МЕТОДИЧЕСКИЕ УКАЗАНИЯ

ГОСУДАРСТВЕННАЯ СИСТЕМА ОБЕСПЕЧЕНИЯ
ЕДИНСТВА ИЗМЕРЕНИЙ

ПОГЛОЩЕННЫЕ ДОЗЫ ФОТОННОГО (1—50 МэВ) И ЭЛЕКТРОННОГО (5—50 МэВ) ИЗЛУЧЕНИЙ В ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ

МЕТОДЫ ОПРЕДЕЛЕНИЯ

РД 50—691—89

55 коп. БЗ 5—89/15

ГОСУДАРСТВЕННЫЙ КОМИТЕТ СССР ПО УПРАВЛЕНИЮ
КАЧЕСТВОМ ПРОДУКЦИИ И СТАНДАРТАМ
Москва
1990

gost.e-ecolog.ru

УДК 615.849.5:53.089.6:621.385.85 Группа Т88.11

РУКОВОДЯЩИЙ ДОКУМЕНТ ПО МЕТРОЛОГИИ

МЕТОДИЧЕСКИЕ УКАЗАНИЯ

Государственная система обеспечения единства измерений

ПОГЛОЩЕННЫЕ ДОЗЫ ФОТОННОГО (1—50 МэВ) И ЭЛЕКТРОННОГО (5—50 МэВ) ИЗЛУЧЕНИЙ В ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ

Методы определения

РД 50—691—89

ОКСТУ 0008

Дата введения 01.01.91

Настоящие методические указания определяют порядок метрологического обеспечения измерений поглощенной дозы излучения в лучевой терапии:

передачей рабочим средствам измерений (клиническим дозиметрам) размера единицы мощности поглощенной дозы (или единицы поглощенной дозы) фотонного излучения от ее государственного первичного эталона;

измерениями (и расчетами) поглощенной дозы в воде, выполняемыми в тканеэквивалентном фантоме при использовании в терапевтических целях радионуклидных дистанционных аппаратов с источниками ^{60}Co (гамма-излучение с энергией 1,25 МэВ) и медицинских ускорителей электронов, работающих в режимах генерирования фотонного (1—50 МэВ) и электронного излучений (5—50 МэВ).

Методические указания предназначены для органов метрологической службы Госстандарта СССР, базовых и территориальных поверочных дозиметрических лабораторий ведомственной метрологической службы Министерства здравоохранения СССР, для его онкологических и радиологических лечебных учреждений, занимающихся лучевой терапией, а также для подготовки и усовершенствования специалистов по лучевой терапии и ее физико-техническому обеспечению.

В основу методических указаний положено непосредственное воспроизведение с помощью государственного первичного эталона единицы мощности поглощенной дозы с последующей передачей этой единицы образцовым и рабочим приборам в соответствии с ГОСТ 8.070.

Методические указания составлены в соответствии с ГОСТ 8.417, РД 50—160, ГОСТ 15484, РД 50—454.

© Издательство стандартов, 1990

1. ОБЩИЕ ПОЛОЖЕНИЯ

1.1. Современная лучевая терапия онкологических больных становится одной из наиболее точных клинических дисциплин. В результате комплексных радиобиологических, дозиметрических и клинических исследований, выполненных в 70-х и в начале 80-х годов, установлено, что для повышения эффективности лучевого лечения и снижения осложнений в послелучевом периоде необходимо облучать локальную мишень в теле больного с погрешностью по дозе не более 5% и выполнять измерения в клинической дозиметрии с погрешностью не более 2—3% * [1]**.

1.2. До недавнего времени в клинической дозиметрии использовались приборы для измерения экспозиционной дозы и ее мощности.

Переход к энергетической величине — поглощенной дозе ионизирующего излучения, выполнялся лишь расчетным путем. Совокупность погрешностей, обусловленных этими обстоятельствами, как правило, превышает требования, указанные в п. 1.1. Поэтому переход к непосредственному измерению поглощенной дозы — первоочередная задача.

1.3. Поглощенная доза отличается универсальностью (она применима к ионизирующим излучениям любого вида, любой энергии, к любой облучаемой среде). В СССР есть государственный первичный эталон единицы мощности поглощенной дозы фотонного излучения ^{60}Co, разработаны методы передачи размера этой единицы рабочим приборам, в частности, клиническим дозиметрам. В клинической дозиметрии, в соответствии с международными рекомендациями, в качестве стандартного тканеэквивалентного вещества принята вода.

Таким образом, есть материальная основа для полного отказа от использования экспозиционной дозы.

1.4. В настоящих указаниях принята методика, позволяющая последовательно и с достижимой на сегодняшний день точностью, определять поглощенную дозу в воде*** высокоэнергетического фотонного и электронного излучений, не пользуясь дозиметрическими величинами, относящимися к полю излучения (экспозиционной дозой или кермой). Рекомендуемая методика предусматривает работу с ионизационными камерами, градуированными в пучке гамма-излучения ^{60}Co в водном фантоме в единицах поглощенной дозы. Она обеспечивает на основе поглощенной дозы дозиметрическую аттестацию радиационных терапевтических аппаратов и фантомные измерения в клинической дозиметрии. При этом необходимая по п. 1.1 для лучевой терапии точность определения кли-

---

* Здесь и далее погрешности указаны при доверительной вероятности $P=0{,}95$.

** Здесь и далее — номер по списку рекомендуемой литературы.

*** Здесь и далее имеется в виду поглощенная доза в воде, если даже слова «в воде» отсутствуют.

нико-дозиметрических величин для фотонного и электронного излучений достигается:

1) использованием исходного средства измерений в виде Государственного первичного эталона единицы мощности поглощенной дозы фотонного ионизирующего излучения, воспроизводящего эту единицу в графитовом фантоме;

2) передачей размера единицы мощности поглощенной дозы фотонного излучения рабочему эталону с использованием водного фантома и ионизационной камеры;

3) переходом в лечебных учреждениях к использованию рабочих приборов для измерения поглощенной дозы.

2. ОПРЕДЕЛЕНИЕ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ

2.1. Введение

Основные соотношения, связывающие показания ионизационного дозиметра с поглощенной дозой в полях тормозного или электронного излучения, известны для тонкостенной и толстостенной ионизационных камер.

В тонкостенной камере толщина стенки намного меньше длины пробега вторичных электронов, поэтому вся ионизация в газовой полости обусловлена вторичными электронами, рожденными вне стенок камеры в материале среды (фантома). В толстостенной камере толщина стенки не менее максимальной длины пробега вторичных электронов, поэтому в такой камере вся ионизация обусловлена вторичными электронами, рожденными в стенках камеры.

Поскольку на практике используются лишь негерметичные ионизационные камеры, можно считать, что в полости камеры находится воздух.

2.2. Тонкостенная ионизационная камера

Если в определенной точке фантома из материала (м) помещена тонкостенная ионизационная камера, поглощенная доза в этой точке в материале фантома в невозмущенной среде (т. е. при отсутствии в фантоме ионизационной камеры) $D_м$, согласно соотношению Брегга-Грея, модифицированному Спенсером-Эттиксом, определяют по формуле

$$D_м = Q\frac{W}{e}\,(\bar{S}_m)^{ч}_{вх,\Delta}\,p^{м}_{вх}, \qquad (1)$$

где Q — заряд ионов одного знака на единицу массы воздуха в полости камеры;

$\frac{W}{e}$ — энергия ионообразования, отнесенная к заряду электрона;

$(\bar{S}_m)^{м}_{вх;\Delta}$ — усредненное по спектру отношение массовых ограниченных по энергии тормозных способностей для материала (м) фантома и воздуха (вх);

Δ — значение граничной энергии, которое зависит от размеров полости ионизационной камеры и лежит в пределах 10—15 кэВ;

$p^{м}_{вх}$ — коэффициент возмущения, учитывающий искажение поля излучения в результате внесения в фантом ионизационной камеры, определяемый, как отношение флюенса электронов в материале фантома к флюенсу электронов в помещенной в фантом ионизационной камере, соответствующих одной и той же точке (центр воздушной полости камеры).

2.3. Толстостенная ионизационная камера

Если в определенную точку фантома, находящегося в поле фотонного излучения, помещена толстостенная ионизационная камера, то поглощенную дозу в материале стенки камеры, в соответствии с соотношением Брегга — Грея, определяют по формуле

$$D_{ст}=Q\frac{W}{e}\,(\bar{S}_m)^{ст}_{вх,\,\Delta}\,p^{ст}_{вх}, \qquad (2)$$

где величины $(\bar{S}_m)^{ст}_{вх,\,\Delta}$ и $p^{ст}_{вх}$ имеют тот же физический смысл, что и в формуле (1), но соответствуют переходу от материала стенки к воздуху. Поглощенная доза относится к точке, находящейся в центре воздушного объема для цилиндрической ионизационной камеры или на поверхности передней стенки плоскопараллельной ионизационной камеры. Поглощенная доза $D_м$ в определенной точке фантома в отсутствии ионизационной камеры определяют по формуле [2]

$$D_м=D_{ст}\,\beta^{м}_{ст}\,(\bar{\mu}_{en,m})^{м}_{ст}\,p^{м}_{ст}, \qquad (3)$$

где $D_{ст}$ — поглощенная доза в материале стенки ионизационной камеры;

$\beta^{м}_{ст}=\beta_м/\beta_{ст}$,

а $\beta_м$ и $\beta_{ст}$ — отношения поглощенной дозы к части кермы (в той же точке), обусловленной столкновениями в материале фантома и материале стенки соответственно;

$(\bar{\mu}_{en,m})^{м}_{ст}$ — усредненное по действующему спектру отношение массовых коэффициентов поглощения энергии для материалов фантома и стенки камеры;

$p^{м}_{ст}$ — коэффициент возмущения, учитывающий изменение флюенса энергии фотонов в результате замещения материала фантома материалом стенки камеры в объеме, равном всему объему камеры.

Из формул (2) и (3) получаем:

$$D_м=Q\frac{W}{e}\,\beta^{м}_{ст}\,(\bar{\mu}_{en,m})^{м}_{ст}\,(\bar{S}_m)^{ст}_{вх,\,\Delta}\,p^{м}_{вх}, \qquad (4)$$

где $p^{м}_{вх}=p^{м}_{ст}\cdot p^{ст}_{вх}$ — коэффициент возмущения, учитывающий искажение поля излучения в результате заме-

щения материала фантома толстостенной ионизационной камерой с воздушной полостью.

2.4. Ионизационная камера со стенкой любой толщины

При измерениях в фантоме ионизационные камеры используются, как правило, без равновесных колпачков. Приведенная толщина стенки камеры такова (как правило 0,1—0,2 г/см^2), что ионизационная камера в широком диапазоне энергий фотонного излучения не является ни полностью толстостенной, ни полностью тонкостенной. В этом случае поглощенную дозу в материале фантома (в невозмущенной среде) следует [2] определять по полуэмпирической формуле

$$D_{\text{м}} = Q\frac{W}{e}\,(\bar{S}_m)^{\text{м}}_{\text{вх}},\ \Delta p, \tag{5}$$

где

$$p = (1-q)(\bar{S}_m)^{\text{ст}}_{\text{м}}\,\beta^{\text{м}}_{\text{ст}}\,(\bar{\mu}_{en,\,m})^{\text{м}}_{\text{вх}}\,p^{\text{м}}_{\text{вх}} + qp^{\text{м}}_{\text{вх}}, \tag{6}$$

где q — часть ионизации Q, обусловленная вторичными электронами, рожденными в материале фантома. Для толстостенной камеры $q=0$, и формула (6) совпадает с (4); для тонкостенной камеры $q=1$, и формула (6) совпадает с (1).

2.5. Передача размера единицы мощности поглощенной дозы от государственного первичного эталона рабочему эталону

Государственный первичный эталон единицы мощности поглощенной дозы фотонного излучения воспроизводит размер единицы в графите, в точке гомогенного графитового фантома абсолютным калориметрическим методом [4]. В государственном первичном, как и в рабочем, эталоне используется источник гамма-излучения ^{60}Co. Первичный эталон воспроизводит размер единицы с систематической погрешностью 0,4% и средним квадратическим отклонением 0,2%. Рабочий эталон воспроизводит размер единицы мощности поглощенной дозы в точке водного фантома размерами 30×30×30 см. Переход от мощности поглощенной дозы в графите, воспроизводимой первичным эталоном, к мощности поглощенной дозы в водном фантоме рабочего эталона осуществляется при помощи толстостенной графитовой ионизационной камеры [5]. Погрешность воспроизведения размера этой единицы рабочим эталоном составляет 1% при доверительной вероятности 0,99.

Ионизационную камеру последовательно помещают в такие реперные точки * графитового и водного фантомов, в которых энергетический спектр фотонного излучения одинаков. В соответствии с формулой (2) мощность поглощенной дозы в воде в реперной

* Точка, которой приписывают результаты измерения дозы или мощности дозы.

точке невозмущенного водного фантома $\dot{D}_в$ определяют по формуле

$$\dot{D}_в = \dot{D}_{гт}\, \beta^в_{гтк}(\overline{\mu_{en,\,m}})^в_{гт}\, p^в_{гт}\, M^в_{гт}, \qquad (7)$$

где $\dot{D}_{гт}$ — мощность дозы в графите, в реперной точке графитового фантома;

$M_{гт}$ — отношение показаний дозиметра * соответственно в водном и графитовом фантомах, приведенных к одной температуре и давлению;

$p^в_{гт}$ — коэффициент возмущения, учитывающий замещение воды в водном фантоме графитом в объеме, равном всему объему ионизационной камеры; индексы в и гт относятся соответственно к воде и графиту.

Основное достоинство этого метода передачи размера единицы по сравнению с использованием тонкостенной камеры и формулы (1) — высокая точность, с которой определены массовые коэффициенты поглощения. Погрешность определения усредненного по спектру излучения отношения $(\overline{\mu_{en,\,m}})^в_{гт}$ составляет 0,5% [5], в то время как погрешность отношения тормозных способностей, входящих в формулу (1), составляет ~2%.

2.6. Определение градуировочного коэффициента ионизационной камеры

Ионизационную камеру рабочего дозиметра помещают в реперную точку водного фантома рабочего эталона и при облучении регистрируют показание дозиметра. Градуировочный коэффициент камеры $N_в$ для гамма-излучения ^{60}Co определяют по формуле

$$N_в = \frac{\dot{D}_в}{M_0} \quad \text{или} \quad N_в = \frac{D_в}{M_0}, \qquad (8)$$

где M_0 — показание дозиметра, приведенное к температуре 20 °С и давлению 101,3 кПа (760 мм рт. ст.). Методика введения поправок на температуру и давление дана в п. 5.3.2 приложения 1.

2.7. Определение мощности поглощенной дозы гамма-излучения ^{60}Co

Ионизационную камеру рабочего дозиметра, имеющую градуировочный коэффициент $N_в$, помещают в выбранную точку типового водного фантома, размерами 30×30×30 см и при облучении на гамма-терапевтическом аппарате с источником ^{60}Co, регистрируют показание M дозиметра, затем преобразуют его в M_0 по п. 5.3.2 приложения 1.

---

* Показание дозиметра — значение ионизационного тока (заряда) или мощности поглощенной дозы (поглощенной дозы), считываемое со шкалы или цифровой индикации прибора.

Мощность поглощенной дозы гамма-излучения ^{60}Co $\dot{D}_в$ определяют по формуле

$$\dot{D}_в = N_в M_0. \qquad (9)$$

Применять ионизационные камеры при фантомных измерениях следует без равновесных колпачков. Защиту от воды рекомендуется осуществлять при помощи тонкостенных (0,5—1,0 мм) трубок из низкоатомных материалов, например оргстекла.

2.8. Определение поглощенной дозы* тормозного излучения с энергией 2—50 МэВ

Ионизационную камеру рабочего дозиметра, имеющего градуировочный коэффициент $N_в$ для гамма-излучения ^{60}Co, помещают в выбранную точку типового водного фантома и при облучении в пучке тормозного излучения на ускорителе электронов регистрируют показание M дозиметра, затем преобразуют его в M_0 по п. 5.3.2 приложения 1. Поглощенную дозу тормозного излучения $D_в$ определяют по формуле

$$D_в = N_в A_т M_0, \qquad (10)$$

где

$$A_т = \frac{(\bar{S}_m)^в_{вх,\,Δ,\,т}}{(\bar{S}_m)^в_{вх,\,Δ,\,γ}} \cdot \frac{p^в_{вх,т}}{p^в_{вх,\,γ}}.$$

Индексы т и γ указывают на то, что стоящие в числителе и знаменателе отношения тормозных способностей $(\bar{S}_m)^в_{вх.\,Δ}$, а также отношение коэффициентов возмущения $p^в_{вх}$ относятся к тормозному (т) излучению и гамма-излучению γ ^{60}Co.

При измерениях в пучках импульсного излучения (тормозного, электронного) с мощностями доз 1,0—5,00 Гр/мин показание M нужно разделить на коэффициент F, учитывающий эффективность собирания ионов в камере. Например, для камеры А-К-252 дозиметров 27012, М2300

$$F = 1{,}00 - 0{,}003\,\dot{D},$$

где $\dot{D}$ — мощность поглощенной дозы, Гр/мин. Определение значения коэффициента F для камер других типов описано в методических рекомендациях [6].

*В отличие от пучка гамма-излучения ^{60}Co, для которого основной радиационной величиной является мощность поглощенной дозы (п. 2.7), для пучка тормозного излучения и пучка электронов (см. п. 2.9) в качестве основной дозиметрической величины принята поглощенная доза излучения. Это объясняется тем, что пучки тормозного и электронного излучения генерируются в ускорителе электронов, работающем в импульсном режиме, и поглощенная доза в импульсе, а следовательно и мощность поглощенной дозы, не являются стабильными величинами. Поэтому контроль радиационного выхода терапевтического аппарата приходится вести по поглощенной дозе. Дозирование процедуры облучения больного ведут по монитору поглощенной дозы.

2.9. Определение поглощенной дозы электронного излучения с энергией 5—50 МэВ

Ионизационную камеру рабочего дозиметра, имеющего градуировочный коэффициент $N_в$ для гамма-излучения ^{60}Co, помещают в выбранную точку типового водного фантома и при облучении на ускорителе электронов электронным пучком регистрируют показание M дозиметра, затем преобразуют его в M_0 по п. 5.3.2 приложения 1.

Поглощенную дозу электронного излучения D определяют по методике, подобной описанной в п. 2.8, по формуле

$$D_в = N_в A_э M_0, \tag{11}$$

где $$A_э = \frac{(\overline{S}_m)^{в}_{вх,\,\Delta,\,э}}{(\overline{S}_m)^{в}_{вх,\,\Delta,\,\gamma}} \cdot \frac{p^{в}_{вх,\,э}}{p^{в}_{вх,\,\gamma}}.$$

Коэффициент $A_э$ имеет физический смысл, подобный физическому смыслу $A_т$ в формуле (10), но его значения зависят не только от энергии (см. табл. 5), но и от глубины в фантоме реперной точки, для которой определяют величину $D_в$ (см. табл. 6).

3. ДОЗИМЕТРИЧЕСКАЯ АТТЕСТАЦИЯ РАДИАЦИОННОГО ТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО АППАРАТА ПО ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЕ

Настоящие рекомендации распространяются на гамма-терапевтические аппараты для дистанционного облучения и терапевтические ускорители электронов, работающие в режиме генерирования тормозного или электронного излучения.

Дозиметрическая аттестация радиационного терапевтического аппарата по поглощенной дозе заключается в определении поглощенной дозы в его пучке излучения на основе измерений в водном фантоме в строго определенных геометрических условиях. При этом нормирование поглощенной дозы для гамма-терапевтических аппаратов производится на единицу времени, а для ускорителей электронов — на единицу показаний монитора дозы.

3.1. Средства и условия измерений

3.1.1. *Дозиметрические фантомы*

В качестве типового тканеэквивалентного вещества в клинической дозиметрии используют воду. Типовой дозиметрический водный фантом должен иметь размеры 30×30×30 см.

Для полного учета вклада рассеянного излучения в поглощенную дозу, измеряемую в фантоме в опорной точке при заданном поле облучения, нужно, чтобы границы поля находились на расстоянии, большем 5 см, от стенок фантома, а опорная плоскость на расстоянии, большем 10 см от его дна.

Наряду с водными, можно пользоваться твердотельными тканеэквивалентными фантомами, собранными из плоскопараллельных пластмассовых пластин, наиболее близких к мягкой (мышеч-

ной) ткани по химическому составу и физическим свойствам (плексиглас, полистирол, акриловые и другие материалы). Свойства рекомендуемых материалов указаны в табл. 1, в ней приведены также значения коэффициента k, характеризующего толщину данного твердотельного материала $d_{тв}$, эквивалентную слою воды $d_в$.

$$d_{тв} = \frac{d_в}{k}; \tag{12}$$

$$k = \frac{\rho_{тв}\,(Z/A)_{эфф,\,тв}}{\rho_в\,(Z/A)_{эфф,\,в}}, \tag{13}$$

где ρ — плотность материала;
Z — атомный номер элемента;
A — его массовое число.

Таблица 1

Основные свойства тканеэквивалентных материалов

Материал фантома	ρ, г/см³	$(Z/A)_{эфф}$	k
Полистирол	1,05	0,538	1,018
Плексиглас	1,18	0,540	1,148
Вода	1,00	0,555	1,000

3.1.2. *Детекторы излучения*

Измерения мощности поглощенной дозы или поглощенной дозы рекомендуется выполнять в водном фантоме клиническим дозиметром с ионизационной камерой, имеющей вместимость не более 1,0 см³. Работать с такой камерой в фантоме следует без равновесного колпачка.

При измерениях в пучках гамма-излучения ^{60}Co, тормозного и электронного излучений высокой энергии наиболее часто используют прутковые, шланговые и плоскопараллельные камеры клинического дозиметра типов 27012 или М2300 (фирма «Роботрон», ГДР). Дозиметр должен иметь свидетельство о поверке, в котором должно быть указано значение градуировочного коэффициента $N_в$ ионизационной камеры.

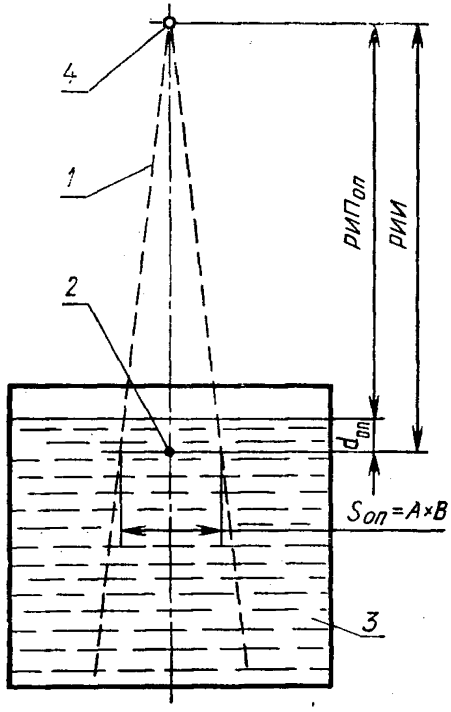
Для измерений относительного распределения мощности поглощенной дозы в фантоме допускается применять и другие детекторы излучения (полупроводниковые, люминесцентные) и, в случаях необходимости, корректировать полученные данные по контрольным измерениям ионизационным детектором.

3.1.3. *Условия измерений в опорной точке*

Условия измерений в пучке гамма-излучения ^{60}Co или тормозного излучения должны соответствовать черт. 1. Опорная точка

пучка фотонного излучения должна быть в изоцентре* радиационного терапевтического аппарата на регламентированном в табл. 2 расстоянии $d_{оп}$ от поверхности водного фантома. Расстояние источник-изоцентр (РИИ) в отечественных аппаратах с ^{60}Co равно 75 см. На этом расстоянии задается опорное квадратное поле облучения $S_{оп}$, равное 10×10 см.

Условия измерения поглощенной дозы при дозиметрической аттестации радиационного терапевтического аппарата



1 — пучок излучения; *2* — изоцентр, опорная точка; *3* — водный фантом; *4* — источник излучения

Черт. 1

Таблица 2

Значения $d_{оп}$ для фотонного излучения различных граничных энергий E

Вид излучения	E, МэВ	$d_{оп}$, см
Гамма-излучение	1,25	5
Тормозное излучение	От 1 до 15	5
	Более 15 до 50	10

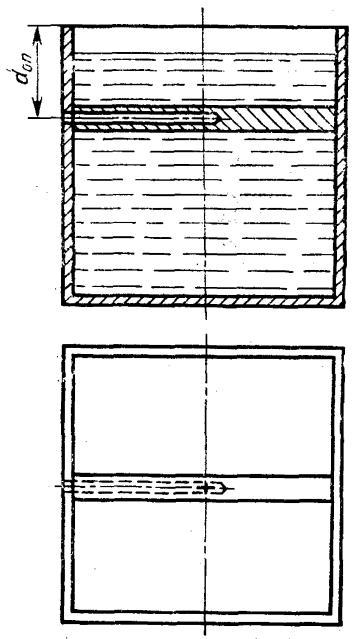
* Изоцентр лежит на пересечении оси пучка излучения с осью вращения источника излучения вокруг объекта облучения.

По заданному значению $d_{оп}$ нужно установить опорное значение расстояния источник — поверхность ($РИП_{оп}$), перемещая вертикально фантом или регулируя уровень воды.

При использовании твердотельного фантома эквивалентную толщину $d_{тв}$ определяют по формуле (12).

Для лучшего воспроизведения точной установки фантома в пучке и ионизационной камеры в фантоме в нем следует иметь полый стержень из тканеэквивалентного материала с герметичным каналом для введения ионизационной камеры. Длина этого

Типовой водный фантом для измерений поглощенной дозы
(значение $d_{оп}$ см. в табл. 2)



Черт. 2

канала должна быть такой, чтобы при введении камеры до упора имеющаяся на ней метка оказалась на вертикальной оси фантома, отмеченной перекрестием на наружной поверхности стержня (черт. 2).

При определении поглощенной дозы для тормозного излучения (см. п. 3.3) и электронных пучков (см. п. 3.4) необходимо по-

лучать кривые относительного распределения дозы (или ионизационного тока) по глубине фантома. Эти измерения выполняют, пользуясь изодозографом (с водным фантомом) или анализатором дозного поля, дающими погрешность определения координат не более 1 мм и погрешность определения относительного распределения поглощенной дозы или ионизационного тока не более 1%.

3.2. Определение мощности поглощенной дозы гамма-излучения ^{60}Co в опорной точке

3.2.1. При дозиметрической аттестации дистанционного гамма-терапевтического аппарата с источником ^{60}Co определяют:

значение мощности поглощенной дозы $\dot{D}_{в,\,оп}$ в опорной точке при $S_{оп}=10\times10$ см на уровне РИИ;

зависимость мощности поглощенной дозы в опорной точке от размера стороны квадратного поля облучения $S_{оп}$ при $РИП_{оп}=РИИ-d_{оп}$.

3.2.2. Для определения мощности поглощенной дозы гамма-излучения $\dot{D}_{в,\,оп}$ следует:

включить световой пучок, имитирующий пучок гамма-излучения аппарата, и установить регулируемую диафрагму на поле облучения 10×10 см на уровне РИИ=75 см;

установить дозиметрический фантом в соответствии с п. 3.1.3 и черт. 1 и 2 так, чтобы перекрестие светового имитатора пучка гамма-излучения совместилось с перекрестием, имеющимся на стержне — держателе ионизационной камеры, отрегулировать положение фантома по высоте и уровень воды в нем для $d_{оп}$ по табл. 2;

вставить в фантом ионизационную камеру, включить аппарат в режим облучения, зарегистрировать показание M дозиметра и преобразовать его в M_0 по п. 5.3.2 приложения 1.

3.2.3. Мощность поглощенной дозы гамма-излучения $\dot{D}_{в,\,оп}$ в опорной точке (Гр/мин) определяют по формуле

$$\dot{D}_{в.\,оп}=N_в M_0, \qquad (14)$$

где $N_в$ — градуировочный коэффициент ионизационной камеры.

3.2.4. Для определения зависимости $\dot{D}_{в,\,оп}(S)$ — мощности поглощенной дозы в опорной точке от размера поля облучения следует:

выполнить операции, описанные в п. 3.2.2, для ряда квадратных полей облучения, наиболее часто встречающихся в дозиметрическом планировании облучения больных;

по полученным значениям $\dot{D}_{в,\,оп}(S)$ построить кривую для определения мощности поглощенной дозы в воде в опорной точке при $РИП_{оп}$ для промежуточных значений квадратного поля облучения со стороной $A_{кв}$ путем линейной интерполяции.

3.2.5. В практике лучевой терапии помимо квадратных часто пользуются прямоугольными полями облучения со сторонами A

и B. Для любого прямоугольного поля облучения $A \times B$ можно подобрать эквивалентное ему квадратное поле облучения со стороной $A_{кв}$ [7]. Значение $A_{кв}$ определяют по формуле

$$A_{кв} = \frac{2AB}{A+B} \cdot \frac{1}{4 \ln (1+\sqrt{2})} \left[\left(1+\frac{A}{B}\right) \ln \frac{C+B}{A} + \left(1+\frac{B}{A}\right) \ln \frac{C+A}{B} \right], \quad (15)$$

где C — диагональ прямоугольного поля, равная $\sqrt{A^2+B^2}$.

Это позволяет ограничиться при дозиметрической аттестации гамма-терапевтического аппарата построением кривой зависимости опорной мощности поглощенной дозы от размера стороны квадратного поля облучения (см. п. 3.2.4).

В табл. 3 приведены значения стороны эквивалентного квадратного поля для наиболее употребляемых в лучевой терапии прямоугольных полей облучения.

3.3. Определение поглощенной дозы в опорной точке в пучке тормозного излучения с энергией 2—50 МэВ.

3.3.1. Дозиметрическая аттестация терапевтического ускорителя электронов, работающего в режиме генерирования тормозного излучения, заключается в установлении соответствия между показаниями интегрирующего монитора (как правило, это проходная ионизационная камера) и значением поглощенной дозы в опорной точке водного фантома, определенными для $S_{оп}=10\times10$ см и других представляющих интерес размеров поля облучения. Это соответствие устанавливается для всех представляющих интерес граничных энергий тормозного излучения.

3.3.2. Для такой дозиметрической аттестации справедливы общие положения и рекомендации, изложенные в пп. 3.2.4 и 3.2.5. Вместо специального водного фантома (черт. 2) лучше пользоваться изодозографом или анализатором дозного поля с фантомом, который позволяет перемещать детектор излучения по глубине фантома и записывать кривые распределения по глубине поглощенной дозы или ионизационного тока камеры.

3.3.3. Для определения в опорной точке поглощенной дозы тормозного излучения $D_{в,оп}$ следует:

включить световой пучок и установить поле облучения 10×10 см на уровне РИИ=100 см;

установить фантом изодозографа или анализатора дозного поля в соответствии с пп. 3.2.1, 3.2.3 и черт. 1, уровень воды в фантоме — для $РИП_{оп}=РИИ-d_{оп}$, ($d_{оп}$ выбирают по табл. 2), а ионизационную камеру дозиметра — перпендикулярно к оси пучка тормозного излучения по перекрестию имитирующего его светового пучка;

измерить кривую относительного распределения вдоль оси пучка поглощенной дозы в водном фантоме при постоянном РИП;

A, см	Размер $A_{кв}$, см, стороны эквивалентного квадратного поля облучения												
	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
3	3,0												
4	3,4	4,0											
5	3,8	4,4	5,0										
6	4,1	4,8	5,5	6,0									
7	4,3	5,2	5,9	6,5	7,0								
8	4,6	5,4	6,2	6,9	7,5	8,0							
9	4,8	5,7	6,5	7,2	7,9	8,5	9,0						
10	4,9	6,0	6,8	7,6	8,3	8,9	9,5	10,0					
11	5,1	6,2	7,1	7,9	8,6	9,3	9,9	10,5	11,0				
12	5,2	6,4	7,3	8,2	9,0	9,7	10,3	10,9	11,5	12,0			
13	5,4	6,5	7,5	8,4	9,3	10,0	10,7	11,3	11,9	12,5	13,0		
14	5,5	6,7	7,8	8,7	9,6	10,3	11,1	11,7	12,4	12,9	13,5	14,0	
15	5,6	6,8	7,9	8,9	9,8	10,6	11,4	12,1	12,8	13,4	13,9	14,5	15,0
16	5,7	7,0	8,1	9,1	10,1	10,9	11,7	12,4	13,1	13,8	14,4	14,9	15,5
17	5,8	7,1	8,3	9,3	10,3	11,2	12,0	12,8	13,5	14,2	14,8	15,4	15,9
18	5,9	7,3	8,4	9,5	10,5	11,4	12,3	13,1	13,8	14,5	15,2	15,8	16,4
19	6,0	7,4	8,6	9,7	10,7	11,7	12,6	13,4	14,1	14,9	15,5	16,2	16,8
20	6,1	7,5	8,7	9,9	10,9	11,9	12,8	13,6	14,4	15,2	15,9	16,6	17,2
21	6,2	7,6	8,9	10,0	11,1	12,1	13,0	13,9	14,7	15,5	16,2	16,9	17,6
22	6,3	7,7	9,0	10,2	11,3	12,3	13,3	14,2	15,0	15,8	16,6	17,3	18,0
23	6,4	7,8	9,1	10,4	11,5	12,5	13,5	14,4	15,3	16,1	16,9	17,6	18,3
24	6,4	7,9	9,3	10,5	11,6	12,7	13,7	14,6	15,5	16,4	17,2	17,9	18,7
25	6,5	8,0	9,4	10,6	11,8	12,9	13,9	14,9	15,8	16,6	17,5	18,2	19,0
26	6,6	8,1	9,5	10,8	12,0	13,1	14,1	15,1	16,0	16,9	17,7	18,5	19,3
27	6,6	8,2	9,6	10,9	12,1	13,2	14,3	15,3	16,2	17,2	18,0	18,8	19,6
28	6,7	8,3	9,7	11,0	12,2	13,4	14,5	15,5	16,5	17,4	18,3	19,1	19,9
29	6,7	8,3	9,8	11,1	12,4	13,6	14,6	15,7	16,7	17,6	18,5	19,4	20,2
30	6,8	8,4	9,9	11,2	12,5	13,7	14,8	15,9	16,9	17,8	18,8	19,6	20,5

при длине B, см, стороны прямоугольного поля

16	17	18	19	20	21	22	23	22	25	26	27	28	29	30
16,0														
16,5	17,0													
17,0	17,5	18,0												
17,4	18,0	18,5	19,0											
17,8	18,4	19,0	19,5	20,0										
18,2	18,8	19,4	20,0	20,5	21,0									
18,6	19,2	19,8	20,4	21,0	21,5	22,0								
19,0	19,6	20,3	20,8	21,4	22,0	22,5	23,0							
19,4	20,0	20,6	21,3	21,8	22,4	23,0	23,5	24,0						
19,7	20,4	21,0	21,7	22,3	22,9	23,4	24,0	24,5	25,0					
20,0	20,7	21,4	22,1	22,7	23,3	23,9	24,4	25,0	25,5	26,0				
20,4	21,1	21,8	22,4	23,1	23,7	24,4	24,9	25,4	26,0	26,5	27,0			
20,7	21,4	22,1	22,8	23,5	24,1	24,7	25,3	25,9	26,4	27,0	27,5	28,0		
21,0	21,7	22,5	23,2	23,8	24,5	25,1	25,7	26,3	26,9	27,4	28,0	28,5	29,0	
21,3	22,0	22,8	23,5	24,2	24,9	25,5	26,1	26,7	27,3	27,9	28,4	29,0	29,5	30,0

определить отношение нормированных значений на глубинах $d=10$ и 20 см: $f(20)/f(10)$;

найти по табл. 4 граничную энергию E пучка тормозного излучения для полученного значения $f(20)/f(10)$;

Таблица 4

Граничная энергия E пучка тормозного излучения

$\frac{f(20)}{f(10)}$	0,50	0,56	0,60	0,63	0,65	0,67	0,69	0,70	0,70
E, МэВ	2,8	5	7	10	15	20	30	40	50

по найденному значению E найти коэффициент $A_т$ по табл. 5;

Таблица 5

Значения коэффициента $A_т$ для тормозного излучения с граничной энергией E

E, МэВ	2	5	10	15	20	25	35	50
$A_т$	1,001	1,001	1,000	0,990	0,98	0,98	0,975	0,957

установить в фантоме ионизационную камеру в опорной точке, включить аппарат в режим облучения, зарегистрировать показание M дозиметра и преобразовать его в M_0 по п. 5.3.2 приложения 1. Одновременно следует зарегистрировать показание U монитора дозы и преобразовать его в значение U_0.

3.3.4. Поглощенную дозу тормозного излучения (Гр) определить по формуле (10).

$$D_{в.оп}=N_в A_т M_0. \qquad (16)$$

3.3.5. Градуировочный коэффициент монитора дозы для тормозного излучения определяют как отношение поглощенной дозы в опорной точке к показанию монитора

$$N_{мон,т}=\frac{D_{в,оп}}{U_0}. \qquad (17)$$

3.3.6. Аналогично определяют градуировочный коэффициент монитора дозы для других представляющих интерес размеров поля облучения.

3.4. Определение максимальной поглощенной дозы в пучке электронов с энергией 5—50 МэВ

3.4.1. Дозиметрическая аттестация терапевтического ускорителя электронов, работающего в режиме генерирования электронного пучка, заключается в установлении соответствия между показаниями монитора и максимальным значением поглощенной дозы

на оси пучка в фантоме, для $S_{оп}=10\times10$ см и других представляющих интерес размеров поля облучения. Это соответствие устанавливается для всех представляющих интерес средних энергий электронов.

3.4.2. Для такой дозиметрической аттестации справедливы общие положения и рекомендации, изложенные в пп. 3.2.4 и 3.2.5.

3.4.3. Для определения максимальной поглощенной дозы электронного излучения $D_{в,\,макс}$ следует:

включить световой пучок и установить поле облучения 10×10 см на уровне РИИ=100 см;

установить поверхность воды в фантоме изодозографа или анализатора дозного поля на РИП=100 см, а ионизационную камеру дозиметра на ось электронного пучка по перекрестию имитирующего его светового пучка;

измерить относительное распределение вдоль оси пучка ионизационного тока камеры и найти положение в фантоме его максимального значения и глубину $d_{0,5}$, соответствующую половине этого значения;

определить среднюю энергию $\bar{E}_0$ (МэВ) электронов на поверхности фантома по формуле

$$\bar{E}_0=2{,}33\ d_{0,5}; \qquad (18)$$

по найденному значению $\bar{E}_0$ найти значения коэффициента $A_э$, пользуясь табл. 6, пересчитать распределение ионизационного тока в распределение поглощенной дозы и определить глубину максимума этой кривой ($d_{макс}$);

по значению $\bar{E}_0$ найти в табл. 6 соответствующее глубине $d_{макс}$ значение коэффициента $A_э$ (в случае необходимости, путем интерполяции);

установить ионизационную камеру на глубине $d_{макс}$, включить аппарат в режим облучения, зарегистрировать показание M дозиметра и преобразовать его в M_0 по п. 5.3.2 приложения 1 *.

3.4.4. Максимальную поглощенную дозу электронного излучения (Гр) определяют по формуле (10).

$$D_{в.\,макс}=N_в A_э M_0. \qquad (19)$$

3.4.5. Градуировочный коэффициент монитора дозы для электронного излучения определяют отношением поглощенной дозы в опорной точке к показанию монитора U_0:

$$M_{мон.\,э}=\frac{D_{в,оп}}{U_0}. \qquad (20)$$

---

* Если средняя энергия электронов на поверхности фантома меньше 10 МэВ, то для измерений следует использовать только плоскопараллельную ионизационную камеру; при бо́льших энергиях предпочтительно использовать цилиндрическую камеру.

Таблица 6

Глубина в воде d, мм	Расчетные значения коэффициента $A_э$ для электронного излучения со средней энергией $\bar{E}_0$, МэВ, на поверхности водного фантома											
	6	8	10	12	14	16	18	20	25	30	40	50
0	0,904	0,893	0,884	0,879	0,874	0,867	0,865	0,859	0,851	0,840	0,829	0,822
3	0,909	0,896	0,886	0,881	0,876	0,869	0,868	0,861	0,853	0,843	0,832	0,824
5	0,913	0,900	0,889	0,883	0,879	0,871	0,869	0,864	0,855	0,844	0,834	0,826
10	0,930	0,910	0,898	0,890	0,884	0,876	0,874	0,868	0,860	0,849	0,838	0,830
16	0,953	0,927	0,910	0,900	0,892	0,883	0,880	0,874	0,865	0,854	0,843	0,834
20	0,968	0,940	0,920	0,907	0,899	0,889	0,885	0,877	0,868	0,857	0,845	0,836
25	0,984	0,956	0,933	0,918	0,907	0,895	0,891	0,883	0,872	0,862	0,849	0,839
30	0,992	0,973	0,947	0,928	0,916	0,902	0,897	0,888	0,877	0,865	0,853	0,842
35		0,987	0,961	0,941	0,925	0,910	0,904	0,895	0,881	0,869	0,855	0,844
40		0,994	0,975	0,951	0,936	0,919	0,911	0,901	0,886	0,872	0,858	0,847
45		0,995	0,988	0,968	0,948	0,928	0,919	0,907	0,891	0,877	0,862	0,850
50			0,995	0,981	0,959	0,939	0,927	0,914	0,896	0,881	0,864	0,853
55			0,997	0,992	0,972	0,950	0,936	0,922	0,901	0,885	0,867	0,854
60				0,999	0,984	0,961	0,946	0,930	0,907	0,890	0,871	0,855
70				1,000	1,001	0,984	0,967	0,949	0,920	0,899	0,877	0,862
80					1,002	0,999	0,988	0,968	0,934	0,910	0,884	0,867
90						1,001	1,003	0,988	0,949	0,921	0,892	0,873
100							1,004	1,001	0,967	0,934	0,900	0,878
120									0,998	0,961	0,917	0,891
140									1,002	0,991	0,936	0,905
160										0,998	0,960	0,921
180											0,982	0,937
200											0,994	0,955
220												0,973
240												0,984
260												0,986

3.4.6. Аналогично определяют градуировочный коэффициент монитора дозы для других, представляющих интерес размеров поля облучения.

4. ПОЛУЧЕНИЕ ИСХОДНЫХ ДОЗИМЕТРИЧЕСКИХ ДАННЫХ ДЛЯ ПЛАНИРОВАНИЯ ОБЛУЧЕНИЯ БОЛЬНЫХ НА РАДИАЦИОННЫХ ТЕРАПЕВТИЧЕСКИХ АППАРАТАХ

4.1. Общие положения

4.1.1. В лучевой терапии исходной информацией для планирования облучения онкологических больных являются карты изодоз. Семейство таких карт изодоз дает полное дозиметрическое описание пучка излучения в однородной тканеэквивалентной среде.

Карты изодоз строят в относительных единицах (процентах), принимая за 100% поглощенную дозу в некоторой точке (точка нормирования). Чаще всего за точку нормирования выбирают точку на оси пучка, в которой поглощенная доза имеет максимальное значение. В случае необходимости такое дозное поле можно перенормировать на любую другую точку.

Комплект карт изодоз для пучков излучения, соответствующих типовому ряду значений поля облучения на уровне РИИ, входит в комплект технической документации радиационного терапевтического аппарата.

4.1.2. При планировании облучения важно знать не только относительное распределение поглощенной дозы в облучаемом объеме, но и значения поглощенной дозы в точках, представляющих интерес, и прежде всего в точках, соответствующих ее максимальному значению.

Основной радиационной характеристикой пучка излучения в клинической дозиметрии считают максимальное значение мощности поглощенной дозы $\dot{D}_{в,макс}$ (для гамма-излучения ^{60}Co) или максимальное значение поглощенной дозы $D_{в,макс}$ (для пучка тормозного излучения) в воде, на оси пучка в водном фантоме.

4.1.3. Исходя из максимального значения поглощенной дозы на оси пучка, можно вычислять поглощенную дозу в воде в любой точке облучаемого объема при помощи карт изодоз.

4.1.4. Для электронного пучка методика определения значения $D_{в,макс}$ изложена в п. 3.4.3.

Переход от мощности поглощенной дозы $\dot{D}_{в,оп}$ (для пучка гамма-излучения ^{60}Co) к максимальному значению мощности поглощенной дозы $\dot{D}_{в,макс}$ и от поглощенной дозы $D_{в,оп}$ (для пучка тормозного излучения) к максимальному значению поглощенной дозы $D_{в,макс}$, описываемый в настоящем разделе, осуществляется при помощи дозной функции ОТМ *.

Допускается также временно использовать для этой цели дозную функцию ОТВ (см. приложение 4).

* ОТМ — отношение ткань-максимум.

4.2. Дозная функция ОТМ

4.2.1. Дозная функция ОТМ — отношение значения мощности поглощенной дозы (или поглощенной дозы) в любой точке на оси пучка фотонного излучения к ее максимальному значению при одном и том же значении S

$$\left.\begin{array}{l} \text{ОТМ}\,(d)=\dfrac{\dot{D}_{\text{в}}\,(d)}{\dot{D}_{\text{в, макс}}} \\ \text{или} \\ \text{ОТМ}\,(d)=\dfrac{D_{\text{в}}\,(d)}{D_{\text{в, макс}}} \end{array}\right\}, \qquad (21)$$

где d — глубина в фантоме вдоль оси пучка (см). Значения ОТМ зависят от конструкции систем генерирования и формирования пучка. Поэтому значения ОТМ определяют для каждого типа гамма-терапевтических аппаратов и терапевтических ускорителей электронов. При этом измерения поглощенных доз выполняют в относительных единицах для глубин d в воде и для различных значений стороны квадратного поля облучения S. Для промежуточных значений d и S ОТМ находят линейной интерполяцией.

4.2.2. В табл. 7—9 приведены значения ОТМ для радиационных гамма-терапевтических аппаратов с источником ^{60}Co и ускорителей электронов ЛУЭВ-15М1 [8] и МИКРОТРОН-М1.

Значения ОТМ для отдельных гамма-терапевтических аппаратов конкретного типа могут различаться на 3—5% [9]. Чтобы выяснить, применима ли типовая таблица ОТМ (табл. 7) для конкретного аппарата, достаточно проверить на нем значения ОТМ для поля облучения 15×15 см и глубин $d=10$ и 15 см. Если полученные значения ОТМ отличаются от типовых более чем на $\pm2\%$, типовую таблицу ОТМ нужно откорректировать для конкретного аппарата по методике, описанной в приложении 3.

4.3. Определение максимального значения поглощенной дозы на оси пучка фотонного излучения

4.3.1. Имея таблицу ОТМ для конкретного радиационного аппарата и значение поглощенной дозы или мощности поглощенной дозы в опорной точке, полученное при его дозиметрической аттестации, можно найти максимальное значение поглощенной дозы или мощности поглощенной дозы на оси пучка при одном и том же значении поля облучения S (или стороны поля $A_{\text{кв}}$):

$$\left.\begin{array}{l} D_{\text{в, макс}}=\dfrac{D_{\text{в}}\,(d_{\text{оп}}, S)}{\text{ОТМ}\,(d_{\text{оп}})}; \\ \dot{D}_{\text{в, макс}}=\dfrac{\dot{D}_{\text{в}}\,(d_{\text{оп}}, S)}{\text{ОТМ}\,(d_{\text{оп}})}. \end{array}\right\} \qquad (22)$$

4.3.2. Для пучка излучения гамма-терапевтического аппарата с источником ^{60}Co в п. 3.2 изложена методика определения мощ-

Глубина d, см	Отношение ткань-максимум (ОТМ) для пучка гамма-излучения терапевтического аппарата с источником ^{60}Co для квадратного поля облучения со стороной $A_{кв}$, см								
	4	5	6	8	10	12	15	18	20
0,5	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
1,0	0,986	0,987	0,988	0,989	0,990	0,991	0,993	0,995	0,998
1,5	0,965	0,971	0,973	0,975	0,978	0,980	0,982	0,985	0,990
2,0	0,948	0,952	0,956	0,960	0,963	0,967	0,969	0,973	0,977
3	0,910	0,921	0,925	0,931	0,935	0,941	0,948	0,955	0,960
4	0,865	0,876	0,884	0,900	0,907	0,911	0,918	0,929	0,932
5	0,817	0,837	0,850	0,869	0,875	0,882	0,890	0,898	0,902
6	0,777	0,800	0,812	0,832	0,845	0,852	0,862	0,873	0,880
7	0,733	0,751	0,771	0,793	0,807	0,817	0,830	0,843	0,852
8	0,685	0,713	0,730	0,754	0,772	0,785	0,802	0,816	0,822
9	0,650	0,672	0,693	0,718	0,740	0,755	0,772	0,787	0,794
10	0,612	0,640	0,658	0,680	0,705	0,726	0,743	0,762	0,767
11	0,574	0,600	0,620	0,649	0,674	0,692	0,716	0,731	0,740
12	0,542	0,567	0,585	0,615	0,637	0,664	0,682	0,698	0,706
13	0,505	0,535	0,557	0,585	0,611	0,629	0,655	0,672	0,679
14	0,475	0,505	0,521	0,557	0,580	0,600	0,625	0,647	0,655
15	0,448	0,474	0,495	0,528	0,549	0,570	0,597	0,618	0,629
16	0,425	0,449	0,470	0,499	0,521	0,545	0,572	0,596	0,603
17	0,397	0,421	0,442	0,474	0,496	0,518	0,546	0,570	0,576
18	0,374	0,397	0,416	0,448	0,472	0,493	0,524	0,544	0,552
19	0,349	0,374	0,392	0,425	0,449	0,470	0,500	0,519	0,531
20	0,331	0,345	0,372	0,400	0,422	0,445	0,475	0,497	0,505
22	0,293	0,318	0,334	0,361	0,382	0,407	0,431	0,454	0,460
24	0,256	0,280	0,295	0,327	0,344	0,368	0,391	0,417	0,428
26	0,226	0,249	0,264	0,293	0,313	0,330	0,356	0,378	0,387
28	0,196	0,221	0,238	0,263	0,280	0,397	0,326	0,342	0,354
30	0,176	0,198	0,213	0,235	0,247	0,263	0,290	0,312	0,322

Таблица 8

Глубина d, см	Отношение ткань-максимум (ОТМ) для пучка тормозного излучения с граничной энергией 15 МэВ ускорителя электронов типа ЛУЭВ-15М1 для квадратного поля облучения со стороной $A_{кв}$, см					
	5	7	10	15	20	30
0,5	0,601	0,651	0,780	0,818	0,828	0,840
1	0,805	0,811	0,820	0,842	0,881	0,896
2	0,981	0,984	0,992	0,995	0,996	0,996
2,5	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
3	0,996	0,998	1,002	1,002	1,004	1,004
4	0,965	0,975	0,975	0,976	0,976	0,977
5	0,930	0,950	0,951	0,952	0,952	0,953
6	0,898	0,924	0,927	0,929	0,933	0,937
7	0,867	0,895	0,905	0,910	0,912	0,914
8	0,843	0,867	0,876	0,885	0,893	0,895
9	0,815	0,843	0,855	0,863	0,872	0,877
10	0,791	0,818	0,836	0,848	0,853	0,857
11	0,766	0,795	0,810	0,825	0,835	0,840
12	0,743	0,774	0,787	0,800	0,812	0,817
13	0,720	0,750	0,768	0,782	0,795	0,800
14	0,696	0,727	0,747	0,762	0,775	0,780
15	0,675	0,706	0,728	0,745	0,758	0,762
16	0,653	0,674	0,706	0,725	0,737	0,743
17	0,635	0,665	0,690	0,706	0,719	0,727
18	0,610	0,645	0,670	0,688	0,700	0,706
19	0,594	0,626	0,653	0,664	0,682	0,689
20	0,571	0,612	0,639	0,651	0,666	0,671
22	0,536	0,571	0,598	0,612	0,631	0,635
24	0,505	0,537	0,562	0,576	0,596	0,600
26	0,472	0,505	0,529	0,579	0,562	0,565
28	0,440	0,472	0,492	0,510	0,526	0,528
30	0,412	0,440	0,464	0,476	0,494	0,499

Таблица 9

Глубина d, см	Отношение ткань-максимум (ОТМ) для пучка тормозного излучения с граничной энергией 20 МэВ ускорителя электронов МИКРОТРОН-М1 для квадратного поля со стороной $A_{кв}$, см				
	5	10	15	20	25
0	0,324	0,387	0,435	0,445	0,488
1	0,748	0,796	0,836	0,869	0,895
2	0,940	0,960	0,967	0,981	0,998
3	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
4	1,012	1,005	0,998	0,992	0,988
5	1,000	0,993	0,978	0,979	0,978
6	0,982	0,971	0,960	0,961	0,964
7	0,959	0,953	0,945	0,946	0,945
8	0,935	0,929	0,929	0,926	0,925
9	0,914	0,911	0,911	0,913	0,915

Продолжение табл. 9

Глубина d, см	Отношение ткань-максимум (ОТМ) для пучка тормозного излучения с граничной энергией 20 МэВ ускорителя электронов МИКРОТРОН-М1 для квадратного поля со стороной $A_{кв}$, см				
	5	10	15	20	25
10	0,891	0,893	0,893	0,894	0,897
11	0,867	0,877	0,873	0,875	0,881
12	0,850	0,852	0,856	0,858	0,868
13	0,823	0,834	0,834	0,845	0,851
14	0,804	0,815	0,824	0,827	0,836
15	0,783	0,800	0,804	0,811	0,812
16	0,762	0,783	0,792	0,791	0,800
17	0,744	0,761	0,770	0,782	0,792
18	0,729	0,747	0,756	0,764	0,774
19	0,709	0,727	0,741	0,750	0,760
20	0,693	0,711	0,721	0,730	0,744
21	0,676	0,700	0,709	0,718	0,733
22	0,658	0,687	0,697	0,706	0,721
23	0,644	0,669	0,679	0,689	0,703
24	0,629	0,655	0,670	0,680	0,695
25	0,619	0,640	0,655	0,666	0,681
26	0,603	0,630	0,645	0,656	0,671
27	0,591	0,613	0,629	0,640	0,655
28	0,576	0,602	0,612	0,629	0,644
29	0,561	0,590	0,622	0,639	0,654
30	0,553	0,577	0,593	0,605	0,626

ности поглощенной дозы в опорной точке. Зная ее, находят максимальную мощность поглощенной дозы на оси пучка по формуле (при $d_{оп}=5$ см)

$$\dot{D}_{в,\ макс}=\frac{\dot{D}_{в,\ оп}(S)}{ОТМ\ (5\ см)}. \qquad (23)$$

Пример. На гамма-терапевтическом аппарате РОКУС-М измеренное при его дозиметрической аттестации значение $\dot{D}_{в,\ оп}=1$ Гр/мин. В табл. 7 для гамма-излучения ^{60}Co находим для глубины $d_{оп}=5$ см и $S_{оп}=10\times10$ см значение ОТМ=0,875. По формуле (23): $D_{в,\ макс}(10\times10)=1/0{,}875=1{,}14$ Гр/мин.

4.3.3. Для пучка тормозного излучения медицинского ускорителя электронов в п. 3.3 изложена методика определения поглощенной дозы в опорной точке. Зная ее, находят максимальную поглощенную дозу на оси пучка по формуле

$$D_{в,\ макс}=\frac{D_{в,\ оп}\ (S)}{ОТМ\ (d_{оп})}. \qquad (24)$$

Следует иметь ввиду, что для тормозного излучения значение $D_{в,\ макс}$ можно вычислить непосредственно по кривой $D(d)$, изме-

ренной для определения $D_{в,оп}$ (см. п. 3.3.3). Однако практически удобнее пользоваться формулой (24) и табл. 8 и 9.

Пример. На медицинском электронном ускорителе ЛУЭВ-15М1 измеренное при его дозиметрической аттестации для энергии тормозного излучения 15 МэВ значение $D_{в,оп}=1{,}4$ Гр при показании монитора M_0.

В табл. 8 для глубины $d_{оп}=5$ см и $A_{кв}=10$ см находим значение ОТМ=0,951. По формуле (24): $D_{в,макс}(10\times10)=1{,}4/0{,}951=1{,}47$ Гр для того же показания монитора.

4.3.4. Формулы (23) и (24) соответствуют условиям облучения, при которых расстояние источник-поверхность равно $РИП_{оп}$. Между тем при дозиметрическом планировании облучения больного часто приходится принимать более выгодное значение РИП, меньше или больше $РИП_{оп}$. В таких случаях нужно дополнительно перейти от $\dot{D}_{в,макс}$ (или $\dot{D}_{в,макс}$), вычисленной по формуле (23) или (24), к значению этой величины, соответствующему принятому значению $РИП\neq РИП_{оп}$. Поскольку ОТМ не зависит от РИП, переход к мощности поглощенной дозы (или поглощенной дозе) в максимуме на оси пучка, соответствующей РИП, выполняют по формуле

$$\dot{D}_{в,макс}(РИП)=\dot{D}_{в,макс}(РИП_{оп})\left(\frac{РИП_{оп}+d_{оп}}{РИП+d_{оп}}\right)^2. \qquad (25)$$

5. ПОРЯДОК ВНЕДРЕНИЯ НАСТОЯЩИХ МЕТОДИЧЕСКИХ УКАЗАНИЙ В КЛИНИЧЕСКУЮ ПРАКТИКУ

Поверочные дозиметрические лаборатории Минздрава СССР к 01.06.90 завершают подготовку своих поверочных установок к аттестации их Госстандартом СССР в качестве рабочих эталонов поглощенной дозы (в воде) гамма-излучения ^{60}Co.

Госстандарт СССР к 1992 г. обеспечит аттестацию рабочих эталонов поглощенной дозы (в воде) в системе метрологической службы Минздрава СССР.

ПРИЛОЖЕНИЕ 1
Обязательное

МЕТОДИКА ПОВЕРКИ ДОЗИМЕТРОВ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ И МОЩНОСТИ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ, ИСПОЛЬЗУЕМЫХ В ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ

Настоящая методика распространяется на дозиметры, используемые в лучевой терапии для измерения поглощенной дозы и (или) мощности поглощенной дозы фотонного и электронного излучений в воде, и устанавливает порядок их первичной и периодической поверок. Шкала дозиметра может быть проградуирована в единицах как поглощенной, так и экспозиционной дозы.

Основные параметры дозиметров должны соответствовать требованиям ГОСТ 8.070.

Примечание. Для измерений поглощенной дозы и ее мощности в лучевой терапии используют, главным образом, дозиметры с ионизационными камерами (допустимо использование ионизационной камеры с независимым электрометром). Ионизационные камеры вместимостью более 1 $см^3$ применять нецелесообразно.

1. Операции поверки

При проведении поверки должны быть выполнены следующие операции:
внешний осмотр (п. 5.1);
опробование (п. 5.2);
определение основной погрешности (п. 5.3).

2. Средства поверки

При проведении поверки следует применять:

рабочие эталоны единицы мощности поглощенной дозы фотонного ионизирующего излучения в воде (или другом тканеэквивалентном веществе) по ГОСТ 8.070;

образцовые установки, аттестованные по мощности поглощенной дозы гамма-излучения ^{60}Co в воде;

образцовые дозиметры поглощенной дозы фотонного ионизирующего излучения 1-го разряда;

фантом из воды размером 30×30×30 см;

барометр;

термометр с ценой деления не менее 0,5 °С;

психрометр по ГОСТ 112;

секундомер по ГОСТ 5072.

Примечание. Поле излучения в рабочих эталонах и образцовых установках создается при помощи гамма-аппаратов типа ЛУЧ, РОКУС-М и т. п. Значение мощности поглощенной дозы в воде в реперной точке водного фантома на расстоянии 1 м от источника излучения должно быть от 10^{-3} до $3 \cdot 10^{-2}$ Гр/с.

3. Требования безопасности

Требования безопасности при проведении поверки дозиметров должны соответствовать «Нормам радиационной безопасности» (НРБ—76/87), «Основным санитарным правилам работы с радиоактивными веществами и другими источниками ионизирующих излучений» (ОСП 72/87), а также действующим на данном предприятии инструкциям по технике безопасности работы на радиационных установках.

4. Условия поверки и подготовка к ней

4.1. При проведении поверки должны быть соблюдены условия: температура окружающей среды (20±5)°С; относительная влажность воздуха (65±15) % при 20 °С; атмосферное давление (101,3±4) кПа, что соответствует (760±±30) мм рт. ст.

Примечание. Допускается проводить поверку при других условиях согласно НТД на средства поверки и поверяемый дозиметр. Результаты поверки должны быть приведены к нормальным условиям.

4.2. Все средства поверки и поверяемый дозиметр подготавливают в соответствии с требованиями НТД на них.

5. Проведение поверки

5.1. Внешний осмотр

При внешнем осмотре должно быть установлено:

наличие эксплуатационной документации (формуляра или паспорта, технического описания) и свидетельства о предыдущей поверке (при периодической поверке);

соответствие комплектности поверяемого дозиметра (за исключением ЗИП) требованиям НТД;

наличие маркировки на приборе и обозначений на его шкалах;

отсутствие на приборе загрязнений, дефектов и механических повреждений, влияющих на его работу.

При наличии шкалы дозиметра, проградуированной не в единицах поглощенной дозы в воде, а в единицах других величин в НТД на дозиметр должны быть указаны коэффициенты для перевода показаний дозиметра в единицы поглощенной дозы и (или) мощности поглощенной дозы в воде. Если коэффициенты перевода не указаны, то их определяют при проведении поверки.

5.2. Опробование

Опробование дозиметра проводят в соответствии с НТД на поверяемый дозиметр конкретного типа. При поверке дозиметров с ионизационной камерой, снабженных контрольными источниками, первоначально проверяют чувствительность прибора по контрольному источнику и устанавливают значение чувствительности, приведенное в НТД на дозиметр (для дозиметров, в которых такая регулировка предусмотрена).

5.3. Определение основной погрешности

5.3.1. Основную погрешность образцовых дозиметров 1-го разряда определяют методом прямых измерений на рабочем эталоне единицы мощности поглощенной дозы фотонного ионизирующего излучения. Основную погрешность рабочих дозиметров определяют методом прямых измерений на рабочем эталоне единицы мощности поглощенной дозы фотонного ионизирующего излучения или на образцовой установке 1-го разряда, аттестованной по поглощенной дозе фотонного ионизирующего излучения в воде, либо методом непосредственного сличения с образцовым дозиметром 1-го разряда.

5.3.2. Детектор поверяемого дозиметра помещают в водный фантом так, чтобы геометрический центр чувствительного объема детектора находился на приведенном расстоянии 5 г/см^2 (включая толщину стенки фантома) от поверхности фантома, обращенной к источнику излучения. Для защиты негерметичных детекторов от воды следует использовать чехол из оргстекла или другого низкоатомного материала с толщиной стенки не более 1 мм. Зазор между стенками детектора и чехла не должен превышать 0,5 мм. Размеры поля облучения на уровне точки измерения, лежащей на оси пучка, должны быть 10×10 см, для диаметра круглого поля — 10 см. Границами поля облучения считают точки в плоскости, перпендикулярной к направлению распространения излучения, в которых мощность дозы составляет 0,5 мощности дозы в центре поля.

Детекторы дозиметров, чувствительность которых зависит от температуры, выдерживают в фантоме в течение 15—20 мин до установления температурного равновесия.

Основную погрешность определяют при трех значениях измеряемых величин, лежащих в интервалах 0,3—0,4; 0,5—0,6; 0,8—0,9 от значения верхнего предела каждого поддиапазона. Число наблюдений измеряемой величины при каждом ее значении должно быть не менее 6.

Примечание. Для отдельных дозиметров с ионизированными камерами *при поверке, а также при проведении измерений на практике несколько* первых наблюдений могут отличаться на несколько процентов от последующих. Это, по всей вероятности, связано с поверхностными зарядами на изоляторах камеры. В этом случае начальные отсчеты необходимо исключать из серии наблюдений, а наблюдения продолжать до получения 6 установившихся показаний.

За результат измерения M_0 принимают среднее арифметическое значение M результатов наблюдений измеряемой величины (показаний прибора), приведенное к нормальным условиям измерений. Для дозиметров с ионизационными камерами, градуировочный коэффициент которых не выставляется по контрольному радиоактивному источнику, значение M приводят к значению M_0, соответствующему давлению $P_0=101{,}3$ кПа (760 мм рт. ст.) и температуре $T_0=20$°С путем умножения на коэффициент C: $M_0=C\cdot M$

$$C=\frac{273{,}15+T_в}{293{,}15}\cdot\frac{101{,}3}{P}, \qquad (26)$$

где $T_в$ — температура воды в фантоме, °С;

P — давление воздуха (кПа) в помещении, где проводят поверку.

Для дозиметров с ионизационными камерами, чувствительность которых устанавливают по контрольному источнику, поправка учитывает только различие между температурой контрольного источника $T_{ист}$ (°С) и воды $T_в$ (°С):

$$C=\frac{273{,}15+T_в}{273{,}15+T_{ист}}. \qquad (27)$$

5.3.3. Для дозиметров, независимо от единиц, в которых проградуирована шкала прибора, должен быть вычислен градуировочный коэффициент прибора N в единицах поглощенной дозы (или мощности поглощенной дозы) в воде:

$$N=\frac{1}{3}\sum_{i=1}^{i=3}\frac{D_i}{M_i}, \qquad (28)$$

где D_i — значение поглощенной дозы (или мощности поглощенной дозы) в воде в реперной точке водного фантома, установленное для рабочего эталона, образцовой установки или измеренное образцовым прибором в *зависимости от используемых средств поверки*;

M_i — результат измерения в i-й точке поддиапазона прибора;

$N_i=\frac{D_i}{M_i}$ — градуировочный коэффициент прибора в i-й точке поддиапазона.

Градуировочный коэффициент определяют для каждого поддиапазона дозиметра. Изменение градуировочного коэффициента дозиметра во время межповерочного интервала (год) не должно превышать 2%.

5.3.4. За основную погрешность дозиметра принимают максимальное значение доверительной границы погрешности (при доверительной вероятности $P=0{,}95$), определенное для каждого поддиапазона. Доверительную границу погрешности поверяемого дозиметра определяют следующим образом.

Определяют среднее квадратическое отклонение S результата измерения по формуле

$$S=\sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n}(M_i-\overline{M})^2}{n\,(n-1)}}, \qquad (29)$$

где M_i — результат i-го наблюдения;

$\bar{M}$ — среднее арифметическое результатов наблюдений;

n — число наблюдений.

Определяют границы неисключенной систематической погрешности результата измерения поверяемого дозиметра θ

$$\theta = k \sqrt{\sum_{i=1}^{4} \theta_i^2}, \qquad (30)$$

где k — коэффициент, определяемый принятой доверительной вероятностью. Коэффициент k принимают равным 1,1 при доверительной вероятности $P=0{,}95$;

θ_i — граница i-й неисключенной систематической погрешности;

θ_1 — погрешность средства измерения, с помощью которого проводят поверку;

θ_2 — нестабильность поверяемого дозиметра за время межповерочного интервала;

θ_3 — погрешность, обусловленная различием условий измерений при поверке дозиметра и его практическом использовании;

θ_4 — погрешность, обусловленная изменением чувствительности прибора в пределах одного поддиапазона:

$$\theta_4 = \text{макс}\left(\frac{N - N_i}{N} \cdot 100\,\%\right).$$

Для дозиметров типов VA-J-18, 27012, M2300 можно принять $\theta_2=2{,}0\%$. Третья составляющая погрешности определяется главным образом изменением отношения тормозных способностей материала стенки ионизационной камеры и воздуха. Для используемых на практике условий измерения значение θ_3 не превышает 0,6%.

Если выполняется соотношение $\theta/S \geqslant 8$, то случайной погрешностью по сравнению с систематическими можно пренебречь и принять границу погрешности $\Delta=\theta$.

Если выполняется неравенство $\theta/S < 8$, то границу погрешности поверяемого дозиметра определяют по формуле

$$\Delta = K \cdot S_\Sigma, \qquad (31)$$

где K — коэффициент, зависящий от соотношения случайной и неисключенной систематической погрешностей;

S_Σ — оценка суммарного среднего квадратического отклонения результата измерения.

Коэффициент K вычисляют по эмпирической формуле

$$K = \frac{t \cdot S + \theta}{S + \sqrt{\sum_{i=1}^{n} \frac{\theta_i^2}{3}}}, \qquad (32)$$

где t — коэффициент Стьюдента, зависящий от доверительной вероятности P и числа наблюдений n.

Для доверительной вероятности $P=0{,}95$, в зависимости от числа наблюдений $n-1$, коэффициент Стьюдента t имеет значения, указанные в табл. 10.

Таблица 10

$n-1$	3	4	5	6	7	8	9	10
t	3,18	2,78	2,57	2,45	2,36	2,31	2,26	2,23

Оценку суммарного среднего квадратического отклонения результата измерения вычисляют по формуле

$$S_{\Sigma}=\sqrt{\sum_{i=1}^{n}\frac{\theta_i^2}{3}+S^2}. \qquad (33)$$

Основная погрешность образцового дозиметра не должна превышать 2—3%, рабочего 2—5%.

6. Оформление результатов поверки

6.1. Положительные результаты первичной поверки дозиметров оформляют записью в паспорте, удостоверенной подписью поверителя.

6.2. Положительные результаты периодической поверки дозиметров оформляют выдачей свидетельства по форме № 1.

6.3. Дозиметры, не удовлетворяющие требованиям настоящих методических указаний, к применению не допускают. Свидетельство о предыдущей поверке аннулируют и в паспорт заносят запись о непригодности.

Форма № 1

СВИДЕТЕЛЬСТВО О ПОВЕРКЕ

1. Дозиметр _____ типа _____

№ _____

2. Принадлежащий (предприятию) _____

_____

3. Поверен по методу _____

_____

на установке _____

_____

4. Доверительная граница основной погрешности дозиметра при доверительной вероятности $P=0{,}95$ не превышает _____

5. Для получения действительных значений поглощенной дозы (мощности поглощенной дозы) в воде показания дозиметра необходимо умножить на коэффициент $K=$ _____/деление шкалы_____

6. Показание дозиметра с контрольным источником _____

составляет _____ на поддиапазоне _____

7. Срок действия свидетельства до _____

_____ 19___ г.

_____
должность, наименование поверочного органа

Личная подпись — Расшифровка подписи

Поверитель _____ _____

Личная подпись — Расшифровка подписи

ПРИЛОЖЕНИЕ 2
Рекомендуемое

ОЦЕНКА ПОГРЕШНОСТИ КОЭФФИЦИЕНТОВ, ВХОДЯЩИХ В СООТНОШЕНИЯ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ

Гамма-излучение ^{60}Co

Градуировочный коэффициент камеры $N_в$ для гамма-излучения ^{60}Co входит также в формулы, связывающие показания ионизационной камеры с поглощенной дозой тормозного и электронного излучений.

Составляющие погрешности перехода от поглощенной дозы в графите, воспроизводимой первичным эталоном, к дозе в воде с использованием метода толстостенной камеры (формула 7):

погрешность определения усредненного по спектру излучения отношения $(\bar{\mu}_{en,\ m})_{гт}^{в}$ — 0,5%;

погрешность из-за вклада в ионизационный ток вторичных электронов, образовавшихся за пределами ионизационной камеры — 0,15%;

погрешность из-за неопределенности $p_{гт}^{в}$ — 0,1%.

С учетом этих составляющих и погрешности первичного эталона погрешность определения поглощенной дозы в воде составляет 1% для доверительной вероятности $P=0{,}99$.

Градуировочный коэффициент камеры $N_в$ для гамма-излучения ^{60}Co определяют на рабочих эталонах поглощенной дозы в воде, имеющих погрешность 1% (формула 8). Поскольку случайная погрешность дозиметров с ионизационной камерой мала, то погрешность коэффициента $N_в$ достаточно близка к 1%, и, как правило, не превышает 1,2—1,5%.

Тормозное излучение

Поглощенную дозу тормозного излучения определяют по формуле (10). Погрешность отношения тормозных способностей воды и воздуха $(\bar{S}_m)_{вх,\ \Delta,\ т}^{в}$ составляет 1,5%. Очевидно, что погрешность отношения $(\bar{S}_m)_{вх,\ \Delta,\ т}^{в}/(\bar{S}_m)_{вх,\ \Delta,\ \gamma}^{в}$ не будет превышать это значение из-за исключения ряда составляющих погрешности. Погрешность определения коэффициента возмущения составляет, в зависимости от типа камеры, 1—2%. Однако погрешность отношения $p_{вх,\ т}^{в}/p_{вх,\ \gamma}^{в}$ существенно меньше. Она не превышает 1%. Как видно из черт. 3, хотя для разных камер значения коэффициента возмущения могут сильно различаться, но для одного типа камеры относительное изменение этого коэффициента в зависимости от энергии излучения не превышает 0,8—1%. Таким образом, погрешность коэффициента $A_т$ не превышает 2%.

Электронное излучение

Поглощенная доза электронного излучения определяется по формуле (11). Все рассуждения, сделанные выше для тормозного излучения, справедливы и для электронного излучения. Погрешность коэффициентов $A_э$ также не превышает 2%.

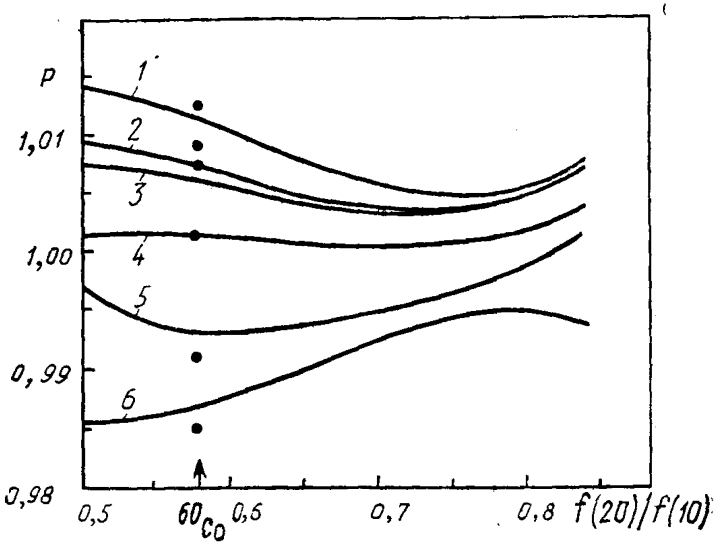
Следует однако отметить, что значения коэффициента $A_э$ зависят от энергии излучения и глубины в фантоме, на которой проводятся измерения. Поэтому погрешность, с которой определяют в каждом конкретном случае эти значения, сказывается на общей погрешности определения поглощенной дозы.

Экспериментальная проверка

Значения коэффициентов $A_т$ и $A_э$ проверены экспериментально с помощью переносного калориметра, разработанного в НПО «ВНИИФТРИ». Калориметрические измерения проводились непосредственно в водном фантоме. Работа проводилась на линейном ускорителе ЛУЭВ-15М1 в ВОНЦ АМН СССР и на микротроне в МНИОИ им. А. П. Герцена. Значения коэффициентов определялись для тормозного и электронного излучений в диапазоне 10—22 МэВ на различных глубинах водного фантома. В результате проведенных измерений уста-

новлено, что различие между полученными экспериментально значениями $A_г$ и $A_э$ и приведенными в таблицах не превышает 2%.

Зависимость коэффициента возмущения от качества тормозного излучения



1 — нейлон; *2* — А-150; *3* — полиэтилен; *4* — полиметилметакрилат; *5* — графит; *6* — С-255

Черт. 3

ПРИЛОЖЕНИЕ 3
Рекомендуемое

МЕТОДИКА КОРРЕКТИРОВКИ ТАБЛИЦ ОТМ ДЛЯ ГАММА-ТЕРАПЕВТИЧЕСКИХ АППАРАТОВ С ИСТОЧНИКОМ ^{60}Co

Методика экспериментальной проверки и, при необходимости, корректировки данных таблицы ОТМ (табл. 7) применительно к конкретному гамма-аппарату состоит в следующем:

измеряют относительное распределение поглощенной дозы $f(A_{кв}, d)$ вдоль оси пучка для поля $S=15\times15$ см при РИП=75 см и глубинах d равных 10 и 15 см;

по формуле

$$\text{ОТМ}(A_{кв}, d)=f(A_{кв}, d)\left[\frac{\text{РИП}+d}{\text{РИП}+d_{макс}}\right]^2\alpha(A_{кв}, d_{макс}) \qquad (34)$$

находят значения ОТМ при d равном 10 и 15 см, принимая коэффициент α для этих глубин и размеров поля равным 0,99 [10].

Если полученные значения, с учетом погрешности измерений, для ОТМ (15, 10) находятся в пределах от 0,728 до 0,758, а для ОТМ (15,15) — в пределах от 0,596 до 0,598,то введение поправок в табл. 7 нецелесообразно.

В противном случае табл. 7 корректируется. Новые значения ОТМ для каждого значения $A_{кв}$, соответствующего глубине d, определяют по формуле

$$\text{ОТМ}\ (A_{кв},\ d)=\text{ОТМ}\ (A_{кв},\ d)+\theta, \qquad (35)$$

где $$\theta=\exp\ [-\mu^0_{эфф}\ (d-d_m)]-\exp\ [-0{,}0657\ (d-d_m)],$$

где μ^0 — усредненный эффективный линейный коэффициент для узкого пучка гамма-излучения ^{60}Со и конкретного терапевтического аппарата; 0,0657 см$^{-1}$ — табличное значение этого коэффициента.

Для вычисления поправки θ определяют $\mu^0_{эфф}$ следующим образом:

измеряют распределение поглощенной дозы вдоль оси пучка для квадратных полей облучения от 4×4 до 20×20 см с шагом 4 см;

находят значение коэффициента $\mu'_{эфф}$ в области глубин 10—20 см с шагом 2 см для каждого из указанных полей облучения по формуле

$$\mu'_{эфф,\ i}=\frac{\ln\ [f\ (S,\ d_i)/f\ (S,\ d_{i+1})]}{d_{i+1}-d_i}, \qquad (36)$$

при $i=1, 2, 3, 4, 5, 6$ и усредняют полученные значения $\mu_{эфф,i}$ по методу наименьших квадратов;

строят кривую зависимости $\mu'_{эфф,\ i}$ от размера поля;

искомое значение коэффициента $\mu^0_{эфф,\ i}$ находят экстраполяцией этой кривой к «нулевому полю». Методика непосредственных измерений коэффициента $\mu^0_{эфф}$ приведена в работе [11].

ПРИЛОЖЕНИЕ 4
Рекомендуемое

МЕТОДИКА ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ НА ОСИ ПУЧКА ИЗЛУЧЕНИЯ С ПОМОЩЬЮ ДОЗНОЙ ФУНКЦИИ ОТВ

Дозная функция ОТВ

Дозная функция ОТВ (отношение ткань-воздух) — отношение мощности экспозиционной дозы $\dot{X}$ (или экспозиционной дозы X), измеренной в свободном воздухе в опорной точке на оси пучка фотонного ионизирующего излучения, к ее значению в той же точке в тканеэквивалентной среде (в водном фантоме).

$$\text{ОТВ}\ (d,S)=\frac{\dot{X}_{вх}\ (S)}{\dot{X}_{в}(d,S)}\ \text{или ОТВ}\ (d,\ S)=\frac{X_{вх}\ (S)}{X_{в}\ (d,\ S)}. \qquad (37)$$

Значения ОТВ зависят от конструкции системы генерирования излучения и формирования пучка излучения. Таблицы ОТВ составлены для радиационных терапевтических аппаратов различных типов на основе измерений, выполненных с высокой точностью. Разброс некоторых значений ОТВ для аппаратов одного типа составляет не более 3—5% [9].

Значения ОТВ для пучка гамма-излучения ^{60}Со, усредненные для основных типов современных дистанционных гамма-терапевтических аппаратов, приведены в табл. 11.

Таблица 11

Глубина d, см	Отношение ткань-воздух (ОТВ) для пучка гамма-излучения ^{60}Co (по данным работы [7]) для прямоугольного поля облучения размером, см												
	4×4	4×6	4×8	4×10	4×15	5×5	6×6	6×8	6×10	6×15	7×7	8×8	8×10
0,5	1,015	1,018	1,020	1,022	1,025	1,018	1,022	1,025	1,027	1,031	1,025	1,029	1,032
1	0,996	1,001	1,005	1,008	1,012	1,003	1,009	1,014	1,018	1,023	1,015	1,021	1,025
2	0,956	0,965	0,970	0,973	0,978	0,967	0,976	0,983	0,988	0,994	0,985	0,992	0,997
3	0,915	0,926	0,932	0,936	0,942	0,928	0,940	0,948	0,954	0,961	0,950	0,959	0,966
4	0,872	0,885	0,893	0,897	0,903	0,888	0,902	0,912	0,918	0,926	0,914	0,924	0,931
5	0,829	0,843	0,852	0,856	0,863	0,847	0,862	0,873	0,880	0,889	0,875	0,887	0,895
6	0,786	0,801	0,810	0,815	0,823	0,805	0,821	0,833	0,840	0,851	0,835	0,847	0,856
7	0,743	0,758	0,767	0,773	0,781	0,762	0,778	0,791	0,799	0,810	0,793	0,807	0,816
8	0,700	0,715	0,725	0,731	0,740	0,719	0,736	0,749	0,757	0,769	0,751	0,765	0,776
9	0,659	0,674	0,684	0,689	0,700	0,677	0,695	0,708	0,716	0,730	0,710	0,724	0,734
10	0,620	0,635	0,644	0,650	0,661	0,638	0,655	0,668	0,677	0,691	0,671	0,685	0,695
11	0,581	0,596	0,606	0,612	0,623	0,600	0,616	0,630	0,639	0,632	0,632	0,647	0,658
12	0,546	0,560	0,570	0,576	0,587	0,563	0,580	0,594	0,603	0,617	0,596	0,611	0,622
13	0,513	0,527	0,537	0,544	0,555	0,538	0,547	0,561	0,570	0,584	0,563	0,578	0,589
14	0,482	0,496	0,505	0,512	0,523	0,499	0,515	0,528	0,538	0,552	0,531	0,545	0,557
15	0,454	0,467	0,476	0,483	0,494	0,470	0,485	0,498	0,507	0,522	0,501	0,515	0,526
16	0,427	0,440	0,449	0,455	0,466	0,443	0,458	0,470	0,479	0,494	0,472	0,485	0,496
17	0,402	0,414	0,423	0,429	0,440	0,417	0,431	0,443	0,452	0,467	0,445	0,458	0,469
18	0,378	0,390	0,398	0,404	0,415	0,393	0,406	0,418	0,426	0,441	0,420	0,433	0,443
19	0,355	0,366	0,375	0,381	0,391	0,369	0,383	0,394	0,403	0,417	0,396	0,409	0,420
20	0,333	0,344	0,353	0,358	0,369	0,347	0,351	0,372	0,380	0,394	0,374	0,386	0,386
21	0,313	0,323	0,332	0,337	0,348	0,326	0,339	0,350	0,358	0,372	0,352	0,364	0,374
22	0,293	0,304	0,312	0,317	0,327	0,306	0,318	0,328	0,336	0,350	0,330	0,342	0,352
23	0,275	0,285	0,292	0,297	0,308	0,287	0,299	0,308	0,316	0,330	0,310	0,321	0,331
24	0,258	0,268	0,275	0,280	0,290	0,270	0,281	0,290	0,298	0,311	0,292	0,303	0,312
25	0,243	0,252	0,259	0,264	0,274	0,254	0,265	0,274	0,281	0,294	0,275	0,286	0,295
26	0,228	0,236	0,243	0,248	0,257	0,238	0,249	0,258	0,264	0,277	0,259	0,270	0,278
27	0,214	0,223	0,229	0,233	0,244	0,224	0,235	0,243	0,249	0,261	0,243	0,254	0,262
28	0,200	0,210	0,215	0,219	0,228	0,210	0,221	0,228	0,234	0,246	0,230	0,239	0,246
29	0,189	0,197	0,202	0,206	0,215	0,198	0,208	0,215	0,221	0,232	0,217	0,225	0,232
30	0,178	0,185	0,190	0,194	0,202	0,186	0,195	0,202	0,208	0,218	0,203	0,212	0,219

Продолжение табл. 11

Глубина d, см	Отношение ткань-воздух (ОТВ) для пучка гамма-излучения ^{60}Co (по данным работы [7]) для прямоугольного поля облучения размером, см												
	8×15	8×20	10×10	10×15	10×20	12×12	15×15	15×20	20×20	20×30	25×25	30×30	35×35
0,5	1,037	1,041	1,035	1,042	1,046	1,041	1,051	1,056	1,063	1,071	1,073	1,080	1,084
1	1,032	1,035	1,031	1,038	1,043	1,038	1,048	1,054	1,062	1,069	1,072	1,079	1,084
2	1,005	1,009	1,004	1,013	1,018	1,014	1,025	1,032	1,040	1,048	1,052	1,059	1,065
3	0,975	0,980	0,974	0,985	0,990	0,985	0,999	1,006	1,016	1,026	1,029	1,038	1,044
4	0,942	0,947	0,940	0,952	0,959	0,953	0,968	0,977	0,987	0,999	1,002	1,014	1,021
5	0,907	0,913	0,905	0,918	0,925	0,919	0,936	0,946	0,957	0,971	0,974	0,988	0,998
6	0,869	0,876	0,867	0,882	0,890	0,883	0,902	0,912	0,925	0,940	0,944	0,959	0,970
7	0,830	0,837	0,827	0,844	0,853	0,845	0,866	0,878	0,893	0,909	0,913	0,929	0,941
8	0,790	0,798	0,787	0,805	0,815	0,806	0,830	0,843	0,859	0,877	0,881	0,899	0,912
9	0,751	0,760	0,747	0,767	0,778	0,768	0,793	0,808	0,825	0,845	0,849	0,869	0,882
10	0,713	0,722	0,709	0,729	0,741	0,730	0,756	0,771	0,790	0,811	0,816	0,837	0,852
11	0,675	0,685	0,672	0,692	0,704	0,692	0,719	0,736	0,755	0,777	0,782	0,803	0,820
12	0,640	0,650	0,636	0,657	0,670	0,658	0,685	0,702	0,722	0,744	0,750	0,772	0,790
13	0,607	0,618	0,603	0,625	0,638	0,626	0,653	0,670	0,690	0,713	0,720	0,743	0,762
14	0,575	0,586	0,571	0,593	0,606	0,594	0,622	0,639	0,660	0,684	0,691	0,715	0,734
15	0,545	0,556	0,540	0,563	0,576	0,563	0,593	0,610	0,633	0,656	0,662	0,687	0,706
16	0,516	0,527	0,510	0,533	0,547	0,533	0,564	0,582	0,605	0,628	0,634	0,660	0,679
17	0,488	0,499	0,483	0,506	0,519	0,506	0,536	0,554	0,577	0,601	0,608	0,633	0,653
18	0,462	0,474	0,457	0,479	0,493	0,479	0,509	0,528	0,551	0,575	0,582	0,607	0,627
19	0,438	0,449	0,433	0,455	0,469	0,455	0,485	0,503	0,526	0,550	0,557	0,583	0,603
20	0,415	0,426	0,410	0,431	0,445	0,431	0,461	0,479	0,502	0,527	0,534	0,560	0,580
21	0,392	0,403	0,387	0,408	0,421	0,407	0,437	0,455	0,479	0,504	0,511	0,537	0,557
22	0,369	0,380	0,364	0,385	0,398	0,384	0,413	0,431	0,456	0,481	0,488	0,515	0,535
23	0,348	0,359	0,342	0,364	0,377	0,364	0,393	0,410	0,433	0,459	0,467	0,493	0,513
24	0,329	0,340	0,324	0,345	0,358	0,345	0,373	0,390	0,412	0,438	0,446	0,471	0,492
25	0,311	0,323	0,307	0,327	0,340	0,326	0,354	0,370	0,392	0,418	0,425	0,450	0,471
26	0,294	0,304	0,290	0,309	0,322	0,308	0,336	0,352	0,373	0,398	0,405	0,431	0,451
27	0,278	0,285	0,273	0,292	0,305	0,292	0,319	0,336	0,356	0,379	0,386	0,412	0,432
28	0,263	0,270	0,257	0,276	0,288	0,276	0,302	0,320	0,339	0,362	0,368	0,393	0,413
29	0,248	0,256	0,242	0,260	0,272	0,260	0,285	0,303	0,322	0,345	0,351	0,375	0,395
30	0,233	0,242	0,228	0,245	0,257	0,244	0,268	0,286	0,305	0,328	0,335	0,358	0,377

Определение максимальной мощности поглощенной дозы (или максимальной поглощенной дозы) с помощью ОТВ

При фиксированном значении поля облучения S

$$\dot{D}_{в,\,макс}=\dot{D}_{в.\,оп}\cdot\frac{ОТВ\,(d_{макс})}{ОТВ\,(d_{оп})}\quad\text{или}\quad D_{в,\,макс}=D_{в,\,оп}\cdot\frac{ОТВ\,(d_{макс})}{ОТВ\,(d_{оп})}. \qquad (38)$$

Пример. На гамма-терапевтическом аппарате РОКУС-М измеренное при его дозиметрической аттестации значение $\dot{D}_{в,\,оп}=1$ Гр/мин. В таблице ОТВ находим при $S=10\times10$ см для глубины $d_{оп}=0{,}5$ см значение ОТВ=1,035, для глубины $d_{оп}=5$ см — значение ОТВ=0,905.

$$\dot{D}_{в,\,макс}=1\cdot1{,}035/0{,}905=1{,}14\ \text{Гр/мин}.$$

Пояснение к использованию ОТВ в дозиметрическом планировании облучения больных

Дозной функцией ОТВ широко пользуются в клинической дозиметрии. Она подобна дозной функции ОТМ, но построена на основе экспозиционной дозы и поэтому применима лишь к измерениям в свободном воздухе фотонного излучения с энергией до 3 МэВ. Поскольку единица экспозиционной дозы рентген является внесистемной, допущенной к применению в СССР в течение ограниченного переходного периода, экспозиционной дозой и производными от нее дозными функциями, в том числе ОТВ, можно пользоваться тоже лишь временно.

РЕКОМЕНДУЕМАЯ ЛИТЕРАТУРА

1. Fletcher G. H., Textbook of Radiotherapy, 3-rd ed., Lea and Febiger, Philadelphia, 1981.
2. Loevinger R.,— Med. Phys., 1981, 8, 1.
3. Ю. И. Брегадзе, Б. М. Исаев, П. Ф. Масляев Измерительная техника, 1984, № 8, с. 59.
4. В. А. Берлянд, Ю. И. Брегадзе Измерительная техника, 1985, № 4, с. 5.
5. В. А. Берлянд, Ю. И. Брегадзе, С. М. Ш. Цуриев Измерительная техника, 1986, № 4, с. 51.
6. И. А. Ермаков, Р. В. Синицын Измерение поглощенной дозы в пучках жесткого гамма-излучения, тормозного излучения и быстрых электронов. Методические рекомендации. Клиническая дозиметрия. Вып. 2, Л., 1973.
7. Bjärngard B., Siddon R. L.,— A note on equivalent circles squares and rectangles — Med. Phys., 1982, v. 9, p. 258.
8. С. М. Ватницкий, И. А. Ермаков, В. П. Пузанов, Р. В. Синицын, А. М. Червяков Дозиметрические характеристики пучка тормозного излучения медицинского линейного ускорителя электронов ЛУЭВ-15М.— Медицинская радиология, № 10, с. 43—49, 1983.
9. С. М. Ватницкий, С. Ранникко, П. Аалто Тканевовоздушные отношения для гамма-терапевтических аппаратов.— Медицинская радиология, № 11, с. 75—80, 1981.
10. Halib E., Battista I. J., — Improved lung dose calculation using tissue-maximum ratios in the Batho correction. Med. Phys., 1984, v. 11, p. 279.
11. Van Dyk I.— Practical dosimetry consideration of 10 MV Photon beam. Med. Phys., 1978, v. 4, p. 133.

СОДЕРЖАНИЕ

Вводная часть 1
1. Общие положения 2
2. Определение поглощенной дозы 3
2.1. Введение 3
2.2. Тонкостенная ионизационная камера 3
2.3. Толстостенная ионизационная камера 4
2.4. Ионизационная камера со стенкой любой толщины . . . 5
2.5. Передача размера единицы мощности поглощенной дозы от государственного первичного эталона рабочему эталону . . . 5
2.6. Определение градуировочного коэффициента ионизационной камеры 6
2.7. Определение мощности поглощенной дозы гамма-излучения ^{60}Co 6
2.8. Определение поглощенной дозы тормозного излучения с энергией 2—50 МэВ 7
2.9. Определение поглощенной дозы электронного излучения с энергией 5—50 МэВ 8
3. Дозиметрическая аттестация радиационного терапевтического аппарата по поглощенной дозе 8
3.1. Средства и условия измерений 8
3.2. Определение мощности поглощенной дозы гамма-излучения ^{60}Co в опорной точке 12
3.3. Определение поглощенной дозы в опорной точке в пучке тормозного излучения с энергией 2—50 МэВ 13
3.4. Определение максимальной поглощенной дозы в пучке электронов с энергией 5—50 МэВ 16
4. Получение исходных дозиметрических данных для планирования облучения больных на радиационных терапевтических аппаратах . 19
4.1. Общие положения 19
4.2. Дозная функция ОТМ 20
4.3. Определение максимального значения поглощенной дозы на оси пучка фотонного излучения 20
5. Порядок внедрения настоящих методических указаний в клиническую практику 24
Приложение 1. Методика поверки дозиметров поглощенной дозы и мощности поглощенной дозы, используемых в лучевой терапии 25
Приложение 2. Оценка погрешности коэффициентов, входящих в соотношения для определения поглощенной дозы 31
Приложение 3. Методика корректировки таблиц ОТМ для гамма-терапевтических аппаратов с источником ^{60}Co . 32
Приложение 4. Методика определения поглощенной дозы на оси пучка излучения с помощью дозной функции ОТВ 33
Рекомендуемая литература 37

ИНФОРМАЦИОННЫЕ ДАННЫЕ

1. РАЗРАБОТАН рабочей группой Комиссии по измерению ионизирующих излучений Секции метрологического обеспечения НТС Госстандарта СССР

РАЗРАБОТЧИКИ:

В. А. Берлянд, канд. техн. наук; **Ю. И. Брегадзе,** д-р техн. наук; **М. Ш. Вайнберг,** канд. биолог. наук; **С. М. Ватницкий,** канд. физ.-мат. наук; **Л. П. Епифанов,** канд. мед. наук; **А. И. Ермаков,** д-р техн. наук; **Б. М. Исаев**, д-р техн. наук; **В. А. Квасов,** канд. техн. наук; **Н. А. Лютова,** канд. биолог. наук; **Р. В. Ставицкий,** д-р биолог. наук

2. ВНЕСЕН Главным научно-техническим управлением метрологии Госстандарта СССР

3. УТВЕРЖДЕН И ВВЕДЕН В ДЕЙСТВИЕ Постановлением Госстандарта СССР от 25.12.1989 г. № 4096.

4. ВВЕДЕН ВПЕРВЫЕ

5. ССЫЛОЧНЫЕ ДОКУМЕНТЫ

Обозначение документа, на который дана ссылка	Номер пункта
ГОСТ 8.070—83	Вводная часть
ГОСТ 8.417—81	Вводная часть
ГОСТ 112—78	Приложение 1
ГОСТ 5072—79	Приложение 1
ГОСТ 15484—81	Вводная часть
РД 50—160—79	Вводная часть
РД 50—454—84	Вводная часть

Редактор *В. М. Лысенкина*
Технический редактор *В. Н. Малькова*
Корректор *Е. И. Морозова*

Сдано в наб. 14.02.90 Подп. к печ. 31.07.90 Формат изд. 60×90¹/₁₆ Бумага типографская № 1
Гарнитура литературная Печать высокая 2,75 усл. п. л. 2,75 усл. кр.-отт. 2,65 уч.-изд. л.
Тираж 3000 экз. Изд. № 459/4 Цена 55 коп.

gost.e-ecolog.ru

Ордена «Знак Почета» Издательство стандартов, 123557, Москва, ГСП, Новопресненский пер., 3
Тип. «Московский печатник». Москва, Лялин пер., 6. Зак. 1626