

МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ  
Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования  
**«НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ  
ТОМСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»**

---

**ДОЗИМЕТРИЧЕСКОЕ ПЛАНИРОВАНИЕ  
И КОНТРОЛЬ КАЧЕСТВА БРАХИТЕРАПИИ  
С ВЫСОКОЙ МОЩНОСТЬЮ ДОЗЫ**

*Рекомендовано в качестве учебно-методического пособия  
Редакционно-издательским советом  
Томского политехнического университета*

Издательство  
Томского политехнического университета  
2020

УДК 615.849:539.16(075.8)

ББК 53.6:31.42я73

Д62

*Авторы*

Е.С. Сухих, Л.Г. Сухих, А.В. Вертинский, А.А. Баулин,  
М.А. Татарченко, Я.Н. Сутыгина

Д62

**Дозиметрическое планирование и контроль качества брахитерапии с высокой мощностью дозы** : учебно-методическое пособие / Е.С. Сухих, Л.Г. Сухих, А.В. Вертинский и др. ; Томский политехнический университет. – Томск : Изд-во Томского политехнического университета, 2020. – 115 с.

ISBN 978-5-4387-0964-0

В пособии изложены основы дозиметрического планирования и контроля качества брахитерапии с высокой мощностью дозы. Пособие состоит из краткого теоретического минимума, описания практических особенностей дозиметрического планирования и контроля качества брахитерапии для внутриволостной, внутритканевой и внутрисветовой брахитерапии и методических рекомендаций по выполнению лабораторных работ по курсам «Клиническая дозиметрия», «Планирование лучевой терапии», «Современные методы лучевой терапии».

Пособие подготовлено на основе международных рекомендаций, разработанных ведущими специалистами в области лучевой терапии и предназначено для магистрантов, обучающихся по направлению 14.04.02 «Ядерная физика и технологии», а также для медицинских физиков, проходящих переподготовку или повышение квалификации.

УДК 615.849:539.16(075.8)

ББК 53.6:31.42я73

*Рецензенты*

Доктор технических наук, профессор  
главный научный сотрудник НИИ онкологии  
Томского НИМЦ РАН

*В.А. Лисин*

Доктор биологических наук  
старший научный сотрудник лаборатории цитогенетики  
НИИ медицинской генетики Томского НИМЦ

*С.А. Васильев*

ISBN 978-5-4387-0964-0

© ФГАОУ ВО НИ ТПУ, 2020

© Авторы, 2020

© Оформление. Издательство Томского  
политехнического университета, 2020

## СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ.....	5
1. ФИЗИКО-ТЕХНИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ И ОСОБЕННОСТИ БРАХИТЕРАПИИ.....	7
1.1. Физико-дозиметрические аспекты брахитерапии .....	7
Контрольные вопросы и задания.....	17
1.2. Процедуры гарантии качества оборудования для брахитерапии .....	17
Контрольные вопросы и задания.....	22
1.3. Методические указания к лабораторным работам по гарантии качества брахитерапии .....	22
Лабораторная работа № 1. Автоматическая калибровка приводов холостого и радиоактивного источников, проверка качества работы аппарата MULTISOURCE HDR .....	22
Контрольные вопросы и задания.....	26
Лабораторная работа № 2. Выполнение проверки таймера (для контроля интервала облучения) .....	26
Контрольные вопросы и задания.....	26
Лабораторная работа № 3. Выполнение визуальной проверки точности позиционирования источника. ....	27
Контрольные вопросы и задания.....	28
Лабораторная работы № 4. Калибровка полупроводниковых детекторов для <i>in vivo</i> дозиметрии. ....	28
Контрольные вопросы и задания.....	31
Лабораторная работа № 5. Определение референсной мощности воздушной кермы в воздухе ( <i>RAKR</i> ) и текущей активности источника <sup>60</sup> Co.....	31
2. РАДИОБИОЛОГИЧЕСКИЕ, ФИЗИКО-ТЕХНИЧЕСКИЕ И ОРГАНИЗАЦИОННЫЕ АСПЕКТЫ ЛУЧЕВОГО ЛЕЧЕНИЯ ПРИ ИСПОЛЬЗОВАНИИ БРАХИТЕРАПИИ .....	36
2.1. Радиобиологические аспекты брахитерапии с высокой мощностью дозы .....	36
Контрольные вопросы и задания.....	39
2.2. Топометрическая подготовка пациента к проведению брахитерапии ...	39
2.2.1. Основные аспекты топометрической подготовки при внутрисполостной брахитерапии.....	48
2.2.2. Основные аспекты топометрической подготовки при внутрисветной брахитерапии.....	56
2.2.3. Основные аспекты топометрической подготовки при внутритканевой брахитерапии .....	58
Контрольные вопросы и задания.....	60
2.3. Составление предписания к проведению брахитерапии .....	61
Контрольные вопросы и задания.....	65

2.4. Методические указания к лабораторным работам по дозиметрическому планированию брахитерапии .....	66
Лабораторная работа № 6. Дозиметрическое планирование внутриполостной брахитерапии рака шейки матки .....	68
Контрольные вопросы и задания.....	77
Лабораторная работа № 7. Дозиметрическое планирование внутриклеточной брахитерапии рака губы .....	77
Контрольные вопросы и задания.....	82
Лабораторная работа № 8. Дозиметрическое планирование внутрипросветной брахитерапии рака пищевода.....	83
Контрольные вопросы и задания.....	84
2.5. Процедура лечения и формирование отчета о лечении.....	84
ЗАКЛЮЧЕНИЕ .....	87
СПИСОК ОБОЗНАЧЕНИЙ И СОКРАЩЕНИЙ .....	88
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	92
ПРИЛОЖЕНИЯ .....	95
Приложение А. Предписание к проведению внутриполостной брахитерапии <i>HDR</i> (гинекология).....	95
Приложение Б. Предписание к проведению внутрипросветной брахитерапии <i>HDR</i> .....	97
Приложение В. Предписание к проведению внутриклеточной брахитерапии <i>HDR</i> .....	98
Приложение Г. Физико-биологическая документация по внутриполостной гинекологической брахитерапии <i>HDR</i> .....	99
Приложение Д. Физико-биологическая документация по внутрипросветной брахитерапии <i>HDR</i> .....	101
Приложение Е. Физико-биологическая документация по внутриклеточной брахитерапии <i>HDR</i> .....	102
Приложение Ж. Гамма терапевтический аппарат для контактного облучения MULTISOURCE HDR .....	103
Приложение З. Регламент работы радиотерапевтического отделения ОГАУЗ ТООД при подготовке пациента к проведению брахитерапии на гамма-терапевтическом аппарате MULTISOURCE HDR .....	107
Приложение И. Проверочный лист по подготовке пациента к брахитерапии на гамма-аппарат MULTISOURCE HDR .....	111
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ К ПРИЛОЖЕНИЯМ .....	113

## ВВЕДЕНИЕ

Брахитерапия (контактная лучевая терапия) – вид лучевой терапии, при котором закрытый радиоактивный источник излучения вводится или имплантируется внутрь, или находится в непосредственной близости от опухолевого процесса.

Брахитерапия может проводиться как самостоятельное лечение или в сочетании с другими видами лучевой терапии. Главным преимуществом брахитерапии перед дистанционной лучевой терапией является быстрый спад дозы при увеличении расстояния от радиоактивного источника, что позволяет увеличить контроль над опухолью и снизить лучевые нагрузки на здоровые ткани и органы.

В зависимости от расположения опухоли при доставке радиоактивного источника внутрь пациента используются различные имплантаты (аппликаторы, иглы). В зависимости от позиционирования радионуклида различают следующие виды брахитерапии [1]:

- внутрисполостная брахитерапия – источники вводятся в полость тела ближе к объему опухоли (например, полость шейки матки);
- интратканевая брахитерапия – источники хирургическим путем имплантируются в объем опухоли, например в опухоль губы;
- поверхностная брахитерапия – источники размещаются перед тканью, которую необходимо облучить;
- интрасветная брахитерапия – источники вводятся в просвет органа (например, пищевода или бронха);
- интраваскулярная брахитерапия – вид внутрисполостной брахитерапии, при котором источники помещаются внутри артериального сосуда.

Согласно определению Международной комиссии по радиационным единицам (*МКРЕ, ICRU*) брахитерапия различается по мощности дозы [1–4]:

- брахитерапия с низкой мощностью дозы (*LDR*), при которой мощность поглощенной дозы лежит в диапазоне 0,4...2 Гр/ч;
- брахитерапия со средней мощностью дозы (*MDR*), при которой мощность поглощенной дозы лежит в диапазоне 2...12 Гр/ч;
- брахитерапия с высокой мощностью дозы (*HDR*), при которой мощность поглощенной дозы составляет более 12 Гр/ч.

Также брахитерапия делится по методам введения источников в тело пациента:

- При «горячем» введении врач вводит в тело пациента аппликатор с уже установленным в нём радионуклидом. Такое введение применимо только для брахитерапии с низкой мощностью дозы.

- При последовательном введении (англ. – *afterloading*) врач сначала устанавливает в тело пациента имплантат (аппликатор), а после этого в установленный имплантат вводится радионуклид. Радионуклид может вводиться вручную или автоматической системой с дистанционным управлением. В настоящее время наиболее распространено последовательное введение радионуклида с использованием автоматической системы ввода, поскольку такая схема значительно снижает облучение персонала и, таким образом, позволяет работать с источниками любой мощности [1–7].

В зависимости от времени нахождения радиоактивного изотопа (имплантата) в мишени относительно периода полураспада изотопа различают:

- Постоянную имплантацию, при которой закрытые капсулированные радионуклиды вводятся в опухоль без их последующего удаления. В этом случае имплантаты остаются в ткани до тех пор, пока радионуклид полностью не распадется. В качестве радионуклида используются йод-125, палладий-103 и золото-198, которые находятся в металлических капсулах в форме семян. Энергия фотонов этих радионуклидов низка, что позволяет гомогенно и конформно облучить опухоль.

- Временную имплантацию, при которой источник вводится на определенное время. Для временной имплантации используют источники на основе изотопов кобальта, цезия и иридия.

В данном пособии рассматривается клиническое применение только фотонной брахитерапии с высокой мощностью дозы при временной имплантации, которая наиболее широко распространена на территории России. Приведены процедуры, связанные с физико-технической подготовкой и настройкой аппарата для брахитерапии, а также описаны процедуры дозиметрического планирования облучения и сопутствующие процедуры.

Для достижения положительного эффекта от проведения брахитерапии, как и в случае лучевой терапии в целом, необходимо точно и правильно выполнять все процедуры по подготовке оборудования и пациента к лечению, выбирать соответствующие инструменты, включая подходящие аппликаторы, контролировать сам процесс проведения облучения, детально документировать и анализировать процессы и их результаты. Исходя из этих предпосылок пособие имеет своей целью дать читателям представление обо всех этих процедурах и процессах, чтобы ускорить их включение в клиническую работу с реальным оборудованием.

# 1. ФИЗИКО-ТЕХНИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ И ОСОБЕННОСТИ БРАХИТЕРАПИИ

## 1.1. Физико-дозиметрические аспекты брахитерапии

Как правило, источники для брахитерапии создаются на основе радионуклидов, приведенных в табл. 1. Изотопы помещаются в герметичные и жесткие капсулы для безопасного использования и поглощения  $\alpha$ - и  $\beta$ -излучения, которое также образуется при распаде изотопов. «Полезное» излучение, испускаемое такими источниками, включает [1, 5–7]:

- гамма-излучение, представляющее обычно наиболее важную составляющую фотонного спектра;
- характеристическое излучение, образующееся в случаях захвата электронов или в событиях внутренней конверсии;
- характеристическое излучение, образующееся в капсуле источника;
- тормозное излучение, образующееся в источнике и его капсуле.

Таблица 1

*Характеристики некоторых радионуклидов, используемых  
в брахитерапии [1]<sup>1</sup>*

Изотоп	Средняя энергия фотонов	СПО, мм Рв	Период полураспада	$\Gamma_{\delta}$ , $\frac{\text{мкГр} \cdot \text{м}^2}{\text{ГБк} \cdot \text{час}}$	$\Lambda$ , $\frac{\text{сГр} \cdot \text{ч}^{-1}}{\text{сГр} \cdot \text{см}^2 \cdot \text{ч}^{-1}}$
<sup>60</sup> Со	1,25	11	5,26 года	309	1,11
<sup>137</sup> Сs	0,66	6,5	30 лет	77,3	1,11
<sup>198</sup> Au	0,41	2,5	2,7 дня	56,2	1,13
<sup>192</sup> Ir	0,38	3,0	73,8 дня	108	1,12
<sup>125</sup> I	0,028	0,02	60 дней	–	–
<sup>103</sup> Pd	0,021	0,01	17 дней	–	–

Включенные в табл. 1 величины  $\Gamma_{\delta}$  и  $\Lambda$  представляют собой константу мощности воздушной кермы и константу мощности дозы соответственно. Данные по средней энергии фотонов и слоям половинного ослабления (СПО) являются приближенными, т. к. они зависят от конструкции источников. Значения  $\Gamma_{\delta}$  и  $\Lambda$  относятся к моделям точечных

<sup>1</sup> Для брахитерапии с высокой мощностью дозы в основном используются изотопы кобальта и иридия.

изотропных источников, и их применение для расчета дозы от низкоэнергетических источников  $^{125}\text{I}$  и  $^{103}\text{Pd}$  могло бы привести к заметным погрешностям по причине зависимости действующих значений  $\Gamma_{\delta}$  и  $\Lambda$  от конструкции реальных источников [1]. Поэтому для этих изотопов они не приводятся в табл. 1.

В качестве общих международных рекомендаций (ICRU-38, ICRU-58, AAPM TG-56 [2–4, 8]) «сила» (интенсивность) фотонов, излучаемых радиоактивными источниками для брахитерапии, всегда должна определяться с точки зрения количества «эталонной (референсной) мощности воздушной кермы» (англ. – *RAKR* «*Reference Air Kerma Rate*»). Эта концепция была введена с целью замены содержащейся или «видимой» активности источника «выходом» из источника. Эталонная (референсная) мощность воздушной кермы (*RAKR*) источника представляет собой мощность кермы в воздухе на контрольном расстоянии 1 м от центра источника после поправки на ослабление воздухом и рассеяние.

Число атомов и активность любого радионуклида экспоненциально изменяются со временем. Период радиоактивного полураспада связан с референсной мощностью кермы по следующей формуле

$$\begin{aligned} \dot{K}_{ref} (\text{фактическая}) &= \\ &= \dot{K}_{ref} (\text{при калибровке}) \cdot e^{-\lambda(\text{временной период})}, \quad \lambda = \frac{0,693}{T_{1/2}}. \end{aligned} \quad (1.1)$$

Формулу распада можно также записать следующим образом:

$$\dot{K}_{ref} (\text{фактическая}) = \dot{K}_{ref} (\text{при калибровке}) \cdot \frac{1}{2} \left( \frac{\text{временной период}}{T_{1/2}} \right), \quad (1.2)$$

временной период = фактическое время – время при калибровке.

Чтобы получить фактическую мощность дозы на момент лечения с поправкой на распад радионуклида, начальную мощность дозы в данный момент времени необходимо умножить на коэффициент распада. Например, в течение 24 дней между временем (датой) калибровки источника и временем (датой) облучения коэффициент распада для изотопа  $^{192}\text{Ir}$  составил 0,80.

Иногда вместо референсной кермы известна эквивалентная активность,  $A_a$ . Эквивалентная активность определяется как активность неэкранированного точечного источника того же радионуклида, который привел бы к той же самой мощности воздушной кермы, что и фактический инкапсулированный источник в определенных условиях. Эквива-



лентная активность связана с мощностью воздушной кермы по следующей формуле

$$\dot{K}_{ref} = A_a \cdot \Gamma_\delta (\text{нуклида}), \quad (1.3)$$

где  $\Gamma_\delta$  – константа мощности воздушной кермы определенного нуклида.

В табл. 2 и 3 приведены соотношения между эталонной воздушной кермой и эквивалентной активностью, выраженной в МБк (англ. – MBq) и мКи (англ. – mCi) ( $1 \text{ Ки} = 3,7 \cdot 10^{10} \text{ Бк}$  или  $1 \text{ Бк} \approx 2,703 \cdot 10^{-11} \text{ Ки}$ ).

Таблица 2

*Эталонная (референсная) мощность воздушной кермы  
гамма-источников с активностью 1 МБк или 1 мКи*

Радионуклид	Эталонная (референсная) мощность воздушной кермы RAKR на расстоянии 1 м, мкГр/час	
	1 МБк	1 мКи
$^{192}\text{Ir}$	0,116	4,28
$^{137}\text{Cs}$	0,0791	2,93
$^{125}\text{I}$	0,0342	1,27

Таблица 3

*Отношение между референсной мощностью воздушной кермы и эквивалентной активностью*

Сила источника	RAKR, мкГр/час на 1 м	Эквивалентная активность источника	
		МБк	мКи
1 мкГр/час на 1 м	1	$1 / \Gamma_\delta (\text{нуклид})$	$27 \cdot 10^{-3} / \Gamma_\delta (\text{нуклид})$
1 МБк	$\Gamma_\delta (\text{нуклид})$	1	$27 \cdot 10^{-3}$
1 мКи	$37 \cdot \Gamma_\delta (\text{нуклид})$	37	1

Американская ассоциация медицинских физиков (AAPM) в протоколе TG-56 рекомендует описывать (специфицировать) фотонные радионуклидные источники в терминах «силы воздушной кермы» (англ. – *air-kerma strength*) –  $S_K$  [8]. Эта величина определяется как произведение мощности воздушной кермы «в свободном пространстве» на квадрат расстояния между точкой измерения и центром источника  $d$  [9].

$$S_K = \left( \dot{K}_{air}(d) \right)_{air} \cdot d^2, \quad (1.4)$$

где  $\left( \dot{K}_{air}(d) \right)_{air}$  – мощность воздушной кермы в воздухе на расстоянии  $d$ .

Соотношение между  $\left( \dot{K}_{air}(d_{ref}) \right)_{air}$  и  $S_K$  выглядит следующим образом:

$$S_K = \left( \dot{K}_{air} (d_{ref}) \right)_{air} \cdot d_{ref}^2, \quad (1.5)$$

где  $d_{ref}$  – референсное расстояние, на котором определяется  $\left( \dot{K}_{air} (d_{ref}) \right)_{air}$  (1 м).

Мощность дозы в точке вблизи данного радиоактивного  $\gamma$ -источника зависит от нескольких параметров. К ним относятся расстояние до источника, эталонная (линейная) мощность кермы источника ( $RAKR$ ), форма источника, состав и толщина его металлической оболочки, состав среды между источником и точкой.

Формулы (1.6)–(1.8) показывают, как расчет мощности дозы для ткани в точке  $P$  может быть выведен из эталонной мощности кермы воздуха  $\dot{K}_{ref}$ , когда точка  $P$  окружена тканью и находится на расстоянии  $d$  в ткани от точечного источника (рис. 1). Как упоминалось ранее, сила источника указывается как  $RAKR$ , т. е. как мощность воздушной кермы в воздухе на расстоянии 1 м.

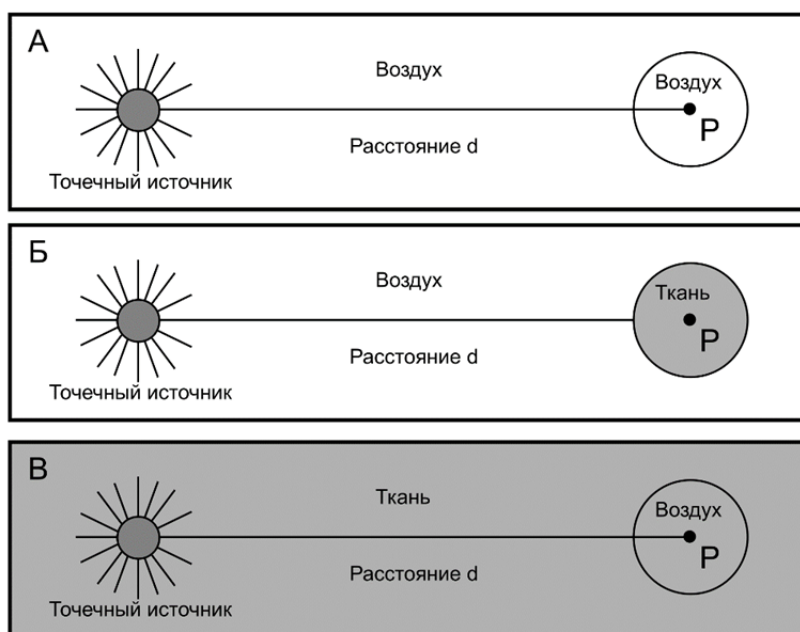


Рис. 1. Последовательность расчета дозы для ткани в точке  $P$  на расстоянии  $d$  от точечного источника:  $A$  – точка  $P$  в воздухе, окруженная воздухом;  $B$  – точка  $P$  в ткани, окруженной воздухом; и  $B$  – точка  $P$  в ткани, окруженной тканью

Для мощности кермы в воздухе в точке  $P$ , окруженной воздухом на расстоянии  $d$  (рис. 1,  $A$ ), согласно закону обратных квадратов можем записать:

$$\left( \dot{K}_{air} \right)_{air} = \dot{K}_{ref} \cdot \frac{1}{d^2}. \quad (1.6)$$

Для мощности кермы в ткани в небольшом объеме (массе) ткани в точке  $P$  (рис. 1,  $B$ ) выражение можно записать как:

$$(\dot{K}_{tissue})_{air} = (\dot{K}_{air})_{air} \cdot \left[ \frac{\mu_{tr}}{\rho} \right]_{air}^{tissue}, \quad (1.7)$$

где  $\left[ \frac{\mu_{tr}}{\rho} \right]_{air}^{tissue}$  – отношение средних массовых коэффициентов поглощения энергии для ткани и воздуха.

Приняв допущение, что вся энергия, переносимая в ткань, поглощается локально в ткани, получим, что доза в небольшом объеме ткани, окруженная воздухом, равна керме для этого небольшого объема ткани.

$$(\dot{D}_{tissue})_{air} = \dot{K}_{ref} \cdot 1/d^2 \cdot \left[ \frac{\mu_{tr}}{\rho} \right]_{air}^{tissue}, \quad (1.8)$$

При окружении тканью небольшого объема с точкой  $P$  и источника появляется необходимость учета ослабления (поглощения и рассеяния) излучения в ткани (рис. 1,  $B$ ). Таким образом, вводится поправочный коэффициент затухания  $\varphi(d)$ :

$$\begin{aligned} (\dot{D}_{tissue})_{tissue} &= (\dot{D}_{tissue})_{air} \cdot \varphi(d) = \\ &= \dot{K}_{ref} \cdot \left[ \frac{\mu_{tr}}{\rho} \right]_{air}^{tissue} \cdot 1/d^2 \cdot \varphi(d). \end{aligned} \quad (1.9)$$

Использование RAKR для спецификации «силы» источника для брахитерапии имеет следующие преимущества:

- «сила» источника непосредственно прослеживается в национальных стандартах;
- мощность дозы в ткани близко связана с RAKR для точечных источников;
- легко оценить риски вокруг аппликатора.

Следует отметить, что многие источники, используемые в брахитерапии, не являются точечными. Источник заданной геометрии может рассматриваться как источник, состоящий из множества элементарных составляющих. В этом случае суммарная доза в определённой точке от источника сложной геометрической формы будет состоять из суммы вкладов каждого точечного источника, на которые подразделяется линейный источник или источник сложной формы.

Для линейных источников, таких как проволока, длину  $L$  можно разделить на  $n$  частей, каждая с длиной  $\Delta L$ . Таким образом, линейная эталонная мощность кермы в воздухе  $\dot{K}_{ref}$ , для сегмента  $\Delta L$  равна:

$$\dot{k}_{ref} = \dot{K}_{ref} \cdot \frac{\Delta L}{L}, \quad \Delta L = \frac{L}{n}. \quad (1.10)$$

Суммарная доза в определенной точке пространства (например, в точке  $P$ , рис. 1) может быть затем получена суммированием вклада каждого из  $n$  точечных источников, на которые была разделена проволока или линейный источник.

Очевидно, что для линейного источника распределение дозы удобно описывать в цилиндрических координатах, а не в сферических, как для точечного источника. Наличие линейного размера приводит к видимой разнице распределения доз по длине и по радиусу, т. к. на концах линейного источника происходит сужение изодоз (рис. 2). Профиль радиального распределения дозы для линейных источников различной длины может значительно меняться в зависимости от силы источника ( $RAKR$ ) и нормализации.

Минимальная доза в мишени определяет объем лечения и должна полностью охватывать клинический (планируемый) объем облучения. Неизбежно будет появляться зона высокой дозы вокруг каждого источника. «Гипердозный рукав» для одиночного линейного источника определяется дозой, которая в два раза больше предписанной дозы, которая часто соответствует минимальной дозе облучения для охвата всего планируемого объема мишени. Радиус «гипердозного рукава» существенно зависит от расстояния от точки предписания дозы до центральной оси источника и относительно не сильно зависит от длины линейного источника (рис. 2).

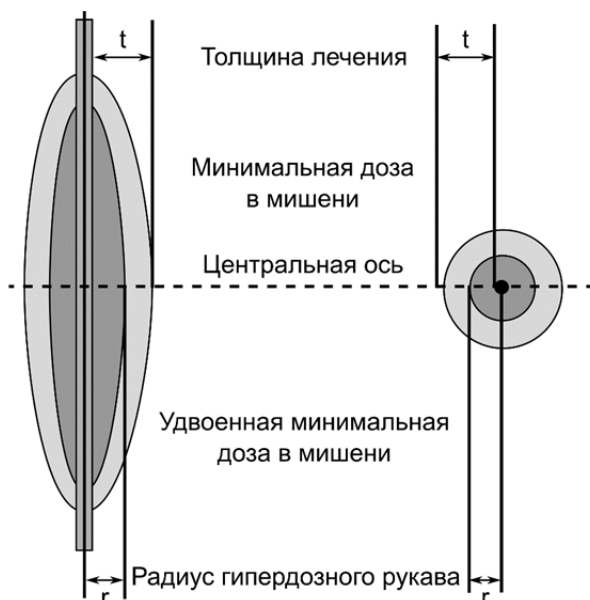


Рис. 2. Определение радиуса рукава  $r$  и обрабатываемой толщины  $t$  для одиночного линейного источника. Значения  $r$  и  $t$  зависят от точки предписания дозы, где выбрана минимальная целевая доза (предписанная доза)

Отношение радиуса рукава  $r$  к расстоянию между осью источника и точкой назначения варьируется от 0,5 до 0,7 в зависимости от выбранной точки назначения и активной длины, которая колеблется от 3 до 20 см.

В имплантате с несколькими источниками существуют объёмы высокой дозы вокруг каждого линейного источника или источника зерен. Объёмы высокой дозы определяются МКРЕ как объёмы, которые получают дозу более чем в 1,5 раза больше от средней дозы в центре [4]. Точную оценку объёма с высокой дозой можно получить, вычислив гистограмму «доза–объём» для конкретного случая.

Активная длина однородного линейного источника ( $AL$ ), которая определяет распределение изодозы в области интереса, может быть описана эквивалентным набором распределенных дискретных источников с эквивалентной активной длиной  $EL$  (рис. 3).



Рис. 3. К определению активной и эквивалентной длины

Эквивалентная активная длина представляет собой произведение количества равных интервалов активности  $n$  и расстояния между центрами источника  $s$ :

$$EL = n \cdot s. \quad (1.12)$$

Соотношение между мощностью каждого из дискретных источников  $\dot{K}_{seed}$  и линейного источника  $\dot{K}_{wire}$  дается формулой

$$\dot{K}_{wire} = n \cdot \dot{K}_{seed}. \quad (1.13)$$

Профиль радиальной дозы линейных источников различной длины может варьироваться в зависимости от силы источника. На больших расстояниях изодозы от источников различной длины приближаются друг к другу и следуют закону обратных квадратов. На этих расстояниях источник рассматривается как точечный. Например, для линейного источника 8 см разница с источником 1 см меньше 5 % на расстояниях больше 10 см. На расстояниях, близких к источнику, профили дозы становятся менее крутыми для более длинных источников и снижается

мощность дозы по сравнению с коротким источником. Данный факт связан с тем, что фотоны, достигающие точек, близких к концам линейных источников, перемещаются на большие расстояния и проходят большие толщины материала и стенки.

Суммарная референсная воздушная керма (англ. – *Total Reference Air Kerma, TRAK*) представляет собой сумму произведений референсной мощности воздушной кермы и времени облучения для каждого источника.

Практическое применение *TRAK* важно по следующим причинам:

- *TRAK* измеряется в мкГр в час;
- интегральная доза для пациента прямо пропорциональна *TRAK*;
- *TRAK* обеспечивает в первом приближении значение поглощенных доз, доставляемых во время лечения на расстояниях от источников в диапазоне 10...20 см (т. е. в области таза или живота), однако *TRAK*

не позволяет получать даже приблизительно поглощенную дозу в непосредственной близости от источников (т. е. в объеме опухоли или мишени);

- *TRAK*, или сумма *RAKR* всех источников, может служить полезным показателем для радиационной защиты персонала.

Помимо *RAKR* и *TRAK* для фотонных источников, используемых во внутривидовой брахитерапии, рекомендуется также специфицировать мощность дозы (или дозу) на расстоянии 10 мм от оси источника.

Распределение дозы вокруг линейного источника  $^{192}\text{Ir}$  может быть рассчитано с использованием ряда методов, таких как интеграл Зиверта [9], формализм международных рекомендаций ААРМ TG-43, или моделированием на основе методов Монте-Карло. Формализм рекомендаций ААРМ TG-43 [9] имеет преимущество перед интегральным подходом Зиверта в том, что влияние различных физических факторов на распределение дозы рассматривается отдельно и дозиметрические величины могут быть индивидуально измерены или рассчитаны с использованием метода Монте-Карло. ААРМ TG-43 хорошо подходит для источников сложной конструкции, а также тех источников, в которых фильтрационные эффекты источника или его инкапсуляции не могут быть точно рассчитаны аналитически.

Основные данные для ряда коммерческих источников *HDR* были измерены или рассчитаны с использованием формализма рекомендаций ААРМ TG-43 и методов Монте-Карло. Однако некоторые системы дозиметрического планирования с использованием *HDR*-источника могут не включать константы доз, радиальную функцию дозы и функцию анизотропии для источников. Например, некоторые системы основаны на расчете методом интеграла Зиверта или даже на приближении точечного источника, поэтому игнорируют наклонную филь-

трацию через источник или его анизотропию. Пользователь этих систем должен знать ограничения точности таких алгоритмов расчета дозы. Даже если система дозиметрического планирования использует формализм ААРМ TG-43, основанный на измеренных данных или расчетах методами Монте-Карло, она может использовать лишь часть данных. Например, в некоторых системах на основе ААРМ TG-43 вместо функции анизотропии в зависимости от угла используется коэффициент средней анизотропии. При этом многие широко распространенные источники HDR проявляют значительную анизотропию вдоль оси (в пределах от 35 до 60 %). Следует отметить, что даже стальное одинарное зерно для брахитерапии с низкой мощностью дозы может иметь анизотропию от 19 до 23 %.

Для обеспечения радиационной безопасности персонала и исключения ненужного облучения применяется методика последовательной загрузки (англ. – *afterload*) источника, которая подразумевает на первом этапе имплантацию (введение) нерадиоактивных аппликаторов, направляющих катетеров или труб, в которые позднее загружаются радиоактивные источники. Эти системы обеспечивают высокое качество применения и эффективную радиационную защиту.

Брахитерапевтические аппараты с последовательной загрузкой можно разделить:

- на аппараты с ручной загрузкой. В зависимости от типа имплантатов (внутриклеточной, внутрисполостной, внутрисветовой) существуют различные системы. Такие системы приемлемы для низкодозных источников с применением соответствующей радиационной защиты и хорошо обученного персонала;
- аппараты с дистанционной загрузкой (англ. – *remote afterloader*): эти устройства могут использоваться как для внутриклеточной, так и для внутрисполостной, внутрисветовой брахитерапии (рис. 4). Аппарат с радиоактивным источником подключается к различным типам аппликаторов и катетеров, установленных в пациенте, после чего автоматическая система проводит загрузку источника в пациенте и контролирует время облучения. Дистанционная последовательная загрузка является обязательной для источников *MDR*, *HDR* по причинам радиационной безопасности<sup>2</sup>. Аппараты с дистанционной загрузкой могут перемещаться по процедурной комнате для проведения облучения пациента. Они содержат экранированный контейнер и могут быть загружены источниками различного типа, длины и активности. Такой тип аппаратов

---

<sup>2</sup> Краткое описание аппарата MULTISOURCE HDR приведено в прил. Ж.

обеспечивает точное позиционирование источника, структуру управления временем и автоматическое удаление источника. Благодаря хранению источника в защитном контейнере обеспечивается радиационная защита персонала.



*Рис. 4. Аппарат контактной лучевой терапии «MICROSELECTRON HDR» (слева); отечественный гамма-терапевтический комплекс для брахитерапии «Нуклетрим» (справа)*

Аппарат с дистанционной загрузкой содержит в защитном контейнере один источник высокой активности (~10 Ки, или 370 ГБк). Для брахитерапии с высокой мощностью дозы используются источники  $^{60}\text{Co}$  и  $^{192}\text{Ir}$ . Блок также оснащен несколькими каналами, в каждый из которых может быть направлен источник. Аппликаторы или катетеры, имплантированные пациенту, соединены с каналами – катетерами, называемыми передающими или направляющими трубками [10, 11]. В современных моделях предусмотрены отдельные каналы, к которым могут подключаться катетеры с установленными *in vivo* дозиметрами.

Привод может выдвигаться и возвращаться по каждому из каналов, передающим трубкам и аппликаторам с помощью системы шаговых двигателей, управляемых дистанционно. Позиционирование источника в запрограммированных точках стояния выполняется с точностью  $\pm 1$  мм. Точность доставки дозы обеспечивается изменением времени стояния источника в заданной точке, измеряемого с точностью 0,1 с.



### **Контрольные вопросы и задания**

1. Дать определение референсной мощности воздушной кермы радионуклидного источника.
2. Дать определение «силы» воздушной кермы радионуклидного источника.
3. Какие типы излучения относятся к «полезному» излучению при использовании инкапсулированных радионуклидных гамма-источников в брахитерапии?
4. Как определяется «Гипердозный рукав» для одиночного линейного радионуклидного источника?
5. Дать определение суммарной референсной мощности воздушной кермы и ее преимущества в описании процедуры лечения.
6. Какие преимущества дает Формализм AAPM TG-43 при расчете дозы?
7. Дать определение эквивалентной активной длине линейного радиоактивного источника.

### **1.2. Процедуры гарантии качества оборудования для брахитерапии**

Цель обеспечения качества (*quality assurance, QA*) в брахитерапии заключается в обеспечении максимальной вероятности того, что каждое индивидуальное лечение проводится последовательно, точно и безопасно, т. е. проводится объективный систематический контроль и поддержание высокого уровня реализации всех технологических этапов при проведении лучевой терапии, включая предлучевую подготовку (установку имплантатов в пациенте, реконструкцию имплантатов в системе дозиметрического планирования, составление предписания к лечению), собственно облучение (контроль над положением источника в пациенте в режиме реального времени, применение *in vivo* дозиметрии) и дальнейшее наблюдение за больными.

Международные рекомендации по обеспечению программ *QA*, которые должны быть разработаны в каждом отделении на основе имеющегося оборудования и видов процедур, предписывают регулярно проводить определённые систематические проверки правильной работоспособности аппаратов и систем дозиметрического планирования с заданной периодичностью – ежедневно, ежемесячно, ежеквартально и ежегодно [1, 5–8].

Для терапевтических установок процедуры по обеспечению качества делятся на механические, дозиметрические проверки и проверки радиационной безопасности.

Механические проверки направлены на контроль функционирования качественной работы всех механизмов аппарата, включая тестирование

вероятных отказов системы, характерных для конкретного оборудования и клинических процедур, действующих в клинике.

К дозиметрическим проверкам относятся в первую очередь измерение мощности воздушной кермы и сравнение полученной величины с величиной, рассчитанной системой дозиметрического планирования. Если проверка источника дает результат, который не согласуется с данными изготовителя более чем на 3 %, следует исследовать причину несоответствия.

Существуют три основных метода измерения мощности воздушной кермы в условиях клиники [12]:

1. Измерение мощности воздушной кермы ионизационной камерой напёрсткового типа, установленной в твердотельном фантоме (DIN 6809-2, DGMP Rept. № 13). На рис. 5 представлен типичный фантом (PMMA 9193) цилиндрического типа с пятью отверстиями (гнездами), которые могут использоваться для адаптеров, изготовленных из такого же материала, что и сам фантом, под ионизационные камеры и полупроводниковые детекторы, а также под аппликаторы. В центральное отверстие устанавливается адаптер-аппликатор, в который затем через проводник подводится источник. Четыре дополнительных гнезда расположены симметрично на расстоянии 8 см от оси фантома. Ионизационная камера устанавливается в одно из гнезд. Остальные отверстия в это время должны быть закрыты адаптерами-заглушками. При расчете  $RAKR$  учитывается ослабление излучения материалом фантома. Референсная мощность кермы в воздухе (мГр/ч) рассчитывается по (1.14) (описание коэффициентов смотрите в описании лабораторной работы № 5, а также в разделе «Список обозначений и сокращений»):

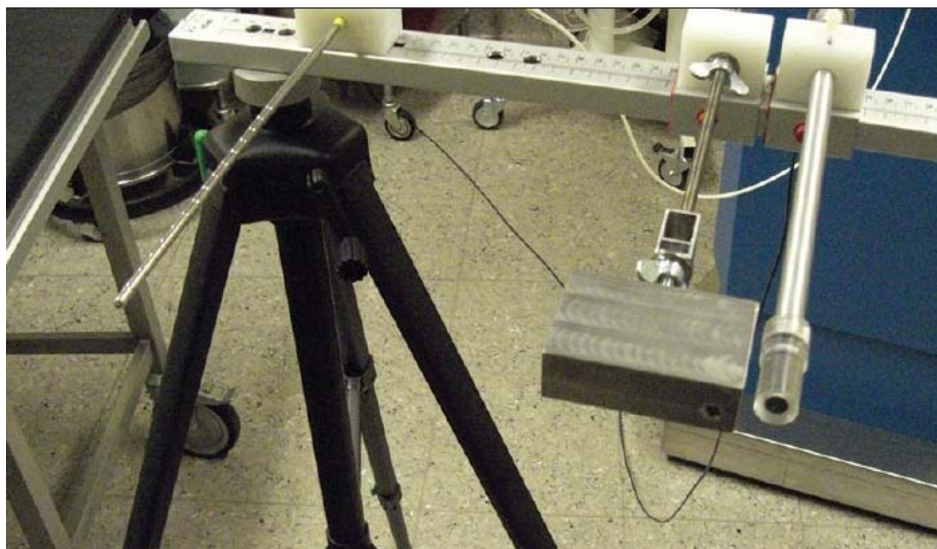
$$\dot{K}_{ref} = \frac{1}{t_{w/a}^{en}} \frac{1}{(1 - g_a)} k_{wp} k_{zp} k_r k_T k_A k_P k_S k_r k_Q N_w. \quad (1.14)$$



Рис. 5. Измерение мощности воздушной кермы ионизационной камерой напёрсткового типа, установленной в твердотельном фантоме PMMA 9193

2. Измерение мощности воздушной кермы ионизационной камерой напёрсткового типа в воздухе (DIN 6809-2, DGMP Rept. № 13, AAPM TG41). Источник и ионизационная камера расположены на калибровочном зажиме (рис. 6), позволяющем менять расстояние «источник–детектор» по направляющей. При такой геометрии установки допускается применение свинцового блока для поглощения прямого излучения и измерения рассеянного излучения. При измерении в воздухе ионизационная камера используется вместе с колпачком для соблюдения условия равновесия заряженных частиц, т. е. для создания области накопления дозы. Референсная мощность кермы в воздухе для данной методики рассчитывается по формуле (1.15) (описание коэффициентов смотрите в разделе «Список обозначений и сокращений»):

$$\dot{K}_R = k_{air} k_{w \rightarrow a} \frac{1}{t_w^{en}} \frac{1}{(1 - g_a)} k_{AK} k_r k_T k_A k_V \cdot k_p k_s k_r k_Q k_{scat} N_w. \quad (1.15)$$



*Рис. 6. Измерение мощности воздушной кермы ионизационной камерой напёрсткового типа в воздухе*

3. Измерение мощности воздушной кермы ионизационной камерой колодезного типа (DIN 6809-2, IAEA-TECDOC127, AAPM TG-41). Требуется наличие специального держателя источника (источник перемещается по трубке сверху в центральное отверстие) со встроенной ионизационной камерой (снизу) (рис. 7). Важным условием является применение того держателя (фирма, серийный номер), который использовался при калибровке ионизационной камеры. Данный метод является наиболее быстрым и простым. Международные рекомендации DIN 6809-2, IAEA-TECDOC127 требуют, чтобы используемая ионизационная камера была калибрована в единицах поглощенной дозы в во-

де, в то время как ААРМ TG-41 предполагает использование камеры, калиброванной по экспозиционной дозе в воздухе  $N_x$  (мР/нКл). При измерениях референсной мощности кермы в воздухе при помощи камеры колодезного типа применяется формула (1.16) (описание коэффициентов смотрите в разделе «Список обозначений и сокращений»)

$$\dot{K}_R = k_P k_S k_r k_Q N_k. \quad (1.16)$$



*Рис. 7. Измерение мощности воздушной кермы ионизационной камерой колодезного типа*

Распределение радиоактивного материала внутри капсулы источника может быть проверено с помощью радиографии (рентгеновские и радиохромные плёнки). Этот метод также может использоваться для проверки исходной позиции самого инкапсулированного источника, когда он загружается в аппликатор. Такие проверки должны проводиться при получении новых источников или новых аппликаторов.

Для брахитерапии с высокой мощностью дозы могут применяться следующие физические и технические критерии качества. Критерии применяются для каждого устройства или отдельного этапа в процессе лечения:

- геометрическая точность: 1 мм;
- временная точность: 2 %;
- точность вычисления дозы: 3 %.

**Проверки радиационной безопасности** должны обеспечивать правильную работоспособность системы безопасности и исключить возможность дополнительного нежелательного облучения пациента сверх значений дозы, предписанной за весь курс лечения. Особые меры предосторожности необходимы в отношении пациентов с имплантированными источниками. В процессе лечения источниками высокой мощностью дозы или

источниками с пульсирующей мощностью дозы персонал не должен находиться в процедурной комнате во время облучения (от 5 до 60 минут). Толщина и материал стен процедурной комнаты рассчитываются таким образом, чтобы снаружи выполнялись все требования по радиационной безопасности персонала и населения. Для дополнительной защиты могут использоваться подвижные свинцовые экраны [7, 8].

**Гарантия качества дозиметрических систем планирования облучения включает в себя проверки:** функционала самой системы (правильное выполнение команд и принятия информации), загрузки и реконструкции (оцифровки) изображений (ортогональные рентгеновские снимки, набор КТ или МРТ снимков), реконструкции имплантатов (при использовании библиотеки имплантатов и загруженных изображений с этими имплантатами), работы алгоритма расчета дозы, распределения доз для одного источника и расчета времени облучения, системы ввода и вывода данных. Все эти манипуляции направлены на минимизацию неопределённостей в расчете распределения дозы и её подведения к запланированному объему облучения. Точность алгоритма расчета дозы, как правило, проверяется по согласованности с опубликованными справочными данными для рассматриваемого типа источника. Также рекомендуется провести независимый расчет времени облучения, чтобы убедиться, что выбранное абсолютное распределение поглощенной дозы соответствует заданной компоновке и положению имплантатов/источников (если их установлено несколько в или рядом с облучаемым объемом), силе источника (референсной мощности воздушной кермы) и времени стояния источника в определенной позиции внутри имплантата [7, 8].

В зависимости от сложности терапевтического аппарата и сложности функционала станции планирования количество проверок может увеличиваться и, следовательно, увеличивается время, которое затрачивается на их проведение. Однако без проведения подобных проверок нет уверенности в том, что терапевтическая доза, предписанная врачом, и форма дозового распределения, спланированная медицинским физиком в системе планирования, доставляется правильно.

**Гарантия качества облучения каждого сеанса облучения** проводится с помощью комплекса оборудования для *in vivo* дозиметрии.

Независимая проверка дозиметрического плана, рассчитанного в системе планирования, является неотъемлемой частью обеспечения качества брахитерапии с высокой мощностью дозы. Некоторые из этих проверок состоят в проверке точности входных данных, таких как предписание дозы, длины катетера, время ожидания и силы источника; другие – включают независимые выборочные проверки расчета дозы вручную или с помощью второй независимой компьютерной программы. Проверка дозы в

предписанной точке (или другой соответствующей точке), совпадающая с расчётными значениями в пределах  $\pm 5\%$ , считается приемлемой, учитывая резкие градиенты дозы, встречающиеся в брахитерапии [7, 8]. Ряд ручных методов проверки компьютерных расчетов HDR приведены в отчете рабочей группы AAPM TG-59 [13]. Один из простейших методов состоит в использовании закона обратных квадратов. Доза рассчитывается в точке предписания или в ближайшей к ней точке, когда расстояние от точки вычисления до центра источника составляет по меньшей мере вдвое больше активной длины источника. На этих расстояниях можно использовать закон обратных квадратов без существенной потери точности.

### **Контрольные вопросы и задания**

1. Что собой представляет программа по обеспечению качества брахитерапии?
2. Какова величина допустимой ошибки в проведении калибровки радионуклидного источника брахитерапии по мощности воздушной кермы в воздухе?
3. Опишите способы измерения мощности воздушной кермы в воздухе в условиях клиники на базе тканеэквивалентного фантома и ионизационной камеры.
4. Опишите способы измерения мощности воздушной кермы в воздухе в условиях клиники на базе ионизационной камеры с равновесным колпачком, установленной в воздухе.
5. Опишите способы измерения мощности воздушной кермы в воздухе в условиях клиники на базе камеры колодезного типа.
6. Какие типы проверок входят в программу по обеспечению качества брахитерапии?
7. Какие типы проверок входят в контроль работоспособности систем дозиметрического планирования?
8. Какие проверки входят в программу обеспечения качества каждой процедуры при брахитерапии?

## **1.3. Методические указания к лабораторным работам по гарантии качества брахитерапии**

### **Лабораторная работа № 1**

#### **Автоматическая калибровка приводов имитатора и радиоактивного источника, проверка качества работы аппарата MULTISOURCE HDR**

**Цель лабораторной работы:** провести автоматическую калибровку и настройку приводов имитатора и радиоактивного источника для гамма-аппарата MULTISOURCE HDR [10, 11].

Необходимое оборудование:

- направляющая трубка LAZ20-02;
- индикатор положения источника LLH03-03;
- направляющая трубка LAF1000.

**Порядок выполнения работы:**

1. Ознакомиться с инструкцией по работе с аппаратом MULTISOURCE HDR и требованиями по обеспечению безопасной работы.

2. Включить установку. Повернуть переключатель с ключом на пульте управления «Пуск – Остановка» вправо. Во время включения установки и загрузочных процедур мигает желтый индикатор «DUMMY OUT» (ИМИТАТОР СНАРУЖИ) и горит белый «ON» (ВКЛ). Через несколько секунд, когда установка будет готова к работе, будет гореть белый индикатор «ON» (ВКЛ) и зеленые индикаторы «SOURCE IN» (ИМИТАТОР ВНУТРИ) и «DUMMY IN» (ИМИТАТОР ВНУТРИ).

3. Затем необходимо включить компьютер и монитор. После загрузки компьютера базы данных проверяются на наличие ошибок и, в случае необходимости, исправляются. После завершения проверки запрашивается идентификатор пользователя.

4. Проверить правильность даты и времени на экране и, в случае необходимости, исправить их должным образом, используя выпадающее меню (правый верхний угол) и кнопки со стрелками (левый нижний угол), т. е. привести их в соответствие с текущей датой и временем. Подтвердить правильную дату и время нажатием кнопки ОК.

5. После включения установки перейти в режим «Эксплуатационное испытание» (вкладка в главном меню Operational test).

*Примечания:* 1. Перед началом любых манипуляций с радиационным оборудованием все защитные устройства должны быть в рабочем состоянии! 2. Калибровка приводных систем (калибровка радиоактивного и холостого источника (Calibration source/dummy)), а также визуальная проверка (визуальная проверка (Visual test)) могут проводиться как отдельно, т. е. независимо друг от друга, так и совместно, последовательно друг за другом (калибровка и визуальная проверка (Calibration and visual test)). 3. На дисплее отражается дата последней калибровки.

6. Подключить направляющую трубку LAZ20-02 в канал № 1 канального умножителя установки MULTISOURCE HDR.

7. Подключить индикатор положения источника LLH03-03 через направляющую трубку LAF1000 к каналу № 2 канального умножителя аппарата MULTISOURCE HDR.

*Примечание.* При присоединении индикатора положения источника LLH03-03 убедиться, что направляющая трубка LAF1000 полностью вытянута; изгибы могут вызвать ошибки в позиционировании источника.

8. Выбрать функцию «Калибровка и визуальная проверка» (Calibration and visual test).

9. Подтвердить запрос «Обе направляющие трубки вставлены?» (Both guide tubes inserted?), поставив галочку.

10. Нажать кнопку пуска на пульте управления «Пуск – Остановка». Происходит последовательное автоматическое выполнение калибровки источника/симулятора источника. После нажатия кнопки запуска в строке состояния отдельно отражается каждое выполняемое действие. Выполнение теста подтверждается появлением флажка в колонке «result». Если подтверждено выполнение всех шагов теста для привода 1 (имитатор), появляется меню (окно) «Калибровка привода 2» (источник).

11. Если подтверждено выполнение всех шагов теста для привода 2 (источник), появляется меню (окно) «Калибровка завершена».

12. После завершения калибровки запускается визуальный тест. Нужно нажать кнопку «Continue» (Продолжить) и далее кнопку пуска на пульте управления «Пуск – Остановка».

13. После завершения калибровки и визуального теста можно распечатать отчет. Для этого нужно нажать кнопку «Отчет» (report), либо зафиксировать в протоколе проверок (Форма 1.1).

*Примечание.* Если подтверждения всех шагов теста не поступило, появляется сообщение с требованием выполнить измерения и с подсказкой дальнейших действий.

14. Если планируется только калибровка приводных систем, вставить только направляющую трубку LAZ20-02 и выбрать функцию «Калибровка радиоактивного источника / имитатора» (Calibration source / dummy).

15. Подтвердить запрос «Направляющие трубки вставлены» (guide tubes inserted), поставив галочку.

16. Затем нажать кнопку пуска на пульте управления «Пуск – Остановка», когда появятся соответствующее указание. Проводимые испытания указаны под заголовком «Этап испытания» (test step). Успешно пройденные испытания автоматически отмечаются галочкой под заголовком результат (result). Если испытание не пройдено, высвечивается сообщение об ошибке. После успешного завершения всех испытаний привода холостого источника начинается калибровка привода радиоактивного источника.

17. По завершении калибровки можно распечатать отчет. Для этого нажать кнопку «Отчет» (report) либо зафиксировать в журнале проверок.

18. Зафиксировать результат в протоколе проверок (Форма 1.1), ответить на контрольные вопросы.

*Примечание.* Смена аппликаторов или проводников допустима только тогда, когда источник находится в контейнере радиационного аппарата!



Форма 1.1

Протокол проверки работы гамма-аппарата MULTISOURCE HDR. Технические проверки (ежедневная проверка)

Дата	Наименование проверки				Медицинский физик/инженер (ФИО, подпись)
	Автоматическая калибровка приводов имитатора и радиоактивного источника*	Выполнение проверки таймера (для контроля интервала облучения)*	Выполнение визуальной проверки точности позиционирования источника*	Калибровка полупроводниковых детекторов для in vivo дозиметрии*	

\* – результат проверки по функциональности фиксируется: положительный «+», отрицательный «-».

### **Контрольные вопросы и задания**

1. Какая величина отклонения в положении источника считается допустимой?
2. Перечислите условия, которые необходимо выполнить для установки проводника (направляющей трубки) при проведении проверки.
3. На какие данные системы по управлению аппаратом необходимо обратить внимание перед началом проверки?

## **Лабораторная работа № 2**

### **Выполнение проверки таймера (для контроля интервала облучения)**

**Цель лабораторной работы:** провести автоматическую проверку таймера для гамма-аппарата MULTISOURCE HDR [10, 11].

Необходимое оборудование:

- направляющая трубка LAZ20-02;
- индикатор положения источника LLH03-03;
- направляющая трубка LAF1000.

#### **Порядок выполнения работы:**

1. Ознакомиться с инструкцией по работе с аппаратом MULTISOURCE HDR и требованиями по обеспечению безопасной работы.
2. В режиме «Калибровка и визуальная проверка» (Calibration and visual test), нажать кнопку «Проверка таймера» (timer check).
3. Когда появится соответствующее указание, нажать кнопку пуска на пульте управления «Пуск – Остановка». Если система работает правильно и обнаруживает разницу, появится соответствующее сообщение.
4. Подтвердить успешно проведенную проверку таймера нажатием кнопки ОК.
5. Зафиксировать результат в протоколе проверок (Форма 1.1), ответить на контрольные вопросы.

*Примечание.* Если разница во времени превышает 1,5 с в точке стояния источника или 3 с для общего времени облучения в канале, текущая процедура завершается. Испытание нужно, чтобы проверить, правильно ли система реагирует на разницу во времени при ее возникновении.

### **Контрольные вопросы и задания**

1. Назовите максимальное время, которое является допустимым пределом отклонения для работы таймера.
2. На что могут повлиять любые отклонения работы таймера от нормы при проведении брахитерапии?
3. С какой периодичностью рекомендуется проводить проверку работы таймера?

### Лабораторная работа № 3

#### Выполнение визуальной проверки точности позиционирования источника

**Цель лабораторной работы:** провести визуальную проверку точности позиционирования источника для гамма-аппарата MULTISOURCE HDR.

Необходимое оборудование:

- индикатор положения источника LLH03-03;
- направляющая трубка LAF1000.

*Примечание.* В целях обеспечения качества визуальная проверка может быть проведена только для проверки точности позиционирования источника.

#### **Порядок выполнения работы:**

1. Ознакомиться с инструкцией по работе с аппаратом MULTISOURCE HDR и требованиями по обеспечению безопасной работы.

2. Подсоединить индикатор положения источника LLH03-03 через направляющую трубку LAF1000 к каналу 2-канального умножителя установки MULTISOURCE HDR.

3. Выбрать функцию «Визуальная проверка» (Visual test).

4. Подтвердить запрос «LAF1000 вставлен в канал 2?» (LAF1000 inserted into channel 2?), установив флажок левой кнопкой мыши.

5. Нажать кнопку пуска на пульте управления «Пуск – Остановка» после получения соответствующего указания.

6. После прохождения имитатора индикатор положения источника указывает на радиоактивный источник. Для проверки точности позиционирования источник должен достичь трех точек стояния с точностью  $\pm 1$  мм:

- точка положения источника 10 мм, интервал облучения 10 с;
- точка положения источника 15 мм, интервал облучения 5 с;
- точка положения источника 20 мм, интервал облучения 5 с.

*Примечание.* Для документального подтверждения позиционирования источника автоматически создается снимок экрана и хранится 30 дней для каждой точки положения источника (C:/multisource/GespBild/Calibration). После возвращения источника в сейф снимки экрана можно распечатать, нажав на кнопку снимок экрана (screenshot). Снимки экрана печатаются на одной странице.

7. Корректировки не нужны, если источник останавливается в области допустимых значений.

8. Если источник останавливается вне области допустимых значений (например, в точке стояния 7 мм), необходима корректировка. В этом случае измеренное положение источника (например, 7 мм) вводится как «действительное положение» (actual position) и сохраняется (save).

9. Для проверки необходимо повторить процедуру испытания, т. е. подтвердить запрос «повторить проверку?» (repeat check?), поставив галочку.

10. Затем нажать кнопку пуска на пульте управления «Пуск – Остановка», когда появится соответствующее указание.

11. Производится автоматический расчет и сохранение коэффициента коррекции. Повторить тест, щелкая по маленькому белому окну до тех пор, пока точность установки источника не достигнет  $\pm 1$  мм.

12. Нажать кнопку «назад» (back), чтобы вернуться в главное меню.

13. Результат зафиксировать в протоколе проверок (Форма 1.1), ответить на контрольные вопросы

*Примечания:* 1. Визуальная проверка считается успешно завершенной после того как источник прошел три заданные точки положения источника в области допустимых значений. 2. Выключение может быть осуществлено лишь тогда, когда источник находится в хранилище!

#### **Контрольные вопросы и задания**

1. Перечислите цели визуальной проверки позиционирования.
2. Каковы максимальные величины допустимых отклонений от номинальных позиций?
3. Чем могут быть вызваны отклонения позиции источника от номинальных значений?
4. Опишите механизм транспортировки источника в случае аппарата MULTISOURCE HDR.

### **Лабораторная работы № 4**

#### **Калибровка полупроводниковых детекторов для in vivo дозиметрии**

**Цель лабораторной работы:** провести калибровку полупроводниковых детекторов для in vivo дозиметрии гамма-аппарата MULTISOURCE HDR [10, 11].

Необходимое оборудование:

- цилиндрический твердотельный калибровочный фантом (диаметр 20 см, высота 12 см, плексиглас, тип PTW T9193), имеющий входные разъемы, в которые устанавливаются плексигласовые вставки и адаптеры для ионизационной камеры, полупроводниковых детекторов, а также для аппликатора (внутриканевая игла, гинекологический аппликатор);
- штатив для цилиндрического фантома;
- гинекологический аппликатор с соответствующим адаптером для фантома (нержавеющая сталь, LAR01-01, прямой);
- проводник или направляющая трубка LAA1400-RU;

- полупроводниковые детекторы с соответствующими адаптерами для фантома (1-канальный датчик для мочевого пузыря, тип PTW T9113, и 5-канальный датчик для прямой кишки тип, PTW T9112).

**Порядок выполнения калибровки полупроводниковых детекторов:**

1. Ознакомиться с инструкцией по работе с аппаратом MULTISOURCE HDR и требованиями по обеспечению безопасной работы.

2. Установить калибровочный фантом T9193 на соответствующем штативе. Минимальное расстояние от пола 60 см, от радиотерапевтической установки – 1 м, что позволит минимизировать влияние рассеянного излучения.

3. Установить полупроводниковые датчики (ректальный датчик T9112 и датчик мочевого пузыря T9113) в периферические отверстия калибровочного фантома с помощью соответствующих адаптеров и подсоединить к гнездам дозиметра MULTIDOS E аппарата MULTISOURCE HDR.

4. Установить внутриматочную трубку LAR01-01 в центральное отверстие калибровочного фантома с помощью соответствующего адаптера.

5. Поместить проводник LAA1400-RU (для источника) во внутриматочную трубку LAR01-01 и подключить к первому каналу канального умножителя аппарата MULTISOURCE HDR.

6. В остальные отверстия фантома вставить заглушки (вставки) (2 шт.).

7. В системе MULTISOURCE HDR в режиме Calibration of Dosimeter выбрать набор полупроводниковых детекторов, который использовался последним. Последний использованный набор определяется как активный. Можно сохранить до 5 серий данных калибровки. Чтобы активировать (сделать рабочим) другую последовательность детекторов, нужно подтвердить свой выбор кнопкой ОК. Поместить курсор мыши на черный треугольник и нажать левую кнопку мыши. Раскроется список всех наборов (последовательностей) детекторов. Поместить курсор мыши на выбранный набор и нажать левую кнопку мыши. Новая последовательность активируется и появится в строке состояния. Подтвердить текст сообщения «активен» отмеченный набор, либо выбрать новый набор как активный (the marked set is the active one or select a new set as active one) нажатием ОК.

8. Провести балансировку нуля. После нажатия кнопки zero balance измеряется фоновый уровень радиоактивного излучения. Он устанавливается в качестве нулевого значения. В процессе измерения фонового уровня радиации необходимо исключить наличие в каноне дополнительного излучения (например, при работе рентгеновского аппарата). Нулевой баланс измеряет фоновое излучение и шумы работы электроники и в случае необходимости компенсирует их.

9. Начать калибровку и выбрать проводник. После нажатия кнопки calibration на экране появляется окно со списком проводников (или направляющими трубками). Поместить курсор мыши на тот проводник (или направляющую трубку), который необходим для работы, и подтвердить свой выбор нажатием левой кнопки мыши ОК.

10. Затем нажать кнопку пуска на пульте управления «Пуск – Остановка», когда появится соответствующее указание.

11. Сохранить данные калибровки. Факторы калибровки индивидуальных датчиков рассчитываются исходя из измеренного значения для текущего датчика и известной мощности дозы излучения источника и отображаются в нижнем окне. Возможно ввести свое собственное описание в строчку описание набора (description of set). Чтобы сохранить заново рассчитанные калибровочные факторы, нажать кнопку сохранить (save).

12. Чтобы прочесть и вывести на экран данные, сохраненные в дозиметре, нажать кнопку получить значения (get values).

13. Нажать кнопку отчет (report), чтобы распечатать калибровочные факторы.

14. Нажать кнопку назад (back), чтобы вернуться в главное меню.

15. Результат зафиксировать в протоколе проверок (Форма 1.2), ответить на контрольные вопросы.

## Форма 1.2

*Протокол измерения референсной мощности воздушной кермы в воздухе, калибровка детекторов для *in vivo* дозиметрии (ежеквартальная проверка)*

<b>Данные радионуклида <sup>60</sup>Co</b>	период полураспада		год
	Сертификация по RAKR		мГр ч <sup>-1</sup>
	ID источника		
	Активность источника		ГБк
<b>Детектор</b>	Тип		
	Калибровочный фактор по сертификату		
<b>Измерения (показания ИК)</b>	Заряд 1/значение напряжения (номинальное)		нКл
	Заряд 2/значение напряжения (номинальное)		нКл
	Заряд 3/значение напряжения (номинальное)		нКл
	Среднее значение заряда		нКл

<b>Измерения (показания ИК)</b>	Заряд 4/значение напряжения (оценка эффекта полярности)		нКл
	Заряд 5/значение напряжения (оценка эффекта рекомбинации)		нКл
<b>Поправка на условия окружающей среды</b>	Текущее значение температуры		°С
	Референтное значение температуры	293,15	°С
	Текущее значение давления		Па
	Референтное значение давления	101 325	Па
<b>Результаты измерений</b>	Значение <i>RAKR</i>		мГр ч <sup>-1</sup>
	Текущая активность, А		ГБк
<b>Результаты измерений детекторов для In-Vivo дозиметрии</b>	Ректальный ППД		
	ППД для мочевого пузыря		
<b>Дата:</b>	<b>Медицинский физик/инженер:</b>		

**Контрольные вопросы и задания**

1. Для чего используются in vivo дозиметры при проведении брахитерапии?
2. Опишите принцип работы твердотельного полупроводникового дозиметра.
3. Оцените точность измерения поглощенной дозы в воде твердотельным in vivo дозиметром. Какие факторы могут на это влиять при проведении процедуры?

**Лабораторная работа № 5****Определение референсной мощности воздушной кермы в воздухе (RAKR) и текущей активности источника <sup>60</sup>Со**

**Цель лабораторной работы:** определить референсную мощность воздушной кермы в воздухе (*RAKR*) и текущую активность источника <sup>60</sup>Со с помощью цилиндрического твердотельного калибровочного фантома для гамма-аппарата MULTISOURCE HDR [10, 11].

Необходимое оборудование:

- цилиндрический твердотельный калибровочный фантом (диаметр 20 см, высота 12 см, плексиглас, тип PTW T9193), имеющий входные разъемы, в которые устанавливаются плексигласовые вставки, адаптеры для ионизационной камеры, аппликаторы (внутриканальная игла, гинекологический аппликатор) и полупроводниковые детекторы;
- штатив для цилиндрического фантома;
- гинекологический аппликатор с соответствующим адаптером для фантома (нержавеющая сталь, LAR01-01, прямой);
- проводник или направляющая трубка LAA1400-RU;
- ионизационная камера объемом 0,6 см<sup>3</sup> FC65-G, калиброванная в единицах поглощенной дозы в воде, с соответствующим адаптером для фантома;
- термометр;
- барометр;
- кабель длиной 10 м для подключения к электрометру DOSE1;
- калиброванный электрометр DOSE1 для абсолютной дозиметрии.

**Порядок выполнения работы:**

1. Ознакомиться с инструкцией по работе с аппаратом MULTISOURCE HDR, электрометром и ионизационной камерой, а также требованиями по обеспечению безопасной работы.
2. Включить электрометр DOSE1, дать ему прогреться не менее 20 минут.
3. Выбрать соответствующий тип ионизационной камеры в библиотеке камер электрометра DOSE1.
4. Установить калибровочный фантом T9193 на соответствующем штативе. Минимальное расстояние от пола 60 см и от радиотерапевтической установки 1 м, что позволяет минимизировать эффект рассеянного излучения.
5. Установить внутриматочную трубку LAR01-01 в центральный канал калибровочного фантома с помощью соответствующего адаптера.
6. Поместить проводник (направляющую трубку) LAA1400-RU в аппликатор LAR01-01 и подключить к первому каналу канального умножителя аппарата MULTISOURCE HDR.
7. Измерить температуру в канале адаптера для соответствующей ионизационной камеры и измерить давление для получения поправочного коэффициента на влияние факторов окружающей среды, данные занести в протокол проверок (Форма 1.4).
8. Установить ионизационную камеру FC65-G в калибровочный фантом с помощью соответствующего адаптера и подключить к электрометру DOSE1 с помощью кабеля-удлинителя.



9. Включить установку, повернув переключатель с ключом на пульте управления «Пуск – Остановка» вправо. Во время включения установки и загрузочных процедур мигает желтый индикатор «DUMMY OUT» (СНАРУЖИ) и горит белый индикатор «ON» (ВКЛ). Через несколько секунд, когда установка будет готова к работе, будет гореть белый индикатор «ON» (ВКЛ) и зеленые индикаторы «SOURCE IN» (ИСТОЧНИК ВНУТРИ) и «DUMMY IN» (ВНУТРИ).

10. Включить компьютер и монитор. После загрузки компьютера базы данных проверяются на наличие ошибок и в случае необходимости исправляются. По завершении проверки запрашивается идентификатор пользователя.

11. После введения и подтверждения пароля высвечивается системная дата. Проверить правильность даты и времени на экране и, в случае необходимости, исправить их должным образом, используя выпадающее меню (правый верхний угол) и кнопки со стрелками (левый нижний угол), т. е. привести их в соответствие с текущей датой и временем. Подтвердить правильную дату и время нажатием кнопки ОК.

12. Подать напряжение через электрометр DOSE1 к ионизационной камере FC65-G(P).

13. Провести измерения заряда при номинальном напряжении камеры не менее 3 раз, данные занести в протокол проверок (Форма 1.2).

14. Провести измерения заряда при напряжениях 150 и  $\pm 300$  В для определения коэффициентов полярности и рекомбинации. Данные занести в протокол проверок (Форма 1.2).

15. Рассчитать референсную мощность воздушной кермы  $\dot{K}_R$  (RAKR) по следующей формуле:

$$\begin{aligned} \dot{K}_R = M_{raw} \cdot P_{TP} \cdot P_{ion} \cdot P_{pol} \cdot P_{ecel} \cdot N_{D,W}^{60Co} \cdot k_{\tau} \cdot k_r \cdot k_{zp} \times \\ \times k_Q \cdot k_{wp} \cdot k_A \cdot (t_{W/a}^{en})^{-1} \cdot (1 - g_W)^{-1}. \end{aligned} \quad (1.17)$$

- $M_{raw}$  – нескорректированное значение заряда (Кл), измеренного ионизационной камерой в точке измерения (нКл);

- $P_{TP}$  – поправка на температуру и давление, которая корректирует полученное значение относительно стандартных условий окружающей среды, при которых проводилась калибровка данной ионизационной камеры и определяется по следующей формуле:

$$P_{TP} = \frac{273,2 + T}{273,2 + 22,0} \cdot \frac{101,33}{P}, \quad (1.18)$$

где  $T$  – текущая температура, измеренная в градусах Цельсия в воде около ионизационной камеры;  $P$  – текущее атмосферное давление в килопаскалях.

- $P_{ion}$  – поправка на неполную эффективность сбора ионов (процесс рекомбинации). Для пучка гамма-излучения изотопа  $^{60}\text{Co}$ :

$$P_{ion}(V_H) = \frac{1 - \left(\frac{V_H}{V_L}\right)^2}{M_{raw}^H / M_{raw}^L - \left(\frac{V_H}{V_L}\right)^2}. \quad (1.19)$$

- $P_{pol}$  – поправка на эффект полярности напряжения смещения для ионизационной камеры:

$$P_{pol} = \left| \frac{M_{raw}^+ - M_{raw}^-}{2M_{raw}} \right|, \quad (1.20)$$

где  $M_{raw}^+$  – показания ионизационной камеры при напряжении положительной полярности;  $M_{raw}^-$  – показания ионизационной камеры при напряжении отрицательной полярности;  $M_{raw}$  – показания ионизационной камеры при напряжении основного режима работы (либо  $M_{raw}^+$ , либо  $M_{raw}^-$ ).

- $P_{elec}$  – поправка, которая учитывается в формуле только в том случае, если камера и электрометр калибровались отдельно друг от друга (в нашем случае камера и электрометр калибровались совместно и, следовательно,  $P_{elec} = 1$ ).

- $N_{D,W}^{60\text{Co}}$  – калибровочный коэффициент для определенного типа ионизационной камеры (указан в сертификате камеры), калиброванной в показателях поглощенной дозы в воде (мГр/нКл) для гамма-излучения  $\text{Co}^{60}$ .

- $k_\tau$  – поправочный коэффициент для периода измерений (в минутах)  $\tau$ , который определяется следующим образом:

$$k_\tau = \left( \frac{60 \text{ мин}}{\tau} \right). \quad (1.21)$$

- $k_r$  – поправочный коэффициент, учитывающий геометрическую разницу в расстоянии источник–детектор относительно опорного расстояния, равного  $r_0 = 100$  см. При измерениях в фантоме расстояние ис-

точник–детектор равно  $r_M = 8$  см, и поправка определяется следующим образом:

$$k_r = \left( \frac{r_M}{r_0} \right) = \left( \frac{8}{100} \right)^2 = 0,0064. \quad (1.22)$$

- $k_{zp}$  – поправочный коэффициент, который учитывает разницу в рассеянии и поглощении в фантоме из ПММА, окружающем измеряемый образец (активность источника), в сравнении с условиями измерения в свободном воздухе. В соответствии с экспериментальными исследованиями эта поправка составляет 1,276.

- $k_Q$  – поправочный коэффициент, учитывающий различие в отклике ионизационной камеры, вызванное качеством излучения исследуемого пучка относительно калибровочного качества излучения  $^{60}\text{Co}$ . В нашем случае поправка равна 1.

- $k_{wp}$  – поправочный коэффициент, учитывающий разницу между рассеянием и возмущением поля облучения воды и ПММА (фантом). Для гамма-излучения радионуклида  $^{60}\text{Co}$  аппарата VEBIG Multisource равен 1.

- $k_A$  – поправочный коэффициент на ослабление и рассеяние от аппликатора (держатель источника, аппликатор LAR01-01). Для гамма-излучения радионуклида  $^{60}\text{Co}$  аппарата VEBIG Multisource эта поправка равна 1,0267.

- $t_{w/a}^{en}$  – отношение вода/воздух средних массовых коэффициентов поглощения энергии, для гамма-излучения радионуклида  $^{60}\text{Co}$  аппарата VEBIG Multisource эта поправка равна 1,1.

- $g_w$  – относительные потери на тормозное излучение в воде (доля энергии электронов, появляющихся при распаде радионуклида). Для гамма-излучения радионуклида  $^{60}\text{Co}$  аппарата VEBIG Multisource эта поправка равна 0,0032.

Таким образом, выражение для определения воздушной кермы в воздухе примет следующий вид:

$$\dot{K}_R = M_{raw} \cdot P_{TP} \cdot P_{ion} \cdot P_{pol} \cdot N_{D, W}^{60\text{Co}} \cdot k_r \cdot 0,00718. \quad (1.23)$$

16. Перевести полученное значение мощности воздушной кермы в воздухе (мГр/час) в активность источника (Бк) по следующей формуле:

$$\dot{K}_R = 0,306 \left[ \frac{\text{мГр}}{\text{ГБк} \cdot \text{ч}} \right] \cdot A^* [\text{ГБк}]. \quad (1.24)$$

17. Полученные данные занести в протокол проверок (Форма 1.2). Сделать выводы о работе.

## 2. Радиобиологические, физико-технические и организационные аспекты лучевого лечения при использовании брахитерапии

### 2.1. Радиобиологические аспекты брахитерапии с высокой мощностью дозы

Биологические эффекты лучевой терапии зависят от пространственного распределения поглощенной дозы и объема облучения, мощности дозы, режима фракционирования и продолжительности лечения. Несмотря на то, что эти факторы для брахитерапии значительно отличаются от традиционной дистанционной лучевой терапии, радиобиологические процессы, ассоциируемые с брахитерапией высокой мощности дозы, во многом аналогичны фракционированной дистанционной лучевой терапии [1, 5, 6, 14].

Радиобиологические процессы при брахитерапии с высокой мощностью дозы описываются с помощью линейно-квадратичной модели (ЛКМ). Для «мгновенного» облучения выживаемость  $SF$  популяции клеток уменьшается с увеличением дозы  $D$ . Выживаемость может быть представлена как сочетание двух типов повреждений в клетке:

1. Летальные повреждения – повреждения, вызывающие смерть клетки. Доля выживших клеток описывается как  $SF = e^{-\alpha D}$ .

2. Сублетальные повреждения – повреждения, которые не приводят к мгновенной гибели клеток и потенциально могут репарировать. Однако множественное накопление таких повреждений может привести к гибели клеток, с долей выживаемости  $SF = e^{-\beta D^2}$ .

Произведение этих двух вероятностей приводит к классическому уравнению ЛКМ:

$$SF = \exp(-\alpha \cdot D - \beta \cdot D^2). \quad (2.1)$$

При планировании курса брахитерапии в качестве самостоятельного лечения или в сочетании с курсом дистанционной лучевой терапии, главным вопросом является вопрос ожидаемого терапевтического эффекта при заданных параметрах суммарной очаговой дозы, дозы за фракцию, радиобиологических параметров опухоли и близлежащих критических органов и здоровых тканей. Для проведения таких оценок используются концепции биологически эффективной дозы ( $BED$ ) и эквивалентной дозы ( $EQD2$ ).

Биологически эффективная доза – мера эффекта для биологической ткани с радиочувствительностью, задаваемой значением  $\alpha / \beta$ . Как для дистанционной лучевой терапии, так и для брахитерапии с высокой

мощностью дозы биологически эффективная доза определяется следующим образом:

$$BED = n d \left( 1 + \frac{d}{\alpha / \beta} \right) - \frac{0,693}{\alpha T_p} (T - T_k), \quad (2.2)$$

где  $n$  – количество фракций;  $d$  – доза за фракцию;  $T_p$  – потенциальное время удвоения клеток в популяции (является обратной величиной рождаемости клеток);  $T_k$  – время начала быстрой компенсационной репопуляции в опухоли или ткани после начала лечения;  $T$  – полное время курса терапии.

Параметры, связанные с временем удвоения клеток и с началом быстрой репопуляции, до сих пор точно не определены для всех типов опухолей. Оценки, получаемые из результатов лучевого лечения тех или иных локализаций, могут давать существенный разброс, сопровождаемый большим значением получаемой неопределённости. Например, в работе Хуанга и соавторов была приведена оценка начала времени ускоренной репопуляции для гинекологических опухолей [15]. Период от начала лечения до ускоренной репопуляции был оценен в 19 дней с доверительным интервалом 11...22 дня [15]. В связи с таким разбросом параметров при оценке  $BED$  зачастую игнорируют факторы восстановления опухолевых клеток. Однако при планировании лечения планируемая (предполагаемая) биологически эффективная доза по умолчанию должна быть доставлена в заданный (стандартный) промежуток времени. Например, стандартный курс сочетанного лечения гинекологических опухолей составляет 7 недель при облучении 5 дней в неделю. Поэтому результаты эффективности лечения и предписанные биологически эффективные дозы ассоциируются с этим временем. Для уменьшенной (например, из-за увеличения фракционной дозы) или увеличенной (например, из-за прерывания курса лечения) общей продолжительности лечения, как правило, используются эмпирически полученные оценки. Например, для гинекологического рака стандартная оценка – 5 Гр за неделю [16]. Для опухолей области головы-шеи – 0,6...0,75 Гр за день [17].

В случае сочетанной лучевой терапии величины биологически эффективных доз, полученных при дистанционной лучевой терапии и брахитерапии, складываются:

$$BED = BED_{\text{дист}} + BED_{\text{внутр}}. \quad (2.3)$$

Вторым подходом к оценке эффективной дозы является концепция изоэффективной или эквивалентной дозы  $EQD2$ . Этот подход используется для перевода значения физической дозы  $D_0$  при фракционирова-

нии, отличном от 2 Гр за фракцию  $d_0$ , в величину, эквивалентную физической дозе 2 Гр за фракцию. Мерой эквивалентности служит доля выживших клеток.

$$EQD2 = D_0 \frac{\frac{\alpha}{\beta} + d_0}{\frac{\alpha}{\beta} + 2}. \quad (2.4)$$

Любой режим фракционирования (отличный от стандартного режима фракционирования) должен сравниваться со стандартным режимом фракционирования, поскольку все дозовые нагрузки и ограничения, приведенные в литературе, как правило, представлены для стандартного курса облучения.

Ниже рассмотрены несколько примеров расчёта изоэффективных и биологически эквивалентных значений дозы для случаев самостоятельного применения брахитерапии и сочетанного курса.

**Все примеры являются условными! Приведенные в них значения параметров, описанные режимы лечения и т. д. могут не соответствовать реальной клинической практике!**

#### *Пример 1*

Рассчитать величины эквивалентной дозы  $EQD2$  и биологически эффективной дозы  $BED$  для сочетанного курса лучевой терапии для опухоли пищевода ( $\alpha / \beta = 15$  Гр). Предписанная доза первого этапа составляет 50,4 Гр, доставляемых в режиме 2,1 Гр за фракцию. Предписанная доза для брахитерапии составляет 15 Гр, доставляемых в режиме 5 Гр за фракцию.

Воспользуемся формулами расчёта  $EQD2$  и  $BED$ . Рассчитаем отдельно величины для первого и второго этапа, которые в итоге суммируем. Количество фракций для первого этапа равно 24, для второго этапа – 3. В итоге получим суммарное значение  $EQD2$  68,3 Гр, суммарное значение  $BED$  – 77,5 Гр.

#### *Пример 2*

Предписание для курса сочетанной лучевой терапии такое же, как для Примера 1. Пациент пропустил три последних сеанса дистанционной лучевой терапии. Рассчитайте величины суммарной физической дозы курса брахитерапии, проводимой за 3 и 4 сеанса, которые позволят получить значения эквивалентной дозы  $EQD2$  и биологически эффективной дозы  $BED$  не ниже запланированных.

Вначале рассчитаем новые значения  $EQD2$  и  $BED$ , получаемые за 21 (24 – 3) фракцию дистанционной лучевой терапии. Получим  $EQD2$  – 44,4 Гр,  $BED$  – 50,3 Гр. Таким образом, для выполнения предписания в

рамках второго этапа необходимо получить  $EQD2 - 23,9$  Гр,  $BED - 27,2$  Гр. Решаем соответствующие уравнения и находим, что для трёх фракций величина физической дозы составит  $D = 19,2$  Гр, а в случае четырёх фракция –  $D = 20,4$  Гр. В этом случае более предпочтителен режим четырёх фракций, т. к. он обеспечивает меньшее изменение фракционной дозы по сравнению с запланированной ранее.

### *Пример 3*

Величина предписанной дозы составляет 30 Гр, доставляемых за 5 фракций к опухоли и критическим органам. Рассматривается вариант перехода к облучению за 4 фракции. Рассчитайте величины физической дозы за фракцию, при которых изозффективные дозы для опухоли ( $\alpha / \beta = 10$  Гр) и поздних реакций критических органов ( $\alpha / \beta = 3$  Гр) будут одинаковы первоначальному предписанию. Сделайте выводы.

Вначале рассчитаем новые значения  $EQD2$ , получаемые за 5 фракций. Получим  $EQD2 - 40$  Гр для опухоли и  $EQD2 - 54$  Гр для поздних реакций критических органов. Решаем соответствующие уравнения и находим значения физической дозы за 4 фракции: для опухоли  $D > 28,2$  Гр ( $d > 7,05$  Гр), для поздних реакций –  $D < 27,4$  Гр ( $d < 6,85$  Гр). Таким образом, при переходе к новому режиму фракционирования придется мириться либо с недооблучением опухоли, либо с переоблучением критических органов. Ткани с малым значением параметра  $\alpha / \beta$  более чувствительны к повышению фракционной дозы.

### **Контрольные вопросы и задания**

1. Перечислите факторы, от которых зависит биологический эффект брахитерапии с высокой мощностью дозы.
2. Каким образом оценивается биологический эффект через биологические эффективные дозы?
3. Что позволяет оценить эффективная дозы?
4. Каким образом оценить суммарный биологический эффект при сочетании брахитерапии и дистанционной лучевой терапии?

## **2.2. Топометрическая подготовка пациента к проведению брахитерапии**

Подготовка к проведению брахитерапии включает в себя три этапа: этап клинического обследования пациента, этап выбора формы и расположения имплантатов и предписания дозы, а также этап топографической подготовки к дозиметрическому планированию с использованием соответствующих устройств для расположения источника внутри пациента и контроля положения критических органов относительного источника. При проведении внутриволостной, внутриволостной или

внутриканевой брахитерапии облучение осуществляется через имплантат (аппликатор), в котором располагается радиоактивный источник. Введение аппликатора существенно изменяет взаимное расположение опухоли и окружающих ее анатомических структур. Таким образом, при подготовке к брахитерапии существует разделение между предварительным планированием лечения с использованием изображений, полученных без аппликатора, например диагностических изображений для определения *GTV* и *CTV* с указанием их ширины, длины и толщины или полученных с манекеном-аппликатором, и окончательным планированием лечения при введенном аппликаторе [7, 8].

Клиническое обследование включает в себя визуальный осмотр и проведение лучевой диагностики (КТ-томограф, МРТ-томограф и т. д.) без установки имплантатов (аппликаторов). Клиническое обследование даёт информацию о размерах видимой опухоли (за исключением случаев хирургической резекции), её ширины, длины и толщины, а также о положении опухоли относительно окружающих анатомических структур.

На основании топографического исследования определяются следующие объемы облучения и критических органов, а также здоровых тканей:

- *GTV (Gross Target Volume)* – объем опухоли, включающий видимый объем солидной опухоли, а также лимфатические узлы, подлежащие радикальному или профилактическому облучению. Этот объём определяется методами клинического обследования и визуализации;
- *CTV (Clinical Target Volume)* – объем мишени, объединяющий первичный объем опухоли и дополнительный отступ, учитывающий риск субклинического (невидимого) распространения опухолевых клеток за границы объема *GTV*. В зависимости от степени риска распространения опухолевого процесса (например, при лечении гинекологических заболеваний), данный контур может подразделяться на клинический объем мишени высокого риска (*HR CTV*), среднего риска (*IR CTV*) и низкого риска (*LR CTV*) (см. раздел «Составление предписания для брахитерапии» в гинекологии [18–20]).

Для клинического исследования перед брахитерапией используются различные методы визуализации, включающие в себя рентгеновскую компьютерную томографию (КТ), магниторезонансную томографию (МРТ), ультразвук (УЗ), эндоскопию и др. [1, 5–7]. Например, при внутриканевой брахитерапии предстательной железы клинические изображения получают с использованием КТ, МРТ и УЗИ, и их комбинации. Эндоскопия играет важную роль для подготовки внутрипросветной брахитерапии пищевода или бронхов, где просвет лучше всего исследуется эндоскопическим путём, а стенку и поперечное распределение опухоли лучше всего видно с помощью секционной визуализации КТ или



внутрипросветного УЗИ. В табл. 4 приведен список основных и дополнительных исследований для определения объемов и распространения опухолевого процесса для различных локализаций, для лечения которых используется брахитерапия. Следует подчеркнуть, что не всегда доступны все виды исследований.

Таблица 4

*Применяемые процедуры сканирования для определения объемов опухоли перед брахитерапией*

Область (сканирования) исследования	Метод сканирования (дополнительный)
Губа	КТ
Эндометрия	МРТ, эндоскопия (КТ, УЗ)
Цервикальный канал (шейка матки)	МРТ (КТ, УЗ)
Влагалище	МРТ, УЗ (КТ)
Прямая кишка	МРТ, эндоскопия, УЗ (КТ)
Пищевод	Эндоскопия, гастроскопия с барием (КТ, УЗ, МРТ)
Саркома мягких тканей	МРТ (КТ)

Вся полученная топографическая информация (трехмерное расположение опухоли) заносится в топометрическую карту. На рис. 8 приведена часть такой карты для внесения диагностической информации, которая используется для внутриволостной лучевой терапии гинекологического рака (например, рак шейки матки или эндоцервикоза) [18–20]. В карте указывается размер опухоли, а также распространение заболевания относительно центральной оси тела пациента, т. е. возможное прорастание в окружающие органы, включая стенку мочевого пузыря, стенку прямой кишки, параметрии. В самой карте врач-радиотерапевт отмечает объемы *GTV* и *CTV* на поперечной, сагиттальной и коронарной проекциях и указывает их размеры. В зависимости от распространения заболевания подбирается набор имплантатов, например, прямой или изогнутый, с учетом того, что распределение дозы вокруг одного имплантата изотропно, а в случае несимметричного распространения опухоли относительно оси тела может потребоваться введение дополнительного импланта в виде металлических игл. Таким образом, с помощью правильной оценки размеров опухоли прогнозируется адекватная геометрия имплантатов (аппликаторов) и соответственно распределение дозы (рис. 9).

Полный вид карты для внутриволостного облучения приведен в прил. А.

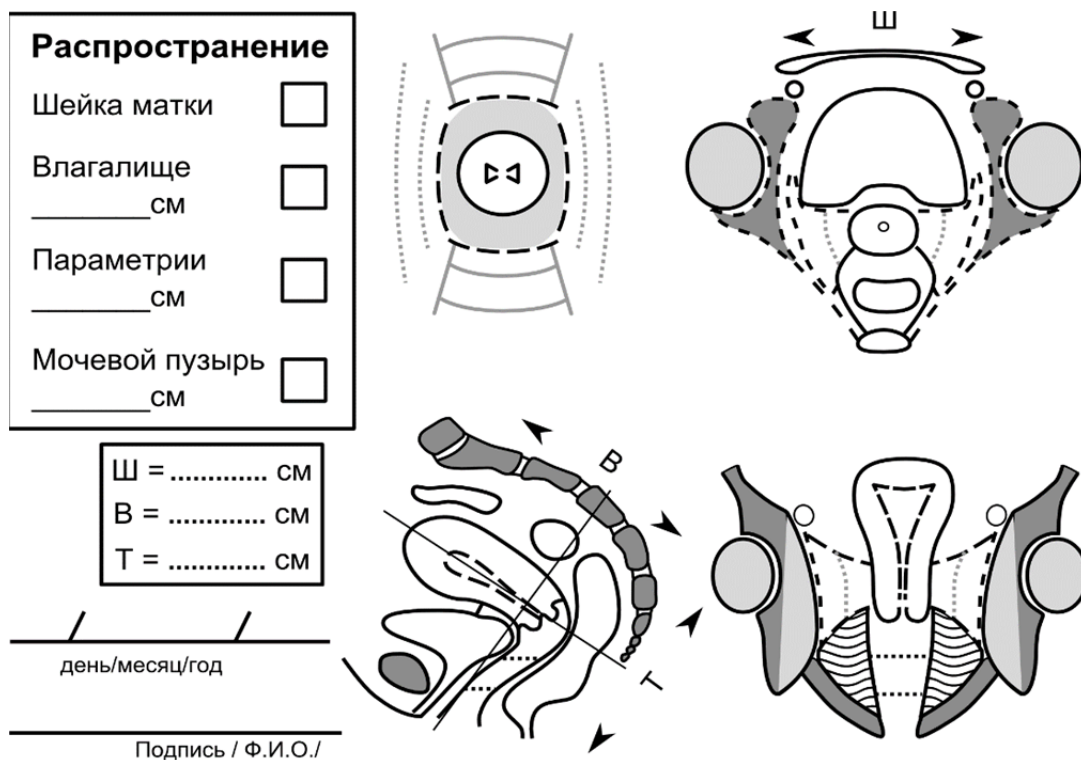
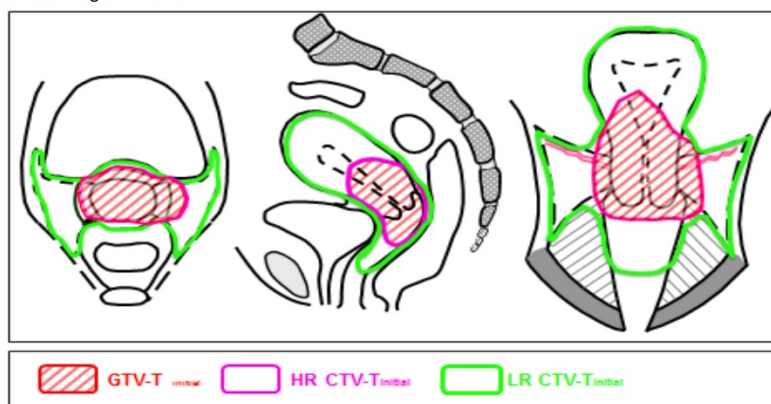


Рис. 8. Вид топометрической карты для брахитерапии гинекологических опухолей

Panel A: Targets for EBRT



Panel B: Targets for brachytherapy

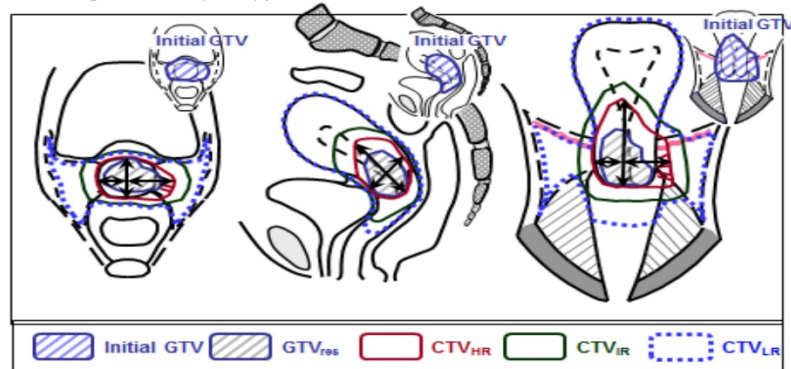


Рис. 9. Пример очерчивания распространения заболевания из статьи [21]

На рис. 10 представлен вид топографической карты для внутрисосудистой брахитерапии на примере пищевода. В эндоскопической и внутрисосудистой брахитерапии длина и глубина объема клинической мишени (CTV) – это длина или глубина облучения, которая должна включать всю поврежденную часть стенки сосуда или слизистую полостного органа с возможным субклиническим распространением злокачественного процесса. Длина стенки поврежденного сосуда больше интервенционной длины, т. к. рассечение может происходить в стенке сосуда за пределами длины надутого баллона.

После определения длины поражения и глубины инвазии полостного органа проводят дополнительную эндоскопию, при которой с помощью рентгенконтрастных меток клипируют дистальный и проксимальный концы поражения.

Во время диагностических исследований также определяют ширину просвета, на основании которой будет подбираться диаметр аппликатора. С другой стороны, следует учитывать, что гомогенность дозы будет лучше при использовании большого аппликатора, что, однако, не всегда возможно клинически из-за стеноза. Полный вид предписания для внутрисосудистой брахитерапии с учетом топографической информации приведен в прил. Б.

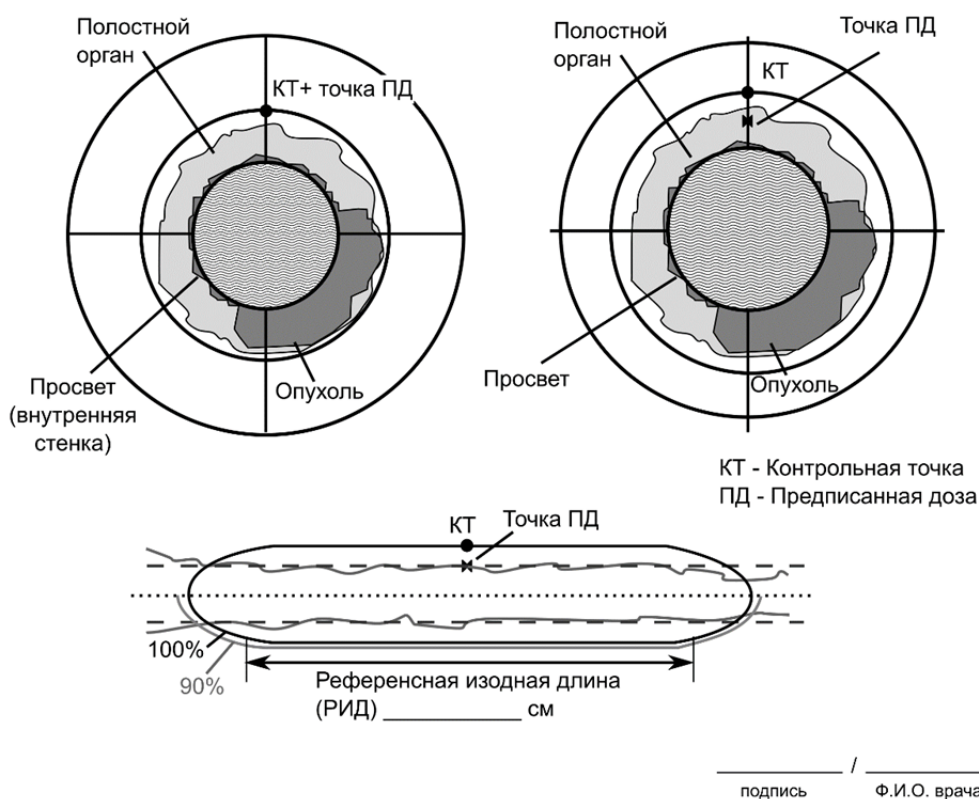


Рис. 10. Вид топометрической карты для внутрисосудистой брахитерапии на примере пищевода

На рис. 11 изображен пример топометрической карты для внутритканевой брахитерапии. В этой карте указываются не только размеры опухолевого процесса (длина, ширина, толщина), но и предварительное расположение и количество игл для потенциального охвата тумороцидной (предписанной) дозой всего объема опухоли. Полный вид предписания для внутритканевой брахитерапии с учетом топографической информации и предполагаемым расположением игл в объеме облучения приведен в прил. В.

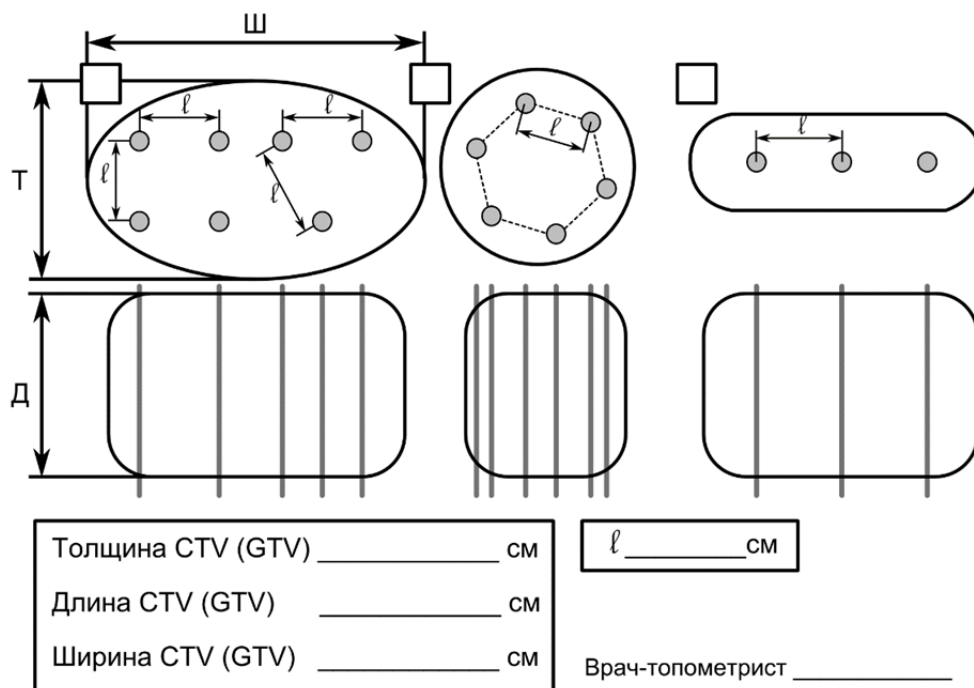
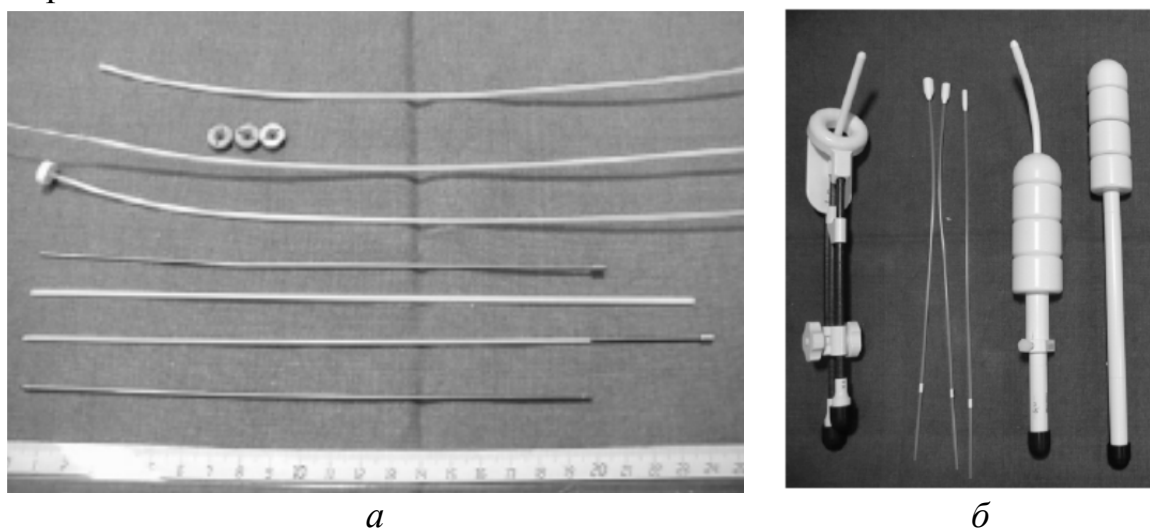


Рис. 11. Пример топометрической карты для внутритканевой брахитерапии с учетом предполагаемого расположения имплантатов в объеме облучения

После определения стратегии лечения проводится процесс топометрической подготовки с введением имплантатов. Данные КТ опухоли с установленными имплантатами будут использоваться для дозиметрического планирования лучевой терапии. Предлучевая топометрическая подготовка брахитерапии состоит из двух последовательно связанных этапов. Первый этап включает в себя получение анатомических изображений пациента с введенными имплантатами, т. е. проходит визуализация анатомии пациента в положении, при котором он будет получать лучевое лечение. Второй этап заключается в определении границ клинически значимых анатомических структур на основе полученных изображений пациента в положении лечения. В случае фракционированного лучевого лечения предлучевая топометрическая подготовка с имплантатами проводится для каждого сеанса терапии с последующим дозиметрическим расчётом распределения поглощенной дозы.

Перед тем как провести предлучевое или предварительное сканирование пациента (получение анатомического изображения части тела) с введенными имплантатами, необходимо определить требуемый набор и количество имплантатов. При выборе конкретного аппликатора и его положения в пациенте необходимо учитывать особенности, т. е. преимущества и недостатки, каждого из видов визуализации, возможных к использованию при брахитерапии в конкретном отделении радиотерапии. При реконструкции имплантата каждый тип изображения в той или иной степени будет описывать видимость, надежность и воспроизводимость аппликатора с воздействием на качество изображения опухоли и критических органов, и в разной степени будут удовлетворять конкретным условиям.

В некоторых ситуациях, например для влагалища и аноректальной области, целесообразно вводить совместимые с МРТ- или КТ-изображениями манекены-аппликаторы (рис. 12), чтобы обеспечить аналогичные топографические условия для предварительного и окончательного планирования лечения.



*Рис. 12. Различные аппликаторы, совместимые с МРТ/КТ: а – пластиковые иглы, пластиковые имплантационные трубки, титановые иглы, для внутритканевой брахитерапии; б – КТ- и МРТ-совместимые гинекологические аппликаторы для рака шейки матки и эндометрия (внутриполостная брахитерапия), аппликатор из углеродного кольца, внутриматочная трубка с вагинальным цилиндром, а также катетеры для внутрипросветного облучения пищевода*

Чаще всего в брахитерапии используются методы визуализации анатомии пациента, которые пригодны для дальнейшего дозиметрического планирования облучения, которые включают С-образный рентгеновский симулятор, КТ, МРТ, УЗИ [22–28].

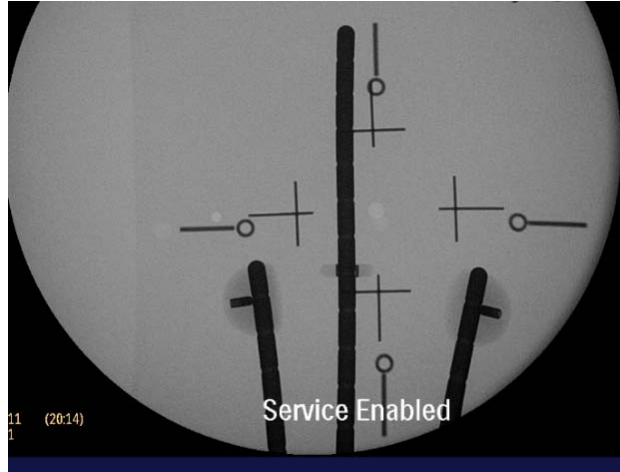
Использование двух ортогональных рентгеновских снимков, получаемых с помощью С-образного рентгеновского аппарата (С-дуга), ши-

роко распространено в России. Эти снимки могут получаться изоцентрично или неизоцентрично, что должно учитываться при дальнейшем анализе полученных изображений. При использовании С-дуги может использоваться любой металлический имплантат (аппликатор). При окончательном планировании лечения с использованием рентгенографии имеется основная информация о геометрическом расположении аппликатора по отношению к костной анатомии, а иногда и к критическим органам, таким как прямая кишка или мочевого пузыря при использовании специальных устройств (например, катетеры) и рентгеноконтрастных веществ. Поэтому для ортогональных снимков распределение дозы обычно рассчитывается в соответствии с геометрией используемого аппликатора и по фиксированным контрольным точкам, указывающим на предполагаемый объем облучения (*CTV*) и/или важные критические органы. Полученное дозовое распределение не может быть соотнесено с реальным распространением опухолевого процесса, поскольку рентгенограммы не несут информацию об анатомическом положении мягких тканей.

При использовании неизоцентрических техник визуализации необходимо, во-первых, обеспечить, полную ортогональность проекционных изображений, а во-вторых, правильно оценить геометрическое увеличение рентгеновского изображения для адекватного расчета распределения дозы. Для калибровки ортогональных рентгеновских изображений используют пластиковый рентгенопрозрачный куб *Reso Vox* (рис. 13) с эталонными рентгеноконтрастными маркерами с известными геометрическими свойствами, нанесенными по всем четырем сторонам рамы. Внутри куба *Reso Vox* помещают пациента таким образом, чтобы метки (кресты на одной из боковых и передней панелей и кружки на одной из боковых и задней панелей) на кубе были на одном уровне с системой имплантатов в пациенте. Чтобы провести правильную калибровку изображений в системе планирования, нужно поместить рентгеноконтрастную проволоку (или другой металлический объект) с известной физической длиной (например, 10 см) на приемник изображения (если используется рентгеновская пленка, следует нарисовать линию с известной длиной на пленке). Во время получения изображения необходимо убедиться, что на изображении видны все метки куба и все имплантаты.

При использовании набора секционных цифровых рентгеновских изображений КТ должны применяться имплантаты, не создающие металлических артефактов на изображении. КТ-изображения позволяют оценить положение системы имплантатов, которых может быть более трех, относительно костных структур и критических органов, мягких тканей. Реконструкция аппликатора с использованием изображений КТ обеспечивает хорошую визуализацию просвета аппликатора. Для лучшей визуализации рекомендуется толщина среза не более 3 мм.





*Рис. 13. Рентгеновский аппарат С-дуга с кубом ResoBox на лечебном столе (слева) и снимок с изображением имплантатов и меток (передне-задней панели) куба ResoBox (справа)*

При использовании секционных цифровых изображений МРТ должны также использоваться специальные имплантаты, совместимые с МРТ. При использовании МРТ лучше всего визуализируются мягкие ткани, поэтому очень хорошо виден опухолевый процесс и его распространение, взаимное расположение внутренних органов. Системы дозиметрического планирования брахитерапии предполагают, что вся анатомия имеет плотность воды, и не учитывают гетерогенность среды. Таким образом, система дозиметрического планирования брахитерапии, в отличие от системы планирования дистанционной терапии, может сделать расчет на базе только МРТ-снимков, без необходимости совмещать их с набором КТ-изображений. Следует иметь в виду, что из-за неучета гетерогенности может иметься неточность расчета распределения дозы.

После того как определены и задокументированы границы опухоли и подобран набор и формы имплантатов, а также метод визуализации, проводится установка имплантатов в пациенте. Врач помещает устройства имплантата (аппликатор) в зону облучения, обычно под местной анестезией. Гинекологические аппликаторы контролируются пальпацией и визуальным осмотром, эндобронхиальную трубку – бронхоскопией.

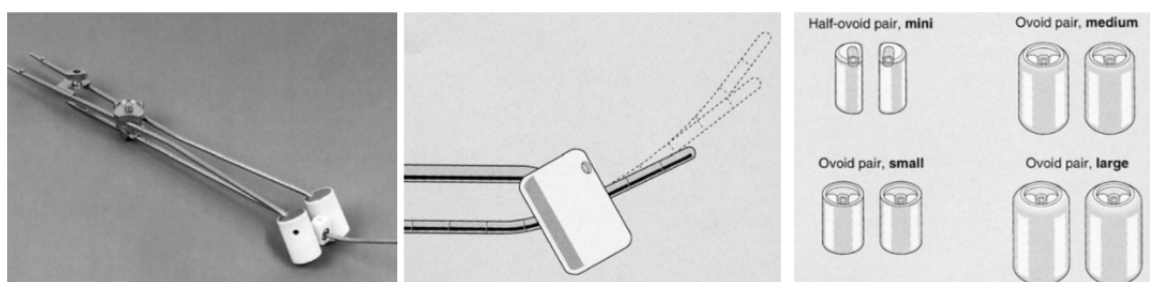
Важным фактором успешной брахитерапии является идентичность получения изображений. Поэтому воспроизводимость топографии, т. е. сравнение предварительного и окончательного планирования лечения (включая контроль качества) означает, насколько хорошо будут соответствовать ожидаемая и фактическая геометрия. Это в основном зависит от положения аппликатора, его влияния на топографию опухоли и критических органов, а также на изменения тканей (например, отеки) после первой процедуры лечения. Контроль воспроизводимости проще всего про-

водят при использовании КТ и МРТ. Он несколько сложнее при использовании ультразвука из-за переменного позиционирования ультразвукового устройства. Однако следует отметить, что любой используемый метод визуализации должен соответствовать требованиям системы дозиметрического планирования. Для достижения высокой степени воспроизводимости основными факторами, которые необходимо тщательно контролировать, являются движение органов и заполнение органов (например, в гинекологии это мочевой пузырь и прямая кишка).

Следующий этап топометрической подготовки к брахитерапии состоит в определении границ анатомических структур, патологических изменений и контрольных точек, которые будут использоваться для составления предписания к облучению и создания дозиметрического плана лечения. В следующих разделах рассмотрим подробнее для каждого вида брахитерапии.

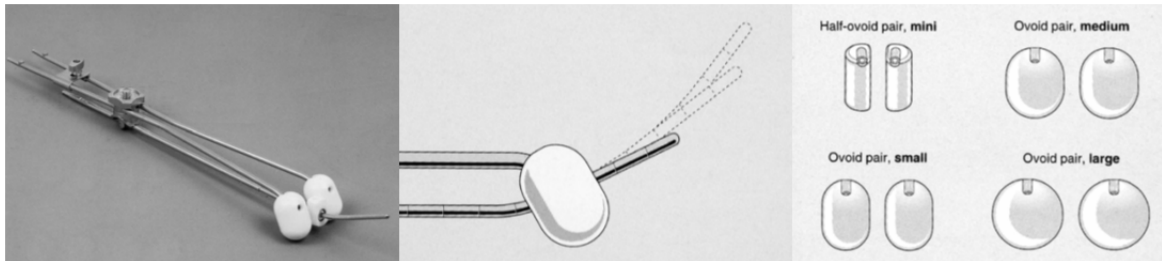
### **2.2.1. Основные аспекты топометрической подготовки при внутриматочной брахитерапии**

Внутриматочная брахитерапия используется в основном для лечения рака шейки матки (РШМ), эндометрия и прямой кишки. Для этого используются аппликаторы типа Флетчер (Fletcher), кольцевые аппликаторы или Манчестер (Manchester) [1–3, 6, 7, 15–28]. Изображения этих аппликаторов показаны на рис. 14, 15. Важно правильно выбрать аппликатор с тем условием, чтобы он плотно прилегал к шейке матки и боковому своду. Таким образом, расположение аппликаторов должно быть оптимальным и должно исключать перфорацию матки. Правильное размещение аппликаторов значительно улучшает локальный контроль и выживаемость [29]. Наборы аппликаторов включают в себя внутриматочные эндостаты с различным углом наклона. Выбор угла наклона должен быть проведен с учетом анатомии пациента.



*Рис. 14. Классический аппликатор Флетчера (А), который доступен для источника на основе кобальта или иридия. Показаны различные углы и различные длины внутриматочных трубок, а также форма и размер различных овоидов (диаметр 20, 25, 30 мм)*



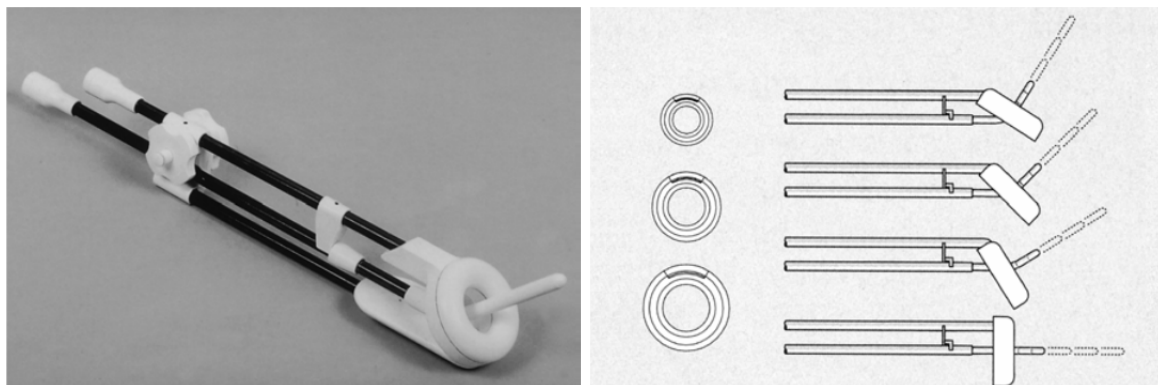


*Рис. 15. Современный аппликатор Манчестера (А), который доступен для источников на основе цезия (LDR, MDR) или, с меньшим диаметром трубки, для иридия (HDR, PDR). Показаны различные углы и длины внутриматочных труб, а также форма и размер различных овоидов*

Распределение дозы от внутриматочного эндостата и цилиндра может значительно отличаться от распределения внутриматочного эндостата с овоидами, что приводит к более высоким дозам в мочевом пузыре и прямой кишке и одновременно в более низкой дозе в ткани параметрий.

Внутриматочный эндостат и овоиды (аппликатор Флетчера) более предпочтительны для случаев с шейкой матки в форме бочки. Следует использовать наибольшие по размеру овоиды и колпачки, т. к. они могут быть установлены максимально плотно. Аппликатор Флетчера обеспечивает более широкую площадь покрытия изодозной поверхностью шейки матки.

Внутриматочный эндостат и кольцо приводят к более компактному распределению дозы (рис. 16), чем овоиды, и могут приводить к более высокой дозе на влагалище. Эти аппликаторы-имплантаты идеальны для пациенток с неглубоким влагалищем.



*Рис. 16. Венский кольцевой аппликатор, пригодный для использования с МРТ-аппаратами. Показаны различные углы внутриматочных труб, а также диаметр различных колец (диаметр 20, 25, 30 мм)*

При использовании ортогональных рентгеновских снимков контрольные точки для дозиметрического планирования могут располагаться только относительно аппликаторов. До появления оборудования

для рентгенографии и секционной цифровой томографии (КТ, МРТ) и компьютеризированных систем дозиметрического планирования исторически существовало три основные дозиметрические системы для внутрисполостной брахитерапии: Стокгольмская, Парижская и Манчестерская. На Манчестерской системе основаны современные протоколы внутрисполостной брахитерапии [24, 25], которые используют томографические снимки и компьютеризированные системы дозиметрического планирования.

Манчестерская дозиметрическая система описывает основные правила по расположению аппликаторов относительно анатомической структуры пациента, используя концепцию точек «А» и «В», непосредственно связанных с геометрическим расположением аппликаторов в полостном органе. Существуют критерии имплантации, независимо от используемого метода визуализации: эндостат должен располагаться между овоидами на фронтальном и сагиттальном снимках; на сагиттальном снимке овоиды не должны смещаться ниже фиксатора, который позволяет предотвратить перфорацию матки, и должны быть как можно более симметричны (должны накладываться друг на друга на изображении); эндостат должен составлять приблизительно от половины до одной трети расстояния между симфизом и сакральным мысом, приблизительно равноудаленным между заполненным контрастом мочевым пузырем и синусоидной прямой кишки; верхний конец эндостата должен располагаться ниже сакрального мыса в области таза.

В классической Манчестерской системе, описанной также в международных рекомендациях МКРЕ (ICRU-38), точка «А» в поперечном сечении определяется как точка, расположенная на 2 см правее и левее оси центрального внутриматочного аппликатора и на 2 см выше поверхности овоидов. Точка «В» определяется как точка, находящаяся в поперечном сечении, проходящем через точки «А» на расстоянии 5 см вправо и влево от оси центрального внутриматочного аппликатора и на 2 см вверх от поверхности овоидов. Другими словами, определение точки «А» проводится путем соединения линии через каждую латеральную позицию в кольце, далее к точке на эндостате, где эта линия пересекается при увеличении на радиус колпачка овоида или толщину кольца проводится смещение на 2 см вверх вдоль эндостата. Таким образом, точка «А» определяется на каждой стороне как 2 см в поперечном направлении на перпендикулярной линии от этой точки на эндостате. При использовании эндостата и цилиндра точка «А» определяется таким же образом. При невидимости опухолевого процесса точка «А» считалась связанной с дозой в опухоли, а точка «В» – с параметриями (рис. 17) [1–3, 6, 7, 15–29].

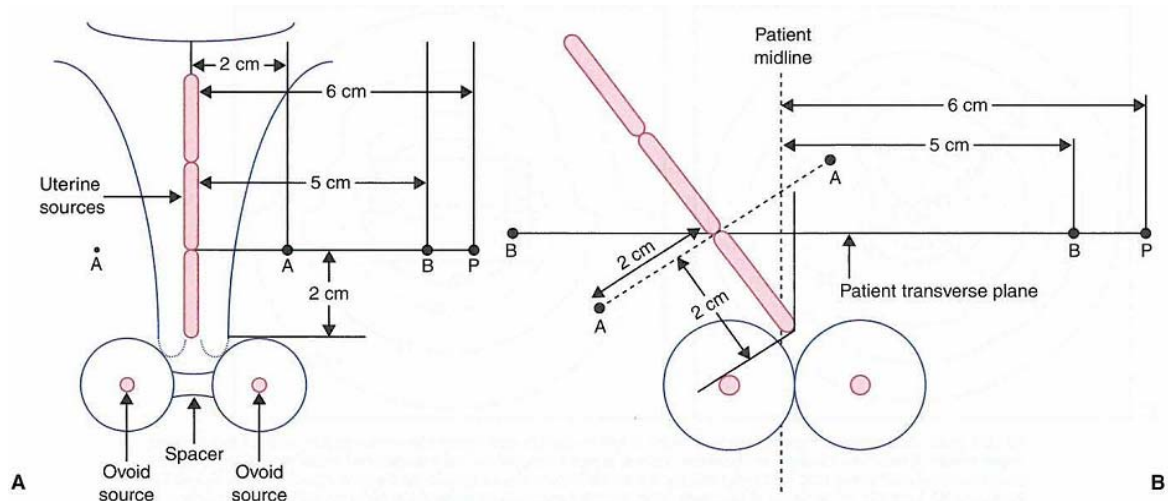


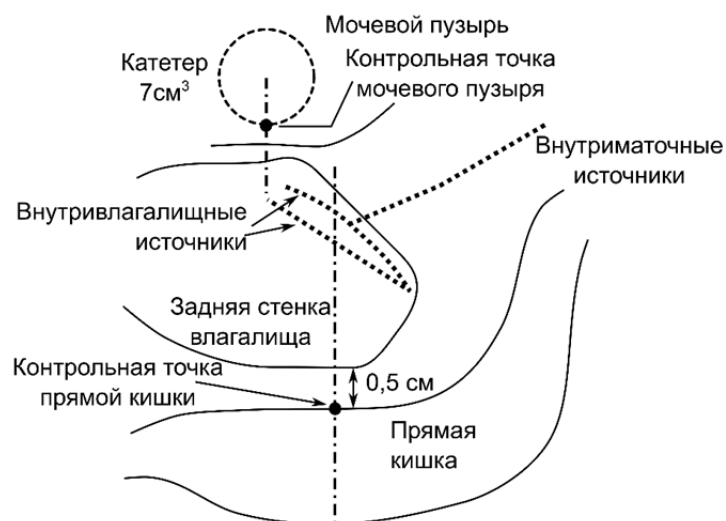
Рис. 17. Геометрическое определение положения точек «А» и «В» относительно системы внутриматочных и внутривагинальных аппликаторов. Манчестерская система

В брахитерапии для лечения РШМ наиболее значимыми критическими органами являются прямая кишка, сигмовидная кишка, мочевого пузырь, кишечник и влагалище. При введении аппликаторов критические органы должны быть смещены от источника излучения как можно дальше. Для минимизации доз на здоровые органы используется тампонация и/или использование ректального баллона при каждой фракции. Контрольная точка для мочевого пузыря согласно рекомендациям МКРЕ-38 должна находиться на его стенке, которая не визуализируется на ортогональных рентгеновских снимках. Поэтому в мочевой пузырь вводят воздушный катетер (баллон) Фолея, заполненный рентгенконтрастной жидкостью объёмом  $7 \text{ см}^3$ . Катетер оттянут вниз так, чтобы он находился на уретре (рис. 18). На боковой рентгенограмме контрольная точка мочевого пузыря получена на линии *AP* (*anterior-posterior*, передне-задняя линия), проведенной через центр баллона. Исходная точка берется по этой линии на задней поверхности баллона. На рентгенограмме *AP* контрольная точка берется в центре баллона. Подробнее катетер Фолея в мочевом пузыре виден на рис. 22.

Следует заметить, что точка мочевого пузыря, определяемая по МКРЕ-38, редко показывает самую высокую дозу в мочевом пузыре. При отсутствии 3D-визуализации анатомии для оценки максимальной дозы дополнительно вводится точка, расположенная на 1,5 см выше точки мочевого пузыря.

Контрольная точка дозы в прямой кишке согласно рекомендациям МКРЕ-38 связана с аппликатором и расположена на 5 мм позади задней стенки влагалища на линии *AP*, проведенной из середины вагинальных

источников (овоида или кольца) (рис. 18). На боковой рентгенограмме из нижнего конца внутриматочного источника (или из середины внутривлагалищных источников) берется передне-задняя линия. Точка расположена на этой линии, на 5 мм позади задней стенки влагалища (не в контрастной заполняющей трубке). Задняя стенка влагалища визуализируется в зависимости от метода с помощью внутривлагалищной формы или путем контрастирования вагинальной полости с использованием марли, пропитанной рентген-контрастной жидкостью. На фронтальной рентгенограмме эта контрольная точка берется на пересечении (нижнего конца) внутриматочного источника через плоскость вагинальных источников.



*Рис. 18. Положение контрольных точек для критических органов (мочевой пузырь и прямая кишка) при внутривлагалищной брахитерапии*

На рис. 19 представлены проекционные изображения аппликаторов на двух ортогональных рентгенограммах. На рентгеновских изображениях указаны положения точек «А», контрольных точек для мочевого пузыря ( $V_{ICRU}$ ,  $V_2$ ) и прямой кишки ( $R_1$ ,  $R_2$ ,  $R_3$ ,  $R_{ICRU}$ ). Обратите внимание, что указаны не только точки критических органов, предписанные рекомендациями МКРЕ-38 (ICRU-38), но и дополнительные точки.

При топометрической подготовке на МР- или КТ-аппаратах катетер Фолея также помещают в мочевой пузырь. Для контрастирования добавляют 7 мл вещества, которое одновременно подходит и для МРТ, и для КТ-томографии (например, контрастное вещества для обычной рентгенографии, смешанное с гадолинием). Пациентка в положении лежа на спине, при достаточной тампонации влагалища, переносится в МРТ-сканер для получения соответствующих изображений (рис. 20). Для обеспечения надежной реконструкции аппликатора толщина среза МРТ или КТ должна быть  $\leq 3$  мм без промежуточного зазора. Оптимальное расстояние – 1...3 мм. Для МРТ с высоким магнитным полем (более 1,5 Тл) реконструкцию апплика-

тора можно облегчить, поставив катетеры, содержащие воду, масло,  $\text{CuSO}_4$  или другие вещества в каналах аппликатора.

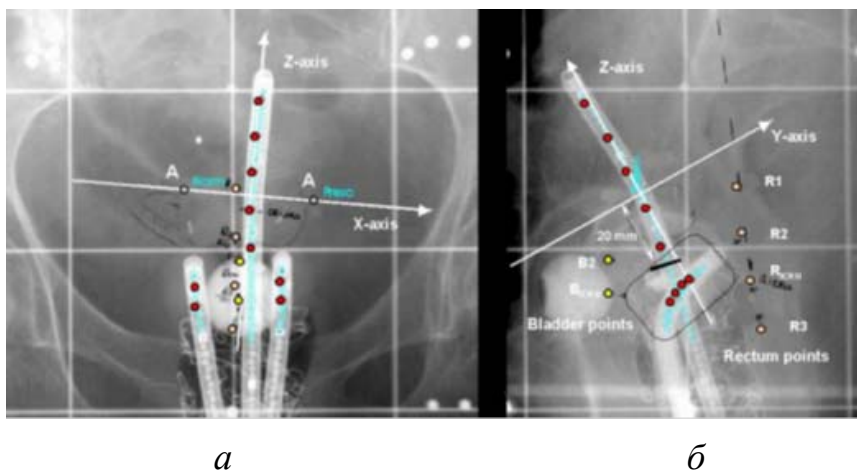


Рис. 19. Ортогональные проекционные изображения (рентгенограммы) с указанием положения контрольных точек для мочевого пузыря ( $B_{ICRU}$ ,  $B2$  – 1,5 см выше) и прямой кишки ( $R1$ ,  $R2$ ,  $R3$ ,  $R_{ICRU}$ ). Обратите внимание, что точки  $B$  здесь связаны с мочевым пузырем (bladder), а не с предписаниями дозы: а – изображение поперечной проекции (показаны оси  $X$  и  $Y$  координатной системы для расчета дозы); б – боковая проекция (показаны  $Z$ - и  $Y$ -оси координатной системы для расчета дозы, а также контрольные точки прямой кишки и мочевого пузыря)

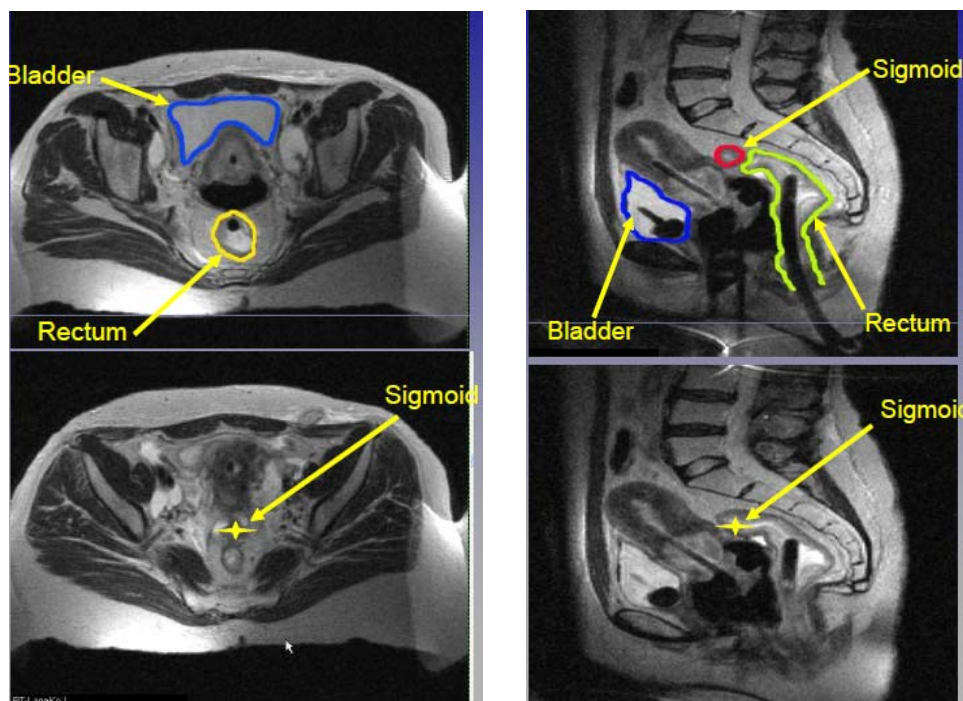


Рис. 20. МРТ-снимки малого таза с указанием положения критических органов (мочевой пузырь – bladder, прямая кишка – rectum, сигмовидная кишка – sigmoid) при внутрисполостной брахитерапии шейки матки

При наличии секционных изображений возможно определение следующих объемов опухоли для брахитерапии по классификации *GYN GEC-ESTRO* [15] (рис. 21):

- *GTV*: макроскопическая опухоль (если присутствует) определяемая по МРТ во время брахитерапии. Данный контур может отсутствовать для пациенток после операции.

- Клинический объем мишени высокого риска (*High Risk, HR-CTV*): включает в себя макроскопическую опухоль во время брахитерапии (*GTV*), весь цервикальный канал и предполагаемое дополнительное распространение опухолевого процесса за пределы шейки матки, определяемое при клиническом обследовании на момент проведения сеанса внутрисполостной лучевой терапии.

- Клинический объем мишени среднего (промежуточного) риска (*Intermediate Risk, IR-CTV*): предполагаемое микроскопическое проявление распространенности опухолевого процесса, охватывает *HR CTV* с отступом в пределах 5...15 мм.

- Точки «А» справа и слева.

Важно отметить, что объем имплантата (аппликатора) может быть включен или не включен в объем облучения, что будет отражаться на результатах расчета распределения дозы, зависящей от соотношения объемов самой опухоли и аппликатора. Поэтому важно уточнять, включен ли аппликатор в объем мишени или нет.

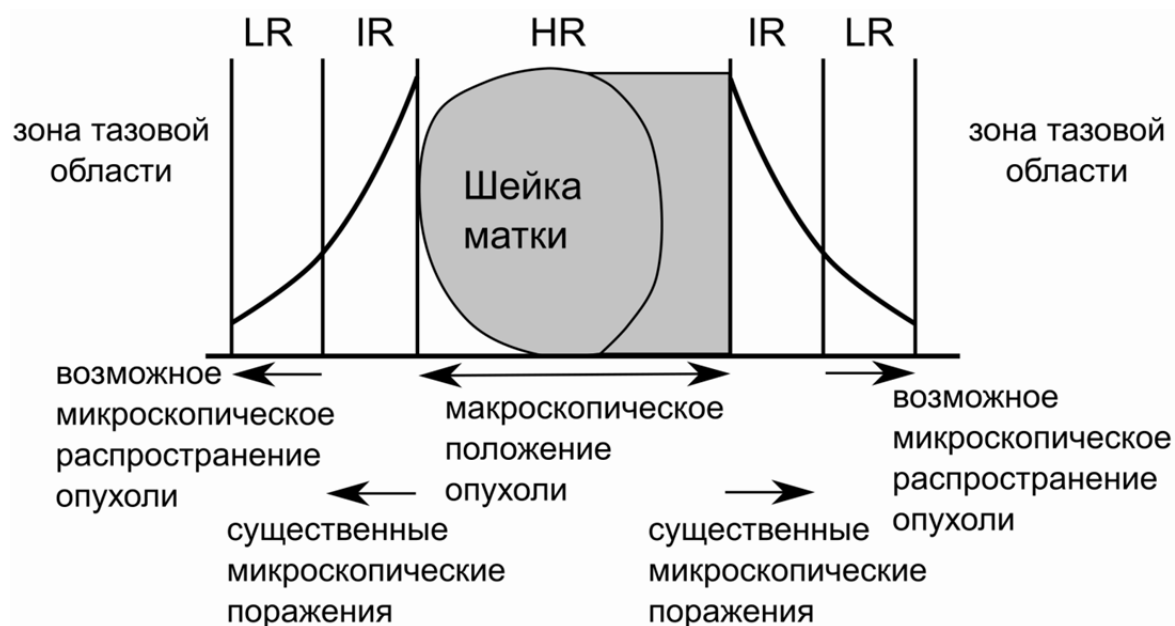


Рис. 21. Классификация объемов облучения мишени для оперированных пациентов по *CYN GEC ESTRO*



Для определения контуров критических органов и контрольных точек на основе секционных изображений используются следующие параметры:

- мочевой пузырь: обводится наружная стенка мочевого пузыря;
- прямая кишка: обводится внешняя ректальная стенка, очерченная выше анального сфинктера до уровня перехода в сигмовидную кишку;
- сигмовидная кишка: обводится внешняя стенка сигмовидной кишки, которая должна быть очерчена от ректосигмовидного изгиба до места, расположенного существенно выше параметрий и матки. Объем очерченной сигмовидной кишки должен быть не менее  $2 \text{ см}^3$ ;
- тонкий кишечник;
- контрольная точка для мочевого пузыря по ICRU-38;
- контрольная точка для прямой кишки по ICRU-38.

На основе гистограмм «доза–объем», получаемых для критических органов, определяются дозы в объемах  $5 \text{ см}^3$ ,  $2 \text{ см}^3$ ,  $1 \text{ см}^3$ ,  $0,1 \text{ см}^3$  ( $D_{5\text{cc}}$ ,  $D_{2\text{cc}}$ ,  $D_{1\text{cc}}$ ,  $D_{0.1\text{cc}}$ ). Дозы в данных объемах зачастую указываются в качестве ограничений на планирование облучения. Однако, параметр  $D_{2\text{cc}}$  учитывается при планировании дозы и оценке вероятности поздних лучевых повреждений, а параметр  $D_{0.1\text{cc}}$  рекомендуется для отчетности, т. к. он указывает максимальную дозу. На рис. 22 показаны два случая расположения матки, аппликатора и критических органов с указанием дозовых нагрузок на них.

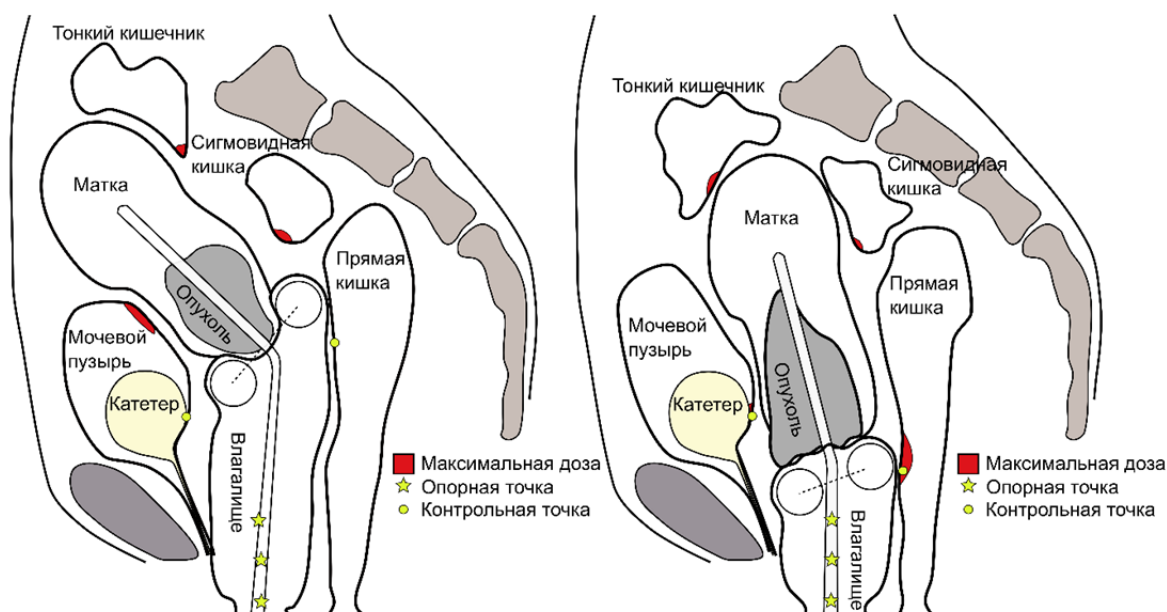


Рис. 22. Определения объемов органов риска на основе секционных цифровых изображений (КТ, МРТ). Обратите внимание на катетер Фолея в мочевом пузыре и точки мочевого пузыря и прямой кишки по ICRU-38

Последние международные рекомендации по лечению РШМ в случае местнораспространенного процесса рекомендуют подключать также и внутритканевую брахитерапию. В этом случае внутриматочный эндостат (имплантат) устанавливается вместе с иглами для адекватного облучения области параметрия. Это также приводит к уменьшению лучевой нагрузки на соседние критические органы.

### **2.2.2. Основные аспекты топометрической подготовки при внутриспросветной брахитерапии**

Для оценки курса внутриспросветной брахитерапии «доза в объеме», занимаемом просветом органа и аппликатором, не актуальна, поэтому основными параметрами для оценки курса терапии являются длина и глубина (толщина) пораженной ткани. Длина и глубина *GTV* и *CTV* определяются на уровне слизистой оболочки по отношению к поверхности просвета. Эту информацию можно получить с помощью исследований МРТ и КТ. В эндоваскулярной и внутриспросветной брахитерапии длина и глубина объема клинической мишени (*CTV*) – это длина или глубина облучения, которые должны включать всю поврежденную часть стенки сосуда или слизистую полостного органа с учетом субклинического распространения процесса [1, 6, 7].

Во время диагностических исследований определяют ширину просвета, на основании которой будут подбирать диаметр аппликатора. С одной стороны, следует учитывать, что гомогенность дозы будет лучше при использовании большого аппликатора. С другой стороны, не всегда клинически возможно использовать аппликатор большого диаметра из-за стеноза. Если просвет полностью заполнен аппликатором, диаметр просвета становится идентичным диаметру аппликатора, что удобно при постановке точки предписания дозы (точка ПД) и контрольной точки (КТ). Опорный диаметр просвета определяется в центральной плоскости (рис. 23). Центральная плоскость при внутриспросветной брахитерапии представляет собой плоскость, которая перпендикулярна оси просвета органа на полпути между проксимальным и дистальным концами *CTV*. Если имеется стеноз опухоли, который максимален дистально или проксимально, тогда следует выбирать средний диаметр просвета на уровне центральной плоскости.

Для прогноза результатов брахитерапии клинически значимой точкой является точка ПД, которая может находиться на поверхности слизистой оболочки или на определенной глубине инвазии опухолевого процесса в стенке полостного органа. Эта точка указывается врачом-радиотерапевтом в диагностической карте. Также указывается контрольная точка КТ, которую, например, для пищевода, бронха и влага-



лица рекомендуется располагать на расстоянии 5 мм от поверхности аппликатора или от поверхности стенки органа (при условии, что стенка аппликатора находится в непосредственной близости со слизистой оболочкой) на центральной плоскости. Для пищевода, где в полость могут быть введены большие аппликаторы, слизистая оболочка полностью расширяется, а внешний контур аппликатора совпадает с внутренней поверхностью слизистой оболочки, аппликатор и диаметр просвета становятся идентичными, а эталонная глубина может быть измерена от внешней поверхности аппликатора. В эндоваскулярной брахитерапии контрольная глубина равна 1 мм от эндотелия (поверхностная стенка), а для периферийных артерий рекомендуется глубина 2 мм. Дозы в точках ПД и дозы в КТ, находящиеся на одной и той же глубине, безусловно, упрощают процедуры и уменьшают риск путаницы.

Однако не всегда удается совместить поверхность аппликатора с поверхностью стенки слизистой оболочки, т. е. аппликатор может быть не центрирован относительно оси просвета. Для составления предписания необходимо определить такой параметр, как длина референсного объема (ДРО, *Length of the Reference Volume – LRefV*), который определяется параллельно оси просвета или имплантата на референсной глубине (5 мм для пищевода, 2 или 1 мм для сосудов). Этот параметр в дальнейшем служит для определения параметра референсного объема (*Reference Volume – RefV*), который нужен при составлении предписания.

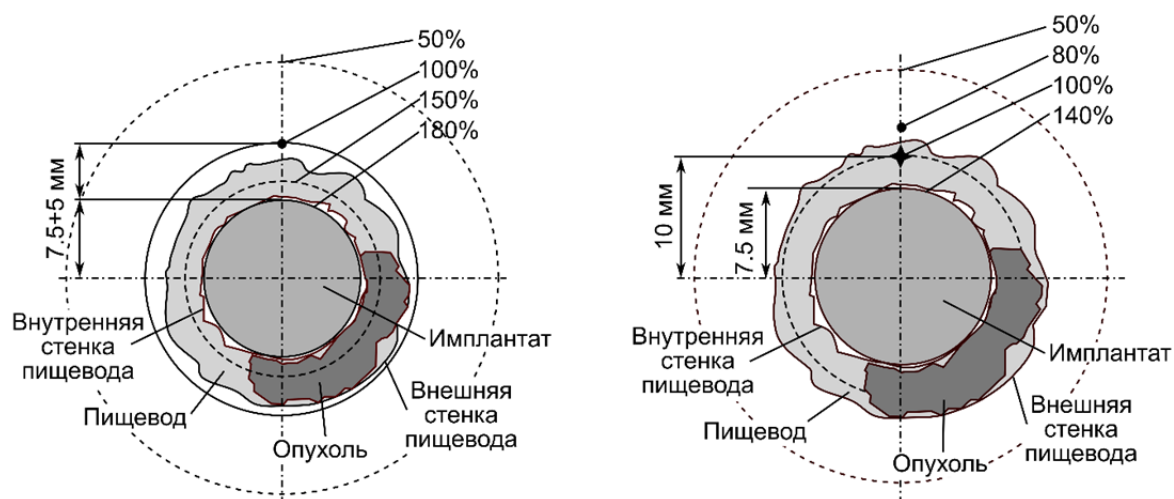


Рис. 23. Топометрическая карта для внутрисветной брахитерапии со схематическим указанием распространения опухолевого процесса относительно аппликатора при совпадении точек (слева) и расположении точек на разных глубинах (справа)

### **2.2.3. Основные аспекты топометрической подготовки при внутритканевой брахитерапии**

Перед установкой имплантатов в объем опухоли при внутритканевой брахитерапии проводят предпланирование для определения расположения источников. Предпланирование должно спрогнозировать оптимальное распределение дозы для тщательной оценки объема облучения, подлежащего имплантации, и определить его в трех измерениях.

Описание опухоли для внутритканевой брахитерапии происходит в соответствии с классификацией для внутрисветной брахитерапии, за исключением того, что в топометрической карте необходимо указывать геометрические параметры (ширина, длина, толщина) и объемы (или контрольные точки). Критические структуры указывают только при их непосредственной близости, и если врач считает их клинически важными с вероятностью превышения толерантного уровня. В прил. В представлена типичная топометрическая карта для внутритканевой брахитерапии, на которой, кроме формы и геометрических параметров опухоли, отражены схема расположения и центральная плоскость имплантатов (изображения представлены в поперечной и продольной плоскости относительно оси имплантатов) [1, 4–8].

Количество используемых исходных плоскостей зависит от толщины опухолевого процесса. Если толщина превышает 12 мм, следует использовать не менее двух плоскостей для установки имплантатов (источников). Расположение источников в треугольниках или квадратах зависит от формы объема облучения. С помощью отношения толщины облучения к интервалу, соответствующему выбранной компоновке расположения источников, определяют минимальное расстояние между имплантатами (источниками) и количество требуемых имплантатов (источников). Интервал должен быть не менее 8 мм и не более 15 мм для коротких источников (длина менее 30...40 мм) (табл. 5). Когда расстояние между источниками чрезмерно большое или маленькое, будут появляться холодные и горячие пятна больших объемов, что приведет к рецидиву или случайному некрозу [30]. Важно отметить, что все имплантаты параллельны друг другу и должны быть на 20...30 % длиннее объема мишени с обоих концов.

Таблица 5

*Соотношение расстояний и длин аппликаторов для внутритканевой брахитерапии*

Активная длина (мм)	Минимальное расстояние (мм)	Максимальное расстояние (мм)
От 10 до 40	8	15
От 50 до 90	10	20
≥100	15	25

До появления компьютеризированных систем дозиметрического планирования были разработаны три основные дозиметрические системы: Манчестерская система (система Патерсон–Паркер), система Квимби (Quimby) и Парижская система (рис. 24). Эти три системы различаются правилами имплантации, определением равномерности дозы и рекомендациями предписания дозы.

Манчестерская система была разработана для обеспечения однородной дозы (с неоднородностью 10 %) во всем объеме облучения при имплантации игольчатыми источниками, которые могут быть расположены неравномерно друг относительно друга, что исключает образование «горячих» пятен внутри объема облучения.

Парижская система расположения имплантатов предполагает расположение источников в узлах правильной сетки, ячейками которой являются равносторонние треугольники или квадраты. Источники имеют равную линейную активность. В Парижской системе могут образовываться области «горячих» пятен. Область высоких доз в рамках этой системы определяется как объем ткани, непосредственно окружающей источник, который получает дозу, превышающую в два раза или более величину предписанной дозы. Клинический опыт показывает, что лучевые осложнения, например некроз, возникают, когда диаметр области высокой дозы превышает 8...10 мм.

Система Квимби характеризуется равномерным интервалом между источниками и равномерной активностью источника. Такое расположение источников приводит, как правило, к неравномерному распределению дозы, которая выше в центральной области.

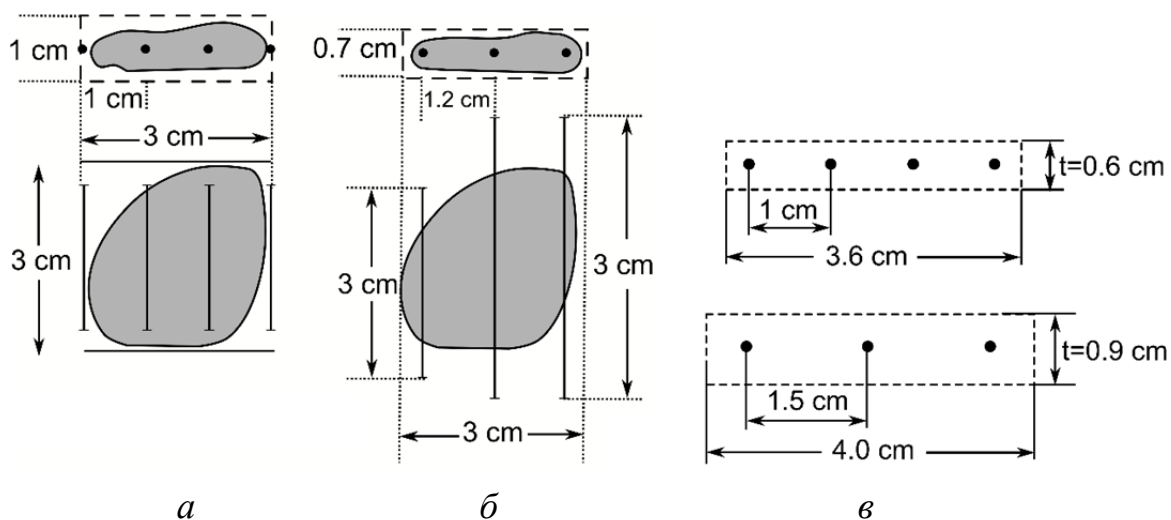
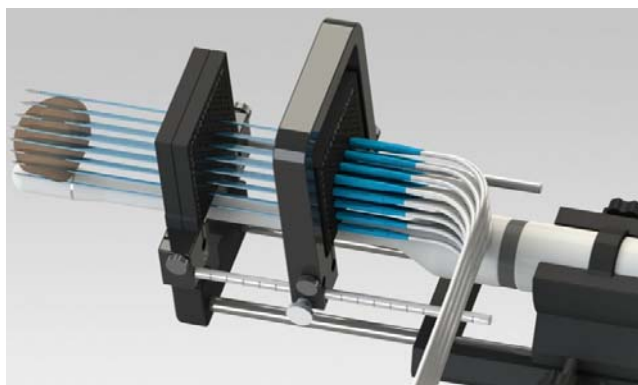
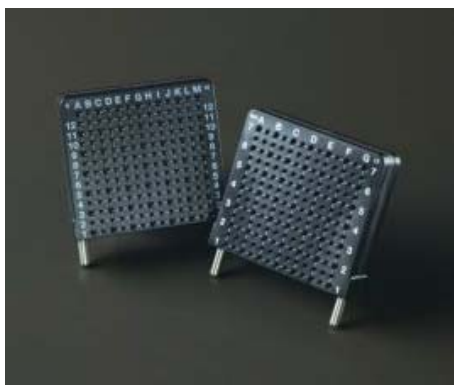


Рис. 24. Манчестерская система (а), Парижская система (б) и пример зависимости расстояния между источниками от толщины объема облучения (в)

После предварительного определения расположения имплантатов внутри объема мишени облучения с учетом предполагаемого оптимального распределения дозы для данного случая проводят непосредственное введение имплантатов в пораженную ткань. Если рассмотреть топометрическую подготовку на базе компьютерной томографии, то введение каждого имплантата может сопровождаться несколькими последовательными итерациями сканирования, для того чтобы проконтролировать взаиморасположение имплантатов друг относительно друга и границ объема мишени. При этом следует учитывать, что каждое сканирование несет за собой повышение лучевой нагрузки на пациента, поэтому желательно максимально точно ввести имплантаты за одно сканирование. Таким образом, при топометрической подготовке для внутритканевой брахитерапии оценивается максимальная глубина и направление имплантатов, а также их положение.

Для лучшей фиксации игл, особенно при облучении полости рта, целесообразно предварительно изготовить протезы из оргстекла, которые надевают на зубы верхней или нижней челюсти с перфорированной пластинкой для введения игл. Протез не только фиксирует иглы, но и отделяет слизистую оболочку щеки и языка от зубов, что ведет к снижению дозы рассеянного излучения, и тем самым способствует уменьшению местной реакции.

В случае облучения предстательной или молочной железы существуют коммерчески доступные пластиковые матрицы (рис. 25), которые улучшают навигацию введения игл в орган (ткань) и позволяют удерживать в нужном положении иглы во время сеанса облучения.



*Рис. 25. Пластиковые матрицы в использовании при навигации игл для внутритканевой брахитерапии*

#### **Контрольные вопросы и задания**

1. Какова основная цель топометрической подготовки для проведения брахитерапии?
2. Опишите основные этапы топометрической подготовки пациента в проведении брахитерапии.

3. Для чего необходимо выполнять предварительную оценку расположения имплантатов в объеме облучения? Что она собой представляет?
4. На каких изображениях и по какой причине выполняется непосредственное дозиметрическое планирование? Каковы их особенности?
5. Назовите основное назначение диагностических изображений анатомии пациента в подготовке к проведению брахитерапии.
6. Какую топометрическую информацию необходимо учесть при подготовке пациента к внутрисполостной брахитерапии для рака шейки матки?
7. Какую топометрическую информацию необходимо учесть при подготовке пациента к внутритканевой брахитерапии для рака губы?
8. Какую топометрическую информацию необходимо учесть при подготовке пациента к внутрисветной брахитерапии для рака пищевода?
9. Какие виды визуализации чаще всего используются для создания лечебного дозиметрического плана для брахитерапии?
10. Что означает «воспроизводимость топометрии»? На что она влияет?

### **2.3. Составление предписания к проведению брахитерапии**

Составление предписания к проведению брахитерапии заключается в назначении величины суммарной дозы, которую нужно доставить к определённым объемам облучения и контрольным точкам, которые врач-радиотерапевт считает клинически значимыми, для определённого режима фракционирования за курс терапии. В предписании указывают изотоп и источник, используемые для лечения, требования для распределения дозы в мишени и критических органах (их изодозовые пределы), а также тип и размер аппликатора [15–28].

Лечение часто назначают исходя из максимально допустимой дозы для критических органов. Для достижения контроля над локальным ростом опухоли необходима доза, достаточная для гибели всех раковых клеток. Такую дозу может рассчитать на основе радиобиологических моделей, наиболее используемой из которых является ЛКМ [14].

В первом приближении степень осложнения со стороны здоровых тканей и критических органов зависит от объема ткани, который получает дозу, и от величины этой дозы. Таким образом, каждому типу осложнения определённого органа (ткани) соответствует свой толерантный уровень, зависящий от величины дозы и облученного объема. На сегодняшний день существует несколько международных протоколов, количественно оценивающих повреждение здоровых тканей и органов при проведении лучевой терапии злокачественных новообразований. В дан-

ном пособия используются рекомендации QUANTEC, EMBRACE, GYN GEC ESTRO [15, 24, 31].

Для различных методов брахитерапии (внутриканевая, внутрипросветная и внутриполостная) существуют свои особенности составления «Предписания к брахитерапии», включающие те или иные данные, которые необходимо указывать для достижения цели лучевой терапии.

Для внутриполостной брахитерапии шейки матки эти данные включают дозу (мощность дозы) за курс терапии в объеме опухоли или в контрольных точках, например точках «А» и «В», дозу (мощность дозы) в контрольных точках или объемах критических структур (органы риска, такие как прямая кишка, мочевого пузыря и влагалище), дополнительных контрольных точках (например, костные структуры).

При сочетанном с дистанционной лучевой терапией курсе лечения должны быть указаны соответствующие параметры для обоих этапов: в точке ICRU для дистанционной терапии и в конкретных контрольных точках брахитерапии. Поскольку сопоставление изображений между брахитерапией и дистанционной лучевой терапией в настоящее время практически затруднительно (в основном из-за конфликта между системами дозиметрического планирования), соответствующие параметры обычно добавляются с учетом различных биологических эффектов различных суммарных доз и разных доз за фракцию. В табл. 6 приводится пример по формированию предписания для сочетанного курса лучевой терапии для рака шейки матки на основе двух ортогональных снимка и набора секционных изображений.

Таблица 6

*Пример формирования предписания для доз в сочетанном курсе лучевой терапии*

Параметры для предписания дозы	2D-рентгенографии	3D-изображения
Точка «А» справа и слева	$5 \times 5-6$ Гр	изменчиво
HR CTV D <sub>90</sub>		$\geq 80-90$ Гр EQD <sub>2</sub>
Точка для мочевого пузыря по ICRU	$5 \times \leq 3,7$ Гр	
Точка для прямой кишки по ICRU	$5 \times \leq 3,7$ Гр	
D <sub>2cc</sub> для мочевого пузыря		$\leq 90$ Гр EQD <sub>2</sub>
D <sub>2cc</sub> для прямой кишки		$\leq 75$ Гр EQD <sub>2</sub>
D <sub>2cc</sub> для сигмовидной кишки		$\leq 75$ Гр EQD <sub>2</sub>

Такие медицинские онкологические центры, как Институт IGR (г. Париж), Университет г. Вена и Университет Leuven, обнаружили наличие некоторой положительной корреляции между дозой в точ-

ке «А» и дозой  $D_{90}$ , полученной в *HR-CTV*. Тем не менее существует значительная вариация от пациента к пациенту в зависимости от анатомического строения. Таким образом, для центров, ранее использовавших точку «А», рекомендуется использовать дозу точки «А» в качестве дозы ( $D_{90}$ ), используемой для назначения предписания лечения в объеме *HR-CTV*, и сообщать о дозе как для *HR-CTV*, так и для *IR-CTV*.

В международных исследованиях была обнаружена корреляция между средней дозой для прямой кишки ICRU и величиной параметра  $D_{2cc}$  для прямой кишки. Скорее всего, уровни толерантных доз, найденных для точки прямой кишки в ранних исследованиях и в практике, перейдут в ограничения гистограмм «доза–объем» для прямой кишки. Для сигмовидной кишки ранее не указывались контрольные точки для ограничения дозы. Таким образом, для сигмовидной кишки необходимо ввести дозовые ограничения. Корреляции биологических эффектов в зависимости от дозы в точке ICRU для мочевого пузыря и максимальным значением дозы  $D_{2cc}$  для мочевого пузыря в настоящее время очень слабы и требуют дальнейших исследований.

В табл. 7 представлены значения суммарных дозы за курс лучевой терапии РШМ при планировании брахитерапии на основе набора секционных изображений, которые используют в популярных медицинских университетах и институтах мира (Институт IGR, г. Париж; Университет г. Вена; Университет Leuven).

Таблица 7

*Значения суммарных доз за курс лучевой терапии для рака шейки матки при планировании брахитерапии на основе набора секционных изображений, которые используются в институте IGR (г. Париж), университете г. Вена, университете Leuven*

Объем/контрольная точка	Доза, Гр (Институт IGR, г. Париж)	Доза, Гр (Университет г. Вена)	Доза, Гр (Университет Leuven)
Точка «А»	91	85	85
HR CTV $D_{90}$	86	87	84
HR CTV $D_{100}$	74	64	65
IR CTV $D_{90}$	69	73	73
IR CTV $D_{100}$	55	58	58
$D_{2cc}$ для стенки мочевого пузыря	70	81	85
$D_{2cc}$ для стенки прямой кишки	53	62	64
$D_{2cc}$ для стенки сигмовидной кишки	60	67	63

В табл. 8 представлены примеры режимов фракционирования для сочетанного курса лучевой терапии РШМ при планировании брахитерапии на основе набора секционных изображений, которые применяются в Соединенных Штатах Америки с учетом ожидаемых радиобиологических эффектов [16].

Таблица 8

*Режимы фракционирования для сочетанного курса лучевой терапии рака шейки матки при планировании брахитерапии на основе набора секционных изображений, которые применяются в Соединенных Штатах Америки с учетом ожидаемых радиобиологических эффектов*

Дистанционная лучевая терапия	Брахитерапия	$EQD_2$ (Гр) для опухоли ( $\alpha/\beta = 10$ Гр)	$EQD_2$ (Гр) для OAR по 90 % дозе ( $\alpha/\beta = 3$ Гр)	$EQD_2$ (Гр) для OAR по 70 % дозе ( $\alpha/\beta = 3$ Гр)
25 × 1,8 Гр	4 × 7 Гр	83,9	90,1	74,2
25 × 1,8 Гр	5 × 6 Гр	84,3	88,6	73,4
25 × 1,8 Гр	6 × 5 Гр	81,8	83,7	70,5
25 × 1,8 Гр	5 × 5,5 Гр	79,8	82,6	69,6

Для внутрисветовой брахитерапии в табл. 9 указаны параметры, которые важны при составлении предписания представлены.

Таблица 9

*Пример составления предписания для внутрисветовой брахитерапии*

Объем / контрольная точка	$D$ (% ПД)	$EQD_2$ (Гр) для опухоли ( $\alpha/\beta = 10$ Гр)	$BED$ для опухоли
ПД	100 %	+	+
$V(GTV)_{100}$	Зависит от локализации точки ПД (80...150 %)	+	+
$V(STV)_{100}$ (объем облучения – Target Volume, TV)	Зависит от локализации точки ПД (80...150 %)	+	+
$LRefV, RefV$	90 %		

Объем облучения (*Target Volume* – TV) покрыт изодозной поверхностью, соответствующей минимальной планируемой дозе. Длина облучаемого объема измеряется вдоль направления основной оси на глубине STV. Диаметр облучаемого объема может изменяться вдоль оси в зависимости от формы STV.

Для составления предписания к внутритканевой брахитерапии важным параметром для опухоли будет являться облучение STV. Этот



объем должен быть облучен дозой не ниже 90 % (ее еще называют минимальной дозой в мишени МДМ, *Minimum Target Dose – MTD*, или минимальной периферической дозой МПД (*Minimum Peripheral Dose – MPD*) от предписанной дозы (ПД, *Prescribe Dose = 100 %*) за курс брахитерапии (в частности, от назначенной дозы за сеанс терапии), т. е.  $D_{CTV} \geq 90 \% \text{ ПД} (90 \% D = 100 \% V_{CTV})$ . В других источниках упоминается такой параметр, как контрольный объем (КО, для методик дозиметрического планирования без снимков или на основе двух рентгеновских ортогональных снимков), к которому применяют такие же требования, что и к объему *CTV*. Также встречается в литературе такой параметр, как базовая доза (БД), которая приравнивается к 100 % от ПД. БД соответствует объему *GTV* при планировании брахитерапии на основе набора секционных изображений. Пока нет жестких требований по объему «горячих пятен» в *CTV*, объем которых будет зависеть от покрытия *CTV* 90 % дозой и расположения имплантатов. Пример составления предписания для внутритканевой брахитерапии представлен в табл. 10.

Таблица 10

*Пример составления предписания для внутритканевой брахитерапии*

Объем / контрольная точка	$D_{90}$ от ПД	$D_{100}$ от ПД	$EQD_2$ (Гр) для опухоли ( $\alpha/\beta = 10$ Гр)	<i>BED</i> для опухоли
$V(GTV)_{100}$ (БД)		+	+	+
$V(CTV)_{100}$ (КО)	+		+	+

Что касается критических органов, в предписании указываются те органы, которые расположены в непосредственной близости к объему *CTV*, и значения толерантных уровней по величине дозы устанавливаются согласно международным рекомендациям *QUANTEC*, *EMBRACE*, *GYN GEC ESTRO* [15, 24, 31].

#### **Контрольные вопросы и задания**

1. Что должно быть отражено в предписании к проведению брахитерапии любого вида?
2. Перечислите особенности в предписании для проведения внутриволостной брахитерапии.
3. Перечислите особенности в предписании для проведения внутриволостной брахитерапии.
4. Какие особенности в предписании для проведения внутритканевой брахитерапии?

## 2.4. Методические указания к лабораторным работам по дозиметрическому планированию брахитерапии

Дозиметрическое планирование с использованием компьютерной техники позволяет более эффективно согласовывать желаемые и достигнутые уровни дозы в определенных точках или объемах клинического интереса, чем ручные методы. В общем случае такое совпадение достигается путем оптимизации расположения источника в аппликаторе. Настройка конфигурации источника может выполняться вручную планировщиком или автоматически в системе планирования. Изменение времени пребывания источника в определенной точке и шага движения источника изменяет распределение дозы. Это достигается либо путем ручной адаптации позиций источника по отношению к объему облучения, либо с помощью компьютерной оптимизации [1–6, 15–28].

Планирование дозиметрического облучения должно проводиться каждый раз при введении аппликаторов, чтобы правильно оптимизировать дозу в мишени и нормальных тканях.

Даже для систем 3D-планирования удобно начинать дозиметрическое планирование нового случая со стандартной системы расположения аппликаторов (имплантатов), положения и времени стояния источника в аппликаторах. Затем следует изменять значения этих параметров, чтобы оптимизировать дозу, поглощенную в соответствующих объемах мишени, и не превысить толерантные уровни для критических органов.

Для оценки дозиметрического плана облучения в дополнение к двумерному и трехмерному отображению распределения дозы также используется гистограмма «доза–объем» (ГДО), которая показывает, какая доля объема каждой структуры получает определенную дозу (рис. 26). Следует помнить, что в процессе планирования и вывода результатов в виде ГДО доза, как правило, представлена в виде физической дозы. Для сравнения разных режимов фракционирования необходимо пересчитывать физическую дозу в эквивалентную или биологически эффективную дозу.

При планировании лечения обычно используются две формы ГДО: кумулятивная и дифференциальная. Оба вида ГДО используются в зависимости от анализируемой ситуации. Кумулятивная ГДО, как правило, используется для анализа покрытия дозой мишени или критических органов. Кумулятивную ГДО также удобно использовать для сравнения облучения нескольких разных структур одного плана лечения. Дифференциальная ГДО используется для оценки крутизны спада дозы, расчёта величины эквивалентной равномерной дозы и других радиобиологических оценок.

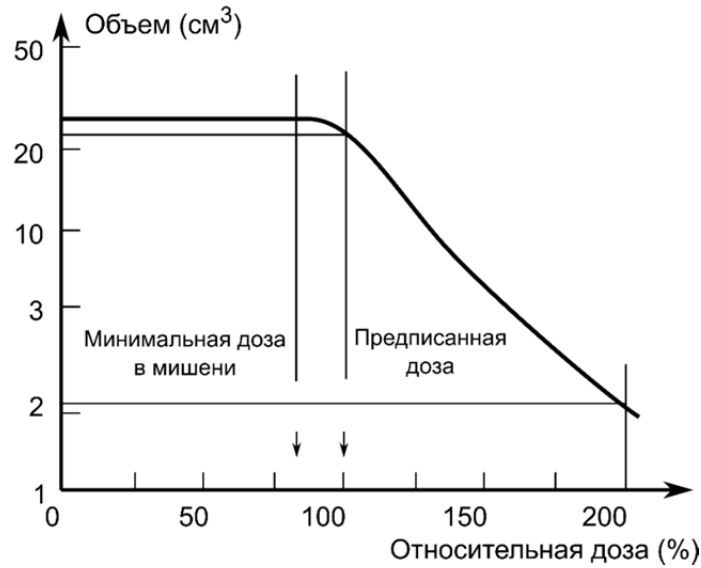


Рис. 26. Кумулятивная ГДО (DVH) для объема мишени. Обратите внимание, что объём структуры представлен в абсолютных значениях

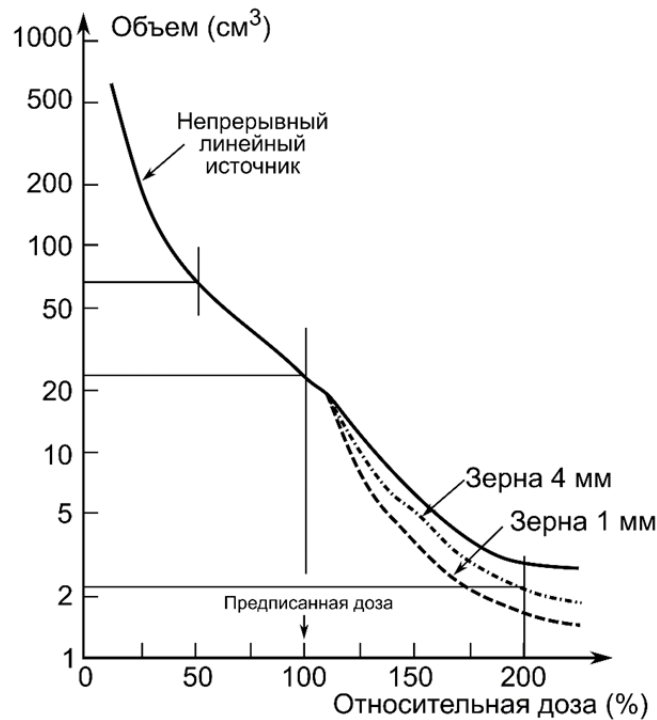


Рис. 27. Кумулятивная ГДО для разных источников: непрерывного линейного источника, источников из семян с шагом 10 мм и длиной семян 4 и 1 мм соответственно

В тканях, близких к источникам ионизирующего излучения, неизбежно появляются области с высокой дозой облучения. Это особенно характерно для внутритканевой и внутрипросветной брахитерапии, где диаметр катетеров обычно мал, менее 2 мм. Следует отметить, что объемы, получающие высокую дозу, зачастую малы, поэтому высокие зна-

чения дозы легко переносятся пациентами. Анализ объемов, получающих высокую и низкую дозы, проводится с помощью кумулятивной ГДО. На рис. 27 приведена ГДО для непрерывного источника и источников, состоящего из отдельных семян длиной 4 мм с периодом 10 мм и длиной 1 мм с периодом 10 мм. Видно, что малые источники позволяют доставить предписанную дозу и снизить нежелательное переоблучение.

В целом для дозовых распределений, получаемых в процессе брахитерапии, характерны и неизбежны области переоблучения, вызванные быстрым спадом дозы с увеличением расстояния от источника.

### **Лабораторная работа № 6** **Дозиметрическое планирование внутриволостной брахитерапии рака шейки матки**

**Цель работы:** создать дозиметрический план внутриволостной брахитерапии для рака шейки матки, ответить на контрольные вопросы.

**Оборудование:** система дозиметрического планирования HDRplus (см. Руководство пользователя к системе [32]).

**Описание работы:** первым этапом в планировании является загрузка изображений пациента. На снимках должны хорошо визуализироваться установленные аппликаторы для их последующей реконструкции в системе планирования. Могут использоваться ортогональные проекции, полученные на рентгеновском аппарате С-дуга, а также цифровые томограммы, полученные с использованием КТ-/МРТ-аппаратов, которые представлены в виде последовательности изображений.

1. Перед тем как загрузить ортогональные снимки, нужно выбрать модель куба ResoVox, которая содержит информацию о его геометрических особенностях, включая размер меток, расстояние между боковыми и перед-задними пластинами, метками и т. д. Далее изображения калибруют, т. е. определяют размер пикселя рентгеновского изображения с помощью рентгенконтрастной метки известной длины, которая прикреплена непосредственно к приемнику изображения.

2. При импортировании снимков в станцию планирования система запросит информацию об углах, с которых был сделан каждый снимок (AP/PA, LR/RL). Важнейшим этапом после импорта проекционных снимков является калибровка изображений по размеру пикселя. С этой целью на приемнике рентгеновского аппарата располагают рентген-непрозрачный предмет-метку, например проволоку фиксированной длины (рис. 28). В дальнейшем, при рисовании калибровочной линии заданного размера, по проекции метки планирующая система автоматически произведет калибровку изображения (рассчитает dpi). Не рекомендуется произво-

дить калибровку изображения по аппликаторам или другим меткам известной длины, находящимся на расстоянии от приемника рентгеновского аппарата, ввиду наличия эффекта увеличения изображения.

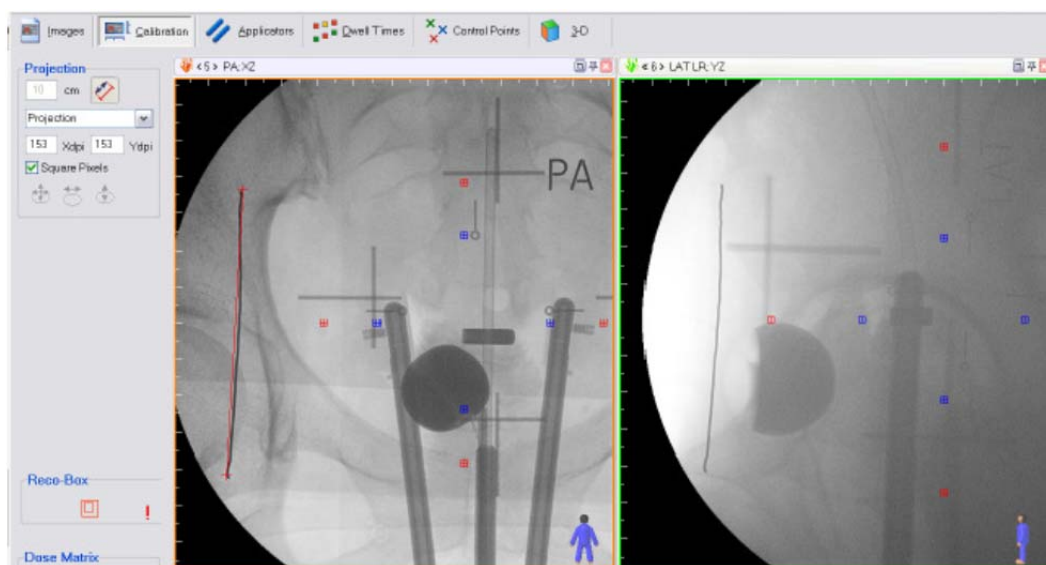


Рис. 28. Калибровка изображения по проволоке

3. Чтобы откалибровать куб Resco Vox, необходимо совместить красный крест с большими маркерами и синий крест с маленькими маркерами на обоих изображениях (рис. 29). В качестве оценочного фактора точности калибровки можно использовать проекцию наконечника трубки/аппликатора. В идеальном случае оранжевая контрольная линия проходит через наконечник аппликатора на обоих снимках (рис. 30). Если совпадения нет, то следует проверить качество калибровки изображения по размеру пикселя (dpi), а также правильность загрузки изображений и правильность выбора модели куба Resco Vox в настройках планирующей системы.

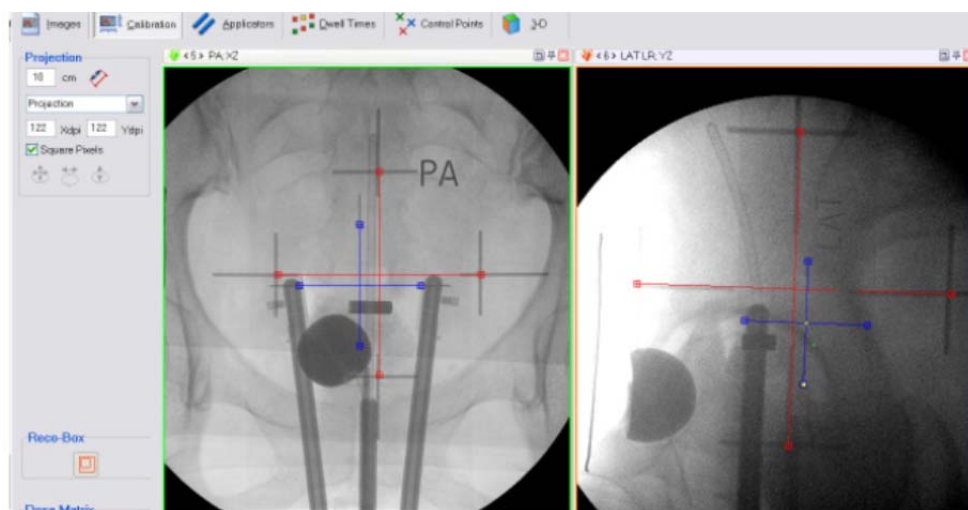


Рис. 29. Калибровка Resco Vox

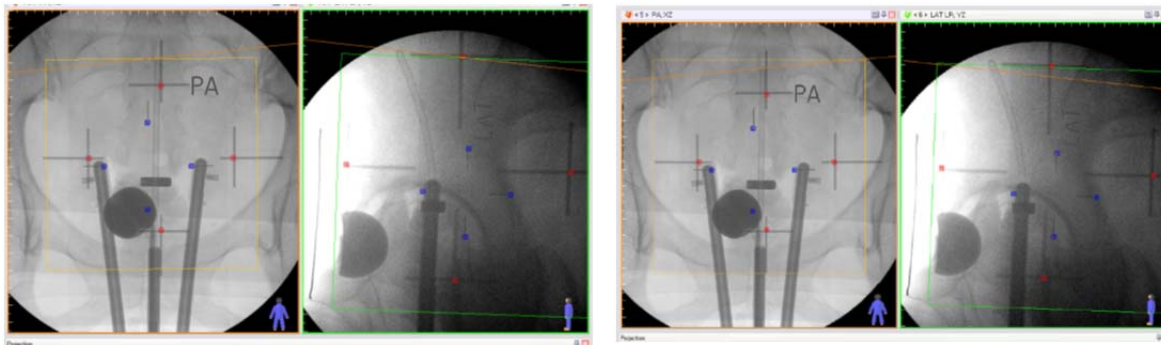
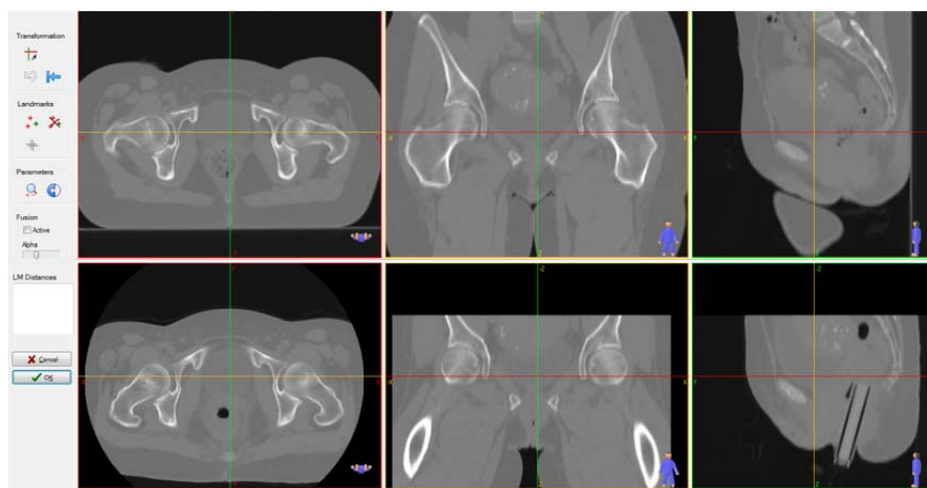


Рис. 30. Оценка правильности калибровки изображения

4. Использование для планирования лечения набора снимков пациента (последовательности срезов) имеет ряд преимуществ по сравнению со снимками проекций С-дуги. При использовании набора КТ-/МРТ-снимков пропадает необходимость проводить калибровку изображения, поскольку система получает информацию о размере пикселя в процессе передачи данных в формате DICOM. Кроме того, наличие последовательности срезов позволяет создавать трёхмерные структуры (контуры) критических органов и опухоли пациента, что, в свою очередь, на конечном этапе планирования позволяет оценить дозовую нагрузку на объемы органов и мишени (ГДО).

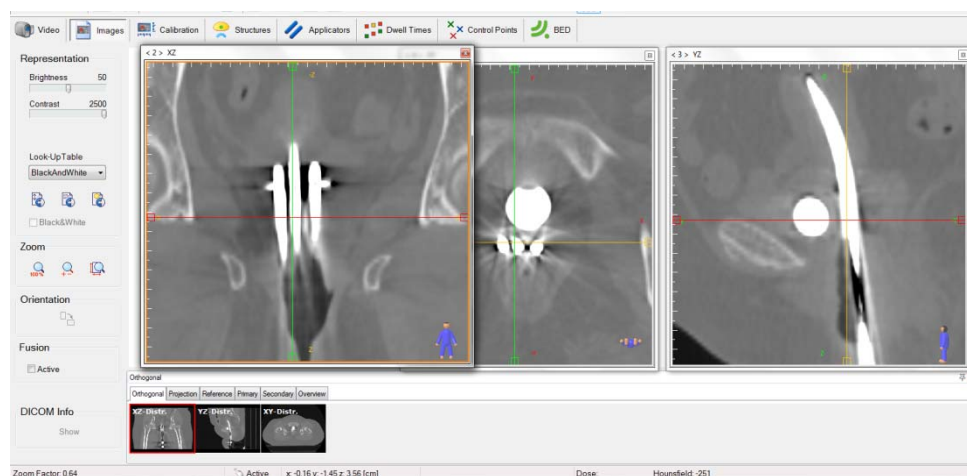
5. Если у пациента имеется несколько наборов снимков, то система планирования позволит сделать совмещение нескольких наборов и совместить их относительно одной системы координат (*fusion*). В качестве примера можно привести сочетанный курс лучевой терапии, когда курс брахитерапии является следующим этапом после курса дистанционной лучевой терапии. В данном случае предоставляется возможность совместить КТ-снимки с разных этапов, поскольку для каждого курса проводится отдельное КТ-сканирование с различным набором фиксирующих устройств либо наличием аппликаторов, загружая их как первичный или вторичный набор последовательностей (*Image Sequence*). Другим примером может быть курс лечения по КТ-снимкам пациента с аппликаторами, но в качестве вторичного набора снимков используется МРТ-снимки, что позволит качественнее выполнить оконтуривание мишени.

*Примечание.* Совмещение последовательностей наборов снимков может осуществляться системой планирования автоматически либо вручную, путем создания набора опорных точек на обеих последовательностях. Вместе с набором КТ-снимков первичного этапа система планирования позволяет загрузить набор контуров для дистанционной лучевой терапии и после слияния распространить контуры на вторичный набор снимков (рис. 31). Набор контуров дистанционной лучевой терапии может содержать как анатомические структуры, так и изодозные структуры, полученные при дистанционной лучевой терапии.



*Рис. 31. Совмещение последовательностей наборов снимков*

6. После загрузки изображений врач-радиотерапевт проводит оконтуривание мишени и критических органов пациента на снимках. По завершении создания структур проводится реконструкция аппликаторов. При условии правильной ориентации тела пациента при КТ-сканировании фигурки ориентации в нижнем углу срезов будут указывать на местоположение аппликаторов в теле пациента (рис. 32).



*Рис. 32. Загруженный набор снимков в станцию планирования. Фигурки ориентации в правом нижнем углу проекции указывают на ориентацию пациента и аппликаторов*

7. После завершения калибровки изображений требуется выставить и совместить аппликаторы с их проекцией на снимке. Система планирования содержит целую библиотеку аппликаторов, каждый из которых имеет свой маркер. Выбор одного аппликатора из этого списка позволяет разместить один или несколько аппликаторов этого типа с помощью мыши. Количество и тип используемых аппликаторов устанавливает врач, который указывает их в предписании к курсу лечения.



8. При планировании по ортогональным рентгеновским снимкам реконструкцию аппликаторов производят таким образом, чтобы на каждом снимке аппликатор полностью повторял контур проекции. Для достижения этой цели применяются функции перемещения и вращения аппликатора (рис. 33, 34).

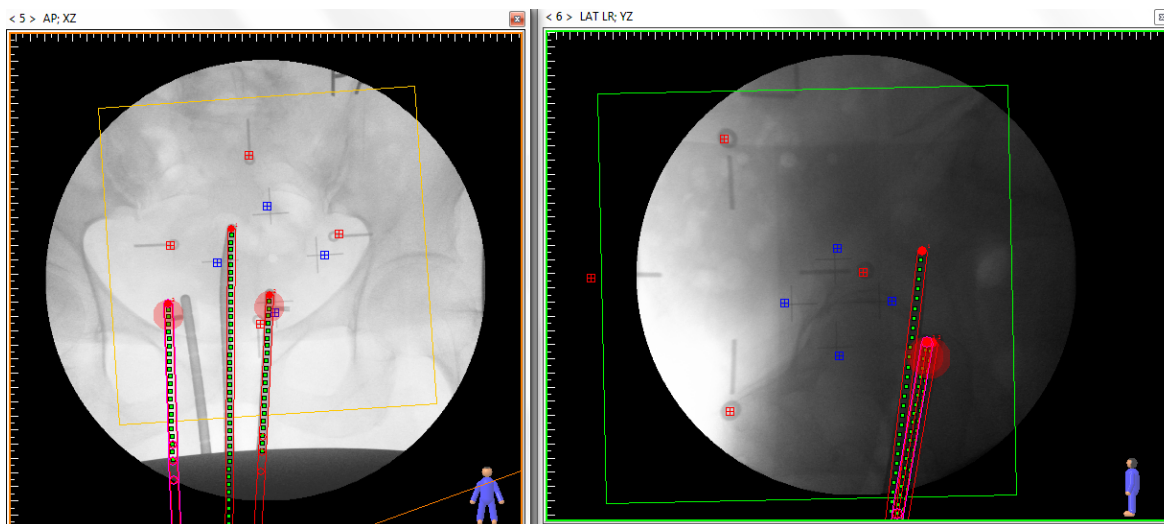


Рис. 33. Процесс совмещения аппликаторов с их проекциями на снимке

9. При планировании по набору КТ-снимков реконструкцию также выполняют с целью соответствия положения восстановленного аппликатора его расположению на каждом срезе. Жесткие аппликаторы реконструируются основными методами перемещения и вращения аппликатора, но дополнительно появляются возможности автоматической реконструкции по числам Хаунсфилда КТ-изображений, а также по нескольким (двум-трём) точкам.

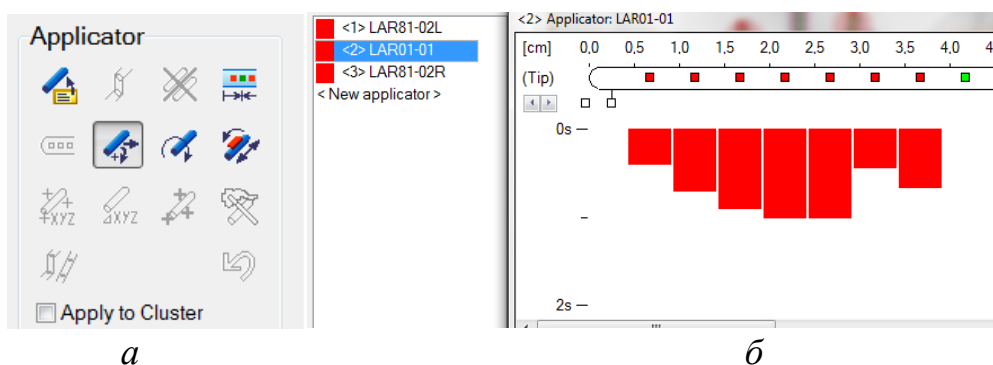


Рис. 34. Изображение функционального окна *Applicators*: а – инструменты редактирования аппликаторов; б – активация и регулировка времени стояния источника в точках аппликатора

*Примечание.* Также расположение аппликаторов можно контролировать при помощи функции 3D-просмотра, на котором в трехмерном виде можно увидеть взаимное расположение аппликаторов и объемных изображений мишени и критических органов.



Важной особенностью в планировании брахитерапии при использовании более чем одного аппликатора является порядок их установки. Порядок их подключения к каналам гамма-терапевтического аппарата должен совпадать с порядковым номером на этапе планирования вкладки **Applicators** (<1>, <2> и т. д.). Неправильное их подключение может привести к аварийным ситуациям.

10. После окончания реконструкции аппликаторов следует процедура активации точек стояния источника (Dwell position) (рис. 35).

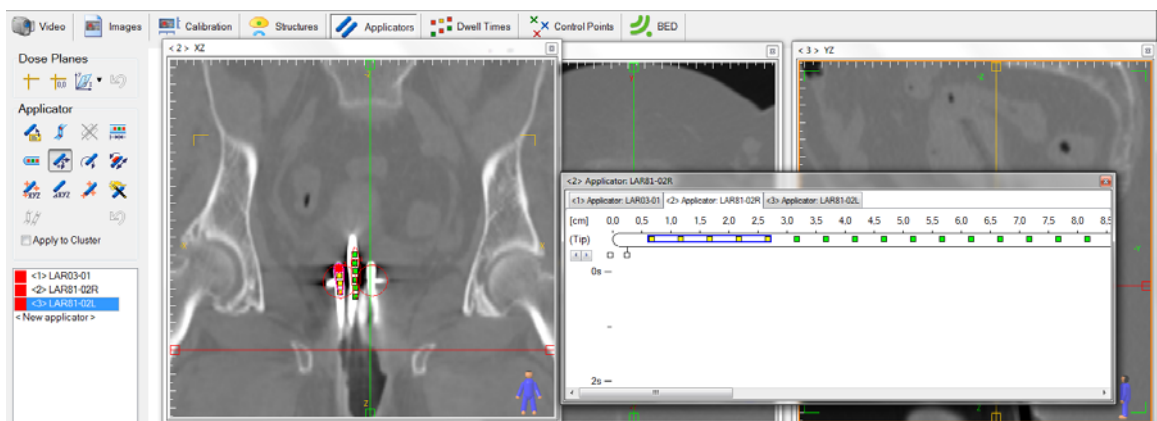


Рис. 35. Активация точек выдержки и задание времени выдержки источника в аппликаторах

11. На следующем этапе проводят установку контрольных точек. Контрольные точки могут применяться для мониторинга уровня дозовой нагрузки на область или поверхность, а также для автоматического расчета времени нахождения источника в точках выдержки аппликаторов. Контрольные точки устанавливают вручную либо расставляют автоматически в пределах обозначенного контура, либо на заданном расстоянии от аппликатора (рис. 36).

12. Предписанную дозу на заданные контрольные точки можно рассчитать с помощью функций автоматического, полуавтоматического или ручного управления временем стояния источника на панели инструментов Dwell times (рис. 35).

13. Панель инструментов Dwell times и дозовое покрытие, нормированное на выставленные контрольные точки, приведено на рис. 36. Контрольный уровень дозы  $R_x$  определяет предписанную дозу, которую планируют подвести к области облучения. На панели Isodose выбирают цвета и уровни для различных изображений изодозы. Панель инструментов Dwell Positions позволяет выполнять действия над позициями стояния источника, увеличивать и уменьшать время стояния, включать и отключать позиции стояния источника. Панель инструментов Dose Optimization позволяет управлять дозовым распределением и вести рас-

чет времени облучения в точках в автоматическом, полуавтоматическом и ручном режиме (рис. 37).

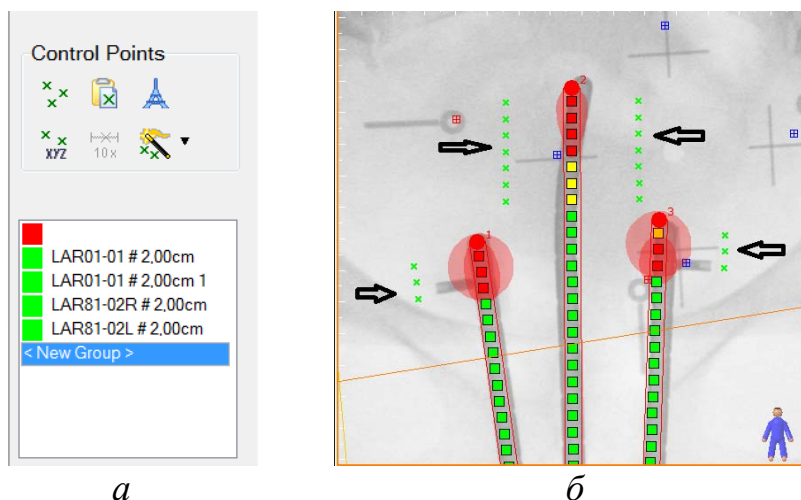


Рис. 36. Расстановка контрольных точек: а – панель инструментов Control points; б – визуализация положений расставленных контрольных точек

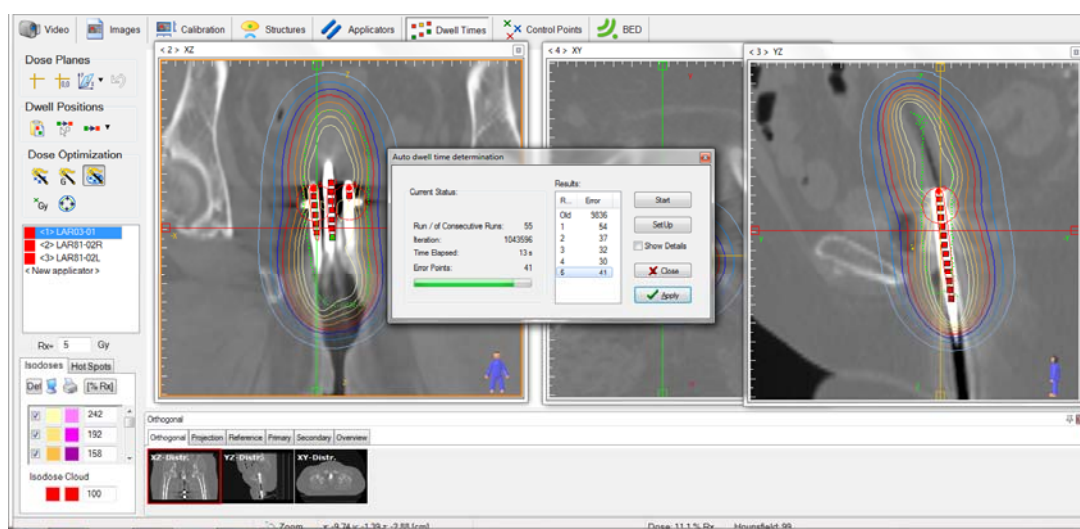


Рис. 37. Автоматический расчет времени стояния источника в точках аппликаторов по контрольным точкам

Рассчитанный план лечения внутрисполостной терапии по манчестерской системе оценивают по дозовым точкам «А» и «В». На рис. 38 представлены пример плана, построенного для аппликатора типа «Манчестер», а также дозовое покрытие мишени (граница залитого красного фона показывает предписанную дозу). Дозы в контрольных точках показываются с помощью окна Dose Monitor (рис. 39).

Для оценки результатов планирования по КТ-снимкам используют ГДО, а также параметры  $D_{xx}$ ,  $D_{cm}$ ,  $V_{xx}$ . Критерии оценки качества плана лечения устанавливает врач-радиотерапевт в предписании установленной формы. Примеры ГДО представлены на рис. 40, 41.



Рис. 38. Панель инструментов Dwell times и дозовое покрытие

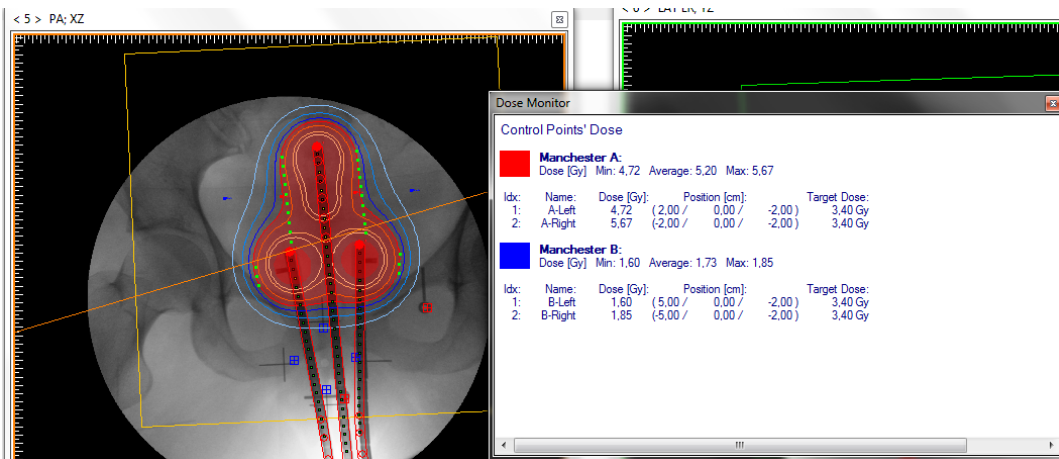


Рис. 39. Распределения дозы для аппликатора типа «Манчестер». Дозы в точках «А» и «Б»

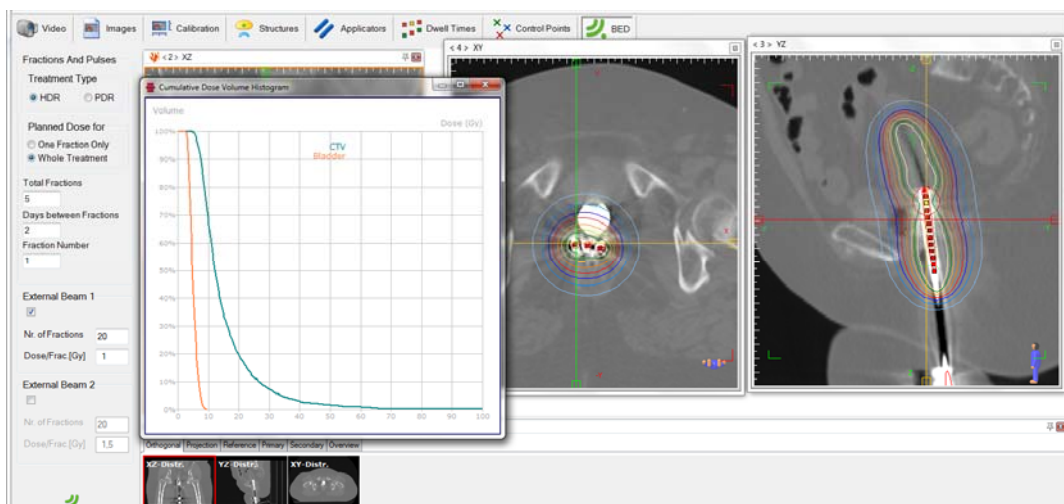


Рис. 40. Положение источников в аппликаторе, изодозные кривые и кумулятивные ГДО

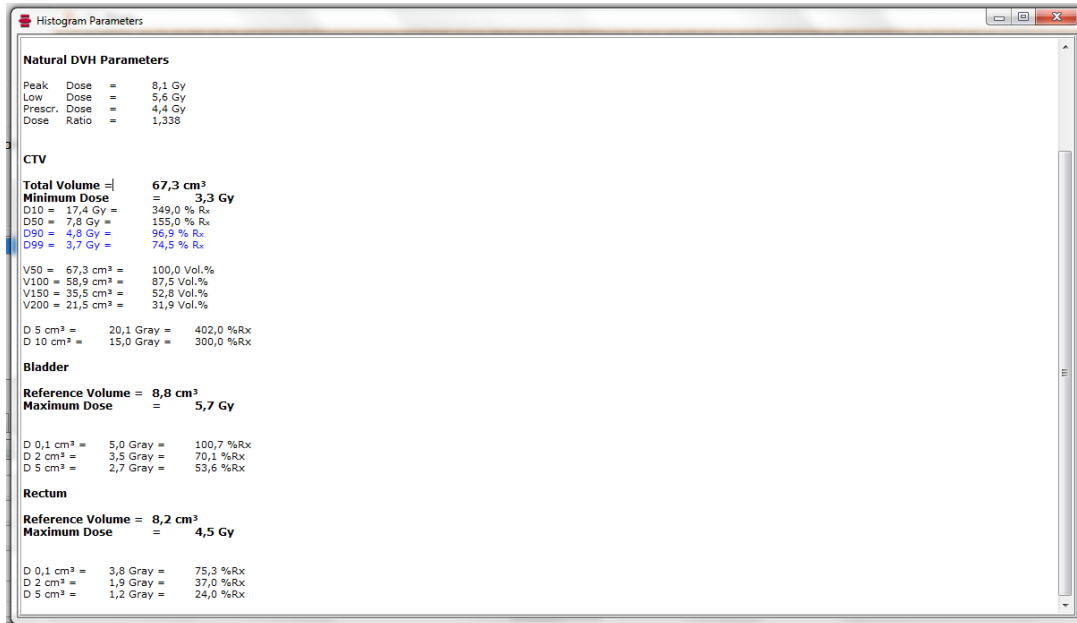


Рис. 41. Представление ГДО в текстовой форме

Для оценки биологической эффективной дозы (*BED*) необходимо указать режим фракционирования, а также, если проводилась дистанционная лучевая терапия, параметры External Beam RadioTherapy (*EBRT*) (рис. 42). Параметр  $\alpha / \beta$  в гинекологических опухолях считают равным  $\alpha / \beta = 10$  Гр, для критических органов –  $\alpha / \beta = 3$  Гр.

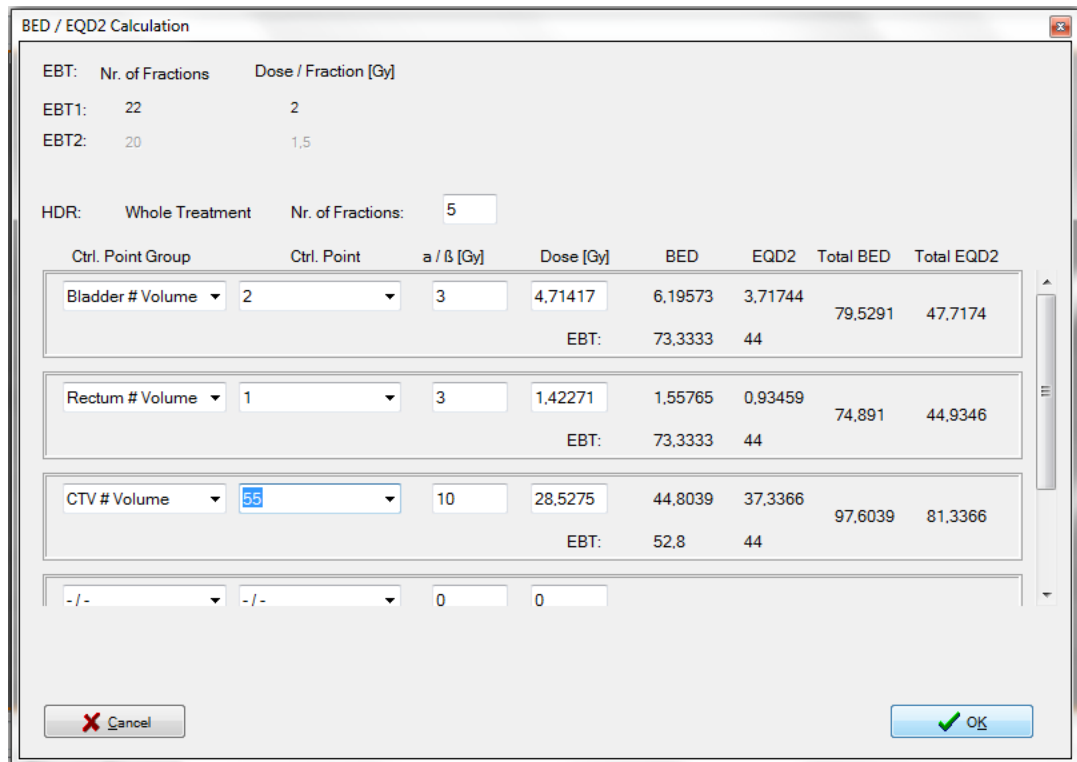


Рис. 42. Расчет параметров BED/EQD2

### **Контрольные вопросы и задания**

1. Рассчитайте  $EQD_2$  опухоли для курса сочетанной лучевой терапии, в котором на первом этапе была доставлена доза 50 Гр за 22 фракции, а на втором этапе было проведено 5 сеансов брахитерапии с предписанной дозой 5 Гр за фракцию.
2. Обозначьте основные преимущества и недостатки брахитерапии в сравнении с дистанционной лучевой терапией.
3. Какие существуют классификации брахитерапии?
4. Как применяется Манчестерская система при внутрисполостной брахитерапии?
5. Для чего проводится калибровка изображения с использованием куба ResoVox?
6. Какие преимущества дает топометрическая подготовка на основе КТ-/МРТ-томографии?
7. Какие преимущества и недостатки имеют КТ- и МРТ-томография при планировании внутрисполостной брахитерапии?
8. Почему планирование терапии проводится перед каждым сеансом внутрисполостной терапии?
9. Какие ограничения и в каком виде могут формулироваться для мочевого пузыря при составлении предписания к курсу брахитерапии при проведении сочетанной лучевой терапии рака шейки матки?
10. Какие значения параметра  $\alpha/\beta$  используют для оценки риска критических органов при планировании брахитерапии рака шейки матки?
11. Какие критические органы оконтуривают при планировании облучения рака шейки матки?

### **Лабораторная работа № 7**

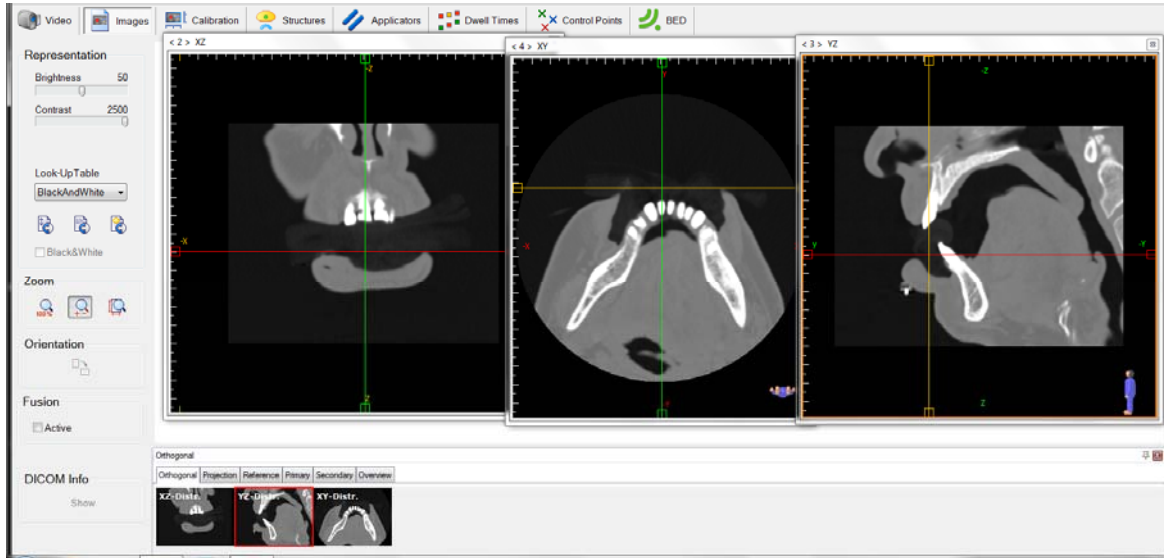
#### **Дозиметрическое планирование внутритканевой брахитерапии рака губы**

**Цель работы:** создать дозиметрический план внутритканевой брахитерапии для рака губы, ответить на контрольные вопросы.

**Оборудование:** система дозиметрического планирования HDRplus (см. Руководство пользователя к системе [32]).

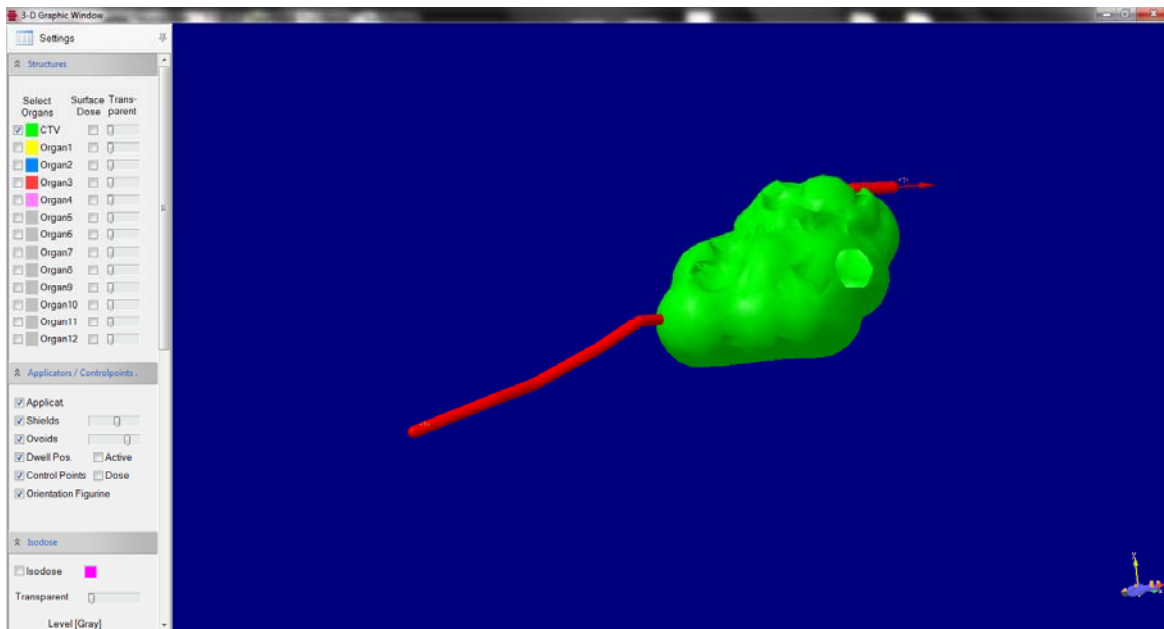
При планировании внутритканевой брахитерапии на первом этапе необходимо загрузить в систему планирования КТ-снимки пациента. Загрузку снимков можно осуществить передачей данных по сети или загрузить с носителей информации (флеш-носители, CD-/DVD-диски, внешние жесткие диски). На рис. 43 представлен пример внутритканевой брахитерапии рака нижней губы.

После загрузки изображений врач-радиотерапевт выполняет оконтуривание мишени и критических органов пациента на снимках. После завершения оконтуривания проводят реконструкцию аппликаторов.



*Рис. 43. Набор снимков, загруженный в станцию планирования. Фигурки ориентации в правом нижнем углу проекции указывают на ориентацию пациента и аппликаторов*

При внутритканевой брахитерапии используют гибкие пластиковые аппликаторы-иглы, которые непосредственно имплантируют в область опухоли. Гибкие аппликаторы реконструируют путем определения цепочки прямых сегментов и колен изгибов аппликатора (рис. 44, 45). Направление гибкого аппликатора определяется первыми двумя введенными точками описания аппликатора – первая точка считается наиболее близкой к концу.



*Рис. 44. 3D-изображение аппликаторов и структур. Включение и выбор уровня цвета контура PTV или органов риска*



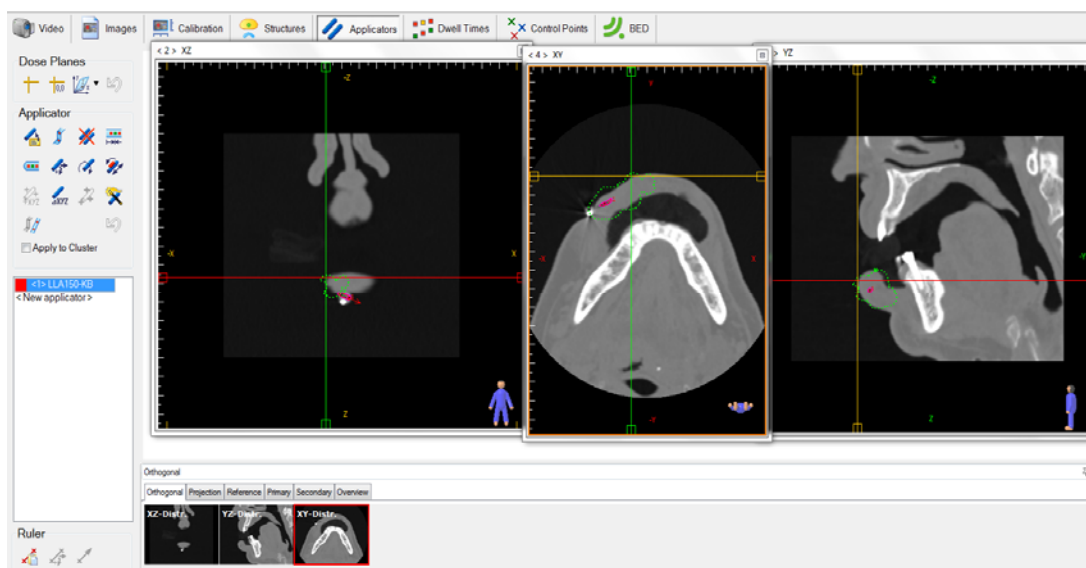


Рис. 45. Реконструкция гибких аппликаторов

Также расположение аппликаторов можно контролировать при помощи функции 3D-просмотра, на котором в трехмерном виде можно увидеть взаимное расположение аппликаторов и объемные изображения мишени и критических органов (рис. 44).

На следующем этапе проводят установку контрольных точек. Контрольные точки могут применять для мониторинга уровня дозовой нагрузки на область или поверхность, а также для автоматического расчета времени нахождения источника в точках стояния аппликаторов. Контрольные точки устанавливаются вручную либо расставляются автоматически в пределах обозначенного контура, заполняя структуру либо располагаясь по поверхности контура (рис. 46).

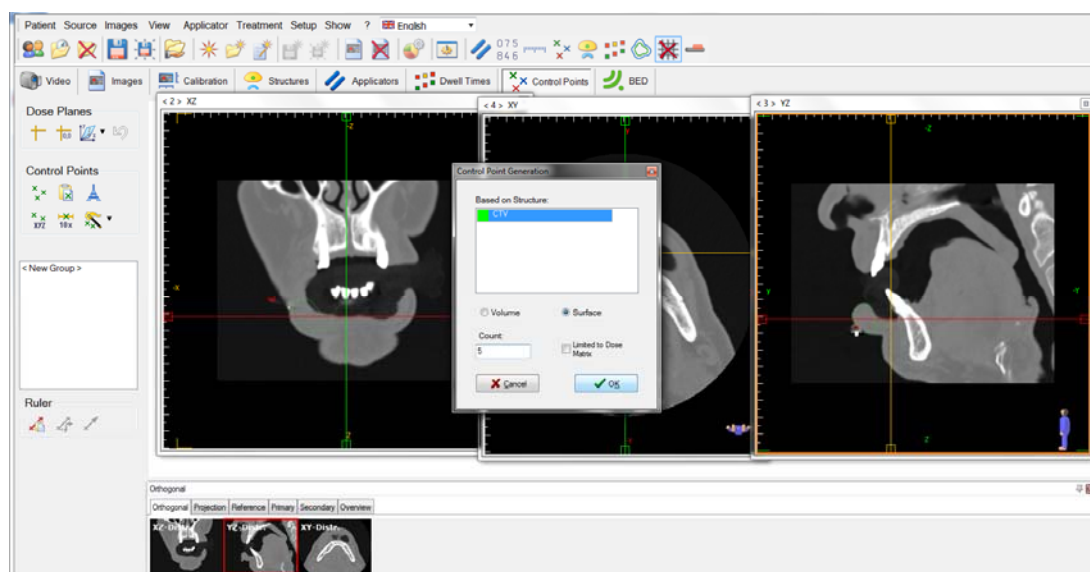


Рис. 46. Создание контрольных точек на основе созданной структуры

Для автоматического расчета времени нахождения источника в точках стояния аппликаторов (Auto Dwell) необходимо в свойствах группы контрольных точек указать уровни дозы, указанные в предписании (рис. 47).

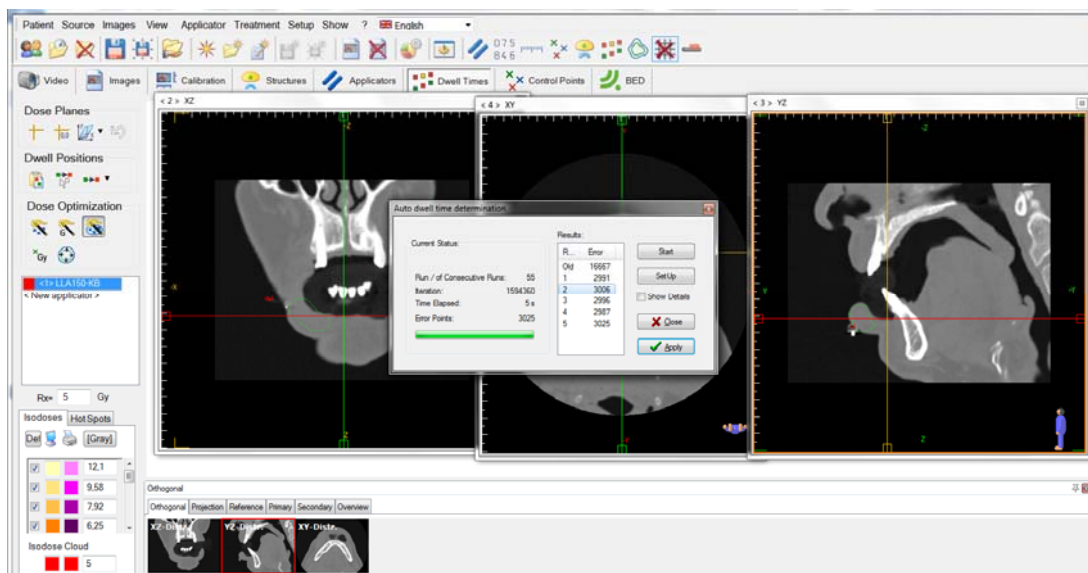


Рис. 47. Автоматический расчет времени стояния источника в точках аппликаторов по контрольным точкам

При неудовлетворительном качестве автоматического планирования можно воспользоваться функцией графической оптимизации изодоз (рис. 48). Данная функция позволяет менять время стояния источника в локальном или глобальном виде путем перемещения изодозных линий на срезах.

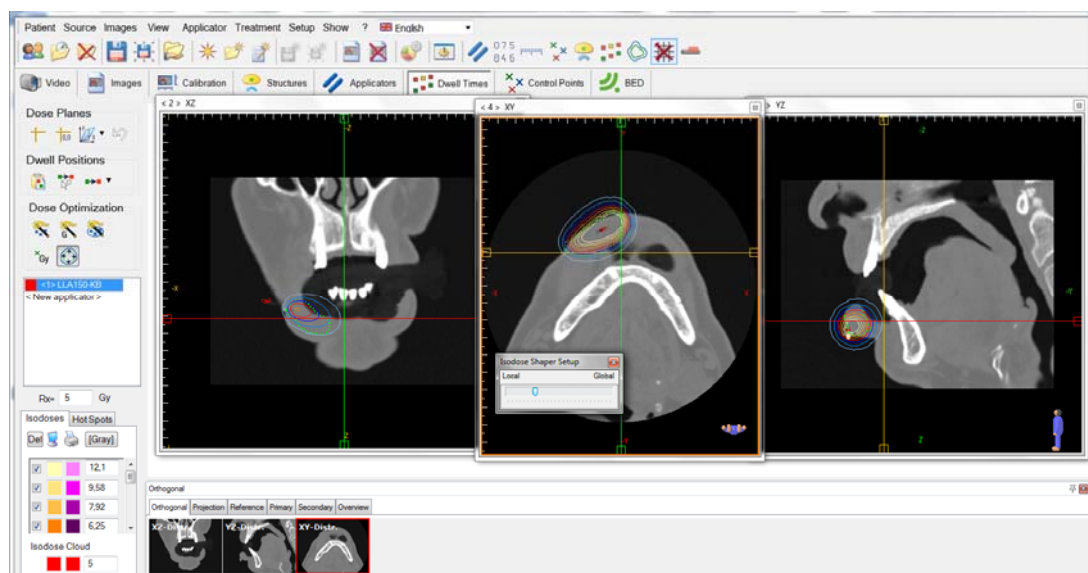


Рис. 48. Функция графической оптимизации изодоз. Ползунок позволяет менять влияние разных точек стояния на итоговое изодозное распределение



Для оценки результатов планирования используют ГДО и параметр средней центральной Дозы (*Mean Central Dose (MCD)*), рис. 49), а также параметры  $D_{xx}$ ,  $D_{ccm}$ ,  $V_{xx}$ . Критерии оценки качества плана лечения устанавливает врач-радиотерапевт в предписании.

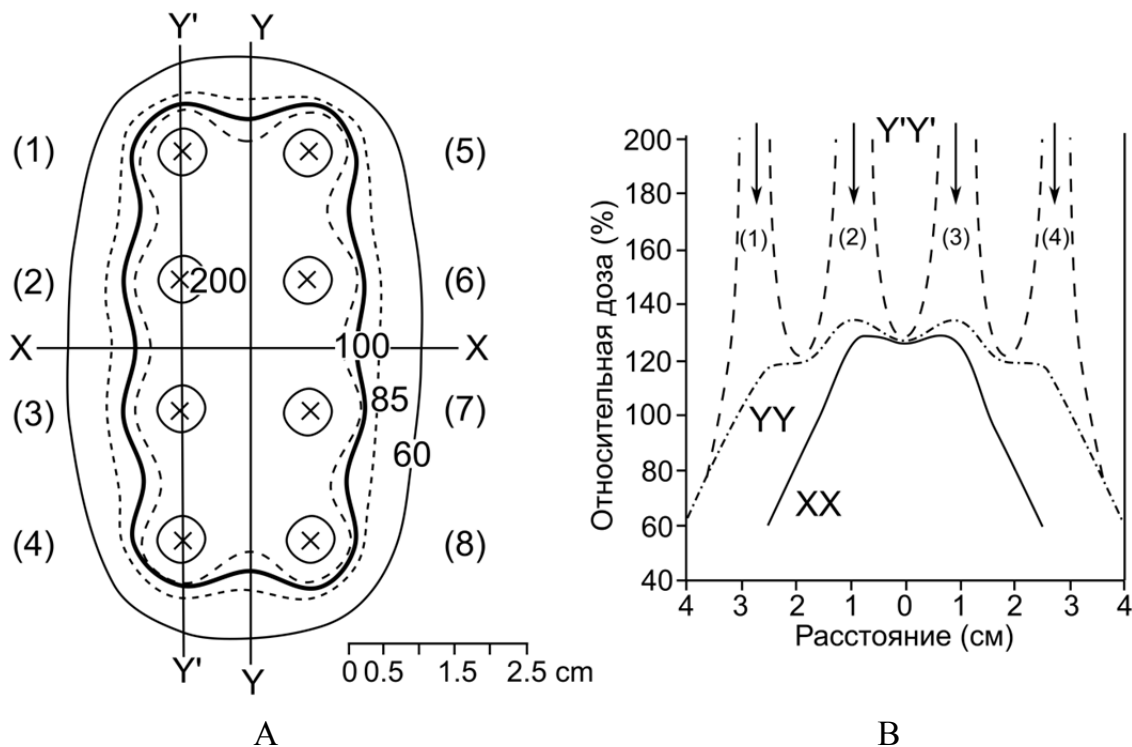


Рис. 49. Оценка профилей дозы. Три профиля (В) рисуют вдоль двух ортогональных направлений через двухплоскостной имплантат (А) с восемью параллельными источниками длиной 10 см и расстоянием 1,8 см. Профили рассчитываются в процентах от минимальной дозы в мишени (толстая линия) вдоль осей XX, YY и Y'Y' в центральной плоскости. Профиль вдоль оси YY – наиболее представительный для оценки средней центральной дозы (MCD), которая является средним значением локального минимума. Средняя центральная доза равна 118 % периферической дозы (из отчета ICRU 58 [7])

В случае имплантата с линейными источниками в более чем одной плоскости средняя центральная доза представляет собой среднее арифметическое локальных минимальных доз между каждым набором из трех (треугольников) или четырех (квадратов) соседних строк источника в шаблоне источника. Для треугольников минимальная доза лежит в геометрическом центре. Для квадратов минимум находится на пересечении диагоналей.

В некоторых сложных расположениях имплантатов одна центральная плоскость не может делить пополам или даже включать все источники. В этих случаях средняя центральная доза, основанная на одной

плоскости, может вводить в заблуждение, и желательно разделить объем и выбрать отдельные центральные плоскости для каждой секции.

Для определения средней центральной дозы приемлемы три практических метода:

1. Оценка методом треугольников. Если используются параллельные линии, можно идентифицировать треугольники, состоящие из трех смежных исходных линий для всех источников. Определяются точки пересечения биссектрис каждого треугольника, и локальные минимальные дозы вычисляются в каждой из этих точек. Среднее значение этих локальных минимальных доз составляет среднюю центральную дозу. Этот метод является наиболее точным при использовании параллельных линий.

2. Оценка профилей доз: профили дозы рассчитываются для одной или нескольких осей через центр имплантата, проходящего через максимально возможное количество локальных минимумов. Местные минимальные дозы определяют визуально. Среднее значение этих локальных минимальных значений дозы представляет собой среднюю центральную дозу. В одном поверхностном имплантате, выполненном по криволинейной поверхности, профиль может привести к недооценке средней центральной дозы.

3. В сложном имплантате может быть трудно найти оси, проходящие через минимумы, и профили могут привести к завышению средней центральной дозы. Однако опыт показывает, что ошибка лежит в допустимых пределах. Этот метод иногда предпочтительнее для имплантатов-семян. При имплантации семян дозу следует рассчитывать вдоль нескольких случайных профилей, проходящих через имплантат.

Оценка результатов планирования на основе ГДО, *BED* и *EQD2* проводится так же, как и для внутритканевой брахитерапии.

#### **Контрольные вопросы и задания**

1. Перечислите основные преимущества и недостатки брахитерапии в сравнении с дистанционной лучевой терапией.

2. Опишите основные принципы размещения аппликаторов и формирования дозового распределения при внутритканевой брахитерапии.

3. Какие аппликаторы и какого типа используются при внутритканевой брахитерапии?

4. На чем основан принцип суперпозиции при брахитерапии?

5. Как производится расчет дозы от брахитерапии с учетом режима фракционирования по сравнению со стандартным режимом при использовании ЛКМ?

## Лабораторная работа № 8

### Дозиметрическое планирование внутрисветной брахитерапии рака пищевода

**Цель работы:** создать дозиметрический план внутрисветной брахитерапии для рака пищевода, ответить на контрольные вопросы.

Оборудование: система дозиметрического планирования *HDRplus* (см. Руководство пользователя к системе [32]).

После загрузки изображений врач-радиотерапевт оконтуривает мишень и критические органы пациента на снимках. По завершении оконтуривания проводят реконструкцию аппликаторов.

Реконструкцию положения аппликаторов проводят путем выбора типа аппликатора из библиотеки аппликаторов планирующей системы и совмещения его с проекцией таким образом, чтобы на каждом срезе аппликатор полностью повторял контур проекции. Гибкие аппликаторы реконструируются путем определения цепочки прямых сегментов и колен изгибов аппликатора (рис. 50).

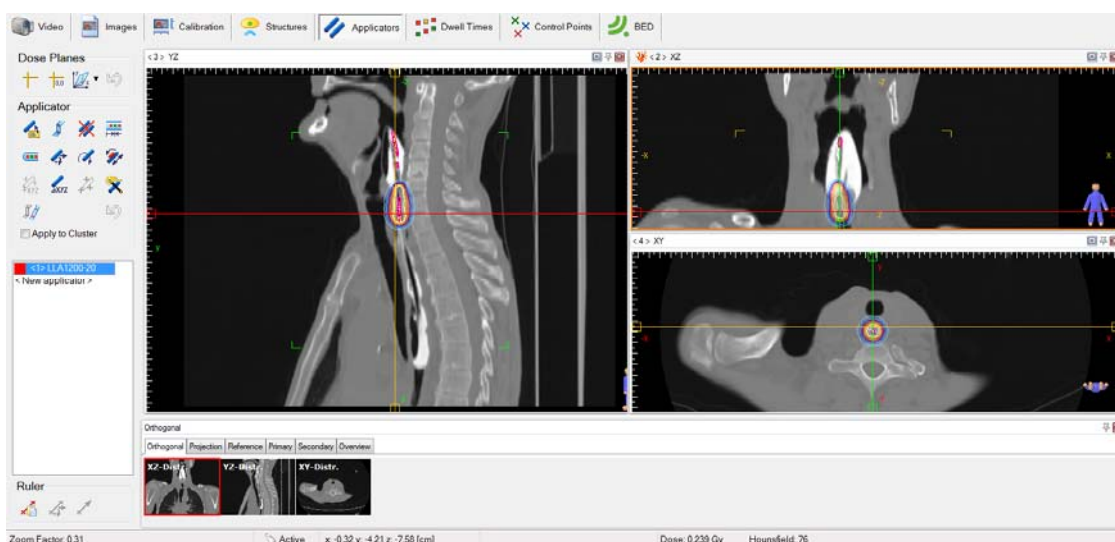


Рис. 50. Реконструкция гибкого аппликатора (LLA1200-20) внутри пищевода

На следующем этапе проводят установку контрольных точек. Контрольные точки могут применяться для мониторинга уровня дозовой нагрузки на область или поверхность, а также для автоматического расчета времени нахождения источника в точках стояния.

Для автоматического расчета времени нахождения источника в точках стояния (Auto Dwell) необходимо в свойствах группы контрольных точек указать уровни дозы, которые необходимо достигнуть в целях радиотерапии.

При неудовлетворительном качестве автоматического планирования можно воспользоваться функцией графической оптимизации изодоз. Дан-

ная функция позволяет менять время стояния источника в локальном или глобальном виде путем перемещения изодозных линий на срезах.

Для оценки результатов планирования используется функция Histogram Parameters, предоставляющая сведения о дозовой нагрузке на структуры.

Для оценки биологической эквивалентной дозы (*BED*) необходимо указать режим фракционирования, а также (если проводилась дистанционная лучевая терапия) параметры External Beam. Параметр  $\alpha/\beta$  используется для анализа тяжести ранних и отдаленных последствий.

### **Контрольные вопросы и задания**

1. Опишите область применения внутрисветной брахитерапии и ее основные преимущества.
2. Опишите особенности дозового распределения и планирования при внутрисветной брахитерапии.
3. Какие интрастаты используются при внутритканевой брахитерапии?

## **2.5. Процедура лечения и формирование отчета о лечении**

После того, как врачом-радиотерапевтом была разработана и утверждена стратегия облучения пациента, начинается подготовка пациента к лечению. В случае проведения внутрисветной или внутритканевой брахитерапии предварительное планирование облучения не проводится, т. к. введение аппликаторов сильно изменяет взаимное расположение опухоли и критических органов. В этом случае после подготовки пациента вводят аппликаторы, проводят контроль их положения с помощью С-дуги, МРТ, КТ. На основе полученных снимков в течение 15...20 минут проводят планирование сеанса облучения. После утверждения врачом распределения дозы начинают сеанс облучения. Планирование облучения проводят для каждой фракции. В прил. 3 представлен вариант «Регламента по выполнению процедуры брахитерапии на гамма-аппарате», в котором указаны этапы выполнения и сотрудники, ответственные за выполнение каждого из этапов. В прил. И представлен «Проверочный лист» для контроля проведения каждого из этапов.

В случае проведения внутритканевой брахитерапии проводят предварительное планирование положения имплантатов на основе диагностических снимков. После утверждения предварительного плана врач устанавливает иглы в опухоль. Пациент с установленными имплантатами проходит КТ- или МРТ-сканирование. На основе полученных снимков проводят уточняющее планирование облучения. После утверждения плана врачом начинают сеанс облучения. Установленные имплантаты могут быть несъемными, как, например, в случае рака губы. Поэтому

пациент с такими имплантатами получает последующие фракции облучения без перепланирования.

Непосредственное облучение пациента по заданному плану происходит через консоль управления аппаратом, которая передает сигналы для выхода источника из хранилища или защитного контейнера, введением источника в проводник имплантата и контролирует время стояния в определённом месте. Также во время лечения рекомендуется проводить *in vivo* дозиметрию при наличии соответствующего оборудования. Введение датчиков в тело пациента производят до начала облучения.

Для оценки эффективности того или иного метода лечения необходимо вести корректную документацию о самом методе и проведенной процедуре. При составлении документации должны быть освещены все клинически важные аспекты и параметры проведенной процедуры, технические характеристики оборудования и метода. Например, после рассмотрения и утверждения врачом план распечатывают со всеми входными и выходными данными, включая описание радиоактивных источников, запланированное количество и позиции источника, геометрию расположения источников («дозиметрическая система»), типы аппликаторов и время облучения, а также все данные пациента.

При сравнении брахитерапии, выполняемой в разных центрах с использованием разных методов, необходимо сравнивать разные объемы: облучаемые объемы и точечные объемы или контрольные точки (они также должны быть сопоставлены с соответствующими *CTV*). При дистанционной лучевой терапии из-за довольно однородной дозы в центральной части *PTV* выбор «контрольной точки для отчетности» в центре *PTV* является очевидным. Для внутрисполостной брахитерапии характерен ярко выраженный градиент дозы, особенно вблизи радиоактивных источников. Поэтому выбор опорной точки для представления в непосредственной близости от источника вызывал трудности, и в 1985 г. был рекомендован другой подход. Согласно ICRU-43 вместо того, чтобы сообщать дозу в точке, рекомендуется согласовать уровень дозы с размерами объема, входящего в соответствующую изодозу, который следует указывать в качестве эталонного (опорного) объема. Объем, охваченный этой дозой, является «Контрольным объемом». Таким образом, эталонный или референсный объем становится клинически значимым, когда его объем полностью сопоставляется с облучаемым клиническим объемом и/или «точечным объемом». Выбранная контрольная доза может быть равна или не равна дозе в точке «А», которая, в свою очередь, может быть равна или не равна дозе, определяющей облучаемый объем. Референсный объем – это объем, охватываемый заданной изодозой, выбранный и определенный в абсолютных единицах размеров

и объема для сравнения лечения в разных центрах, использующих различные методики [1–7, 15–28].

Разработанный план облучения до утверждения врачом должен быть проверен независимо квалифицированным физиком, не участвующим в составлении плана.

Согласно международным рекомендациям ICRU-58, ICRU-38 в отчете по проведению внутрисполостной, внутрисветовой и внутритканевой брахитерапии должны быть указаны следующие параметры:

1. Персональные данные пациента (ФИО, ID).
2. Описание клинических условий, включая диагноз, *GTV*, *CTV*, *OAR*.

3. Техника проведения топометрической подготовки (аппарат, тип визуализации).

4. Предписание к проведению внутритканевой брахитерапии с указанием суммарной и однократной дозы на объемы облучения и контрольные точки (точка «А»), требования по распределению дозы в объеме и ограничения на критические органы, желательно в показателях физической дозы и дозы  $EQD_2$  (также нужно указать самостоятельный курс лучевой терапии или сочетанный).

5. Описание техники (аппарат, система дозиметрического планирования типы имплантатов, положение имплантатов относительно объема облучения).

6. Спецификации источника излучения в *RAKR*, *TRAK*.

7. Время облучения (временные параметры) и диапазон мощности.

8. Значение выходных параметров дозиметрического плана: доза в точке «А», объем ткани, покрытый  $D_{90}$ , ИГ (индекс гомогенности), ИК (индекс конформальности), объемы высоких и малых доз в мишени и в критических органах, спецификация дозы на трёх глубинах в органах:

- доза на поверхности слизистой оболочки;
- МДМ (минимальная доза в мишени);
- доза на референсной глубине от поверхности имплантата/просвета;
- длина референсного объема облучения (*RVL*).

9. Также могут прилагаться распределения дозы в разных плоскостях, например для внутрисполостной брахитерапии для рака шейки матки: сагиттальной (включая эндостат), косой через точку «А» и середину вагинальных источников и осевую через вагинальные источники с линиями изодозы.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В пособии освещаются основные физико-дозиметрические и радиобиологические аспекты брахитерапии. Представлены процедуры по гарантии качества, освоение которых проводится через ряд лабораторных работ. В радиобиологическом блоке представлены примеры расчета биологического эффекта лучевой терапии в зависимости от режима фракционирования и дозы за фракцию и весь курс ЛТ. Далее описываются основные этапы проведения брахитерапии, включая предлучевую подготовку (топометрическую подготовку), составление предписания к проведению брахитерапии на основе радиобиологических моделей, дозиметрическое планирование для внутрисполостной, внутритканевой и внутрипросветной брахитерапии, и освещаются основные пункты для формирования отчета о проведенной процедуре.

Важно отметить, что клинические примеры дозиметрического планирования представлены для трехмерного планирования, поскольку современные клинико-дозиметрические международные рекомендации доказали преимущество таких систем при получении точного распределения дозы по объему мишени и критических органов в зависимости от геометрии расположения имплантатов. Таким образом, при малых объемах опухолевого процесса возможно добиться меньшей нагрузки на критические органы, тогда как при больших объемах возможно оптимизировать дозовое распределение для подведения максимальной терапевтической дозы к мишени и максимально снизить нагрузку на критические органы.

## СПИСОК ОБОЗНАЧЕНИЙ И СОКРАЩЕНИЙ

МКРЕ (ICRU) – Международная комиссия по радиационным единицам.

ESTRO – Европейское общество терапевтической радиологии и онкологии.

HDR – high dose rate (высокая мощность дозы).

LDR – low dose rate (низкая мощность дозы).

MDR – medium dose rate (средняя мощность дозы).

СПО – слой половинного ослабления.

AAPM TG – рабочая группа Американской ассоциации физиков в медицине.

Ки – кюри.

Бк – беккерь.

$\Gamma_\delta$  – константа мощности воздушной кермы.

$\Lambda$  – константа мощности дозы.

RAKR – референсная мощность воздушной кермы в воздухе (англ. – *Reference Air Kerma Rate*).

$\dot{K}_{ref}$  – референсная мощность кермы.

$A_a$  – эквивалентная активность.

$S_K$  – «сила воздушной кермы» (англ. – *Air-Kerma Strength*).

$(\dot{K}_{air}(d))_{air}$  – мощность воздушной кермы в воздухе на расстоянии  $d$ .

$d_{ref}$  – референсное расстояние.

$(\dot{K}_{tissue})_{air}$  – мощность кермы в ткани в небольшом объеме (массе) ткани.

$\left[ \frac{\mu_{tr}}{\rho} \right]_{air}^{tissue}$  – отношение средних массовых коэффициентов поглощения

энергии для ткани и воздуха.

$(\dot{D}_{tissue})_{air}$  – доза в небольшом объеме ткани, окруженной воздухом.

$(\dot{D}_{tissue})_{tissue}$  – доза в небольшом объеме ткани, окруженной тканью.

$\varphi(d)$  – поправочный коэффициент затухания.

$\dot{k}_{ref}$  – линейная эталонная мощность кермы в воздухе.

AL – активная длина однородного линейного источника.

EL – эквивалентная активная длина.

$\dot{K}_{seed}$  – мощность источника дискретных источников.

$\dot{K}_{wire}$  – мощность линейного источника.

ТРАК – суммарная референсная воздушная керма (англ. – *Total Reference Air Kerma*).

QA – обеспечение качества (гарантия качества).



ID – индивидуальный номер серии снимков пациента.  
РТО – радиотерапевтическое отделение.  
КТ – компьютерный томограф / контрольная точка.  
МРТ – магниторезонансный томограф.  
УЗИ – ультразвуковое исследование.  
ПММА – полиметилметакрилат (плексиглас, оргстекло).  
ГБк – Гигабеккерель.  
мЗв/ч – миллизиверт в час.  
Гр – Грей.  
Кл – Кулон.  
Па – Паскаль.  
°С – градус Цельсия.  
ЛКМ – линейно-квадратичная модель.  
SF – доля выживших клеток.  
GYN GEC-ESTRO – рекомендации по гинекологии от Европейского общества по радиационной онкологии (англ. – *European Society radiation oncology*).  
EMBRACE – дистанционная лучевая терапия (радиохимиотерапия) под визуальным контролем с модуляцией по интенсивности излучения и адаптивная брахитерапия на основе МРТ-изображений при местнораспространенном раке шейки матки (англ. – *image guided intensity modulated external beam radiochemotherapy and MRI based adaptive Brachytherapy in locally advanced cervical cancer*).  
РШМ – рак шейки матки.  
MOSAIQ, ARIA – административная система управления курсом лучевой терапии.  
GTV – видимый объем мишени, т. е. объем опухоли с максимальной концентрацией раковых клеток.  
CTV – клинический объем мишени.  
IR-CTV – клинический объем мишени среднего риска.  
HR-CTV – клинический объем мишени высокого риска.  
OAR – органы риска, критические органы.  
ОМФ – отдел медицинской физики.  
ГДО (DVH) – гистограмма «доза–объем».  
QUANTEC и RTOG – международные протоколы по допустимым лучевым нагрузкам на критические органы.  
ДРО (LRefV) – длина референсного объема (англ. – *Length of the Reference Volume*).  
МДМ (MTD) – минимальная доза в мишени, этот объем должен быть облучен дозой не ниже 90 %.

МПД (MPD) – минимальная периферическая доза (англ. – *Minimal Peripheral Dose*) от предписанной дозы (ПД, Prescribe Dose = 100 %) за курс брахитерапии (в частности, от назначенной дозы за сеанс терапии), т. е.  $D_{CTV} \geq 90 \% PD$  ( $90 \% D = 100 \% V_{CTV}$ ).

КО – контрольный объем.

БД – базовая доза, которая приравнивается к 100 % от ПД; БД соответствует объему GTV при планировании брахитерапии на основе набора секционных изображений.

СОД – суммарная очаговая доза, доза за курс лучевой терапии.

РОД – разовая очаговая доза, доза за фракцию.

ЛТ – лучевая терапия.

ПД – предписанная доза.

ФИО – фамилия, имя, отчество пациента.

DICOM – формат представления 3D-снимков.

ДЛТ – дистанционная лучевая терапия (англ. – *External Beam Radio-Therapy, EBRT*).

EQD<sub>2</sub> – эквивалентная доза относительно стандартного режима фракционирования.

BED – биологически эффективная доза.

$T_k$  – время начала быстрой компенсационной репопуляции в опухоли или ткани после начала лечения;  $T$  – полное время курса терапии.

$D_{100}$  GTV – 100%-я доза (относительно предписанной) на видимый объем мишени.

$D_{100}$  IR CTV – 100%-я доза (относительно предписанной) на клинический объем мишени среднего риска.

$D_{100}$  HR CTV – 100%-я доза (относительно предписанной) на клинический объем мишени высокого риска.

СЦД (MCD) – средняя центральная дозы (англ. – *Mean Central Dose*).

PTV – планируемый объем облучения.

RVL – длина референсного объема облучения.

$D_{2cc}$  – значение дозы в объеме 2 см<sup>3</sup>.

TV – объем облучения (англ. – *Target Volume*).

$k_{air}$  – коэффициент коррекции потери на ослабление и рассеивание между источником и камерой.

$k_{w \rightarrow a}$  – коэффициент коррекции, учитывающий разницу в изменении в рассеивании в воздухе, окружающем датчик, по сравнению с водой ( $k_{w \rightarrow a} = 1$  для <sup>192</sup>Ir и <sup>60</sup>Co).

$g_a$  – относительные потери на тормозное излучение в воздухе (доля энергии электронов, появляющихся при распаде радионуклида).

$k_r$  – коэффициент коррекции расстояния, на котором проводят измерения  $(r_m / r_{m0})^2$  (где  $r_{m0} = 100$  см).

$k_{AK}$  – коэффициент коррекции ослабления и рассеивания от колпачка накопления дозы ( $k_{AK} = 1,005$  для  $^{192}\text{Ir}$  и  $^{60}\text{Co}$ ).

$k_{TP}$  – коэффициент учета отличия давления воздуха и температуры от референсных значений.

$k_T$  – время измерения в минуту.

$k_A$  – коэффициент коррекции замедления и рассеивания аппликатором.

$k_V$  – коэффициент коррекции конечного объема измерительного датчика ( $k_V = 1$  для расстояния «источник–камера»  $\geq 30$  см).

$k_P$  – коэффициент эффекта полярности.

$k_S$  – коэффициент учета потерь на рекомбинацию в ионизационной камере.

$k_Q$  – коэффициент качества пучка относительно пучка  $^{60}\text{Co}$ .

$k_{scatt}$  – коэффициент коррекции рассеивания от окружающих объектов (пол, стены, установка).

$k_S$  – коррекция эффекта рекомбинации колодезной камеры.

## Список литературы

1. Климанов В.А. Радиобиологическое и дозиметрическое планирование лучевой и радионуклидной терапии : учебное пособие. Часть 2 / В.А. Климанов. – Москва : НИЯУ МИФИ 2011. – 604 с.
2. Bidmead M. ICRU. Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology / M. Bidmead // Report 38. 1985. ICRU report 38: dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynaecology. – Bethesda : ICRU, 1985. – P. 23.
3. Задание дозы и объема для отчета о внутриволостной терапии в гинекологии // Отчет МКРЕ 38. – Москва : АМФР, 2002. – С. 55–63.
4. Dose and Volume Specification for Reporting Interstitial Therapy / A. Chassagne, D. Dutreix Ash, W.F. Hanson et al. // ICRU Report 58, Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements. – Bethesda : ICRU, 1997. – P. 35.
5. Костылев В.А. Медицинская физика / В.А. Костылев, Б.Я. Наркевич. – Москва : Медицина, 2008. – 464 с.
6. Podgorsak E.B. Radiation Oncology Physics: A handbook for Teachers and Students / Podgorsak E.B. – Vienna : International Atomic Energy Agency, 2005. – 639 p.
7. Haie-Meder C. Textbook for teaching course on brachytherapy in gynecological malignancies / C. Haie-Meder, R. Pötter // ESTRO booklet № 8 – A Practical Guide to Quality Control of Brachytherapy Equipment. – Brussels : ESTRO, 2004. – 270 p.
8. Nath R. Code of practice for brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group no. 56 / R. Nath // Med. Phys. 24. – 1997. – Iss. 10. – P. 1557–1598.
9. Rivard M.J. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations / M.J. Rivard, B.M. Coursey, L.A. DeWerd, W.F. Hanson // Med. Phys. – 2004. – Vol. 31, no. 3. – P. 633–674.
10. Инструкция по эксплуатации Multisource HDR. – Берлин : Eckert&Ziegler BEBIG GmbH, 2006. – 96 с.
11. Multisource HDR. – Режим доступа: [https://www.bebig.com/home/products/hdr\\_brachytherapy/multisource/](https://www.bebig.com/home/products/hdr_brachytherapy/multisource/).
12. Azhari H.A. Dosimetric verification of source strength for HDR afterloading units with Ir-192 and Co-60 photon sources: Comparison of three different international protocols / H.A. Azhari, F. Hensley, W. Schutte // Journal of Medical Physics. – 2012. – Vol. 37, no. 4. – P. 183–192.
13. Dale Kubo H. Williamson. High dose rate brachytherapy treatment delivery : Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group /

H. Dale Kubo, G.P. Glasgow, D. Timothy // *Med. Phys.* – 1998. – Vol. 25, no. 59. – P. 375–405.

14. Джойнер М.С. Основы клинической радиобиологии : пер. с англ. / М.С. Джойнер. – Москва : БИНОМ. Лаборатория знаний, 2015. – 600 с.

15. Onset time of tumor repopulation for cervical cancer: First evidence from clinical data / Z. Huang, N.A. Mayr, M. Gao et al. // *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics.* – 2012. – Vol. 84. – Iss. 2. – P. 478–484.

16. Effect of tumor dose, volume and overall treatment time on local control after radiochemotherapy including MRI guided brachytherapy of locally advanced cervical cancer / K. Tanderup, L.U. Fokdal, A. Sturdza et al. // *Radiotherapy and Oncology.* – 2016. – Vol. 120. – Iss. 3. – P. 441–446.

17. How fast is repopulation of tumor cells during the treatment gap? / R. Tarnawski, J. Fowler, K. Skladowski et al. // *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics.* – 2002. – Vol. 54. – Iss. 1. – P. 229–236.

18. Pruetter R. Recommendations from gynaecological (GYN) GEC ESTRO working group (II): Concepts and terms in 3D image-based treatment planning in cervix cancer brachytherapy – 3D dose volume parameters and aspects of 3D imagebased anatomy, radiation physics, radiobiology / R. Pruetter, C. Haie-Meder, E. van Limbergen // *Radiother. Oncol.* – 2006. – Vol. 78. – P. 67–77.

19. Vishwanathan A.N. American Brachytherapy Society consensus guidelines for locally advanced carcinoma of the cervix. Part II: High-dose-rate brachytherapy / A.N. Vishwanathan, S. Beriwal, J.F. De Los Santos // *Brachytherapy.* – 2012. – Vol. 11. – P. 47–52.

20. Hellebust T.A. Recommendations for gynaecological (GYN) GECESTRO working group: considerations and pitfalls in commissioning and applicator reconstruction in 3D image-based treatment planning of cervix cancer brachytherapy / T.A. Hellebust, C. Kirisits, D. Berger // *Radiother. Oncol.* – 2010. – Vol. 96. – P. 153–160.

21. Pötter R. The EMBRACE II study: The outcome and prospect of two decades of evolution within the GEC-ESTRO GYN working group and the EMBRACE studies / R. Pötter, K. Tanderup, C. Kirisits // *Clinical and Translational Radiation Oncology.* – 2018. – Vol. 9. – P. 48–60.

22. Briot E. Dose–volume histogram analysis for tumor and critical organs in Intracavitary brachytherapy of cervical cancer with the use of MRI / E. Briot, R. de Crevoisier, P. Petrow // *Radiother. Oncol.* – 2001. – Vol. 60. – P. 3.

23. Comparison of radiography and computed tomography-based treatment planning in cervix cancer in brachytherapy with specific attention to some quality assurance aspects / C. Fellner, R. Pötter, T.H. Knocke et al. // *Radiother. Oncol.* – 2001. – Vol. 58. – P. 53–62.

24. Gerbaulet A. Cervix cancer / A. Gerbaulet, R. Pötter, C. Haie-Meder // The GEC ESTRO Handbook of Brachytherapy. – Brussels : ESTRO, 2002. – P. 301–363.

25. A European study on MRI-guided brachytherapy in locally advanced cervical cancer EMBRACE Published 2009. – Режим доступа: <https://www.embracestudy.dk/UserUpload/PublicDocuments/EmbraceProtocol.pdf>.

26. Клиническое и радиобиологическое планирование брахитерапии местнораспространенного рака шейки матки / О.А. Кравец, Ю.В. Андреева, О.В. Козлов и др. // Медицинская физика. – 2009. – Т. 33, № 2. – С. 10–17.

27. Методические аспекты контактной лучевой терапии рака шейки матки с использованием 3D-планирования / О.А. Кравец, О.В. Козлов, А.А. Федянина и др. // Медицинская физика. – 2017. – Т. 73, № 1. – С. 16–24.

28. Рекомендации рабочей группы по гинекологии (GYN) GEC ESTRO II: концепция планирования брахитерапии рака шейки матки, основанная на применении трехмерного изображения : пер. А.А. Федяниной / под ред. Т.Г. Ратнер // Медицинская физика. – 2017. – Т. 73, № 1. – С. 82–96.

29. Краткие методические рекомендации по лучевой терапии рака шейки матки и рака тела матки: предлучевая подготовка, оконтуривание, принципы планирования / А. Лихачева, Н. Деньгина, М. Черных и др. // Материалы международной конференции RUSSCO «Онкогинекология». – Москва, 2017. – 68 с.

30. Клеппер Л.Я. Формирование дозовых полей методом «Парижской сетки» и методами математического моделирования внутритканевой лучевой терапии / Л.Я. Клеппер // Медицинская физика. – 2014. – Т. 45, № 1. – С. 25–32.

31. Michalski J.M. Radiation dose-volume effects in radiation-induced rectal injury / J.M. Michalski, H. Gay, A. Jackson // Int J Radiat Oncol Biol Phys. – 2010. – Vol. 76, no. 3. – P. 123–9.

32. HDRplus 2.6 Руководство пользователя и обучающие материалы. – Германия : SonoTECH GmbH, 2009. – 282 с.

# ПРИЛОЖЕНИЯ

## Приложение А

### Предписание к проведению внутривполостной брахитерапии HDR (гинекология)

ФИО пациента		ID	
Диагноз		Самостоятельный / сочетанный курс лучевой терапии (нужное подчеркнуть)	

Топометрическая карта (МРТ-/КТ-снимки)

**Распространение**

Шейка матки

Влагалище \_\_\_\_\_ см

Параметрии \_\_\_\_\_ см

Мочевой пузырь \_\_\_\_\_ см

Ш = ..... см

В = ..... см

Т = ..... см

\_\_\_\_\_/\_\_\_\_\_/\_\_\_\_\_  
день/месяц/год

\_\_\_\_\_  
Подпись / Ф.И.О./

Терапевтический аппарат		Система дозиметрического планирования		
Аппликаторы / Имплантаты / in vivo дозиметрия (положение детекторов)				
Техника визуализации при топометрической подготовке (нужное обвести)	С-дуга	КТ	МРТ	

Суммарная доза для HDR (Гр) \_\_\_\_\_ число фракций \_\_\_\_\_ Доза за сеанс (Гр) \_\_\_\_\_

Объем / контрольная точка	Доза <sup>HDR</sup> / Доза <sup>курс ЛТ</sup> (Гр / %ПД)	EQD <sub>2</sub> <sup>HDR</sup> / EQD <sub>2</sub> <sup>курс ЛТ</sup> ( $\alpha/\beta = 10$ Гр, $\alpha/\beta = 3$ Гр)*	BED <sup>HDR</sup> / BED <sup>курс ЛТ</sup> ( $\alpha/\beta = 10$ Гр, $\alpha/\beta = 3$ Гр)*
Точка «А» справа и слева			
HR CTV D <sub>90</sub>			
HR CTV D <sub>100</sub>			
IR CTV D <sub>90</sub>			
IR CTV D <sub>100</sub>			
D <sub>референсного объема</sub>			
D <sub>2сс</sub> для стенки мочевого пузыря / ICRU38 доза			
D <sub>2сс</sub> для стенки прямой киш- ки / ICRU38 доза			
D <sub>2сс</sub> для стенки сигмовидной кишки			
Врач			Дата

\* $\alpha / \beta = 10$  Гр – для опухоли и ранних осложнений критических органов;  
 $\alpha / \beta = 3$  Гр – для поздних осложнений критических органов.

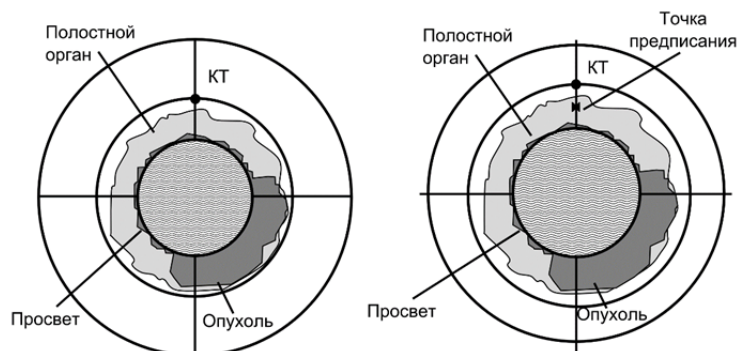


## Приложение Б

### Предписание к проведению внутрисветовой брахитерапии HDR

ФИО пациента		ID	
Диагноз		Самостоятельный/ сочетанный курс лучевой терапии (нужное подчеркнуть)	

#### Топометрическая карта (МРТ-/КТ-снимки)



Терапевтический аппарат		Система дозиметрического планирования	
Аппликаторы/ Имплантаты			
Техника визуализации при топометрической подготовке (нужное обвести)	С-дуга	КТ	МРТ

Суммарная доза для HDR (Гр) \_\_\_\_\_ число фракций \_\_\_\_\_ Доза за сеанс (Гр) \_\_\_\_\_

Объем / контрольная точка	Доза <sup>HDR</sup> / Доза <sup>курс ЛТ</sup> (гр/ % ПД)	EQD <sub>2</sub> <sup>HDR</sup> / EQD <sub>2</sub> <sup>курс ЛТ</sup> ( $\alpha / \beta = 10$ Гр, $\alpha / \beta = 3$ Гр)*	BED <sup>HDR</sup> / BED <sup>курс ЛТ</sup> ( $\alpha / \beta = 10$ Гр, $\alpha / \beta = 3$ Гр)*
Контрольная точка			
D <sub>100</sub> GTV			
D <sub>90</sub> CTV, (МДМ, МПД, объем облучения (Target Volume (TV)))			
Критические органы			
Врач			Дата

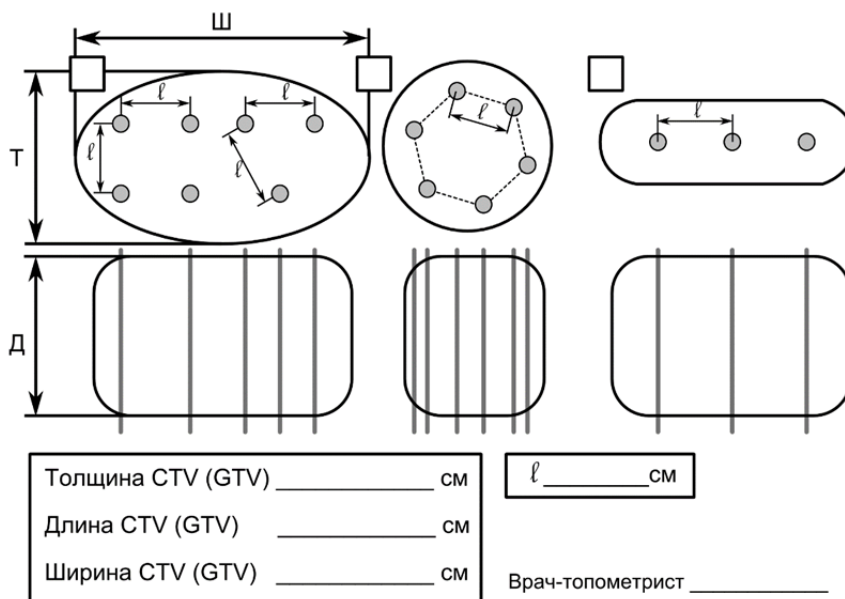
\* $\alpha / \beta = 10$  Гр – для опухоли и ранних осложнений критических органов;  
 $\alpha / \beta = 3$  Гр – для поздних осложнений критических органов.

## Приложение В

### Предписание к проведению внутритканевой брахитерапии HDR

ФИО пациента	ID
Диагноз	Самостоятельный / сочетанный курс лучевой терапии (нужное подчеркнуть)

Топометрическая карта (МРТ-/КТ-снимки)



Терапевтический аппарат	Система дозиметрического планирования
Апplikаторы/ Импланта́ты	
Техника визуализации при топометрической подготовке (нужное обвести)	<input type="checkbox"/> С-дуга <input type="checkbox"/> КТ <input type="checkbox"/> МРТ

Суммарная доза для HDR (Гр) \_\_\_\_\_ число фракций \_\_\_\_\_ Доза за сеанс (Гр) \_\_\_\_\_

Объем / контрольная точка	Доза <sup>HDR</sup> / Доза <sup>курс ЛТ</sup> (Гр / % ПД)	EQD <sub>2</sub> <sup>HDR</sup> / EQD <sub>2</sub> <sup>курс ЛТ</sup> ( $\alpha / \beta = 10$ Гр, $\alpha / \beta = 3$ Гр)*	BED <sup>HDR</sup> / BED <sup>курс ЛТ</sup> ( $\alpha / \beta = 10$ Гр, $\alpha / \beta = 3$ Гр)*
Контрольная точка			
D <sub>100</sub> GTV, (БД)			
D <sub>100</sub> (CTV), (КО, МДМ, МПД)			
Критические органы			
Врач		Дата	

\* $\alpha / \beta = 10$  Гр – для опухоли и ранних осложнений критических органов;  
 $\alpha / \beta = 3$  Гр – для поздних осложнений критических органов.

Приложение Г

**Физико-биологическая документация по внутривполостной  
гинекологической брахитерапии HDR (гинекология)**

ФИО (пациента) \_\_\_\_\_ ID (пациента) \_\_\_\_\_  
 Дистанционная лучевая терапия ДЛТ: «ДА» (если «ДА» проведена, заполнить  
 таблицу ниже), «НЕТ»

Число фракций	Мишень (точка «А» / GTV/CTV) (нужное подчеркнуть) (Доза/EQD <sub>2</sub> /BED)	Стенка прямой кишки (Точка ICRU38, V <sub>2 см<sup>3</sup></sub> ) (Доза/EQD <sub>2</sub> /BED)					Стенка мочевого пузыря (Точка ICRU38, V <sub>2 см<sup>3</sup></sub> ) (Доза/EQD <sub>2</sub> /BED)		Стенка сигмовидной кишки V <sub>2 см<sup>3</sup></sub> (Доза/EQD <sub>2</sub> /BED)	
		Φ1 Гр	Φ2 Гр	Φ3 Гр	Φ4 Гр	Φ5 Гр				
Брахитерапия HDR										
Дата										
Медицинский физик										
Оператор/ медсестра										
МРТ-/КТ-/ С-дуга										
Аппликатор										
ТРАК										
Точка «А» <small>справа и слева</small>										
D <sub>90</sub> GTV										
D <sub>100</sub> GTV										
D <sub>90</sub> HR CTV										
D <sub>100</sub> HR CTV										
D <sub>90</sub> IR CTV										
D <sub>100</sub> IR CTV										
D <sub>референсного объема</sub>										
Стенка прямой кишки (нужное подчеркнуть)	ICRU D <sub>2 см<sup>3</sup></sub> D <sub>1 см<sup>3</sup></sub> D <sub>0,1 см<sup>3</sup></sub> D <sub>5 см<sup>3</sup></sub> D <sub>in vivo</sub>									

<p>Стенка мочевого пузыря (нужное подчеркнуть)</p>	<p>ICRU  <math>D_{2\text{ см}^3}</math>  <math>D_{1\text{ см}^3}</math>  <math>D_{0,1\text{ см}^3}</math>  <math>D_{5\text{ см}^3}</math>  <math>D_{\text{in vivo}}</math></p>									
<p>Стенка сигмовидной кишки (нужное подчеркнуть)</p>	<p><math>D_{2\text{ см}^2}</math>  <math>D_{1\text{ см}^2}</math>  <math>D_{0,1\text{ см}^3}</math>  <math>D_{5\text{ см}^3}</math></p>									

## Приложение Д

### Физико-биологическая документация по внутривосветной брахитерапии HDR

ФИО (пациента) \_\_\_\_\_ ID (пациента) \_\_\_\_\_  
 Дистанционная лучевая терапия ДЛТ: «ДА» (если «ДА» проведена, заполнить таблицу  
 ниже), «НЕТ»

Число фракций	Мишень (контрольная точка /GTV/CTV) (нужное подчеркнуть) (Доза/EQD <sub>2</sub> /BED)					Критический орган (контрольная точка, V <sub>cm</sub> <sup>3</sup> ) (нужное подчеркнуть) (Доза/EQD <sub>2</sub> /BED)	
Брахитерапия HDR	Ф1 Гр	Ф2 Гр	Ф3 Гр	Ф4 Гр	Ф5 Гр		
Дата							
Медицинский физик							
Оператор/медсестра							
МРТ-/КТ-/С-дуга						$\Sigma(\text{Доза}/\text{EQD}_2/\text{BED})_{\text{HDR}}$ (для мишени a / b = 10 Гр, для поздних осложнений a / b = 3 Гр)	$\Sigma(\text{Доза}/\text{EQD}_2/\text{BED})_{\text{курс ЛТ}}$ (для мишени a / b = 10 Гр, для поздних осложнений a / b = 3 Гр)
Аппликатор							
ТРАК							
D <sub>Контрольная точка</sub>							
D <sub>100GTV, (БД)</sub>							
D <sub>100CTV, (КО, МДМ, МПД)</sub>							
D <sub>90GTV, (БД)</sub>							
D <sub>90CTV, (КО, МДМ, МПД)</sub>							
D <sub>100СЦД</sub>							
D <sub>90СЦД</sub>							
Критический орган	D <sub>Контрольная точка</sub> D <sub>cm</sub> <sup>3</sup>						

**Физико-биологическая документация по внутритканевой брахитерапии HDR**

ФИО (пациента) \_\_\_\_\_ ID (пациента) \_\_\_\_\_  
 Дистанционная лучевая терапия ДЛТ: «ДА» (если «ДА» проведена, заполнить таблицу ниже), «НЕТ»

Число фракций	Мишень (контрольная точка /GTV/CTV) (нужное подчеркнуть) (Доза/EQD <sub>2</sub> /BED)					Критический орган (контрольная точка, V <sub>cm</sub> <sup>3</sup> ) (нужное подчеркнуть) (Доза/EQD <sub>2</sub> /BED)	
	Ф1 Гр	Ф2 Гр	Ф3 Гр	Ф4 Гр	Ф5 Гр		
Брахитерапия HDR							
Дата							
Медицинский физик							
Оператор/ медсестра							
MPT-/КТ-/ С-дуга						$\sum(\text{Доза/EQD}_2/\text{BED})_{\text{HDR}}$ (для мишени a / b = 10 Гр, для поздних осложнений a / b = 3 Гр)	$\sum(\text{Доза/EQD}_2/\text{BED})_{\text{курс ЛТ}}$ (для мишени a / b = 10 Гр, для поздних осложнений a / b = 3 Гр)
Аппликатор							
ТРАК							
D <sub>Контрольная точка</sub>							
D <sub>100GTV</sub>							
D <sub>100CTV</sub> , (TV, МДМ, МПД)							
D <sub>90GTV</sub>							
D <sub>90CTV</sub> , (TV, МДМ, МПД)							
Критический орган	D <sub>Контрольная точка</sub> , D <sub>cm</sub> <sup>3</sup>						

## ГАММА-ТЕРАПЕВТИЧЕСКИЙ АППАРАТ ДЛЯ КОНТАКТНОГО ОБЛУЧЕНИЯ MULTISOURCE HDR

Аппарат контактной лучевой терапии **MULTISOURCE HDR**, использующий гамма-излучение изотопов  $^{60}\text{Co}$  и/или  $^{192}\text{Ir}$ , является гамма-установкой, работающей по принципу последовательного автоматического введения источников (remote afterloading). Он используется для внутритканевого, внутрисполостного, внутрисветного облучения, а также для интраоперационной брахитерапии. Также возможно облучение поверхности кожи (аппликационный метод).

Перед началом любых манипуляций с радиационным оборудованием необходимо проверить, что все защитные устройства находятся в рабочем состоянии, поскольку присутствует опасность поражения током высокого напряжения и воздействия ионизирующего излучения. Необходимо регулярно проводить рекомендуемые профилактические работы. В начале каждого рабочего дня, перед первым сеансом облучения, требуется проверять точность установки источников («Системный тест» и «Калибровка привода») и обязательно калибровать дозиметр, встроенный в аппарат. При каждой смене набора датчиков (радиационных детекторов) дозиметр должен быть заново откалиброван. Помещения, в которых проводятся процедуры, должны соответствовать спецификации и подходить для брахитерапии, использующей принцип последовательного введения источника. Эксплуатация аппарата и аксессуаров допускается только в целях лечения человека, что требует обеспечения соответствующих гигиенических требований в соответствии с инструкциями производителя. К эксплуатации аппарата допускается только квалифицированный обученный персонал. Для работы требуется разработать (уточнить) инструкции по предупреждению несчастных случаев, обеспечению радиационной безопасности, охраны здоровья персонала, работающего с ионизирующим излучением, а также другие общепринятые стандарты по охране здоровья и обеспечению безопасности с учётом особенностей аппарата **MULTISOURCE HDR**.

Перечень механических и дозиметрических проверок, приведенный в пособии, разработан на основе международных протоколов по обеспечению качества работы медицинского аппарата для брахитерапии [1–4] и руководства пользователя [5, 6].

Аппарат контактной лучевой терапии **MULTISOURCE HDR** представляет собой комплекс и состоит из четырех основных частей:

- радиационный аппарат;
- управляющий компьютер;

- аварийный контейнер для временного хранения источника излучения в случае возникновения аварийной ситуации (при невозможности возвращения источника в хранилище аппарата);

- устройства внешней сигнализации и обеспечения безопасности.

Все соединения между управляющим компьютером и радиационным аппаратом, равно как и прочие соединения, например между дверным контактом и световой сигнализацией, относятся к устройствам внешней сигнализации и обеспечения безопасности.

Радиационный аппарат может использовать источники излучения  $^{60}\text{Co}$  и/или  $^{192}\text{Ir}$  и имеет двадцатиканальный селектор для возможности одновременного подключения двадцати каналов транспортировки (проводников). Радиоактивный источник заключен в капсулу из нержавеющей стали и приварен к тросику.

В радиационный аппарат встроен дозиметр MULTIDOS E (производство компании PTW), который предназначен для измерения величины поглощенной дозы в мочевом пузыре и прямой кишке при внутриволостной терапии. Все измеренные показатели передаются на управляющий компьютер, где они выводятся на экран и сохраняются в памяти. Полупроводниковые детекторы, которые подключаются к дозиметру MULTIDOS E, следует калибровать каждый рабочий день, если планируется их использование при лечении [5].

Для различных видов контактного облучения, например внутриволостной, внутрисветовой, внутритканевой лучевой терапии, предоставлен широкий выбор аппликаторов и дополнительных устройств. Аппликаторы представляют собой трубки, выполненные из нержавеющей стали, титана или пластика со сферическим (аппликаторы для внутриволостной терапии, эндостаты) или острым наконечником (аппликаторы для внутритканевой терапии, интрастаты). Аппликаторы снабжены коннекторами. Для облучения бронхов, пищевода, носоглотки и желчных протоков поставляются специальные пластиковые аппликаторы [7–9]. Также поставляется к аппарату универсальный аппликатор-проводник (далее проводник) длиной 1000 мм. При использовании аппликаторов проводник служит в качестве транспортного канала, по которому перемещается изотоп. Проводник помещается в аппликаторе и фиксируется вращательным движением. Второй конец проводника подключается в один из каналов 20-канального селектора, который позволяет подключить одновременно до 20 проводников и проводить облучение последовательно. Селектор подключает по очереди хранилище источника к каждому из проводников.



В задачи управляющего компьютера входит:

- импорт данных планирования облучения посредством флеш-диска (может быть использована локальная сеть или последовательный интерфейс);
- преобразование данных планирования облучения в соответствии с коэффициентом планируемой активности или текущей активности источника (на дисплее отражается дата последней калибровки, поэтому необходимо проверить дату на экране (дата используется для расчета текущей активности источника, и на основании последней корректируется время облучения); при обнаружении любых неточностей они должны быть исправлены);
- передача скорректированных данных планирования на радиационный аппарат;
- запрос о текущем состоянии радиационного аппарата;
- вывод на экран информации о текущем состоянии радиационного аппарата;
- запуск, продолжение и прерывание запланированного сеанса облучения в соответствии с действиями оператора;
- запуск контрольного счетчика времени облучения и постоянная сверка его показателей с основным счетчиком времени, располагающимся в радиационном аппарате;
- протоколирование выполненных сеансов облучения;
- экспорт данных облучения для планирования в будущем;
- редактирование данных излучения, данных об источнике и результатов калибровки.

Сеанс облучения осуществляется следующим образом:

- поступление информации о параметрах облучения от управляющего компьютера;
- проверка поступивших данных;
- подключение выбранного проводника к выходному отверстию канала имитатора источника;
- проверка выбранного аппликатора имитатором источника, для того чтобы удостовериться в проходимости выбранного эндостата. Поскольку для каждого типа аппликатора задана максимальная длина перемещения источника, то необходимо для каждого типа аппликатора задать определенный номер канала и определить в консоли аппарата, что количество аппликаторов соответствует количеству каналов;
- уточнение фактической длины аппликатора;
- подключение выбранного проводника к выходному отверстию канала источника;
- выход источника из хранилища;

- установка источника внутри аппликатора в запланированную позицию для облучения;
- удержание источника в выбранной позиции в течение запланированного времени облучения (времени стояния);
- перемещение источника в хранилище аппарата;
- при необходимости, облучение посредством других аппликаторов. Смена аппликатора допустима только тогда, когда источник находится в хранилище радиационного аппарата. При подсоединении проводника к радиационному аппарату или аппликатору соответствующие коннекторы должны быть жестко зафиксированы. Точность установки ( $\pm 1$  мм) соблюдается только при натяжении аппликатора и проводника (если это возможно). Согнутые или заземленные аппликаторы и проводники создают сложности для безопасной транспортировки источника. Их использование недопустимо [5, 6].

**Регламент работы радиотерапевтического отделения ОГАУЗ ТООД  
при подготовке пациента к проведению брахитерапии  
на гамма-терапевтическом аппарате MULTISOURCE HDR**

1. Согласно Регламенту работы РТО ОГАУЗ «ТООД» после принятия решения о проведении пациенту брахитерапии на гамма-терапевтическом аппарате **MULTISOURCE HDR** пациенту проводится топометрическая подготовка на компьютерном томографе *Toshiba Aquilion* в соответствии с утвержденным Регламентом «Топометрия».

2. Все участники (врач-радиотерапевт, врач-рентгенолог-топометрист, медицинский физик и оператор (медсестра) установки), которые задействованы в процессе проведения брахитерапии, проводят заполнение необходимых пунктов по утвержденному в РТО ОГАУЗ «ТООД» «Проверочного листа по подготовке пациента к брахитерапии на аппарате **MULTISOURCE HDR**».

3. Непосредственно перед проведением топометрической подготовки врач-радиотерапевт и врач-рентгенолог-топометрист заполняют топометрическую карту на основе диагностических снимков в «Предписании к проведению брахитерапии HDR» согласно списку литературы [9–14].

4. В зависимости от стадии заболевания (распространённость процесса), наличия аппликаторов (имплантатов) врач-радиотерапевт совместно с врачом-рентгенологом-топометристом и медицинским физиком подбирают тип и набор имплантатов, их расположение относительно объема опухоли согласно рекомендациям [9–14].

5. Во время топометрической подготовки врач-радиотерапевт совместно с врачом-рентгенологом-топометристом и медицинским физиком руководствуются Регламентом «Топометрия» по подготовке области облучения (органа или ткани облучения) и критических органов. Пациент на каталке доставляется в процедурную комнату компьютерного томографа, если необходимо сканирование с получением набора секционных рентгеновских изображений анатомии пациента и системы имплантатов. В случае получения двух ортогональных рентгеновских снимков используют аппарат С-дуга. В этом случае сканирование анатомии пациента и системы имплантатов происходит непосредственно на лечебном столе (сканирование в режиме реального времени). Врачом-рентгенологом-топометристом выполняется сканирование на КТ-/С-дуга с получением секционных/ортогональных изображений анатомии пациента с установленными имплантатами.

6. Медицинский физик, согласно «Предписанию к проведению брахитерапии HDR», создает запись нового пациента с внесением личных данных (ID пациента присваивается следующим образом: номер истории болезни + год создания дозиметрического плана лечения) и новое исследование с использованием метода реконструкции изображения по последовательности снимков (Image Sequence), загружает снимки с компьютерного томографа в станцию дозиметрического планирования HDR plus. При использовании двух ортогональных снимка с С-дуги используется реконструкция изображений (non-isocentric RecoBox).

7. Врач-радиотерапевт совместно с рентгенологом-топометристом выполняет оконтуривание (установка контрольных точек) мишени и органов риска: выделяет объемы облучения и объемы органов риска OAR согласно установленной классификации [9–14] с расстановкой необходимых контрольных точек.

8. Врач-радиотерапевт формирует предписание для курса брахитерапии и всего курса лучевой терапии (в случае, если брахитерапия сопровождается дистанционное облучение) по форме «Предписания к проведению брахитерапии HDR» с указанием разовой дозы за сеанс брахитерапии, режима фракционирования и суммарной дозы на контрольные точки и объемы облучения. Также он указывает допустимые дозовые нагрузки на критические органы (контрольные точки и объемы облучения) за курс брахитерапии и весь курс лучевой терапии. При заполнении «Предписания к проведению брахитерапии HDR» врач-радиотерапевт руководствуется литературой [9–17].

9. Медицинский физик по снимкам расставляет аппликаторы и создает дозиметрический план лечения в соответствии с литературой [9–17]. Варианты дозиметрических планов обсуждаются между медицинскими физиками отдела медицинской физики.

10. Врач-радиотерапевт вносит пациента в расписание работы данного аппарата в административной системе по управлению лучевой терапии MOSAIQ, составляет курс лечения и предписание пациента, а также область облучения.

11. Врач-радиотерапевт совместно с медицинским физиком утверждают оптимальный план облучения, руководствуясь соответствием распределения дозы составленному «Предписанию к проведению брахитерапии HDR» и списком литературы. При оценке дозиметрического плана облучения для объемов облучения (контрольных точек) и объемов (контрольных точек) критических органов используют:

- гистограмму распределения «доза–объем» (только на основе набора секционных изображений с компьютерного томографа);

- параметры статистического распределения дозы (только на основе набора секционных изображений с компьютерного томографа);
- визуальная проверка посрезового распределения процентных изодозных линий и значение доз в соответствующих указанных точках.

12. Медицинский физик заполняет утвержденный протокол по форме «Физико-биологической протокол по брахитерапии HDR», распечатывает его и печатает отчет о плане лечения, который должен содержать:

- информацию о пациенте;
- информацию о характеристиках источника на момент планирования и график радиального распределения дозы, создаваемой источником;
- информацию о количестве аппликаторов и порядке их подключения к терапевтической установке;
- информацию о времени нахождения источника в точках выдержки каждого аппликатора;
- дозовые значения установленных контрольных точек;
- графическое представление изодозового распределения плана лечения;
- гистограмму плана лечения.

13. Медицинский физик создает файл передачи плана лечения, сохраняет его на флэш-носителе и передает флэш-носитель операторам установки **MULTISOURCE HDR**, а также заносит в систему MOSAIQ план дозиметрического облучения в виде файла с расширением .pdf, сформированный в системе дозиметрического планирования HDR plus.

14. Врач-радиотерапевт передает документацию (лучевую карту) пациента оператору-медсестре.

15. Медицинский физик и врач-радиотерапевт проводят проверку выполнения необходимых пунктов по форме «Проверочного листа по подготовке пациента к брахитерапии на аппарат **MULTISOURCE HDR** на основе КТ-снимков».

16. Оператор-медсестра проводит проверку выполнения необходимых пунктов по форме «Проверочного листа по подготовке пациента к брахитерапии на аппарат **MULTISOURCE HDR** на основе КТ-снимков» и наличие всей необходимой документации в лучевой карте.

17. При первой укладке пациента на терапевтической установке выполняются следующие действия при участии следующих ответственных лиц:

- медицинская сестра (оператор) подключает каналы терапевтической установки к установленным ранее аппликаторам (эндостатам) в соответствии с дозиметрическим планом;

- врач-радиотерапевт вместе с медсестрой проводит установку датчиков *in vivo* дозиметрии в тело пациента (если указано в «Предписании к проведению брахитерапии HDR»);
- врач-радиотерапевт контролирует выполнение условий предписания для сеанса внутрисполостной лучевой терапии (разовая доза, суммарная доза, режим фракционирования, дозы на критические органы);
- медицинский физик подключает датчики *in vivo* дозиметрии к аппарату **MULTISOURCE HDR** и убеждается в том, что созданный дозиметрический план лечения (положение пациента и поля облучения) правильно воспроизводится на пациенте (порядок подключения аппликаторов к терапевтической установке соответствует дозиметрическому плану (раздел *Applicators* отчета)), а также в правильном воспроизведении плана облучения аппаратом;
- воспроизводится сеанс лучевой терапии в соответствии с утвержденным планом;
- сестринский уход за пациентом после завершения сеанса (отсоединение аппликаторов от аппарата, извлечение аппликаторов, тампонада влагалища при показаниях, доставка пациента в палату);
- оформление документации (регистрационный журнал, дневник в истории болезни, распечатка данных лечения, архивация данных пациента).

*Примечания:* 1. В случае технических неисправностей терапевтической установки и административной системы MOSAIQ, а также дозиметрических изменений плана облучения, вызывается инженер / инженер-физик / медицинский физик отдела медицинской физики. 2. При последующих сеансах лучевой терапии укладку пациента на лечебный стол и лечение в случае, когда не требуется перепланирование для нового набора снимков, проводят врач-радиотерапевт и оператор (медсестра). 3. Документация процесса брахитерапии HDR ведётся на протяжении всего курса брахитерапии.

## Приложение И

### Проверочный лист по подготовке пациента к брахитерапии на гамма-аппарат MULTISOURCE HDR

ФИО пациента		ID пациента	
№	Наименование	Ответственный персонал	-/+
1	Наличие заполненной топометрической карты в «Предписании к проведению брахитерапии HDR»	Топометрист, врач-радиотерапевт	
2	Наличие протокола топометрической подготовки и соответствующего набора снимков КТ-/С-дуга	Топометрист, врач-радиотерапевт, медицинский физик	
3	Наличие профиля пациента в системе дозиметрического планирования HDR plus (личные данные, диагноз)	Врач-радиотерапевт, медицинский физик	
4	Загрузка снимков КТ/С-дуга в систему дозиметрического планирования HDR plus	Медицинский физик	
5	Выделение всех необходимых объемов (контрольных точек) мишени в системе дозиметрического планирования HDR plus	Топометрист, врач-радиотерапевт	
6	Выделение необходимого набора объемов (контрольных точек) критических органов в системе дозиметрического планирования HDR plus	Топометрист, врач-радиотерапевт	
7	Наличие заполненного «Предписания к проведению брахитерапии HDR»	Врач-радиотерапевт	
8	Наличие в лучевой карте записи проверки контуров анатомических структур зав. РТО (старшим врачом)	Врач-радиотерапевт	
9	Наличие курса брахитерапии HDR и предписания в административной системе по лучевой терапии (MOSA IQ)	Врач-радиотерапевт	
10	Наличие плана облучения в системе дозиметрического планирования HDR plus. План должен содержать: 1) посрезовое распределение суммарной дозы в виде необходимого набора изодозных линий; 2) гистограмму дозного распределения в объеме мишени и набора критических органов (только для КТ); 3) статистическое распределение для каждого контура для оценки покрытия мишени и уровня дозовой нагрузки на критические органы (только для КТ)	Медицинский физик	

ФИО пациента		ID пациента	
№	Наименование	Ответственный персонал	-/+
11	Принятие дозиметрического плана лечения	Врач-радиотерапевт, зав. РТО, начальник ОМФ	
12	Наличие заполненного «Физико-биологического протокола по брахитерапии HDR» и распечатанного дозиметрического плана с системы HDR plus	Медицинский физик	
13	Наличие файла дозиметрического плана облучения на флэш-накопителе для аппарата <b>MULTISOURCE HDR</b>	Медицинский физик	
14	Наличие ФИО пациента в расписании работы данного аппарата в административной системе по лучевой терапии (MOSAIQ)	Врач-радиотерапевт	
15	Наличие дозиметрического плана лечения в формате .pdf в административной системе по лучевой терапии (MOSAIQ)	Медицинский физик	
16	Первичная укладка пациента на лечение	Оператор, врач-радиотерапевт, медицинский физик, топометрист	
17	Установка датчиков in vivo дозиметрии в пациенте (по предписанию врача-радиотерапевта)	Врач-радиотерапевт, медсестра (оператор)	
18	Подключение датчиков in vivo дозиметрии к аппарату <b>MULTISOURCE HDR</b>	Медицинский физик	
19	Вторичная и последующие укладки пациента на лечение (каждая фракция)	Оператор врач-радиотерапевт, медицинский физик, топометрист	
20	Заполнение «Физико-биологического протокола по брахитерапии HDR» для каждого сеанса брахитерапии HDR	Врач-радиотерапевт, медицинский физик, оператор	
21	Наличие протокола проведенного лечения для каждой процедуры облучения из системы управления <b>MULTISOURCE HDR</b>	Оператор	



## Список литературы к приложениям

1. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations / M.J. Rivard, B.M. Coursey, L.A. DeWerd et al. // *Med. Phys.* – 2004. – Vol. 31, no. 3. – P. 633–674.
2. Bidmead M. ICRU. Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology / M. Bidmead // Report 38. 1985. ICRU report 38: dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynaecology. – Bethesda : ICRU, 1985. – P. 23.
3. Задание дозы и объема для отчета о внутрисполостной терапии в гинекологии // Отчет МКРЕ 38. – Москва : АМФР, 2002. – С. 55–63.
4. Azhari H.A. Dosimetric verification of source strength for HDR afterloading units with Ir-192 and Co-60 photon sources: Comparison of three different international protocols / H.A. Azhari, F. Hensley, W. Schutte // *Journal of Medical Physics.* – 2012. – Vol. 37, no. 4. – P. 183–192.
5. Инструкция по эксплуатации Multisource HDR. – Берлин : Eckert&Ziegler BEBIG GmbH, 2006. – 96 с.
6. Multisource HDR. – Режим доступа: [https://www.bebig.com/home/products/hdr\\_brachytherapy/multisource/](https://www.bebig.com/home/products/hdr_brachytherapy/multisource/).
7. Климанов В.А. Радиобиологическое и дозиметрическое планирование лучевой и радионуклидной терапии : учебное пособие. Часть 2 / В.А. Климанов. – Москва : НИЯУ МИФИ 2011. – 604 с.
8. Клиническое и радиобиологическое планирование брахитерапии местнораспространенного рака шейки матки / О.А. Кравец, Ю.В. Андреева, О.В. Козлов и др. // *Медицинская физика.* – 2009. – Т. 33, № 2. – С. 10–17.
9. Методические аспекты контактной лучевой терапии рака шейки матки с использованием 3d-планирования / О.А. Кравец, О.В. Козлов, А.А. Федянина и др. // *Медицинская физика.* – 2017. – Т. 73, № 1. – С. 16–24.
10. Рекомендации рабочей группы по гинекологии (GYN) GEC ESTRO II: концепция планирования брахитерапии рака шейки матки, основанная на применении трехмерного изображения : пер. А.А. Федяниной / под ред. Т.Г. Ратнер // *Медицинская физика.* – 2017. – Т. 73, № 1. – С. 82–96.
11. A European study on MRI-guided brachytherapy in locally advanced cervical cancer EMBRACE Published 2009. – Режим доступа: <https://www.embracestudy.dk/UserUpload/PublicDocuments/EmbraceProtocol.pdf>.
12. Hellebust T.A. Recommendations for gynaecological (GYN) GECESTRO working group: considerations and pitfalls in commissioning

and applicator reconstruction in 3D image-based treatment planning of cervix cancer brachytherapy / T.A. Hellebust, C. Kirisits, D. Berger // *Radiother Oncol.* – 2010. – Vol. 96. – P. 153–160.

13. Vishwanathan A.N. American Brachytherapy Society consensus guidelines for locally advanced carcinoma of the cervix. Part II: High-dose-rate brachytherapy / A.N. Vishwanathan, S. Beriwal, J.F. De Los Santos // *Brachytherapy.* – 2012. – Vol. 11. – P. 47–52.

14. Dose and Volume Specification for Reporting Interstitial Therapy / A. Chassagne, D. Dutreix, W.F. Ash at al. // ICRU Report 58, *Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements.* – Bethesda, ICRU 1997. – 35 p.

15. Джойнер М.С. Основы клинической радиобиологии : пер. с англ / М.С. Джойнер, О.Дж. Ван дер Когель. – Москва : БИНОМ. Лаборатория знаний, 2015. – 600 с.

16. Radiation Oncology/Toxicity/QUANTEC. Quantitative Analyses of Normal Tissue Effects in the Clinic (QUANTEC). – Режим доступа: [https://en.wikibooks.org/wiki/Radiation\\_Oncology/Toxicity/QUANTEC](https://en.wikibooks.org/wiki/Radiation_Oncology/Toxicity/QUANTEC).

17. Серия протоколов RTOG. – Режим доступа: <https://www.rtog.org/ClinicalTrials/ProtocolTable.aspx>.

Учебное издание

СУХИХ Евгения Сергеевна  
СУХИХ Леонид Григорьевич  
ВЕРТИНСКИЙ Андрей Владимирович  
БАУЛИН Анатолий Анатольевич  
ТАТАРЧЕНКО Мария Алексеевна  
СУТЫГИНА Яна Николаевна

## **ДОЗИМЕТРИЧЕСКОЕ ПЛАНИРОВАНИЕ И КОНТРОЛЬ КАЧЕСТВА БРАХИТЕРАПИИ С ВЫСОКОЙ МОЩНОСТЬЮ ДОЗЫ**

Учебно-методические пособие

Корректурa *Е.Л. Тен*  
Компьютерная верстка *Д.В. Сотникова*  
Дизайн обложки *Т.В. Буланова*

Подписано к печати 10.12.2020. Формат 60x84/16. Бумага «Снегурочка».  
Печать CANON. Усл. печ. л. 6,69. Уч.-изд. л. 6,05.  
Заказ 175-20. Тираж 100 экз.



**Издательство**

ТОМСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ