

МЕТОДИКА И АППАРАТНЫЕ СРЕДСТВА ВЕРИФИКАЦИИ ОТПУСКА ДОЗЫ ПРИ ДИНАМИЧЕСКИХ МЕТОДАХ ДИСТАНЦИОННОЙ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ

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

¹ РНПЦ онкологии и медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова,
г. Минск, Республика Беларусь

² Белорусский национальный технический университет, г. Минск, Республика Беларусь

Приведено описание оригинальной конструкции фантома для проведения верификации планов облучения при использовании динамических методов дистанционной лучевой терапии, позволившего разработать методику проведения кросс-калибровки комплексных дозовых распределений, основанной на однократном измерении стабильных во времени значений калибровочных коэффициентов, что обеспечивает необходимую реализацию запланированного распределения поглощённой дозы, сокращает продолжительность подготовки к проведению сеансов облучения пациентов и увеличивает пропускную способность ускорителя. (E-mail: e.v.titovich@gmail.com)

Ключевые слова: лучевая терапия, объемная модуляция интенсивности дозы, верификация отпуща дозы, кросс-калибровка комплексных дозовых распределений, конструкция верификационного фантома.

Введение

Современная лучевая терапия злокачественных опухолей использует в арсенале технических средств облучения линейные ускорители электронов с динамически изменяющимися характеристиками для максимального сосредоточения поглощенной дозы в объеме облучаемого очага-мишени и очень быстрого спада дозы за ее пределами [1]. Одним из наиболее перспективных методов облучения в настоящее время является метод *RapidArc* – комплексная методика динамического облучения, в которой при помощи объемной модуляции интенсивности фотонного излучения за один полный оборот штатива линейного ускорителя (360°) в мишень с каждого направления точно доставляется индивидуальная доза в соответствии с запланированным распределением [2–4]. Принципиальная схема проведения облучения по методике *RapidArc* представлена на рисунке 1.

Для модуляции дозового распределения происходит постоянное движение множества лепестков коллиматора, изменяющих размеры и форму поля облучения, а также варьируется доза, доставляемая пациенту при различных углах

наклона штатива ускорителя за счет изменения скорости его вращения и изменения мощности поглощенной дозы.

Реализация плана облучения по методике *RapidArc* осуществляется по заданным программам, разработанным в системах планирования облучения, использующих оптимизационные алгоритмы инверсного математического планирования.

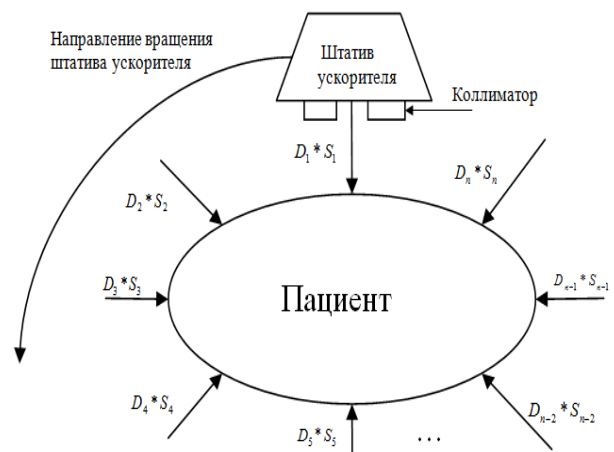


Рисунок 1 – Схема проведения облучения пациента по методике *RapidArc*: D – доза в секторе облучения, S – форма поля в секторе облучения

При планировании лечебного плана облучения, состоящего из кругового поля, окружность делится на сектора, отделенные друг от друга контрольными точками, которые характеризуются тремя основными параметрами: углом наклона штатива ускорителя, отношением доставленной дозы к полной дозе за оборот штатива, позицией каждого лепестка из множества лепестков коллиматора в секторах (форма лечебного поля).

Для каждого из секторов мощность дозы и скорость вращения штатива ускорителя постоянны. Известны также стартовая и конечная точки движения каждого лепестка из множества лепестков коллиматора. Все вышеперечисленные параметры имеют непосредственное отношение к формированию дозового распределения, поэтому сохраняются в созданном файле плана пациента в медицинском формате передачи данных и изображений *DICOM* (*.dcm).

Для безопасности проведения облучения пациентов с применением методики ротационной лучевой терапии с объемной модулированной интенсивностью необходимо обеспечить контроль технических параметров ускорителя и дозиметрических характеристик пучка. Для этого непосредственно перед проведением сеанса облучения должна проводиться верификация планов облучения каждого из пациентов с помощью фантомов.

В этой связи целью данной работы являлась разработка оригинальной конструкции специального верификационного фантома для проведения верификации планов облучения по методике *RapidArc* и методики проведения кросс-калибровки комплексных дозовых распределений, основанной на однократном измерении калибровочного коэффициента.

Методика верификации лечебного плана

Процедура верификации плана облучения пациента по методике *RapidArc* должна предшествовать началу курса облучения пациента (первой укладке) и может быть проведена одним из трех способов: с использованием навесного детектора ионизирующего излучения *EPID*, двухмерного матричного анализатора поля *2D Array* либо дозиметрической пленки [5–7]. В настоящее время наиболее распространена процедура верификации с использованием двумерных или трехмерных матричных анализаторов поля.

Основной процедурой верификации плана облучения пациента является перерасчет дозового распределения целого плана или в каждом секторе в отдельности на объемном изображении верификационного фантома. Измерения дозы проводятся матричным анализатором поля, входящим в состав верификационного фантома, который помещается в радиационное поле вместо тела пациента (рисунок 1).

Абсолютные измерения должны начинаться с проведения абсолютной калибровки матричного анализатора поля по дозе [8–10]. Наиболее простым способом, позволяющим провести такую калибровку, является кросс-калибровка. Для этого верификационный фантом облучается калибровочным полем фотонного излучения используемой энергии размером $10 \times 10 \text{ см}^2$ с известным количеством мониторинговых единиц. Облучение проводится с направления перпендикулярного поверхности верификационного фантома (угол наклона штатива – 0°). Путем сравнения полученного дозового распределения с рассчитанным планирующей системой находится калибровочный коэффициент k_{cal} . При проведении верификации измеренная дозовая карта корректируется с использованием этого калибровочного коэффициента и производится сравнение рассчитанных и полученных распределений дозы с использованием специализированного программного обеспечения.

$$D_c = D_m k_{cal}, \quad (1)$$

где D_c – рассчитанное значение поглощенной дозы; D_m – измеренное значение поглощенной дозы; k_{cal} – калибровочный коэффициент.

Основным методом оценки служит гамма-индексирование (проводится оценка соотношения точек с гамма-индексом < 1 к общему количеству точек дозовой карты, подлежащих проверке, при различных значениях параметров индексации) [11]. Проводится также сравнение профильных распределений дозы и доз в отдельных точках.

Однако использование k_{cal} применимо только для верификации по последовательным полям статического плана облучения пациента по методике лучевой терапии с модулированной интенсивностью (*Intensity-modulated Radiation Therapy, IMRT*), поскольку дозовые распределения для всех полей плана облучения должны быть получены в условиях, в которых был

получен калибровочный коэффициент, т.е. при неизменном положении штатива линейного ускорителя. Это значит, что методика кросс-калибровки не может быть использована при композитной верификации статического *IMRT* плана облучения (когда дозовое распределение получено при полном соблюдении условий облучения пациента), которая на сегодняшний день является наиболее точной и информативной [12]. Метод также не может быть применен для верификации планов облучения пациентов с применением методики *RapidArc* из-за наличия зависимости показаний электрометра от угла прохождения излучения через детектор и невозможности учета доли облучения, поглощенного при прохождении через терапевтический стол. В качестве калибровочного коэффициента может быть использован коэффициент, полученный при облучении с двух противоположных углов наклона штатива ускорителя с направления перпендикулярных поверхности верификационного фантома по формуле:

$$k_{cal} = \frac{k_{cal0} + k_{cal180}}{2}, \quad (2)$$

где k_{cal0} – коэффициент, полученный при облучении под углом наклона штатива 0° ; k_{cal180} – коэффициент, полученный при облучении под углом наклона штатива 180° .

Однако полученный калибровочный коэффициент имеет ограниченное применение и может быть использован только при многосекторном облучении, если количество мониторинговых единиц равномерно распределено по времени вращения штатива ускорителя.

Для проведения верификации планов облучения пациентов по методике ротационной лучевой терапии с объемной модулированной интенсивностью, а также композитной верификации для планов облучения со статическими *IMRT* полями, фирмы-производители предлагают к покупке готовые верификационные фантомы, которые за счет комплексной прецизионной формы водозэквивалентного слоя позволяют пренебречь зависимостью показаний электрометра от угла прохождения излучения через детектор, либо за счет механического вращения матричного анализатора поля внутри фантома, постоянно располагая его поперек оси прохождения излучения, что позволяет исполь-

зовать один калибровочный коэффициент для кросс-калибровки.

Для использования в качестве верификационного фантома авторами разработана конструкция фантома, состоящего из пластин твердотельного гомогенного водозэквивалентного фантома *RW3* (тип T29672, фирмы *PTW Freiburg*) и матричного анализатора поля *Seven29* фирмы *PTW Freiburg*. Матричный анализатор поля состоит из 27×27 вентилируемых ионизационных камер, объемом $0,5 \times 0,5 \times 0,5$ см³ каждая, с расстояниями между центрами соседних камер 1 см. Верхний слой электродов находится под слоем полиметилметакрилата (ПММА) толщиной 0,5 см, нижний слой электродов лежит на электродной пластине толщиной 2 мм., которая в свою очередь располагается на пластине ПММА толщиной 1 см. Общая толщина верификационного фантома доведена до 18,2 см; матричный анализатор поля расположен посередине; над и под ним расположен водозэквивалентный материал толщиной 8 см. Фантом был отсканирован на компьютерном томографе (КТ) *GE Lightspeed RT*, полученные данные скорректированы с использованием экспериментальной кривой перевода значений электронной плотности материала в единицы Хаунсфилда. Серия последовательных изображений, полученных на компьютерном томографе, реконструирована с использованием системы планирования облучения *Eclipse* в трехмерное топометрическое изображение.

Поскольку все измерительные детекторы расположены внутри матричного анализатора поля в одной плоскости, очевидно, что если облучать его с различных углов поворота штатива ускорителя, запланированная доза и измеренная доза будут отличаться на разные величины для каждого из углов облучения. С учётом этого, для получения коэффициента кросс-калибровки в процессе верификации динамических планов облучения *RapidArc* окружность вращения штатива была разбита на 36 секторов, по 10° каждый. Для каждого из секторов были получены свои весовые калибровочные коэффициенты.

Методика *RapidArc* предполагает непрерывное ротационное облучение, и для каждого из 36 секторов коэффициент был получен из отношения величины поглощённой дозы, полученной при расчете системой планирования с использованием алгоритма расчета фотонного дозового распределения *Anisotropic Analytical Algorithm* версии 8.9 к измеренной дозе при ротационном облучении (3):

$$k_{calx} = \frac{D_{mx}}{D_{cx}}, \quad (3)$$

где k_{calx} – весовой калибровочный коэффициент для сектора (угла) вращения штатива x градусов; D_{mx} – измеренное значение поглощенной дозы, полученное центральным детектором матричного анализатора поля *Seven29* при угле наклона штатива x градусов; D_{cx} – рассчитанное значение поглощенной дозы в изоцентре поля облучения дозы при угле наклона штатива x градусов.

Коэффициенты могут значительно отличаться друг от друга для двух соседних секторов, поэтому возникает сложность при определении коэффициента для углов, находящихся на границе этих секторов. Зависимость этих различий от угла не является линейной, поэтому вместо вычисления таких промежуточных коэффициентов они были получены методом линейной интерполяции.

Для установления зависимости значений k_{calx} от внешних условий окружающей среды (температура воздуха, давление) измерения были проведены 10 раз с интервалом в 3 дня между ними. В ходе каждого из измерений получены

72 значения калибровочных коэффициентов (для 36 статических полей с интервалом наклона штатива 10° , для секторных полей – 36 значений, сектора по 10°). Измерения проводились на линейном ускорителе *Unique* фирмы *Varian*, установленном в РНПЦ онкологии и медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова, с энергией генерации фотонов 6 МэВ. Калибровочный фантом устанавливался в фиксированное положение на лечебном столе, его положение верифицировалось при помощи портальных изображений.

Результаты исследований

В ходе эксперимента установлена нелинейная зависимость калибровочных коэффициентов от угла наклона штатива ускорителя (рисунок 2), что делает невозможным использование k_{cal0} или суммы k_{cal0} и k_{cal180} для определения результирующего калибровочного коэффициента без дополнительной обработки результатов. Были вычислены усредненные весовые калибровочные коэффициенты по результатам десяти независимых измерений, проведенных в десять разных дней.



Рисунок 2 – Зависимость значений весовых калибровочных коэффициентов от угла наклона штатива ускорителя

Для оценки влияния изменения параметров окружающей среды (температура и давление воздуха) на значения калибровочных коэффициентов проведена серия экспериментов по измерению коэффициентов в течение 10 дней (имеются в виду различные значения температуры и давления воздуха в процедурном помещении). На основании полученных экспериментальных данных установлено, что влияние условий проведения процедуры облучения вызывает отклонение значений калибровочных коэффициентов менее чем на 1 % от значения, среднего из 10 измерений, что позволяет использовать полученные средние значения для вычисления результирующего калибровочного коэффициента.

При вычислении результирующего калибровочного коэффициента план облучения разбивается на 72 отдельных сектора облучения, для каждого из которых вычисляется свой весовой калибровочный коэффициент. Эти коэффициенты корректируются на фракцию дозы для данного сектора. Для получения значений количества излучения, проходящего через фантом (фракции дозы) при облучении определённого сектора вращения штатива ускорителя, применено разработанное нами специальное программное обеспечение, которое позволяет получить информацию о параметрах облучения секторного поля в числовом формате путем преобразования DICOM файла плана облучения пациента после его экспорта из системы планирования. Результирующий калибровочный коэффициент равен сумме скорректированных весовых коэффициентов в секторах, доза в которых отлична от нуля.

Кросс-калибровка осуществляется путем облучения верификационного фантома калибровочным IMRT полем фотонного излучения размером $10 \times 10 \text{ см}^2$ с количеством мониторинговых единиц равным 100. Облучение проводится с направления, перпендикулярного поверхности верификационного фантома (угол наклона штатива – 0°). Калибровочный коэффициент k_{cal} для каждого индивидуального плана облучения находится путем сравнения значения поглощенной дозы, измеренного центральным детектором матричного анализатора поля Seven29, со значением, рассчитанным планирующей системой для калибровочного IMRT-поля фотонного излучения размером $10 \times 10 \text{ см}^2$.

Калибровочный коэффициент, применимый для верификации отпуска дозы при ис-

пользовании динамического облучения по методике *RapidArc*, равен произведению результирующего калибровочного коэффициента и коэффициента кросс-калибровки и может быть определен по формуле:

$$k_{calROT} = k_{cal} \sum_{i=1}^n k_{calxi} D_{xi}, \quad (3)$$

где k_{calxi} – калибровочный коэффициент для i -го сектора облучения; D_{xi} – фракция дозы в i -м секторе; k_{calROT} – калибровочный коэффициент для динамического облучения по методике *RapidArc*; k_{cal} – калибровочный коэффициент для индивидуального плана облучения.

После получения калибровочного коэффициента для динамического облучения по методике *RapidArc* измеренное дозовое распределение для секторного плана облучения корректируется с использованием этого калибровочного коэффициента. После этого производится сравнение рассчитанных и полученных распределений дозы с использованием специализированного программного обеспечения по методу гамма-индексирования при различных значениях параметров индексации и определении возможности проведения облучения пациента по методике *RapidArc*.

Заключение

1. Разработана оригинальная конструкция верификационного фантома, состоящая из твердотельного гомогенного водозэквивалентного фантома и матричного анализатора поля, позволяющая осуществлять верификацию планов облучения по методике *RapidArc*.

2. С использованием разработанного фантома получены экспериментальные данные, отражающие влияние угла наклона штатива ускорителя, а также изменения температуры, давления и влажности воздуха в процедурном помещении на значения калибровочных коэффициентов. Установлено, что имеет место устойчивая однозначная зависимость значений этих коэффициентов от угла наклона штатива, а влияние параметров окружающей среды в процедурном помещении вызывает отклонение значений калибровочных коэффициентов от их средних значений менее чем на 1 %.

3. Разработана методика проведения кросс-калибровки комплексных дозовых распределений, основанная на однократном измерении ко-

эффicientа кросс-калибровки, что обеспечивает реализацию запланированного распределения поглощенной дозы, сокращает продолжительность подготовки к проведению сеансов облучения пациентов и увеличивает пропускную способность ускорителя.

Список использованных источников

1. IMRT commissioning: Multiple institution planning and Dosimetry comparisons / Report AAPM Task Group 119. – 2009.
2. *Jørgensen Mai-Britt K.* Machine-specific QC in Aarhus using EPID / K. Mai-Britt Jørgensen, L. Hoffmann, L.P. Muren [et al.] / Proceed of RA workshop // Denmark 2012.
3. *Hoffmann, L.* Patient specific QC in Aarhus / L. Hoffmann, U.V. Elstrøm, K. Mai-Britt Jørgensen / Proceed of RA workshop // Denmark 2012.
4. *Fredh, A.* RapidArc QA at Rigshospitalet / A. Fredh, M. Hörling // Proceed of RA workshop // Denmark 2012.
5. *Nicolini, G.* GLAaS: An absolute dose calibration algorithm for an amorphous silicon portal imager. Applications to IMRT verifications / G. Nicolini, A. Fogliata, E. Vanetti [et al.] // Med. Phys. – V. 33. – 2006. – P. 2839.
6. *Nicolini, G.* The GLAaS algorithm for portal dosimetry and quality assurance of RapidArc, an intensity modulated rotational therapy / G. Nicolini, E. Vanetti, A. Clivio [et al.] // Radiation Oncology. – V. 3. – 2008. – P. 24–32.
7. *Essers, M.* Commissioning of a commercially available system for intensitymodulated radiotherapy dose delivery with dynamic multileaf collimation / M. Essers, M. De Langen, M.L.P. Dirx [et al.] // Radiotherapy and Oncology. – V. 60. – 2001. – P. 215–224.
8. 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. – № 398. – Vienna, 2000.
9. *Bocanek, J.* Report from the feasibility testing of MatriXX device for RapidArc QA / J. Bocanek // Proceed of Varian Medical Systems workshop. – 2008.
10. *Van Esch, A.* Dominique P. Huyskens Mauro Iori Christian Clermont and Magali Devillers On-line quality assurance of rotational radiotherapy treatment delivery by means of a 2D ion chamber array and the Octavius phantom / A. Van Esch, D.P. Huyskens, M. Iori // Med. Phys. – V. 34. – 2007. – P. 3825–3837.
11. *Depuydt, T.* A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation / T. Depuydt A. Van Esch, D.P. Huyskens // Radiotherapy and Oncology. – V. 62. – 2002. – P. 309–319.
12. *Van Esch, A.* Acceptance tests and quality control (QC) procedures for the clinical implementation of intensity modulated radiotherapy (IMRT) using inverse planning and the sliding window technique: experience from five radiotherapy departments / A. Van Esch, J. Bohsungb, P. Sorvaric [et al.] // Radiotherapy and Oncology. – V. 65. – 2002. – P. 53–70.

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

Methods and hardware of dose output verification for dynamic radiotherapy

The design of special verification phantom for dynamic radiotherapy checking is described. This phantom permits to insert the dose distribution cross-calibration before every days patients irradiation on Linac with RapidArc. Cross-calibration factor is defined by approximation of large number correction factors measured in phantom at different angles of gantry rotation and middle quantity calculation. The long range stability of all correction factors have been evaluated during checking of setting treatment plans and did not exceed 1 %. The fast checking of patient's dynamic irradiation with developed method gives possibility exactly realize of planning dose distribution and to increase the capacity of accelerators.

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

Key words: RapidArc, dose output verification, cross-calibration of complex dose fluences, verification phantom construction.

Поступила в редакцию 18.01.2013.