

ВЛИЯНИЕ ХАРАКТЕРИСТИК МЕДИЦИНСКИХ ЛИНЕЙНЫХ УСКОРИТЕЛЕЙ НА ДОЗОВЫЕ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ С УЧЕТОМ АНАТОМИИ ПАЦИЕНТА И ПАРАМЕТРОВ ОПУХОЛИ.

Часть 2. Отклонения дозиметрических параметров

Е.В. Титович¹, И.Г. Тарутин¹, М.Г. Киселев²

¹ Республиканский научно-практический центр онкологии
и медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова, Минск, Белоруссия

² Белорусский национальный технический университет, Минск, Белоруссия

Предложена методика определения погрешностей в доставляемом пациентам дозовом распределении, возникающих в результате отклонений от опорных значений дозиметрических характеристик радиационных пучков медицинских линейных ускорителей электронов и выявленных при проведении периодического контроля качества, с учетом параметров облучаемых опухолей и органов риска. Показано, что использование методики позволяет проводить оценку целесообразности клинического использования медицинского ускорителя для облучения онкологических пациентов на основании анализа результирующих распределений дозы, с учетом результатов периодического контроля качества его технико-дозиметрических характеристик, и, тем самым, уменьшить погрешности в дозе при проведении лучевой терапии.

Ключевые слова: *лучевая терапия, погрешности дозового распределения, контроль качества, дозиметрические характеристики, линейные ускорители*

Введение

Ранее нами были установлены анатомические и физиологические характеристики репрезентативных пациентов, выявленных в результате анализа процедур лучевой терапии, проведенных в Белоруссии за 2003–2012 гг., созданы фантомы для учета параметров облучаемых структур и разработана оригинальная методика определения погрешностей дозового распределения, возникающих в результате отклонений механических параметров линейных ускорителей электронов (ЛУЭ) [1]. Для осуществления независимой комплексной оценки возможности использования ЛУЭ для облучения онкологических пациентов необходимо проведение анализа влияния как его механических параметров, так и дозиметрических ха-

рактеристик используемых пучков на погрешности доставляемых распределений дозы с учетом анатомии пациентов и локализаций опухолевых очагов.

Целью работы является разработка методики определения погрешностей в распределении дозы, возникающих в результате отклонений дозиметрических характеристик пучков медицинских ЛУЭ и выявленных при проведении периодического контроля качества. Методика должна основываться на результатах анализа планов облучения выявленных репрезентативных пациентов [1] и позволить оценить целесообразность использования облучаемого ЛУЭ. Внедрение в клиническую практику такой методики позволит проводить независимый регулярный контроль качества процедур луче-

вого лечения, приведет к уменьшению погрешностей в распределениях дозы и снизит вероятность превышения предельно допустимого значения погрешности величины поглощенной дозы с помощью использования компьютерной системы планирования облучения (СП) для расчета отклонений в дозе. Для достижения поставленной цели необходимо решить следующие задачи:

- ✓ установить зависимости между отклонениями в дозе при облучении пациентов и дозиметрическими параметрами пучков ЛУЭ;
- ✓ разработать методику комплексной оценки погрешностей дозовых распределений, которые возникают в результате отклонений дозиметрических характеристик пучков от их опорных значений, выявленных при проведении контроля качества (КК) ЛУЭ.

Установление зависимостей погрешности дозы от характеристик пучка ускорителя

Согласно внедренному в клиническую практику всех онкологических учреждений Белоруссии протоколу КК медицинских ЛУЭ [2], к погрешностям дозового распределения могут привести отклонения следующих характеристик радиационных пучков (в скобках приведены величины предельно допустимых отклонений, при превышении которых использование ЛУЭ для проведения лучевой терапии является неприемлемым):

- ✓ зависимость радиационного выхода (РВ) ускорителя от мощности дозы (отклонение от опорного значения РВ не должно превышать 2 % для всех используемых мощностей доз);
- ✓ проникающая способность фотонного излучения (значение должно отличаться от измеренного при проведении приемосдаточных испытаний менее чем на 2 %);
- ✓ симметрия радиационного поля (расхождение между измеренными значениями поглощенных доз в двух любых точках, симметрично расположенных относительно центральной оси пучка излучения, взятых в области равномерного поля облучения, не должно превышать 3 %);
- ✓ равномерность радиационного поля (не должна превышать 1,06);

- ✓ угловая зависимость РВ (отклонение цены мониторинжной единицы (МЕ) от опорной величины не должно превышать 1 %);
- ✓ точность определения коэффициентов радиационного выхода (КРВ) (значение КРВ должно отличаться от измеренного при проведении приемосдаточных испытаний менее чем на 2 %).

Зависимость радиационного выхода от мощности дозы

При генерации фотонного излучения с различными мощностями дозы могут наблюдаться погрешности дозы, отпускаемой ускорителем. Зависимость показаний мониторинжной ионизационной камеры (ИК) от мощности дозы является индивидуальной для каждого ЛУЭ и энергии излучения и может быть установлена только путем проведения серии измерений [3]. Для определения такой зависимости для ЛУЭ Trilogy №3567 было проведено облучение дозой 200 МЕ ИК PTW 31010, подключенной к дозиметру PTW Unidos, в стандартных условиях [4] с использованием мощности дозы в диапазоне от 1 до 6 Гр/мин с шагом 1 Гр/мин (опорная мощность дозы 3 Гр/мин). Установлено, что при изменении мощности дозы от 1 до 6 Гр/мин показания дозиметра в единицах электрического заряда (M_{dr}) изменяются от 1,016 до 0,995 для фотонов 6 МВ и от 1,014 до 0,998 для 18 МВ по отношению к показаниям дозиметра (M_{dref}) для опорной мощности дозы.

Поглощённая доза в стандартных условиях D_{ref} [4], на опорной глубине z_{ref} в воде для качества пучка Q определяется как:

$$D_{ref} = C \times M \times N_{D,w} \times k_Q \times k_{TP} \times k_{pol} \times k_s \times k_h, \quad (1)$$

где C – поправочный множитель из свидетельства о поверке ИК, определённый в лаборатории метрологии и дозиметрии, либо в другой лаборатории, чья аккредитация признана Госстандартом Республики Беларусь; M – показания дозиметра в единицах электрического заряда; $N_{D,w}$ – калибровочный коэффициент в единицах поглощённой дозы в воде для дозиметра при опорном качестве излучения ^{60}Co ; k_Q – поправочный коэффициент на различие в чувствительности ИК при стандартном качестве ^{60}Co , использованном при ее калибровке, и при работе с пучком пользователя с качеством Q ; k_{TP} – поправочный коэффициент, применяемый для коррекции показаний ИК при проведении измерений в условиях, когда значения температуры среды и

Таблица 1

Отклонение значения ME_{field} и коэффициента K_{dr} при различных мощностях дозы для аппарата Trilogy №3567

Мощность дозы, Гр/мин	1	2	3	4	5	6
K_{dr} фотоны 6 МВ	0,984	0,996	1,000	1,002	1,004	1,005
K_{dr} фотоны 18 МВ	0,986	0,998	1,000	1,002	1,002	1,002
Погрешность в определении ME_{field} фотоны 6 МВ, %	1,6	0,39	0	-0,22	-0,37	-0,48
Погрешность в определении ME_{field} фотоны 18 МВ, %	1,4	0,22	0	-0,19	-0,21	-0,24

давления воздуха отличаются от таковых при калибровочных условиях; k_{pol} – поправка на влияние изменения полярности напряжения, приложенного к ИК; k_s – поправка, учитывающая отсутствие полного сбора заряда из-за рекомбинации ионов; k_h – поправка на влияние влажности воздуха на показания ИК.

Количество МЕ, необходимое для доставки известного значения поглощенной дозы на глубину максимума ионизации, определяется по формуле:

$$ME_{field} = D / (K \times OTM(d, r_{kv}) \times KPB(r_{kv}) \times K_{РИО} \times BOO_d(r)), \quad (2)$$

где ME_{field} – количество МЕ; D – поглощенная доза (сГр) на глубине d (для стандартных условий $D=D_{ref}$ и $d=z_{ref}$) в воде для качества излучения Q ; $K=1$ сГр/МЕ; $OTM(d, r_{kv})$ – отношение “ткань–максимум”, определяется как отношение дозы в заданной точке фантома для поля со стороны эквивалентного квадратного поля r_{kv} на глубине d к дозе в той же точке на глубине дозного максимума; $KPB(r_{kv})$ – коэффициент радиационного выхода, равный отношению мощности дозы на опорной глубине для поля со стороны эквивалентного квадратного поля r_{kv} к мощности дозы в той же точке для поля 10×10 см; $K_{РИО}$ – коэффициент, учитывающий изменение плотности потока фотонов с изменением расстояния источник – ось вращения (РИО), вычисляется по формуле:

$$K_{РИО} = (РИТК / РИО)^2, \quad (3)$$

где $РИТК$ – расстояние “источник–точка калибровки”; $BOO_d(r)$ – отношение дозы в точке вне оси на глубине d и расстоянии от оси r к дозе на глубине d на оси пучка. Значения $BOO_d(r)$ получены из измеренных профильных распределений дозы для поля 40×40 см.

Для определения количества МЕ, необходимого для доставки запланированного значе-

ния поглощенной дозы при известных параметрах поля облучения в случаях облучения с мощностью дозы, отличной от опорной, путем преобразования формул (1) и (2) для различных значений мощности дозы получено выражение (4). Далее, на основании проведенных измерений определен коэффициент K_{dr} , учитывающий влияние изменения РВ на значение ME_{field} при изменении мощности дозы.

$$K_{dr} = ME_{field} / ME_{dr} = M_{dref} / M_{dr}, \quad (4)$$

где ME_{field} – количество МЕ, необходимое для доставки запланированной дозы при известных параметрах поля облучения и опорной мощности дозы; ME_{dr} – то же при мощности дозы, отличной от опорной; M_{dref} – показания дозиметра при облучении дозой 200 МЕ с опорной мощностью дозы; M_{dr} – то же при мощности дозы, отличной от опорной.

Для случаев, когда лучевая терапия осуществляется только с одной (опорной) мощностью дозы, при которой проводится калибровка РВ, $K_{dr}=1$, и отклонение в дозе при облучении пациентов исключено. Результаты исследований представлены в табл. 1. Графическое представление зависимости величины ошибки в дозе от мощности дозы для аппарата Trilogy №3567 показано на рис. 1.

Таким образом, зависимость значения ME_{field} от мощности дозы имеет сложную форму и отличается для двух энергий фотонов. Основным вклад в него вносит изменение показаний дозиметра при облучении дозой 200 МЕ с мощностью дозы, отличной от опорной. Максимальное отклонение дозы для Trilogy №3567 составило 1,6 % для фотонов 6 МВ и 1,4 % для 18 МВ при мощности дозы 1 Гр/мин. Определение K_{dr} производится для каждого из полей облучения на основании результатов периодического КК.

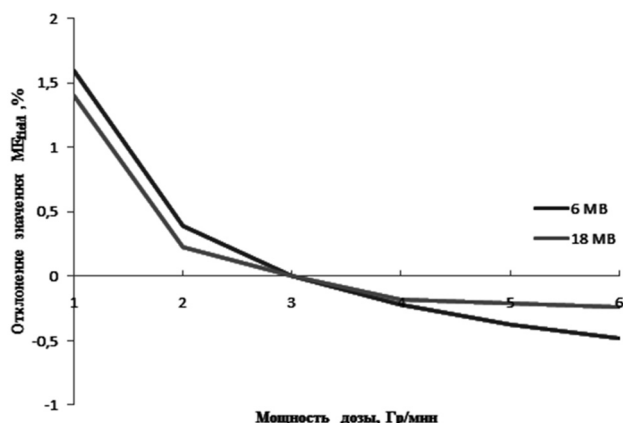


Рис. 1. Отклонение дозы при облучении пациента в зависимости от мощности дозы для аппарата Trilogy №3567

Точность определения проникающей способности фотонного излучения

Определение проникающей способности радиационного пучка ($TPR_{20,10}$) производится в соответствии с методикой, изложенной в [5]. Погрешности установления $TPR_{20,10}$ приведут к отклонениям значений k_Q , и, следовательно, D_{ref} (1) и ME_{field} (2). Для получения зависимости дозы от ошибки в $TPR_{20,10}$ с использованием измеренных глубинных доз аппарата Trilogy №3567 для поля 10×10 см, были определены опорные значения $TPR_{20,10}$ для фотонов 6 и 18 МВ. На основании этих значений $TPR_{20,10}$, с использованием для ИК РТВ 31010 рассчитанных значений k_Q , путем интерполяции получены значения этого коэффициента для случаев, при которых ошибка в определении проникающей способности $k_{Q_{tpreft}}$ составила $\pm 4\%$ от опорного значения $TPR_{20,10}$ с шагом 0,1 %. С использованием коэффициентов $k_{Q_{tpreft}}$ по (1) рассчитаны D_{ref} при погрешностях определения $TPR_{20,10}$, что позволило провести вычисление количества МЕ, необходимого для доставки запланированной дозы при погрешностях определения проникающей способности фотонного излучения (ME_{tpreft}) с использованием (2). Для установления отклонений в ME_{field} путем преобразования (1) и (2) для различных значений $TPR_{20,10}$ получено выражение (5), из которого, на основании проведенных измерений, определен коэффициент K_{tpreft} , учитывающий влияние на значение ME_{field} изменения РВ при наличии погрешностей в определении проникающей способности пучка в определении $TPR_{20,10}$.

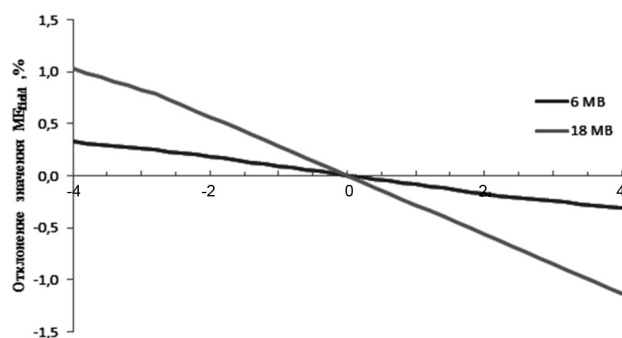


Рис. 2. Отклонение дозы при облучении пациента в зависимости от величины погрешности определения проникающей способности радиационного пучка

$$K_{tpreft} = ME_{field} / ME_{tpreft} = k_Q / k_{Q_{tpreft}} \quad (5),$$

где ME_{field} – количество МЕ, необходимое для доставки запланированной дозы при известных параметрах поля облучения; ME_{tpreft} – то же, при ошибках в определении $TPR_{20,10}$; k_Q – поправочный коэффициент на различие в чувствительности ИК при стандартном качестве пучка ^{60}Co , и при работе с пучком пользователя с качеством Q в случае отсутствия ошибки в определении $TPR_{20,10}$; $k_{Q_{tpreft}}$ – поправка на различие в чувствительности ИК при качестве пучка ^{60}Co , и при работе с пучком пользователя при наличии ошибки в определении $TPR_{20,10}$.

Выявлено, что значение коэффициента K_{tpreft} для ЛУЭ Trilogy №3567 при ошибках в определении проникающей способности в диапазоне $\pm 4\%$ от опорного значения изменяется от 1,00313 до 0,99674 для фотонов 6 МВ и от 1,01142 до 0,98985 для 18 МВ. Результаты исследований представлены на рис. 2.

Таким образом, установлено, что отклонение значения ME_{field} имеет практически линейную зависимость от величины ошибки в определении проникающей способности излучения, и отличается для двух энергий генерации фотонов. Основной вклад в него вносит $k_{Q_{tpreft}}$. Максимальное значение ошибки для Trilogy №3567 составило 0,33 % для энергии 6 МВ и 1,13 % для 18 МэВ. Определение K_{dr} производится для каждой энергии излучения на основании КК обследуемого ЛУЭ.

Симметрия и равномерность радиационного поля

Симметрия радиационного пучка (*Sym*) определяется расхождением между измерен-

ными значениями поглощенных доз в двух любых точках, симметрично расположенных относительно центральной оси пучка, взятых в области равномерного поля облучения, которые не должны превышать предельно допустимую величину 3 %. Согласно протоколу [4] она определяется по (6):

$$Sym=(D_{(x)}/D_{(-x)})_{MAX}\times 100\%, \quad (6)$$

где $D_{(x)}$ и $D_{(-x)}$ – значения дозы в точках, симметричных относительно оси пучка.

Равномерность пучка (Fl) определяется расхождением между максимальным и минимальным измеренными значениями доз в двух любых точках, расположенных в области равномерного поля [6], которые не должны превышать допустимую величину (1,06). Согласно протоколу [4] она определяется по (7):

$$Fl=D_{MAX}/D_{MIN}, \quad (7)$$

где D_{MAX} – максимальное значение дозы; D_{MIN} – минимальное значение дозы.

Для определения зависимости отклонений в распределениях дозы от величин симметрии и равномерности пучка ЛУЭ применен метод оценки плоскостных дозовых распределений, полученных путем моделирования условий облучения репрезентативных пациентов [1] после их коррекции, проведенной на основании анализа результатов дозиметрии в верификационном фантоме [7] для открытых полей 27×27 см при тех же условиях облучения. Для измерений был использован матричный анализатор поля Seven29 фирмы PTW Freiburg.

Суть метода заключается в следующем. Для каждого созданного фантома из СП Eclipse в опорные планы облучения вносятся следующие изменения: для формирования апертуры МЛК не используют, а диафрагмы создают квадратное поле 27×27 см. Для полученных (коррекционных) планов облучения с остальными характеристиками ЛУЭ, не имеющими отклонений от условий облучения репрезентативных пациентов, проводится пересчет распределения дозы в объеме верификационного фантома [7]. Для каждого из коррекционных планов проводится экспорт плоскостного распределения дозы в фантоме в плоскости изцентра в файл медицинского назначения *.dcm. Проводится облучение фантома в соответствии с рассчитанными коррекционными планами. В программном обеспечении Verisoft рассчитанное и измеренное дозовые распреде-

ления для каждого коррекционного плана нормируют на одну величину дозы (использовалось значение дозы в точке пересечения осей) и проводится экспорт таблицы дозовых отклонений для каждой из точек оценки в формате .xls. Эти таблицы преобразуются для представления отклонений в значениях дозы в воде отношения измеренного значения к запланированному. Полученные для каждого фантома коррекционные таблицы используются при комплексной оценке влияния характеристик ЛУЭ на распределение дозы с учетом анатомии пациента и параметров опухолевого очага.

Точность определения коэффициентов радиационного выхода

В медицинских учреждениях Белоруссии определение коэффициентов КРВ проводится в соответствии с [4]. (Например, табл. 2 и 3). Погрешности в значениях КРВ приведут к отклонениям в дозе при облучении пациента в соответствии с (2). Для получения зависимости отклонений в дозовых распределениях дозы от точности КРВ определено количество МЕ, необходимое для доставки запланированной дозы при известных параметрах поля облучения с погрешностями определения КРВ (ME_{scperg}). Значения ME_{scperg} получены для случаев с внедренной погрешностью КРВ(r_{err}) в диапазоне $\pm 5\%$ от опорного значения с шагом 1 %.

Коэффициент K_{scperg} , учитывающий влияние изменения РВ при погрешностях определения КРВ на отклонения в ME_{field} , определяется из выражения:

$$K_{scperg}=ME_{field}/ME_{scperg}=KPB(r_{kb})_{err}/KPB(r_{kb}), \quad (8)$$

где ME_{field} – количество МЕ, необходимое для доставки запланированной дозы при известных параметрах поля облучения; ME_{scperg} – то же, при погрешностях определения КРВ; $KPB(r_{kb})_{err}$ – значение КРВ для поля со стороной эквивалентного квадрата r_{kb} для случаев погрешности определения КРВ; $KPB(r_{kb})$ – истинное значение КРВ для поля r_{kb} .

Выявлено, что значения $KPB(r_{kb})_{err}$ в диапазоне $\pm 5\%$ от истинного значения КРВ приводят к изменению K_{scperg} от 0,95 до 1,05 для фотонов 6 и 18 МВ.

Результаты исследований представлены на рис. 3. Как видно, отклонение в ME_{field} имеет выраженную линейную зависимость от погрешности определения КРВ. Значение откло-

Таблица 2

Значения коэффициентов радиационного выхода для пучка фотонного излучения 6 МВ аппарата Trilogy №3567 (открытое поле)

Размер радиационного поля (В) по оси Y, см	Размер радиационного поля (А) по оси X, см											
	3	4	6	8	10	12	15	20	25	30	35	40
3	0,842	0,856	0,873	0,882	0,888	0,891	0,896	0,899	0,902	0,903	0,904	0,904
4	0,859	0,876	0,898	0,908	0,916	0,919	0,926	0,931	0,933	0,935	0,936	0,937
6	0,879	0,901	0,929	0,947	0,955	0,962	0,970	0,977	0,980	0,982	0,984	0,986
8	0,891	0,916	0,950	0,970	0,981	0,991	1,001	1,010	1,015	1,019	1,021	1,023
10	0,899	0,925	0,962	0,985	1,000	1,010	1,022	1,032	1,039	1,044	1,047	1,049
12	0,903	0,931	0,971	0,997	1,012	1,024	1,036	1,049	1,057	1,062	1,064	1,067
15	0,907	0,938	0,978	1,006	1,024	1,038	1,052	1,067	1,077	1,082	1,086	1,089
20	0,913	0,945	0,988	1,018	1,037	1,051	1,068	1,086	1,098	1,103	1,109	1,112
25	0,916	0,949	0,994	1,024	1,046	1,061	1,079	1,098	1,111	1,120	1,123	1,127
30	0,917	0,950	0,998	1,028	1,050	1,068	1,086	1,107	1,120	1,128	1,135	1,140
35	0,918	0,952	1,000	1,032	1,054	1,072	1,093	1,114	1,127	1,137	1,144	1,147
40	0,920	0,953	1,001	1,033	1,056	1,074	1,095	1,118	1,131	1,142	1,147	1,151

Таблица 3

Значения коэффициентов радиационного выхода для пучка фотонного излучения 18 МВ аппарата Trilogy №3567 (открытое поле)

Размер радиационного поля (В) по оси Y, см	Размер радиационного поля (А) по оси X, см											
	3	4	6	8	10	12	15	20	25	30	35	40
3	0,848	0,867	0,884	0,891	0,895	0,897	0,900	0,902	0,903	0,904	0,905	0,905
4	0,870	0,892	0,913	0,922	0,927	0,930	0,933	0,936	0,938	0,939	0,940	0,940
6	0,890	0,917	0,943	0,956	0,963	0,967	0,971	0,975	0,978	0,979	0,981	0,981
8	0,901	0,931	0,961	0,976	0,985	0,990	0,996	1,001	1,004	1,006	1,007	1,009
10	0,909	0,940	0,973	0,990	1,000	1,006	1,013	1,019	1,023	1,026	1,027	1,029
12	0,914	0,946	0,981	1,000	1,011	1,018	1,026	1,032	1,037	1,040	1,042	1,044
15	0,919	0,953	0,989	1,009	1,021	1,029	1,038	1,046	1,051	1,055	1,058	1,060
20	0,924	0,959	0,997	1,019	1,032	1,041	1,051	1,061	1,067	1,073	1,076	1,078
25	0,928	0,963	1,002	1,024	1,039	1,048	1,060	1,071	1,079	1,085	1,089	1,091
30	0,931	0,967	1,007	1,031	1,045	1,055	1,067	1,079	1,088	1,094	1,098	1,101
35	0,935	0,971	1,012	1,036	1,051	1,061	1,073	1,086	1,095	1,102	1,106	1,110
40	0,938	0,974	1,015	1,040	1,055	1,066	1,078	1,092	1,102	1,109	1,114	1,119

нения в дозе у аппарата Trilogy №3567 менялось от -4,76 % до 5,26 % для фотонов 6 и 18 МВ при $KPB(r_{кв})_{срт}$ в диапазоне ± 5 % от опорного значения КРВ. Определение $K_{срert}$ про-

изводится для каждого поля индивидуально на основании результатов КК ЛУЭ путем интерполяции результатов измерений с использованием данных из таблиц КРВ для обследуемого аппарата и размера поля облучения.

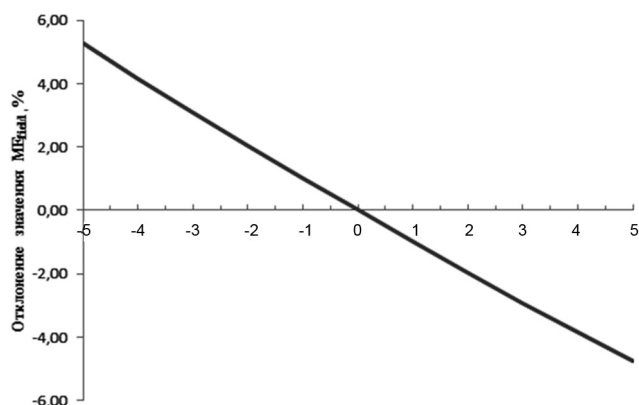


Рис. 3. Отклонение дозы в зависимости от величины погрешности определения коэффициента радиационного выхода для известного размера поля облучения

Угловая зависимость радиационного выхода линейного ускорителя при вращении штатива

При генерации излучения при различных углах наклона штатива могут наблюдаться отклонения в дозе из-за его конструктивных особенностей, что приводит к возникновению погрешностей при определении ME_{field} из-за изменения величины D (2). Зависимость показаний интегрированной контрольной ИК ускорителя от угла поворота штатива является индивидуальной для каждого ЛУЭ и энергии облучения, и может быть установлена только путем проведения измерений. С целью установления этой зависимости для ЛУ Trilogy №3567 проведено облучение дозой 200 МЕ камеры PTW 31010 с воздухоэквивалентной насадкой, подключенной к дозиметру PTW-Unidos, центр измерительной полости которой расположен в изоцентре штатива в воздухе, при полном обороте штатива $0-360^\circ$ с шагом 45° .

Выявлено, что при изменении положения штатива от 0° до 360° показания дозиметра M_{grotme} изменяются от 0,9969 до 1,001 для фотонов 6 МВ и от 0,9911 до 1 для 18 МВ по отношению к показаниям дозиметра $M_{grotmeref}$ для угла штатива, при котором проводится калибровка РВ.

Коэффициент K_{grotme} , учитывающий влияние погрешности дозы, возникшей при повороте штатива, определен из выражения:

$$K_{grotme} = ME_{field} / ME_{grotme} = M_{grotmeref} / M_{grotme}, \quad (9)$$

где ME_{field} – количество МЕ, необходимое для доставки запланированной дозы при известных параметрах поля облучения; ME_{grotme} – то же, в

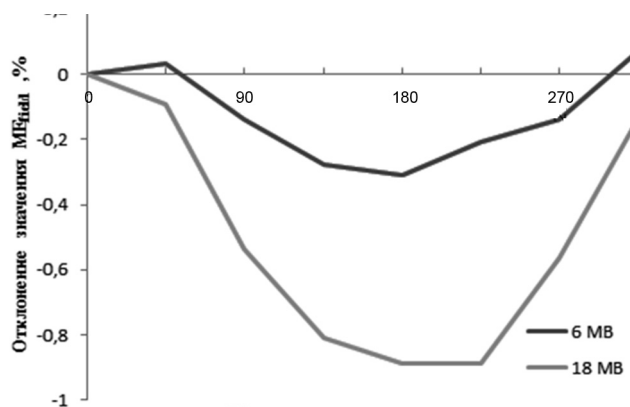


Рис. 4. Отклонение дозы, возникающее при изменении радиационного выхода ускорителя при вращении штатива, от угла наклона

случае изменения РВ при повороте штатива; $M_{grotmeref}$ – показания дозиметра при облучении дозой 200 МЕ для угла поворота 0° ; M_{grotme} – то же, для угла поворота, отличного от 0° .

Результаты исследований представлены на рис. 4. Как видно, изменение ME_{field} имеет сложную форму зависимости от угла поворота штатива и отличается для двух энергий фотонов. Максимальное значение для ЛУЭ Trilogy №3567 составило $-0,81\%$ для фотонов 18 МВ при наклоне 225° и $-0,31\%$ для фотонов 6 МВ при наклоне 180° . Определение K_{grotme} производится для каждого поля облучения на основании результатов КК ЛУЭ путем интерполяции результатов измерений с использованием угла наклона штатива для данного поля.

Методика комплексной оценки ошибок в дозовых распределениях

Для конфигурации алгоритма расчета дозовых распределений Anisotropic Analytical Algorithm 8.9 в СП Eclipse, с использованием анализатора дозового поля PTW MP3 и двухканального дозиметра PTW-TANDEM, проведены измерения характеристик пучков фотонов 6 и 18 МВ для ЛУЭ Trilogy №3567.

Для комплексной оценки влияния вышеперечисленных дозиметрических параметров на величину погрешности распределения дозы, возникающей вследствие выявленных по результатам проведения КК отклонений дозиметрических характеристик, авторами разработана методика, включающая в себя следующие этапы:

1. С использованием СП создаются фантомы (модели пациентов) с анатомическими и физиоло-

Таблица 4

Преобразование опорного плана облучения с использованием результатов периодического контроля качества

Источник возникновения погрешностей дозового распределения, доставляемом пациенту	Применяемое преобразование опорного плана облучения
Погрешность дозы при облучении пациента, вызванная зависимостью радиационного выхода ЛУ от мощности дозы	Коррекция итоговой дозы поля облучения в соответствии с результатами расчета величины погрешности (коэффициент коррекции определяется из формулы 4)
Погрешность дозы при облучении пациента, вызванная погрешностью определения значения проникающей способности радиационного пучка	Коррекция итоговой дозы поля облучения в соответствии с результатами расчета величины погрешности для данной энергии облучения (коэффициент коррекции определяется из формулы 5)
Погрешность дозы при облучении пациента, вызванная отклонениями в симметрии и равномерности полей облучения	Использование соответствующей коррекционной таблицы, полученной на основании дозиметрических измерений
Погрешность дозы при облучении пациента, вызванная погрешностью определения коэффициентов радиационного выхода линейного ускорителя	Коррекция итоговой дозы поля облучения в соответствии с результатами расчета величины погрешности (коэффициент коррекции определяется из формулы 8)
Погрешность дозы при облучении пациента, вызванная зависимостью радиационного выхода ЛУ от угла наклона штатива	Коррекция итоговой дозы поля облучения в соответствии с результатами расчета величины погрешности (коэффициент коррекции определяется из формулы 9)

- гическими параметрами выявленных репрезентативных пациентов в соответствии с [1].
- Для каждого созданного фантома из СП проводится экспорт плоскостного дозового распределения в файл медицинского назначения *.dcm, актуального для плана облучения с характеристиками ускорителя и пучков, не имеющих отклонений от опорных значений, в плоскости изоцентра плана облучения. Полученное дозовое изображение в дальнейшем используется в качестве опорного распределения дозы. Авторами проведен экспорт дозовых матриц во фронтальной плоскости размерами 27×27 см. и общим количеством точек оценки 729 для возможности проведения проверочных измерений дозы с использованием детектора PTW 2DARRAY 729.
 - Для каждого созданного фантома с использованием инструментария СП производится преобразование опорных планов облучения на основании результатов КК параметров пучка обследуемого ЛУЭ и измерений дозы для коррекции отклонений в его симметрии и равномерности. В табл. 4 представлены виды преобразования плана в зависимости от выявленных отклонений дозиметрических характеристик пучка от их опорных значений.
 - Для каждого созданного фантома из СП проводится экспорт в файл медицинского назначения *.dcm плоскостного дозового рас-

- пределения плана облучения, преобразованного из опорного плана с применением результатов КК параметров пучка и дозиметрии в плоскости изоцентра.
- Осуществляется анализ преобразованного и опорного дозовых распределений для каждого плана облучения фантомов с использованием специализированного программного обеспечения (Verisoft компании PTW или аналогичного). Проверяется соответствие значений доз для каждой точки оценки. В качестве критерия соответствия используется разница в абсолютной дозе между преобразованным и опорным распределением дозы (процент точек оценки, в которых разница в абсолютной дозе превышает предельно допустимое значение, должен быть не более установленной величины приемлемости использования ЛУЭ для облучения пациентов).

Использование разработанной методики позволяет оценить погрешности дозовых распределений, возникающие в результате отклонений параметров пучков ЛУЭ и выявленные при проведении периодического КК. Внедрение ее в клиническую практику радиотерапевтического отделения совместно с методикой, предложенной в [1], делает возможным проведение независимого КК процедур лучевой терапии. Проведенная на основании анализа дозовых распределений оценка возможности клинического использования об-

следованного ускорителя позволяет учесть параметры облучаемых пациентов и мишеней при анализе результатов процедур КК. Она корректна и достаточна для любого медицинского ЛУЭ.

Заключение

1. С использованием разработанных методик проведения экспериментальных исследований параметров радиационного пучка установлены зависимости между погрешностями доставляемых пациентам дозовых распределений и дозиметрическими характеристиками ЛУЭ. Выявлено, что наибольшее влияние на величину отклонения в дозе при облучении пациента оказывают погрешностями определения КРВ. Отклонение в дозе достигает 5,26 % для значений КРВ в диапазоне ± 5 % от опорного значения.
2. На основании установленных зависимостей с использованием моделей репрезентативных пациентов разработана методика комплексной оценки погрешностей дозовых распределений, возникающих в результате отклонений характеристик радиационных пучков и выявленных при проведении периодического КК. Методика позволяет учесть параметры анатомии облучаемых пациентов и мишеней при оценке результатов процедур КК. Она корректна и достаточна для любого медицинского ЛУЭ.
3. Для проведения комплексной оценки целесообразности клинического использования ЛУЭ для облучения пациентов требуется разработка системы независимого контроля функционирования ускорителей при реализации динамических методов лучевой терапии, основанной на анализе дозовых распределений репрезентативных пациентов, которая позволит

уменьшить погрешности в доставляемых дозах и снизить вероятность превышения предельно допустимого значения погрешности величины доставляемой поглощенной дозы.

Список литературы

1. Титович Е.В., Тарутин И.Г., Киселев М.Г. Влияние характеристик медицинских линейных ускорителей на дозовые распределения с учетом анатомии пациента и параметров опухоли. Часть 1. Отклонения механических параметров // Мед. физика. 2015. № 4(68). С. 32–41.
2. Тарутин И.Г., Страх А.Г., Гацкевич Г.В. Контроль качества медицинских ускорителей электронов // В сб. "Контроль качества в лучевой терапии и лучевой диагностике". Под ред. Гацкевича Г.В., Тарутина И.Г. – Минск: Полипринт. 2009. С. 31–66.
3. Khan F.M. The Physics of Radiation Therapy. – Williams & Wilkins. 2010. 531 pp.
4. Титович, Е.В., Тарутин, И.Г., Гацкевич Г.В. Методы дозиметрического сопровождения высокотехнологичной лучевой терапии. – Минск: МЗ РБ. 2015. 59 с.
5. International Atomic Energy Agency. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An international Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed dose to Water. IAEA. Vienna. 2000.
6. International Electrotechnical Commission. Medical Electrical Equipment. Part 1: Medical Electron Accelerators. Functional characteristics. Publ. IEC-60976-99 – Geneva:IEC. 1999.
7. Титович Е.В., Тарутин И.Г., Гмырак А.И. Верификация планов облучения по методике Rapid Arc // Мед. физика. 2013. №4(60). С. 12–18.

INFLUENCE OF MEDICAL LINACS CHARACTERISTICS ON DOSE DISTRIBUTIONS WITH ACCOUNT OF THE PATIENTS ANATOMY AND TUMORS PARAMETERS.

Part 2. Dosimetric Parameters Deviations

Y.V. Tsitovich¹, I.G. Tarutin¹, M.G. Kiselev²

¹ N.N. Alexandrov National Cancer Centre of Belarus, Minsk, Belarus

² Belarusian National Technical University, Minsk, Belarus

The technique for determining of errors in delivered to the cancer patients dose distributions that are produced by medical linacs dosimetric parameters deviations that were detected during their periodic quality control is described. It is shown, that the use of the developed technique allows to estimate the capability of a linacs clinical use for radiation treatments on the basis of analyzing the resulting dose distributions, based on the results of periodic QC of its technical and dosimetric characteristics and, thus, reduce uncertainties of the dose during radiotherapy.

Key words: radiation therapy, dose distribution uncertainties, representative patient, quality control, linear accelerator, dosimetric characteristics

E-mail: e.v.titovich@gmail.com