

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ РЕСПУБЛИКИ БЕЛАРУСЬ

УЧРЕЖДЕНИЕ ОБРАЗОВАНИЯ

**«МЕЖДУНАРОДНЫЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ
ЭКОЛОГИЧЕСКИЙ ИНСТИТУТ ИМ. А. Д. САХАРОВА»**

БЕЛОРУССКОГО ГОСУДАРСТВЕННОГО УНИВЕРСИТЕТА

**Факультет мониторинга окружающей среды
Кафедра ядерных и медицинских технологий**

**ДАЙЛИДА
Дарья Ивановна**

**ОПРЕДЕЛЕНИЕ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ ДЛЯ РАЗЛИЧНЫХ
МОДЕЛЕЙ ВЫСОКОЭНЕРГЕТИЧЕСКОГО ИСТОЧНИКА Ir-192**

Дипломная работа

**Научный руководитель:
ведущий медицинский физик
отдела по инженерному
обеспечению лучевой терапии
«Республиканский научно-
практический центр онкологии и
медицинской радиологии им. Н. Н.
Александрова», преподаватель
кафедры ядерных и медицинских
технологий МГЭИ им. А. Д.
Сахарова
Козловский Денис Иванович**

Допущена к защите

«__» _____ 2025г.

**Зав. кафедрой ядерных и медицинских технологий
кандидат физико-математических наук, доцент Н. А. Савастенко**

Минск, 2025

СОДЕРЖАНИЕ

ПЕРЕЧЕНЬ УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ И СОКРАЩЕНИЙ	3
РЕФЕРАТ	4
РЭФЕРАТ	5
ANNOTATION	6
ВВЕДЕНИЕ	7
ГЛАВА 1 МЕТОДЫ РАСЧЁТА ДОЗОВЫХ РАСПРЕДЕЛЕНИЙ В БРАХИТЕРАПИИ	9
1.1 Физические характеристики и конструктивные особенности источников для брахитерапии, испускающих фотоны высокой энергии	9
1.2 Формализм TG-43	10
1.3 Традиционные методы расчёта мощности дозы в брахитерапии	15
Вывод по 1 главе:	19
ГЛАВА 2 СРЕДСТВА ДЛЯ СОЗДАНИЯ ДОЗИМЕТРИЧЕСКИХ ПЛАНОВ ОБЛУЧЕНИЯ	21
2.1 Высокоэнергетические источники ^{192}Ir	21
2.2 Описание аппарата microSelectron–HDR	23
2.3 Система дозиметрического планирования «Oncentra Brachy»....	25
Вывод по 2 главе:	28
ГЛАВА 3 РАСЧЁТ МОЩНОСТИ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ	29
3.1 Материалы и методы	29
3.2 Результаты.....	30
Вывод по главе 3:.....	32
ГЛАВА 4 СРАВНЕНИЕ МОДЕЛЕЙ ИСТОЧНИКА ПРИ ОБЛУЧЕНИИ РАКА ШЕЙКИ МАТКИ	33
4.1 Проведение брахитерапии.....	33
4.2 Материалы и методы	35
4.2 Результаты.....	40
Вывод по 4 главе:	43
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	44
СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ	45
ПРИЛОЖЕНИЕ А	47
ПРИЛОЖЕНИЕ Б	50

ПЕРЕЧЕНЬ УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ И СОКРАЩЕНИЙ

HDR – высокая мощность дозы;
PDR – импульсная мощность дозы;
LDR – низкая мощность дозы;
AAPM TG-43 – рабочая группа 43 Американской ассоциации медицинских физиков;
КТ – компьютерная томография;
МРТ – магнитно-резонансная томография;
ECS – дополнительная система координат;
ACS – система координат аппликатора;
СДПО – система дозиметрического планирования облучения;
CTV – клинический объём мишени;
GTV – определяемый объём опухоли;
 $D_{0,1cc}$ – доза, полученная 0,1 см³ объёма критического органа;
 D_{2cc} - доза, полученная 2 см³ объёма критического органа;
 $D_{50\%}$ - доза, полученная 50% клинического объёма мишени;
 $D_{90\%}$ - доза, полученная 90% клинического объёма мишени;
 $D_{98\%}$ - доза, полученная 98% клинического объёма мишени;

РЕФЕРАТ

Объём дипломной работы составляет 52 страницы, содержит 25 иллюстраций, 9 таблиц, 21 источник.

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ ДЛЯ РАЗЛИЧНЫХ МОДЕЛЕЙ ВЫСОКОЭНЕРГЕТИЧЕСКОГО ИСТОЧНИКА Ir-192

Цель исследования: проведение сравнительного анализа распределения поглощенной дозы в критических органах и клиническом объёме мишени при использовании различных моделей высокоэнергетического источника ^{192}Ir при проведении брахитерапии.

Для достижения цели определены задачи исследования:

1. Рассмотреть физические характеристики высокоэнергетических источников и возможные методы расчёта дозовых распределений в брахитерапии.
2. Проанализировать конструкционные особенности источников ^{192}Ir , изучить принцип работы аппарата «microSelectron-HDR» и планирующей системы «Oncetra Brachy».
3. Рассчитать мощность поглощенной дозы для различных моделей высокоэнергетического источника ^{192}Ir и провести сравнительный анализ.
4. Определить различия в распределении поглощенной дозы для различных моделей высокоэнергетического источника ^{192}Ir .

Объект исследования: дозиметрический планы лечения рака шейки матки.

Предмет исследования: различные модели высокоэнергетического источника ^{192}Ir .

Методы исследования: анализ научной литературы; работа с «Oncentra Brachy».

Практическая значимость работы: материалы работы могут быть использованы для создания дозиметрических планов облучения на основе ^{192}Ir .

Структура работы: реферат, содержание, введение, четыре главы, заключение, список использованных источников, два приложения.

РЭФЕРАТ

Аб'ём дыпломнай працы складае 52 старонкі, змяшчае 25 ілюстрацый, 9 табліц, 21 крыніца.

ВЫЗНАЧЭННЕ ПАГЛЫНУТАЙ ДОЗЫ ДЛЯ РОЗНЫХ МАДЭЛЯЎ ВЫСОКАЭНЕРГЕТЫЧНЫХ КРЫНІЦ Ir-192

Мэта даследавання: правядзенне парадаўнальнага аналізу размерковання паглынутай дозы ў крытычных органах і клінічным аб'ёме мішэні пры выкарыстанні розных мадэляў высокаэнергетычных крыніц ^{192}Ir пры правядзенні брахітерапіі.

Для дасягнення мэты вызначаны задачы даследавання:

1. Разгледзець фізічныя характарыстыкі высокаэнергетычных крыніц і магчымыя методы разліку дозавых размеркованняў у брахітерапіі.

2. Прааналізаваць канструкцыйныя асаблівасці крыніц ^{192}Ir , разгледзець прынцып працы апарата «microSelectron-HDR» і сістэмы «Oncetra Brachy».

3. Разлічыць магутнасць паглынутай дозы для розных мадэляў высокаэнергетычных крыніц ^{192}Ir і правесці парадаўнальны аналіз.

4. Вызначыць адрозненні ў размеркованні паглынутай дозы для розных мадэляў высокаэнергетычных крыніц ^{192}Ir

Аб'ект даследавання: дазіметрычныя планы лячэння рака шыякі маткі.

Прадмет даследавання: розныя мадэлі высокаэнергетычных крыніц ^{192}Ir .

Методы даследавання: аналіз навуковай літаратуры; праца з «Oncentra Brachy».

Практычная значнасць працы: матэрыялы працы могуць быць выкарыстаны для стварэння дазіметрычных планаў апрамянення на аснове ^{192}Ir .

Структура працы: реферат, Змест, Увядзенне, чатыры кірауніка, Заключэнне, Спіс выкарыстаных крыніц, два прыкладання.

ANNOTATION

The volume of the thesis is 52 pages, contains 25 illustrations, 9 tables, 21 sources.

DETERMINATION OF ABSORBED DOSE FOR VARIOUS MODELS OF HIGH-ENERGY SOURCE Ir-192

The aim of the study was to conduct a comparative analysis of the absorbed dose distribution in critical organs and the clinical volume of the target using various models of the ^{192}Ir high-energy source during brachytherapy.

To achieve the goal, the objectives of the study are defined:

1. To consider the physical characteristics of high-energy sources and possible methods for calculating dose distributions in brachytherapy.

2. Analyze the design features of the ^{192}Ir sources, study the operating principle of the microSelectron-HDR device and the «Oncetra Brachy» planning system.

3. Calculate the absorbed dose rate for various models of the ^{192}Ir high-energy source and conduct a comparative analysis.

4. To determine the differences in the absorbed dose distribution for different models of the ^{192}Ir high-energy source.

The object of the study: dosimetric treatment plans for cervical cancer.

Subject of research: various models of the ^{192}Ir high-energy source.

Research methods: analysis of scientific literature; work with «Oncentra Brachy».

Practical significance of the work: the materials of the work can be used to create dosimetric radiation plans based on ^{192}Ir .

The structure of the work: abstract, content, introduction, four chapters, conclusion, list of sources used, two appendices.

ВВЕДЕНИЕ

Благодаря развитию современных технологий и программного обеспечения перед радиотерапевтами и онкологами открываются новые возможности по использованию источников высокой мощности в брахитерапии. Клинически эти источники требуют точного определения дозиметрических параметров, которые используются в системе планирования лечения.

Наиболее распространенными высокоэнергетическими источниками являются ^{192}Ir , ^{137}Cs , ^{60}Co . Для использования в аппаратах с дистанционной загрузкой разработано множество новых конструкций источников. Американской ассоциацией медицинских физиков в отчетах рабочей группы 43 и 43U1 рекомендованы точные дозиметрические данные о геометрии и механических характеристиках источников [1,2]. Они могут быть получены в качестве входных данных для системы планирования лечения стандартными методами, либо методом Монте-Карло. Расчеты с использованием последнего метода играют важную роль в получении дозиметрических данных путем моделирования геометрии радиоактивных источников и процесса взаимодействия частиц, испускаемых в процессе распада.

Успех брахитерапии зависит от точности расчёта дозовой нагрузки источников и доставки дозы. Крайне важно, чтобы параметры, используемые в исследованиях для оценки распределения дозы, процессы формирования согласованных наборов данных и процессы калибровки, могли обеспечить уровень дозиметрической точности, необходимый для безопасной и эффективной брахитерапии пациентов. Согласно оценке, общая дозиметрическая неопределенность составляет 5% при условии, что используются дозиметрические данные брахитерапии, согласованные на основе международного консенсуса. Приемлемые уровни точности дозы, доставленной в точку спецификации дозы, варьируются от 3,5% до 5% [3].

Целью данной работы является проведение сравнительного анализа распределения поглощенной дозы в критических органах и клиническом объёме мишени при использовании различных моделей высокоэнергетического источника ^{192}Ir при проведении брахитерапии.

Данная тема актуальна, так как в основе планирования лучевой терапии лежит тщательный расчет оптимальной дозовой нагрузки облучения, которая окажется достаточной для получения желаемого эффекта с учетом величины опухоли и характера ее роста.

Для достижения поставленной цели необходимо решить следующие задачи:

1. Рассмотреть физические характеристики высокоэнергетических источников и возможные методы расчёта дозовых распределений в брахитерапии.

2. Проанализировать конструкционные особенности источников ^{192}Ir , изучить принцип работы аппарата «microSelectron-HDR» и планирующей системы «Oncetra Brachy».
3. Рассчитать мощность поглощенной дозы для различных моделей высокоэнергетического источника ^{192}Ir и провести сравнительный анализ.
4. Определить различия в распределении поглощенной дозы для различных моделей высокоэнергетического источника ^{192}Ir .

ГЛАВА 1 МЕТОДЫ РАСЧЁТА ДОЗОВЫХ РАСПРЕДЕЛЕНИЙ В БРАХИТЕРАПИИ

1.1 Физические характеристики и конструктивные особенности источников для брахитерапии, испускающих фотоны высокой энергии

Высокоэнергетическими источниками для брахитерапии являются источники, испускающие фотоны со средней энергией выше 50кэВ — это ^{192}Ir , ^{137}Cs и ^{60}Co . Их наиболее важные физические свойства представлены в таблице 1.1 [4].

Таблица 1.1 – Физические свойства высокоэнергетических радионуклидов

	^{192}Ir	^{137}Cs	^{60}Co
Период полураспада	73,81 дня	30,07 года	5,27 года
Тип распада	β^- (95,1%), EC (4,9%)	β^- (100%)	β^- (100%)
Максимальная энергия рентгеновского излучения (кэВ)	78,6	37,5	8,3
Диапазон энергий гамма-квантов (кэВ)	110,4–1378,2	661,6	1173,2–1332,5
Средняя энергия рентгеновского излучения и гамма-излучения (кэВ)	350,0	613,0	1252,9
Максимальные энергии β^- излучения (кэВ)	81,7 (0,103%)	514,0 (94,4%)	318,2 (99,88%)
	258,7 (5,6%)	1175,6 (5,6%)	1491,4 (0,12%)
	538,8 (41,43%)	—	—
	675,1 (48,0%)	—	—
Средняя энергия β^- излучения (кэВ)	180,7	188,4	96,5
Постоянная мощности воздушной кермы, $\Gamma_{\delta} = 10$ кэВ (мкГр $\text{м}^2 \text{ ч}^{-1} \text{ МБк}^{-1}$)	0,1091	0,0771	0,3059
Удельная активность (ГБк , мг^{-1})	341,0	3,202	41,91

Дозиметрические свойства источника для брахитерапии зависят от геометрии и состава материала активной зоны источника и его оболочки. Для источников, испускающих фотоны высокой энергии, таких как ^{192}Ir , зависимость от состава материала гораздо менее выражена, чем для источников, испускающих фотоны низкой энергии, таких как ^{125}I . Это приводит к большему сходству параметров дозиметрии TG-43 для источников

высокой энергии, содержащих тот же радионуклид и имеющих сопоставимые размеры [4].

Общий вид источника фотонного излучения высокой энергии представлен на рисунке 1.1.

В клинической практике источник HDR закрепляется на кабеле таким образом, что его положение и ориентация легко определяются. Поэтому в качестве осей Z и Y обычно выбирают продольную и поперечную оси соответственно. Начало координат принимают за центр активной части, при этом положительная ось Z направлена через наконечник источника [4].

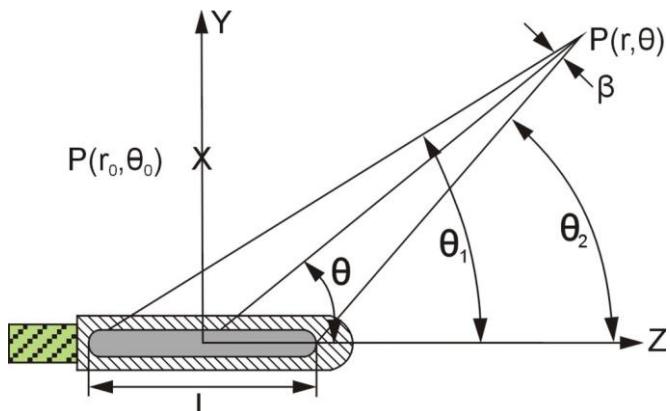


Рисунок 1.1. Опорная система координат для источников фотонного излучения высокой энергии

Консенсусные наборы данных предполагают, что распределение дозы симметрично относительно поперечной плоскости, т. е. что распределение радиоактивности по обе стороны от поперечной плоскости является зеркальным отображением друг друга. Для несимметричных источников применяется только приближение линейного источника, используемое для геометрической функции.

1.2 Формализм TG-43

Общепризнанной и повсеместно распространенной методикой расчета дозовых распределений является методика расчета с использованием алгоритма, рекомендованного Американской ассоциацией медицинских физиков TG-43.

Формализм TG-43 предполагает наличие водной среды с наложением распределений доз от отдельных источников, отсутствием эффектов ослабления между источниками и условиями полного рассеяния (бесконечной или неограниченной водной среды) в точках расчёта доз. Условия частичного рассеяния потенциально могут быть учтены с помощью соответствующих поправочных коэффициентов. Такое приближение к реальным клиническим условиям актуально как для низкоэнергетической, так и для высокоэнергетической брахитерапии [4].

1.2.1 Точечный источник в TG-43

Рассмотрим точечный источник фотонов, находящийся в воздухе и имеющий силу воздушной кермы S_K . В соответствии с алгоритмом TG-43 мощность воздушной кермы в точке (r, θ) равна:

$$K_{air}(r, \theta) = S_K \frac{\dot{G}_L(r, \theta)}{G_L(r_0, \theta_0)} = S_K / r^2 \quad (1.1)$$

где S_K - сила воздушной кермы;

$G_L(r, \theta)$ – геометрический фактор.

Геометрический фактор, в общем случае, учитывает изменение относительной дозы, обусловленное пространственным распределением активности внутри источника. Для точечного источника он упрощается, в общем же случае он может быть рассчитан через интегрирование закона обратных квадратов по всей активности источника внутри его капсулы. На рисунке 1.2 представлена геометрия точечного источника.

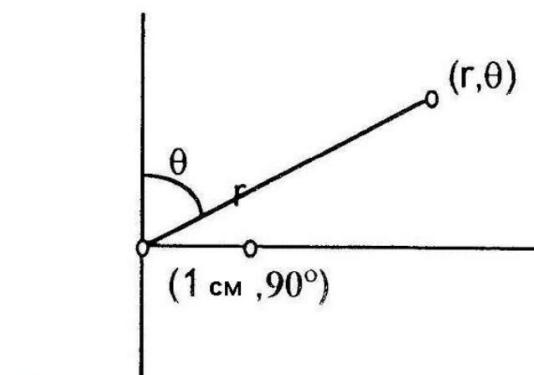


Рисунок 1.2 - Геометрия определения мощности воздушной кермы и мощности поглощенной дозы для точечного источника

Если точечный источник будет находиться в среде (воде или ткани), то мощность поглощенной дозы на расстоянии 1 см от него равна:

$$\dot{D}(r_0, \theta) = \Lambda \cdot K_{air}(r, \theta) = \Lambda \cdot S_K \quad (1.2)$$

Константа мощности дозы включает эффект геометрии источника, пространственного распределения активности внутри капсулы источника, самопоглощение внутри источника и рассеяние фотонов в окружающей источник воде.

В соответствии с алгоритмом TG-43 мощность дозы от точечного источника на расстоянии r в воде равна:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \cdot \Lambda \cdot g(r) \cdot \frac{1}{r^2}, \quad (1.3)$$

где $g(r)$ – радиальная дозовая функция.

1.2.2 Протяженный цилиндрически симметричный источник в TG- 43

Модель протяженного цилиндрически симметричного источника хорошо соответствует особенностям большинства источников, используемых в брахитерапии. Частным случаем модели, когда можно пренебречь самопоглощением излучения в источнике, является понятие линейного источника.

Пусть такой линейный источник находится в «свободном пространстве» (как приближение – в воздухе). В соответствии с формализмом TG-43 мощность воздушной кермы в точке (r, θ) для цилиндрически симметричного источника равна [5]:

$$K_{air}(r, \theta) = S_K \frac{G_L(r, \theta)}{G_L(r_0, \theta_0)} = S_K \frac{\beta}{\beta_0 \cdot r \cdot \sin\theta}, \quad (1.4)$$

где β и β_0 – величины углов, под которыми виден линейный источник из точек (r, θ) и $(1\text{ см}, 90^\circ)$ соответственно.

Геометрия линейного источника изображена на рисунке 1.3.

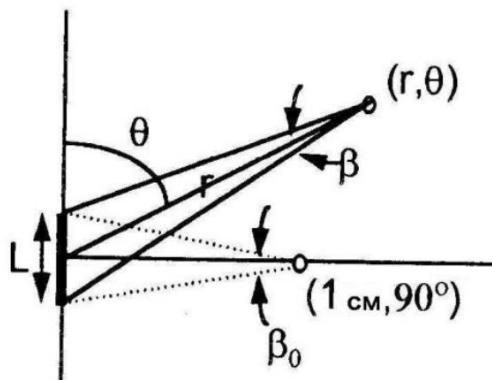


Рисунок 1.3 - Геометрия расчета мощности воздушной кермы для линейного источника

В общем случае, когда протяженный цилиндрически симметричный источник находится в среде, то мощность дозы в среде (воде или ткани) в алгоритме TG-43 рассчитывается по формуле [6]:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \Lambda \frac{\dot{G}_L(r, \theta)}{\dot{G}_L(r_0, \theta_0)} g_L(r) F(r, \theta) \quad (1.5)$$

где $\dot{D}(r, \theta)$ – распределение мощности поглощенной дозы вокруг расположенного в водной среде источника;

S_K – сила воздушной кермы;

Λ – константа мощности дозы;

$G_L(r, \theta)$ – геометрическая функция (геометрический фактор);

r - расстояние от центра активного источника до точки интереса;

r_0 - контрольное расстояние, которое в этом протоколе указано как $r_0 = 1$ см;

θ - полярный угол, задающий точку интереса, относительно продольной оси источника;

θ_0 – контрольный угол, определяющий поперечную плоскость источника ($\theta_0=90^\circ$).

$g_L(r)$ – радиальная дозовая функция линейного источника;

$F(r, \theta)$ – функция анизотропии.

Функция $F(r, \theta)$ учитывает изменение величины дозы, обусловленное изменением в конструкции стенок оболочки и самопоглощением в источнике, при перемещении расчетной точки с поперечной оси ($r, \theta = 90^\circ$) в положение (r, θ). Эта функция включает и влияние поглощения и рассеяния в среде.

Таким образом, для расчета мощности поглощенной дозы в соответствии с формализмом TG-43 необходимо иметь численные значения величин S_k , Λ , $G(r, \theta)$, $g(r)$ и $F(r, \theta)$. Они зависят как от используемого радионуклида, так и от конструкции источника. Значения этих величин получают в настоящее время или экспериментально, или расчетом с помощью метода Монте-Карло.

Исследование, в котором сравнивались оригиналный источник Nucletron microSelectron Classic HDR ^{192}Ir с источником PDR и старым источником VariSource HDR ^{192}Ir , показало, что у них почти одинаковые значения Λ , а их данные $g_L(r)$ совпадают в пределах $\sim 1\%$ для $r > 0,5$ см [7].

Также в ряде публикаций сравнили распределение дозы в поперечной плоскости для четырёх источников брахитерапии ^{192}Ir (модель 81-01 Best Medical, источники Nucletron microSelectron HDR и PDR ^{192}Ir , Varian VariSource HDR) и пяти гипотетических цилиндрических источников ^{192}Ir с использованием кода Монте Карло [8]. Мощность дозы в поперечной плоскости и сила воздушной кермы S_k на единицу содержащейся активности были рассчитаны для сферического водного фантома $R=15$ см и сферы из сухого воздуха диаметром 5м соответственно, чтобы изучить влияние активной длины L и R на эти величины. При $r \geq 4L$ мощность дозы в поперечной плоскости и S_k зависели от R , но не от L , и были пропорциональны соответствующим величинам для некапсулированного точечного источника с точностью до 1%. Когда мощность дозы в поперечной плоскости была приведена к S_k , различия в профилях мощности дозы между различными источниками исчезли при $r \geq 4L$. При $r < 4L$ мощность дозы в поперечной плоскости и S_k зависели как от R , так и от L , а геометрическая функция $G(r, \theta)$ была основным фактором, определяющим форму нормированного профиля мощности дозы. Поглощение и рассеяние фотонов в источнике оказывали значительно меньшее влияние и частично компенсировали друг друга, в то время как различия в плотности потока энергии фотонов на выходе из источника были недостаточно велики, чтобы

повлиять на доли поглощения и рассеяния для мощности дозы в воде. После вычисления Λ и $g_L(r)$ для четырех реальных источников с использованием $G_L(r, \theta)$ (за исключением источника microSelectron PDR, для которого использовалась функция потока частиц $S_L(r, \theta)$), наблюдаемых различий в Λ были объяснены на основе различий в $G_L(r, \theta)$ и диаметре сердцевины источника d . Для $r \geq 1$ см $g_L(r)$ были идентичны в пределах 1%, а небольшие различия для $r < 1$ см были вызваны разной степенью поглощения и рассеяния фотонов в источниках [9].

Папагианнис и др. провели дозиметрическое сравнение пяти источников HDR ^{192}Ir (старый и новый Nucletron microSelectron, старый и новый Varian VariSource, а также источник «Buchler»), источника LDR ^{192}Ir (Best Medical модель 81-01) и проволочного источника LDR ^{192}Ir (Eckert & Ziegler BEBIG GmbH) в сфере из жидкой воды $R = 15$ см с использованием собственного кода Монте-Карло. Они получили следующее выражение для любого из вариантов источника излучения с длиной волны 192 нм на эталонных радиальных расстояниях 1 и 2 см. [9]:

$$\Lambda = 1,12 \cdot G_L(r_0, \theta_0) \quad (1.6)$$

Значение $1,12 \text{ cГр} \cdot \text{см}^2/\text{ч} \cdot U$ соответствует Λ для точечного источника ^{192}Ir . Эти исследователи также обнаружили, что $g(r)$ для всех источников, кроме источника Buchler, были близки к единице на расстояниях $0,1 \text{ см} \leq r \leq 5 \text{ см}$ и находились в пределах 2% от $g(r)$ для точечного источника ^{192}Ir . Источник Buchler демонстрировал небольшое увеличение на радиальных расстояниях $r < 0,5$ см, что, возможно, было связано с ужесточением спектра испускаемых фотонов из-за большего диаметра ядра источника. Все источники демонстрировали заметную анизотропию, при этом значения $F(r, \theta)$ сильно зависели от геометрии источника. $F(r = 0,2 \text{ см}, \theta)$ не сильно отличалась от единицы по всем полярным углам для всех источников, поскольку основной вклад в мощность дозы в точке $P(r, \theta)$ вносит ближайший к этой точке сегмент источника [10].

Папагианнис и др. сравнили дозиметрию трёх источников HDR ^{60}Co , содержащих две активные гранулы, контактирующие друг с другом или расположенные на расстоянии 9 или 11 мм друг от друга, которые использовались в дистанционном дозаторе Ralstron. Расчёты методом Монте-Карло для водяной сферы $R = 15$ см были выполнены с помощью собственного программного кода группы и включали перенос электронов для $r < 0,5$ см. Распределение мощности дозы вокруг источника, в котором гранулы находятся в контакте, очень похоже на распределение мощности дозы для точечного источника ^{60}Co без капсулы. По мере увеличения r до такой степени, что можно было применить приближение точечного источника, распределение мощности дозы для двух других конструкций также соответствовало распределению для точечного источника, демонстрируя лишь незначительную пространственную анизотропию дозы вблизи длинной оси источника. Основным фактором, влияющим на Λ , снова оказалось

пространственное распределение активности, представленное $G_L(r, \theta)$, по причинам, аналогичным тем, которые были указаны для коммерческих источников ^{192}Ir . Следовательно, соотношение:

$$\Lambda = 1,094 \cdot G_L(r_0, \theta_0) \quad (1.7)$$

где $\Lambda = 1,094 \text{ сГр} \cdot \text{см}^2/\text{ч} \cdot U$ для точечного источника ^{60}Co было использовано для получения значений Λ для реалистичных источников ^{60}Co в пределах $\pm 2\%$. Используя $G_L(r, \theta)$, $g_L(r)$ также совпадали в пределах 2% для $0,5 \text{ см} \leq r \leq 15 \text{ см}$. Однако при использовании $G_p(r)$ были отмечены различия до 28%. $F(r, \theta)$ для всех трех конструкций источников, рассчитанных с использованием $G_L(r, \theta)$, показали, что анизотропия дозы была незначительной для $r \leq 1 \text{ см}$ и была заметна только для $r > 1 \text{ см}$ в точках, близких к проводу источника питания ($\theta \sim 180^\circ$) [4].

Таким образом, дозиметрия для $r < 2 \text{ см}$ в первую очередь определяется распределением активности в источнике для брахитерапии, испускающем фотоны высокой энергии. Влияние ослабления и рассеяния фотонов в активной зоне и капсуле источника сравнительно невелико и ещё больше уменьшается при расчёте $\dot{D}(r, \theta)/S_K$. Следовательно, Λ для коммерчески доступных источников брахитерапии ^{192}Ir , ^{137}Cs и ^{60}Co , содержащих один и тот же радионуклид, равны (с точностью до нескольких процентов) произведению Λ для неинкапсулированного точечного источника и $G_L(r, \theta)$. Соответствующие значения $g_L(r)$ для источников, содержащих один и тот же радионуклид, которые были получены из данных о распределении дозы с помощью $G_L(r, \theta)$, также совпадают с точностью до нескольких процентов в диапазоне радиусов $0,3 \text{ см} \leq r \leq 10 \text{ см}$. Самопоглощение в активной зоне и окружающей оболочке, характерное для каждого типа источника, влияет на $F(r, \theta)$.

1.3 Традиционные методы расчёта мощности дозы в брахитерапии

Традиционными называются те методы расчета пространственных дозовых распределений, которые были разработаны до появления формализма TG-43.

1.3.1 Точечный источник

Традиционный метод расчета мощности дозы от точечного источника для брахитерапии основан на знании воздушной кермы в воздухе.

Пусть известна эффективная активность источника A_{app} и постоянная мощности воздушной кермы Γ_{AKR} , тогда мощность воздушной кермы в воздухе $(K_{air})_{air}$ на расстоянии d от источника рассчитывается по формуле (1.6). Затем необходимо произвести расчет мощности воздушной кермы в воде $(K_{air})_w$ на том же расстоянии d между источником и расчетной точкой [5].

Для источников, испускающих фотоны с энергиями, близкими или большими средней энергии ^{192}Ir , отношение $(K_{air})_w/(K_{air})_{air}$ является

медленно изменяющейся функцией расстояния d и может быть достаточно точно аппроксимировано полиномом третьего или четвертого порядка $M(d)$ для расстояний ≤ 10 см. Расчетная формула имеет вид:

$$(\dot{K}_{air})_w = (\dot{K}_{air})_{air} \cdot M(d) = A + B \cdot d + C \cdot d^2 + D \cdot d^3 \quad (1.8)$$

где A, B, C, D – эмпирические подгоночные коэффициенты, значения которых для разных источников приводятся в табл. 1.2.

Полином $M(d)$ учитывает поглощение и рассеяние излучения в воде.

Таблица 1.2 - Значения коэффициентов в формуле (1.6) для разных радионуклидов

Коэффициент	^{192}Ir	^{192}Ir	^{60}Co
$A \times 10^0$	1,0128	1,0091	0,99423
$B \times 10^{-3}$	5,0190	-9,0150	-5,31800
$C \times 10^{-3}$	-1,1780	-0,3459	-2,61000
$D \times 10^{-5}$	-2,0080	2,8170	13,27000

Мощность водяной кермы в воде связана с воздушной кермой в воде через отношение массовых коэффициентов передачи энергии:

$$(\dot{K}_w)_w = (\dot{K}_{air})_w \cdot \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)^w_{air} \quad (1.9)$$

Для большинства используемых в брахитерапии радионуклидов с энергией выше 200 кэВ отношение массовых коэффициентов передачи энергии очень близко к 1,11.

Мощность поглощенной дозы в воде на расстоянии d от источника равна:

$$\dot{D}_w = (\dot{K}_w)_w \cdot (1 - g), \quad (1.10)$$

где g – доля от переданной энергии, которая уносится тормозным излучением. В брахитерапии этот эффект обычно игнорируется, так как для применяемых здесь радионуклидов величина $g < 0,3\%$.

Окончательно уравнение может быть записано как:

$$\dot{D}_w(d) = (\dot{K}_{air})_{air} \cdot M(d) \cdot \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)^w_{air} \cdot (1 - g) \quad (1.11)$$

Если источник калибруют в единицах мощности воздушной кермы в воздухе на расстоянии d_{ref} , то на расстоянии d значение $(\dot{K}_{air}(d))_{air}$ будет равно:

$$(K_{air}(\dot{d}))_{air} = (K_{air}(\dot{d}_{ref}))_{air} \cdot \left(\frac{d_{ref}}{d} \right)^2 \quad (1.12)$$

Для определения мощности дозы в воде можно использовать выражение:

$$\dot{D}_w(d) = (K_{air}(d_{ref}))_{air} \cdot M(d) \cdot \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{air}^w \cdot (1 - g) \cdot \left(\frac{d_{ref}}{d} \right)^2 \quad (1.13)$$

В некоторых устаревших руководствах и системах планирования для расчета мощности дозы в воде (ткани) от точечного источника применяется следующая формула:

$$\dot{D}(r, \theta) = A_{app} \cdot \Gamma_x \cdot f_{med} \cdot \frac{T(r)}{r^2} \cdot \bar{\Phi}_{an}(\theta), \quad (1.14)$$

где $T(r)$ – фактор ослабления гамма-излучения нуклида в воде (ткани), учитывающий и ослабление, и рассеяние излучения;

$\bar{\Phi}_{an}$ – фактор анизотропии;

$$f_{med} = 0,876 \cdot (\bar{\mu}_{en}/\rho)_{air}^w.$$

Усреднение величин проводится по спектру излучения радионуклида.

Для лучшего понимания различия между формализмом TG-43 и традиционным подходом полезно переписать выражение для точечного изотропного источника в другом виде и сравнить с формулой (1.12), выделяя члены, имеющие одинаковый физический смысл:

$$\dot{D}(r, \theta) = [A_{app} \cdot \Gamma_x \cdot f] \cdot \left[\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{air}^w \cdot T(1 \text{ см}) \right] \left[\frac{T(r)}{T(1 \text{ см})} \right] \frac{1}{r^2}, \quad (1.15)$$

где $f = 0,876 \text{ сГр/Р}$

1.3.2 Линейный источник

Расчет дозового распределения от линейного источника можно выполнить, представляя последний как суперпозицию точечных источников.

Рассматривают три варианта [5]:

- упрощенный случай – линейный источник без капсулы (нефильтрованный источник) в воздухе;
- более сложный случай – линейный источник в капсуле (фильтрованный источник) в воздухе;
- типовой случай – линейный источник в капсуле в воде.

Нефильтрованный линейный источник в воздухе.

Мощность воздушной кермы в воздухе рассчитывается из выражения:

$$(K_{air})_{air} = \frac{A \cdot \Gamma_{AKR}}{L \cdot h} \cdot (\theta_1 - \theta_2), \quad (1.16)$$

где A – полная активность линейного источника;
 L – длина линейного источника;
 h – расстояние по перпендикуляру от расчетной точки до линии линейного источника.

Фильтрованный линейный источник в воздухе.

Мощность воздушной кермы в воздухе от бесконечно малого элемента dx источника равняется:

$$d((K_{air})_{air}) = \frac{A \cdot \Gamma_{AKR} \cdot dx}{L \cdot r^2} \cdot e^{-\mu' \cdot t / \cos \theta} \quad (1.17)$$

где μ' – эффективный линейный коэффициент ослабления гаммаизлучения нуклида в материале капсулы линейного источника.

Для удобства необходимо ввести следующие соотношения:

$$\begin{aligned} r &= \frac{y}{\cos \theta}; \\ x &= y \cdot \tan \theta; \\ dx &= y \cdot \sec^2 \theta \cdot d\theta \end{aligned} \quad (1.18)$$

Подставляя (1.18) в (1.17) и интегрируя по длине источника, получим:

$$(K_{air})_{air} = \frac{A \cdot \Gamma_{AKR}}{L \cdot h} \left\{ \int_0^{\theta_2} e^{-\mu' \cdot t / \cos \theta} d\theta - \int_0^{\theta_1} e^{-\mu' \cdot t / \cos \theta} d\theta \right\} \quad (1.19)$$

где $\int_0^\theta e^{-\mu' \cdot t / \cos \theta} d\theta$ – интеграл Зиверта, учитывающий ослабление фотонов в материале капсулы;

t – толщина стенок капсулы.

Однако в формулу (1.19) не включено самопоглощение фотонов в источнике. Учесть этот эффект можно, выделив элементарный объем в источнике и добавив в (1.17) еще один экспоненциальный множитель вида $\exp(-\mu_1 \cdot t_1)$,

где μ_1 – эффективный линейный коэффициент ослабления для спектра фотонов радионуклида в материале источника;

t_1 – толщина материала источника вдоль луча, соединяющего расчетную точку и элементарный объем.

Такой случай уже не относится к модели линейного источника, и после такого преобразования интегрирование выражения (1.19) возможно только численное.

Аналитическая форма, даваемая интегралом Зиверта, обычно недооценивает воздушную керму или дозу в расчетных точках вблизи оси источника. Причина заключается в том, что в интеграле Зиверта не учитывается многоократное рассеяние фотонов в источнике и его капсуле. Такой учет возможен практически только в рамках метода Монте-Карло.

Фильтрованный линейный источник в воде.

Учитывая предыдущие алгоритмы расчета мощности дозы и кермы для точечного и линейного источников, выражение для расчета мощности дозы в воде в точке Р можно записать в виде [5]:

$$\dot{D}(r, \theta) = \frac{A \cdot \Gamma_{AKR}}{L \cdot h} \left\{ \int_0^{\theta_2} e^{-\mu \cdot t / \cos \theta} d\theta - \int_0^{\theta_1} e^{-\mu \cdot t / \cos \theta} d\theta \right\} \cdot \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)^w_{air} \cdot (1 - g) \quad (1.20)$$

где $M(r, \theta)$ – поправочный фактор на поглощение и рассеяние, изменяющийся вдоль длины источника;

r – расстояние между точкой Р и элементом источника.

Вывод по 1 главе:

Высокоэнергетическими источниками для брахитерапии являются источники, испускающие электроны со средней энергией свыше 50кэВ — это ^{192}Ir , ^{137}Cs и ^{60}Co .

Общепризнанной и повсеместно распространенной методикой расчета дозовых распределений является методика расчета с использованием алгоритма, рекомендованного Американской ассоциацией медицинских физиков TG-43. Данный формализм предполагает наличие водной среды с наложением распределений доз от отдельных источников, отсутствием эффектов ослабления между источниками и условиями полного рассеяния в точках расчета доз. Модель протяженного цилиндрически симметричного источника хорошо соответствует особенностям большинства источников, используемых в брахитерапии. Для расчета мощности поглощенной дозы в соответствии с формализмом TG-43 необходимо иметь численные значения величин S_k , Λ , $G(r, \theta)$, $g(r)$ и $F(r, \theta)$. Данные величины зависят как от используемого радионуклида, так и от конструкции источника. Их значения получают в настоящее время или экспериментально, или расчетом с помощью метода Монте-Карло.

Также существуют традиционные методы расчёта мощности поглощенной дозы как от точечных источников, так и от линейных: упрощенный случай – линейный источник без капсулы (нефильтрованный источник) в воздухе; более сложный случай – линейный источник в капсule (фильтрованный источник) в воздухе; типовой случай – линейный источник в капсule в воде. Последний случай учитывает алгоритмы расчёта мощности дозы и кермы для точечного и линейного источников.

Для источников, испускающих фотонны высокой энергии зависимость от состава материала слабо выражена, что приводит к большему сходству параметров дозиметрии TG-43 для источников высокой энергии, содержащих тот же радионуклид и имеющих сопоставимые размеры.

ГЛАВА 2 СРЕДСТВА ДЛЯ СОЗДАНИЯ ДОЗИМЕТРИЧЕСКИХ ПЛАНОВ ОБЛУЧЕНИЯ

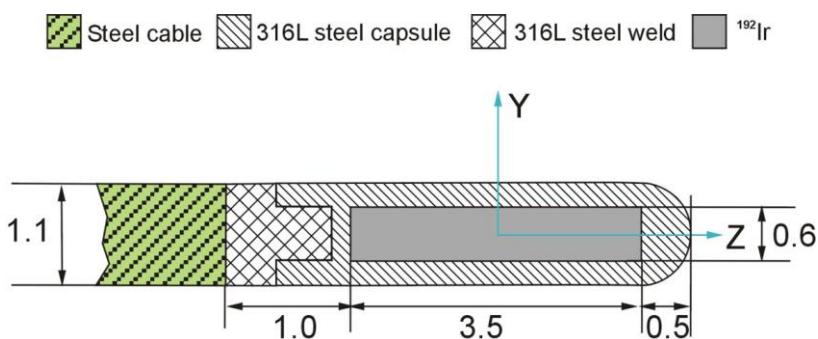
2.1 Высокоэнергетические источники ^{192}Ir

Период полураспада ^{192}Ir составляет 73,81 дня, что позволяет легко использовать его для временных имплантатов. Благодаря высокой удельной активности его можно использовать для доставки источников активностью до сотен ГБк. ^{192}Ir распадается на несколько возбуждённых состояний ^{192}Pt посредством β -распада (95%) и ^{192}Os посредством электронного захвата (EC) (5%), испуская в среднем 2,3 гамма-линии на распад с диапазоном энергий от 0,061 до 1,378 МэВ и средней энергией 0,355 МэВ. Испускаемые β -лучи имеют максимальную энергию 0,675 МэВ и среднюю энергию 0,1807 МэВ. ^{192}Ir получают из обогащённых ^{191}Ir -мишеней (37% природного изотопа) в реакторе с помощью реакции (n, γ), создавая источники HDR ^{192}Ir (обычно цилиндры диаметром 1 мм и длиной 3,5 мм) с активностью более 4,4 ТБк.

Источники HDR ^{192}Ir заключены в тонкую титановую или нержавеющую стальную капсулу и припаяны лазером к концу гибкого провода. Электроны от β -распада поглощаются ядром и капсулой [4].

mHDR-v1 (Nucletron)

Радиоактивный источник состоит из цилиндра из чистого иридия диаметром 0,60 мм и длиной 3,50 мм, который заключен в капсулу из нержавеющей стали с внешним диаметром 1,10 мм и сферическим дистальным концом с радиусом кривизны 0,55 мм. Расстояние от физического кончика источника до дистальной поверхности кончика активного сердечника составляет 0,35 мм. Схематическое изображение источника показано на рисунке 2.1 [4].



Nucletron HDR ^{192}Ir model mHDR-v1 source

Рисунок 2.1 - Материалы и размеры источника Nucletron mHDR-v1 source

mHDR-v2 (Nucletron)

Этот источник по форме и материалам похож на другие коммерчески доступные источники ^{192}Ir HDR. Эта модель источника состоит из

центрального цилиндрического активного ядра, изготовленного из ^{192}Ir , длиной 3,60 мм и диаметром 0,65 мм. Это активное ядро покрыто цилиндрической капсулой из нержавеющей стали с внешним диаметром 0,90 мм и длиной 4,50 мм. Между активным ядром и оболочкой справа и слева имеются воздушные зазоры [11].

Капсула приварена к плетеному стальному кабелю, диаметр которого меньше диаметра стальной оболочки данного источника на 0,20 мм. Конструкция данного источника представлена на рисунке 2.2 [12].

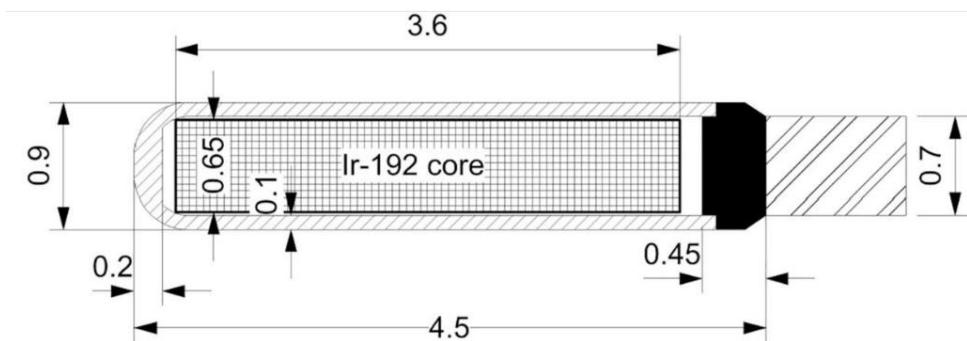


Рисунок 2.2 - Материалы и размеры источника Nucletron mHDR-v2

mHDR-v2r (Nucletron)

Этот источник микроэлектронного HDR от Nucletron, также известный как mHDR-v2r, состоит из цилиндра из чистого иридия длиной 3,50 мм и диаметром 0,65 мм. Внешний диаметр капсулы и длина капсулы составляют 0,90 мм и 4,50 мм соответственно.

Он приварен к плетеному стальному кабелю длиной 200 мм и диаметром 0,70 мм. Он был разработан для того, чтобы источник мог проходить через катетеры меньшего диаметра (и изогнутые), чем модель v1. Конструкция данного источника показана на рисунке 2.3 [13].

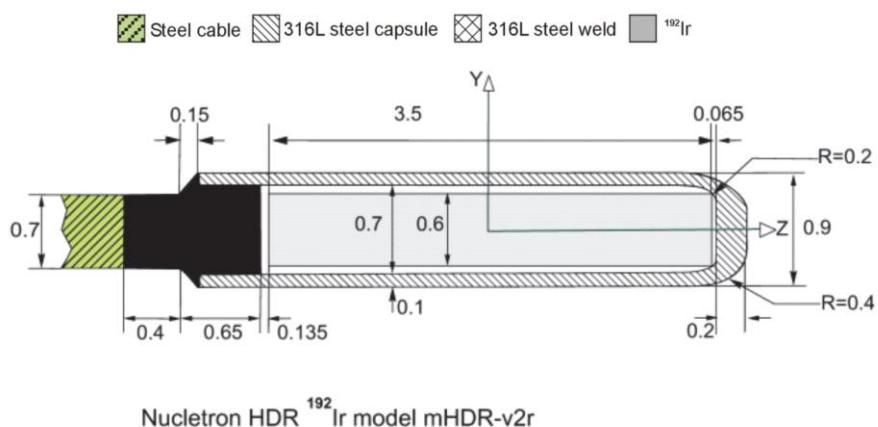


Рисунок 2.3 - Материалы и размеры источника Nucletron mHDR-v2r

VS2000 (Varian Medical Systems)

VS2000 — это модель источника HDR ^{192}Ir , длина активного сердечника которого составляет 5,0 мм, что обеспечивает гибкость в клинических случаях. Конструкция источника и детали инкапсуляции остались прежними. Схематически источник представлен на рисунке 2.4 [4].

Активный источник состоит из двух, цилиндров диаметром 0,34 мм, длиной 2,50 мм с полусферическими концами. Радиоактивный материал, чистый металлический иридий (22,42 г/см³), равномерно распределен в этих двух таблетках. Источник инкапсулирован на конце нитинолового кабеля с внешним диаметром 0,59 мм, состоящего из двух частей: гибкая часть вблизи источника и более жесткая в проксимальной части кабеля. Состав: 44,4% Ti и 55,6% Ni по весу (плотность 6,5 г/см³). Инкапсуляция простирается на 1 мм за дистальный конец активного ядра и может быть аппроксимирована цилиндром диаметром 0,59 мм, длиной 0,705 мм с полусферическим концом радиусом 0,295 мм.

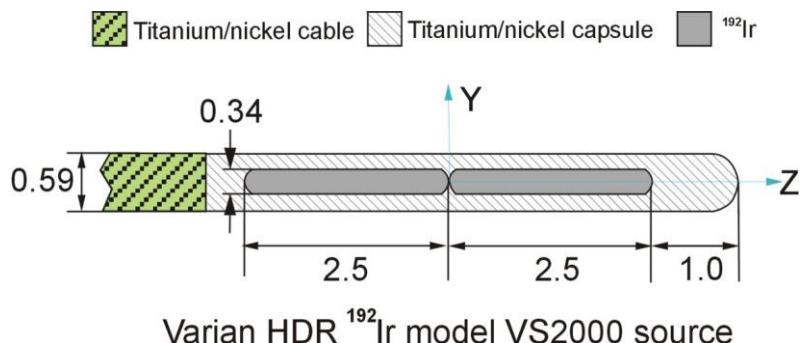


Рисунок 2.4 - Материалы и размеры источника Varian Medical Systems VS2000

2.2 Описание аппарата microSelectron-HDR.

Система дистанционного введения радиоактивного препарата microSelectron-HDR позволяет оператору удаленно вводить радионуклидный источник в тело пациента или распределять его по поверхности тела в процессе радиотерапии. Данная система предназначена для использования в сочетании с аппликатором, который обеспечивает возможность ее применения для внутриполостной, внутритканевой, внутрипросветной, бронхиальной, внутрисосудистой, интраоперационной и поверхностной брахитерапии [14].

Внешний вид аппарата, используемого в брахитерапии, представлен на рисунке 2.5.



Рисунок 2.5 – Внешний вид аппарата microSelectron–HDR

Аппликаторы используются для обеспечения определенной формы дозы, доставляемой в область проведения лечения. Для достижения оптимальной области действия дозы доступны аппликаторы для различных частей тела.

При раке шейки матки может использоваться усовершенствованный гинекологический аппликатор «Venezia».

Данный аппликатор позволяет легко получать доступ к опухолям в параметрии и влагалище. Он позволяет проводить лечение пациентов с раком шейки матки III^а, а также опухолями I^в, II^{а/в}, III^а и IV^а стадии. Внешний вид аппликатора «Venezia» представлен на рисунке 2.6 [15].

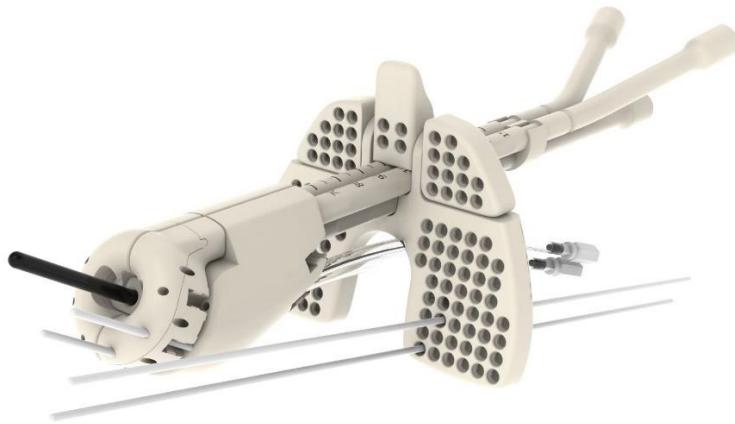


Рисунок 2.6 – Кольцевой аппликатор «Venezia»

Две составляющие аппликатора в форме луны при соединении образуют кольцо, что позволяет достигать высокую дозу на целевой объем при сохранении органов риска.

Пронумерованные позиции отверстий на аппликаторе «Venezia» обеспечивают последовательное размещение игл для каждой фракции.

Интерстициальная брахитерапия при раке шейки матки на поздних стадиях может быть выполнена путем ручной установки игл, однако в этом нет необходимости, поскольку параллельные и наклонные отверстия для игл в овоидах и промежностном шаблоне направляют иглы в нужное место. Кроме того, инструмент для введения игл позволяет врачу продвигать иглы овоидов на предписанную глубину. Такое направляемое размещение игл обеспечивает воспроизводимые дозиметрические результаты, что делает размещение игл проще и точнее.

Данный аппликатор выпускается в различных размерах, чтобы соответствовать анатомии таза каждой пациентки, для повышения комфорта пациентки. И, в зависимости от показаний пациентки, врач может выбрать вагинальное и/или промежностное введение иглы. Аппликатор «Venezia» подходит для всех методов визуализации, включая ультразвук, КТ, рентген и МРТ.

Аппарат для проведения лечения обеспечивает распределение дозы облучения в соответствии с данными лечения, предоставленными из системы планирования лечения или запрограммированными вручную. Заданная геометрия распределения достигается за счет того, что источник последовательно проходит через каждое запрограммированное положение внутри аппликатора.

При лечении перемещение источника в канале начинается с проксимального запрограммированного положения. По истечении времени облучения в проксимальном положении источник перемещается в следующее запрограммированное положение и так далее, пока не истечет время облучения в дистальном запрограммированном положении, после чего при необходимости процедура повторяется в следующем запрограммированном канале [15].

2.3 Система дозиметрического планирования «Oncentra Brachy»

Работа системы «Oncentra Brachy» может основываться как на снимках, так и на объёмном изображении [16].

В тело пациента помещаются катетеры. С помощью устройства визуализации получаются изображения. Полученные изображения импортируются в систему «Oncentra Brachy» и добавляются к данным пациента. В приложении «Anatomy Modeling» (Анатомическое моделирование) на изображениях можно определить исследуемые области (мишени, органы риска). В приложении «Brachy Planning» (Планирование брахитерапии) создается план брахитерапии [16]:

- Определение источника: выбор системы дистанционного введения источников излучения со специальным откалиброванным источником излучения для брахитерапии в режиме PDR или HDR.
- Реконструкция катетеров: реконструкция катетеров с использованием полученных изображений. При наличии в

библиотеке аппликаторов нужной модели аппликатора реконструкцию катетеров можно осуществлять с использованием этой модели.

- Активация позиций остановки источника: определение используемых во время терапии позиций остановки источника в катетерах.
- Определение точек: для составления отчетов о дозе и нормирования дозы для пациента, аппликатора или точек расчета дозы.
- Нормирование дозы: настройка контрольной изодозной линии с помощью выбранного метода нормирования дозы.
- Оптимизация дозы: оптимизация равномерности и области распределения дозы облучения мишени с исключением здоровых тканей.
- Предписанное значение дозы: назначение абсолютной дозы (сГр) относительной дозе (%), обычно 100%.
- Оценка плана: расчет и оценка гистограммы доза-объем (DVH), в том числе таблицы DVH с маркерами. Просмотр диапазона значений дозы, действующей дозы и профиля дозы.
- Составление отчета по плану: распечатка данных лечебной процедуры.
- Экспорт плана: план терапии можно экспортировать в другую систему планирования терапии (для оценки, сравнения и утверждения) или в устройство дистанционного введения источников излучения (для терапии).

Приложение «Brachy Planning» (Планирование брахитерапии) позволяет создавать планы брахитерапии, которые могут применяться системой дистанционного введения источников ионизирующего излучения с использованием специального источника излучения для брахитерапии в режиме PDR или HDR.

Геометрическая точность изображений анатомии пациента (изображения с наложением структур) составляет один вокセル для набора 512x512x200. Это относится к линейности, масштабированию, измерительным инструментам и слиянию изображений.

При линейных преобразованиях, производимых для определения совмещения изображений, происходит смещение, поворот и масштабирование всех вокселов из двух совмещаемых серий. Эти преобразования производятся с максимально возможной точностью.

Фактический размер и расстояние можно измерить в любой планарной проекции с помощью измерительных инструментов. Приложение «Brachy Planning» (Планирование брахитерапии) рассчитывает дозные распределения в соответствии с общепринятыми стандартами лучевой терапии:

- AAPM TG 43;

- Отчеты ICRU № 38 (1985) и № 58 (1997);

При работе данной системы планирования используются следующие ограничения:

- Количество позиций остановки активного источника ограничено возможностями системы дистанционного введения источников излучения.
- В одном плане терапии можно использовать только один источник излучения.

Системы координат в «Oncentra Brachy» являются правосторонними декартовыми. Используется несколько систем координат.

- Система координат пациента: определяется по данным изображения, полученного с использованием первоначального метода визуализации.

Эта система координат привязана к телу пациента. Она определяется в соответствии с обозначениями, установленными стандартом IEC 61217 [17] и отчетом №42 ICRU [18].

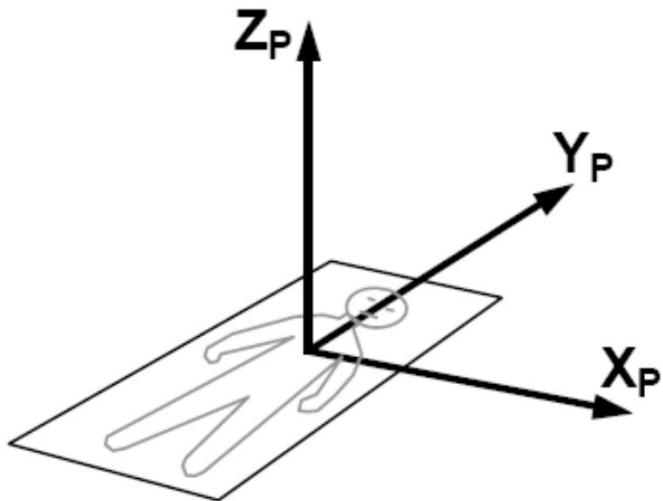


Рисунок 2.7 – Система координат пациента

- Дополнительная система координат (ECS): автоматически определяемая система координат аппликатора (ACS) и дополнительные пользовательские проекции ECS.

Система ACS используется для реконструкции катетеров [19]. Исходная ориентация системы ACS в точности совпадает с ориентацией системы координат пациента, но точка начала координат находится в геометрическом центре сканируемого объема. Систему ACS можно перемещать и поворачивать. Пользователь может задать точки, и тогда точки в пределах реконструированного аппликатора будут также перемещаться и поворачиваться, чтобы сохранять те же координаты ACS.

Для просмотра и оценки данных можно использовать дополнительные пользовательские проекции ECS. Систему ECS можно перемещать и

поворачивать. Пользователь может задать точки, однако они не будут перемещаться и поворачиваться вместе с системой ECS.

Вывод по 2 главе:

Источники HDR ^{192}Ir заключены в тонкую никель-титановую (VS2000) или нержавеющую стальную (mHDR-v1, mHDR-v2 и mHDR-v2r) капсулу. В зависимости от атомного номера материала капсулы рассеяние гамма-квантов изменяется: при увеличении атомного номера наблюдается уменьшение образования вторичного излучения, покидающего среду. Электроны от β -распада поглощаются ядром и капсулой. Капсулы mHDR-v1, mHDR-v2 и mHDR-v2r припаяны лазером к концу гибкого провода, два последних имеют более крепкую спайку, что обеспечивает надежность и увеличение срока службы данной модели. Активная часть капсул моделей mHDR-v1, mHDR-v2 и mHDR-v2r состоит из одного цилиндра диаметром 0,60мм (mHDR-v1) и 0,65мм (mHDR-v2 и mHDR-v2r), длиной 3,50мм (mHDR-v1 и mHDR-v2) и 3,60мм (mHDR-v2r), в то время как модель капсулы VS2000 имеет 2 цилиндра диаметром 0,34 мм и 2,50 мм каждый. Инкарпуляция VS2000 простирается на 1 мм за дистальный конец активного ядра, что в 2 раза больше относительно mHDR-v1, данный параметр у mHDR-v2 и mHDR-v2r составляет всего 0,2 мм – это значение вносит вклад на распределение мощности поглощенной дозы при малых углах. Чем больше размеры инкарпуляция за дистальный конец, тем меньше будет мощность поглощенной дозы. Из четырёх представленных моделей самой широкой является mHDR-v1 внешний диаметр, которой составляет 1,1 мм, тогда как диаметр mHDR-v2 и mHDR-v2r – 0,9мм, а VS2000 – 0,59мм.

Для источников, испускающих фотоны высокой энергии зависимость от состава материала слабо выражена, что приводит к большему сходству параметров дозиметрии TG-43 для источников высокой энергии, содержащих тот же радионуклид и имеющих сопоставимые размеры.

Радионуклидный источник удаленно вводится в тело пациента через систему microSelectron-HDR. Данная система предназначена для использования в сочетании с аппликатором, который обеспечивает возможность ее применения для внутриполостной, внутритканевой, внутрипросветной, бронхиальной, внутрисосудистой, интраоперационной и поверхностной брахитерапии. При раке шейки матки может использоваться усовершенствованный гинекологический аппликатор «Venezia».

Дозиметрические планы облучения создаются в системе «Oncentra Brachy», которая может основываться как на снимках, так и на объёмном изображении.

ГЛАВА 3 РАСЧЁТ МОЩНОСТИ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ

3.1 Материалы и методы

По рассмотренным моделям высокоэнергетических источников для брахитерапии рассчитаем распределение мощности поглощенной дозы в некоторых точках согласно формализму TG-43.

Для сравнения выберем 3 точки с координатами: (1 см, 90°), (0,25 см, 175°), (4 см, 30°). На рисунке 3.1 изображено пространственное распределение точек относительно источника.

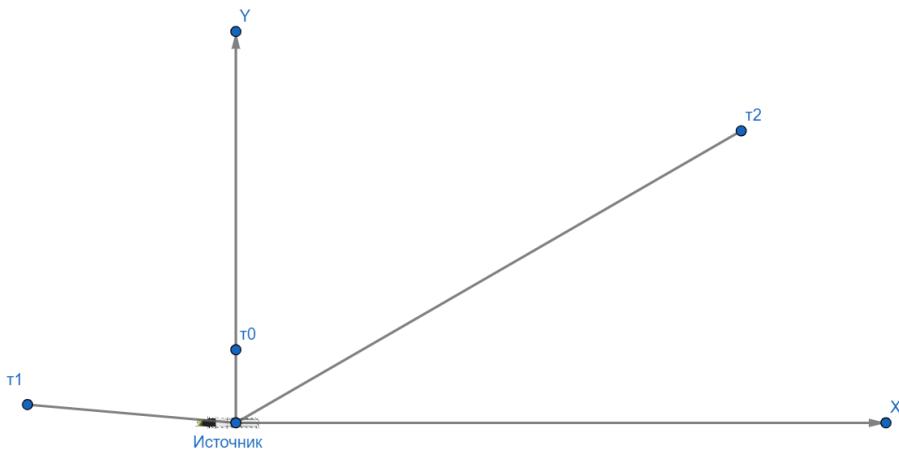


Рисунок 3.1 – Схематическое представление точек, в которых производился расчёт

Пусть сила воздушной кермы для всех источников равна какой-то константе: $S_K = A U = A \frac{c\text{Гр} \cdot \text{см}^2}{\text{ч}}$

Константу мощности дозы L , радиальную дозовую функцию линейного источника $g_L(r)$ и функцию анизотропии $F(r, \theta)$ использовали из консенсусных данных, полученных с помощью метода Монте Карло [4].

Геометрическую функцию рассчитали по формуле:

$$G_L(r, \theta) = \frac{\cos^{-1}\left(\frac{r \cos \theta - \frac{L}{2}}{\sqrt{r^2 + \left(\frac{L}{2}\right)^2 - L r \cos \theta}}\right) - \cos^{-1}\left(\frac{r \cos \theta + \frac{L}{2}}{\sqrt{r^2 + \left(\frac{L}{2}\right)^2 + L r \cos \theta}}\right)}{L r \sin \theta} \quad (3.1)$$

Полученные данные для ^{192}Ir занесены в таблицу 3.1.

Таблица 3.1 - Геометрическая функция для моделей ^{192}Ir

	$G_{L0}(1\text{см}, 90^\circ), \text{см}^{-2}$	$G_{L1}(0,25\text{см}, 175^\circ), \text{см}^{-2}$	$G_{L2}(4\text{см}, 30^\circ), \text{см}^{-2}$
mS-v1	0,4631	7,2619	0,0097
mS-v2r	0,4631	7,2619	0,0097
VS2000	0,4493	4,8648	0,0096

Используя формулу (1.5), рассчитали распределение мощности поглощенной дозы вокруг расположенного в водной среде источника для различных моделей источника ^{192}Ir - mHDR-v1, mHDR-v2r, VS2000.

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K A \frac{G_L(r, \theta)}{G_L(r_0, \theta_0)} g_L(r) F(r, \theta) \quad (1.5)$$

3.2 Результаты

Распределение мощности поглощенной дозы для моделей источника ^{192}Ir представлены в таблице 3.2.

Таблица 3.2 - Распределение мощности поглощенной дозы для моделей источника Ir-192 mHDR-v1, mHDR-v2r, VS2000

	$\dot{D}_0(1\text{см}, 90^\circ)$, сГр/ч	$\dot{D}_1(0,25 \text{ см}, 175^\circ)$, сГр/ч	$\dot{D}_2(4\text{см}, 30^\circ)$, сГр/ч
mHDR-v1	1,1160 А	9,6519 А	0,0215 А
mHDR-v2r	1,1024 А	13,6000 А	0,0207 А
VS2000	1,1000 А	7,1556 А	0,0226 А

На рисунках 3.2 – 3.4 изображены диаграммы распределение мощности поглощенной дозы для моделей источника ^{192}Ir в точках $\dot{D}_0(1\text{см}, 90^\circ)$, $\dot{D}_1(0,25 \text{ см}, 175^\circ)$, $\dot{D}_2(4\text{см}, 30^\circ)$.

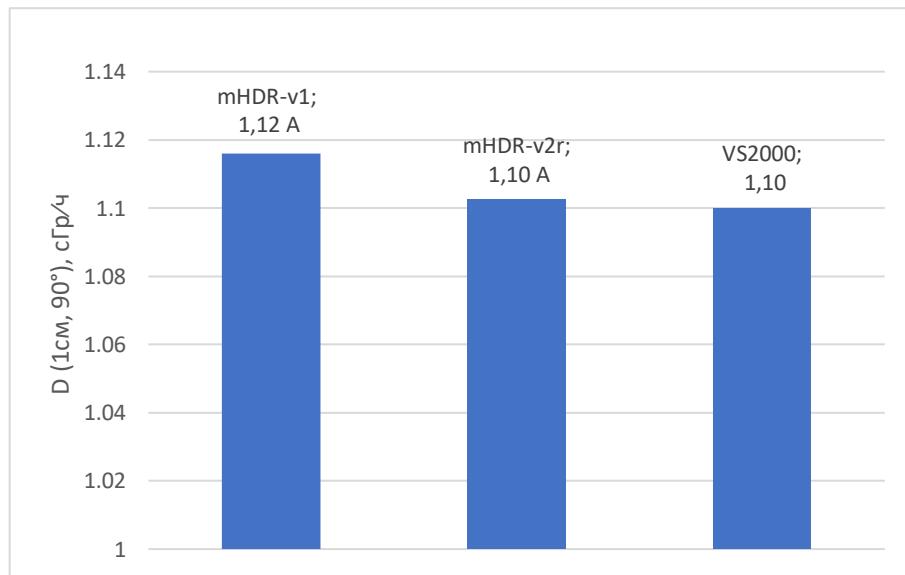


Рисунок 3.2 – Диаграмма распределение мощности поглощенной дозы для источников ^{192}Ir в точке $\dot{D}_0(1\text{см}, 90^\circ)$

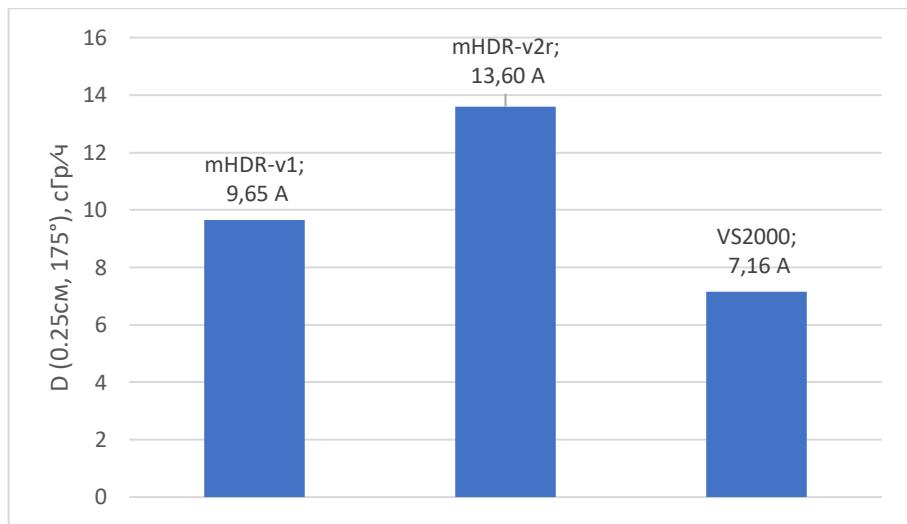


Рисунок 3.3 – Диаграмма распределение мощности поглощенной дозы для источников ^{192}Ir в точке $D_1(0, 25 \text{ см}, 175^\circ)$

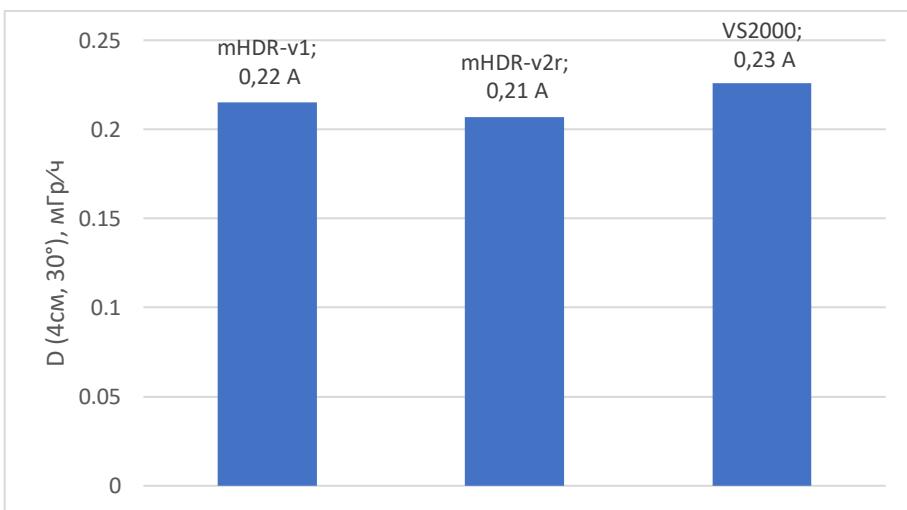


Рисунок 3.4 – Диаграмма распределение мощности поглощенной дозы для источников ^{192}Ir в точке $D_2(4\text{см}, 30^\circ)$

Сравнили полученные данные распределения мощности поглощенной дозы различных моделей источника ^{192}Ir , результаты занесли в таблицу 3.3.

Таблица 3.3 - Отличия распределения мощности поглощенной дозы

	$(1\text{см}, 90^\circ), \%$	$(0,25 \text{ см}, 175^\circ), \%$	$(4\text{см}, 30^\circ), \%$
$1 - \frac{\text{mHDR} - \text{v2r}}{\text{mHDR} - \text{v1}}$	1,22	40,90	3,72
$1 - \frac{\text{VS2000}}{\text{mHDR} - \text{v2r}}$	0,22	47,39	9,18
$1 - \frac{\text{mHDR} - \text{v1}}{\text{VS2000}}$	1,43	25,86	5,18

В точке (1 см, 90°) отличия в мощности поглощенной дозы не превышают 1,5% для ^{192}Ir . Это объясняется тем, что 90° - контрольный угол, определяющий поперечную плоскость источника, 1 см – контрольное расстояние. По этой причине дозовое распределение в данной точке для большинства источников имеет значение близкое к 1 сГр/ч.

В точке (4 см, 30°) значения отличаются меньше чем на 10%. Мощность поглощенной дозы в этой области достаточно низкая, порядка 0,22мГр/ч, что обусловило минимальные отличия поглощенной дозы между различными моделями.

Из полученных данных видно, что отличия в мощности поглощенной дозы свыше 25% для моделей источника ^{192}Ir соответствуют точке (0,25 см, 175°), так как в данной области высокие показатели мощности дозы. В этих точках хорошо заметно влияние отличий в конструкционных особенностях и материале капсулы. Так, мощность поглощенной дозы для mHDR-v1 и mHDR-v2r имело отличие свыше 40%, причиной этого может быть разница в размерах активной части источников, также в первой модели цилиндр из иридия плотно прилегает к стенкам капсулы, а во второй имеется воздушный зазор, что влияет на рассеяние фотонов в капсule. Модель VS2000, имеющая два цилиндра из чистого иридия и материал капсулы из смеси титана и никеля показала самые низкие результаты мощности поглощенной дозы в данной точке. Однако в более отдаленной точке (4 см, 30°) результаты выше относительно других модель, что может говорить о различиях в поглощении и рассеянии гамма-квантов материалом капсулы. источников.

Вывод по главе 3:

В рамках расчёта было определено отклонение от значений мощности поглощенной дозы в трёх точках для 3 моделей ^{192}Ir . Различия рассмотренной величины обусловлены различными конструкционными особенностями моделей источника и различиями материала капсулы. Эти отличия хорошо заметны в точках с высокими показателями мощности дозы. Так, в точке (0,25 см, 175°) разница между данными показателями составляет 47,39% для моделей VS2000 и mHDR-v2r, их капсулы сделаны из разных материалов, имеются значительные отличия в конструкции. В точке (4 см, 30°) говорить о существенных отличия сложно, так как на таком расстоянии мощность значительно меньше, результат в данной области от 3,72% до 9,18%. В точке (1 см, 90°) отличия в мощности поглощенной дозы находятся в диапазоне от 0,22% и не превышают 1,43% — это объясняется тем, что 90° - контрольный угол, определяющий поперечную плоскость источника, 1 см – контрольное расстояние.

ГЛАВА 4 СРАВНЕНИЕ МОДЕЛЕЙ ИСТОЧНИКА ПРИ ОБЛУЧЕНИИ РАКА ШЕЙКИ МАТКИ

4.1 Проведение брахитерапии

Для проведения лучевой терапии в тело пациента помещаются аппликатор. С помощью устройств визуализации таких как МРТ, КТ и рентген, получаются изображения, которые импортируются в систему дозиметрического планирования и добавляются к данным пациента. КТ-изображение после установки аппликатора позволяет немедленно подтвердить положение аппликатора относительно шейки матки и соседних органов риска. При необходимости в систему планирования также импортируются серии изображений для определения мишени или для получения дополнительной информации. Наибольшая ценность КТ заключается в получении лучшего понимания топографических взаимосвязей критических органов, близких к аппликаторам [20].

В СДПО на изображениях можно определить исследуемые области. При планировании по КТ-изображениям определяются объемы CTV-HR, прямой и сигмовидной кишок и мочевого пузыря, которые должны быть оконтурированы на каждом срезе оригинальных изображений по всей длине излучающей системы на 2-3 см дальше объемов мишени по продольной оси тела ближе к нижней части туловища в обе стороны. Оконтуривание выполняется врачом радиационным онкологом [20].

Общие неопределенности оконтуривания в брахитерапии имеют большое значение, поскольку вариации всего на несколько миллиметров приводят к значительным изменениям распределения поглощенной дозы из-за резкого градиента.

Реконструкция может производится вручную по точкам следования между границами имплантируемого объема или при помощи библиотечных аппликаторов нужной модели. Слияние библиотечных аппликаторов с изображениями пациента может основываться на совмещении контрольных точек или на прямом позиционировании формы аппликатора на изображениях в соответствии с видимыми структурами аппликатора, такими как части пути источника или внешняя поверхность аппликатора. Длина реконструкции должна соответствовать длине, полученной по измерению с точностью в 2мм, длина канала - длине от индексатора до наиболее удаленной позиции остановки источника.

Реконструкция аппликаторов с помощью МРТ представляет больше сложностей, чем с помощью КТ. Невозможно непосредственно различить канал источника на МРТ, потому что нет МР-сигнала ни от воздуха, ни от обычных материалов аппликатора. Более того, маркеры, используемые для рентгеновских снимков и КТ, не могут быть использованы для МРТ [20].

План терапии создается с использованием специального набора средств: посредством активации позиций остановки источника, оптимизации дозы,

оценки плана. Для кольцевого аппликатора в кольце активируется 8 позиций остановки источника по 4 позиции симметрично в сторону параметриев. Во внутриматочной части аппликатора активируется 8-4-2 позиции остановки источника для 60-40-20см длины аппликатора соответственно. Доза оптимизируется по средству определения используемых во время терапии позиций остановки источника в катетерах, путем добавления-удаления активных позиций, графически, а также изменением времени стояния источника в позиции до достижения необходимого результата. При этом максимальное время остановки источника в одной позиции не должно превышать уточненного среднего значения времени во всех активных позициях. В СДПО вносятся назначения абсолютной дозы (сГр) относительной дозе (%), обычно 100%.

Окончательный план терапии утверждается наделенным соответствующими правами лицом и экспортируется в систему дистанционного введения источников излучения.

В случае объемного планирования при облучении органов малого таза доза на критические органы оценивается исходя из рекомендаций по ГДО. Дозовые нагрузки на критические органы (D_{2cc}) за весь курс облучения не должны превышать толерантных уровней: для мочевого пузыря - 85-90Гр, для прямой и сигмовидной кишки - 70-75Гр. При облучении рака шейки матки доза, полученная CTV (HRD₉₀), должна быть больше 85 Гр, охват CTV_{V100>95%}, охват GTV_{V100=100%} [20].

При дозиметрическом планировании облучения по средству двумерных рентгеновских изображений для оценки дозовой нагрузки на клинический объём опухоли используют целевые точки А и В. Точка А — это стандартная точка, которая используется для оценки дозы в области шейки матки. Для небольших опухолей поглощенная доза в точке А ниже, чем CTV HR D₉₀ %, тогда как для крупных выше. CTV HR D₉₀ % обычно варьируется от 60 % до 150 % от поглощенной дозы в точке А. Поглощенная доза в точке А предоставляет разумную оценку средней CTV HR D_{90%} для большой популяции пациентов относительно стадии заболевания. Точка В расположена на 2 см выше уровня верхнего края шейки матки и на 2 см от латеральной стенки таза. Она помогает оценить поглощенную дозу, получаемую в областях лимфатических узлов рядом с аппликатором.

В брахитерапии рака шейки матки наиболее важными органами риска являются прямая кишка, сигмовидная кишка и мочевой пузырь. Части кишечника (тонкий и толстый) также могут получать значительную поглощенную дозу, но большая часть кишечника обычно не видна на рентгенографических изображениях, поэтому определение точек и определение поглощенных доз в воспроизводимых точках кишечника чрезвычайно сложно. Контрольная точка поглощенной дозы в прямой кишке расположена на 5 мм позади задней стенки влагалища на линии, проведенной от центра. Эта точка также представляет собой верхнюю границу поглощенной дозы влагалища и имеет название - ректовагинальная

контрольная точка. Контрольная точка мочевого пузыря обычно принимается на самой задней точке на поверхности баллона Фолея, заполненного 7 см³ разбавленной радиопрозрачной жидкостью, каудально отодвинутой к тригону мочевого пузыря.

4.2 Материалы и методы

На базе РНПЦ онкологии и медицинской радиологии им. Н.Н.Александрова в отделении контактной лучевой терапии используется система дозиметрического планирования «Oncentra Brachy» версии 4.5.5.

Для сравнения моделей высокоенергетического источника Ir-192 в рамках дипломной работы созданы виртуальные аппараты microSelectron с моделями mHDR-v1, mHDR-v2, mHDR-v2r.

В СДПО разработаны дозиметрические планы для 20 пациенток с диагнозом рак шейки матки, для которых ранее были созданы реальные планы для проведения лучевой терапии. Облучение, согласно созданным планам, должно проводиться с использованием кольцевого аппликатора «Venezia».

Дозиметрические планы созданы на основе КТ-изображений с учетом дозовых ограничений на критические органы согласно рекомендациям ICRU- 89.

Контурирование критических органов и клинического объёма мишени проводилось врачом радиационным онкологом (рисунок 4.1).

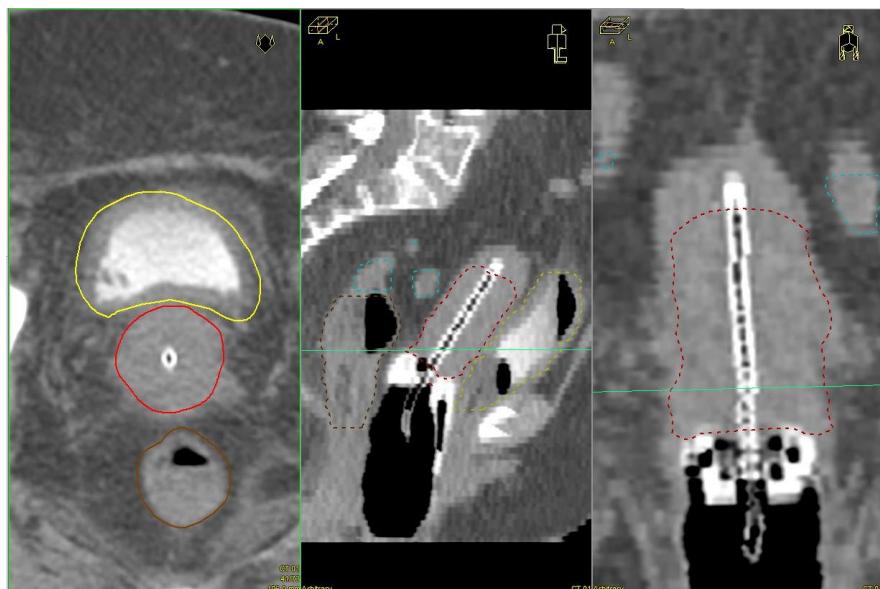


Рисунок 4.1 – Контурирование критических органов в системе дозиметрического планирования, где желтым цветом выделен объём мочевого пузыря, коричневым – прямая кишка, бирюзовым – сигмовидная кишка, красным – шейка матки

Реконструкция проводилась по точкам следования, для удобства в системе дозиметрического планирования на КТ-изображения выносилась дополнительная система координат вдоль реконструируемого катетера.

Активация позиций остановки источника проводилась для кольцевого аппликатора: в кольце активируется 8 позиций, во внутриматочной части –

8- 4-2 позиции. Активация позиций для одного из дозиметрических планов представлена на рисунке 4.2.

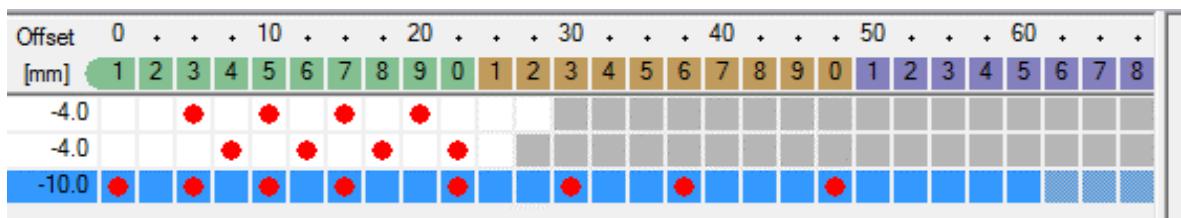


Рисунок 4.2 – Положение активных позиций кольцевого аппликатора

Для каждой пациентки был создан план с предварительным расчётом на 5 фракций по 5 Гр, с учетом дистанционной лучевой терапии – 50 Гр. Для каждой модели источника в системе дозиметрического планирования вручную подбирались время и дата, соответствующая значению силы воздушной кермы- 30 $\text{cGy} \cdot \text{m}^2/\text{ч}$. Предписания, соответствующие созданным планам, представлены на рисунке 4.3.

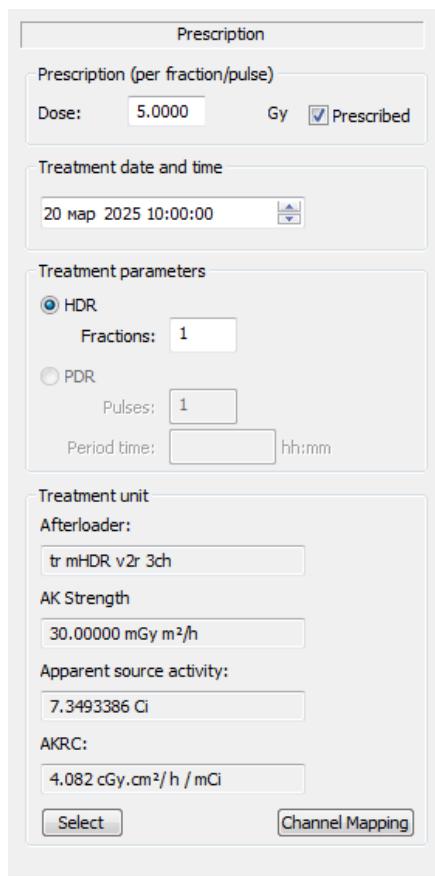


Рисунок 4.3 – Предписание для дозиметрического плана облучение

Оптимизация дозы проводилась путём изменения значения времени стояния источника в активной позиции. Пример для одного из рассмотренных случаев представлены на рисунке 4.4.

Catheter	Dwell pos.	X [mm]	Y [mm]	Z[mm]	Weight	diff W	Time [s]	Dwell weight
● 1	3	-54.3	-1523.4	6.7	1.66	0.00	20.00	1.66
● 1	5	-55.9	-1525.6	10.8	2.08	0.00	25.00	2.08
● 1	7	-55.8	-1527.8	15.2	2.08	0.00	25.00	2.08
● 1	9	-53.8	-1529.7	19.2	1.66	0.00	20.00	1.66
● 2	4	-32.8	-1521.7	7.2	1.66	0.00	20.00	1.66
● 2	6	-30.8	-1523.6	11.3	1.66	0.00	20.00	1.66
● 2	8	-30.6	-1525.8	15.7	1.66	0.00	20.00	1.66
● 2	10	-32.2	-1528.6	19.3	1.66	0.00	20.00	1.66
● 3	1	-48.2	-1472.1	40.0	1.66	0.00	20.00	1.66
● 3	3	-47.8	-1476.6	37.8	1.66	0.00	20.00	1.66
● 3	5	-47.3	-1481.1	35.6	1.66	0.00	20.00	1.66
● 3	7	-46.9	-1485.5	33.4	1.66	0.00	20.00	1.66
● 3	10	-46.3	-1492.2	30.0	1.66	0.00	20.00	1.66
● 3	13	-45.7	-1498.9	26.7	1.66	0.00	20.00	1.66
● 3	16	-45.1	-1505.6	23.3	1.66	0.00	20.00	1.66
● 3	20	-44.2	-1514.5	18.9	1.66	0.00	20.00	1.66

Рисунок 4.4 – Оптимизация путём изменения времени стояния источника в активной позиции

Созданные планы каждой из пациенток для модели источника mHDR-v2r (рисунок 4.5) дублировались для моделей источника mHDR-v1 и mHDR-v2 путем реконструкции аппликатора ручным методом по точкам следования, идентичного предписания и времени активной позиции остановки источника ионизирующего излучения.

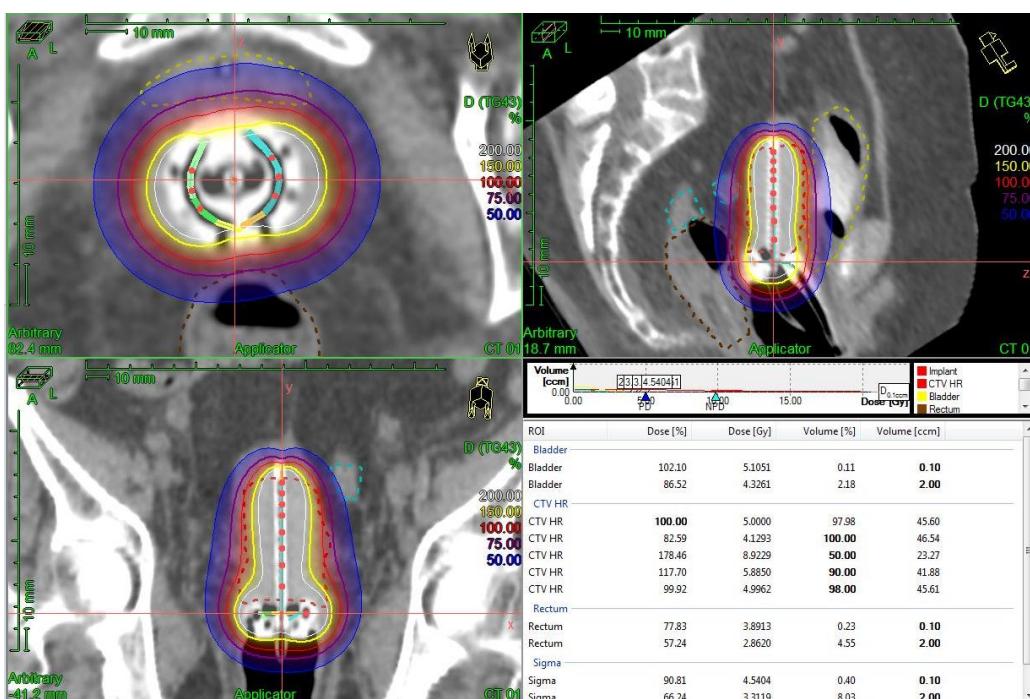


Рисунок 4.5 – Результаты дозиметрического планирования для модели источника mHDR-v2r

Для дополнительной оценки отличий моделей высокоэнергетического источника Ir-192 на созданные планы нанесены контрольные точки, описанные выше.

Положение точек А и В было выбрано по системе координат аппликатора, для точного переноса на планы с другими моделями источника поверх этих точек ставились другие в системе координат пациента. Точки органов риска наносились согласно стандартам и переносились на другие

планы по координатам пациента. На рисунке 4.6 представлено положение точек, где точка Р1 – точка мочевого пузыря, Р2 - ректовагинальная точка. Полученные данные занесены в таблицу 1 приложения Б.

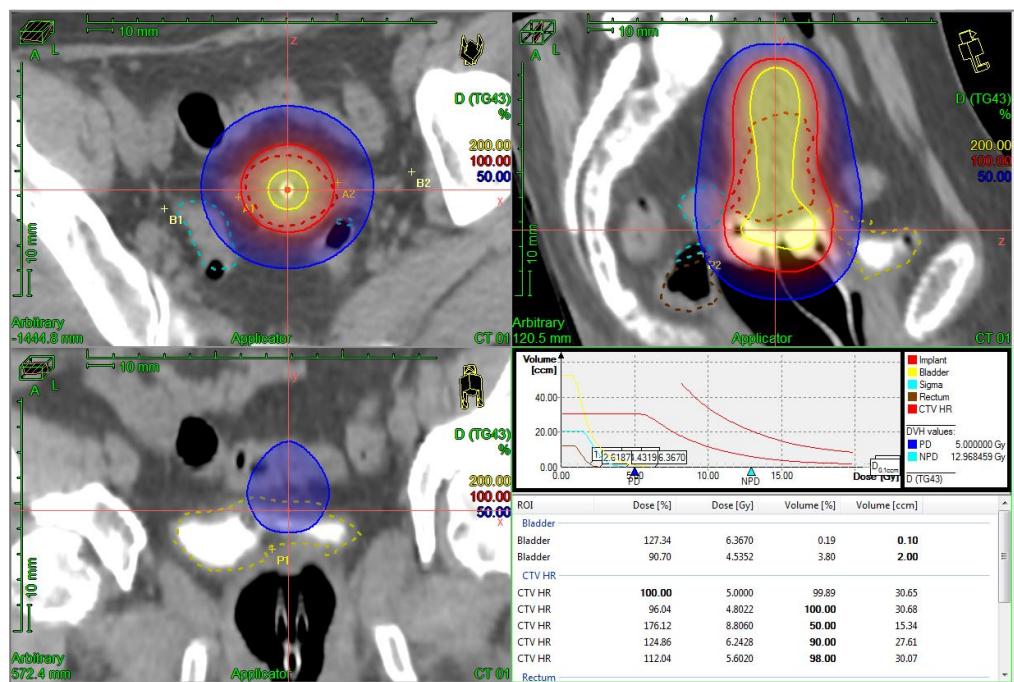


Рисунок 4.6 - Положение контрольных точек

Рекомендуется оценивать покрытие поглощенной дозы и гетерогенности поглощенной дозы брахитерапии, используя параметры дозы-объема 98%, 90% и 50%, которые показывают широкий диапазон числовых значений. Более надежной метрикой является почти минимальная доза 98 %, при которой 2 % целевого объема получают менее этой дозы. Из-за градиентов поглощенной дозы в брахитерапии могут быть значительные различия между 98% и 100%. Рекомендуется использовать параметры D 98 % и D 90 % для отчетности о дозе к CTV HR. Для оценки этих объемов высоких доз рекомендуется параметр DVH D₅₀ %.

Концепция дозы-объема является важной для оценки баланса между покрытием цели и ограничениями дозы-объема в критических органах. Эта концепция относится к двум небольшим эталонным объемам, 2 см³ и 0,1 см³, характеризующим максимально облученную область в стенках соседних органов и гетерогенность поглощенной дозы по этому объему.

Полученные данные о распределении поглощенной дозы в клиническом объеме мишени и критических органах для 20 случаев представлены в таблице 1 в приложении А, данные о значения поглощенной дозы представлены в таблице 1 в приложении Б.

Результат физического измерения всегда отклоняется от действительного значения измеряемой величины. Это отклонение складывается из большого числа малых случайных и систематических ошибок, допускаемых при

измерении. Ошибка, обусловленная случайными отклонениями, подчиняется закону распределения Гаусса для случайных величин.

Для корректного сравнения поглощенной дозы критических органов и клинического объёма мишени рассчитали среднее квадратическое отклонение для каждой модели источника Ir-192 по формуле (4.1) [21]:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_1^n (x - \langle x \rangle)^2}{n}} \quad (4.1)$$

где σ – среднее квадратическое отклонение;

x – поглощенная доза в рассматриваемом объёме критического органа или клинического объёма мишени;

$\langle x \rangle$ - средняя поглощенная доза в рассматриваемом объёме критического органа или клинического объёма мишени для определенной модели источника;

n – количество пациентов.

Распределение Гаусса является хорошим приближением для описания широкого круга статистических процессов, одним из которых является радиоактивный распад.

Для визуального представления отличий распределения поглощенной дозы в клиническом объёме мишени произведено сравнение дозиметрических планов для одной из пациенток в системе дозиметрического планирования, которое представлено на рисунке 4.7.

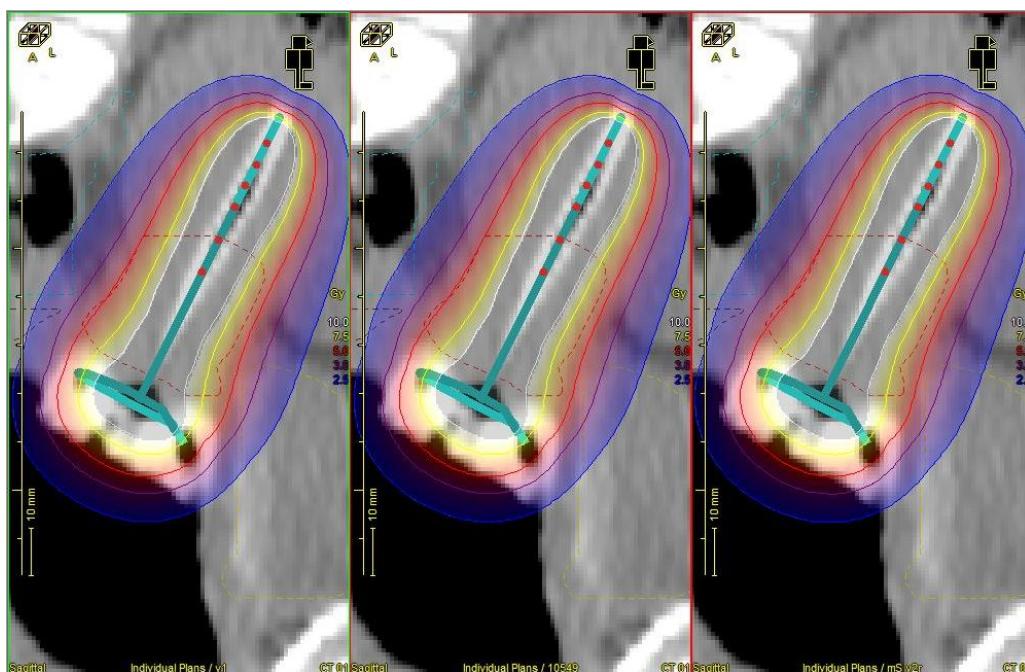


Рисунок 4.7 – Сравнение источников в системе дозиметрического планирования. В левой части изображения представлено распределение дозы при планировании с использованием модели источника mHDR-v2, средней – mHDR-v2r, правой – mHDR- v1.

Дозиметрические планы реальных пациентов для моделей источника Ir- 192 зрительно не имеют отличий. На серии пустых снимков были созданы одинаковые дозиметрические планы с одной активной позицией источника для трёх моделей ^{192}Ir : mHDR-v2r, mHDR-v2 и mHDR-v1. Полученные результаты представлены на рисунке 4.7.

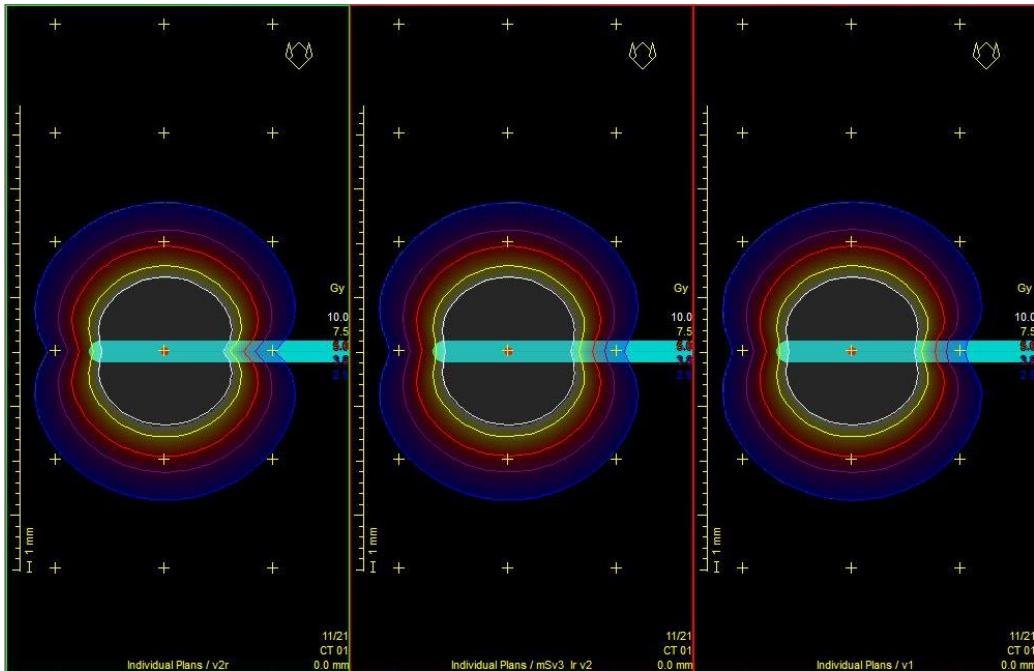


Рисунок 4.8 – Отличия распределения дозовой нагрузки при использовании моделей mHDR-v2r, mHDR-v2 и mHDR-v1 соответственно.

Из рисунка 4.8 видно, что наибольшие отличия заметны слева и справа от источников. Для модели источника mHDR-v1 распределение дозы по бокам является более плавным относительно двух других моделей, тогда как у модели mHDR-v2r отчетливо видны уменьшение в распределении поглощенной дозы справа по оси размещения источника.

4.2 Результаты

Поглощенная доза на критические органы и клинический объём мишени с пределами погрешности (таблица 4.1) для каждой модели источника представлена на рисунке 4.9-4.10 соответственно.

Таблица 4.1 – Среднее квадратичное отклонение поглощенной дозы на критические органы и клинический объём мишени

МОДЕЛЬ ИСТОЧНИКА	Среднее квадратичное отклонение, Гр								
	Мочевой пузырь		Прямая кишка		Сигмовидная кишка		$D_{50\%}$	$D_{90\%}$	$D_{98\%}$
	$D_{0,1cc}$	D_{2cc}	$D_{0,1cc}$	D_{2cc}	$D_{0,1cc}$	D_{2cc}			
mHDR-v1	0,5538	0,4639	0,8232	0,6430	0,3307	0,2704	0,4613	0,2954	0,3728
mHDR-v2	0,5498	0,4559	0,8267	0,6439	0,3296	0,2704	0,4634	0,2943	0,3702
mHDR-v2r	0,5494	0,4568	0,8307	0,6480	0,3283	0,2705	0,4648	0,2968	0,3756

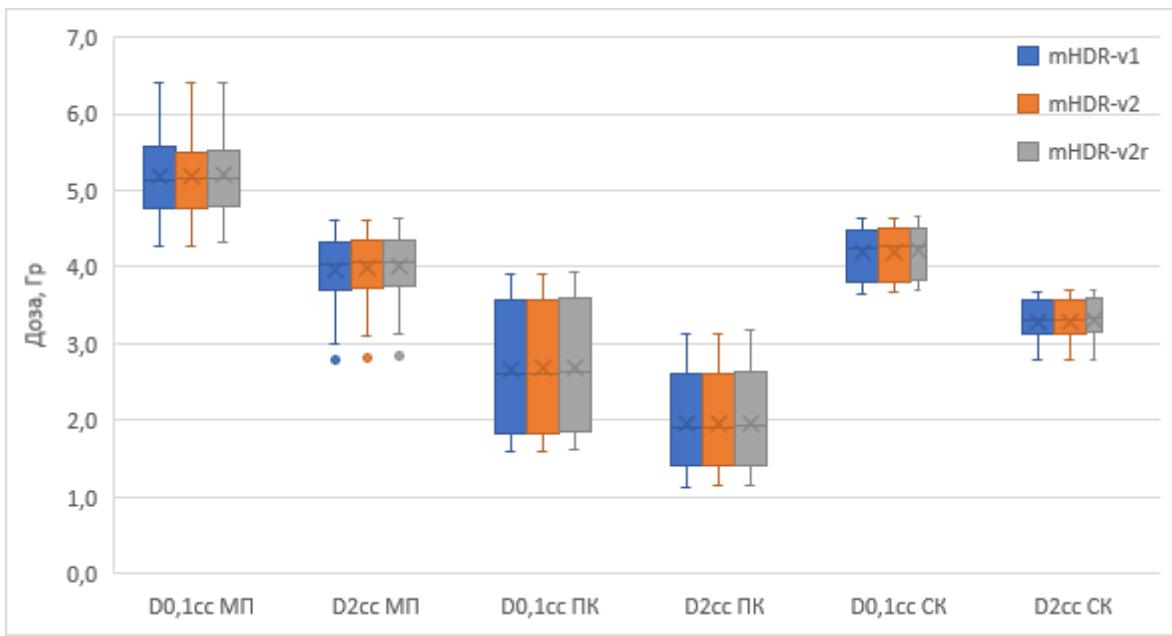


Рисунок 4.9 – Поглощенная доза критических органов для моделей mHDR-v1 (синий), mHDR-v2 (оранжевый), mHDR-v2r(серый), где МП – мочевой пузырь, ПК – прямая кишка, СК – сигмовидная кишка

На диаграмме видно, что $0,1 \text{ см}^3$ и 2 см^3 мочевого пузыря, прямой и сигмовидной кишок получили большую дозовую нагрузку при использовании модели источника mHDR-v2r, меньшую – mHDR-v1.

Поглощенная доза для мочевого пузыря имела наибольшие различия — это обусловлено наибольшей величиной показаний, которая находится в диапазоне 5,1570-5,1964 Гр для объёма $0,1 \text{ см}^3$ и 3,9712-4,0078 для 2 см^3 . Наименьшие показатели соответствуют такому органу как прямая кишка: 2,6679-2,6946 Гр и 1,9458-1,9688 для объёма $0,1 \text{ см}^3$ и 2 см^3 соответственно.

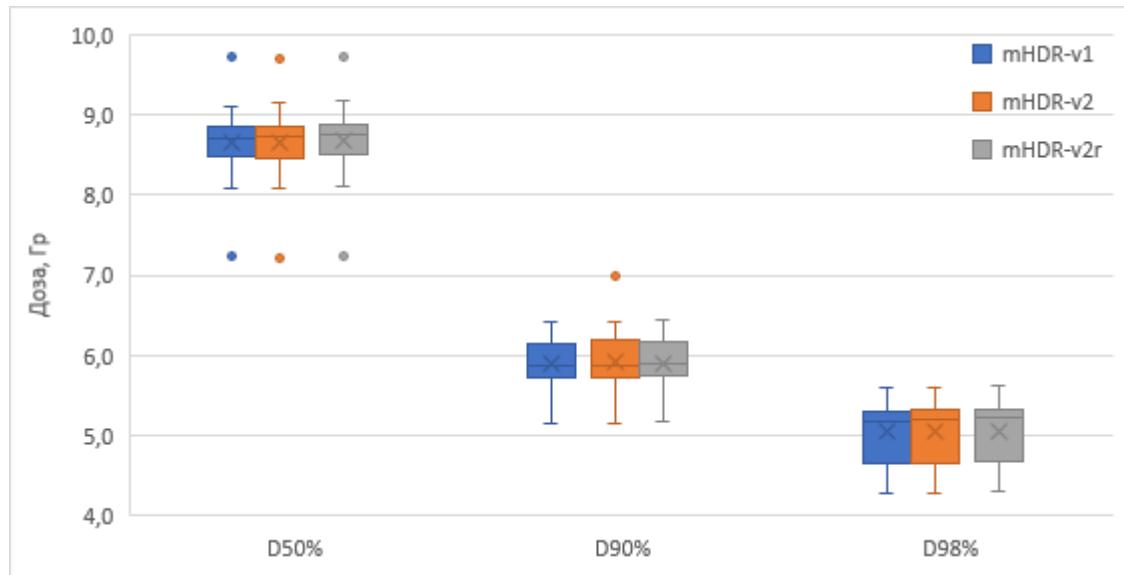


Рисунок 4.10 – Поглощенная доза клинического объёма мишени для моделей mHDR- v1 (синий), mHDR-v2 (оранжевый), mHDR-v2r(серый)

Поглощенная доза в 50% клиническом объёме мишени соответствует диапазону 8,6471-8,6790 Гр. С увеличением объёма CTV поглощенная доза уменьшается. Так в 90% для модели mHDR-v1 поглощенная доза имеет значение 5,8850 Гр, для mHDR-v2 – 5,8899 Гр, для mHDR-v2r – 5,9057 Гр. Для 98% данные модели имеют показатели 5,0393 Гр, 5,0463 Гр, 5,0602 Гр соответственно. На рисунке 4.9 видно, что минимальные значения исследуемой величины также, как и для критических органов характерны для дозиметрических планов с использованием модели mHDR-v1, максимальные – mHDR-v2r.

Поглощенная доза в критических точках с пределами погрешности (таблица 4.2) для каждой модели источника представлена на рисунке 4.11.

Таблица 4.2 – Среднее квадратичное отклонение поглощенной дозы в критических точках клинического объёма мишени и органов риска

МОДЕЛЬ ИСТОЧНИКА	Среднее квадратичное отклонение, %					
	A ₁	A ₂	B ₁	B ₂	Мочевого пузыря	Ректова-гинальная
mHDR-v1	0,3763	0,4531	0,1088	0,1384	0,8443	0,5595
mHDR-v2	0,3801	0,4574	0,1089	0,1386	0,8456	0,5549
mHDR-v2r	0,3754	0,4576	0,1110	0,1406	0,8459	0,5635

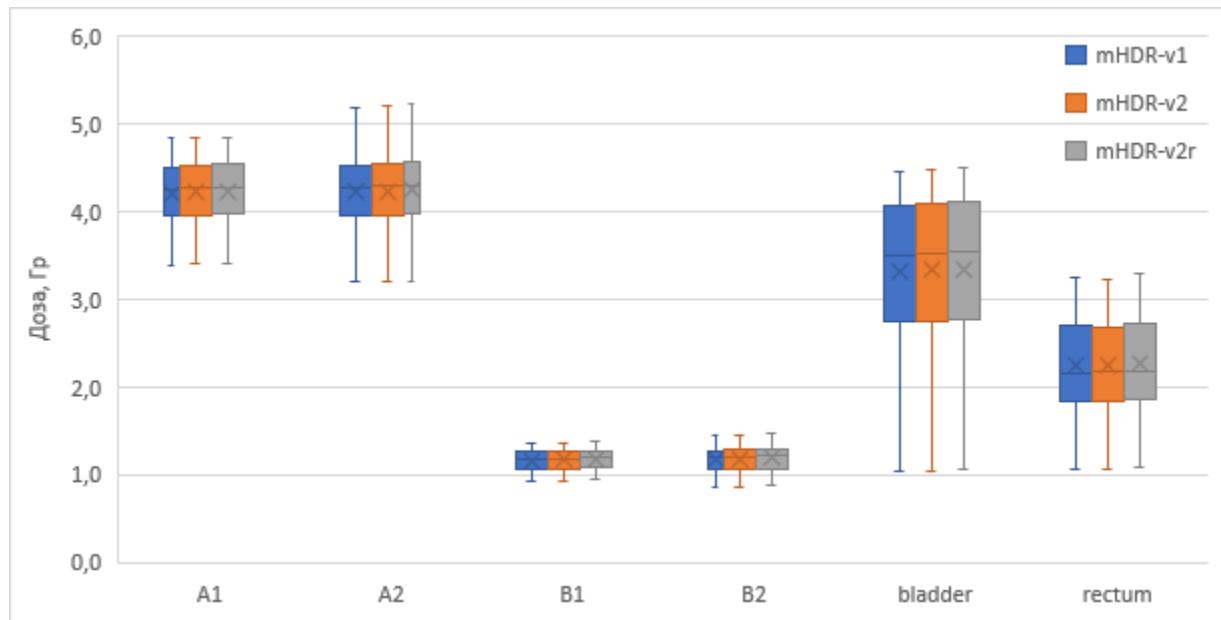


Рисунок 4.11 – Поглощенная доза в критических точках для моделей mHDR-v1 (синий), mHDR-v2 (оранжевый), mHDR-v2r(серый), где bladder – точка мочевого пузыря, rectum – ректовагинальная точка

Средняя поглощенная доза в точках A₁ и A₂ соответствует диапазону 4,2089-4,2520 Гр, в точках B₁ и B₂ – 1,1635-1,1939 Гр. По полученным данным видно, что наибольшая дозовая нагрузка на клинический объём мишени получена при использовании модели mHDR-v2r, наименьшая – mHDR-v1.

Для критических органов характерна также закономерность в увеличении поглощенной дозы при использовании более новых моделей источника Ir-192. Поглощенная доза в контрольной точке мочевого пузыря имеет значения 1,1722-1,1939 Гр, в ректовагинальной контрольной точке — 2,2522-2,2768 Гр.

Вывод по 4 главе:

При анализе полученных данных выявлены максимальные отличия в результатах поглощенной дозы мочевого пузыря: 0,0394 Гр для $D_{0,1cc}$, 0,0367 Гр для D_{2cc} , 0,0323 Гр для критической точки. Поглощенная доза кишечника имеет отличия 0,0267 Гр и 0,0237 Гр для $D_{0,1cc}$, 0,0230 Гр и 0,0184 Гр для D_{2cc} для прямой и сигмовидной кишок соответственно, 0,0245 Гр для критической точки. Максимальные отличия поглощенной для клинического объёма мишени соответствуют данным, полученным в областях более близких к источнику. Так $D_{50\%}$ — 0,0319 Гр, $D_{90\%}$ — 0,0207 Гр, $D_{98\%}$ — 0,0210 Гр, A_1 — 0,0287 Гр, A_2 — 0,0300 Гр, B_1 — 0,9185 Гр, B_2 — 0,0217 Гр.

Более широкий диапазон относительных изменений наблюдался в показателях 50% клинического объёма мишени и 0,1 см³ критического органа. Также стоит отметить, что результаты имели большее отличие со стороны конца источника.

Анализируя полученные данные, нельзя говорить о статистическом различии данных моделей источника, однако во всех рассмотренных случаях наибольшие значения в поглощенной дозе соответствуют планам с использованием модели источника mHDR-v2r, наименьшие — mHDR-v1.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В рамках дипломной работы проведён сравнительный анализ мощности поглощенной дозы, полученной с помощью теоретических расчётов, а также дозиметрических планов облучения с использованием моделей высокоэнергетического источника Ir-192: VS2000, mHDR-v1, mHDR-v2 и mHDR-v2r.

Теоретический расчёт мощности поглощенной дозы выявил наибольшие различия 47,39% между источниками VS2000 и mHDR-v2r в точке наиболее приближенной к началу источнику (0,25 см, 175°). Это объясняется различием в размерах инкапсуляции моделей: чем больше размеры инкапсуляция за дистальный конец, тем меньше будет мощность поглощенной дозы. Наименьшие различия зафиксированы в точке (1 см, 90°) — не более 1,5%. Это объясняется тем, что 90° - контрольный угол, определяющий поперечную плоскость источника, 1 см – контрольное расстояние, а также источники симметричны относительно горизонтальной оси. В СДПО на серии пустых снимков были созданы планы с одной активной позицией, на которых наибольшие отличия в распределении поглощенной дозы заметны при малых углах.

По созданным дозиметрическим планам для 20 пациенток с диагнозом рак шейки матки оценивались значения поглощенной дозы в критических органах (мочевой пузырь, прямая кишка, сигмовидная кишка) и клиническом объёме мишени. Наибольшие различия наблюдались в показателях 50% клинического объёма мишени (0,0319 Гр) и 0,1 см³ мочевого пузыря (0,0394 Гр).

Сравнение дозиметрических планов лечения не выявило различий в поглощенных дозах, достаточных для существенного влияния на клинические результаты, так как доверительные интервалы для каждой из моделей пересекаются. Проблема несоответствия между исходными моделями mHDR- v1, mHDR-v2 и mHDR-v2r относится к категории ошибок, однако её возникновение не является достаточно серьёзным, чтобы прекратить лечение. Это является неблагоприятным условием с точки зрения управления клиническими данными, поскольку несоответствие между исходной моделью и модельными данными определённо снижает надёжность данных о лечении.

Для снижения неопределённости и повышения надёжности данных плана лечения лучше не использовать индексы дозы с высокой чувствительностью (50% клинического объёма мишени и 0,1 см³ критического органа), а применять более надёжные показатели (90% клинического объёма мишени и 2 см³ критического органа) для оценки дозиметрического плана лечения.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Nath R. et al. Code of practice for brachytherapy physics: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56 //Medical physics. – 1997. – Т. 24. – №. 10. – С. 1557-1598.
2. Rivard M. J. et al. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations //Medical physics. – 2004. – Т. 31. – №. 3. – С. 633-674.
3. International Atomic Energy Agency / Accuracy requirements and uncertainties in radiation therapy / Series: IAEA human health series, ISSN 2075–3772; № 31 Vienna, 2016.
4. Perez-Calatayud J. et al. Dose calculation for photon-emitting brachytherapy sources with average energy higher than 50 keV: report of the AAPM and ESTRO //Medical physics. – 2012. – Т. 39. – №. 5. – С. 2904-2929.
5. Климанов В. А. Радиобиологическое и дозиметрическое планирование лучевой и радионуклидной терапии //М.: НИЯУ МИФИ. – 2011. – Т. 604.
6. Sahoo S. Dosimetry studies for brachytherapy sources: дис. – HOMI BHAVNA NATIONAL INSTITUTE, 2018.
7. Williamson J. F., Li Z. Monte Carlo aided dosimetry of the microselectron pulsed and high dose-rate ¹⁹²Ir sources //Medical physics. – 1995. – Т. 22. – №. 6. – С. 809-819.
8. Wang R., Sloboda R. S. Influence of source geometry and materials on the transverse axis dosimetry of brachytherapy sources //Physics in Medicine & Biology. – 1998. – Т. 43. – №. 1. – С. 37.
9. Papagiannis P. et al. Dosimetry comparison of sources //Medical Physics. – 2002. – Т. 29. – №. 10. – С. 2239-2246.
10. Daskalov G. M., Löffler E., Williamson J. F. Monte Carlo-aided dosimetry of a new high dose-rate brachytherapy source //Medical physics. – 1998. – Т. 25. – №. 11. – С. 2200-2208.
11. Granero D. et al. Dosimetry revisited for the HDR brachytherapy source model mHDR-v2 //Medical physics. – 2011. – Т. 38. – №. 1. – С. 487-494.
12. Otani Y. et al. Impact of different Ir-192 source models on dose calculations in high-dose-rate brachytherapy //Physics and imaging in radiation oncology. – 2018. – Т. 7. – С. 23-26.
13. Tsuji S. et al. High dose rate ¹⁹²Ir brachytherapy source model Monte Carlo dosimetry: mHDR-v2 and mHDR-v2r //PloS one. – 2024. – Т. 19. – №. 2. – С. e0298550.
14. Справочное руководство// Система дистанционного введения радиоактивного препарата Flexitron. Isodose Control – The Netherlands. – 137с.

- 15.Brachytherapy Applicators/ Elekta Group. All rights reserved. - The Netherlands, 2020. - 122 c.
- 16.Yang J. Oncentra brachytherapy planning system //Medical Dosimetry/ - The Netherlands. – 2018. – Т. 43. – №. 2. – С. 141-149.,
- 17.ГОСТ IEC 61217 —2012 «Аппараты дистанционные для лучевой терапии. Координаты, движения и шкалы»
- 18.ICRU Report 42 «Use of Computers in External Beam Radiotherapy Procedures with High-Energy Photos and Electrons»
- 19.Song W. Y. et al. Emerging technologies in brachytherapy //Physics in Medicine & Biology. – 2021. – Т. 66. – №. 23. – С. 23TR01.
- 20.Swamidas J., Mahantshetty U. ICRU report 89: prescribing, recording, and reporting brachytherapy for cancer of the cervix //Journal of Medical Physics. – 2017. – Т. 42. – №. suppl. 1. – С. 48.
- 21.Turner J. E., Downing D. J., Bogard J. S. Statistical methods in radiation physics. – Wiley-VCH, 2012. – С. 199-214.

ПРИЛОЖЕНИЕ А

ЗНАЧЕНИЯ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ НА КРИТИЧЕСКИЕ ОРГАНЫ И КЛИНИЧЕСКИЙ ОБЪЁМ МИШЕНИ ДЛЯ 20 ПАЦИЕНТОВ С ДИАГНОЗОМ РАК ШЕЙКИ МАТКИ

Таблица 1. Значения поглощенной дозы на критические органы и клинический объём мишени

ПАЦИЕНТ	МОДЕЛЬ ИСТОЧНИК А	ДОЗА, Гр								
		Мочевой пузырь		Прямая кишка		Сигмовидная кишка		D ₅₀	D ₉₀	D ₉₈
		D _{0,1cc}	D _{2cc}	D _{0,1cc}	D _{2cc}	D _{0,1cc}	D _{2cc}			
1	mHDR-v1	5,0865	4,3010	3,8880	2,8576	4,5410	3,3092	8,9404	5,8846	4,9936
	mHDR-v2	5,1051	4,3261	3,8913	2,8620	4,5404	3,3119	8,9229	5,8850	4,9962
	mHDR-v2r	5,1325	4,3441	3,9313	2,8957	4,5631	3,3322	8,9648	5,9031	5,0079
2	mHDR-v1	6,4050	4,6031	2,5871	1,8673	4,3465	3,2978	8,9354	6,1004	5,4672
	mHDR-v2	6,4057	4,6105	2,6093	1,8776	4,3792	3,3096	8,9432	6,1062	5,4790
	mHDR-v2r	6,4125	4,6322	2,6255	1,9004	4,3867	3,3209	8,9651	6,1207	5,5009
3	mHDR-v1	4,6926	3,8630	3,5262	2,1969	3,7551	2,7801	8,3513	5,8633	5,2275
	mHDR-v2	4,7089	3,8775	3,5391	2,2015	3,7635	2,7882	8,3346	5,8580	5,2251
	mHDR-v2r	4,7419	3,8955	3,5495	2,2215	3,7715	2,7974	8,3699	5,8788	5,2418
4	mHDR-v1	5,1987	4,1352	3,4132	2,8965	3,7590	2,8041	8,4582	5,8734	5,1452
	mHDR-v2	5,2167	4,1459	3,4581	2,9061	3,7361	2,7964	8,4497	5,8851	5,1609
	mHDR-v2r	5,2451	4,1749	3,4765	2,9267	3,8084	2,8231	8,4762	5,9074	5,1986
5	mHDR-v1	4,2689	2,7927	1,5937	1,1439	4,6310	3,5623	8,8519	5,7318	4,6506
	mHDR-v2	4,2844	2,8103	1,5927	1,1413	4,6300	3,5673	8,8276	5,7247	4,6476
	mHDR-v2r	4,3168	2,8319	1,6131	1,1613	4,6378	3,5755	8,8583	5,7393	4,6593
6	mHDR-v1	5,4983	3,9486	3,7590	2,7434	4,5375	3,6182	8,7249	5,7094	4,4783
	mHDR-v2	5,5071	3,9681	3,7752	2,7529	4,5216	3,5987	8,7432	5,7112	4,4893
	mHDR-v2r	5,5385	3,9822	3,8096	2,7756	4,5584	3,6309	8,7695	5,7368	4,5094

Продолжение Таблицы 1

7	mHDR-v1	5,2346	4,4514	2,6195	1,9703	4,6112	3,5668	8,0890	5,4747	4,6983
	mHDR-v2	5,2600	4,4766	2,6249	1,9711	4,6237	3,5732	8,0819	5,4770	4,6994
	mHDR-v2r	5,2783	4,4923	2,6493	1,9938	4,6505	3,5923	8,1185	5,5004	4,7164
8	mHDR-v1	5,6020	4,3691	2,1275	1,4856	4,1563	3,1457	9,1106	6,4169	5,2743
	mHDR-v2	5,6384	4,3825	2,1060	1,4712	4,1694	3,1578	9,1584	6,4168	5,2805
	mHDR-v2r	5,6579	4,4070	2,1514	1,5005	4,1783	3,1743	9,1809	6,4475	5,2996
9	mHDR-v1	4,8198	3,6727	1,6875	1,2125	4,4984	3,5796	7,2358	5,1568	4,6032
	mHDR-v2	4,8352	3,6867	1,6863	1,2127	4,4984	3,5799	7,2227	5,1567	4,6093
	mHDR-v2r	4,8571	3,7034	1,7006	1,2335	4,5072	3,5872	7,2482	5,1701	4,6194
10	mHDR-v1	4,7403	3,5487	1,6154	1,1342	3,6589	2,9054	8,5723	5,7538	5,1365
	mHDR-v2	4,7568	3,5592	1,6232	1,1404	3,6714	2,9113	8,5914	5,7656	5,1432
	mHDR-v2r	4,7714	3,5631	1,6298	1,1486	3,6906	2,9168	8,6238	5,7715	5,1537
11	mHDR-v1	4,8028	3,8299	1,8236	1,4063	4,3953	3,5330	8,7523	5,8425	5,2320
	mHDR-v2	4,8226	3,8543	1,8185	1,4025	4,3972	3,5367	8,7382	5,8447	5,2370
	mHDR-v2r	4,8418	3,8738	1,8511	1,4337	4,4160	3,5563	8,7747	5,8682	5,2564
12	mHDR-v1	4,8301	3,9022	1,8397	1,3975	3,9086	3,1974	8,6843	5,8912	5,3176
	mHDR-v2	4,8492	3,9080	1,8415	1,4008	3,9195	3,2007	8,7014	5,9007	5,3253
	mHDR-v2r	4,8674	3,9154	1,8511	1,4112	3,9263	3,2096	8,7364	5,9149	5,3296
13	mHDR-v1	5,6751	4,3245	2,2795	1,5921	4,0826	3,1296	9,7182	6,3184	5,2691
	mHDR-v2	5,6789	4,3425	2,2817	1,5946	4,0829	3,1373	9,6933	6,3103	5,2674
	mHDR-v2r	5,6864	4,3511	2,2969	1,6151	4,0953	3,1519	9,7345	6,3282	5,2814
14	mHDR-v1	5,2102	4,2836	3,5843	2,4762	4,1269	3,3753	8,8469	6,1754	5,3578
	mHDR-v2	5,2315	4,2891	3,5912	2,4843	4,1473	3,3824	8,8753	6,1853	5,3624
	mHDR-v2r	5,2498	4,2947	3,5984	2,4909	4,1487	3,3915	8,8995	6,2005	5,3795
15	mHDR-v1	5,4532	3,8690	3,6702	2,6612	4,4757	3,5720	8,7051	5,6698	4,3865
	mHDR-v2	5,4573	3,8835	3,6663	2,6501	4,5186	3,6010	8,7132	5,7058	4,4306
	mHDR-v2r	5,4907	3,9145	3,6958	2,6900	4,4878	3,5895	8,7299	5,6927	4,4082

Продолжение Таблицы 1

16	mHDR-v1	4,3005	3,0041	2,1763	1,5429	3,7435	2,9864	8,2718	5,5867	4,2873
	mHDR-v2	4,3264	3,1037	2,1841	1,5503	3,7589	2,9935	8,2859	5,5912	4,2915
	mHDR-v2r	4,3562	3,1225	2,1976	1,5613	3,7738	2,9986	8,3053	5,5993	4,2986
17	mHDR-v1	5,1312	4,2532	3,8968	3,1372	4,0092	3,2761	8,5410	6,0076	5,2797
	mHDR-v2	5,1509	4,2715	3,8958	3,1392	4,0221	3,2840	8,5306	6,0073	5,2825
	mHDR-v2r	5,1545	4,2845	3,9281	3,1672	4,0374	3,3001	8,5665	6,0347	5,3093
18	mHDR-v1	4,7150	3,6254	1,7439	1,1379	3,6874	3,1286	8,6047	5,8175	5,0573
	mHDR-v2	4,7364	3,6361	1,7535	1,1421	3,6987	3,1325	8,6216	5,8264	5,0616
	mHDR-v2r	4,7546	3,6459	1,7612	1,1502	3,7058	3,1404	8,6547	5,8356	5,0675
19	mHDR-v1	6,3554	4,5116	2,6201	1,9279	4,4273	3,3182	8,8154	6,2390	5,5941
	mHDR-v2	6,3670	4,5352	2,6187	1,9274	4,4319	3,3226	8,8060	6,2428	5,6020
	mHDR-v2r	6,4093	4,5662	2,6544	1,9582	4,4585	3,3501	8,8406	6,2625	5,6276
20	mHDR-v1	5,1200	4,1342	2,9065	2,1276	4,3762	3,6843	8,7315	6,1867	5,3296
	mHDR-v2	5,1398	4,1564	2,9154	2,1314	4,3869	3,6923	8,7446	6,1963	5,3348
	mHDR-v2r	5,1651	4,1615	2,9212	2,1398	4,4001	3,7005	8,7618	6,2008	5,3396

ПРИЛОЖЕНИЕ Б

ЗНАЧЕНИЯ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ В ТОЧКАХ СТВ И КРИТИЧЕСКИХ ОРГАНОВ ДЛЯ 20 ПАЦИЕНТОВ С ДИАГНОЗОМ РАК ШЕЙКИ МАТКИ

Таблица 1. Значение поглощенной дозы в точках клинического объёма мишени и критических органов

ПАЦИЕНТ	МОДЕЛЬ ИСТОЧНИКА	Доза, Гр				
		Точка А1	Точка А2	Точка В1	Точка В2	Точка мочевого пузыря
1	mHDR-v1	4,6492	4,7680	1,2704	1,3006	4,4523
	mHDR-v2	4,6708	4,7904	1,2712	1,2975	4,4658
	mHDR-v2r	4,6813	4,7930	1,2929	1,3220	4,4942
2	mHDR-v1	4,2387	4,3156	1,1275	1,1493	3,5638
	mHDR-v2	4,2469	4,3261	1,1298	1,1547	3,5706
	mHDR-v2r	4,2658	4,3512	1,1463	1,1825	3,5872
3	mHDR-v1	3,8239	3,7235	1,0632	1,0264	4,1758
	mHDR-v2	3,8337	3,7353	1,0624	1,0259	4,1951
	mHDR-v2r	3,8455	3,7397	1,0823	1,0464	4,2025
4	mHDR-v1	4,5033	4,5274	1,2563	1,2711	3,7634
	mHDR-v2	4,5217	4,5458	1,2598	1,2775	3,7812
	mHDR-v2r	4,5581	4,5916	1,2674	1,2974	3,8034
5	mHDR-v1	3,8387	3,7372	1,0447	0,9806	1,0367
	mHDR-v2	3,8414	3,7386	1,0434	0,9784	1,0414
	mHDR-v2r	3,8548	3,7558	1,0592	0,9967	1,0644
6	mHDR-v1	4,1435	4,1783	1,1564	1,1865	2,9856
	mHDR-v2	4,1693	4,1978	1,1636	1,1937	2,9913
	mHDR-v2r	4,1981	4,2213	1,1801	1,2174	3,0073

Продолжение Таблицы 1

7	mHDR-v1	4,8355	5,1867	1,3166	1,4510	3,4467	1,8831
	mHDR-v2	4,8447	5,1974	1,3147	1,4501	3,4819	1,8846
	mHDR-v2r	4,8390	5,2290	1,3386	1,4741	3,4780	1,9112
8	mHDR-v1	4,6358	4,6735	1,2871	1,3072	3,3354	1,8241
	mHDR-v2	4,6654	4,6978	1,2946	1,3168	3,3512	1,8312
	mHDR-v2r	4,6981	4,7216	1,3101	1,3312	3,3755	1,8492
9	mHDR-v1	3,3955	3,1915	0,9273	0,8673	3,5688	2,2011
	mHDR-v2	3,3987	3,1966	0,9264	0,8662	3,5862	2,2072
	mHDR-v2r	3,4146	3,2113	0,9417	0,8824	3,5913	2,2234
10	mHDR-v1	3,4212	3,4476	1,0646	1,1109	3,1937	1,9834
	mHDR-v2	3,4405	3,4617	1,0713	1,1195	3,2116	1,9915
	mHDR-v2r	3,4733	3,4869	1,0797	1,1319	3,2279	2,0060
11	mHDR-v1	4,2975	4,5134	1,1829	1,2176	2,3849	2,7738
	mHDR-v2	4,3078	4,5245	1,1814	1,2169	2,4078	2,7710
	mHDR-v2r	4,3225	4,5382	1,2025	1,2370	2,4368	2,7992
12	mHDR-v1	4,1267	4,1564	1,0567	1,0832	2,5646	1,7486
	mHDR-v2	4,1413	4,1832	1,0614	1,0925	2,5718	1,7541
	mHDR-v2r	4,1732	4,2035	1,0756	1,1003	2,5793	1,7616
13	mHDR-v1	4,4895	4,0739	1,1824	1,0454	4,1997	2,3119
	mHDR-v2	4,4967	4,0804	1,1810	1,0438	4,2220	2,3175
	mHDR-v2r	4,4945	4,1021	1,2017	1,0632	4,2212	2,3450
14	mHDR-v1	3,9045	3,9187	1,0378	1,0465	3,9462	2,1268
	mHDR-v2	3,9124	3,9216	1,0412	1,0518	3,9576	2,1327
	mHDR-v2r	3,9317	3,9408	1,0476	1,0637	3,9617	2,1401
15	mHDR-v1	4,3712	4,3924	1,1917	1,2298	4,2401	3,2539
	mHDR-v2	4,4324	4,4557	1,1931	1,2321	4,2432	3,2218
	mHDR-v2r	4,3956	4,4032	1,2134	1,2519	4,2973	3,2905

Продолжение Таблицы 1

	mHDR-v1	4,0783	4,0918	1,0846	1,0967	2,8653	1,9737
16	mHDR-v2	4,0816	4,0984	1,0910	1,1029	2,8749	1,9836
	mHDR-v2r	4,0975	4,1182	1,1037	1,1164	2,8835	1,9963
17	mHDR-v1	4,1852	4,2533	1,2121	1,2308	4,1089	3,2127
	mHDR-v2	4,1974	4,2657	1,2108	1,2300	4,1318	3,2076
	mHDR-v2r	4,1993	4,2645	1,2353	1,2533	4,1594	3,2454
18	mHDR-v1	4,3815	4,4006	1,2568	1,2747	3,7636	2,8639
	mHDR-v2	4,3975	4,4113	1,2643	1,2836	3,7724	2,8710
	mHDR-v2r	4,4068	4,4235	1,2729	1,2910	3,7958	2,8861
19	mHDR-v1	4,5826	4,5915	1,3646	1,3716	2,0185	2,4418
	mHDR-v2	4,5976	4,6140	1,3642	1,3703	2,0370	2,4369
	mHDR-v2r	4,6008	4,6242	1,3881	1,3961	2,0573	2,4755
20	mHDR-v1	4,2751	4,2987	1,1863	1,1974	2,6958	2,2753
	mHDR-v2	4,2873	4,3056	1,1945	1,2018	2,7154	2,2836
	mHDR-v2r	4,3004	4,3213	1,2006	1,2236	2,7319	2,2918