

МИНИСТЕРСТВО ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РЕСПУБЛИКИ БЕЛАРУСЬ

МЕТОДИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

СОГЛАСОВАНО

Начальник отдела
науки и внедрения

И.И. Доста



16 февраля 1999 г.

УТВЕРЖДАЮ

Первый заместитель
министра здравоохранения

В.М. Ореховский



18 февраля 1999 г.

Регистрационный № 9-9901

**ИЗМЕРЕНИЕ МОЩНОСТИ ВОЗДУШНОЙ КЕРМЫ
И ВЫЧИСЛЕНИЕ ДОЗЫ И МОЩНОСТИ ДОЗЫ
ОТ РАДИОАКТИВНЫХ ИСТОЧНИКОВ,
ПРИМЕНЯЕМЫХ В АППАРАТАХ КОНТАКТНОЙ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ**

Минск 1999

Учреждение-разработчик: НИИ онкологии и медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова

Учреждение-соисполнитель: Гомельский областной клинический онкологический диспансер (ГОКОД)

Авторы: д-р. техн. наук, проф. И.Г. Тарутин, В.Л. Пышняк

Рецензент: канд. мед. наук Г.В. Чиж

Методические рекомендации разработаны с целью унификации проведения измерений мощности воздушной кермы от радиоактивных источников, применяемых в аппаратах контактной лучевой терапии (брахитерапии). Результат измерений мощности воздушной кермы является основой для расчета поглощенной дозы, предписываемой для лечения злокачественных опухолей. Формализм вычисления поглощенной дозы, необходимый для применения в конкретных клинических ситуациях, также приведен в документе.

Методические рекомендации утверждены Министерством здравоохранения Республики Беларусь в качестве официального документа.

1. ВВЕДЕНИЕ

В настоящее время в Республике Беларусь для клинического использования аппаратов контактной лучевой терапии (брахитерапии) применяются дозиметрические данные сертификатов производителей источников. Эти данные представлены в различных единицах, а измерения проведены в различных условиях. По данным сертификатов, а также представленным в литературе, погрешность определения активности источника составляет 5–10%. При этом также не исключены случайные ошибки. Использовать такие данные без дозиметрической верификации перед началом лечения нельзя, так как они вносят систематическую ошибку в вычисление поглощенной дозы, предписываемой при лечении.

Погрешность подведения дозы к мишени при проведении брахитерапии должна быть не хуже чем при дистанционной терапии, для которой она определена в 5%; соответственно погрешность проведения калибровки источников должна находиться в пределах 3%. Для достижения такой точности необходим учет целого ряда поправок, вводимых для соответствующих условий измерений. В аналогичных протоколах других стран используются практически одинаковые подходы к определению этих поправок. Отличия существуют лишь в средствах и условиях измерения. Настоящий протокол разработан на основе Голландских протоколов калибровки радиоактивных источников для аппаратов контактной лучевой терапии.

В последние годы парк аппаратов для контактной лучевой терапии в нашей стране возрастает за счет тех, в которых используется источник ^{192}Ir с периодом полураспада около 74 дней. Замена таких источников происходит один раз в 3–4 мес. и поэтому их калибровка становится рутинной процедурой и должна проводиться медицинскими физиками в рамках программы гарантии качества для того или иного аппарата непосредственно в клинике. Протокол направлен на использование стандартных измерительных средств, имеющихся в клиниках республики и используемых для измерения в пучках фотонов высокой энергии.

Протокол разработан лабораторией медицинских источников ионизирующих излучений НИИ онкологии и медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова и отделением радиотерапии Гомельского областного клинического онкологического диспансера Министерства здравоохранения Республики Беларусь с целью введения стандарта для проведения калибровки радиоактивных источников ^{60}Co , ^{137}Cs и ^{192}Ir , используемых в аппаратах контактной лучевой терапии.

Документ включает в себя также формализм, используемый для вычисления поглощенной дозы, с указанием всех справочных параметров, необходимых для расчетов.

2. КАЛИБРОВКА РАДИОАКТИВНЫХ ИСТОЧНИКОВ, ПРИМЕНЯЕМЫХ В АППАРАТАХ КОНТАКТНОЙ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ

2.1. Общие положения

Калибровка радиоактивных источников для брахитерапии имеет ряд проблем, отличных от тех, которые возникают при калибровке пучков аппаратов дистанционной лучевой терапии. В общем случае требуется

проводить калибровку радиационных излучателей в тех же геометрических условиях, которые используются и при лечении, в единицах поглощенной дозы. Но из-за большого градиента дозы на расстоянии 1–5 см от радиоактивных источников, на которое обычно рассчитывается доза, произвести измерения с необходимой точностью оказывается затруднительным.

Введенное МКРЕ определение активности источника через мощность воздушной кермы в стандартной точке рекомендуется для использования большинством аналогичных протоколов других стран, так как эта величина непосредственно измеряется при калибровке и связана с поглощенной дозой в воде простым соотношением. Эффективная активность и экспозиционная мощность дозы в стандартной точке, применяемые некоторыми производителями источников для описания активности и связанные с мощностью воздушной кермы в стандартной точке через дополнительные коэффициенты, значения которых постоянно дискутируются, не рекомендуются для использования.

2.2. Калибровка источника в воздухе

Измерения необходимо проводить в специальном устройстве (рис. 2.1), жестко фиксирующем измерительную камеру и катетеры и обеспечивающем воспроизводимость условий измерений. Погрешность позиционирования ионизационной камеры относительно катетера не должна превышать 1 мм.

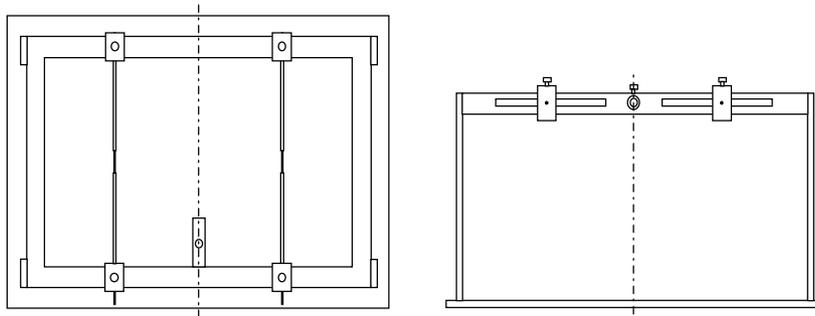


Рис. 2.1. Специальное устройство для калибровки радиоактивных источников в воздухе

Расстояние от измерительной камеры и катетеров до массивных частей специального фиксирующего устройства должно быть не менее 20 см, а до стен и пола — не менее 1 м, чтобы уменьшить вклад рассеянного излучения. Два катетера для позиционирования источника должны располагаться на расстоянии 100–200 мм по обе стороны измерительной камеры. Использование усредненного значения показаний дозиметра при измерениях в обоих катетерах уменьшает вклад погрешности позиционирования источника. Позиции источника в катетерах, при которых проводятся измерения, определяются путем построения графика зависимости мощности дозы от положения источника (рис. 2.2).

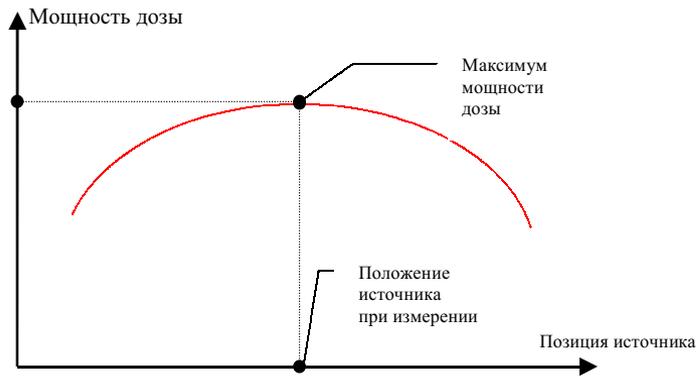


Рис. 2.2. Определение положения источника для измерения

Материал и толщина стенок катетера, используемого при калибровке, должны соответствовать тем, которые наиболее часто используются для лечения. Учет ослабления стенками излучения для других катетеров производится путем введения дополнительного коэффициента, который определяется как отношение стандартной воздушной кермы применяемого катетера и того, для которого производилась калибровка.

Стандартная мощность воздушной кермы определяется следующим выражением:

$$\dot{K}_{ref} = \frac{M_{uncor} \cdot N_k \cdot \prod p_i \cdot \prod f_i \cdot d^2}{t}, \quad (2.1)$$

где $\prod p_i = p_t \cdot p_p \cdot p_{hum} \cdot p_{ion} \cdot p_{pol} \cdot p_{nu}$, (2.2)

$$\prod f_i = f_{tr} \cdot f_{rs}, \quad (2.3)$$

M_{uncor} — некорректированное показание дозиметра,

N_k — калибровочный коэффициент ионизационной камеры для спектра соответствующего изотопа, определенный в единицах воздушной кермы,

p_t — поправочный коэффициент на отклонение температуры от стандартных условий при измерении,

p_p — поправочный коэффициент на отклонение атмосферного давления от стандартных условий при измерении,

p_{hum} — поправочный коэффициент на отклонение относительной влажности от стандартных условий при измерении,

p_{ion} — поправочный коэффициент на эффект рекомбинации ионов,

p_{pol} — поправочный коэффициент на эффект поляризации,

p_{nu} — поправочный коэффициент на градиент мощности дозы в объеме ионизационной камеры,

f_{tr} — поправочный коэффициент, учитывающий дозу при транспортировке источника в позицию измерения,
 f_{rs} — поправочный коэффициент на вклад рассеянного излучения,
 d — расстояние от центра ионизационной камеры до оси катетера (в метрах),
 t — время позиционирования источника при измерениях (в часах).

Отметим, что M_{uncor} — некорректированное показание дозиметра — является усреднением нескольких измерений в обоих катетерах.

Так как мощность воздушной кермы может быть низкой при измерении источников с малой активностью, то необходимо корректировать показание дозиметра на значение тока утечки, который определяется измерением при отсутствии облучения ионизационной камеры. Таким образом, некорректированное показание дозиметра определяется как

$$M_{uncor} = \sum_{i=1}^n M_{i,uncor} - M_{lk}, \quad (2.4)$$

где $M_{i,uncor}$ — некорректированное показание дозиметра при i -том измерении,

M_{lk} — некорректированное показание дозиметра при измерении тока утечки.

Рекомендуется использовать для измерений ионизационную камеру типа «Фармер» PTW 30001 фирмы «PTW-Freiburg» (Германия), которая имеет небольшую зависимость чувствительности от энергии в диапазоне от 150 кэВ до 1,25 МэВ (см. п. 5.2).

Для данной камеры, наряду с определением калибровочного коэффициента N_k^{60Co} для ^{60}Co , должен быть определен калибровочный коэффициент N_k^{X-ray} для рентгеновского излучения с максимально возможной эффективной энергией.

Значения обоих калибровочных коэффициентов ионизационной камеры N_k^{60Co} и N_k^{X-ray} должны быть определены в единицах воздушной кермы с накопительным колпачком (ПММА), имеющим толщину стенок 4,45 мм (537 мг/см²).

В отсутствие вторичного стандарта для ^{137}Cs и ^{192}Ir калибровочные коэффициенты N_k^{137Cs} и N_k^{192Ir} для этих изотопов могут быть определены путем линейной интерполяции между калибровочными коэффициентами N_k^{60Co} и N_k^{X-ray} с учетом средней энергии соответствующего изотопа и поглощения излучения в стенках камеры и накопительного колпачка. Средняя энергия для ^{137}Cs и ^{192}Ir принимается соответственно 662 и 398 кэВ.

Для учета поглощения излучения в стенках камеры и накопительного колпачка проводятся относительные измерения мощности воздушной кермы ионизационной камерой с толщиной стенок колпачка 0; 2; 3; 4,45; 6 мм и строится график зависимости показаний дозиметра от толщины стенок камеры и накопительного колпачка для ^{137}Cs , ^{192}Ir , ^{60}Co и рентгеновского излучения. Нормализация графиков функций производится на ее значение

при толщине стенки, равной нулю. При интерполировании используется только часть кривой в зоне электронного равновесия. По этому графику определяется коэффициент поглощения k_{att} для колпачка, имеющего толщину стенки 4,45 мм, с которым и проводятся измерения при калибровке.

Вычисление калибровочных коэффициентов для ^{137}Cs , ^{192}Ir производятся по формулам (2.5, 2.6):

$$N_k^{Ir^{192}} = \frac{k_{att}^{X\text{-ray}} \cdot N_k^{X\text{-ray}} \cdot (E_{avr}^{60\text{Co}} - E_{avr}^{192\text{Ir}}) + k_{att}^{60\text{Co}} \cdot N_k^{60\text{Co}} \cdot (E_{avr}^{192\text{Ir}} - E_{avr}^{X\text{-ray}})}{k_{att}^{192\text{Ir}} \cdot (E_{avr}^{60\text{Co}} - E_{avr}^{X\text{-ray}})}, \quad (2.5)$$

$$N_k^{Cs^{137}} = \frac{k_{att}^{X\text{-ray}} \cdot N_k^{X\text{-ray}} \cdot (E_{avr}^{60\text{Co}} - E_{avr}^{137\text{Cs}}) + k_{att}^{60\text{Co}} \cdot N_k^{60\text{Co}} \cdot (E_{avr}^{137\text{Cs}} - E_{avr}^{X\text{-ray}})}{k_{att}^{137\text{Cs}} \cdot (E_{avr}^{60\text{Co}} - E_{avr}^{X\text{-ray}})}, \quad (2.6)$$

где k_{att} — коэффициент поглощения в стенках колпачка и камеры,

E_{avr} — средняя энергия для изотопа или рентгеновского пучка.

Произведение поправочных коэффициентов на отклонение температуры и атмосферного давления определяется по формуле:

$$p_t \cdot p_p = \frac{p_0 \cdot (273,15 + t)}{p \cdot (273,15 + t_0)}, \quad (2.7)$$

где t_0 — температура при калибровке камеры,

p_0 — атмосферное давление при калибровке камеры,

t — температура при измерении,

p — атмосферное давление при измерении.

При калибровке ионизационной камеры в стандартных условиях с относительной влажностью 50% поправочный коэффициент p_{hum} на отклонение относительной влажности воздуха от стандартных условий можно считать равным единице, если влажность воздуха находится в пределах 20–70%, температура воздуха — 15–25°C.

Поправочный коэффициент p_{pol} на эффект поляризации вычисляется по формуле:

$$p_{pol} = \frac{(|M_1| + |M_2|)}{2 \cdot |M_1|}, \quad (2.8)$$

где M_1 — показание дозиметра при обычной полярности напряжения ионизационной камеры,

M_2 — показание дозиметра при инверсной полярности напряжения ионизационной камеры.

Поправочный коэффициент на эффект рекомбинации ионов определяется по формуле:

$$p_{ion} = \frac{(V_1/V_2)^2 - 1}{(V_1/V_2)^2 - M_1/M_2}, \quad (2.9)$$

где V_1 — номинальное напряжение на ионизационной камере,

V_2 — уменьшенное напряжение на ионизационной камере; рекомендуется, чтобы $V_1 \geq 3 \cdot V_2$;

M_1 — показание дозиметра при номинальном напряжении на ионизационной камере,

M_2 — показание дозиметра при уменьшенном напряжении на ионизационной камере.

Поправочный коэффициент, учитывающий градиент мощности воздушной кермы в объеме ионизационной камеры, — p_{nu} зависит от размеров камеры и расстояния «источник–камера». Значения этого коэффициента, вычисленные для ионизационной камеры типа «Фармер» РТW 30001, приведены в табл. 2.1.

Таблица 2.1

**Поправочный коэффициент на градиент мощности
воздушной кермы в объеме камеры**

Расстояние «источник–камера», d (мм)	p_{nu}
50	1,019
100	1,006
150	1,003
200	1,001

Ионизационная камера облучается во время транспортировки источника в позицию измерения, и это увеличивает показание дозиметра. Поправочный коэффициент f_{tr} , учитывающий это, может быть вычислен по формуле:

$$f_{tr} = 1 - \frac{M_{t_0}}{M_t}, \quad (2.10)$$

где M_{t_0} — показание дозиметра для $t = 0$, получаемое экстраполированием показаний прибора для различных времен позиционирования источника (рис. 2.3);

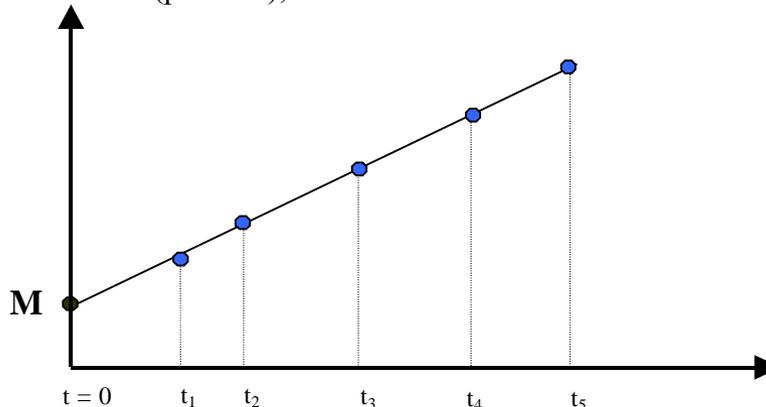


Рис. 2.3. Определение M_{t_0} путем экстраполирования

M_t — показание дозиметра при измерении за время t , для которого вычисляется значение f_{tr} .

Современные цифровые клинические дозиметры позволяют начать измерение в любой момент времени и имеют внутренний таймер. При использовании такого дозиметра можно начинать измерение после того, как источник остановился в позиции измерения. В этом случае необходимость в этом поправочном коэффициенте f_{tr} отпадает.

Поправочный коэффициент на вклад рассеянного излучения зависит от расстояния «источник–камера», конструкции фиксирующего устройства для измерений, а также расстояния от него до стен и пола процедурной. Для конкретных геометрических условий проведения измерений этот коэффициент может быть получен из измерений. Если предположить, что вклад рассеянного излучения в мощность воздушной кермы не зависит от расстояния до источника, при изменении этого расстояния на небольшую величину 5–10 мм, то можно записать:

$$\dot{K}(d + \Delta d) = \dot{K}(d) \cdot \frac{d^2}{(d + \Delta d)^2} + \dot{K}_{sc}, \quad (2.11)$$

где $\dot{K}(d)$ — вклад прямого излучения от источника в мощность воздушной кермы,

\dot{K}_{sc} — вклад рассеянного излучения от источника в мощность воздушной кермы.

Проведя измерения $\dot{K}(d)$, $\dot{K}(d + \Delta d)$ и вычислив \dot{K}_{sc} по формуле (2.11), можно определить коэффициент на вклад рассеянного излучения f_{rs} :

$$f_{rs} = \frac{\dot{K}(d) - \dot{K}_{sc}}{\dot{K}(d)} = 1 - \frac{\dot{K}_{sc}}{\dot{K}(d)}, \quad (2.12)$$

При калибровке источников одного типа в хорошо воспроизводимых условиях поправочный коэффициент учета рассеянного излучения можно считать постоянным.

2.3. Калибровка источника в тканеэквивалентном фантоме

Ионизационная камера РТW 30001 применяется также для измерений в фантоме. Рекомендательный для измерений фантом «type 9193» фирмы «РТW-Freiburg» (Германия) показан на рис. 2.4. Он представляет собой цилиндр, изготовленный из ПММА, диаметром 200 мм и высотой 120 мм с пятью отверстиями диаметром 20 мм. Адаптеры для различных измерительных камер и катетеров могут вставляться в эти отверстия.

При измерениях камера с адаптером располагается в центральном отверстии, а катетер с адаптером — в одном из боковых. Остальные боковые отверстия закрываются полнотелыми цилиндрами из того же материала. Позиции источника для измерений определяются тем же методом, что и в случае калибровки в воздухе (см. п. 2.2 и рис. 2.1).

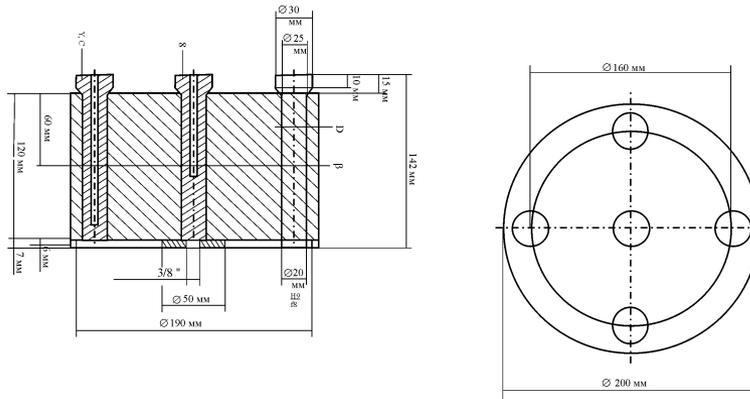


Рис. 2.4. Рекомендуемый для измерений фантом «type 9193» фирмы «PTW-Freiburg»

Стандартная мощность воздушной кермы, полученная из измерений в фантоме, может быть записана следующим образом:

$$\dot{K}_{ref} = \frac{M_{uncor} \cdot N_k \cdot \prod p_i \cdot \prod f_i \cdot d^2}{t}, \quad (2.13)$$

где $\prod p_i = p_t \cdot p_p \cdot p_{hum} \cdot p_{ion} \cdot p_{pol} \cdot p_r \cdot p_w$, (2.14)

$$\prod f_i = f_{tr} \cdot f_{wp} \cdot f_{sc} \cdot f_{geo}, \quad (2.15)$$

M_{uncor} — некорректированное показание дозиметра;

N_k — калибровочный коэффициент ионизационной камеры для гамма-спектра соответствующего изотопа, определенный в единицах воздушной кермы;

p_t — поправочный коэффициент на отклонение температуры от стандартных условий при измерении;

p_p — поправочный коэффициент на отклонение атмосферного давления от стандартных условий при измерении;

p_{hum} — поправочный коэффициент на отклонение относительной влажности от стандартных условий при измерении;

p_{ion} — поправочный коэффициент на эффект рекомбинации ионов при измерениях;

p_{pol} — поправочный коэффициент на эффект поляризации при измерениях;

p_r — поправочный коэффициент, учитывающий замещение материала фантома полостью ионизационной камеры;

f_{tr} — поправочный коэффициент, учитывающий дозу при транспортировке источника в позицию измерения;

f_{wp} — поправочный коэффициент, учитывающий различие в электронной плотности материала фантома и воды;

f_{sc} — поправочный коэффициент, учитывающий разницу в величине рассеянного излучения для полнорассеивающего фантома и фантома, в котором проводятся измерения (PTW 9193);

f_{geo} — поправочный коэффициент, учитывающий поглощение и рассеяние в воде;

p_w — поправочный коэффициент на поглощение и рассеяние в стенке камеры и колпачке во время калибровки; он определяется как отношение мощности кермы внутри камеры к мощности кермы в этой точке в свободном пространстве (воздухе);

d — расстояние от центра ионизационной камеры до оси катетера;

t — время позиционирования источника при измерениях (в часах).

Определение значений M_{uncor} , N_k , p_b , p_p , p_{hum} , p_{ion} , p_{rob} , f_{tr} обсуждалось в п. 2.2.

Поправочные коэффициенты p_r , f_{wp} , f_{sc} , f_{geo} , p_w для камеры PTW 30001 с колпачком 4,45 мм РММА для рассматриваемых изотопов приведены в табл. 2.2.

Таблица 2.2

Значения поправочных коэффициентов при калибровке радиоактивного источника в тканезквивалентном фантоме

Изотоп	Значения поправочных коэффициентов				
	p_r	f_{wp}	f_{sc}	f_{geo}	p_w
^{60}Co	0,996	1,004	1,008	1,173	1,005
^{137}Cs	0,997	1,004	1,032	1,111	1,009
^{192}Ir	1,007	1,004	1,107	1,034	1,008

2.4. Калибровка с помощью дозиметрической камеры с квази-4π-геометрией

Дозиметрическая камера с квази-4π-геометрией может быть использована как прибор для рутинных измерений. Она должна быть калибрована для определенного типа источника, стандартная мощность воздушной кермы которого измерена одним из двух вышеприведенных методов либо известна.

Эта камера специально разработана для измерения источников большой активности (до $4 \cdot 10^{11}$ Бк). В ней используется специальный термоизоляционный материал между стенками камеры и катетером для уменьшения эффекта нагревания стенок измерительной камеры, так как образующийся градиент температуры внутри измерительного объема вносит дополнительную погрешность в измерение.

Позиция источника при проведении калибровки и измерений определяется так же, как и при измерении в воздухе, путем построения графика зависимости показаний дозиметра от положения источника в камере (см. п. 2.2). При последующих измерениях позиция источника должна строго воспроизводиться для данного источника и дозиметрической камеры. Это достигается за счет специальных приспособлений, жестко фиксирующих положение катетера с источником относительно камеры.

Калибровочный коэффициент определяется для каждого типа источника с известной стандартной мощностью воздушной кермы путем его измерения и может быть записан как

$$N_k = \frac{M_{uncor}}{K_{ref} \cdot t}, \quad (2.16)$$

где M_{uncor} — калибровочный коэффициент для дозиметрической камеры с квази-4π-геометрией, определенный в единицах воздушной кермы,

N_k — некорректированное показание дозиметра,

p_t — поправочный коэффициент на отклонение температуры от стандартных условий при измерении,

p_p — поправочный коэффициент на отклонение атмосферного давления от стандартных условий при измерении,

f_{tr} — поправочный коэффициент, учитывающий дозу при транспортировке источника в позицию измерения,

t — время позиционирования источника при измерениях (в часах).

После калибровки камеры в дальнейшем может быть проведено измерение и вычислена активность источника в единицах мощности воздушной кермы по формуле:

$$\dot{K}_{ref} = \frac{M_{uncor} \cdot N_k \cdot p_t \cdot p_p \cdot f_{tr}}{t}. \quad (2.17)$$

Это выражение может быть упрощено для закрытых камер, когда количество газа в измерительном объеме постоянно и корректировочные коэффициенты на отклонение температуры и давления от стандартных условий равны 1. Поправочный коэффициент f_{tr} может быть равен 1, если измерение начато после того, как источник стал в позицию измерения (см. п. 2.2). Следует помнить, что рассеянное излучение от стен и пола также влияет на результат измерения и необходимо воспроизводить условия измерений.

Стабильность чувствительности дозиметрической камеры должна проверяться перед каждым измерением с помощью контрольного источника с изотопом ^{137}Cs или ^{90}Sr , положение которого внутри камеры должно точно воспроизводиться. При этом делается поправка на распад контрольного источника. В отсутствие контрольного источника стабильность дозиметрической камеры может быть проверена путем облучения ее на гамма-терапевтическом аппарате. Дозиметрическая камера облучается полем 15×15 см на стандартном расстоянии источник-поверхность камеры (75 см) дозой 1 Гр. После коррекции на температуру и давление отклонение показаний дозиметра по сравнению с аналогичным измерением сразу после калибровки не должно превышать 0,5%.

3. ВЫЧИСЛЕНИЕ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ В РАЗЛИЧНЫХ СРЕДАХ ОТ РАДИОАКТИВНЫХ ИСТОЧНИКОВ, ПРИМЕНЯЕМЫХ В БРАХИТЕРАПИИ

3.1. Общий формализм

Мощность поглощенной дозы $\dot{D}_{w,w}$ в точке P, находящейся на расстоянии d, можно, как будет показано ниже, выразить через мощность воздушной кермы в стандартной точке \dot{K}_{ref} .

Для точки P в воздухе (рис. 3.1) можно записать:

$$\dot{K}_{air,air}(d) = \dot{K}_{ref} \cdot \frac{1}{d^2} \quad (3.1)$$

Для мощности кермы в небольшом объеме воды, достаточном для электронного равновесия, окруженном воздухом, в точке Р (рис. 3.2) можно записать:

$$\dot{K}_{w,air} = \dot{K}_{air,air} \cdot \left[\frac{\bar{\mu}_{tr}}{\rho} \right]_{air}^w, \quad (3.2)$$

где $\left[\frac{\bar{\mu}_{tr}}{\rho} \right]_{air}^w$ — отношение массовых коэффициентов передачи энергии в воде и воздухе. Это отношение почти не зависит от энергии для рассматриваемых изотопов, применяемых в брахитерапии.

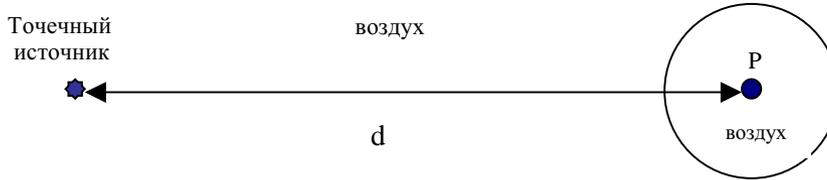


Рис. 3.1. Геометрия условия определения $\dot{K}_{air,air}$

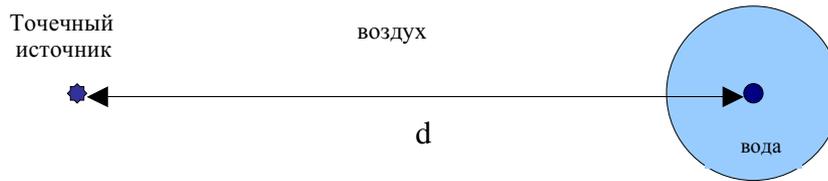


Рис. 3.2. Геометрия условия определения $\dot{K}_{w,air}$

Для небольшого объема воды, достаточного для электронного равновесия, мощность дозы можно определить из

$$\dot{D}_{w,air} = \dot{K}_{w,air} \cdot (1 - g), \quad (3.3)$$

где g — часть энергии вторичных заряженных частиц, которая преобразуется в тормозное излучение в воздухе. Для изотопов, рассматриваемых в данных рекомендациях, пренебрежимо мало, а это значит, что

$$\left[\frac{\bar{\mu}_{tr}}{\rho} \right]_{air}^w = \left[\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right]_{air}^w, \quad (3.4)$$

где $\left[\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right]_{air}^w$ — отношение массовых коэффициентов поглощения энергии в воде и воздухе. Учитывая соотношения

(3.1)–(3.4) для $\dot{D}_{w,air}$, можно записать:

$$\dot{D}_{w,air} = \dot{K}_{ref} \cdot \left[\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right]_{air}^w \cdot \frac{I}{d^2}. \quad (3.5)$$

Выражение (3.5) справедливо и для других близких по плотности к воде сред. $\left[\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right]_{air}^m$ — отношение массовых коэффициентов поглощения энергии в этих средах и воздухе, значения которого приведены в таблице 3.1.

Таблица 3.1

Отношения массовых коэффициентов поглощения энергии в различных тканях и воздухе

Изотоп	Средняя энергия (кэВ)	$\left[\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right]_{air}^m$		
		Вода	Мягкие ткани	Мышцы
^{60}Co	1253	1,112	1,102	1,102
^{137}Cs	614,1	1,112	1,101	1,102
^{192}Ir	398	1,112	1,101	1,102

3.2. Функция рассеяния и поглощения в воде

Если небольшой объем с водой вокруг точки Р и источник окружить водой или тканью (рис. 3.3), то возникают дополнительно поглощение и рассеяние излучения в этой среде.

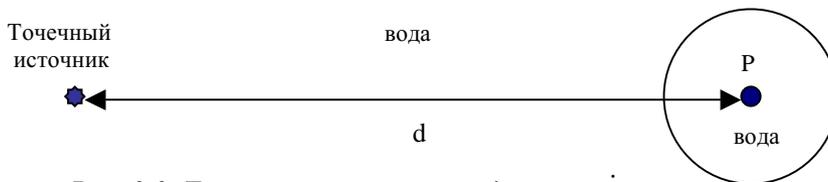


Рис. 3.3. Геометрия условия определения $\dot{K}_{w,w}$

Фактор коррекции на поглощение и рассеяние можно представить в виде функции от расстояния:

$$\dot{D}_{w,w}(d) = \dot{D}_{w,air} \cdot T(d). \quad (3.6)$$

$T(d)$ может быть получен прямыми измерениями и представлен в виде различных аппроксимационных функций. В историческом плане первой такой функцией был предложенный Meisberger и соавт. полином третьего порядка:

$$T(d) = a_0 + a_1 \cdot d + a_2 \cdot d^2 + a_3 \cdot d^3. \quad (3.7)$$

Эта функция применяется в планирующих системах (ABACUS, TARGET GE). Параметры этой функции приведены табл. 3.2.

Таблица 3.2

**Параметры функции Meisberger и соавт.
для рассматриваемых изотопов**

Изотоп	a_0	a_1	a_2	a_3
^{60}Co	$9,9423 \cdot 10^{-1}$	$-5,318 \cdot 10^{-3}$	$-2,610 \cdot 10^{-3}$	$1,327 \cdot 10^{-4}$
^{137}Cs	1,0091	$-9,015 \cdot 10^{-3}$	$-3,459 \cdot 10^{-4}$	$-2,817 \cdot 10^{-5}$
^{192}Ir	1,0128	$5,019 \cdot 10^{-3}$	$-1,178 \cdot 10^{-3}$	$-2,008 \cdot 10^{-3}$

Эта функция с хорошей точностью описывает экспериментальные данные на расстоянии до 10 см от источника; графики функции для рассматриваемых изотопов представлены на рис. 3.4.

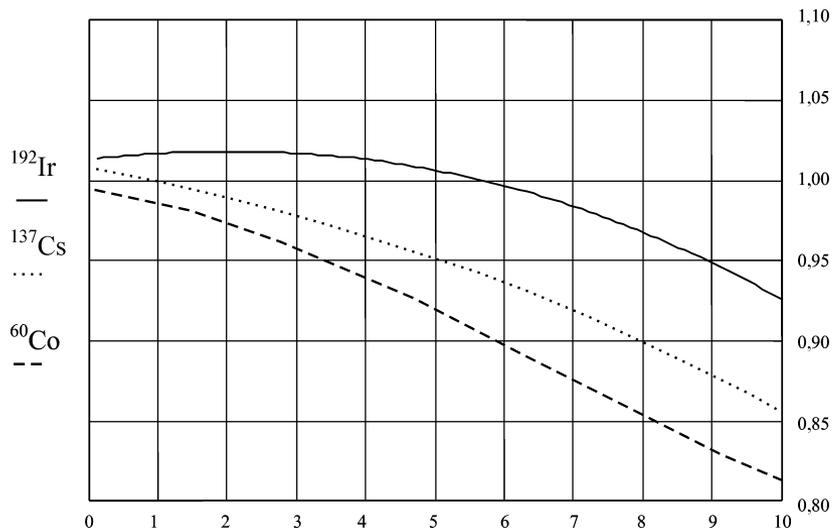


Рис. 3.4. Функция $T(d)$ в представлении Meisberger и соавт.

Применяются и другие модели для описания функции рассеяния и поглощения в воде. Для моноэнергетического излучения эта функция может быть записана на более фундаментальной физической основе:

$$T(d) = B(d) \cdot e^{-\mu \cdot d}, \quad (3.8)$$

где параметр μ может быть интерпретирован как линейный коэффициент поглощения в среде.

Большинство изотопов, применяемых в брахитерапии, имеют сложный спектр и в функцию $B(d)$ для адекватного физического описания должны быть введены дополнительные параметры. Это приближение применили Kornelsen и Young для ^{60}Co , ^{137}Cs , ^{192}Ir , ^{226}Ra и ^{198}Au , применив функцию $B(d)$ в виде:

$$B(d) = 1 + k_a \cdot (\mu \cdot d)^{k_b}. \quad (3.9)$$

Параметры функции Kornelsen и Young представлены в таблице 3.3, а графики функций для рассматриваемых изотопов — на рис. 3.5.

Таблица 3.3

Параметры функции Kornelsen и Young

Изотоп	μ	k_a	k_b
^{60}Co	0,05985	0,9225	1,131
^{137}Cs	0,0773	1,186	1,152
^{192}Ir	0,0927	1,542	1,235

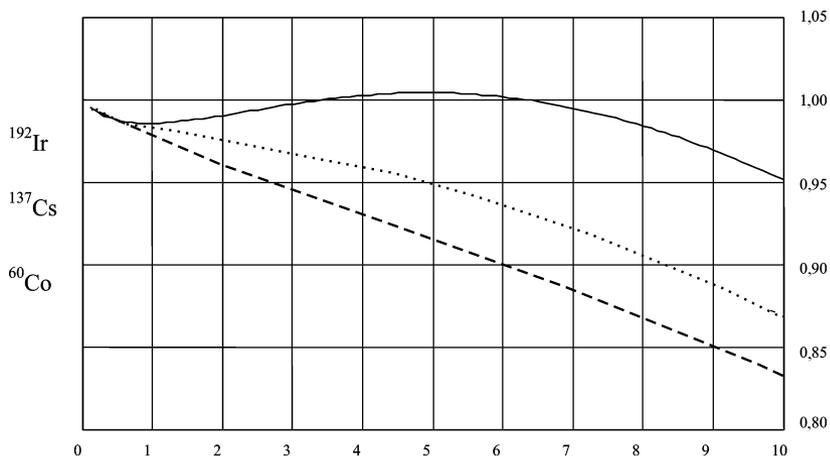


Рис. 3.5. Функция $T(d)$ в представлении Kornelsen и Young

Представление Korneslen и Young функции $T(d)$ с хорошей точностью соответствует реальным данным на расстоянии от 10 до 30 см от источника и может применяться для оценки дозы в тканях, имеющих низкую толерантность.

3.3. Функция анизотропии источника

Приведенные выше рассуждения касались точечного источника. Для реальных цилиндрических источников необходимо еще учитывать поглощение излучения в нем самом и его капсуле, а также его геометрические размеры. Необходимая коррекция может быть описана функцией, зависящей от расстояния d до точки и угла φ (рис. 3.6) и называемой функцией анизотропии. Она определяется как

$$F(d, \varphi) = \frac{\dot{D}_{w,w}(d, \varphi)}{\dot{D}_{w,w}(d, \varphi_0)}, \quad (3.10)$$

где $\varphi_0 = \frac{\pi}{2}$ (см. рис. 3.6).

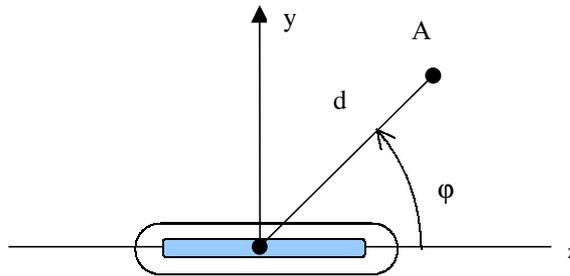


Рис. 3.6. Геометрические условия для определения функции анизотропии

Для практических расчетов на планирующих системах брахитерапии (PLATO-BPS, ABACUS) незначительная зависимость функции анизотропии от расстояния d опускается, а используется радиальный инвариант в виде табулированной функции, значения которой есть среднее значение анизотропии, измеренное на расстоянии 3 см, 5 см и 7 см. Это приближение справедливо для рассматриваемых изотопов на расстоянии более 1 см. Ориентация источника при этом определяется ориентацией катетера. Графики функции для источников аппаратов MicroSelectron-HDR, АГАТ-ВУ1 приведены на рис. 3.7, 3.8, а табулированные значения — в Приложении 4.4.

Необходимо отметить, что значение функции анизотропии зависит также от материала и формы катетера, в который помещен источник.

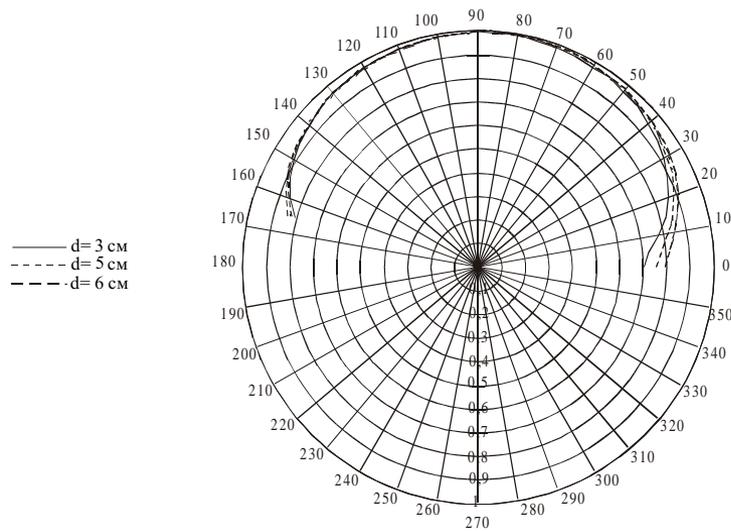


Рис. 3.7. Графики функции анизотропии, измеренные для источника аппарата MicroSelectron-HDR на расстоянии 3 см, 5 см и 7 см

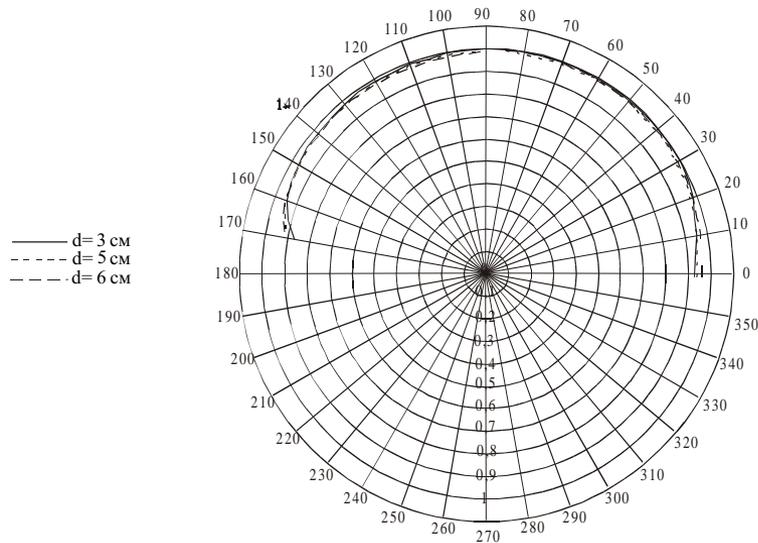


Рис. 3.8. Графики функции анизотропии, измеренные для источника аппарата АГАТ-ВУ1 на расстоянии 3 см, 5 см и 7 см

3.4. Воздушная керма и эффективная активность

Мощность воздушной кермы \dot{K}_{ref} и мощность экспозиционной дозы \dot{X}_{ref} в стандартной точке и можно выразить через эффективную активность для точечного источника как

$$\dot{K}_{ref} = \Gamma_{\delta} \cdot A, \quad (3.11)$$

$$\dot{X}_{ref} = \Gamma_{\delta}^* \cdot A, \quad (3.12)$$

где Γ_{δ} — константа перехода, выраженная в мкГр/ч·МБк·м²,

Γ_{δ}^* — константа перехода, выраженная в Р/ч·Ки·м².

Значения констант приведены в табл. 4.2 Приложения.

Подставляя выражение (3.11) в (3.5) с учетом (3.6) и (3.12), получим:

$$\dot{D}_{w,w} = \Gamma_{\delta} \cdot A \cdot \left[\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right]_{air}^w \cdot \frac{I}{d^2} \cdot T(d) \cdot F(\varphi). \quad (3.13)$$

3.5. Вычисление мощности поглощенной дозы для цепочки источников

Для создания необходимого пространственного распределения дозы при облучении злокачественных опухолей обычно применяется большое число источников, распределенных по одному или нескольким катетерам. В современных аппаратах контактной лучевой терапии пространственное распределение дозы создается одним источником, который может находиться различное время в различных позициях. Доза в любой точке Р (рис. 3.9) рассматриваемой ткани может быть определена с учетом (3.12) как

$$\dot{D}_{w,w} = \Gamma_{\delta} \cdot A \cdot \left[\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right]_{air}^w \cdot \sum_i \frac{t_i}{d_i^2} \cdot T(d_i) \cdot F(\varphi_i). \quad (3.14)$$

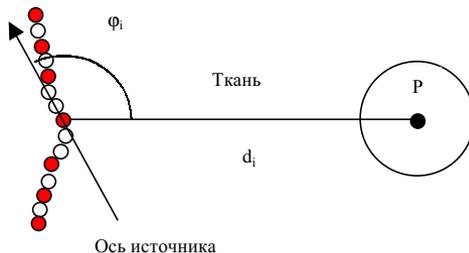


Рис. 3.9. Геометрия условия определения $\dot{D}_{w,w}$ для цепочки источников

3.6. Учет радиоактивного распада

В практических расчетах поглощенной дозы необходимо вносить корректировку на радиоактивный распад источника. Радиоактивный распад вычисляется по формуле:

$$A(t) = A(0) \cdot e^{-\lambda t}, \quad (3.15)$$

где $A(t)$ — активность источника на момент времени t , $A(0)$ — активность источника в начальный момент времени, $t_{1/2}$ — период полураспада.

Период полураспада для рассматриваемых изотопов приведен в табл. 3.7.

Таблица 3.7

Период полураспада изотопов

Изотоп	Период полураспада, дни
^{60}Co	1925,5
^{137}Cs	10928
^{192}Ir	73,83

4. ПРИЛОЖЕНИЕ

4.1. Терминология и единицы измерения

В этом документе использованы следующие основные определения и единицы измерения.

Керма — сумма начальных кинетических энергий всех образованных в результате столкновений (ионизации) заряженных частиц (здесь электронов) под воздействием ионизирующих частиц (здесь фотонов) на единицу массы материала в точке интереса. Рекомендуемая единица измерения — Грей (1 Гр = 1 Дж/кг).

Мощность воздушной кермы в стандартной точке — мощность кермы, производимая радиоактивным источником в воздухе на расстоянии 1 м перпендикулярно оси источника, с учетом рассеивания и поглощения в воздухе. Рекомендуемая единица измерения — мкГр/ч.

Мощность экспозиционной дозы в стандартной точке — мощность дозы, производимая радиоактивным источником в воздухе на расстоянии 1 м, перпендикулярно оси источника, с учетом рассеивания и поглощения в воздухе. Рекомендуемая единица измерения — Кл/кг/ч.

Эффективная активность — активность определенного количества радионуклида, рассматриваемого как точечный открытый источник, производящий определенную мощность воздушной кермы на расстоянии 1 м с учетом рассеивания и поглощения в воздухе. Рекомендуемая единица измерения — МБк.

4.2. Соотношения между единицами измерения

Величины, описывающие радиоактивный источник, можно разделить на две категории: определяющие поток частиц от источника и определяющие содержание радиоактивности, заключенной в источнике. К первым

относятся мощность воздушной кермы и мощность экспозиционной дозы, определенной в некоторой точке, вторым — эффективная активность, выраженная в различных единицах. Соотношения между различными единицами представлены в таблице 4.1.

Значения констант Γ_{δ} и Γ_{δ}^* приведены в табл. 4.2.

Таблица 4.1

Соотношения между различными единицами измерения активности источников

Активность источника	Мощность воздушной кермы в стандартной точке, $\mu\text{Гр}\cdot\text{час}^{-1}\cdot\text{м}^2$	Мощность экспозиционной дозы в стандартной точке, $\text{мР}\cdot\text{час}^{-1}\cdot\text{м}^2$	Эффективная активность	
			МБк	мКи
$1 \mu\text{Гр}\cdot\text{час}^{-1}\cdot\text{м}^2$	1	1,115	$1/\Gamma_{\delta}$	$2,7\cdot 10^{-2}/\Gamma_{\delta}$
$1 \text{мР}\cdot\text{час}^{-1}\cdot\text{м}^2$	8,73	1	$370/\Gamma_{\delta}^*$	$10/\Gamma_{\delta}^*$
1 МБк	Γ_{δ}	$\Gamma_{\delta}\cdot 2,7\cdot 10^{-3}$	1	$2,7\cdot 10^{-2}$
1 мКи	$\Gamma_{\delta}^*\cdot 37$	$\Gamma_{\delta}^*\cdot 10^{-1}$	37	1

Таблица 4.2

*Значения констант Γ_{δ} и Γ_{δ}^**

Изотоп	Γ_{δ} , $\text{мкГр} / \text{час}\cdot\text{МБк}\cdot\text{м}^2$	Γ_{δ}^* , $\text{Р}/\text{час}\cdot\text{Ки}\cdot\text{м}^2$
^{60}Co	0,309	13,1
^{137}Cs	0,0772	3,26
^{192}Ir	0,1137	4,80

4.3. Параметры камеры, рекомендуемой для измерений

Таблица 4.3

Параметры камеры PTW 30001, рекомендуемой для измерений

Параметр	Значение
Измерительный объем, см^3	0,6
Размеры полости измерения: длина, мм; ширина, мм	23 6,1
Ток утечки, А	$4\cdot 10^{-15}$
Толщина стенки камеры мм ($\text{мг}/\text{см}^2$)	0,275 (33) ПММА+ 0,15(12) графит
Толщина накопительного колпачка, мм ($\text{мг}/\text{см}^2$)	4,45 (537)
Материал стенки	ПММА+графит
Материал накопительного колпачка	ПММА
Материал центрального электрода	Алюминий
Зависимость чувствительности камеры от энергии в диапазоне от 200кВ рентгеновского излучения до 1,25 МэВ	$\leq \pm 4\%$

4.4. Табулированные функции анизотропии, измеренные для аппаратов MicroSelectron-HDR и АГАТ-ВУ1

Таблица 4.4

*Значения функции анизотропии,
измеренные для источника аппарата MicroSelectron-HDR*

Угол	d = 3 см	d = 5 см	d = 7 см	Среднее значение
0	0,708	0,763	0,798	0,756
5	0,732	0,786	0,825	0,781
10	0,784	0,828	0,852	0,821
15	0,829	0,863	0,881	0,858
20	0,866	0,894	0,911	0,890
25	0,895	0,919	0,933	0,915
30	0,918	0,937	0,947	0,934
35	0,935	0,946	0,958	0,946
40	0,947	0,963	0,966	0,958
45	0,963	0,968	0,970	0,967
50	0,969	0,978	0,981	0,976
55	0,978	0,983	0,986	0,982
60	0,979	0,987	0,990	0,985
65	0,986	0,996	0,999	0,994
70	0,989	0,994	1,000	0,994
75	0,988	0,999	1,000	0,996
80	1,000	1,000	1,000	1,000
85	0,995	1,000	0,998	0,998
90	0,997	0,994	0,995	0,996
95	0,991	0,993	0,998	0,994
100	0,993	0,990	0,993	0,992
105	0,983	0,991	0,990	0,988
110	0,983	0,987	0,979	0,983
115	0,977	0,977	0,983	0,979
120	0,973	0,968	0,973	0,971
125	0,968	0,967	0,966	0,967
130	0,962	0,961	0,964	0,963
135	0,953	0,951	0,951	0,952
140	0,935	0,945	0,936	0,938
145	0,923	0,930	0,923	0,926
150	0,904	0,911	0,913	0,910
155	0,883	0,891	0,892	0,889
160	0,849	0,861	0,863	0,857
165	0,804	0,825	0,834	0,821

Таблица 4.5

**Значения функции анизотропии, измеренные для
источника аппарата АГАТ-ВУ1**

Угол	d = 3см	d = 5см	d = 7 см	Среднее значение
0	0,934	0,944	0,967	0,949
5	0,943	0,949	0,971	0,954
10	0,956	0,955	0,977	0,962
15	0,966	0,965	0,977	0,970
20	0,982	0,974	0,985	0,980
25	0,996	0,984	0,989	0,990
30	1,003	0,988	0,994	0,995
35	1,003	0,995	0,998	0,999
40	1,005	0,995	0,999	1,000
45	1,010	0,994	1,003	1,002
50	1,008	1,002	1,000	1,003
55	1,009	1,002	1,000	1,004
60	1,005	1,003	0,997	1,001
65	1,005	0,998	1,001	1,002
70	1,005	0,998	1,005	1,003
75	1,003	0,995	1,005	1,001
80	1,002	0,992	1,004	0,999
85	1,001	1,000	1,004	1,002
90	1,000	1,000	1,000	1,000
95	0,999	0,990	0,988	0,992
100	0,998	0,990	0,985	0,991
105	0,986	0,989	0,983	0,986
110	0,991	0,989	0,979	0,987
115	0,988	0,986	0,978	0,984
120	0,987	0,984	0,981	0,984
125	0,984	0,979	0,979	0,981
130	0,981	0,977	0,98	0,979
135	0,976	0,973	0,978	0,976
140	0,974	0,976	0,971	0,973
145	0,974	0,973	0,971	0,973
150	0,965	0,968	0,965	0,966
155	0,958	0,961	0,954	0,958
160	0,946	0,958	0,954	0,953
165	0,913	0,928	0,934	0,925
170	0,865	0,901	0,905	0,890

4.5. Протоколы проведения измерений

4.5.1. Протокол измерений мощности воздушной кермы в воздухе

Общие данные:

Организация, проводящая измерения _____;

Аппарат контактной лучевой терапии _____, № _____;

Источник: Тип _____, № _____, Изотоп _____;

Дозиметр: Тип _____, № _____;

Ионизационная камера: Тип _____, № _____, Дата поверки _____

Результаты измерений:

Показания дозиметра:	Измерение №1	Измерение №2	Измерение №3	Измерение №4	Измерение №5	Среднее значение
Некорректированное M_{uncor}						
Корректированное на калибровочный коэффициент $M_{uncor} \cdot N_k$						
Корректированное на калибровочный коэффициент и отклонение температуры и давления от стандартных условий $M_{uncor} \cdot N_k \cdot p_T \cdot p_p$						

Измерения мощности воздушной кермы

Калибровочный коэффициент $N_k =$

Поправочный коэффициент на отклонение температуры и давления от стандартных условий $p_T \cdot p_p =$

Поправочный коэффициент на отклонение влажности от стандартных условий $p_{hum} =$

Поправочный коэффициент на эффект поляризации

$p_{pol} =$

	Измерение №1	Измерение №2	Измерение №3	Среднее значение
M ₁				
M ₂				

Поправочный коэффициент на эффект рекомбинации ионов $p_{ion} =$

Обычно используемое напряжение $V_1 =$

Уменьшенное напряжение $V_2 =$

Замечания _____

	Измерение №1	Измерение №2	Измерение №3	Среднее значение
M ₁				
M ₂				

Поправочный коэффициент, учитывающий градиент мощности дозы в объеме ионизационной камеры $p_{nu} =$

Поправочный коэффициент, учитывающий дозу при транспортировке источника в позицию измерения $f_{tr} =$

	M _{t1}	M _{t2}	M _{t3}	M _{t4}	M _{t5}
Показания дозиметра					

Поправочный коэффициент на вклад рассеянного излучения

$$f_{rs} =$$

Расстояние от центра ионизационной камеры до оси катетера

$$d = \quad (\text{в метрах})$$

Время позиционирования источника при измерениях

$$t = \quad (\text{в часах}).$$

Мощность воздушной кермы на расстоянии 1 м:

$$\dot{K}_{ref} = \frac{M_{uncor} \cdot N_k \cdot \prod p_i \cdot \prod f_i \cdot d^2}{t}$$

Измерения провел _____

Измерения проверил _____ Дата _____

4.5.2. Протокол измерений мощности воздушной кермы в тканезквивалентном фантоме

Общие данные:

Организация, проводящая измерения _____;

Аппарат контактной лучевой терапии _____, № _____;

Источник: Тип _____, № _____, Изотоп _____;

Дозиметр: Тип _____, № _____;

Ионизационная камера: Тип _____, № _____, Дата поверки _____

Фантом: Тип _____, № _____

Показания дозиметра:	Измерение №1	Измерение №2	Измерение №3	Измерение №4	Измерение №5	Среднее значение
Некорректированное M_{uncor}						
Корректированное на калибровочный коэффициент $M_{uncor} \cdot N_k$						
Корректированное на калибровочный коэффициент и отклонение температуры и давления от стандартных условий $M_{uncor} \cdot N_k \cdot p_t \cdot p_p$						

Калибровочный коэффициент $N_k =$

Поправочный коэффициент на отклонение температуры и давления от стандартных условий $p_t \cdot p_p =$

Поправочный коэффициент на отклонение влажности от стандартных условий $p_{hum} =$

Поправочный коэффициент на эффект поляризации

$p_{pol} =$

	Измерение №1	Измерение №2	Измерение №3	Среднее значение
M_1				
M_2				

Поправочный коэффициент на эффект рекомбинации ионов $p_{ion} =$

Обычно используемое напряжение $V_1 =$

Уменьшенное напряжение $V_2 =$

	Измерение №1	Измерение №2	Измерение №3	Среднее значение
M_1				
M_2				

Поправочный коэффициент, учитывающий замещение материала фантома полостью ионизационной камеры $p_r =$

Поправочный коэффициент, учитывающий дозу при транспортировке источника в позицию измерения $f_{tr} =$

	M_{t1}	M_{t2}	M_{t3}	M_{t4}	M_{t5}
Показания дозиметра					

Поправочный коэффициент, учитывающий различие в электронной плотности материала фантома и воды $f_{wp} =$

Поправочный коэффициент, учитывающий разницу в величине рассеянного излучения для полнорассеивающего фантома и фантома, в котором проводятся измерения $f_{sc} =$

Поправочный коэффициент, учитывающий поглощение и рассеяние в воде $f_{geo} =$

Поправочный коэффициент на поглощение и рассеяние в стенке камеры и колпачке во время калибровки $p_w =$

Расстояние от центра ионизационной камеры до оси катетера

$d =$ (в метрах)

Время позиционирования источника при измерениях

$t =$ (в часах).

Мощность воздушной кермы на расстоянии 1 м:

$$\dot{K}_{ref} = \frac{M_{uncor} \cdot N_k \cdot \prod p_i \cdot \prod f_i \cdot d^2}{t}$$

Замечания _____

Измерения провел _____

Измерения проверил _____ Дата

4.5.3. Протокол проведения измерений мощности воздушной кермы в дозиметрической камере с квази-4-π геометрией

Общие данные:

Организация, проводящая измерения _____;

Аппарат контактной лучевой терапии _____, № _____;

Источник: Тип _____, № _____, Изотоп _____;

Дозиметр: Тип _____, № _____;

Ионизационная камера: Тип _____, № _____, Дата поверки _____

Фантом: Тип _____, № _____

Результаты измерений:

Показания дозиметра:	Измерение №1	Измерение №2	Измерение №3	Измерение №4	Измерение №5	Среднее значение
Некорректированное M_{uncor}						
Корректированное на калибровочный коэффициент $M_{uncor} \cdot N_k$						
Корректированное на калибровочный коэффициент и отклонение температуры и давления от стандартных условий $M_{uncor} \cdot N_k \cdot p_r \cdot p_p$						

Измерения мощности воздушной кермы

Калибровочный коэффициент $N_k =$

	M_{t1}	M_{t2}	M_{t3}	M_{t4}	M_{t5}
Показания дозиметра					

Поправочный коэффициент на отклонение температуры и давления от стандартных условий

$P_t \cdot P_p =$

Поправочный коэффициент, учитывающий дозу при транспортировке источника в позицию измерения

$f_{tr} =$

Время позиционирования источника при измерениях

$t =$ (в часах)

Мощность воздушной кермы на расстоянии 1 м:

$$\dot{K}_{ref} = \frac{M_{uncor} \cdot N_k \cdot P_t \cdot P_p \cdot f_{tr}}{t}$$

Замечания _____

Измерения провел _____

Измерения проверил _____ Дата _____