

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

**МЕТОДИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ
ПО ОБЕСПЕЧЕНИЮ ГАРАНТИИ КАЧЕСТВА ПРОЦЕДУР
ЭЛЕКТРОННОЙ ИНТРАОПЕРАЦИОННОЙ
ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ (ИОЛТ)**



Томск 2022

УДК 615.84.015.3-021.465(07)
ББК 53.6:31.42я7
М54

М54 **Методические рекомендации по обеспечению гарантии качества процедур электронной интраоперационной лучевой терапии (ИОЛТ)** / сост. Е.С. Сухих, И.А. Милойчикова, Н.Д. Тургунова ; Томский политехнический университет. – Томск : Изд-во Томского политехнического университета, 2022. – 28 с.

В рекомендациях изложены основные положения для проведения процедур гарантии качества электронной интраоперационной лучевой терапии. Состоит из краткого теоретического минимума и описания практических особенностей проведения тестов контроля качества дозиметрических характеристик электронных пучков.

Подготовлены Технологическим референсным центром ионизирующего излучения в радиологии, лучевой терапии и ядерной медицине на основе международных рекомендаций, разработанных ведущими специалистами в области гарантии качества медицинских установок.

УДК 615.84.015.3-021.465(07)
ББК 53.6:31.42я7

Рецензенты

Доктор технических наук, профессор
президент Ассоциации медицинских физиков России

Б.Я. Наркевич

Руководитель блока клинической дозиметрии
НМИЦ онкологии им. Н.Н. Блохина МЗ РФ

Т.А. Крылова

© Сухих Е.С., Милойчикова И.А.,
Тургунова Н.Д., составление, 2022
© Оформление. Издательство Томского
политехнического университета, 2022

СОДЕРЖАНИЕ

СПИСОК ОБОЗНАЧЕНИЙ И СОКРАЩЕНИЙ.....	4
ВВЕДЕНИЕ.....	5
1. ОБОРУДОВАНИЕ ДЛЯ ПРОВЕДЕНИЯ ИНТРАОПЕРАЦИОННОЙ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ ЭЛЕКТРОННЫМИ ПУЧКАМИ.....	6
1.1. Интраоперационные установки на базе линейного ускорителя электронов	6
1.2. Интраоперационные установки на базе циклического ускорителя электронов.....	6
2. ОБЩИЕ ТРЕБОВАНИЯ К ПРОВЕДЕНИЮ ДОЗИМЕТРИЧЕСКИХ ИСПЫТАНИЙ	7
2.1. Определение поглощенной дозы клинического пучка электронов в водном фантоме	7
2.2. Определения коэффициента качества пучка электронов	9
2.3. Фантомы.....	10
2.4. Дозиметрическое оборудование	11
2.5. Геометрии РИП.....	12
2.6. Методика проведения абсолютных дозиметрических измерений.....	13
2.7. Методика проведения относительных дозиметрических измерений.....	13
2.8. Особенности проведения дозиметрических измерений с использованием скошенных аппликаторов.....	14
3. К ОПРЕДЕЛЕНИЮ ПРЕДПИСАННОЙ ДОЗЫ ДЛЯ ПРОЦЕДУРЫ ЭЛЕКТРОННОЙ ИОЛТ.....	15
3.1. Выбор аппликатора	15
3.2. Выбор энергии	15
3.3. Независимый расчет мониторных единиц	15
3.4. Ограничение времени облучения	16
4. ПРОЦЕДУРЫ ОБЕСПЕЧЕНИЯ ГАРАНТИИ КАЧЕСТВА ЭЛЕКТРОННОЙ ИОЛТ	17
4.1. Долговременная стабильность системы дозиметрического контроля	17
4.2. Кратковременная стабильность системы дозиметрического контроля (повторяемость)	18
4.3. Линейность системы дозиметрического контроля.....	18
4.4. Симметричность и гладкость поля	19
4.4.1. Симметричность	19
4.4.2. Гладкость пучка	20
4.5. Качество пучка	20
4.6. Эталонные измерения	20
5. ПРОТОКОЛЫ ДЛЯ ОБЕСПЕЧЕНИЯ ГАРАНТИИ КАЧЕСТВА ПРОЦЕДУР ИОЛТ	21
5.1. Форма протокола для проверки долговременной стабильности системы дозиметрического контроля.....	21
5.2. Форма протокола для проверки кратковременной стабильности системы дозиметрического контроля (повторяемость).....	22
5.3. Форма протокола для проверки линейности системы дозиметрического контроля	23
5.4. Форма протокола для проверки симметричности и гладкости поля.....	24
5.5. Форма протокола для проверки качества пучка.....	24
БИБЛИОГРАФИЯ	25
ПРИЛОЖЕНИЕ.....	27

СПИСОК ОБОЗНАЧЕНИЙ И СОКРАЩЕНИЙ

- ИОЛТ – интраоперационная лучевая терапия.
- Гр – Грей.
- Па – Паскаль.
- °С – градус Цельсия.
- ПММА – полиметилметакрилат (плексиглас, оргстекло).
- РИП – расстояние источник-поверхность. Единица измерения – см.
- МЕ – мониторные единицы.
- ЧПИ – частота повторения импульсов.
- $N_{D,w}^Q$ – калибровочный коэффициент в единицах поглощённой дозы в воде в пучке пользователя. Единица измерения – Гр·Кл⁻¹.
- D_w^Q – поглощенная доза исследуемого пучка с качеством Q в воде. Единица измерения – Гр.
- M_{raw} – измеренное значение заряда, Единица измерения Кл.
- P_{ion} – поправка на неполную эффективность сбора ионов (процесс рекомбинации). Безразмерная величина.
- K_{TP} – поправка на температуру и давление, которая корректирует полученное значение к стандартным условиям окружающей среды, при которых проводилось калибровка данного типа ионизационной камеры. Безразмерная величина.
- P_{ecel} – поправка, которая учитывается в формуле только в том случае, если камера и электродметр калибровались отдельно друг от друга (в нашем случае камера и электродметр калибровались совместно и, следовательно, $P_{ecel} = 1$). Безразмерная величина.
- P_{pol} – поправочный фактор на эффект полярности для данной ионизационной камеры. Безразмерная величина.
- k_Q – поправочный коэффициент, учитывающий качество пучка.
- $N_{D,w}^{60Co}$ – калибровочный коэффициент в единицах поглощённой дозы в воде в пучке стандартного качества. Единица измерения – Гр·Кл⁻¹.
- V_H – нормальное рабочее напряжение на детекторе.
- M_{raw}^H – значение заряда, создаваемого в ионизационной камере, при напряжении V_H .
- V_L – напряжение, приложенное к детектору, равное половине нормального рабочего напряжения.
- M_{raw}^L – значение заряда, создаваемого в ионизационной камере, при напряжении V_L .
- T – температура воздуха. Единица измерения – °С. Референсное значение температуры при измерениях 22 °С.
- P – давление воздуха. Единица измерения – кПа. Референсное давление при измерениях 101,33 кПа (или 760 рт. ст.).
- M_{raw} – нескорректированное показание электродметра. Если знак не указан, то во время измерения собирается тот же заряд, что при калибровке. Если знак сигнала указывается «+» или «-», то означает знак собранного заряда. Единица измерения – Кл.
- r_{cyl} – радиус воздушной полости камеры.

ВВЕДЕНИЕ

Для современного общества проблема онкологических заболеваний остается приоритетной. По данным Всемирной организации здравоохранения количество новых случаев заболевания раком к 2030 году возрастет, достигнув цифры 21,6 млн в год (по сравнению с 14 млн в 2012 году) [1]. Последние данные свидетельствуют о глобальном увеличении случаев детской онкологии на 13 % за последние два десятилетия [2]. В Российской Федерации, ежегодный прирост больных с впервые установленным диагнозом «злокачественные новообразования» за последние пятнадцать лет составляет 2–4 % [3]. На сегодняшний день основой эффективного лечения онкологических заболеваний является оперативность, безопасность и комплексный подход, включающий в себя сочетание современных технологий с основными методами лечения, такими как лучевая терапия, хирургическое вмешательство и химиотерапия [4, 5].

Лучевая терапия для облучения злокачественных новообразований может использовать излучение в виде фотонных, электронных и адронных пучков (протоны, тяжелые частицы, нейтроны). Преимущества применения электронов в лучевой терапии обусловлены особенностями их взаимодействия со средой, которые заключаются: в способности формировать достаточно высокую однородность распределения предписанной дозы в объеме очага, находящегося в непосредственной близости к поверхности тела пациента, а также в существенном снижении уровня дозовой нагрузки в окружающих и глубоко залегающих нормальных тканях, находящимися за опухолью. Это обеспечивается высоким градиентом дозы в поперечном и продольном направлениях распространения пучка. При этом достигается основная цель лучевой терапии – максимальное поражение опухолевой ткани при минимизации воздействия на нормальную ткань [4–14].

Современные медицинские линейные ускорители генерируют пучки со средней энергией электронов, изменяющейся в диапазоне от 4 до 20 МэВ [12, 14–16]. Пучки электронов в данном энергетическом интервале нашли применение для лечения поверхностных и неглубоко лежащих новообразований (глубина залегания до 6 см).

Циклические ускорители, такие как бетатроны, также нашли свое применение в клинической практике [12]. На бетатронах, генерирующих электроны с энергией до 45 МэВ, проводилась большая часть ранних физических и клинических исследований, в том числе разрабатывался дизайн рассеивающих фольг и конструкции коллиматора для получения однородного профиля пучка заданной формы, создавался алгоритм проведения процедур калибровки и измерения дозы терапевтического пучка электронов [17–20]. За рубежом бетатроны для клинического применения разрабатывались такими производителями как Siemens, Brown Boveri и Allis Chalmers [12, 21]. В СССР Томском политехническом университете работы по созданию бетатронов начались в 1945 году под руководством А.А. Воробьева [22]. Впоследствии бетатроны на энергии 4–25 МэВ, разработанные коллективом Томского политехнического университета, нашли свое применение во многих научно-технических лабораториях и исследовательских медицинских центрах [23].

Отдельный класс представляют собой ускорители электронов для проведения интраоперационной лучевой терапии. Интраоперационная лучевая терапия (ИОЛТ) – это особая технология лучевого лечения, которая основывается на электронном облучении глубоких злокачественных опухолей во время хирургической операции. Главная привлекательность этого метода состоит в том, что ионизирующее излучение может быть направлено непосредственно на патологический очаг или ложе удаленной опухоли, в то время как смежные, хирургическим путем мобилизованные нормальные ткани, можно защитить от облучения.

Подобные специализированные аппараты должны быть компактными и мобильными для размещения непосредственно в операционной, оснащены специальными тубусами (аппликаторами) для доставки дозы и обеспечены биологической защитой врачебного персонала [24]. Для проведения сеансов интраоперационной лучевой терапии широкое применение нашли линейные ускорители X-диапазона частот (8–12 ГГц) и малогабаритные бетатроны [25–28]. Другим решением становится применение пучка электронов клинического линейного ускорителя или микротрона при транспортировке пациента в бункер для облучения [29, 30].

Важным вопросом является контроль лечения с использованием подобных компактных и мобильных установок. Поэтому необходимость разработки единого подхода к обеспечению гарантии качества процедур электронной интраоперационной лучевой терапии не вызывает сомнения. А именно к оценке дозиметрических характеристик пучка, играющих основную роль в точности доставки дозы облучения.

1. ОБОРУДОВАНИЕ ДЛЯ ПРОВЕДЕНИЯ ИНТРАОПЕРАЦИОННОЙ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ ЭЛЕКТРОННЫМИ ПУЧКАМИ

В настоящих рекомендациях будут рассмотрены подходы к проведению интраоперационной лучевой терапии с помощью специальных ускорителей электронов, которые могут быть использованы в операционных комнатах без особых модификаций помещений с точки зрения обеспечения радиационной защиты. Конструкция данных установок разработана с целью минимизации рассеянного тормозного излучения в радиусе 3 метра от излучателя.

1.1. Интраоперационные установки на базе линейного ускорителя электронов

В настоящее время на рынке представлены два типа специализированных линейных ускорителей электронов для проведения процедур интраоперационной лучевой терапии

Их вес составляет 600 кг и 1395 кг соответственно. Обе установки мобильны и могут перемещаться между операционными [31, 32].

Энергия электронного пучка изменяется от 4 до 10 МэВ с шагом 2 МэВ для одной установки и от 4 до 12 МэВ с шагом 2–3 МэВ для другой.

Для аппаратов характерной мощностью дозы является диапазон 2,5–15 Гр/мин [31–33].

Типичный размер поля облучения находится в пределах 3–12 см. Для коллимации электронного пучка применяются механизмы жесткой или мягкой сцепки. Доступны круглые и эллиптические поля облучения. Используемые аппликаторы изготовлены из стерилизуемых материалов.

1.2. Интраоперационные установки на базе циклического ускорителя электронов

К циклическим ускорителям электронов пригодным для проведения процедур интраоперационного облучения относятся компактные медицинские бетатроны [34].

Масса бетатрона не превышает 300 кг. В зависимости от требований пользователя может быть реализован вариант размещения аппарата на потолочный штатив, обеспечивающий горизонтальное и вертикальное перемещения, либо в виде мобильного устройства (общий вес до 1000 кг), способного динамически перемещаться как внутри операционной, так и между помещениями.

Диапазон регулирования энергии ускоренных электронов от 4 до 10 МэВ с шагом 0,5 МэВ. Мощность дозы облучения оставляет 5 Гр/мин.

Размер поля облучения устанавливается с помощью стерилизуемых аппликаторов и составляет 3–12 см. Предусмотрено круглое и эллиптическое сечение полей облучения. Сопряжение первичного коллиматора и аппликатора может быть реализовано с помощью мягкой или жесткой сцепки.

2. ОБЩИЕ ТРЕБОВАНИЯ К ПРОВЕДЕНИЮ ДОЗИМЕТРИЧЕСКИХ ИСПЫТАНИЙ

В данном документе представлены процедуры обеспечения гарантии качества процедур электронной ИОЛТ, которые должны выполняться в соответствии соответствующими международными рекомендациями [35–37].

Программа обеспечения гарантии качества электронной ИОЛТ представлена в табл. 1. Настоящие рекомендации охватывают область оценки точности доставки дозы облучения при проведении процедур электронной ИОЛТ.

Таблица 1

Программа обеспечения гарантии качества электронной ИОЛТ

№	Параметр	Точность	Периодичность
1	Долговременная стабильность системы дозиметрического контроля ¹	3 %	по крайней мере, каждую неделю и перед каждым лечением
2	Кратковременная стабильность системы дозиметрического контроля (повторяемость)	±1 %	ежемесячно
3	Линейность системы дозиметрического контроля	±1 %	ежемесячно
4	Симметричность и гладкость поля	Симметричность: ±3 %; Гладкость ² : 3 % для прямого аппликатора диаметром 100 мм	ежемесячно
5	Качество пучка	±2 мм или ±4 % (эталонный аппликатор)	ежемесячно
6	Долговременная стабильность системы дозиметрического контроля (эталонная дозиметрия)	2 %	раз в два года или после любой замены или модификации оборудования, составляющую систему контроля или систему коллимации

Любое вмешательство по техническому обслуживанию установок ИОЛТ подразумевает выполнение соответствующих процедур контроля качества.

Любая замена или модификация узлов, входящих в состав системы дозиметрического контроля или коллимационной системы, обязательно подразумевает выполнение эталонной дозиметрии.

2.1. Определение поглощенной дозы клинического пучка электронов в водном фантоме

При применении пучков электронов для клинических задач, определение дозиметрических характеристик пучка проводится в соответствии с международными рекомендациями по клинической дозиметрии, например, такими как протокол TG-51, представленный целевой группой № 51 комитета лучевой терапии Американской ассоциации физиков в медицине [35] и протокол TRS-398 Международного агентства по атомной энергии [36].

Данные протоколы описывают процедуру определения поглощенной дозы пучков электронов и фотонов высоких энергий (выше 1 МэВ) в тканеэквивалентных средах с помощью

¹ Под системой дозиметрического контроля понимается встроенная система независимого контроля дозы облучения, система мониторинговых камер аппарата.

² Данные представлены для референсного значения размера поля облучения. Для других размеров аппликаторов допустимое отклонение гладкости пучка задается требованиями производителя [37].

ионизационной камеры, основанную на применении калибровочного коэффициента в единицах поглощенной дозы в воде $N_{D,w}^Q$ [35, 36].

В общем виде поглощенная доза исследуемого пучка с качеством Q в воде D_w^Q , определяется на основе измерений ионизационной камерой следующим образом:

$$D_w^Q = M_{raw} \cdot P_{ion} \cdot K_{TP} \cdot P_{elec} \cdot P_{pol} \cdot k_Q \cdot N_{D,w}^{60Co} \text{ (Гр)}, \quad (1)$$

где M_{raw} – измеренное значение заряда, [Кл]; P_{ion} – поправочный коэффициент, учитывающий эффективность сбора ионов с учетом рекомбинации; K_{TP} – поправочный коэффициент, учитывающий влияние температуры и давления окружающей среды; P_{elec} – поправочный коэффициент, учитывающий калибровку электрометра, при условии, что ионизационная камера и электрометр калибровались отдельно (в случае, когда ионизационная камера и электрометр калибруются вместе, данный коэффициент равен единице); P_{pol} – поправочный коэффициент, учитывающий влияние потенциалов противоположной полярности; k_Q – поправочный коэффициент, учитывающий качество пучка; $N_{D,w}^{60Co}$ – калибровочный коэффициент ионизационной камеры по поглощённой дозе в воде на пучке гамма-излучения (опорное излучение) при стандартных условиях, указывается в паспорте камеры, $\left[\frac{\text{Гр}}{\text{Кл}} \right]$.

Для определения поправочного коэффициента, учитывающего эффективность сбора ионов P_{ion} , используется стандартный метод с применением двух напряжений. Для импульсных пучков формула двух напряжений имеет вид:

$$P_{ion}(V_H) = \frac{1 - \frac{V_H}{V_L}}{\frac{M_{raw}^H}{M_{raw}^L} \frac{V_H}{V_L}}, \quad (2)$$

где V_H – нормальное рабочее напряжение на детекторе (обычно оно является большим из представленных напряжений); M_{raw}^H – значение заряда, создаваемого в ионизационной камере, при напряжении V_H ; V_L – напряжение, приложенное к детектору, равное половине нормального рабочего напряжения; M_{raw}^L – значение заряда, создаваемого в ионизационной камере, при напряжении V_L .

Поправочный коэффициент, учитывающий влияние температуры и давления окружающей среды при проведении измерений в условиях отличных от стандартных определяется по формуле:

$$P_{TP} = \frac{273,2+T}{273,2+22,0} \cdot \frac{101,33}{P}, \quad (3)$$

где T – температура, измеренная в воде около ионизационной камеры, [°C]; P – атмосферное давление, [кПа].

Эффект полярности напряжения на электродах камеры проявляется в зависимости от качества исследуемого пучка и других условий, например положения кабеля. Поправочный коэффициент, определяется следующим образом:

$$P_{pol} = \left| \frac{M_{raw}^+ - M_{raw}^-}{2 \cdot M_{raw}} \right|, \quad (4)$$

где M_{raw}^+ – показания ионизационной камеры сбора положительных зарядов; M_{raw}^- – показания ионизационной камеры сбора отрицательных зарядов; M_{raw} – показания с ионизационной камеры, в зависимости от ее основного режима работы.

2.2. Определения коэффициента качества пучка электронов

Для определения коэффициента качества исследуемого пучка электронов k_Q в соответствии с международным протоколом по проведению клинической дозиметрии TRS-398 [36] необходимо экспериментально определить параметр R_{50} , представляющий собой глубину в воде, на которой находится 50 % поглощенной дозы от максимального значения для данного пучка электронов. Измерение глубинного распределения дозы в водном фантоме по центральной оси пучка проводят в стандартных условиях: расстояние от источника до поверхности фантома – 100 см; референсный размер поля пучка. При получении кривой дозного распределения по центральной оси распространения пучка из фактически измеренной с использованием ионизационной камеры кривой глубинной ионизации, необходимо учитывать положение эффективной точки измерения. Эффективная точка измерения находится ближе к источнику излучения, чем геометрическая точка измерения, так как направление вторичных электронов, попадающих в камеру, преимущественно прямое. При измерении кривых относительной глубинной ионизации электронов по центральной оси пучка с использованием цилиндрической ионизационной камеры (рис. 1, кривая I), измеренная кривая смещается в сторону меньших глубин в зависимости от расстояния пропорционального радиусу полости ионизационной камеры r_{cav} , сдвиг определяется как $0,5 \cdot r_{cav}$ (рис. 1, кривая II). Для плоскопараллельных камер, эффективная точка измерения располагается в воздушной полости сразу за входным окном камеры и совпадает с геометрической, как следствие при применении плоскопараллельных камер измеренная кривая не сдвигается (рис. 1, кривая III).

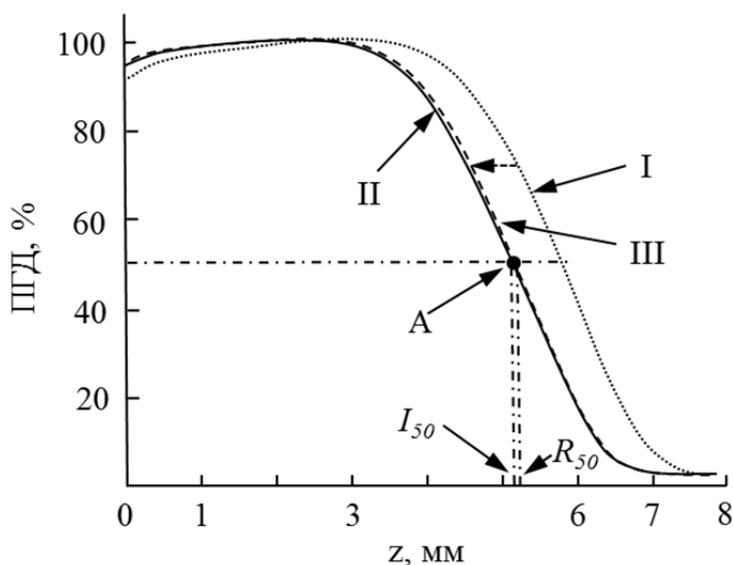


Рис. 1. Общий вид кривой глубинного распределения дозы электронов в водном фантоме и эффект смещения кривой относительной глубинной ионизации измеренной цилиндрической ($r_{cav} = 1,0$ см) и плоскопараллельной ($r_{cav} = 0,2$ см) ионизационными камерами [33]

Из полученных кривых относительной глубинной ионизации определяется параметр I_{50} (рис. 1, точка A), по уровню 50 % от значения максимальной ионизации. Из полученных значений, характеристика R_{50} , определяющая качество пучка, вычисляется по формулам:

$$R_{50} = 1,029I_{50} - 0,06(\text{см}) \text{ для } 2 \leq I_{50} \leq 10(\text{см}), \quad (5)$$

$$R_{50} = 1,059I_{50} - 0,37(\text{см}) \text{ для } I_{50} > 10(\text{см}). \quad (6)$$

В приложении представлены рассчитанные значения k_Q для пучков электронов для различных типов камер, откалиброванных на пучке ^{60}Co , как функция качества пучка R_{50} .

В протоколе TG-51 [35] искомый коэффициент качества k_Q представляется в виде:

$$k_Q = P_{gr}^Q \cdot k'_{R_{50}} \cdot k_{ecal}, \quad (7)$$

где P_{gr}^Q – поправка на градиент ионизации в точке измерения, $k'_{R_{50}}$ – электронный конверсионный поправочный коэффициент качества, который зависит от значения параметра R_{50} , k_{ecal} – фотонно-электронный конверсионный поправочный коэффициент, его значения для некоторых камер представлены в табл. 3.

Поправка на градиент ионизации в точке измерения равна единице для плоскопараллельных камер, а для цилиндрических камер выражается как:

$$P_{gr}^Q = \frac{M_{raw}(d_{ref}+0.5r_{cav})}{M_{raw}(d_{ref})}, \quad (8)$$

а именно в виде отношения заряда, измеренного на референсной глубине плюс половина радиуса полости камеры, к заряду, измеренному на референсной глубине.

Значения поправочного коэффициента $k'_{R_{50}}$ для цилиндрической камеры могут быть рассчитаны по следующей формуле при условии, что $2 \leq R_{50} \leq 9$ см [35]:

$$k'_{R_{50}}(cyl) = 0.9905 + 0.0710e^{(-R_{50}/3.67)}, \quad (9)$$

для плоскопараллельной камеры при условии, что $2 \leq R_{50} \leq 20$ см:

$$k'_{R_{50}}(pp) = 1.2239 - 0.145(R_{50})^{0.214}. \quad (10)$$

2.3. Фантомы

Для измерения электронных пучков в качестве стандартной среды рекомендуется вода. Размер фантома должен превышать, по крайней мере, на 5 см во все четыре стороны размера поля, определенного на глубине измерения и быть, по крайней мере, на 5 г/см² больше максимальной глубины, на которой могут проводиться измерения. Для горизонтальных пучков электронов окно фантома должно быть сделано из пластика и иметь толщину t_{win} между 0,2 и 0,5 см. При размещении камеры на заданной глубине следует учитывать водозэквивалентную толщину окна фантома (в г/см²). Эта толщина вычисляется как произведение $t_{win} \rho_{pl}$, где ρ_{pl} – плотность пластика (в г/см³). Для используемого обычно пластика ПММА (полиметилметакрилата) и чистого полистирола можно использовать номинальные значения $\rho_{ПММА} = 1,19$ г/см³ и $\rho_{полист} = 1,06$ г/см³ соответственно. При определенных обстоятельствах для пучков с качеством $R_{50} < 4$ г/см² может использоваться пластиковый фантом; при этом все глубины должны быть пропорционально пересчитаны [36].

В табл. 2 представлены основные параметры общеизвестных фантомных материалов, используемых в качестве заменителей воды.

Таблица 2

Элементный состав (доля к весу), номинальная плотность и средний атомный номер общеизвестных фантомных материалов, используемых в качестве заменителей воды

	H	C	N	O	F	Cl	Ca	Br	Плотность, (г/см ³)	\bar{Z}^c
Вода	0,1119			0,8881					1,000	6,6
«Твердая вода» WT1	0,0810	0,6720	0,0240	0,1990		0,0010	0,0230		1,020	5,95
«Твердая вода» RMI-457	0,0809	0,6722	0,0240	0,1984		1,0013	0,0232		1,030	5,96
«Пластиковая» вода	0,0927	0,6282	0,0100	0,1794		0,0096	0,0795	0,003	1,013	6,62
«Виртуальная» вода	0,0770	0,6874	0,0227	0,1886		0,0013	0,0231		1,030	5,97
ПММА	0,0805	0,5998		0,3185					1,190	5,85
Полистерен	0,0774	0,9226							1,060	5,29
Тканезквивалентный пластик А-150	0,1013	0,7755		0,0523	0,0174		0,0184		1,127	5,49

Не защищенные от воды плоскопараллельные камеры должны использоваться в водо-защитной оболочке, предпочтительно из ПММА или материала, из которого сделаны стенки камеры. В идеальном случае впереди и сзади воздушной полости не должно быть больше чем 1 мм дополнительного материала. Воздушная полость между стенками камеры и оболочкой должна быть достаточной (от 0,1 до 0,3 мм) для того, чтобы уравновесить давление воздуха в камере и внешнее давление. Для обоих типов камер при калибровке в поверочной лаборатории и измерениях в клинике должны использоваться одни и те же защитные материалы. Особенно важно обратить внимание на размещение камеры в интересующей точке в случае, когда используются совместно расчетные значения коэффициента качества пучка, водозэквивалентная толщина стенок камеры (в г/см^2) и некоторые водозащитные материалы. Однако практически эти изменения слишком малы, поэтому ими можно пренебречь.

2.4. Дозиметрическое оборудование

Одним из основных преимуществ плоскопараллельных камер для дозиметрии электронных пучков является возможность минимизации эффектов рассеяния. Плоскопараллельные ионизационные камеры могут быть сконструированы таким образом, чтобы камера имела преимущественную чувствительность к флюенсу электронов, падающих сквозь переднее окошко, а вклад электронов, проникающих через боковые стенки, был незначительным. Такая конструкция оправдывает введение эффективной точки измерения камеры, P_{eff} , на внутренней поверхности входного окна, в центре окна для всех видов пучков и глубин. Поэтому для практических целей удобно выбирать эффективную точку камеры в том же месте. Для того чтобы выполнить в приемлемом приближении требования относительно эффектов возмущения рассеянием и P_{eff} , плоскопараллельные камеры должны иметь полость в виде «блина» или диска, в которой отношение диаметра полости к высоте полости должно быть большим (предпочтительно в 5 раз или более). Кроме того, диаметр собирающего электрода не должен превышать 20 мм, для того чтобы уменьшить искажение радиального профиля пучка. Высота полости не должна превышать 2 мм, а собирающий электрод должен быть окружен защитным электродом, имеющим ширину не менее чем 1,5 от высоты полости. К тому же, толщина входящего окошка должна быть ограничена максимальной величиной 0,1 г/см^2 (или 1 мм полиметил метакрилат ПММА), для того, чтобы было возможным проводить измерения на малых глубинах. Также необходимо для воздушной полости иметь отдушину так, чтобы она быстро уравнивалась с окружающей температурой и давлением воздуха. Характеристики некоторых плоскопараллельных ионизационных камер для дозиметрии электронных пучков представлены в табл. 3 [35, 36].

Для всех качеств пучка рекомендуется применять плоскопараллельные камеры, а для пучков с качеством $R_{50} < 4 \text{ г/см}^2$ их применение обязательно. В идеальном случае, камеры должны быть откалиброваны в пучке электронов либо непосредственно в поверочных лабораториях, либо путем калибровки рабочей камеры по опорной на клиническом электронном пучке. Для плоскопараллельных камер опорная точка выбирается на внутренней поверхности входного окна, в центре. Эта точка может совпадать с интересующей точкой фантома. Для пучков с качеством $R_{50} > 4 \text{ г/см}^2$ могут использоваться цилиндрические камеры. Опорная точка цилиндрической камеры располагается на центральной оси в центре полости. Для измерения электронных пучков эта точка помещается в фантоме на расстоянии $0,5 r_{cyl}$ ниже интересующей точки, где r_{cyl} – радиус воздушной полости камеры [36].

Помимо ионизационных камер для проведения дозиметрических исследований могут быть использованы матричные детекторы и радиохромные пленки.

Дозиметрическое оборудование должно быть выбрано в соответствии с исследуемыми характеристиками пучка. Особое внимание стоит уделить рабочим диапазонам дозиметров в отношении энергии электронного пучка, частоте следования импульсов и максимальному значению мощности дозы в импульсе.

Характеристики некоторых плоскопараллельных ионизационных камер для дозиметрии электронных пучков

Камера	k_{ecal}	Материал	Толщина, гр/см ²	Радиус полости r_{cav} , см	A1 диаметр электрода
Farmer-like Exradin A12	0,906	C-552	0,088	0,305	
NE2505/3,3A	0,903	Graphite	0,065	0,315	1,0
NE2561a	0,904	Graphite	0,090	0,370	1,0
NE2571	0,903	Graphite	0,065	0,315	1,0
NE2577	0,903	Graphite </td <td>0,065</td> <td>0,315</td> <td>1,0</td>	0,065	0,315	1,0
NE2581	0,885	A-150	0,041	0,315	
Capintec PR-06C/G	0,900	C-552	0,050	0,320	
PTW N23331	0,896	Graphite PMMA	0,012 0,048	0,395	1,0
PTW N30001b	0,897	Graphite PMMA	0,012 0,033	0,305	1,0
PTW N30002	0,900	Graphite	0,079	0,305	
PTW N30004	0,905	Graphite	0,079	0,305	1,0
PTW N31003c	0,898	Graphite PMMA	0,012 0,066	0,275	1,0
Other cylindrical Exradin A1d	0,915	C-552	0,175	0,200	
Capintec PR-05/PR-05P	0,916	C-552	0,210	0,200	
Wellhofer IC-10/IC-5	0,904	C-552	0,070	0,300	

2.5. Геометрии РИП

Для измерения дозиметрических характеристик радиационного поля используется геометрия расстояние источник-поверхность (РИП). Схематическое изображение геометрий показано на рис. 2. При использовании геометрии РИП, размер поля облучения определяется на поверхности фантома. [36].

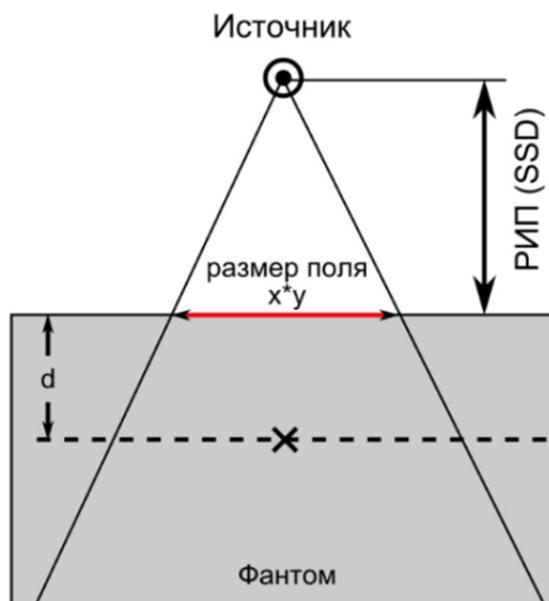


Рис. 2. Схематическое изображение по определению геометрий РИП

2.6. Методика проведения абсолютных дозиметрических измерений

Ниже в общем виде представлен алгоритм действий при проведении абсолютных дозиметрических измерений с использованием водного фантома и ионизационной камеры [35, 36, 38]:

1. Установить водный фантом на терапевтическом столе, провести центрирование и налить воду. Проверить позиционирование фантома в горизонтальной плоскости с помощью уровня или с использованием встроенной системой позиционирования, в зависимости от его конструкции. При необходимости провести дополнительную настройку.

2. Установить держатель для ионизационной камеры на фантоме. Поместить камеру в держатель и провести ее позиционирование на центральной оси пучка на глубине максимума залегания дозы для заданной энергии электронного пучка. Отрегулировать высоту фантома таким образом, чтобы центр камеры находился в изоцентре аппарата.

3. Провести измерение температуры воды в фантоме с помощью термометра, измерение атмосферного давления – с помощью барометра и занести в соответствующие графы рабочего листа.

4. Установить электрометр в пультовой, подключить установленную ионизационную камеру к электрометру. Включить электрометр, настроить необходимый диапазон и единицы измерения в Гр, полярность, выставить рабочее напряжение, внести коэффициент камеры $N_{D,w}$.

5. Выставить актуальный референсный размер поля аппарата в настройках аппарата.

7. Отпустить 200 МЕ для того, чтобы предварительно облучить ионизационную камеру. Обнулить значение на электрометре.

8. Провести компенсацию темнового тока электрометра (компенсацию «фона»).

9. При любом измерении дозы проводить повторные измерения до тех пор, пока показания электрометра не выйдут на плато, то есть при каждом новом измерении показание не будет колебаться вокруг некоего среднего значения в ту и другую сторону.

10. Провести измерения коэффициентов поляризации и рекомбинации, для этого провести измерения на пониженном напряжении и при смене полярности на рабочем напряжении. Занести в соответствующую графу рабочего листа.

2.7. Методика проведения относительных дозиметрических измерений

Для проведения относительных дозиметрических измерений используется ионизационная камера в комплекте с водным фантомом (для определения глубинного распределения дозы и поперечных профилей пучка). Ниже в общем виде представлен алгоритм действий при проведении относительных дозиметрических измерений с использованием водного фантома и ионизационной камеры:

1. Установить водный фантом в изоцентр установки. Наполнить водой, установить требуемое расстояние от источника до поверхности воды. Установить ионизационную камеру.

2. В референсных условиях провести измерение распределения дозы электронного излучения по глубине.

3. Провести измерение профиля пучка на нескольких глубинах.

Другим подходом для проведения относительных дозиметрических измерений может быть применение матричного детектора (для определения поперечных профилей пучка) или радиохромные пленки в комплекте с твердотельным фантомом (для определения поперечных профилей пучка и глубинного распределения дозы).

Измерения проводятся для каждой доступной энергии электронного пучка для каждого размера и формы поля аппликатора в соответствии с рекомендациями протокола TRS-398 [34].

2.8. Особенности проведения дозиметрических измерений с использованием скошенных аппликаторов

Глубинные распределения дозы для всех аппликаторов, применяемых при ИОЛТ, измеряют вдоль клинической оси.

Однако для скошенных аппликаторов, геометрическая центральная ось не имеет клинического значения, так как важным при проведении процедур электронного интраоперационного облучения остается глубина ткани расположенной перпендикулярно плоскости сечения аппликатора, иными словами плоскости входа облучения в ткань.

Таким образом, при проведении дозиметрических измерений, новая «клиническая» ось определяется как линия, проходящая перпендикулярно от поверхности фантома и пересекающая центральную ось аппликатора на поверхности, как показано на рис. 3 [39].

Для прямых аппликаторов угол падения Θ равен 0° (рис. 3, а). Однако для скошенных аппликаторов Θ равен углу скоса (рис. 3, б), а клиническая и геометрическая центральные оси не идентичны.

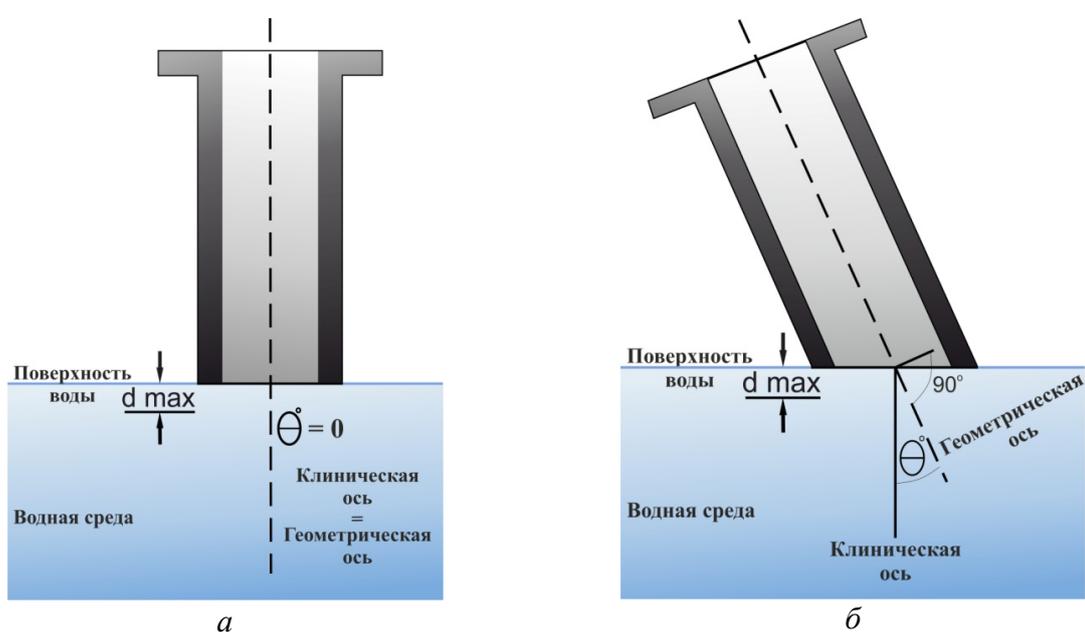


Рис. 3. К определению «клинической» оси прямого (а) и скошенного (б) аппликаторов

3. К ОПРЕДЕЛЕНИЮ ПРЕДПИСАННОЙ ДОЗЫ ДЛЯ ПРОЦЕДУРЫ ЭЛЕКТРОННОЙ ИОЛТ

Перед проведением сеанса облучения с помощью электронной ИОЛТ необходимо выбрать и задать следующие параметры: 1) размер аппликатора и угол скоса; 2) энергию электронного пучка; 3) значение МЕ; 4) ограничение времени облучения.

3.1. Выбор аппликатора

Аппликатор выбирается хирургом и радиационным онкологом, для наилучшего облучения патологического очага при минимизации повреждения здоровых тканей и органов. Хирург сообщает о выборе медицинскому специалисту (медицинская сестра, анастазиолог), который будет нести ответственность за правильное положение, и техническому специалисту (инженер, медицинский техник, медицинский физик), который проводит независимый расчет МЕ и время ограничения облучения исходя из заданного диаметра аппликатора и угла скоса; эффективный диаметр проверяется электронным способом, и облучение не допускается, если установленное значение отличается от предписанного.

3.2. Выбор энергии

Энергия электронного пучка выбирается в зависимости от толщины и типа облучаемой ткани. Значение энергии устанавливается через основную панель ИОЛТ.

3.3. Независимый расчет мониторных единиц

Доза облучения обычно задается на определенном уровне изодозы (обычно 90 %, реже 80 или 100 %). Количество мониторных единиц (МЕ) может быть необходимое для доставки требуемой дозы может быть рассчитано. Первый подход к расчету МЕ представлен уравнениями (11)–(14), второй – (15).

Соотношение между МЕ и сГр определяется для каждой установки ИОЛТ. Отношение МЕ/сГр определяется как:

$$\left(\frac{\text{МЕ}}{\text{Гр}}\right)_D^a \Big|_E = 1 \cdot (OF)_D^a \Big|_E. \quad (11)$$

Отношение МЕ/сГр установлено равным 1 для эталонного/референсного аппликатора, а $(OF)_D^a$ является выходным коэффициентом для аппликатора диаметром D и углом скоса α .

Количество МЕ, необходимое для доставки дозы на предписанную изодозу, определяется уравнением:

$$\text{МЕ} = \frac{(\text{Предписанная доза}) \cdot (\text{МЕ/Гр})_{\text{н.в.}}}{\text{Предписанную изодозу}}, \quad (12)$$

отсюда:

$$\left(\frac{\text{МЕ}}{\text{сГр}}\right)_{\text{н.в.}} = (\text{поправочный коэффициент}) \cdot \frac{K_{\text{Р,н.в.}}}{K_{\text{Р,калиб}}} \left(\frac{\text{МЕ}}{\text{сГр}}\right)_{\text{калиб}}, \quad (13)$$

где

$$\text{Поправочный коэффициент} = \frac{(\text{МЕ/нКл})_{\text{н.в.}}}{(\text{МЕ/нКл})_{\text{калиб.}}} \cdot \frac{(K_T)_{\text{н.в.}}}{(K_T)_{\text{калиб.}}},$$
$$K_T = \frac{273,16 + T(^{\circ}\text{C})}{293,16}, \quad K_P = \frac{101,33}{P(\text{кПа})}. \quad (14)$$

Так же необходимое количество мониторных единиц (МЕ) необходимое для доставки требуемой дозы может быть рассчитано по формуле:

$$ME = \frac{\text{Предписанная доза [сГр]}}{BO(z_{\max}) \left[\frac{\text{сГр}}{\text{МЕ}} \right] \cdot (OF)_D^a \cdot \frac{\text{Предписанная изодоза [\%]}{100} \cdot GF}, \quad (15)$$

где $BO(z_{\max})$ – отношение сГр/МЕ установлено равным 1 для эталонного/референсного аппликатора; $(OF)_D^a$ – выходной коэффициент для аппликатора диаметром D и углом скоса α , определяется согласно рекомендациям производителя; GF – коэффициент воздушного зазора равен 1, если иное не предусмотрено производителем.

3.4. Ограничение времени облучения

Предел времени облучения должен быть установлен в качестве дополнительной меры безопасности на случай одновременного отказа двух независимых мониторных камер. Устанавливаемый срок определяется как ожидаемое время облучения, умноженное на коэффициент 1,1:

$$\text{Время(с)} = 1,1 \cdot \frac{DR_{D,\alpha}^E}{\text{Доза}(z_{\max})[\text{сГр}]}, \quad \text{при } [DR] = \frac{\text{сГр}}{\text{сек}}, \quad (16)$$

где $DR_{D,\alpha}^E$ – мощность дозы, соответствующая аппликатору диаметром D и углом наклона α при энергии электронов E . Значение мощности дозы для каждого аппликатора, энергии и углов скоса определяется медицинским физиком во время ввода оборудования в эксплуатацию.

4. ПРОЦЕДУРЫ ОБЕСПЕЧЕНИЯ ГАРАНТИИ КАЧЕСТВА ЭЛЕКТРОННОЙ ИОЛТ

В настоящем разделе представлено описание дозиметрических испытаний, проводимых с целью обеспечения гарантии качества процедур электронной ИОЛТ.

4.1. Долговременная стабильность системы дозиметрического контроля

Испытание заключается в проверке стабильности дозиметрической системы ускорителя по отношению к заряду, собранному плоскопараллельной ионизационной камерой, помещенной в твердотельный фантом на глубину максимума поглощенной дозы для выбранного значения энергии электронов при референсном размере поля облучения (эталонный аппликатор).

Соотношение между ME1 (значения для первой мониторинговой камеры) отображенными на консоли управления аппарата, и собранным зарядом, с поправкой на условия окружающей среды [36], контролируется и не может превышать 3 % по отношению к базовому значению (контрольная величина). Измерения проводятся для всех энергий электронного пучка.

Базовое значение отношения между ME1 и собранным зарядом должно быть оценено путем измерения во время эталонной дозиметрии на том же аппарате где проводится гарантия качества пучка. Пример заполнения формы протокола для оценки долговременной стабильности системы дозиметрического контроля представлен ниже.

Дата	30/11/22
Электрометр	Тип электрометра
Детектор	Тип ионизационной камеры
Фантом	Тип и материал фантома
Название теста	Долговременная стабильность системы дозиметрического контроля
Допустимое отклонение от базового значения	3 %

T	21,0
P	98,0
K _p	1,033
K _T	1,003
K _{T,P}	1,037

Энергия, МэВ			Энергия, МэВ		
10			8		
Дата	ME1/нКл	Стабильность	Дата	ME1/нКл	Стабильность
07/11/22	12,452	Контрольная величина	07/11/22	17,97	Контрольная величина
30/11/22	12,419	-0,3 %	30/11/22	17,86	-0,6 %

Энергия, МэВ			Энергия, МэВ		
6			4		
Дата	ME1/нКл	Стабильность	Дата	ME1/нКл	Стабильность
07/11/22	25,34	Контрольная величина	07/11/22	31,69	Контрольная величина
30/11/22	25,28	-0,3 %	30/11/22	31,64	-0,2 %

Измерение должно выполняться не реже одного раза в неделю и перед каждым клиническим использованием устройства.

Аппарат должен удовлетворять требованиям гарантии качества на долговременную стабильность системы дозиметрического контроля сразу после предварительного прогрева.

Пользователям не следует выполнять какое-либо предварительное облучение более 200 ME плоскопараллельной ионизационной камерой перед выполнением проверки стабильности дозиметрической системы.

4.2. Кратковременная стабильность системы дозиметрического контроля (повторяемость)

Испытание заключается в проверке воспроизводимости показаний встроенной дозиметрической системы дозиметрического контроля аппарата по заряду, собранному плоскопараллельной ионизационной камерой, помещенной в твердотельный фантом на глубину максимума поглощенной дозы для выбранного значения энергии электронов при референсном размере поля облучения (эталонный аппликатор).

Соотношение между ME1 и ME2 (значения для первой и второй мониторинговых камер) отображенными на консоли управления аппарата и собранным зарядом контролируется в течение короткого периода времени (пять последовательных облучений с предписанными 200 ME).

Процентное стандартное отклонение, рассчитанное как среднеквадратичное отклонение, между отношениями ME/нКл должно быть менее 1 % для пяти последовательных облучений. Измерения проводятся для всех энергий электронного пучка.

Пример заполнения формы протокола для оценки кратковременной стабильности системы дозиметрического контроля (повторяемость) представлен ниже.

Дата	07/11/2022
Электрометр	Тип электрометра
Детектор	Тип ионизационной камеры
Фантом	Тип и материал фантома
Название теста	Кратковременная стабильность системы дозиметрического контроля
Допустимое отклонение	Значение стандартного отклонения % не должно превышать 1 %

T	22,0
P	100,0
K _P	1,013
K _T	1,007
K _{T,P}	1,020

Энергия, МэВ	10	Заметки				
Частота повторения импульсов, Гц	10					
R ₁₀₀ , мм	14,0					
Измерение	Время, с	ME1	ME2	Заряд, нКл	ME1/нКл	ME2/нКл
1	29	200	190	100,20	1,992	1,892
2	28	200	190	99,45	2,015	1,914
3	28	200	190	99,85	2,001	1,901
4	27	200	190	99,98	1,996	1,896
5	26	200	190	100,10	1,990	1,880
Среднее значение		200	190	99,92	2,000	1,897
Стандартное отклонение		0,00	0,00	0,30	0,010	0,012
Стандартное отклонение %		0,00	0,00	0,30	0,50	0,650

Измерение должно выполняться не реже одного раза в месяц.

4.3. Линейность системы дозиметрического контроля

Измерение заключается в проверке линейности отклика встроенной дозиметрической системы аппарата по отношению к заряду, собираемому плоскопараллельной ионизационной камерой, помещенной в твердотельный фантом на глубину максимума поглощенной дозы для выбранного значения энергии электронов при референсном размере поля облучения (эталонный аппликатор).

Соотношение между предписанными ME и собранным зарядом контролируется для четырех последовательных облучений с разными значениями дозы.

Процентное стандартное отклонение, рассчитанное как среднеквадратичное отклонение, между отношениями ME1/нКл должно быть менее 1 % для четырех последовательных облучений. Измерения проводятся для всех энергий электронного пучка.

Пример заполнения формы протокола для оценки линейности системы дозиметрического контроля представлен ниже.

Дата	07/11/2022
Электрометр	Тип электрометра
Детектор	Тип ионизационной камеры
Фантом	Тип и материал фантома
Название теста	Линейность системы дозиметрического контроля
Допустимое отклонение	Значение стандартного отклонения % не должно превышать 1 %

T	22,0
P	100,0
K _P	1,013
K _T	1,007
K _{T,P}	1,020

Энергия, МэВ	10	Гр/МЕ	10 ⁻²	
Частота повторения импульсов, Гц	10			
Z _{МАХ} , мм	10,0			
Измерение	Гр	МЕ	нКл	МЕ/нКл
1	3	300	5,40	55,60
2	10	1000	18,08	55,30
3	20	2000	35,98	55,59
4	30	3000	54,02	55,54
Среднее значение				55,51
Стандартное отклонение				0,120
Стандартное отклонение %				0,220

Измерение должно выполняться не реже одного раза в месяц.

4.4. Симметричность и гладкость поля

Тесты на симметричность и гладкость должны выполняться с использованием соответствующего трехмерного моторизованного водного фантома или соответствующих матричных детекторов, радиохромных пленок, как описано в [36, 37]. Профиль пучка должен быть измерен на глубине максимума дозы электронного пучка заданной энергии.

Размер поля представляет собой расстояние между точками 50 % изодозы слева и справа от профиля пучка относительно дозы по центральной оси. Область однородности профиля составляет 80 % размера поля (для всех полей). D_{max} – это максимальное значение дозы внутри плоской области, а D_{min} – минимальное значение дозы внутри плоской области, как показано на рис. 4.

Перед выполнением этих тестов убедитесь, что у детекторов нет проблем с насыщением, а их объем достаточен для измерения выбранных полей.

4.4.1. Симметричность

Показателем симметричности профиля является максимальная вариация в пределах области плоскостности:

$$\left(D(x) - D(-x) \right)_{\max}$$

$x \in \text{область плоскостности}$ (17)

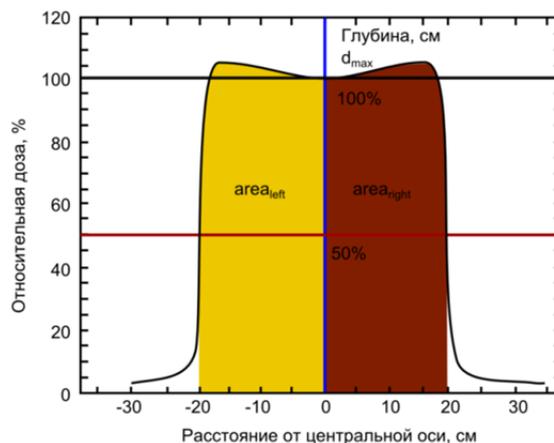


Рис. 4. Поперечный профиль электронного пучка для определения симметричности пучка

Разность максимальной поглощенной дозы между точками, равноудаленными от центральной оси пучка, внутри 80 % размера поля (определяемого как площадь 50 % изодозы) должна быть меньше или равна 3 %, т. е. предел отклонения симметричности от базового значения составляет ± 3 %.

Измерение должно выполняться не реже одного раза в месяц.

4.4.2. Гладкость пучка

Гладкость пучка может быть определена двумя способами, согласно рекомендациям производителя.

Первый способ позволяет оценить гладкость пучка как процентное отношение доз $\left(\frac{D_{\max}-D_{\min}}{D_{\max}+D_{\min}}\right) \cdot 100$ %, где D_{\max} оценивается путем нахождения максимального значения, а D_{\min} – минимального значения дозы на профиле пучка в пределах центральных 80 % ширины пучка. Гладкость пучка должна быть менее 3 % для прямого аппликатора диаметром 100 мм.

С другой стороны гладкость оценивается как процентное отношение дозы $\left(\frac{D_{\max}}{D_{\min}}\right) \cdot 100$ %. Изменение поглощенной дозы внутри 80 % размера поля (определяемого как площадь 50 % изодозы) должно быть менее 3 % для референсного размера поля облучения – аппликатора диаметром $\varnothing = 100$ мм (9 % для аппликаторов диаметром $\varnothing = 40, 50$ мм, 12 % для аппликатора диаметром $\varnothing = 30$ мм)³.

Измерение должно выполняться не реже одного раза в месяц.

4.5. Качество пучка

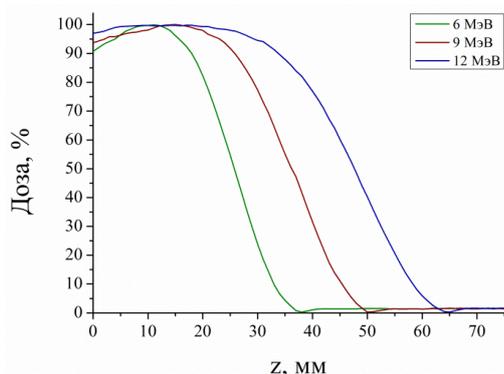


Рис. 5. Кривые процентной глубинной дозы электронов в водном фантоме для разных энергий пучка

Тесты по оценке качества пучка должны выполняться с использованием соответствующего трехмерного водного фантома с электроприводом или радиохромных пленок.

Измерения заключаются в проверке кривых процентной глубины дозы электронов в воде.

Параметр R_{50} определяется из кривой глубинного распределения поглощенной дозы на центральной оси электронного пучка для данного ускорителя в стандартных дозиметрических условиях. R_{50} должен быть равен значению, измеренному при приемодаточных испытаниях, в пределах допуска ± 2 мм или ± 4 % от базового значения [36–37]. На рис. 5 показаны типичные кривые процентной глубинной дозы электронов для разных энергий пучка.

Этот тест должен выполняться ежемесячно.

4.6. Эталонные измерения

Эталонная дозиметрия должна проводиться не реже одного раза в 2 года или после любой замены или модификации оборудования, входящего в состав системы мониторинга или коллимационной системы. Включает в себя проведение всех проверок и корректировка референсных/базовых значений при необходимости.

³ Справедливо для мобильных установок ИОЛТ на основе линейного ускорителя при реализации механизма жесткой сцепки при коллимации пучка [37]. Для других видов устройств требования к гладкости определяется производителем.

5. ПРОТОКОЛЫ ДЛЯ ОБЕСПЕЧЕНИЯ ГАРАНТИИ КАЧЕСТВА ПРОЦЕДУР ИОЛТ

Пользователь ИОЛТ должен зафиксировать результаты тестов обеспечения гарантии качества в следующих формах.

5.1. Форма протокола для проверки долговременной стабильности системы дозиметрического контроля

Дата			
Электрометр		Т	
Детектор		Р	
Фантом		К _Р	
Название теста	Долговременная стабильность системы до- зиметрического контроля	К _Т	
Допустимое отклонение от базового значения	3 %	К _{Т,Р}	

Энергия, МэВ			Энергия, МэВ		
А			В		
Дата	ME1/нКл	Стабильность	Дата	ME1/нКл	Стабильность
Дата введения базового значения		Контрольная величина	Дата введения базового значения		Контрольная величина
Дата ГК			Дата ГК		

Энергия, МэВ			Энергия, МэВ		
...			Z		
Дата	ME1/нКл	Стабильность	Дата	ME1/нКл	Стабильность
Дата введения базового значения		Контрольная величина	Дата введения базового значения		Контрольная величина
Дата ГК			Дата ГК		

Дата

Проверку выполнил:

ФИО/Подпись

5.2. Форма протокола для проверки кратковременной стабильности системы дозиметрического контроля (повторяемость)

Дата			
Электрометр		Т	
Детектор		Р	
Название теста	Кратковременная стабильность системы дозиметрического контроля	К _р	
Допустимое отклонение	Значение стандартного отклонения % не должно превышать 1 %	К _т	
		К _{т,р}	

Энергия, МэВ	А	Заметки				
ЧПИ, Гц						
R ₁₀₀ , мм						
Измерение	Время, с	МЕ1	МЕ2	Заряд, нКл	МЕ1/нКл	МЕ2/нКл
1						
2						
3						
4						
5						
Среднее значение						
Стандартное отклонение						
Стандартное отклонение %						

Энергия, МэВ	В	Заметки				
ЧПИ, Гц						
R ₁₀₀ , мм						
Измерение	Время, с	МЕ1	МЕ2	Заряд, нКл	МЕ1/нКл	МЕ2/нКл
1						
2						
3						
4						
5						
Среднее значение						
Стандартное отклонение						
Стандартное отклонение %						

Энергия, МэВ	...	Заметки				
ЧПИ, Гц						
R ₁₀₀ , мм						
Измерение	Время, с	МЕ1	МЕ2	Заряд, нКл	МЕ1/нКл	МЕ2/нКл
1						
2						
3						
4						
5						
Среднее значение						
Стандартное отклонение						
Стандартное отклонение %						

Энергия, МэВ	Z	Заметки				
ЧПИ, Гц						
R ₁₀₀ , мм						
Измерение	Время, с	МЕ1	МЕ2	Заряд, нКл	МЕ1/нКл	МЕ2/нКл
1						
2						
3						
4						
5						
Среднее значение						
Стандартное отклонение						
Стандартное отклонение %						

Дата

Проверку выполнил:

ФИО/Подпись

5.3. Форма протокола для проверки линейности системы дозиметрического контроля

Дата	
Электрометр	
Детектор	
Фантом	
Название теста	Линейность системы дозиметрического контроля
Допустимое отклонение	Значение стандартного отклонения % не должно превышать 1 %

Т	
Р	
К _Р	
К _Т	
К _{Т,Р}	

Энергия, МэВ		А		Гр/МЕ	10 ⁻²
Частота повторения импульсов, Гц					
z _{МАХ} , мм					
Измерение	Гр	МЕ	нКл	МЕ/нКл	
1					
2					
3					
4					
Среднее значение					
Стандартное отклонение					
Стандартное отклонение %					
Энергия, МэВ		В		Гр/МЕ	10 ⁻²
Частота повторения импульсов, Гц					
z _{МАХ} , мм					
Измерение	Гр	МЕ	нКл	МЕ/нКл	
1					
2					
3					
4					
Среднее значение					
Стандартное отклонение					
Стандартное отклонение %					
Энергия, МэВ		...		Гр/МЕ	10 ⁻²
Частота повторения импульсов, Гц					
z _{МАХ} , мм					
Измерение	Гр	МЕ	нКл	МЕ/нКл	
1					
2					
3					
4					
Среднее значение					
Стандартное отклонение					
Стандартное отклонение %					
Энергия, МэВ		Z		Гр/МЕ	10 ⁻²
Частота повторения импульсов, Гц					
z _{МАХ} , мм					
Измерение	Гр	МЕ	нКл	МЕ/нКл	
1					
2					
3					
4					
Среднее значение					
Стандартное отклонение					
Стандартное отклонение %					

Дата

Проверку выполнил:

ФИО/Подпись

5.4. Форма протокола для проверки симметричности и гладкости поля

Диаметр аппликатора (см)	Симметричность	Гладкость
A		
B		
...		
Z		

Дата

Проверку выполнил:

ФИО/Подпись

5.5. Форма протокола для проверки качества пучка

ИОЛТ	R_{50} (мм)	
Номинальная энергия (МэВ)	Контрольная величина	Измеренное значение
A		
B		
...		
Z		

Дата

Проверку выполнил:

ФИО/Подпись

БИБЛИОГРАФИЯ

1. International Agency for Research on Cancer. Press Release N° 224 Global Battle Against Cancer Won't be Won with Treatment Alone. Effective Prevention Measures Urgently Needed to Prevent Cancer Crisis. – 2014. – Режим доступа: https://www.iarc.fr/en/media-centre/pr/2014/pdfs/pr224_E.pdf.
2. International Agency for Research on Cancer. Press Release N° 251 Latest data show a global increase of 13 % in childhood cancer incidence over two decades. – 2017. – Режим доступа: https://www.iarc.fr/en/media-centre/pr/2017/pdfs/pr251_E.pdf.
3. Состояние онкологической помощи населению России в 2016 году / под ред. А.Д. Каприна, В.В. Старинского, Г.В. Петровой. – Москва : МНИОИ им. П.А. Герцена филиал ФГБУ «НМИРЦ» Минздрава России, 2017. – 236 с.
4. Bernier J. Radiation oncology: a century of achievements / J. Bernier, E.J. Hall, A. Giaccia // *Nature Reviews Cancer*. – 2004. – V. 4. – № 9. – P. 737.
5. Gerber D.E. Recent advances in radiation therapy / D.E. Gerber, T.A. Chan // *Am Fam Physician*. – 2008. – V. 78. – № 11. – P. 1254–1262.
6. Жаринов Г.М. Дистанционная лучевая терапия-история, достижения, перспективы / Г.М. Жаринов, Н.Ю. Некласова // *Практическая онкология*. – 2016. – Т. 17. – № 1. – С. 41–52.
7. Garibaldi C. et al. Recent advances in radiation oncology // *Ecancermedicalscience*. – 2017. – V. 11. – Article number: 785.
8. Кленов Г.И. Адронная лучевая терапия: история, статус, перспективы / Г.И. Кленов, В.С. Хорошков // *Успехи физических наук*. – 2016. – Т. 186. – № 8. – С. 891–911.
9. Mazai A. Development in technology and medical physics in radiotherapy : special considerations hadron therapy / A. Mazai et al. // *Nuclear Espana (1996)*. – 2016. – Т. 369. – С. 32–43.
10. Зырянов А.В. Тенденции и перспективы развития в контактной лучевой терапии (брахитерапии) злокачественных новообразований / А.В. Зырянов, В.Н. Ощепков // *Научно-практический медицинский журнал*. – 2017. – № 1. – С. 51.
11. Lee C.D. Recent developments and best practice in brachytherapy treatment planning / C.D. Lee // *The British journal of radiology*. – 2014. – V. 87. – № 1041. – Article number: 20140146.
12. Hogstrom K.R. Review of electron beam therapy physics / K.R. Hogstrom, P.R. Almond // *Physics in Medicine & Biology*. – 2006. – M. 51. – № 13. – P. R455.
13. Kry S.F. AAPM TG 158: Measurement and calculation of doses outside the treated volume from external-beam radiation therapy / S.F. Kry et al. // *Medical Physics*. – 2017. – V. 44. – № 10. – P. e391–e429.
14. Khan F.M. Clinical electron-beam dosimetry: report of AAPM radiation therapy committee task group No. 25 / F.M. Khan et al. // *Medical physics*. – 1991. – V. 18. – № 1. – P. 73–109.
15. Гвай А.С. Современные методы и средства дозиметрии ионизирующих излучений в медицине / А.С. Гвай, Л.А. Аверьянова, О.Ю. Шалёпа // *Восточно-Европейский журнал передовых технологий*. – 2012. – Т. 3. – № 9 (57).
16. Thwaites D.I. Back to the future: the history and development of the clinical linear accelerator / D.I. Thwaites, J.B. Tuohy // *Physics in Medicine & Biology*. – 2006. – V. 51. – № 13. – P. R343.
17. Gund K. Experiments with a 6-MeV betatron / K. Gund, W. Paul // *Nucleonics*. – 1950. – V. 7. – № 1. – P. 36–45.
18. Laughlin J.S. Physical aspects of rotation therapy with the betatron. I / J.S. Laughlin et al. // *The American journal of roentgenology and radium therapy*. – 1951. – V. 65. – № 6. – P. 947–951.
19. Laughlin J.S. Some physical aspects of electron beam therapy / J.S. Laughlin et al. // *Radiology*. – 1953. – V. 60. – № 2. – P. 165–185.

20. Markus B. A review of 25 years' clinical application of fast electrons in radiation therapy (author's transl) / B. Markus // *Strahlentherapie*. – 1978. – Т. 154. – № 4. – С. 221–224.
21. Steben J.D. Betatron electron beam characterisation for dosimetry calculations / J.D. Steben, K. Ayyangar, N. Suntharalingam // *Physics in Medicine & Biology*. – 1979. – V. 24. – № 2. – P. 299.
22. Воробьев А.А. Электронные пучки бетатронов / А.А. Воробьев, Б.А. Кононов, В.В. Евстигнеев. – Москва : Атомиздат, 1974. – 152 с.
23. Москалев В.А. Бетатроны : монография. Томский политехнический университет / В.А. Москалев, В.Л. Чахлов. – Томск : Изд-во Томского политехнического университета, 2009. – 267 с.
24. Beddar A.S. Intraoperative radiation therapy using mobile electron linear accelerators: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 72 / A.S. Beddar et al. // *Medical physics*. – 2006. – V. 33. – № 5. – P. 1476–1489.
25. Meurk M.L. The Mobetron: a new concept for IORT / M.L. Meurk et al. // *Frontiers of radiation therapy and oncology*. – 1997. – V. 31. – P. 65–70.
26. Mills M.D. Commissioning of a mobile electron accelerator for intraoperative radiotherapy / M.D. Mills et al. // *Journal of applied clinical medical physics*. – 2001. – V. 2. – № 3. – P. 121–130.
27. Beddar A.S. Intraoperative radiotherapy using a mobile electron LINAC: a retroperitoneal sarcoma case / A.S. Beddar, S. Krishnan // *Journal of applied clinical medical physics*. – 2005. – V. 6. – № 3. – P. 95–107.
28. Пятнадцатилетний опыт применения интраоперационной лучевой терапии / А.А. Завьялов, Л.И. Мусабаева, В.А. Лисин и др. // *Сибирский онкологический журнал*. – 2004. – № 2–3. – С. 75–84.
29. Денисенко О.Н. Дозиметрические свойства тубусов для интраоперационной электронной терапии на «Микротрон-М» / О.Н. Денисенко, В.А. Козлов // *Медицинская физика*. – 1995. – № 2. – С. 63.
30. Бочарова И.А. Дозиметрическое и технологическое обеспечение статической и подвижной электронной лучевой терапии: автореф. дис. канд. биол. наук : 14.00.14 / И.А. Бочарова. – Москва, 2001.
31. Mobetron IORT. – Режим доступа : <https://intraop.com/mobetron-iort/>
32. LIAC HWL: the best way to perform IOeRT. – Режим доступа : <https://www.soiort.com/liac-hwl/>
33. LIAC FLASH: a life changing IOeRT FLASH device. – Режим доступа : <https://www.soiort.com/flash-clinical-technology/>
34. Интраоперационная электронная и дистанционная гамма- терапия злокачественных новообразований / под ред. Е.Л. Чойнзонова, Л.И. Мусабаевой. – Томск : Изд-во НТЛ, 2006. – 216 с.
35. Almond P.R. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high energy photon and electron beams / P.R. Almond et al. // *Medical physics*. – 1999. – V. 26. – № 9. – P. 1847–1870.
36. Andreo P. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water / P. Andreo et al. // *IAEA TRS*. – 2000. – V. 398. – 242 p.
37. Guidelines for quality assurance in intra-operative radiation therapy, English Version ISSN 1123-3117 Rapporti ISTISAN 03/01 En downloadable at www.iss.it/pubblicazioni
38. Внешний дозиметрический аудит калибровки пучков тормозного излучения медицинских линейных ускорителей электронов / М.П. Шатёнок и др. // *Медицинская физика*. – 2021. – № 3. – С. 102–113.
39. Nevelsky A. Design and dosimetry characteristics of a commercial applicator system for intra-operative electron beam therapy utilizing ELEKTA Precise accelerator / A. Nevelsky et al. // *Journal of applied clinical medical physics*. – 2010. – Т. 11. – №. 4. – С. 57–69.

Приложение

Таблица

Рассчитанные значения k_0 для пучков электронов для различных типов камер, откалиброванных на пучке ^{60}Co , как функция качества пучка R_{50}

Тип ионизационной камеры	Качество пучка R_{50} (г/см ²)																
	1.0	1.4	2.0	2.5	3.0	3.5	4.0	4.5	5.0	5.5	6.0	7.0	8.0	10.0	13.0	16.0	20.0
<i>Плоскопараллельные камеры</i>																	
Athix RMI 449	0,953	0,943	0,932	0,335	0,919	0,913	0,908	0,904	0,9	0,896	0,893	0,886	0,881	0,871	0,859	0,849	0,837
Capintec PS-033	—	—	0,921	0,920	0,919	0,918	0,917	0,916	0,915	0,913	0,912	0,908	0,905	0,898	0,887	0,877	0,866
Exradin P11	0,958	0,948	0,937	0,930	0,923	0,918	0,913	0,908	0,904	0,901	0,897	0,891	0,885	0,875	0,863	0,853	0,841
Holt (Memorial)	0,971	0,961	0,950	0,942	0,936	0,931	0,926	0,921	0,917	0,913	0,91	0,903	0,897	0,887	0,875	0,865	0,853
NACP / Calcam	0,952	0,942	0,931	0,924	0,918	0,912	0,908	0,903	0,899	0,895	0,892	0,886	0,88	0,87	0,858	0,848	0,836
Markus	—	—	0,925	0,920	0,916	0,913	0,91	0,907	0,904	0,901	0,899	0,894	0,889	0,881	0,87	0,86	0,849
Roos	0,965	0,955	0,944	0,937	0,931	0,925	0,92	0,916	0,912	0,908	0,904	0,898	0,892	0,882	0,87	0,86	0,848
<i>Цилиндрические камеры</i>																	
Capintec PR06C (Farmer)	—	—	—	—	—	—	0,916	0,914	0,912	0,911	0,909	0,906	0,904	0,899	0,891	0,884	0,874
Exradin A2 (Spokas)	—	—	—	—	—	—	0,914	0,913	0,913	0,913	0,912	0,911	0,91	0,908	0,903	0,897	0,888
Exradin T2 (Spokas)	—	—	—	—	—	—	0,882	0,881	0,881	0,881	0,88	0,879	0,878	0,876	0,871	0,865	0,857
Exradin A12 (Farmer)	—	—	—	—	—	—	0,921	0,919	0,918	0,916	0,914	0,911	0,909	0,903	0,896	0,888	0,878
NE 2571 (Guarded Farmer)	—	—	—	—	—	—	0,918	0,916	0,915	0,913	0,911	0,909	0,906	0,901	0,893	0,886	0,876
NE 2581 (Robust Farmer)	—	—	—	—	—	—	0,899	0,898	0,896	0,894	0,893	0,89	0,888	0,882	0,875	0,868	0,859
PTW 30001/30010 (Farmer)	—	—	—	—	—	—	0,911	0,909	0,907	0,905	0,904	0,901	0,898	0,893	0,885	0,877	0,868
PTW 30002/30011 (Farmer)	—	—	—	—	—	—	0,916	0,914	0,912	0,91	0,909	0,906	0,903	0,897	0,89	0,882	0,873
PTW 30004/30012 (Farmer)	—	—	—	—	—	—	0,92	0,918	0,916	0,915	0,913	0,91	0,907	0,902	0,894	0,887	0,877
PTW 30004/30013 (Farmer)	—	—	—	—	—	—	0,911	0,909	0,907	0,906	0,904	0,901	0,898	0,893	0,885	0,878	0,868
PTW 31002/31003 (flexible)	—	—	—	—	—	—	0,912	0,91	0,908	0,906	0,905	0,901	0,898	0,893	0,885	0,877	0,867
PTW 31006 PinPoint	—	—	—	—	—	—	0,928	0,924	0,921	0,918	0,915	0,91	0,905	0,896	0,885	0,876	0,865
PTW 31006 PinPoint	—	—	—	—	—	—	0,929	0,925	0,922	0,919	0,916	0,91	0,905	0,897	0,886	0,876	0,865
Scdx-Wellhöfer CC01	—	—	—	—	—	—	0,942	0,938	0,935	0,932	0,929	0,923	0,918	0,909	0,898	0,889	0,878
<i>Цилиндрические камеры</i>																	
Scdx-Wellhöfer CC04/IC04	—	—	—	—	—	—	0,928	0,925	0,922	0,92	0,918	0,913	0,91	0,902	0,893	0,884	0,874
Scdx-Wellhöfer	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
CC08/IC05/IC06	—	—	—	—	—	—	0,92	0,918	0,917	0,915	0,913	0,91	0,907	0,902	0,894	0,886	0,877
Scdx-Wellhöfer	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
CC13/IC10/IC15	—	—	—	—	—	—	0,92	0,918	0,917	0,915	0,913	0,91	0,907	0,902	0,894	0,886	0,877
Scdx-Wellhöfer CC25/IC25	—	—	—	—	—	—	0,92	0,918	0,917	0,915	0,913	0,91	0,907	0,902	0,894	0,886	0,877
Farmed shortened Scdx-Wellhöfer FC65-P/IC69 Farmer	—	—	—	—	—	—	0,914	0,912	0,911	0,909	0,907	0,904	0,902	0,896	0,889	0,881	0,872
Scdx-Wellhöfer FC65-G/IC70 Farmer	—	—	—	—	—	—	0,92	0,918	0,917	0,915	0,913	0,91	0,907	0,902	0,894	0,886	0,877
Victoreen 30-348	—	—	—	—	—	—	0,91	0,908	0,906	0,903	0,902	0,898	0,895	0,888	0,88	0,872	0,862
Victoreen 30-351	—	—	—	—	—	—	0,906	0,904	0,902	0,901	0,899	0,896	0,893	0,888	0,88	0,873	0,864
Victoreen 30-349	—	—	—	—	—	—	0,899	0,898	0,897	0,896	0,895	0,893	0,891	0,888	0,881	0,875	0,866

Производственно-практическое издание

**МЕТОДИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ
ПО ОБЕСПЕЧЕНИЮ ГАРАНТИИ КАЧЕСТВА ПРОЦЕДУР
ЭЛЕКТРОННОЙ ИНТРАОПЕРАЦИОННОЙ
ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ (ИОЛТ)**

Составители

СУХИХ Евгения Сергеевна
МИЛОЙЧИКОВА Ирина Алексеевна
ТУРГУНОВА Наталья Джурабоевна

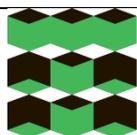
Издано в авторской редакции

Компьютерная верстка *О.Ю. Аршинова*
Дизайн обложки *А.И. Сидоренко*

Подписано к печати 20.12.2022. Формат 60x84/8. Бумага «Снегурочка».

Печать CANON. Усл. печ. л. 3,26. Уч.-изд. л. 2,95.

Заказ 308-22. Тираж 50 экз.



Издательство

ТОМСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ