

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ОШИБКИ В ПОЛОЖЕНИИ ИОНИЗАЦИОННОЙ КАМЕРЫ ПРИ КАЛИБРОВКЕ РАДИАЦИОННОГО ВЫХОДА ЛИНЕЙНОГО УСКОРИТЕЛЯ ЭЛЕКТРОНОВ И ВЕРИФИКАЦИИ ТОЧЕЧНЫХ ЗНАЧЕНИЙ ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ

Е.И. Гольдман, Е.В. Титович

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

Приведено описание методики определения отклонения положения измерительной ионизационной камеры от опорного значения при осуществлении калибровки радиационного выхода ускорителя электронов и процедуры верификации значения поглощенной дозы в опорной точке как в плоскости падения радиационного пучка фотонов, так и перпендикулярной ей. Установлены зависимости смещения детектора по каждой оси от полученного путем анализа портальных изображений значений положения границ ионизационной камеры и ее центрального электрода. Показано, что выявленные зависимости коррелируют с функцией $y=x$ в достаточной мере, чтобы признать их эквивалентными, а полученные после анализа снимков значения смещения камеры использовать «как есть» при коррекции положения фантома, без проведения дополнительных вычислений и обработки дозиметрических данных. Данная методика может применяться для определения ошибки в положении ионизационной камеры при калибровке радиационного выхода ускорителя и верификации точечных значений поглощенной дозы без использования дополнительного дозиметрического оборудования за исключением того, которое и так применяется для калибровки радиационного выхода ЛУЭ и верификации точечного значения поглощенной дозы при облучении ЛТМИ планов. Временные затраты на ее рутинное использование являются минимальными и приемлемыми для условий проведения лучевой терапии в типовом радиотерапевтическом отделении.

Ключевые слова: *лучевая терапия, линейные ускорители электронов, контроль качества, радиационный выход, калибровка, положение ионизационной камеры, определение ошибки*

Введение

Дистанционная лучевая терапия (ДЛТ) – метод лечения онкологических заболеваний, который претерпевает значительные изменения в последнее десятилетие как с точки зрения используемой аппаратуры, так и внедрения все более совершенных методик лучевого лечения пациентов [1]. ДЛТ прошла долгий путь от ис-

пользования для облучения пациентов рентгеновских трубок до линейных ускорителей электронов (ЛУЭ), от двумерного дозиметрического планирования дозовых распределений и ручного расчёта точечных доз до полуавтоматического инверсного планирования объемных дозовых распределений с использованием мощных компьютеров со специализированным программным обеспечением (ПО) [2].

Развитие технологий в данной отрасли позволяет реализовывать прецизионные, клинически эффективные и наиболее щадящие для пациентов методики, такие как облучение с модуляцией интенсивности (ЛТМИ, англ. IMRT) или аточное облучение с объёмной модуляцией (англ. VMAT), а также позволяет применять нестандартные методы фракционирования лучевого лечения (гипо- или гиперфракционирование, стереотаксическое облучение и т.п.).

Извлечь максимальную клиническую пользу из этих методик можно только при условии качественной, стабильной работы медицинского оборудования. Залогом адекватной работы терапевтических аппаратов является наличие в онкологическом отделении программы обеспечения гарантии качества (QA) [3].

Процедуры, входящие в состав программы обеспечения качества, – это все те планируемые или систематически осуществляемые действия, которые необходимы для обеспечения уверенности персонала в том, что деятельность службы радиационной онкологии удовлетворит установленным требованиям к качеству оказываемой пациентам медицинской помощи [4]. Главная цель этих процедур – обеспечение постоянства заданных характеристик и физических параметров, установленных во время ввода оборудования в действие. Следует отметить, что в настоящее время подавляющее число сеансов лучевой терапии в мире проводится с использованием медицинских ЛУЭ, а их технико-дозиметрические характеристики, непосредственно влияющие на точность доставки большого дозового распределения, могут как измениться внезапно вследствие неисправности либо механической поломки части или системы, входящей в состав аппарата, так и медленно изменяться по объективным причинам (из-за изношенности оборудования) [5]. Таким образом, возникают два существенных требования для обеспечения радиационной защиты пациентов: следует периодически проводить контроль качества технических (геометрических) параметров всего используемого для облучения пациентов оборудования, а также проводить регулярный дозиметрический контроль всех параметров пучков, в который входит процедура калибровки радиационного выхода ЛУЭ, ошибка в установлении опорного значения дозы, которая не должна превышать 2 % [5]. Также немаловажным является проведение верификации значений дозы, доставляемых пациентам при облучении по методикам ЛТМИ

и СЛТМИ, наиболее простым вариантом осуществления которых является верификация значения поглощенной дозы в опорной точке.

В работах [6–8] был проведен тщательный анализ влияния всех технических характеристик основных устройств, входящих в состав ЛУЭ, а также дозиметрических характеристик пучков фотонов различных энергий на ошибки при калибровке радиационного выхода, что, однако, не исключает возможности возникновения такой ошибки вследствие необеспечения стандартных условий измерения дозы. Данные ошибки могут в значительной степени повлиять на точность доставки индивидуальных дозовых распределений онкологическим пациентам. В частности, некорректная установка центра измерительной полости ионизационной камеры (ИК) в фантоме при определении значения поглощенной дозы в воде при стандартных условиях калибровки радиационного выхода может привести к ошибке в измерениях данного значения (неопределенность, вызванная обеспечением стандартных условий измерения составляет 0,4 % согласно [9]). Наибольшее отклонение от истинного значения будет наблюдаться при смещении ИК в плоскости, перпендикулярной плоскости падения пучка фотонов. Еще более критичной является точность установки измерительного детектора при проведении верификации точечного значения поглощенной дозы в опорной точке, поскольку дозовые распределения планов ЛТМИ могут иметь большие градиенты, что может привести к еще большей погрешности определения значения реально доставленной пациенту дозы.

Цель работы: разработка методики определения ошибки положения измерительной ИК при осуществлении калибровки радиационного выхода (РВ) ускорителя и при осуществлении верификации значения поглощенной дозы в опорной точке как в плоскости падения пучка фотонов, так и перпендикулярно ей. При этом для реализации методики не требуется дополнительное оборудование, за исключением стандартно используемого для процедуры калибровки ЛУЭ, а также значительных временных затрат на ее рутинное использование в практике радиологических отделений.

Материал и методы

Для установления и калибровки опорного значения дозы в РНПЦ ОМР применяется процедура калибровки РВ согласно протоколу контроля качества, утвержденному Министерством здравоохранения Республики Беларусь [10, с. 31–66] и международным рекомендациям [9]. При этом при проведении лечебных процедур все значения отпускаемых доз нормируют к величине поглощенной дозы на глубине максимума ионизации в воде 1 сГр – 1 мониторинговая единица (1 МЕ).

Для измерения значения поглощенной дозы использовались следующие дозиметрические системы:

1. Система, состоящая из кубического водного фантома и ИК производства компании PTW Freiburg (модель 30010): чувствительный объём $0,6 \text{ см}^3$ радиус 3,05 и длина 23 мм, алюминиевый центральный электрод диаметром 1,15 мм, функция отклика 20 нКл/Гр, ток утечки через кабель 1 пКл/(Гр·см) [11].
2. Трёхмерный анализатор дозовых распределений (водный фантом PTW MP-3) и ИК моделей 30010, 31013 (Semiflex) и 31014 (PinPoint) [11].

Одним из важнейших условий проведения калибровки РВ медицинского ЛУЭ с использованием такого дозиметрического оборудования является точность установки водного фантома и позиционирования ИК в точке калибровки. Стандартно корректность установки водного фантома проверяется с использованием либо светового поля, либо лазерных центраторов. Тем не менее, на положение детектора, кроме ошибок позиционирования, вызванных неточностью данных инструментов, могут повлиять другие факторы. В частности, погрешности в определении позиции терапевтического стола, физические повреждения фантома, нарушение целостности зеркала светоотражателя в головке штатива, что делает невозможным применение светового поля, могут оказать влияние на субъективное установление корректной точки позиционирования измерительного детектора.

Для проведения верификации точечного значения поглощенной дозы используется твердотельный фантом, состоящий из пластин RW3 производства компании PTW [11] и ионизационная камера 31013 (Semiflex), расположенная в специальном отверстии в изоцентре

облучения. Для дополнительной верификации положения фантома и ИК, согласно декларируемому МАГАТЭ принципу глубокоэшелонированной радиационной защиты, авторами предложен способ использования интегрированной в ЛУЭ линейные ускорители электронов системы портальной дозиметрии (англ. EPID), что позволяет за счёт двойной независимой проверки снизить ошибку в определении опорной поглощенной дозы при проведении калибровки РВ и верификации точечного значения поглощенной дозы, а, значит, обеспечить надлежащее качество оказываемых медицинских услуг.

Для проведения тестовых измерений использовали систему портальной дозиметрии α -Si1200 (рис. 1), интегрированную с ускорителем Varian TrueBeam (Varian Medical Systems, USA).

Детектор изображений из аморфного кремния состоит из преобразователя рентгеновского излучения, активной светочувствительной матрицы и электронной измерительной системы, которая обрабатывает полученные сигналы и формирует на их основе цифровые изображения. Рентгеновский преобразова-

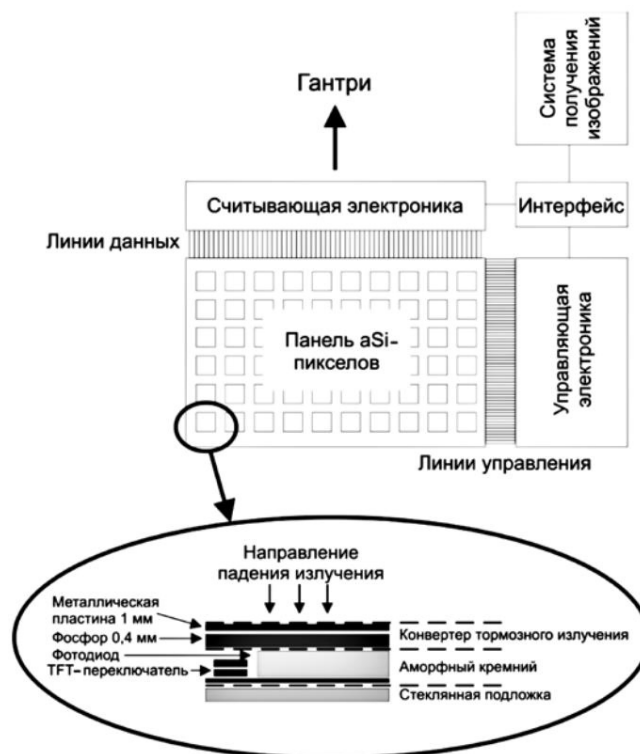


Рис. 1. Схематическое изображение портального детектора [12]

тель представляет собой металлическую пластину, в общем случае из меди, и сцинтилляционный люминофорный экран, расположенных непосредственно над активной матрицей. Световые вспышки, генерируемые сцинтиллятором, регистрируются пикселями активной матрицы (фотодиод+TFT-транзистор). Результатом обработки сигналов активной матрицы является “снимок”, характеризующий собой пространственное распределение уровня поглощения излучения детектором портала [12]. Характеристики детектора α -Si1200: максимальный размер облучаемой зоны 43×43 см, размер активной зоны 40×40 см, разрешение матрицы 1190×1190 пикселей, размер пикселя 0,34 мм, диапазон воспринимаемых энергий 2–20 МэВ, допустимая мощность дозы на РИП=100 см находится в диапазоне от 50 до 2400 МЕ/мин, максимальная скорость получения снимков составляет 20 изображений в секунду (20 fps). [13, 14]. В зависимости от используемой для калибровки РВ дозиметрической системы мы предлагаем алгоритм проведения альтернативной дополнительной проверки положения фантома и измерительного детектора (рис. 2). Снимки получены при РИП=140 см, открытом поле 40×40 см, облучение 100 МЕ. Оценивали девиацию изоцентра ИК и положения стенки фантома, через которую проходит радиационный пучок до попадания на детектор, по двум осям: ось штатив–пол (z -вертикальная) и ось штатив–лечебный стол (y -сагиттальная).

Следует отметить, что девиация оцениваемых параметров по сагиттальной и латеральной осям вызовет смещение положения детектора от изоцентра пучка без изменения РИП дозиметрической системы, в то время как смещение по вертикальной оси является более опасным, с точки зрения значения погрешности определения опорного значения поглощенной дозы и точности калибровки ЛУЭ.

Анализ полученных изображений проводили с применением специализированного программного обеспечения Portal Dosimetry (Varian Medical Systems) версии 13.7. Оценивали снимки, полученные с использованием фотонов 6 МэВ с выравнивающим фильтром и без него в режиме интегрирования. Пример изображения камеры и профиль изоцентрического распределения дозы представлен на рис. 3.

Как видно из рисунка, на полученном изображении визуализируется как простран-

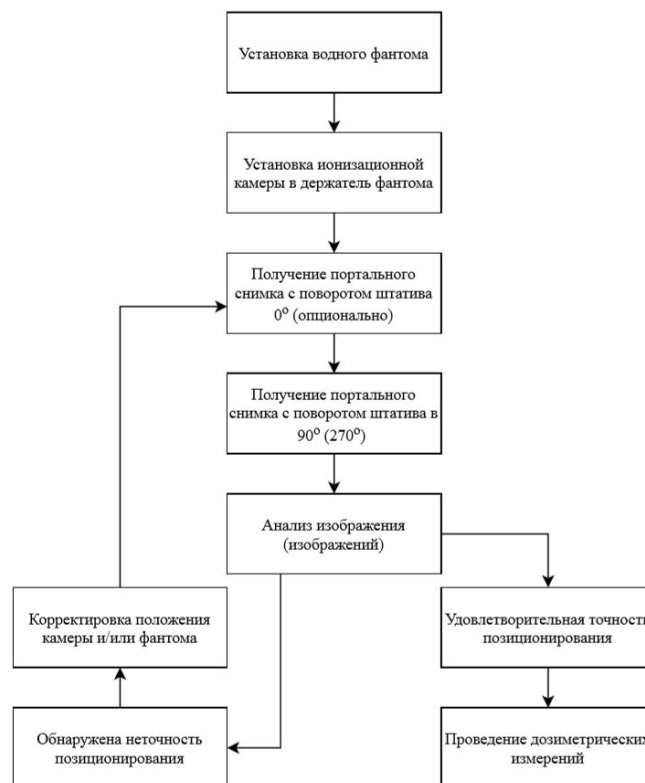


Рис. 2. Блок-схема алгоритма проведения альтернативной дополнительной проверки положения фантома и измерительного детектора

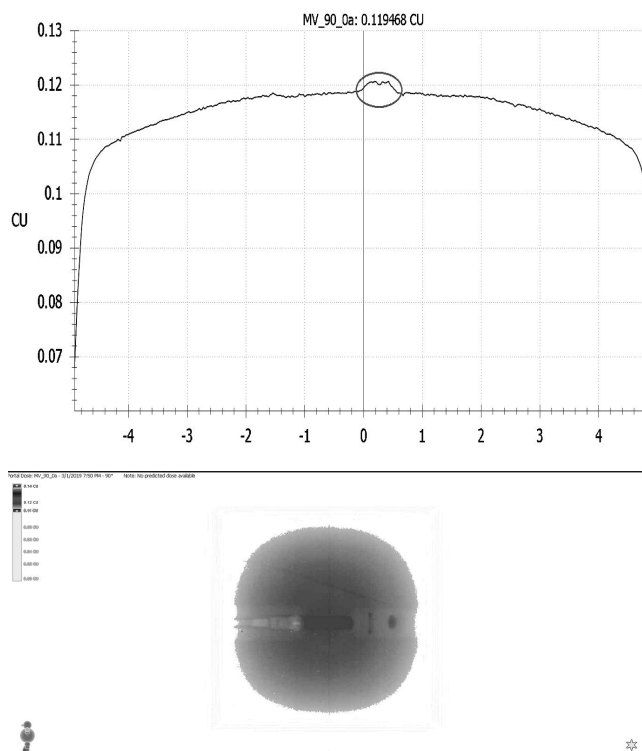


Рис. 3. Пример снимка камеры, полученный на портале и профиль дозы поля 10×10

ственное распределение интенсивности излучения, так и тень от ИК. С целью реализации использования такого изображения для центровки ИК и водного фантома, необходимо предварительно установить зависимость положения детектора на дозиметрическом снимке от его реального смещения относительно изоцентра. Таким способом становится возможным определить величину погрешности установки камеры и фантома и внести необходимые корректировки до начала дозиметрических измерений.

Для установления зависимости отклика портальной системы от реального положения ИК в фантоме авторами предложена следующая экспериментальная методика. Перед началом измерений водный фантом устанавливают таким образом, чтобы камера находилась в изоцентре радиационного пучка. Положение фантома верифицируют по световому полю и лазерным центраторам. Далее выполняют портальный снимок, для того чтобы при необходимости (в случае погрешности установки) скорректировать положение фантома. В дальнейшем осуществляют намеренное смещение ИК: стол вместе с фантомом сдвигают на 1,2 см от начального положения сперва в сторону от штатива по оси *y* с шагом 2 мм, затем стол сдвигают в точку начала отсчёта. Далее стол сдвигают на такое же расстояние с таким же шагом по оси *z*. Для каждого положения получают набор снимков и дозовых профилей (рис. 3).

Для каждого дозиметрического изображения в ПО Varian Portal Dosimetry применяют опцию Auto Alignment, которая позволяет сместить изображение по двум осям так, чтобы границы реального снимка совпали с теоретическими. Затем, при помощи опции Profile, по снимку проводят воображаемую линию, вдоль которой возможно построение профиля распределения дозы.

Результаты и обсуждение

Для каждого из полученных профильных распределений были проанализированы искажения, вызванные наличием ИК в радиационном поле (рис. 4). На рис. 4 квадратом 1 выделены возмущения, вызванные наличием детектора в поле облучения. Цифрой 2 обозначен пик снижения интенсивности излучения, вызванный поглощением металлическим элект-

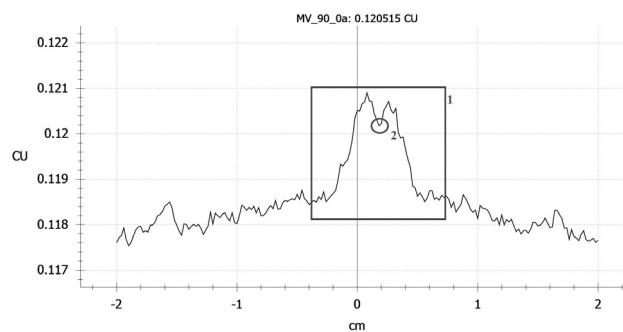


Рис. 4. Профиль дозового распределения (ионизационная камера в центре поля)

родом камеры части заряженных частиц. Идентификация границ возмущений, вызванных камерой, и точки с минимальной интенсивностью, вследствие поглощения излучения электродом, позволяют однозначно идентифицировать положение ИК и её смещение относительно изоцентра радиационного пучка.

В рассматриваемом случае электрод камеры PTW 30010 представляет собой металлический стержень толщиной 1,15 мм [11], расположенный строго в центре измерительной полости. При определении смещения детектора от изоцентра авторы руководствовались его положением относительно изоцентра, используя границы камеры (определяли по падению интенсивности излучения на 50 %).

Результаты анализа снимков, полученных для пучка с номинальной энергией 6 МэВ с фильтром при смещении фантома по оси *y*, представлены в табл. 1 и на рис. 5. Результаты анализа снимков, полученных на пучке 6 МэВ FFF (без фильтра), представлены в табл. 2 и на рис. 6.

Таблица 1
Результаты анализа снимков, полученных при смещении фантома по оси *Y* при энергии 6 МэВ

| Смещение фантома, мм | Смещение камеры относительно изоцентра, мм |
|----------------------|--|
| 2 | 2,1 |
| 4 | 4,2 |
| 6 | 6,4 |
| 8 | 7,8 |
| 10 | 9,6 |
| 12 | 11,4 |

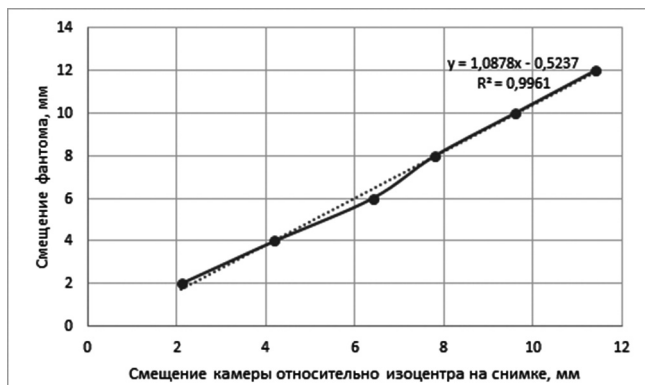


Рис. 5. Зависимость смещения камеры на снимке от положения фантома (энергия 6 МэВ)

Таблица 2
Результаты анализа снимков, полученных при смещении фантома по оси Y при энергии 6 МэВ FFF

| Смещение фантома, мм | Смещение камеры относительно изоцентра, мм |
|----------------------|--|
| 2 | 2,6 |
| 4 | 4,4 |
| 6 | 6,4 |
| 8 | 7,8 |
| 10 | 9,6 |
| 12 | 11,6 |

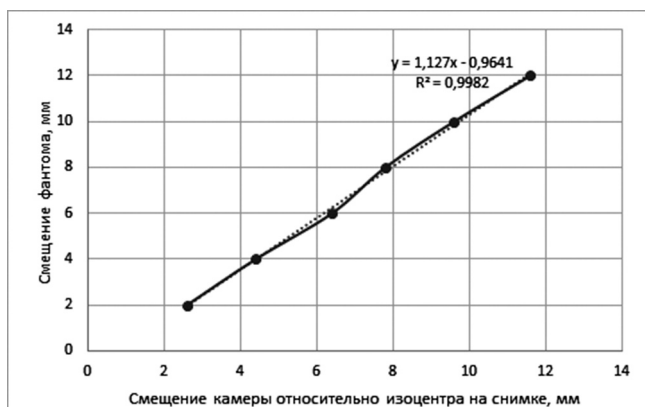


Рис. 6. Зависимость смещения камеры на снимке от положения фантома (энергия 6 МэВ FFF)

Нами определена степень корреляции r_{12} полученных наборов данных по следующей формуле [16]:

$$r_{12} = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x_1(n)x_2(n), \quad (1)$$

где N – количество анализируемых точек, $x_1(n)$ и $x_2(n)$ – точки из последовательностей 1 и 2.

Значение корреляции r_{12} для идеального случая (функция $y=x$), при приведенных ранее значениях смещения фантома относительно изоцентра, составляет 0,61. Значения корреляции для наборов данных из табл. 1 и 2 составляют 0,59 и 0,60 соответственно. Коэффициенты корреляции $K(X, Y)$, рассчитанные по формуле (2), равны 0,998 и 0,999 для первого и второго набора данных соответственно.

$$K(X, Y) = \frac{\sum (x - \bar{x})(y - \bar{y})}{\sqrt{\sum (x - \bar{x})^2 (y - \bar{y})^2}}. \quad (2)$$

Здесь x и y – значения смещения камеры на снимке и фантома на столе соответственно, а \bar{x} и \bar{y} являются средними значениями соответствующих выборок.

Результаты оценки смещения камеры по оси z аналогичны вышеописанным для оси y , полученные зависимости верны для обоих наборов данных.

Выводы

Разработана методика определения ошибки положения измерительной ИК при калибровке радиационного выхода ЛУЭ и при верификации значения поглощенной дозы в опорной точке как в плоскости падения радиационного пучка фотонов, так и в перпендикулярной ей. Установлены зависимости смещения опорного детектора по каждой оси в зависимости от полученного путем анализа портальных изображений значений положения границ ИК и ее центрального электрода. Сделан вывод, что полученные зависимости коррелируют с функцией $y=x$ в достаточной мере, чтобы признать их эквивалентными. Это значит, что полученные после анализа снимков значения смещения камеры можно использовать “как есть” при коррекции положения фантома, без проведения дополнительных вычислений. Данная методика может применяться для определения ошибки в положении измерительной камеры при калибровке радиационного выхода и верификации точечных значений поглощенной дозы без использования дополнительного дозиметрического оборудования, кроме того, которое обычно применяется при калибровке радиационного выхода ЛУЭ и верификации значения поглощенной дозы в опорной точке.

фикации точечного значения поглощенной дозы при ЛТМИ.

Нерассмотренными остаются следующие характеристики: влияние энергии излучения на полученные зависимости отклика детектора портала на смещение камеры и влияние положения границ фантома и измерительного детектора, а также на значение ошибки в установленном значении поглощенной дозы, что требует проведения дополнительных исследований.

Также неизученной остаётся зависимость смещения тени камеры на снимке от реального смещения по оси x , т.е. в вертикальной плоскости пучка. Авторами предложена методика оценки величины смещения, но для представления результатов требуется дополнительный анализ данных.

Список литературы

1. Труфанов Г.Е. Лучевая терапия. Учебник. – Москва: ГЭОТАР-Медиа. 2012. 206 с.
2. Varian Medical Systems, Inc. Eclipse photon and Electron Reference Guide. – Varian medical Systems. 2014.
3. Разработка программы лучевой терапии: аспекты клинической практики, медицинской физики, радиационной защиты и безопасности. – Вена: МАГАТЭ. 2015. 265 с.
4. Kutcher G.J., Lawrence C. Michael G. et al. Comprehensive QA for radiation oncology. AAPM Report No. 46 – USA: AAPM. 1994. 39 pp.
5. Титович Е.В., Тарутин Е.Г., Киселёв М.Г. Контроль качества характеристик современных медицинских ускорителей электронов. – Минск: БНТУ. 2011.
6. Титович Е.В. Киселёв М.Г. Методика определения ошибки в опорном значении дозы при калибровке радиационного выхода линейного ускорителя. Часть 1. Зависимость от механических параметров штатива. // Приборы и методы измерений. – Минск: БНТУ. 2015. Т. 6. № 2. С. 230–238.
7. Титович Е.В. Тарутин И.Г. Киселёв 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. – Минск: БНТУ. 2016. Т. 7. № 1. С. 83–94.
8. Титович Е.В. Тарутин И.Г. Киселёв М.Г. Методика определения ошибки в опорном значении дозы при калибровке радиационного выхода линейного ускорителя. Часть 3. Зависимость от характеристик радиационного пучка. // Приборы и методы измерений. – Минск: БНТУ. 2016. Т. 7. № 2. С. 203–210.
9. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose in Water. – Vienna: IAEA TRS-398. 2006.
10. 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. Г.В. Гацкевича, И.Г. Тарутина. – Минск: Полипринт, 2009.
11. PTW-Freiburg Physikalisch-Technische Werkstatt Atten Dr. Pychlau GmbH. Radiation Medicine QA. Solutions. – Freiburg: PTW. 2018.
12. Казанцев П.В. Лебеденко И.М. Крылова Т.А. и соавт. Практическое применение устройства порталной дозиметрии для проведения проверок в рамках программы гарантии качества ускорителей электронов // Мед. тех. 2016. № 1. С. 52–55.
13. Tatiana M.L. Initial testing of EPID pre-treatment dosimetry for Varian LINAC. – Universidade de Lisboa. 2016.
14. Varian Medical Systems, Inc. TrueBeam STx System. Specification. – Varian medical Systems. 2015.
15. Vaibhav M., Shaju P., Pranav C., Kaustav T. Dosimetric Comparison of α -Si 1200 and α -Si 1000 Electronic Portal Imager for Intensity Modulated Radiation Therapy // J. Nucl. Med. Radiat. Ther. 2018.
16. Айфичер Э., Джервис Б. Цифровая обработка сигналов: практический подход. Пер. с англ. – М.: Издательский дом “Вильямс”. 2008. 992 с.

THE ERROR DETERMINATION IN THE POSITION OF THE IONIZATION CHAMBER FOR LINAC RADIATION OUTPUT CALIBRATION AND VERIFICATION OF ABSORBED DOSE POINT VALUES

Y. Holdman, E. Titovich

Alexandrov N.N. National Cancer Centre of Belarus (NCCB), Minsk, Republic of Belarus

A description of a method for determining the deviation of the measuring ionization chamber position from the reference value during linac radiation output calibration procedure and the procedures for verifying the absorbed dose value at the reference point both in the plane of incidence of the photon radiation beam and perpendicular to it is given. The dependences of the real measuring detector's displacement on each of the axes from the values of the ionization chamber boundaries position and its central electrode obtained by analyzing portal images are obtained. It is shown that the obtained dependences correlate sufficiently with the function $y=x$ to recognize them as equivalent, and the chamber displacement obtained after analyzing the EPID images can be used "as is" for phantom position correcting, without additional calculations and dosimetric data processing. This technique can be used to determine the error of the ionization chamber position during radiation output calibration of a medical linear accelerator and verification of the values of the absorbed dose for IMRT treatment plans, no additional dosimetry equipment is needed, and the time spent on its routine use is minimal and acceptable for the typical radiotherapy department schedule.

Key words: radiation therapy, linear accelerators, quality control, radiation output, calibration, position of the ionization chamber, error determination

E-mail: e.holdman9@gmail.com