

УДК [621.384.64:539.1.089.6]: 615.849.1

Методика определения ошибки в опорном значении дозы при калибровке радиационного выхода линейного ускорителя. Часть 2. Зависимость от характеристик коллиматора, указателя расстояния источник-поверхность, радиационного поля, лазерных центраторов, терапевтического стола

Титович Е.В.¹, Тарутин И.Г.¹, Киселев М.Г.²

¹РНПЦ онкологии и медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова,
223040, агрогородок Лесной, Минский район, Беларусь

²Белорусский национальный технический университет,
пр. Независимости, 65, 220013, г. Минск, Беларусь

Received 24.12.2015

Accepted for publication 10.03.2016

Для обеспечения радиационной безопасности пациентов, получающих лучевую терапию, требуется обеспечить постоянство характеристик медицинских линейных ускорителей электронов, которые влияют на точность подведения дозы. С этой целью осуществляются процедуры их контроля качества, в число которых входит калибровка радиационного выхода линейного ускорителя, ошибка в установлении опорного значения дозы которого не должна превышать 2 %. Целью работы являлась разработка методики определения ошибки (отклонение измеренного значения величины от ее действительного значения) при установлении этой величины в зависимости от характеристик коллиматора, указателя расстояния источник-поверхность, лазерных центраторов, радиационного поля и терапевтического стола. Для решения поставленных задач проведены измерения дозовых распределений линейного ускорителя «Трилоджи» № 3567, на основании которых получены зависимости отклонения в опорном значении дозы от характеристик этих устройств. Установлено, что наибольшее влияние на величину отклонения в дозе оказывает ошибка в показаниях оптического указателя расстояния источник-поверхность и в положении лазерных центраторов по вертикальной оси (до 3,64 % для энергии 6 МэВ). Отклонения, обусловленные неточностями в установке размеров опорного поля, отличались для двух энергий фотонов и достигали 2,54 % для 6 МэВ и 1,33 % для 18 МэВ. Ошибки, обусловленные остальными характеристиками, не превышали 1 %. Таким образом, имеется возможность выразить результаты периодического контроля качества перечисленных устройств ускорителя в единицах дозы и использовать их при проведении комплексной оценки возможности его клинического использования для облучения онкологических пациентов.

Ключевые слова: калибровка радиационного выхода линейного ускорителя, коллиматор, лазерные центраторы, радиационное поле, терапевтический стол.

DOI: 10.21122/2220-9506-2016-7-1-85-94

Адрес для переписки:

Титович Е.В.

РНПЦ онкологии и медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова,
223040, агрогородок Лесной, Минский район, Беларусь
e-mail: e.v.titovich@gmail.com

Address for correspondence:

Tsitovich Y.V.

N.N. Alexandrov National Cancer Centre of Belarus,
223040, Lesnoy, Minsk District, Belarus
e-mail: e.v.titovich@gmail.com

Для цитирования:

Титович Е.В., Тарутин И.Г., Киселев М.Г.

Методика определения ошибки в опорном значении дозы при калибровке радиационного выхода линейного ускорителя. Часть 2. Зависимость от характеристик коллиматора, указателя расстояния источник-поверхность, радиационного поля, лазерных центраторов, терапевтического стола.

Приборы и методы измерений.

2016. – Т. 7, № 1. – С. 85–94.

DOI: 10.21122/2220-9506-2016-7-1-85-94

For citation:

Tsitovich Y.V., Tarutin I.G., Kiselev M.G.

[Technique of estimation of error in the reference value of the dose during the linear accelerator radiation output calibration procedure. Part 2. Dependence on the characteristics of collimator, optical source-distance indicator, treatment field, lasers and treatment couch].

Pribory i metody izmerenij [Devices and Methods of Measurements]. 2016, vol. 7, no. 1, pp. 85–94 (in Russian).

DOI: 10.21122/2220-9506-2016-7-1-85-94

Введение

Для обеспечения радиационной безопасности пациентов, получающих лучевую терапию, требуется обеспечить постоянство характеристик медицинских линейных ускорителей электронов, которые влияют на точность подведения дозы.

В работе [1] предложена методика определения ошибки в полученном при калибровке радиационного выхода (РВ) медицинских линейных ускорителей (ЛУ) опорном значении дозы в зависимости от параметров штатива. С целью осуществления комплексной оценки возможности клинического использования ЛУ для облучения пациентов на основании значения интегральной ошибки калибровки радиационного выхода ЛУ и результатов измерения значения дозы в точке калибровки (опорной точке измерительного детектора) необходимо провести анализ влияния технико-дозиметрических характеристик ЛУ на полученное значение РВ ускорителя [2–5].

Цель работы – разработка методики определения ошибки в полученном при калибровке радиационного выхода медицинских линейных ускорителей опорном значении дозы в зависимости от характеристик коллиматора, указателя расстояния источник-поверхность (РИП), лазерных центраторов, радиационного поля и терапевтического стола. В работах [6–9] показано, что эти устройства существенно влияют на ошибки при калибровке радиационного выхода ЛУ. При этом результаты периодического контроля качества (КК) этих устройств ЛУ, проводимого в соответствии с [10], должны быть выражены в единицах поглощенной дозы. Это позволит использовать единые дозовые критерии для оценки результатов КК любого медицинского ЛУ и исключить возможность превышения предельно допустимого отклонения дозы, доставляемой пациенту радиационными пучками, возникшего вследствие ошибки при определении РВ линейного ускорителя.

Методика эксперимента

На основании методов дозиметрических измерений, изложенных в инструкции¹, авторами с использованием трехмерного анализатора дозо-

¹ Титович, Е.В. Методы дозиметрического сопровождения высокотехнологичной лучевой терапии / Е.В. Титович, И.Г. Тарутин, Г.В. Гацкевич // Инструкция по применению № 092-0914 утверждена Минздравом 23.12.2014.

вого поля проведены дозиметрические измерения дозовых распределений ЛУ «Трилоджи» № 3567. В частности, измерены процентно-глубинные дозовые распределения (ПГД) для радиационных полей размерами 80 × 80 мм, 100 × 100 мм и 120 × 120 мм, коэффициенты радиационного выхода (КРВ) для квадратных радиационных полей со стороной от 80 до 120 мм с шагом 10 мм, а также профильные дозовые распределения (ПРД) на опорной глубине ($d = 100$ мм) для поля 400 × 400 мм. Для оценки величины случайных погрешностей было проведено 10 серий экспериментальных измерений каждой дозиметрической характеристики. Измерения проводились в 10 различных дней с независимой установкой фантома и параметров ЛУ. Установлено отсутствие случайных погрешностей при определении значений этих характеристик с точностью 0,1 % для исследуемого диапазона экспериментальных данных.

Количество мониторинговых единиц (МЕ), необходимое для доставки известного значения поглощенной дозы на глубину максимума ионизации (ME_{cal}), определялось согласно [1]. С использованием национального протокола контроля качества ЛУ [10] авторами определены характеристики рассматриваемых в настоящей статье устройств, отклонение значений которых от опорного может привести к возникновению ошибки при калибровке радиационного выхода ЛУ и, таким образом, повлиять на точность доставки дозы онкологическим пациентам: точность установки нулевого положения коллиматора; девиация изоцентра вращения коллиматора; точность светового указателя РИП; точность установки размеров поля облучения; точность установки положения лазерных центраторов; точность перемещений деки терапевтического стола.

Все расчеты проводились для наиболее используемых при облучении онкологических пациентов (более 99 % случаев) режимов тормозного излучения (фотонов с номинальными энергиями 6 и 18 МэВ) линейного ускорителя *Trilogy* № 3567 в условиях гомогенности среды и симметричности радиационных полей.

Результаты исследований

Точность установки нулевого положения и девиация изоцентра вращения коллиматора ускорителя

В ходе исследований установлено, что поворот коллиматора практически не влияет на точку

входа радиационного пучка в фантом и на положение опорной точки измерительного детектора в фантоме при калибровке РВ линейного ускорителя, поскольку, согласно методике, измерение значения поглощенной дозы проводится в точке пересечения осей симметрии радиационного пучка. Таким образом, отклонения в опорном значении дозы исключены. Коэффициент K_{cracl} , учитывающий влияние ошибки в установке нулевого положения коллиматора ускорителя на значение радиационного выхода линейного ускорителя, определяется по формуле:

$$K_{cracl} = \frac{ME_{cal}}{ME_{cracla}} = 1, \quad (1)$$

где ME_{cal} – значение радиационного выхода ЛУ в стандартных условиях (без отклонений характеристик ЛУ); ME_{cracla} – значение радиационного выхода ЛУ при повороте коллиматора на угол α .

Девиация изоцентра вращения коллиматора ускорителя будет оказывать влияние на положение опорной точки измерительного детектора относительно осей радиационного пучка и, вследствие изменения коэффициента $BOO_d(r)$ – отношение дозы в точке вне оси симметрии на глубине d и расстоянии от оси r к дозе симметричного поля на глубине d на оси, вызывать ошибки в определении опорного значения дозы в точке калибровки. Величина девиации изоцентра вращения коллиматора по сагиттальной (x) и латеральной (y) осям определяется в соответствии с [10]. Смещение изоцентра вращения коллиматора от точки пересечения осей симметрии радиационного пучка (r_{ciso}) определено из выражения:

$$r_{ciso} = \sqrt{x_{ciso}^2 + y_{ciso}^2}, \quad (2)$$

где x_{ciso} и y_{ciso} – смещение положения опорной точки детектора от точки пересечения осей симметрии радиационного пучка в случае девиации изоцентра вращения коллиматора.

На основании экспериментально измеренных авторами профильных дозовых распределений для значений r_{ciso} , полученных с использованием формулы (2), путем интерполяции получены значения коэффициента $BOO_d(r_{ciso})_{cisoxy}$, характеризующего отношение дозы в точке вне оси на опорной глубине и расстоянии от пересечения осей радиационного пучка r_{ciso} к дозе симметричного поля на той же глубине в точке пересечения осей симметрии радиационного пучка. Значения коэф-

фициента $BOO_d(r_{ciso})_{cisoxy}$ определены для величин отклонения положения опорной точки измерительного детектора от точки пересечения осей симметрии радиационного пучка из диапазона от 0 до 10 мм для каждой из рассматриваемых осей радиационного пучка ЛУ.

Из выражения (3) определен $K_{cisoxyca}$, учитывающий влияние на значение ME_{cal} смещения изоцентра вращения коллиматора по сагиттальной (x) и латеральной (y) осям:

$$K_{cisoxyca} = \frac{ME_{cal}}{ME_{craclxy}} = BOO_d(r_{ciso})_{cisoxy}, \quad (3)$$

где $ME_{craclxy}$ – значение РВ ускорителя при смещении изоцентра вращения коллиматора на величины x и y по сагиттальной и латеральной осям соответственно. Выявлено, что $BOO_d(r_{ciso})_{cisoxy}$ и $K_{cisoxyca}$ для рассматриваемых случаев изменяются от 1 до 1,008 для 6 МэВ и от 1 до 1,009 для 18 МэВ.

Результаты исследований зависимости ошибки опорного значения дозы от смещения изоцентра вращения коллиматора представлены на рисунке 1.

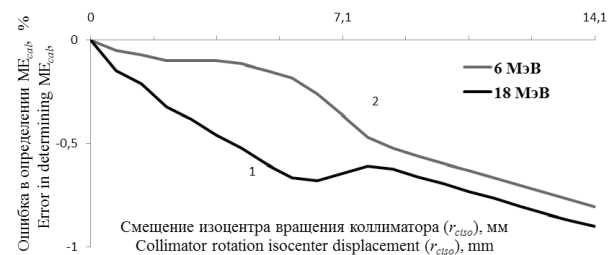


Рисунок 1 – Зависимость ошибки в определении опорного значения дозы от смещения изоцентра вращения коллиматора в плоскости падения радиационного пучка фотонов с энергиями 18 МэВ (1) и 6 МэВ (2), мм

Figure 1 – The dependence of the error in the dose reference value on the linear accelerator’s collimator rotation isocenter displacement in the plane of incidence of the radiation beam for photons with energies of 18 MeV (1) and 6 MeV (2), mm

Таким образом, ошибка в определении ME_{cal} имеет сложную зависимость от величины отклонения положения опорной точки измерительного детектора от точки пересечения сагиттальной и латеральной осей радиационного пучка, вызванного смещением изоцентра вращения коллиматора, и отличается для двух энергий фотонов. Основной вклад в нее вносит коэффициент $BOO_d(r_{ciso})_{cisoxy}$. Максимальное значение ошибки составило $-0,9\%$ для энергии 18 МэВ.

Точность показаний светового указателя расстояния источник – поверхность

Ошибка в показаниях светового указателя РИП вызовет изменение РИП при калибровке радиационного выхода ЛУ без смещения опорной точки измерительного детектора от изоцентра радиационного пучка в плоскости, перпендикулярной направлению его падения. Таким образом, отклонение в показаниях светового указателя РИП приведет к ошибке при определении опорного значения дозы, так как изменится значение коэффициентов K_{SSD} (коэффициент, учитывающий изменение плотности потока фотонного пучка с изменением РИП), F (фактор изменения величины поглощенной дозы на глубине d при изменении РИП) и k_Q (коэффициент качества радиационного пучка, характеризующий проникающую способность излучения фотонов) [1]. С использованием полученных с помощью интерполяции значений k_Q из таблицы [11] для ионизационной камеры (ИК) РТW 31010 с учетом отклонений в показаниях оптического указателя РИП ($k_{Q_{opd}}$) на основании методологии, изложенной в [1], определены изменения величины D_{ref} вычислены значения K_{SSD} для случаев ошибки в определении РИП, вызванной отклонениями в показаниях светового указателя ($K_{SSD_{opd}}$) и определено влияние изменения значения коэффициента $K_{SSD_{opd}}$ на РВ ускорителя. При проведении калибровки РВ, вследствие девиации показаний указателя РИП происходит изменение РИП дозиметрической системы, что приводит к изменению формы ПГД. Величина влияния этого процесса на дозу (F_{opd}) определена из выражения:

$$F_{opd} = \left(\frac{SSD_{opd} + d_m}{SSD + d_m} \right)^2 \times \left(\frac{SSD + d}{SSD_{opd} + d} \right)^2, \quad (4)$$

где F_{opd} – фактор изменения величины поглощенной дозы на глубине d при изменении РИП, вызванном неверными показаниями светового указателя; SSD_{opd} – значение РИП при его установке с использованием светового указателя при наличии ошибки в его показаниях; d_m – глубина максимума ионизации; SSD – значение РИП при его установке с использованием светового указателя в отсутствии ошибки в его показаниях; d – глубина на точки измерения.

Выявлено, что изменение РИП дозиметрической системы в диапазоне расстояний от 980 мм до 1020 мм, вызванное ошибкой в показаниях

светового указателя в диапазоне от –20 мм до +20 мм, приведет к изменениям значений $K_{SSD_{opd}}$ от 1,0406 до 0,9617 и F_{opd} – от 1,0031 до 0,997 для фотонов 6 МэВ и 18 МэВ. Значениями $k_{Q_{opd}}$ в этом случае изменяются от 1,0003 до 0,9997 для фотонов 6 МэВ и от 1,0009 до 0,9991 для фотонов 18 МэВ.

Из выражения (5) определен коэффициент K_{opdcal} , учитывающий влияние на значение ME_{cal} величины ошибки показаний светового указателя расстояния источник-поверхность (f):

$$K_{opdcal} = \frac{ME_{cal}}{ME_{opdcalf}} = \frac{K_{SSD_{opd}} \times F_{opd}}{K_{Q_{opd}}}, \quad (5)$$

где ME_{cal} – значение радиационного выхода линейного ускорителя в случае отсутствия ошибки в показаниях светового указателя расстояния источник-поверхность; $ME_{opdcalf}$ – значение радиационного выхода линейного ускорителя при наличии ошибки показаний светового указателя расстояния источник-поверхность (f).

Результаты исследований зависимости отклонения опорного значения дозы от ошибки показаний указателя РИП представлены на рисунке 2.

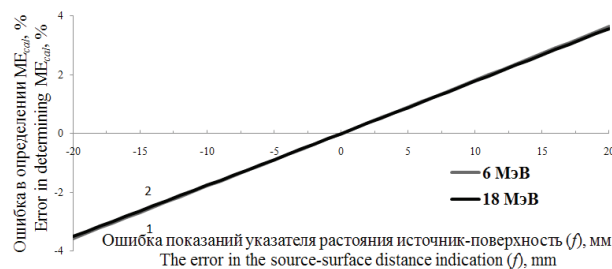


Рисунок 2 – Зависимость ошибки в определении опорного значения дозы линейного ускорителя от ошибки показаний светового указателя расстояния источник-поверхность для фотонов с энергиями 18 МэВ (1) и 6 МэВ (2)

Figure 2 – The dependence of the error in the determination of the dose reference value on the in the optical source-surface distance indication for photons with energies of 18 MeV (1) and 6 MeV (2)

Таким образом, установлено, что ошибка в определении ME_{cal} имеет выраженную линейную зависимость от величины отклонения показаний светового указателя РИП и практически не отличается для двух энергий фотонов. Основной вклад в нее вносит коэффициент $K_{SSD_{opd}}$. Значение ошибки ME_{cal} изменялось от –3,57 % до 3,64 % для случаев ошибки в показаниях светового указателя РИП от –20 мм до 20 мм для 6 МэВ и

от –3,51 % до 3,58 % в для 18 МэВ. В случае если световой указатель РИП не был использован при установлении положения фантома дозиметрической системы и измерительного детектора при проведении калибровки радиационного выхода ЛУ, КРИП_{опд} принимается равными единице.

Точность установки размеров поля облучения по световому полю

При калибровке радиационного выхода ЛУ для установления размеров радиационного поля используется световой имитатор поля облучения. Ошибки в его показаниях приведут к отклонениям опорного значения дозы, вызванным изменением ПГД, k_Q и КРВ вследствие изменения размеров поля облучения. Для исследований опорного значения дозы ЛУ в зависимости от отклонений при установке размеров поля облучения прямоугольной формы использованы полуэмпирические методы расчета стороны квадратного поля, эквивалентного полю любой формы, приведенные в работе [5]. В ней показано, что для прямоугольных полей следует использовать приближение, соответствующее дозе для квадратного поля эквивалентной площади, которое осуществляется по принципу «Сохранение отношения S/P », где S – площадь; P – периметр. На основании вышеизложенного, сторона эквивалентного квадратного поля получена из выражения:

$$r_{sq} = \frac{2 \times A \times B}{A + B}, \quad (6)$$

где r_{sq} – сторона эквивалентного квадратного поля облучения; A – размер прямоугольного поля перпендикулярно терапевтического стола; B – размер прямоугольного поля облучения поля облучения вдоль терапевтического стола.

На основании измеренных значений КРВ по формуле (6) осуществлен расчет КРВ при независимом изменении каждой из сторон опорного поля облучения при калибровке РВ ускорителя в диапазоне значений 100 ± 20 мм с шагом 1 мм. С использованием измеренных экспериментально распределений ПГД путем интерполяции значений поглощенной дозы для всех точек кривой получены распределения ПГД, соответствующие эквивалентным квадратным полям облучения со стороной r_{sq} для каждого из размеров прямоугольных полей, для которых рассчитаны КРВ. На основании полученных кривых определены отношения ПГД на глубине 10 см для эквива-

лентного квадратного поля со стороной r_{sq} к таковому значению для поля со стороной 100 мм ($P(r_{sq}/100)$). С использованием этих распределений ПГД в соответствии с методикой определены значения $TPR_{20,10}$ для энергий фотонов 6 и 18 МэВ. На основании этих значений $TPR_{20,10}$ с использованием значений k_Q для ИК PTW 31010 из [11] путем интерполяции получены k_Q для измененных размеров стороны опорного поля при калибровке РВ (k_{Qfs}). На основании установленных значений k_{Qfs} с использованием методологии [1] определены изменения величины D_{ref} , возникающие при отклонениях в размерах опорного поля облучения. Выявлено, что при изменении размера стороны опорного поля облучения в диапазоне от 80 до 120 мм коэффициент радиационного выхода $OF(r_{sq}^{cal})$, представляющий собой отношение мощности дозы на опорной глубине для квадратного поля заданных размеров r_{sq} к мощности дозы в той же точке в поле 100×100 мм, изменяется от 0,983 до 1,011 для фотонов 6 МэВ и от 0,987 до 1,008 для 18 МэВ, ($P(r_{sq}/100)$) изменяется от 0,992 до 1,007 для фотонов 6 МэВ, а ($P(r_{sq}/100)$) для фотонов 18 МэВ и k_{Qfs} для обеих энергий можно пренебречь.

Из выражения (7) определен коэффициент K_{fscalA} , учитывающий влияние на значение ME_{cal} величины ошибки в установке поля облучения по стороне поля A :

$$K_{fscalA} = \frac{ME_{cal}}{ME_{fscalA}} = OF(r_{sq}^{cal}) \times P\left(\frac{r_{sq}}{100}\right), \quad (7)$$

где ME_{fscalA} – значение РВ ускорителя при наличии ошибки в установке размеров поля облучения (A); $P(r_{sq}/100)$ – отношение ПГД на глубине 10 см для эквивалентного квадратного поля со стороной r_{sq} к таковому значению для квадратного поля со стороной 100 мм. Результаты исследований представлены на рисунке 3.

K_{fscalB} , учитывающий влияние на ME_{cal} величины ошибки в установке поля облучения по стороне B (вдоль терапевтического стола), определяли аналогично K_{fscalA} . Таким образом, установлено, что ошибка в определении ME_{cal} имеет выраженную линейную зависимость от величины ошибки при установке размеров опорного поля при калибровке радиационного выхода ЛУ и отличается для двух энергий фотонов. Основной вклад в нее вносит коэффициент $OF(r_{sq}^{cal})$. Ошибка изменялась от –1,82 % при $A(B) = 120$ мм до

2,54 % при $A(B) = 80$ мм для 6 МэВ и от $-0,68$ % при $A(B) = 120$ мм до 1,33 % при $A(B) = 80$ мм для 18 МэВ.

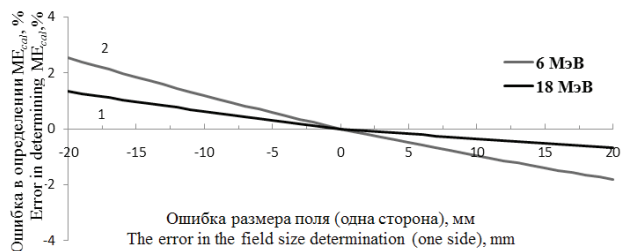


Рисунок 3 – Зависимость ошибки в определении опорного значения дозы от ошибки при установке размера опорного поля облучения для фотонов с энергиями 18 МэВ (1) и 6 МэВ (2)

Figure 3 – The dependence of the error in the determination of the dose reference value on the error in the reference field size determination for photons with energies of 18 MeV (1) and 6 MeV (2)

Точность установки положения лазерных центраторов

При калибровке радиационного выхода ЛУ лазерные центраторы применяются для настройки положения точки входа радиационного пучка в вещество фантома дозиметрической системы. В связи с этим отклонение положения любого из центраторов приведет к ошибке в определении опорного значения дозы. Отклонение в положении центраторов происходит по трем осям: x -латеральная; y -сагиттальная; z -вертикальная. Изменение положения центраторов по сагиттальной и латеральной осям вызовет отклонение положения детектора от изоцентра радиационного пучка без изменения РИП дозиметрической системы. Таким образом, методология определения коэффициентов $BOO_d(r_{lp})_{lasxy}$ аналогична таковой для определения $BOO_d(r_{giso})_{gisoxy}$, представленной в [1]. Суммарное отклонение от точки пересечения центральных осей радиационного пучка вследствие изменения положения лазерных центраторов (r_{lp}) определено по формуле (2). Из выражения (8) определен коэффициент $K_{lasxycal}$, учитывающий влияние на значение ME_{cal} смещения позиций лазерных центраторов по сагиттальной (x) и латеральной (y) осям:

$$K_{lasxycal} = \frac{ME_{cal}}{ME_{lasxy}} = BOO_d(r_{lp})_{lasxy}, \quad (8)$$

где ME_{lasxy} – значение РВ ускорителя при изменении положения лазерных центраторов на вели-

чины x и y по сагиттальной и латеральной осям соответственно.

Выявлено, что отношение значения коэффициентов $BOO_d(r_{lp})_{lasxy}$ и $K_{lasxycal}$ при изменении величины отклонения положения опорной точки измерительного детектора от точки пересечения сагиттальной и латеральной осей радиационного пучка от 0 до 10 мм изменяются от 1 до 1,008 для 6 МэВ и от 1 до 1,009 для 18 МэВ.

Методология определения k_{Qlasz} , F_{lasz} , $K_{SSDlasz}$ аналогична таковой для $K_{SSDgiso}$, k_{Qgiso} , F_{giso} из [1]. Таким образом, изменение положения центраторов по вертикальной оси в диапазоне расстояний от -20 мм до 20 мм приведет к изменению значений $K_{SSDlasz}$ от 1,0406 до 0,9617 и F_{lasz} – от 1,0031 до 0,997 для фотонов 6 и 18 МэВ. k_{Qlasz} в этом случае изменяется от 1,0003 до 0,9997 для фотонов 6 МэВ и от 1,0009 до 0,9991 для 18 МэВ. Из выражения (9) определен коэффициент $K_{laszcal}$, учитывающий влияние на ME_{cal} величины ошибки в положении центраторов по вертикальной оси (z_{lp}):

$$K_{laszcal} = \frac{ME_{cal}}{ME_{lasz}} = \frac{K_{SSDlasz} \times F_{lasz}}{k_{Qlasz}}, \quad (9)$$

где ME_{lasz} – значение РВ ускорителя при смещении положения центраторов на величину z_{lp} перпендикулярно плоскости падения радиационного пучка; $K_{SSDlasz}$ – коэффициент, учитывающий изменение плотности потока пучка фотонов с изменением РИП, вызванного смещением центраторов на z_{lp} ; F_{lasz} – фактор изменения дозы на глубине d при изменении РИП, вызванного смещением центраторов на z_{lp} ; k_{Qlasz} – коэффициент качества радиационного пучка, характеризующий проникающую способность фотонного излучения, вследствие изменения значений ПГД при изменении z_{lp} .

Результаты исследований представлены на рисунках 4 и 5.

Таким образом, ошибка в определении ME_{cal} имеет сложную зависимость от положения центраторов в плоскости падения радиационного пучка и отличается для двух энергий фотонов. Основной вклад в нее вносит коэффициент $BOO_d(r_{lp})_{lasxy}$. Максимальное значение ошибки составило $-0,9$ % для энергии 18 МэВ. Ошибка в ME_{cal} имеет выраженную линейную зависимость от положения центраторов перпендикулярно плоскости падения радиационного пучка и практически не отличается для двух энергий фотонов.

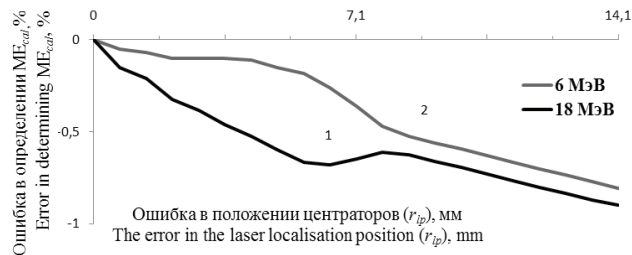


Рисунок 4 – Зависимость ошибки в определении опорного значения дозы линейного ускорителя от ошибки в положении центраторов в плоскости падения радиационного пучка фотонов с энергиями 18 МэВ (1) и 6 МэВ (2)

Figure 4 – The dependence of the error in the determination of the dose reference value on the lasers localization position error in the plane of incidence of the radiation beam for photons with energies of 18 MeV (1) and 6 MeV (2)

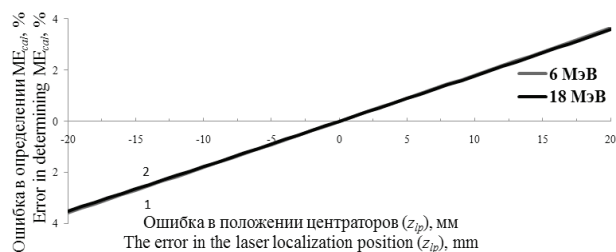


Рисунок 5 – Зависимость ошибки в опорном значении дозы линейного ускорителя от ошибки в положении центраторов в плоскости, перпендикулярной плоскости падения радиационного пучка фотонов с энергиями 18 МэВ (1) и 6 МэВ (2)

Figure 5 – The dependence of the error of the dose reference value on the laser localization position error in the plane perpendicular to the plane of incidence of the beam for photons with energies of 18 MeV (1) and 6 MeV (2)

Основной вклад в нее вносит коэффициент $K_{SSD\,lasz}$. Ее значение изменялось от $-3,57\%$ до $3,64\%$ в диапазоне отклонений положения центратров по вертикальной оси от -20 мм до 20 мм для фотонов 6 МэВ и от $-3,51\%$ до $3,58\%$ для фотонов 18 МэВ. В случае, если лазерные центраторы не были использованы при установлении положения фантома дозиметрической системы и измерительного детектора при проведении калибровки радиационного выхода ЛУ, то $K_{laszcal}$ и $K_{lasxycal}$ принимаются равными единице.

Точность перемещений деки терапевтического стола

Во время проведения процедуры калибровки РВ ускорителя, согласно методике, изменение позиции терапевтического стола не происходит и

ошибки в определении опорного значения дозы исключены. Коэффициенты K_{txycal} и K_{tzcal} , учитывающие влияние на радиационных выход ЛУ смещения положения терапевтического стола на величины x_{it} , y_{it} и z_{it} по сагиттальной, латеральной и вертикальной осям соответственно, определены из формул:

$$K_{txycal} = \frac{ME_{cal}}{ME_{txcaly}} = 1, \quad (11)$$

где ME_{txcaly} – значение РВ ускорителя при изменении положения терапевтического стола на величины x_{it} и y_{it} ;

$$K_{tzcal} = \frac{ME_{cal}}{ME_{tzcalz}} = 1, \quad (12)$$

где ME_{tzcalz} – значение РВ ускорителя при изменении положения терапевтического стола на величину z_{it} .

Закключение

Разработаны оригинальные методики определения ошибки в полученном при калибровке радиационного выхода линейного ускорителя опорном значении дозы, возникающей при отклонении характеристик коллиматора, ошибке в показаниях указателя расстояния источник-поверхность, отклонении в положении лазерных центраторов, изменении размеров радиационного поля и отклонении в положении терапевтического стола в процессе проведения процедуры калибровки.

С использованием разработанных методик и результатов проведенных экспериментальных измерений получены зависимости возникающей ошибки от установки нулевого положения коллиматора; девиации изоцентра вращения коллиматора по каждой из осей; показаний светового указателя расстояния источник-поверхность; размеров поля облучения по световому полю для каждой из его сторон; установки вертикального и горизонтального положения лазерных центраторов; перемещений деки терапевтического стола по каждой из осей.

На основании анализа полученных зависимостей показано, что на ошибку в дозе при калибровке радиационного выхода линейного ускорителя оказывают влияние отклонения от опорного значения указанных ниже характеристик линей-

ного ускорителя, которые приведены в порядке убывания их влияния. В частности, установлено, что ошибка:

– имеет линейную зависимость от показаний оптического указателя расстояния источник-поверхность для случаев отклонений от –20 мм до 20 мм и от отклонений в положении центраторов по вертикальной оси в диапазоне расстояний от источника ионизирующего излучения до изоцентра вращения штатива от 980 мм до 1020 мм, практически не отличается для двух энергий фотонов и составляет от 3,57 % до 3,64 % для 6 МэВ и от –3,51 % до 3,58 % для 18 МэВ;

– линейно зависит от величины ошибки в установке размеров опорного поля при калибровке радиационного выхода линейного ускорителя из диапазона –20 мм до 20 мм, отличается для двух энергий фотонов и составляет от –1,82% при стороне опорного радиационного поля 120 мм до 2,54 % при стороне опорного радиационного поля 80 мм для 6 МэВ и от –0,68 % при стороне опорного радиационного поля 120 мм до 1,33 % при стороне опорного радиационного поля 80 мм для 18 МэВ;

– имеет сложную зависимость от смещения положения опорной точки детектора от точки пересечения сагиттальной и латеральной осей радиационного пучка, вызванного смещением изоцентра вращения коллиматора либо ошибкой в положении центраторов в плоскости падения радиационного пучка из диапазона от 0 до 15 мм, отличается для двух энергий фотонов и достигает –0,9 % для энергии 18 МэВ;

– не зависит от поворота коллиматора и точности перемещений деки терапевтического стола.

Для проведения комплексной оценки возможности клинического использования линейного ускорителя для облучения пациентов необходимо проведение дальнейших исследований и разработка методик, позволяющих провести анализ влияния дозиметрических параметров его радиационных пучков на ошибку в дозе при калибровке радиационного выхода линейного ускорителя и непосредственно при облучении пациентов.

Список использованных источников

1. Титович, Е.В. Методика определения ошибки в опорном значении дозы при калибровке радиационного выхода линейного ускорителя. Часть 1. Зависимость от механических параметров штатива / Е.В. Титович, М.Г. Киселев // Приборы и методы измерений. – 2015. – Т. 6, № 2. – С. 230–238.
2. Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma rays in Radiotherapy Procedures, International Commission On Radiation Units And Measurements. – Washington, D.C: ICRU, 1976. – Rep. 24
3. Тарутин, И.Г. Радиационная защита при медицинском облучении / И.Г. Тарутин. – Минск : Вышэйшая школа, 2005. – 324 с.
4. Mijnheer, B.J. Reply to precision and accuracy in radiotherapy / B.J. Mijnheer // Radiotherapy and Oncology. – 1989. – Vol. 14, No. 2. – P. 163–167.
5. Khan, F.M. The Physics of Radiation Therapy / F.M. Khan // 4th ed. – Philadelphia : Lippincott Williams & Wilkins, 2010. – 531 p.
6. Klein, E.E. Task Group 142 report: quality assurance of medical accelerators / E.E. Klein, J. Hanley, J. Bayouth [et al.] // Medical physics. – 2009. – Vol. 36, No. 9. – P. 4197–212.
7. Swiss Society of Radiobiology and Medical Physics, Quality control of medical electron accelerators. – SSRMP, 2003, recommendation. – No. 11. – P. 1–31.
8. Steenhuijsen, J. EP-1388 Delivery accuracy of treatment plans for dose painting by numbers / J. Steenhuijsen [et al.] // Radiotherapy & Oncology. – 2012. – Vol. 103, Suppl. No. 1. – P. S527.
9. World Health Organization, Quality Assurance in Radiotherapy. – Geneva : WHO, 1988.
10. Тарутин, И.Г. Контроль качества медицинских ускорителей электронов / И.Г. Тарутин, А.Г. Страх, Г.В. Гацкевич // Контроль качества в лучевой терапии и лучевой диагностике : сб. / под ред. Г.В. Гацкевича, И.Г. Тарутина. – Минск : Полипринт, 2009. – С. 31–66.
11. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy/ An international Code of Practice for Dosimetry Based on standards of Absorbed dose to Water // IAEA. Technical Report Series. – No. 398. – Vienna, 2000.

Technique of estimation of error in the reference value of the dose during the linear accelerator radiation output calibration procedure. Part 2. Dependence on the characteristics of collimator, optical source-distance indicator, treatment field, lasers and treatment couch

Tsitovich Y.V.¹, Tarutin I.G.¹, Kiselev M.G.²

¹N.N. Alexandrov National Cancer Centre of Belarus, 223040 Lesnoy, Minsk District, Belarus

²Belarusian National Technical University, Nezavisimosty Ave., 65, 220013, Minsk, Belarus

Received 24.12.2015

Accepted for publication 10.03.2016

Abstract. To ensure the safety of radiation oncology patients needed to provide consistent functional characteristics of the medical linear accelerators, which affect the accuracy of dose delivery. To this end, their quality control procedures, which include the calibration of radiation output of the linac, the error in determining the dose reference value during which must not exceed 2 %, is provided. The aim is to develop a methodology for determining the error (difference between a measured value of quantity and its true value) in determining this value, depending on the characteristics of the collimator, the source to surface distance pointer, lasers, radiation field and treatment table. To achieve the objectives have been carried out dosimetric measurements of Trilogy S/N 3567 linac dose distributions, on the basis of which dose errors depending on the accuracy setting the zero position of the collimator, the deviation of the collimator rotation isocenter, the source-surface distance pointer accuracy, field size accuracy, the accuracy of lasers and treatment table positioning were obtained. It was found that the greatest impact on the value of the error has the error in the optical SSD indication and the error in the lasers position in the plane perpendicular to the plane of incidence of the radiation beam (up to 3.64 % for the energy of 6 MV). Dose errors caused by error in the field size were different for two photon energies, and reached 2.54 % for 6 MeV and 1.33% for 18 MeV. Errors caused by the rest of the characteristic do not exceed 1 %. Thus, it is possible to express the results of periodic quality control of these devices integrated in linac in terms of dose and use them to conduct a comprehensive assessment of the possibility of clinical use of a linear accelerator for oncology patients irradiation on the basis of the calibration of radiation output in case of development of techniques that allow to analyze the influence dosimetric characteristics the radiation beam.

Keywords: linear accelerator radiation output calibration, linac's collimator, laser localization, field size, treatment table.

DOI: 10.21122/2220-9506-2016-7-1-85-94

Адрес для переписки:

Титович Е.В.

РНПЦ онкологии и медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова,
223040, агрогородок Лесной, Минский район, Беларусь
e-mail: e.v.titovich@gmail.com

Address for correspondence:

Tsitovich Y.V.

N.N. Alexandrov National Cancer Centre of Belarus,
223040, Lesnoy, Minsk District, Belarus
e-mail: e.v.titovich@gmail.com

Для цитирования:

Титович Е.В., Тарутин И.Г., Киселев М.Г.

Методика определения ошибки в опорном значении дозы при калибровке радиационного выхода линейного ускорителя. Часть 2. Зависимость от характеристик коллиматора, указателя расстояния источник-поверхность, радиационного поля, лазерных центраторов, терапевтического стола.

Приборы и методы измерений.

2016. – Т. 7, № 1. – С. 85–94.

DOI: 10.21122/2220-9506-2016-7-1-85-94

For citation:

Tsitovich Y.V., Tarutin I.G., Kiselev M.G.

[Technique of estimation of error in the reference value of the dose during the linear accelerator radiation output calibration procedure. Part 2. Dependence on the characteristics of collimator, optical source-distance indicator, treatment field, lasers and treatment couch].

Pribory i metody izmerenij [Devices and Methods of Measurements].

2016, vol. 7, no. 1, pp. 85–94 (in Russian).

DOI: 10.21122/2220-9506-2016-7-1-85-94

References

1. Tsitovich Y.V., Kiselev M.G. [Technique of estimate of error in the reference value of the dose during the linear accelerator radiation output calibration procedure. Part 1. Dependence on the mechanical parameters of linac's gantry]. *Pribory i metody izmerenij* [Devices and Methods of Measurements], 2015, vol. 6, no. 2, pp. 230–238 (in Russian).
2. International Commission On Radiation Units And Measurements. Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma rays in Radiotherapy Procedures. *Washington, D.C.: ICRU*, 1976, rep. 24.
3. Tarutin I.G. *Radiacionnaya zaschita pri medicinskom obluchenii* [Radiation protection during medical irradiation]. Minsk, Vyshejschaya Shkola Publ., 2005, 324 p. (in Russian).
4. Mijnheer, B.J. Reply to precision and accuracy in radiotherapy. *Radiotherapy and Oncology*, 1989, vol. 14, no. 2, pp. 163–167.
5. Khan F.M. *The Physics of Radiation Therapy*. 4th ed. Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins, 2010, 531 p.
6. Klein J., Hanley J., Bayouth E.E. et al. Task Group 142 report: quality assurance of medical accelerators. *Medical physics*, 2009, vol. 36, no. 9, pp. 4197–212.
7. Swiss Society of Radiobiology and Medical Physics, Quality control of medical electron accelerators. SS-RMP, 2003, recommendation no. 11, pp. 1–31.
8. Steenhuijsen J. Delivery accuracy of treatment plans for dose painting by numbers. *Radiotherapy & Oncology*, 2012, vol. 103, suppl. no 1, pp. S527.
9. World Health Organization. Quality Assurance in Radiotherapy. Geneva, WHO, 1988.
10. Tarutin I.G., Gackevich G.V. *Kontrol' kachestva v luchevoj terapii i luchevoj diagnostike* [Quality control of radiation therapy and medical imaging]. Minsk, Polyprint Publ., 2009, pp. 31–66 (in Russian).
11. IAEA. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy. An international Code of Practice for Dosimetry Based on Gantrydoses of Absorbed dose to Water. *Technical Report Series*, no. 398, Vienna, 2000.