительности к облучению тепловыми нейтронами. В результате захвата нейтронов бором происходит ядерная реакция, генерирующая альфа-частицы и гамма-излучение:



Энергия, выделяемая в результате этой реакции, составляет примерно 2.3 - 2.8 МэВ, из которых 0.48 МэВ приходится на гамма-квант. Заряженные частицы теряют свою энергию на коротких расстояниях: ядро лития останавливается на расстоянии около 5 мкм, а альфа-частица — на 8 мкм. Учитывая, что размер клетки составляет около 10 мкм, большая часть (около 80%) энергии ядерной реакции сосредотачивается внутри пораженной раком клетки, если она содержит поглотившее нейтрон ядро бора.

### 3 Оборудование лучевой терапии

Классическая дистанционная лучевая терапия использует фотоны или электроны для облучения опухолей, при этом источник излучения находится на расстоянии от пациента. В XX веке она эволюционировала в два основных направления: традиционная терапия с многократными низкодозированными сеансами и стереотаксическая радиохирургия (СРХ), предполагающая однократное или кратковременное введение высоких доз излучения.

Стереотаксическая радиохирургия характеризуется точечным подведением высоких доз излучения к опухолям, чаще всего размером до 3 см. Этот метод особенно эффективен для лечения опухолей мозга, но также применяется и для других злокачественных новообразований под названием стереотаксическая радиотерапия тела.

Особенности СРХ включают использование трехмерной визуализации для точной локализации цели, иммобилизацию пациента для стабильности, сфокусированные пучки излучения и визуальный контроль за положением опухоли во время облучения. Эти технологии повышают точность и эффективность лечения.

В некоторых случаях, особенно при больших опухолях, может потребоваться несколько сеансов лучевой терапии, что называется фракционированной СРХ.

Стереотаксическая радиохирургия представляет собой важную альтернативу хирургическому вмешательству, особенно для пациентов с противопоказаниями к операции или при наличии опухолей в труднодоступных местах, возле жизненно важных органов или перемещающихся при дыхании.

Стереотаксическая радиохирургия (СРХ) впервые была применена в 1968 году для лечения опухолей мозга с использованием гамма-ножа, разработанного Л. Лекселлом и Б. Ларссоном в 1950-х годах. В 1990-х годах в Стенфордском университете под руководством Д. Адлера был внедрён кибер-нож для облучения метастазов в теле. Эти устройства заложили основу современной СРХ, выделяющей три основных метода:

1. **Гамма-нож** использует 192 или 201 сфокусированных гамма-луча для лечения интракраниальных поражений малого и среднего размера.
2. **Линейные ускорители** генерируют высокоэнергетические рентгеновские лучи для обработки больших опухолей. Процедура может быть выполнена однократно или фракционированно. Различные производители, такие как Varian, Novalis Tx™, XKnife™, CyberKnife®), предлагают свои модели линейных ускорителей.
3. **Протонная терапия** использует тяжёлые частицы для лечения и доступна только в ограниченном числе центров, хотя её популярность растёт.

Несмотря на развитие методов стереотаксической радиохирургии, большая часть лучевой терапии по-прежнему приходится на лечение 2–3 стадий рака с использованием традиционных методик многократного облучения небольшими дозами.

Основными источниками информации и иллюстраций для данной главы являлись книги Александра Петровича Черняева [2, 3, 4].

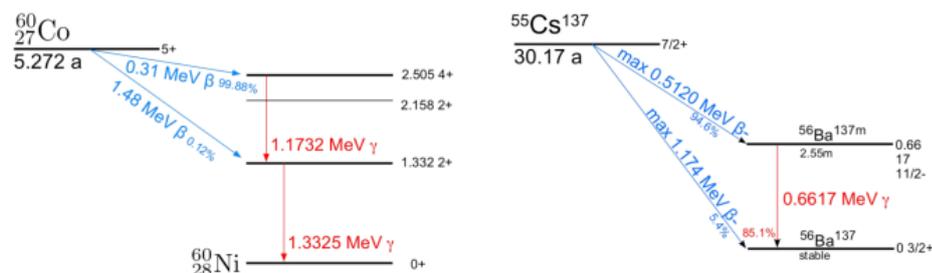


Рисунок 5 – Схемы распада  $^{137}\text{Cs}$  и  $^{60}\text{Co}$

### 3.1 Гамма-установки с радиоактивным источником

В современной медицине активно используются радиоактивные источники гамма-квантов для дистанционной лучевой терапии. В прошлом столетии, количество таких установок достигало десятков тысяч по всему миру. В 50-60-х годах XX века кобальтовые установки, благодаря своей компактности и эффективности, составляли конкуренцию линейным ускорителям. Однако, в последние десятилетия, они уступили место более современным технологиям, несмотря на то, что в мире все еще эксплуатируется около 2050 таких устройств. Эти установки особенно популярны в странах с ограниченными ресурсами и недостатком специалистов, способных обслуживать более сложные ускорители.

В России около 240 кобальтовых установок помогают ежегодно сотням тысяч онкологических пациентов. Ключевыми радионуклидами для гамма-терапии являются  $^{226}\text{Ra}$ ,  $^{137}\text{Cs}$  и  $^{60}\text{Co}$  (см. рис. 5). Из них  $^{60}\text{Co}$  выделяется как наиболее подходящий для терапии из-за высокой энергии фотонов и возможности получения высокой удельной активности. Использование  $^{60}\text{Co}$  позволяет сдвинуть максимум дозы вглубь тела на 0.5 см, уменьшая при этом облучение кожи.

$^{60}\text{Co}$  получают, облучая стабильный изотоп  $^{59}\text{Co}$  нейтронами в ядерном реакторе. Источник обычно содержится в двойной запаянной стальной капсуле для предотвращения радиоактивной утечки (см. рис. 6). В процессе радиоактивного распада образующиеся электроны поглощаются капсулами, превращаясь в рентгеновское излучение малой энергии, которое не оказывает значительного влияния на дозу излучения. В то же время, взаимодействие высокоэнергетических фотонов с корпусом установки может привести к появлению низкоэнергетических фотонов и электронного загрязнения пучка, что увеличивает дозу на поверхности тела пациента примерно на 10

Стоит заметить, что источник излучения, имеющий диаметр 1–2 см, не является геометрически точечным, что приводит к формированию геометрической полутени. Источник размещается в головке аппарата и может перемещаться для активации или деактивации. В нерабочем состоянии он окружен защитными слоями из обедненного урана и свинца, предотвращающими утечку излучения.

Ключевым элементом аппарата является система коллиматоров, состоящая из свинцовых шторок, которые позволяют формировать поля различных размеров для точечного воздействия на опухоль. Вследствие большой энергии фотонов и удельной активности расстояние от источника до тела пациента может составлять от 80 см и больше. Это обеспечивает возможность изоцентрического вращения ап-

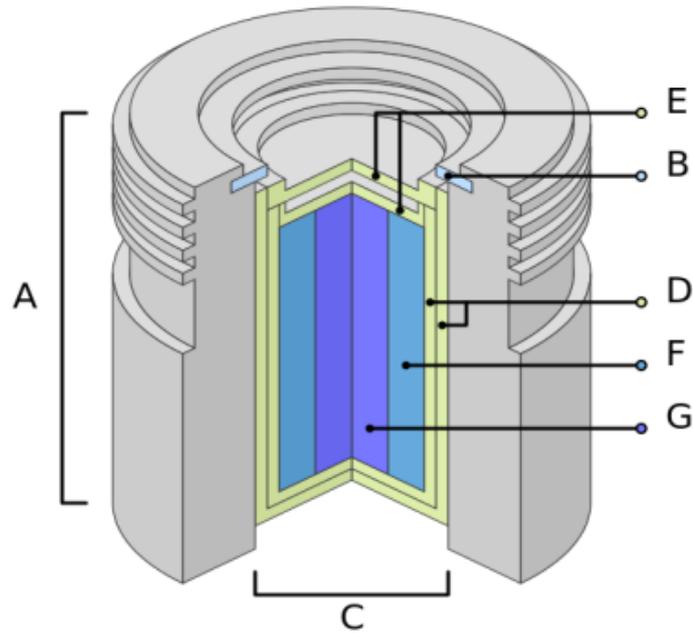


Рисунок 6 – Источник в разрезе. Международный холдер источника — А, удерживающее кольцо — В, источник — С, состоящий из двух капсул из нержавеющей стали — D, приваренных к крышкам из нержавеющей стали — Е, внутренняя оболочка из сплава урана или вольфрама — F, радиоактивный материал — G

парата вокруг пациента для облучения с разных углов, минимизируя воздействие на здоровые ткани (см. рис. 7).

Для повышения точности облучения используются индивидуальные свинцовые или Вуда блоки, формирующие поле, соответствующее контуру опухоли. Сплав Вуда (с температурой плавления 68,5 °С и плотностью 9,4 г/см<sup>3</sup>) выбран за его физические свойства, позволяющие точно адаптировать поле излучения под конкретную опухоль (см. рис. 8).

В альтернативе Вуда блокам, используются многолепестковые коллиматоры с прямоугольными лепестками толщиной до 8 см, количество которых и ширина могут варьироваться в зависимости от модели установки. Это позволяет еще более точно настраивать поле облучения (см. рис. 8).

Гамма-аппараты с радиоактивным источником, благодаря их доступности и низкой стоимости, широко используются по всему миру, особенно в странах с ограниченными ресурсами. Технологии, изначально разработанные для медицинских линейных ускорителей, такие как микромноголепестковые коллиматоры для стереотаксической радиохирургии, находят применение и в сфере гамма-терапии. Эти инновации значительно улучшают качество лечения злокачественных новообразований и метастазов, делая терапию доступной в регионах с развивающимся уровнем лучевой терапии. В таблице 1 представлены первые 15 стран по количеству гамма-аппаратов в стране по данным МАГАТЭ на 2019 год.

Тем не менее, кобальтовые аппараты имеют ограничения. Из-за сложностей с достижением высокой интенсивности излучения из маленького источника и низкой энергии излучения, возникают проблемы с длительностью облучения и доступом к



Рисунок 7 – Кобальтовая установка Theratronics T780 Co

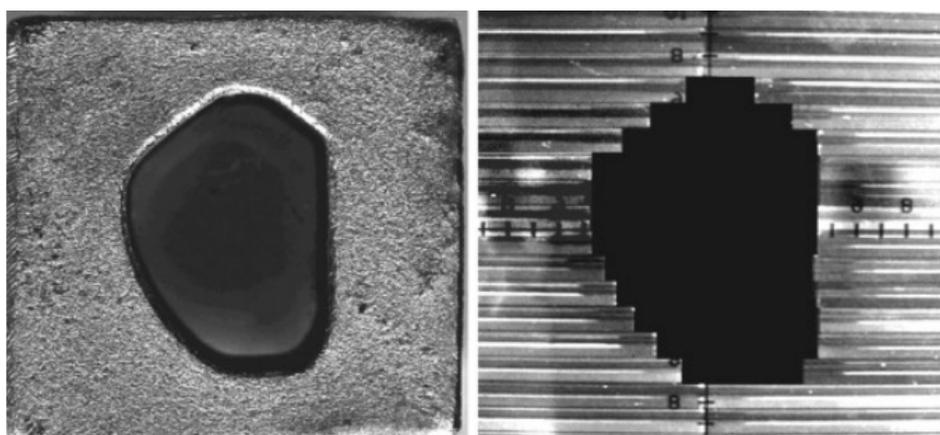


Рисунок 8 – Слева — сплав Вуда, справа — многолепестковый коллиматор, повторяющие контур опухоли

Таблица 1 – Распространенность гамма-аппаратов в ведущих странах мира (по данным Международного агентства по атомной энергии, 2019)

Государство	Количество, шт.	Государство	Количество, шт.
Китай	558	Аргентина	31
Индия	345	Пакистан	31
Россия	241	Казахстан	28
США	128	Колумбия	24
Украина	76	Египет	23
Япония	66	Таиланд	21
Бразилия	61	Германия	20
Мексика	32	Всего в мире:	2046

глубоко расположенным опухолям. К тому же, активность источника со временем уменьшается, а сам аппарат представляет радиационную опасность. Использование кобальтовых аппаратов может привести к поглощению значительной части дозы на поверхностных слоях тканей, вызывая ожоги, в то время как ускорители, благодаря более высокой энергии фотонов, позволяют минимизировать такие риски. Это подчеркивает преимущества использования ускорителей для повышения эффективности и безопасности лучевой терапии.

Дополнительную информацию по данной теме можно найти в книгах [5, 11].

### 3.2 Гамма-нож

В 1940-х годах начали развиваться идеи о проведении онкологических операций с использованием гамма-лучей вместо скальпеля. Ларс Лекселл, шведский нейрохирург, в 1948 году предложил использовать стереотаксическую рамку для точных нейрохирургических операций, заложив основу для стереотаксической хирургии. В 1951 году он предложил метод хирургии без вскрытия черепа, используя радиоактивные источники  $^{60}\text{Co}$ , что привело к созданию устройства под названием гамма-нож. Это устройство направляет множество гамма-лучей в одну точку, увеличивая дозу облучения в малом объеме ткани. Первая модель гамма-ножа содержала 179 источников  $^{60}\text{Co}$ , а первая операция была успешно проведена в Стокгольме в 1968 году. Гамма-нож работает на принципе использования радиоактивного изотопа  $^{60}\text{Co}$ , создавая тонкие пучки фотонов, которые точно направляются в цель. Установка гамма-ножа Лекселла позволяет облучать мишень с точностью до 0.3 мм, благодаря точному расположению источников и их активности, что делает её выдающимся инструментом в стереотаксической радиохимирии.

Совокупность источников обеспечивает мощность дозы в изоцентре порядка 300 сГр/мин. Накапливаемая в мишени доза во много раз превышает дозу на поверхности тела человека. Подводимая к опухоли доза приводит к ее гибели. При этом здоровые ткани получают незначительную дозу облучения. Каждый пучок ионизирующего излучения формируется стационарным коллиматором, расположенным на шлеме. Система гамма-нож состоит из источников ионизирующего излучения, шлема с коллимирующими отверстиями различного диаметра (4, 8, 14 или 18 мм) и кушетки с электронной системой управления. Общий вид установки

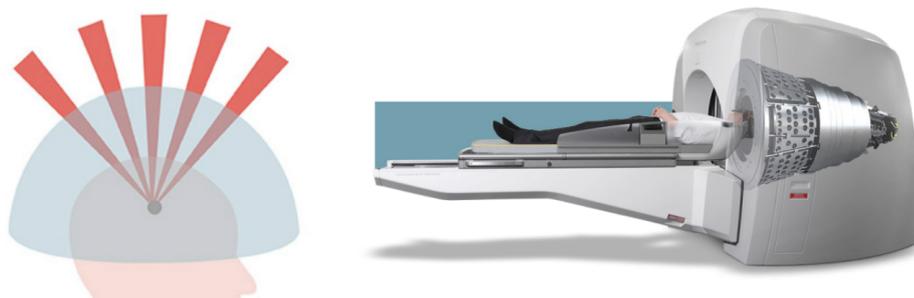


Рисунок 9 – Общий вид (справа) и схематическое изображение действия (слева) установки гамма-нож

гамма-нож и схематический принцип ее действия представлены на рис. 9).

Существуют четыре поколения установок гамма-нож: U(A), B, C и Perfexion, отличающиеся расположением источников излучения и системами позиционирования. Например, модель U распределяет источники по полусфере, а модель B использует концентрические окружности. Модель C вводит автоматическое позиционирование и моторизованное перемещение шлема. Сравнение некоторых характеристик различных поколений установки гамма-нож приводится в таблице 2.

Таблица 2 – Характеристики установок гамма-нож различных поколений

Характеристика	Perfexion	C	B
Точность наведения луча, мм	< 0.25	< 0.50	< 0.50
Точность позиционирования, мм	< 0.20	< 0.30	< 0.50
Воспроизводимость позиционирования, мм	<0.05	<0.20	<0.25
Мощность дозы, Гр/мин	>3	>3	>3
Время лечения, мин	20	50	80
Время настройки на пациента, мин	2	10	10

Достоинствами установок гамма-нож являются высокая точность, возможность одновременного облучения нескольких мишеней. К недостаткам можно отнести наличие стереотаксической рамки, ограничивающей число возможных направлений облучения, наличие радиоактивных источников, активность которых изменяется со временем, невозможность проведения прямых дозиметрических измерений.

Еще больше информации по данной теме можно найти в книге [14].

### 3.3 Медицинские линейные ускорители

В настоящее время, медицинские линейные ускорители значительно превосходят по количеству гамма-аппараты, увеличившись в шесть раз. Эти устройства наследуют дизайн и некоторые функции своих предшественников, но отличаются возможностью облучения электронами разной энергии, в дополнение к фотонам. Первые линейные ускорители появились в конце 1920-х — начале 1930-х годов, среди которых были линейный ускоритель Видероэ (1928), каскадный ускоритель

(1929), генератор Ван де Граафа (1931) и циклотрон (1931). Их медицинское применение началось менее чем через десять лет, с первого использования в Лондоне в 1937 году для лечения рака.

К 1970-м годам активно начали использовать ускорительную технику в медицине, насчитывая более 300 устройств различных типов, включая бетатроны и линейные ускорители. В 1980-х годах линейные ускорители электронов стали меньше по размеру и нашли широкое применение в радиотерапии, начав вытеснять бетатроны и кобальтовые установки.

С 1990-х годов основными производителями стали Varian, Elekta, IBA, а ранее также Siemens и Philips. Благодаря росту продаж, ежегодный выпуск медицинских ускорителей достигал от 700 до 1000 единиц. К 2000 году в мире насчитывалось около 5000 таких аппаратов, а сегодня их количество приблизилось к 12000. В таблице 2 представлены данные о распределении этих ускорителей по странам, использующим более 100 единиц в медицинских целях. В таблице 3 представлена информация о распределении ускорителей, в странах, использующих в медицине более 100 единиц ускорителей.

Таблица 3 – Медицинские ускорители в ведущих странах мира (по данным Международного агентства по атомной энергии, 2019)

Государство	Количество ускорителей, шт.	Население страны, млн. чел.	Население на 1 ускоритель, тыс. жителей
США	3610	325.7	90
Китай	1086	1385.9	1276
Япония	861	126.9	147
Германия	523	82.8	158
Франция	504	66.9	133
Италия	452	60.6	134
Великобритания	343	65.6	191
Бразилия	292	194.9	667
Канада	279	36.7	462
Испания	271	46.6	172
Индия	267	1225.1	4588
Турция	248	79.8	322
Австралия	220	24.6	112
Россия	197	144.5	734
Корея	152	51.5	339
Всего в мире:	12064	7500	662

Принцип работы медицинского линейного ускорителя можно описать в несколько этапов (см. рис. 10). В начале, источник питания генерирует напряжение, которое поступает в модулятор. В модуляторе формируются высоковольтные импульсы длительностью в несколько микросекунд, которые затем направляются на клистрон или магнетрон (генераторы СВЧ-поля), а также на электронную пушку.

Сформированные в клистроне или магнетроне импульсные микроволны инжектируются в ускорительную секцию через систему волноводов. Электроны из

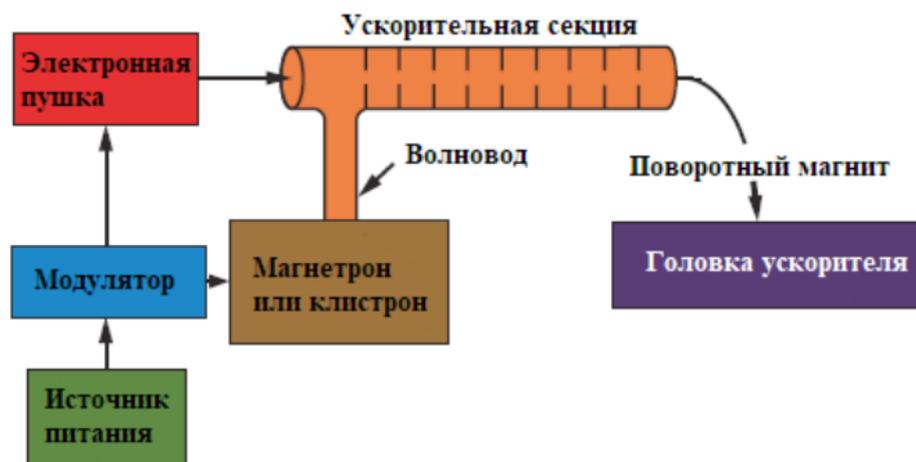


Рисунок 10 – Блок-схема медицинского линейного ускорителя

электронной пушки также инжектируются в ускорительную секцию длиной 130-150 см, причем инжекция синхронизирована с частотой ускоряющего поля.

Ускорительная секция представляет собой полый медный цилиндр, разделенный на части дисками или диафрагмами с различными апертурами и интервалами между ними. Воздух из секции откачивается до высокого вакуума, чтобы минимизировать столкновения электронов с атомами воздуха.

Электроны, инжектированные с начальной энергией 50 кэВ, набирают энергию до МэВ за счет взаимодействия с электромагнитным полем. Высокоэнергетические электроны выходят из секции в виде тонкого пучка диаметром около 3 мм.

В высокоэнергетических ускорителях, где ускорительная секция из-за своей значительной длины (130-150 см) расположена горизонтально, пучок электронов направляется через систему поворотных магнитов (обычно на 90 или 270 градусов) к мишени, расположенной в головке гантри.

Головка медицинского линейного ускорителя обладает сложной структурой, позволяющей использовать различные энергии и режимы облучения (см. рис. 11). Электронный пучок, пройдя через систему отклоняющих магнитов, направляется на тормозную мишень в режиме генерации гамма-излучения. В этом процессе тормозные фотоны возникают при взаимодействии электронов с ядрами и атомными электронами мишени, изготовленной из материала с высоким атомным номером, например вольфрама. Это приводит к тому, что максимальная энергия фотонов соответствует максимальной энергии исходных электронов, а их средняя энергия составляет около одной трети от максимальной.

После мишени находится первичный коллиматор, который устраняет частицы, двигающиеся по нежелательным траекториям. Его конструкция минимизирует рассеяние пучка благодаря специфической форме внутренних стенок.

Далее в головке расположена карусель с выравнивающими фильтрами для разных типов энергий фотонных пучков и рассеивающей фольгой для работы с электронными пучками. Выравнивающие фильтры, обычно изготовленные из свинца или других тяжелых металлов, обеспечивают равномерное распределение пучка по всему полю облучения.

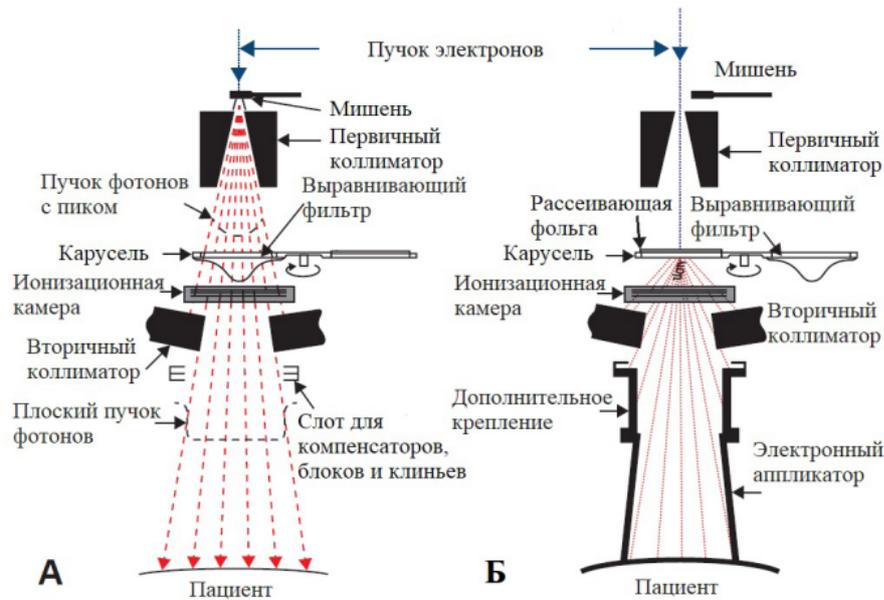


Рисунок 11 – Схема головки ускорителя: А — облучение фотонами, Б — облучение электронами

В случае использования электронного пучка, вместо тормозной мишени применяются рассеивающие фольги для уширения пучка и обеспечения равномерного распределения электронов. Первая фольга, выполненная из материала с высоким атомным номером, имеет малую толщину и предназначена для минимизации загрязняющего тормозного излучения. Толщина каждой фольги подбирается индивидуально для оптимального рассеивания электронов в зависимости от их энергии.

В области под "каруселью" головки линейного ускорителя установлены две интегрированные ионизационные камеры. Они служат для непрерывного мониторинга характеристик луча в процессе проведения терапии, включая измерение дозы облучения, равномерности и симметрии распределения луча. Камеры защищены металлическим корпусом для минимизации влияния изменений температуры и давления на их работу.

На выходе из головки ускорителя находится вторичный коллиматор, оснащенный свинцовыми лепестками толщиной около 8 см. Это устройство предназначено для существенного уменьшения интенсивности излучения до приблизительно 1%. Уровень ослабления интенсивности луча можно определить, используя формулу для ослабления потока  $\gamma$ -излучения от точечного источника:

$$I = I_0 e^{-\mu x}, \quad (2)$$

где  $I_0$  — начальная интенсивность излучения без поглотителя,  $I$  — интенсивность после прохождения через поглотитель толщиной  $x$  см, а  $\mu$  — линейный коэффициент ослабления, отражающий уменьшение интенсивности излучения на единицу толщины поглотителя.

Для усовершенствования качества лечения в лучевой терапии применяются

различные аксессуары, например, клиновидные фильтры (включая ручные, автоматические и динамические), многолепестковые коллиматоры, болусы, свинцовые блоки, системы электронной портальной дозиметрии и коническая компьютерная томография. Некоторые из этих устройств входят в базовую комплектацию оборудования, другие приобретаются отдельно. Для их функционирования часто требуется специализированное программное обеспечение, не включенное в стандартный пакет.

Клиновидные фильтры из свинца особенно полезны при лечении опухолей сложной формы или расположенных близко к поверхности тела, например, при раке молочной железы. Они позволяют корректировать распределение дозы облучения, создавая наклонный профиль пучка, что способствует снижению дозы на поверхности опухоли и её увеличению в центре. В современных ускорителях функцию клиновидных фильтров выполняют шторки коллиматора из свинца,двигающиеся с заданной скоростью для изменения угла наклона пучка.

При работе с электронным пучком для точного соответствия формы пучка контуру опухоли используют индивидуальные блоки из сплава Вуда. Это минимизирует рассеянное излучение от электронов, взаимодействующих с окружающими материалами. Блоки монтируются на расстоянии 5–10 см от поверхности тела пациента и фиксируются в специальном аппликаторе, который устанавливается в коллиматоре. Для разных размеров опухолей подбираются аппликаторы стандартных размеров.

Дополнительной литературой по данной теме может служить любая литература по ускорительной физике и физике радиотерапии, например [5, 11].

### 3.4 Кибер-нож

Долгое время лечение опухолей мозга стереотаксической радиохирургией ограничивалось использованием "Гамма-ножа". Однако в 1992 году в США был разработан "Кибер-нож" под руководством Д. Адлера, что стало прорывом в этой области. Уже к 1999 году FDA одобрило его использование для лечения опухолей головы, шеи и верхних частей позвоночника, а в 2001 году - для опухолей по всему телу. "Кибер-нож" объединил изображение и робототехнику, став началом нового поколения интеллектуальной радиохирургии и позволяя проводить процедуры без жесткой фиксации пациента. Установка подходит для лечения различных локализаций патологических очагов благодаря конструкторским особенностям, выделяющим аппарат среди терапевтических ускорителей. Данный аппарат состоит из следующих элементов, позволяющих обеспечить доставку пучка фотонов к любой локаций в теле пациента почти с любого направления (см. рис. 12):

- легкого линейного ускорителя, закрепленного на мобильной роботизированной руке, имеющей шесть степеней свободы;
- роботизированной кушетки для пациента;
- систем слежения (рентгеновской и инфракрасной) за движениями и дыханием.



Рисунок 12 – Оборудование «Кибер-нож» в лечебной комнате

При использовании «Киберножа» распределение дозы в облучаемой мишени соответствует высоким требованиям радиохирургии:

- возможность доставки очень высокой дозы (обычно за одну фракцию);
- наличие крутого спада (градиента) дозы, необходимого для обеспечения минимального воздействия на окружающие ткани;
- высокая точность попадания пучка в заданную область мишени;
- использование компьютеризированных систем дозиметрического планирования;
- наличие сверхточной системы доставки дозы.

Энергия используемого в «Киберноже» линейного ускорителя составляет 4–6 МэВ. Его масса около 120 кг. Тормозное излучение генерируется на вольфрамово-медной мишени.

В отличие от традиционных методов радиохирургии, система "Кибернож" обеспечивает высокую точность лечения без необходимости жесткой фиксации пациента. Это достигается за счет использования передовой робототехники и постоянного мониторинга за целью с помощью рентгеновских изображений в реальном времени, что позволяет достигать точности до 0.5 мм. Система автоматически корректирует положение луча при движении опухоли, избегая необходимости прерывать сеанс.

Система "Xsight" для слежения за легкими позволяет точно отслеживать опухоли диаметром более 15 мм, расположенные в периферийных областях легких,

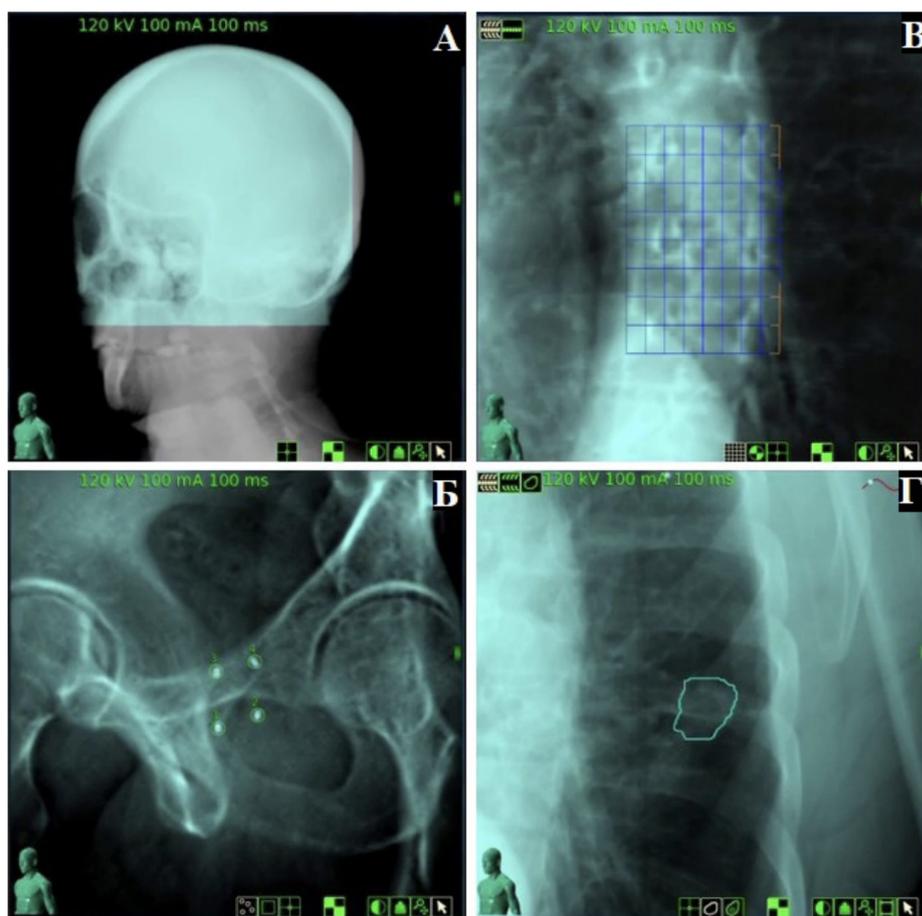


Рисунок 13 – Пример работы алгоритмов позиционирования. А — черепа; Б — золотых маркеров; В — позвоночника; Г — легких

без использования искусственных маркеров. Она анализирует рентгеновские изображения в реальном времени, сравнивая их с предварительно заданными координатами опухоли для коррекции положения луча.

Для черепа и позвоночника используется отдельный алгоритм слежения, который сопоставляет КТ-снимки до процедуры и изображения во время лечения, позволяя корректировать положение пациента в шести степенях свободы (см. рис. 13).

На данный момент более 300 установок "Гамма-нож" и примерно столько же "Кибер-ножей" функционируют по всему миру, причем большая часть из них находится в США и Японии. В России за последние годы было приобретено пять новых установок для радиохирургии, что позволило стране подняться в мировом рейтинге по количеству таких систем (см. таблицу 4).

Больше интересной информации по данной теме можно найти в книге [15].

### 3.5 Аппараты брахитерапии

Брахитерапия является одним из ключевых методов радиационной терапии, позволяющим доставлять высокие дозы излучения непосредственно в опухоль или её непосредственную близость с минимальным воздействием на окружающие здо-

Таблица 4 – Распределение гамма- и кибер-ножей в мире

Страна или регион	Гамма-нож	Кибер-нож
США	113	156
Япония	46	30
Китай	19	21
Россия	7	9
Европа (исключая Россию)	58	67
Азия (исключая Китай и Японию)	47	36
Северная Америка (исключая США)	10	8
Южная Америка	10	4
Африка	4	–
Всего	314	331

ровые ткани. Этот метод лечения используется для борьбы с различными видами рака, включая рак шейки матки, простаты, груди, кожи и других.

В основе брахитерапии лежит принцип максимального сокращения расстояния между источником излучения и целью (опухолью), что позволяет увеличить эффективность облучения опухоли и одновременно снизить риск повреждения здоровых тканей. Радиоактивные источники могут быть временно или постоянно имплантированы в ткани. Временная имплантация обычно используется при высоких дозах излучения для лечения опухолей, тогда как постоянная имплантация чаще применяется при низких дозах. В таблице 5 перечислены основные источники и их характеристики, которые использовались или используются в настоящее время в брахитерапии.

Таблица 5 – Физические характеристики радионуклидов, используемых в радиотерапии

Радионуклид	Полураспада	Энергия фотонов, МэВ	1/2 ослабления $^{82}\text{Pb}$ , мм
$^{222}\text{Rn}$	3.83 суток	0.047–2.45	8.0
$^{60}\text{Co}$	5.26 лет	1.17, 1.33	11.0
$^{137}\text{Cs}$	30.0 лет	0.662	5.5
$^{192}\text{Ir}$	74.2 суток	0.136–1.06	2.5
$^{198}\text{Au}$	2.7 суток	0.412	2.5
$^{125}\text{I}$	60.2 суток	0.028 (средняя)	0.025
$^{103}\text{Pd}$	17.0 суток	0.021 (средняя)	0.008

Брахитерапия может быть классифицирована по различным критериям, включая способ введения источника излучения (внутриполостное, внутритканевое, аппликационное, контактное), по мощности дозы (низкая, средняя, высокая, импульсная) и по типу используемого радиоактивного изотопа.

- Внутриполостное облучение подразумевает размещение радиоактивных источников в естественных полостях тела, например, в матке при лечении рака шейки матки.

- Внутритканевое (интерстициальное) облучение включает в себя имплантацию источников непосредственно в ткань опухоли.
- Аппликационное и контактное облучение применяются для поверхностных опухолей или опухолей, расположенных неглубоко под кожей.

Основным преимуществом брахитерапии является возможность доставить высокую дозу излучения непосредственно в опухоль, сохраняя при этом окружающие здоровые ткани от значительного облучения. Это особенно важно при лечении опухолей, расположенных рядом с жизненно важными органами.

Среди недостатков брахитерапии можно отметить необходимость в хирургическом вмешательстве для имплантации источников излучения, что может сопровождаться риском инфекций и других осложнений. Кроме того, не все типы опухолей подходят для лечения данным методом.

Брахитерапия является важным инструментом в арсенале современной онкологии, позволяя индивидуализировать лечение и увеличить шансы на успешный исход при минимальном риске для пациента. Продолжаются исследования по усовершенствованию методик брахитерапии, включая разработку новых радиоактивных источников и улучшение техник имплантации, что делает этот метод еще более точным и безопасным.

Дополнительно про брахиотерапию можно прочитать здесь [7, 8].

### 3.6 Ускорители протонов и легких ионов

В 1946 году Р. Р. Уилсон, основатель лаборатории Ферми, выдвинул идею в медицинском журнале «Радиология», что протоны и тяжелые ионы могут эффективно использоваться для лечения рака. Он указал на уникальное свойство этих частиц останавливаться в опухоли, минимизируя повреждение здоровых тканей и полностью исключая облучение тканей за опухолью. Это делает адронную терапию особенно ценной для радикального лечения рака.

Для генерации пучков протонов и ионов применяются циклотроны и синхротроны с энергией до 250 МэВ, при этом линейные ускорители из-за их размеров не нашли широкого применения. Циклотроны предпочтительны за счет компактности, простоты управления и высокой надежности (см. рис. 14).

Первые эксперименты с протонами для медицинских целей провели Тобиаш и Лоуренц в 1952 году в Беркли, а первое клиническое применение произошло в 1954 году. С 1959 года начались клинические исследования в Гарварде. Первый госпиталь протонной терапии открылся в 1992 году в Университете Лома Линда, Калифорния, а тяжелые ионы были впервые использованы в радиотерапии в Японии в 1994 году.

Сейчас в мире функционирует около 70 центров адронной терапии с около 140 установками. Новейшие разработки включают компактные протонные ускорители от компании Varian, предназначенные для использования в однокабинных клиниках. Протоны используются в диапазоне энергий от 70 до 250 МэВ.

Протонная и ионная терапия выделяются благодаря уникальному распределению дозы облучения, достигающему максимума в пике Брэгга (см. рис. 4). Это позволяет сосредоточить высокую дозу облучения непосредственно в опухоли,

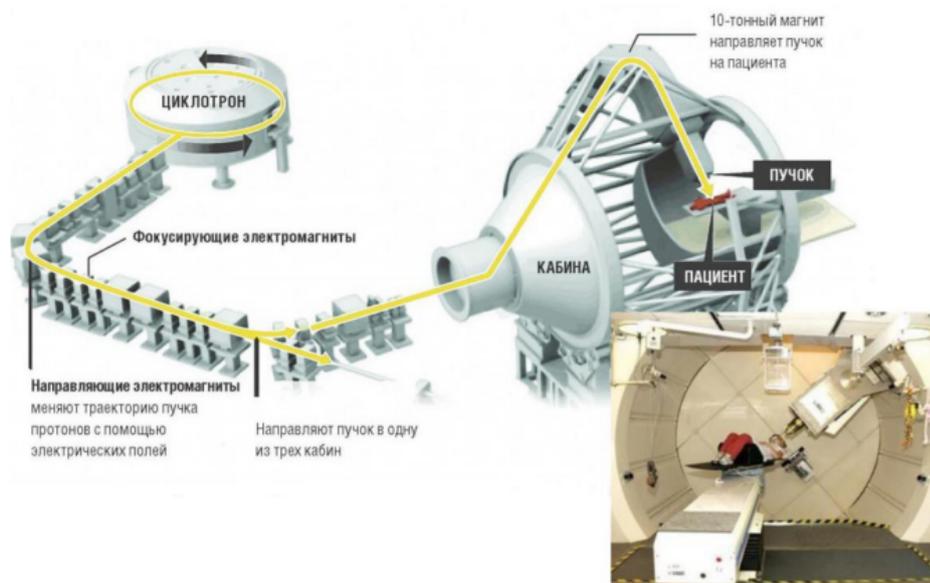


Рисунок 14 – Схема ускорения и доставки пучков адронов

снижая воздействие на окружающие здоровые ткани. Такая точность, до 1 мм, делает этот метод особенно ценным в лучевой терапии.

В протонной терапии используются циклотроны для генерации и регулировки потока частиц, которые затем направляются к пациенту через систему коллиматоров и электромагнитных линз. Гантри, ключевой элемент в доставке адронов к цели, обеспечивает возможность облучения с различных углов для улучшения адаптации дозы к форме опухоли.

Из-за высоких энергий, используемых в протонной терапии, размеры и масса гантри значительно превышают аналоги, используемые в традиционной лучевой терапии. Протонные гантри могут достигать 10–15 метров в высоту и весить около 100 тонн, тогда как для углеродных пучков размеры ещё больше.

Структура гантри включает в себя два отклоняющих магнита на 45 градусов, элементы фокусировки, дипольные магниты для сканирования и отклоняющий магнит на 90 градусов, заканчиваясь выходным коллиматором для формирования конечного поля пучка.

Изменять энергию тяжелых заряженных частиц непосредственно на выходе из ускорителя сложно. Вместо этого, используют специальные фильтры (гребенчатые, вращающиеся, спиральные и др.), которые трансформируют моноэнергетический пучок в пучок с разнообразным энергетическим спектром. Это достигается за счет прохождения частиц через различные слои фильтра, где они теряют энергию ионизацией, создавая таким образом спектр энергий.

Один из примеров такого фильтра — регулятор ширины пика Брэгга. Он состоит из диска с переменной толщиной из материала с низким атомным номером ( $Z$ ), например, алюминия или пластика. Вращение регулятора изменяет расстояние, которое проходит пучок в замедлителе, обеспечивая равномерное распределение дозы в опухоли.

Существует две основные методики формирования дозы: пассивное рассеяние (см. рис. 15) и сканирование (см. рис. 16). Пассивное рассеяние создает однород-

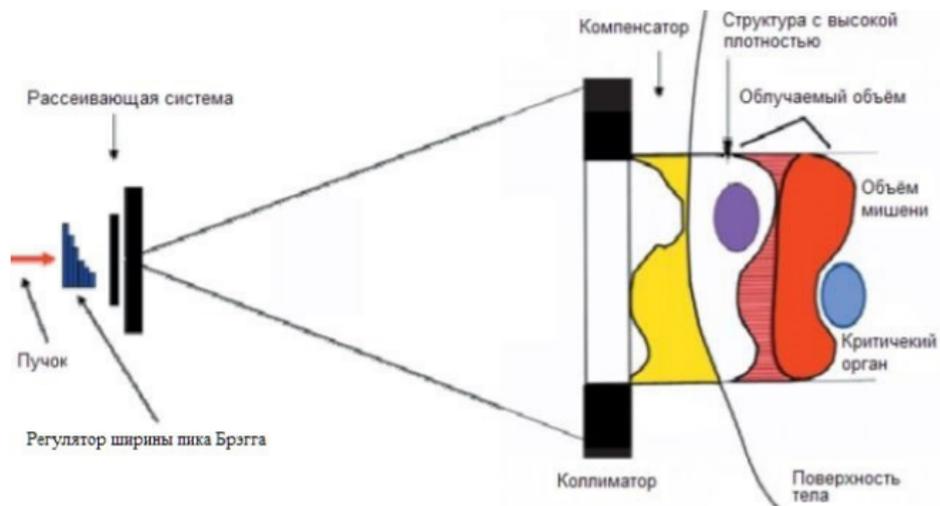


Рисунок 15 – Схема метода рассеяния

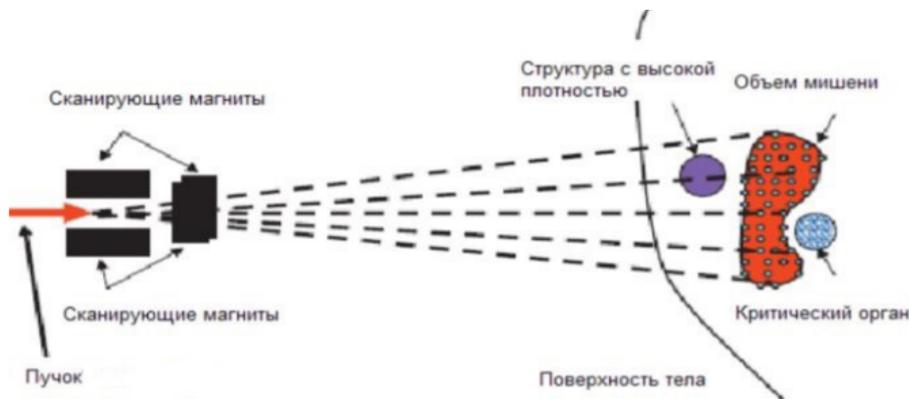


Рисунок 16 – Схема метода сканирования

ный пучок с резким спадом интенсивности, используя рассеиватели и дипольные магниты для сканирования опухоли. Конформность достигается с помощью индивидуальных коллиматоров.

Методика «карандашного пучка» представляет собой импульсно-модулированную терапию, использующую тонкий пучок для облучения опухоли по срезам, подобно компьютерной томографии, с изменением энергии для перехода к следующему срезу. Сканирование может быть точечным, растровым или непрерывным с модулированием интенсивности.

В России функционируют два центра протонной терапии: в Дмитровграде, открытый в 2017 году, и в Санкт-Петербурге, начавший работу в 2018 году. Адронная терапия, использующая легкие ионы (например, дейтроны,  $\alpha$ -частицы, ядра углерода), предпочтительна благодаря своим преимуществам перед другими видами ионизирующего излучения. Эти ионы обладают уникальной способностью сосредотачивать максимальную дозу излучения в конце своего пути (пик Брэгга), минимизируя при этом повреждение окружающих здоровых тканей (см. рис. 17).

Однако использование более тяжелых частиц может привести к нежелатель-

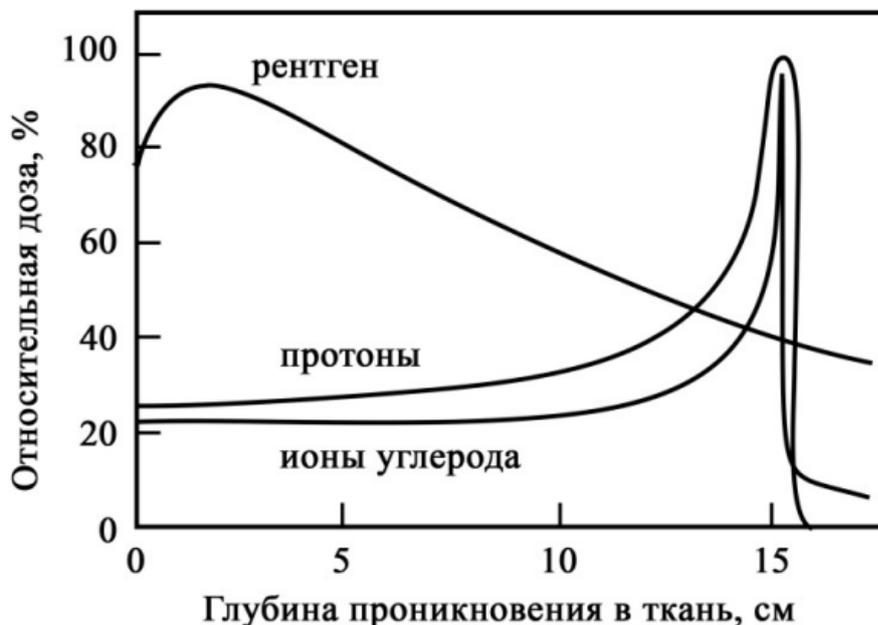


Рисунок 17 – Сравнение глубинного распределения дозы пучков протонов (средняя кривая) и ионов углерода (нижняя кривая)

ным последствиям из-за распада ядер на фрагменты, увеличивающих облучение за пределами целевой области. Именно поэтому углеродные ионы считаются оптимальными для адронной терапии: они вызывают меньше побочных эффектов и обеспечивают высокую точность облучения.

При облучении углеродными ионами происходит превращение  $^{11}\text{C}$  в  $^{11}\text{B}$ , сопровождающееся эмиссией позитронов, которые аннигилируют с электронами, излучая гамма-кванты. Это позволяет визуализировать область облучения с помощью томографии и повышает точность терапии.

Исследования показали, что ядра углерода имеют наилучшее соотношение дозы в пике к дозе на входе, с минимальной фрагментацией. Важно отметить, что фокусировка пучков ускоренных ионов до малого диаметра позволяет точно облучать малые опухоли, снижая риск осложнений в здоровых тканях. Для лечения глубоко расположенных опухолей требуются пучки с энергией 250–1000 МэВ/нуклон, тогда как для поверхностных опухолей достаточно 70 МэВ/нуклон.

Сейчас в разных странах ведутся разработки по созданию медицинских пучков из ядер углерода. В мире действует 7 центров лучевой терапии на пучках углерода. В России работы по созданию таких пучков ведутся в Протвино и Дубне.

Интересная обзорная статья по теме [6].

## 4 Заключение

В заключение следует подчеркнуть, что методы лучевой терапии, такие как фотонная и электронная терапии, играют ключевую роль в комплексном лечении рака. Фотонная терапия использует высокоэнергетические рентгеновские лучи для уничтожения раковых клеток, в то время как электронная терапия применяет потоки высокоэнергетических электронов для лечения опухолей, расположенных ближе к поверхности кожи.

Каждый из этих методов имеет свои преимущества и области применения, определяемые глубиной расположения опухоли, ее типом и другими факторами. В то время как адронная терапия обеспечивает высокую точность и минимальное повреждение окружающих тканей, фотонная и электронная терапии остаются более доступными и широко используемыми методами лечения. Их применение позволяет достигать хороших результатов в лечении многих видов рака, особенно на ранних стадиях заболевания.

Важно отметить, что выбор метода лучевой терапии должен основываться на индивидуальных особенностях каждого случая. В некоторых ситуациях может быть целесообразно использование комбинации различных видов терапии для достижения наилучших результатов. Развитие медицинской науки и технологий открывает новые горизонты в лечении онкологических заболеваний, делая возможным более эффективное и безопасное лечение для пациентов.

Таким образом, адронная терапия вместе с фотонной и электронной терапиями представляют собой мощный арсенал в борьбе с раком. Однако, введение инновационных технологий в медицине, таких как радиационная терапия, неизбежно сопряжено с высокими затратами на разработку и внедрение, которые осуществляются за счет значительных инвестиций и труда высококвалифицированных специалистов. Это делает стоимость лечения для пациентов сравнительно высокой, превышая в некоторых случаях затраты на химиотерапию, хотя точная сумма зависит от сложности лечения каждого отдельного случая.

Основные причины высокой стоимости связаны, в первую очередь, с необходимостью приобретения специализированного медицинского оборудования, которое является дорогостоящим. Дополнительные расходы включают техническое обслуживание этого оборудования и обучение квалифицированного персонала, способного эффективно работать с такими сложными системами.

Стоимость оборудования варьируется в широких пределах. Например, за границей базовый линейный ускоритель, возможно, уже бывший в использовании, может обойтись в \$300 тысяч. Ценник на более современное оборудование может достигать нескольких миллионов долларов. В зависимости от масштаба и оснащенности, полная установка радиотерапевтической клиники в США может стоить от \$20 до \$150 миллионов или даже больше, учитывая различные факторы, такие как количество лечебных мест.

Однако история показывает, что с течением времени эффективные технологии становятся более доступными благодаря их массовому распространению. Можно ожидать, что в ближайшем будущем атомная энергия сможет избавиться от своего негативного имиджа и стать ключевым решением одной из самых серьезных проблем человечества.

## Список литературы

- [1] Grupen, Claus, and Boris Shwartz. *Particle detectors*. Cambridge university press, 2008.
- [2] Черняев А. П. *Ядерно-физические методы в медицине*.— КДУ, Университетская книга, Москва, 2016.— С. 192.
- [3] Черняев А. П. *Физические основы медицинской техники*.— Издательство Московского Университета, Москва, 2014.— С. 159.
- [4] Черняев А. П. *Взаимодействие ионизирующего излучения с веществом*.— ФИЗМАТЛИТ, Москва, 2004.— С. 152.
- [5] Faiz M. Khan, John P. Gibbons *Khan's The Physics of Radiation Therapy* 5th Edition.— Wolters Kluwer Health, 2014.— pp. 624.
- [6] Костромин С. А., Сыресин Е. М., *Тенденции в ускорительной технике для адронной терапии*. Письма в ЭЧАЯ, 2013, Т. 10, с.1346–1375.
- [7] Lee C. D. *Recent developments and best practice in brachytherapy treatment planning*. The British Journal of Radiology, 2014, pp. 1041.
- [8] Nath R., Rivard M. J., DeWerd L. A. *Guidelines by the AAPM and GEC-ESTRO on the use of innovative brachytherapy devices and applications: Report of Task Group 167*. International Journal of Medical Physics Research and Practice, 2016, pp. 3178–3205.
- [9] Rong Y., Welsh J. S. *Dosimetric and clinical review of helical tomotherapy*. Expert Rev Anticancer Ther., 2011, pp. 309–320.
- [10] Костылев В. А., Наркевич Б. Я. *Медицинская физика*.— М.: Медицина, 2008.
- [11] Cherry P., Duxbury A. M. *Practical Radiotherapy: Physics and Equipment*, 2nd Edition.— Wiley, 2009, pp.302.
- [12] Baskar R., Lee K. A., Yeo R., Yeoh K. W. *Cancer and radiation therapy: current advances and future directions*. Int J Med Sci, 2012, pp.193–199.
- [13] Garibaldi C., Jereczek-Fossa B.A., Marvaso G., et al. *Recent advances in radiation oncology*. Ecancermedalscience, 2017, pp.785–795.
- [14] Lindquist C., Paddick I., *The Leksell Gamma Knife Perfexion and comparisons with its predecessors*. Neurosurgery, 2007, pp.130–141.
- [15] Chang S. D., Main W., Martin D. P., Gibbs I. C., Heilbrun M. P., *An analysis of the accuracy of the Cyber Knife: A robotic frameless stereotactic radiosurgical system*. Neurosurgery, 2003, pp. 140–147.