## БИОФИЗИКА И МЕДИЦИНСКАЯ ФИЗИКА

# Исследование угловой чувствительности детекторного массива MatriXX для проведения дозиметрической верификации лечебных планов с модуляцией интенсивности

А. А. Логинова, <sup>1,2,a</sup> Д. А. Товмасян, <sup>1,3,6</sup> Д. А. Коконцев, <sup>1</sup> С. М. Варзарь, <sup>3</sup> А. П. Черняев <sup>3</sup> <sup>1</sup> Национальный медицинский исследовательский центр детской гематологии, онкологии и иммунологии имени Дмитрия Рогачева. Россия, 117997, Москва, ул. Саморы Машела, д. 1. <sup>2</sup> Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова, Научно-исследовательский институт ядерной физики имени Д.В. Скобельцина. Россия, 119991, Москва, Ленинские горы, д. 1, стр. 2. <sup>3</sup> Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова, физический факультет, кафедра физики ускорителей и радиационной медицины. Россия, 119991, Москва, Ленинские горы, д. 1, стр. 2.

Поступила в редакцию 09.04.2021, после доработки 29.04.2021, принята к публикации 20.06.2021.

В работе исследовалась угловая чувствительность детекторного массива MatriXX (IBA Dosimetry) с целью внесения поправок в измеренное распределение дозы для повышения точности верификации планов с модуляцией интенсивности. MatriXX в комбинации с фантомом MultiCube облучали на медицинском линейном ускорителе при различных положениях гантри. Измеренное распределение доз для каждого облучаемого угла обрабатывалось в Python 3 и сравнивалось с референсным. Референсное распределение дозы для соответствующей геометрии было получено с помощью расчета в системе планирования Monaco 5.10 (Elekta). Созданы наборы поправочных коэффициентов угловой чувствительности детекторного массива MatriXX как функции угла гантри ускорителя. Угловая зависимость MatriXX была проанализирована статистически, после чего было принято решение использовать единый поправочный коэффициент для каждого ряда детекторов, за исключением углов в диапазонах 90°—95° и 265°—270°, где был применен уникальный коэффициент для каждого детектора. Применение разработанных факторов коррекции, учитывающих угловую чувствительность детекторов, позволило повысить точность измерений и тем самым получить лучшие результаты дозиметрической проверки планов по сравнению с измерениями, где угловая чувствительность детекторов не принималась в расчет.

*Ключевые слова*: ионизационная камера, детектор, угловая чувствительность, распределение дозы. УДК: 53.06. PACS: 87.53.-Dq.

#### **ВВЕДЕНИЕ**

Основополагающей стратегией современной ЛТ являются точные знания о местоположении в трех измерениях всех облучаемых нормальных и злокачественных тканей, а также способность доставлять дозу с аналогичной пространственной точностью. Эти аспекты и последние достижения науки в области визуализации являются фундаментальными предпосылками, которые привели к появлению лучевой терапии с модуляцией интенсивности (IMRT, Intensity Modulated Radiation Therapy). Использование IMRT позволяет существенно повысить конформность облучения мишени при уменьшении дозы в органах риска. Частным случаем IMRT является технология VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy), при использовании которой динамическое движение мультилепесткового коллиматора (МЛК) сочетается с вращением гантри медицинского линейного ускорителя вокруг облучаемого объекта и постоянно изменяемой мощностью подводимой дозы [1, 2]. Распределения дозы в случае применения технологии IMRT имеет сложную гетерогенную форму, что вызвано использованием суперпозиции малых полей сложной формы, подводимых с различных направлений гантри. При этом важное значение имеет обеспечение гарантии качества процедуры облучения, в частности индивидуальная проверка планов лучевой терапии, призванная идентифицировать различия между расчетной и доставляемой пациенту дозой.

Тотальное облучение тела в комбинации с трансплантацией костного мозга широко применяется при лечении многих онкогематологических заболеваний [3–6]. В таких планах мишень имеет большой размер и нерегулярную форму, количество сегментов и мониторных единиц, как правило, на порядок выше, чем в стандартных планах лучевой терапии, а взаимная согласованность движения МЛК и гантри имеет решающее значение. Дозиметрическая верификация индивидуального плана облучения способна выявить часть ошибок, связанных с реализацией плана, настройками пучка, воспроизводимостью запланированного движения гантри и лепестков МЛК с учетом гравитационных эффектов, способных влиять на механику движений аппаратуры.

Применение современных технологий IMRT и VMAT требует тщательной дозиметрической верификации, которая включает в себя сравнение измеренного и рассчитанного в системе планирования распределений дозы [7]. Двумерные

<sup>&</sup>lt;sup>a</sup> E-mail: aloginovaa@gmail.com

<sup>&</sup>lt;sup>6</sup> E-mail: dianatovmasyan95@gmail.com

массивы ионизационных камер или диодов широко используются для верификации сложных планов лучевой терапии [8–16].

MatriXX разработан таким образом, чтобы наиболее точно измерять дозы для пучков, с нормальным падением относительно его поверхности, и имеет угловую чувствительность, которая влияет на результат измерений, что затрудняет их интерпретацию, так как невозможно дифференцировать причины найденных несоответствий, будь то влияние угловой чувствительности или актуальные неточности доставки дозы.

Целью работы является исследование угловой чувствительности двухмерного детекторного массива MatriXX (IBA), создание и применение факторов угловой коррекции, позволяющих улучшить точность верификации планов.

#### 1. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Массив детекторов MatriXX состоит из вентилируемых 1020 ионизационных камер, чувствительность камер имеет угловую зависимость. Производитель предоставляет возможность вносить поправку на угловую чувствительность детекторов, если измерения дозы происходят в комплекте с инклинометром, установленным на гантри ускорителя, позволяющем соотносить текущее положение угла гантри с измерением в данный момент времени. В данной работе исследовалась угловая чувствительность MatriXX с целью внесения поправок в измеренное распределение дозы.

МаtriXX в комбинации с фантомом MultiCube облучали на медицинском линейном ускорителе Elekta Synergy пучками фотонов с энергией 6 МэВ, по 100 мониторных единиц, расстояние до пересечения с центральной осью плоскости детекторов 100 см, поля размером  $30 \times 40$  см $^2$  с шагом  $5^\circ$  для углов в диапазоне от  $0^\circ$  до  $360^\circ$  и с шагом  $1^\circ$  для углов в диапазоне от  $85^\circ$  до  $95^\circ$  и от  $265^\circ$  до  $275^\circ$ . Перед началом измерений устройство было откалибровано по абсолютной дозе. Полученное распределение доз для каждого облучаемого угла экспортировалось из OmniPro I'mRT в формате ASCII, считывалось и обрабатывалось в Python 3.

В качестве референсных распределений дозы использовались расчеты в системе планирования (СП) Мопасо 5.10; изображения компьютерной томографии фантома с матрицей были импортированы в Мопасо 5.10; для расчета использовались данные о плотности материала фантома согласно спецификации производителя; эффекты ослабления, вызванные прохождением пучка излучения через стол, на котором расположен фантом, также были приняты во внимание. Алгоритм расчета X-гау Voxel Monte Carlo (XVMC), статистическая неопределенность 0,6%, размер расчетного вокселя 2 мм.

Полученные в плоскости интереса референсные распределения дозы были экспортированы из СП в формате DICOM. При помощи программного обеспечения производителя матрицы OmniPro I'MRT (IBA Dosimetry) значения доз были преобразованы для получения двумерной дозовой матрицы, совпадающей по размерности с центром каждой камеры массива детекторов, после чего экспортированы

в формате ASCII и в дальнейшем обрабатывались в Python 3.

В работе для индивидуальной верификации планов применен следующий подход: лечебный план, содержащий полную информацию о последовательности движения лепестков МЛК как функции движения гантри и количества отпускаемых мониторных единиц, пересчитывается в новой геометрии фантома MultiCube, скомбинированного с массивом детекторов MatriXX, и затем реализуется. Измеренное распределение дозы сравнивается с расчетным распределением в геометрии фантома. Облучение фантома происходит при тех же условиях, что и облучение пациента, планы идентичны. Таким образом, прямое измерение дозы внутри фантома позволяет максимально приблизить условия измерений к реальной ситуации, включая взаимную согласованность вращения гантри и движения лепестков коллиматора. Затем измеренное распределение дозы сравнивается с расчетным распределением дозы, соответствующим плоскости, в которой расположены детекторы. Измерения обрабатывались в программном обеспечении OmniPro I'mRT v.1.7. и My QA v 2017-002.

Распределение дозы представляет собой двумерный массив точек, каждая из которых обладает определенным пространственным положением и значением дозы. Сравнение полученных распределений дозы является частью клинического процесса, цель которого состоит в определении того, находятся ли найденные различия в пределах, считающихся клинически значимыми. В данной работе для сравнения двух распределений дозы, а именно запланированного и измеренного, был использован наиболее часто рекомендуемый в медицинской физике метод  $\gamma$ -анализа [17, 18], учитывающий как дозиметрические, так и пространственные неопределенности.

Чтобы вычислить значение  $\gamma$ , соответствующее определенной точке измерения $r_m$ , необходимо определить различие между измеренной  $D_m$  и расчетной дозами  $D_c$ :

$$\delta(r_m, r_c) = D_m - D_c,\tag{1}$$

а также расстояние r до ближайшей точки  $r_m$ , измерение в которой совпадает с расчетной дозой  $r_c$ :

$$r(r_m, r_c) = |r_m, r_c|. (2)$$

Тогда  $\gamma$  для точки измерений  $r_m$  рассчитывается следующим образом:

$$\gamma(r_m) = \min \left\{ \Gamma(r_m, r_c) \right\} \forall (r_c), \qquad (3)$$

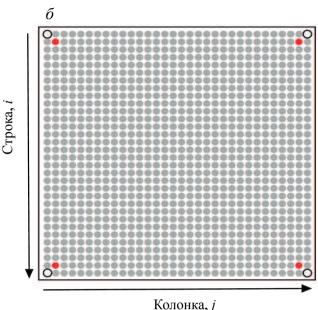
где

$$\Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\frac{r^2(r_m, r_c)}{\Delta d_m^2} + \frac{\delta^2(r_m, r_c)}{\Delta D_m^2}}, \quad (4)$$

 $\Delta d_m$  — заданный критерий допуска по расстоянию между точками с одинаковым значением дозы,  $\Delta D_m$  — заданный критерий допуска по значению

Будет ли рассматриваемая точка удовлетворять критерию, зависит от значения  $\gamma(r_m)$ :





Rosioniku, j

*Рис. 1. а* — Внешний вид массива детекторов MatriXX. *б* — Схема расположения детекторов относительно принятой системы координат. Серым цветом обозначены детекторы. Углы матрицы, в которых детекторы отсутствуют, обозначены полыми кругами

- $\gamma(r_m) \leqslant 1$  удовлетворяет,
- $\gamma(r_m) > 1$  не удовлетворяет.

Значение  $\gamma$  должно быть вычислено для всех точек в области интереса. Процент точек, удовлетворяющий заданным критериям, определяет результат дозиметрической проверки индивидуальных планов. Например, часто используемый критерий приемлемости при верификации планов заключается в том, чтобы как минимум 95% всех точек удовлетворяли  $\gamma$ -критерию 3% 3мм, то есть  $\Delta D_m=3\%$ ,  $\Delta d_m=3$  мм.

#### 2. РЕЗУЛЬТАТЫ

#### 2.1. Определение фактора нормализации

На (рис. 1) представлена схема расположения детекторов MatriXX относительно принятой системы координат.

Для того, чтобы минимизировать влияние случайных девиаций, вызванных текущей настройкой ускорителя и неточностями модели фантома в СП, был рассчитан фактор нормализации N, расчет происходил в несколько этапов.

1. Симметризация референсного распределения дозы при угле гантри  $0^{\circ}$  в соответствии с уравнением

$$\begin{split} D_{i,j}^{\text{TPS,sym}} &= \left(D_{i,j}^{\text{TPS}} + D_{i,j_{\text{max}}+1-j}^{\text{TPS}} + \right. \\ &+ D_{i_{\text{max}}+1-i,j}^{\text{TPS}} + D_{i_{\text{max}}+1-i,j_{\text{max}}+1-j}^{\text{TPS}}\right) \! / 4, \quad \text{(5)} \end{split}$$

где  $D_{i,j}^{\mathrm{TPS}}$  — доза, рассчитанная в СП и соответствующая детектору, расположенному в строке i и колонке j.

2. Симметризация измеренного при помощи MatriXX распределения дозы при угле гантри  $0^{\circ}$  в соответствии с уравнением

$$\begin{split} D_{i,j}^{\text{meas,sym}} &= \big(D_{i,j}^{\text{meas}} + D_{i,j_{\text{max}}+1-j}^{\text{meas}} + \\ &\quad + D_{i_{\text{max}}+1-i,j}^{\text{meas}} + D_{i_{\text{max}}+1-i,j_{\text{max}}+1-j}^{\text{meas}} \big) \big/ 4, \quad \text{(6)} \end{split}$$

где  $D_{i,j}^{\mathrm{meas}}$  — доза, измеренная детектором на позиции i,j

3. Расчет фактора нормализации как отношения  $D^{\mathrm{meas,sym}}$  к  $D^{\mathrm{TPS,sym}}$ :

$$N = \sum_{1}^{32} \sum_{i_{\text{min}}}^{j_{\text{max}}} \frac{1}{n} \frac{D_{i,j}^{\text{meas,sym}}}{D_{i,j}^{\text{TPS,sym}}},$$
 (7)

где n — количество детекторов, равное 32.

В угловых позициях матрицы детекторы отсутствуют, поэтому:

- ullet если i=1 или i=32, то  $j_{\max}=31$  и  $j_{\min}=2$ ;
- ullet если i 
  eq 1 и i 
  eq 32, то  $j_{
  m max} = 32$  и  $j_{
  m min} = 1$ .

В результате было получено значение фактора нормализации N, равное 1.004.

#### 2.2. Расчет факторов угловой коррекции

Коэффициенты коррекции были получены из отношения средней расчетной дозы в позиции соответствующей камеры к средней измеренной дозе:

$$C_{i,j}\left(\theta\right) = N \frac{\overline{D}_{i,j}^{\text{TPS,sym}}\left(\theta\right)}{\overline{D}_{i,j}^{\text{meas,sym}}\left(\theta\right)}.$$
 (8)

Для применения коэффициентов коррекции в программном обеспечении OmniProIMRT необходимо сформировать факторы угловой коррекции: таблицы преобразования данных LUTs (Look Up Tables). В данной работе было сформировано несколько LUTs, отличающихся способом, в соответствии с которым усреднялись полученные факторы коррекции.

Далее представлены все варианты расчета LUTs и способ их получения.

Для всех LUTs дозы, рассчитанные в СП, усредняли по углам поворота гантри ускорителя  $\theta$  и  $360 - \theta$ .

$$D_{i,j}^{\text{TPS,sym}\theta}(\theta) = \frac{1}{2} \left( D_{i,j}^{\text{TPS,sym}}(\theta) + D_{i,j_{\text{max}}+1-j}^{\text{TPS,sym}}(360^{\circ} - \theta) \right). \quad (9)$$

## a) LUT «1x1sym».

Для первой LUT «1x1sym» усреднение значений между соседними детекторами не выполнялось, и, таким образом, каждая камера имеет свой собственный коэффициент коррекции, рассчитанный в соответствии с формулой (7), где

$$\overline{D}_{i,j}^{\text{meas,sym}} = D_{i,j}^{\text{meas,sym}}$$
 (10)

И

$$\overline{D}_{i,j}^{\text{TPS,sym}} = D_{i,j}^{TPS,sym\theta}.$$
(11)

#### б) LUT «32x1sym».

Доза в каждой колонке усредняется:

$$\overline{D}_{i,j}^{\text{meas,sym}} = \frac{1}{i_{\text{max}} - i_{\text{min}} + 1} \sum_{i_{\text{min}}}^{i_{\text{max}}} D_{i,j}^{\text{meas,sym}}$$
(12)

И

$$\overline{D}_{i,j}^{\text{TPS,sym}} = \frac{1}{i_{\text{max}} - i_{\text{min}} + 1} \sum_{i_{\text{min}}}^{i_{\text{max}}} D_{i,j}^{TPD,sym\theta}.$$
 (13)

В угловых позициях матрицы детекторы отсутствуют, поэтому

- ullet если i=1 или i=32, то  $j_{\max}=31$  и  $j_{\min}=2$ ;
- $\bullet$  если  $i \neq 1$  и  $i \neq 32$ , то  $j_{\max} = 32$  и  $j_{\min} = 1$ .
  - в) LUT «32х1sym \_ and \_ 1х1sym».

Данная LUT была создана посредством различных подходов при разных углах гантри. При углах гантри  $[90^\circ-95^\circ]$  и  $[265^\circ-270^\circ]$   $\overline{D}_{i,j}^{\text{TPS,sym}}$  и  $\overline{D}_{i,j}^{\text{meas,sym}}$  были рассчитаны в соответствии с уравнениями (9) и (10) (симметризация по углу, без усреднения). Для всех других углов гантри — в соответствии с уравнениями (11) и (12) (симметризация по углу, усреднение по колонке).

# 2.3. Статистический анализ полученных коэффициентов коррекции

При тех углах, где средняя измеренная доза или ее отклонения значительно отличаются от расчетной средней дозы или ее отклонения, поправочные коэффициенты, безусловно, необходимы. В идеале (когда поправочные коэффициенты не требуются) эти различия будут результатом неопределенностей, связанных с измерениями MatriXX и расчетами в СП. Чтобы оценить, при каких значениях углов внутренняя угловая зависимость MartiXX значительна, были рассчитаны средняя измеренная и рассчитанная дозы, а также их стандартные отклонения и среднее абсолютное отклонение (в том числе под углом  $0^{\circ}$ , служащим основой для сравнения). Относительные стандартные отклонения  $STD_r$  и средние отклонения  $MD_r$  рассчитывались по осям x и y для

доз, рассчитанных в СП и измеренных MatriXX для каждого угла гантри. Кроме того, была проверена обоснованность предположений о том, что один и тот же поправочный коэффициент может применяться ко всем детекторам в данной строке или столбце.

Относительные стандартные отклонения  $STD_r^{y,\mathrm{TPS}}$ , средние отклонения  $MD_r^{y,\mathrm{TPS}}$  значений доз вдоль каждой колонки j, рассчитанных в СП и измеренных MatriXX  $(STD_r^{y,\mathrm{meas}})$  и  $MD_r^{y,\mathrm{meas}}$ ) для соответствующего угла  $\theta$ , рассчитывались следующим образом.

Средняя доза вдоль колонки j определялась как

$$\overline{D}_{j}^{y}\left(\theta\right) = \frac{1}{i_{\max} - i_{\min} + 1} \sum_{i_{\min}}^{i_{\max}} D_{i,j}.$$
 (14)

Относительное стандартное отклонение

$$STD_{r}^{y}\left(\theta\right) = \sqrt{\frac{\sum_{j_{\min}}^{j_{\max}} \sum_{i_{\min}}^{i_{\max}} \left(D_{i,j} - \overline{D}_{j}^{y}\right)^{2}}{n-1}},$$
 (15)

где n — это общее количество детекторов. Среднее абсолютное отклонение

$$MD_r^y(\theta) = \frac{\sum_{j_{\min}}^{j_{\max}} \sum_{i_{\min}}^{i_{\max}} \left| D_{i,j} - \overline{D}_j^y \right|}{n}.$$
 (16)

Относительное стандартные и средние отклонения расчетной дозы вдоль строк i ( $STD_r^{y,{\rm TPS}}$  и  $MD_r^{y,{\rm TPS}}$ ) и измеренной дозы  $STD_r^{x,{\rm meas}}$  и  $MD_r^{x,{\rm meas}}$  были также рассчитаны аналогичным способом. Результаты представлены на рис. 2.

Относительные стандартные отклонения измеренных и рассчитанных доз вдоль строк значительно больше, чем вдоль колонок. Это связано с двумя факторами. Во-первых, расстояние от источника до детекторов, расположенных вдоль строк, меняется в соответствии с существующей геометрией облучения и сильно зависит от угла гантри, достигая максимума своего влияния на углах, близких к 90° и 270°. Во-вторых, свой вклад вносит прямоугольная форма фантома, изменяющая радиологическую длину пути частиц и спектр пучка, достигающего детекторов при углах гантри, близких к 60°, 120°, 240° и 300°. В соответствии с существующей геометрией облучения, существующая вариация значений доз вдоль колонок значительно меньше (рис. 2).

Рассчитаем для каждого угла отношение коэффициента угловой коррекции к его среднему значению вдоль колонки j:

$$R_{i,j}^{y}\left(\theta\right) = \frac{C_{i,j}^{\theta}}{C_{i,j}^{\theta}\left(averaged\_by\_colomn\right)},\tag{17}$$

где  $C_{i,j}^{\theta}$   $(averaged\_by\_colomn)$  — среднее значение коэффициента угловой коррекции  $C_{i,j}^{\theta}$  вдоль колонки j и вдоль строки i:

$$R_{i,j}^{x}\left(\theta\right) = \frac{C_{i,j}^{\theta}}{C_{i,j}^{\theta}\left(averaged\_by\_raw\right)},\tag{18}$$

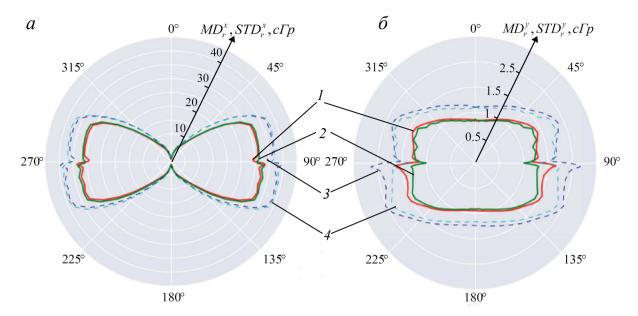
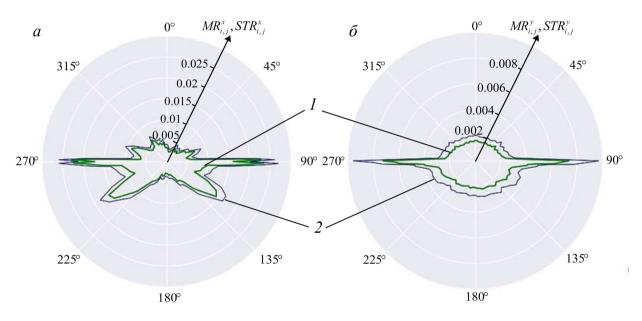


Рис. 2. Средние абсолютные отклонения (1,2) и относительные стандартные отклонения (3,4) рассчитанных в СП (2,4) и измеренных MatriXX (1,3) значений доз в строках (a) и в колонках (b)



*Рис. 3.* Стандартные отклонения 1 и средние отклонения отношения коэффициентов угловой коррекции 2 к их среднему значению:  $a - STD_{i,j}^x$  и  $MD_{i,j}^x$  в строке;  $b - STD_{i,j}^y$  и  $MD_{i,j}^y$  в столбце

где  $C_{i,j}^{\theta}\left(averaged\_by\_raw\right)$  — среднее значение коэффициента угловой коррекции  $C_{i,j}^{\theta}$  вдоль строки i.

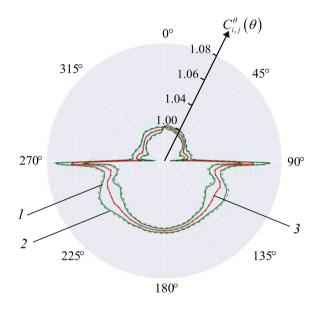
Чтобы оценить обоснованность предположения о том, что один и тот же поправочный коэффициент может быть применен ко всем детекторам в одном столбце и аналогично в одной строке, рассчитаем стандартное отклонение и среднее отклонение отношений  $R_{i,j}^y(\theta)$  и  $R_{i,j}^x(\theta)$  по формулам, аналогичным (13), (14), (15), их значения для соответствующих углов гантри представлены рис. 3.

При  $0^\circ$  относительное стандартное отклонение и абсолютное отклонение являются результатом неопределенностей, связанных с расчетами в СП, откликов детекторов, точностью установки угла гантри и равномерностью профиля пучка. Для углов, отклонения  $R^x_{i,j}(\theta)$  в которых значительно превы-

шают отклонения при  $0^{\circ}$ , один поправочный коэффициент для каждой строки использоваться не должен. Для большинства углов средние и стандартные отклонения этого отношения более чем в два раза превышают отклонения при 0°. Если  $R_{i,j}^{y}\left( heta
ight)$  значительно превышает отклонения при  $0^{\circ}$ , то один поправочный коэффициент для каждого столбца так же использовать не следует. Только для углов в диапазоне  $85^{\circ} - 95^{\circ}$  и  $265^{\circ} - 270^{\circ}$ среднее и стандартное отклонения этого отношения более чем в полтора раза превышают отклонения при  $0^{\circ}$  (стандартное отклонение при  $0^{\circ}$  составляет около 0.2%). Таким образом, статистический анализ результатов полученных коэффициентов угловой коррекции показал, что можно использовать усредненные значения коэффициентов угловой коррекции

Фактор коррекции	Среднее количество точек,	Средний количество точек,
	удовлетворяющих критерию	удовлетворяющих критерию
	$\gamma$ 3%, 3 mm, %	$\gamma$ 2%, 2mm, %
Нет коррекции	$93.5 \pm 4.9$	$76.2 \pm 3.9$
$32x1sym$ _ and _ $1x1sym$	$99.2 \pm 1.6$	$92.1 \pm 1.7$
32x1sym	$98.3 \pm 4.0$	$90.1 \pm 4.2$
1x1sym	$97.3 \pm 4.1$	$89.8 \pm 3.8$

Таблица 1. Применение полученных поправочных коэффициентов для верификации 30 планов пациентов с модуляцией интенсивности,  $\gamma$ -критерии 3%, 3 мм и 2%, 2 мм



Pис. 4. Среднее значение 1, стандартное 2 и среднее абсолютное отклонение 3 коэффициентов угловой коррекции  $C_{i,j}^{\theta}$ , рассчитанных для LUT «32х1sym и 1х1sym» при различных углах гантри

по столбцу для всех углов за исключением  $85^\circ-95^\circ$  и  $265^\circ-270^\circ$ , где логично оставить индивидуальные для каждого детектора значения. Такой набор коэффициентов  $C_{i,j}^\theta$  соответствует разработанной LUT «32x1sym\_and\_1x1sym»; угловое распределение этих коэффициентов угловой коррекции представлено на рис. 4.

Отклик камер при изменении угла гантри демонстрирует большую изменчивость (рис. 4). Когда поступающее излучение параллельно плоскости, в которой расположены ионизационные камеры, большая часть фотонов будет проходить через камеры, заполненные воздухом, а не через поглощающий материал фантома. Кроме того, калибровка по абсолютной дозе ионизационных камеры MatriXX производится при нормальном падении пучка относительно плоскости детекторов при использовании в такой ориентации эффективная точка измерения находится на передней поверхности камеры. При других направлениях падения пучка эффективная точка измерения меняет свое местоположение. Изменение эффективной точки измерения практически одинаково для всех детекторов в одном столбце, также пучок претерпевает практически одинаковое поглощение на уровне детекторов, находящихся в одном столбце. Поправочные коэффициенты зависят от эффектов, создаваемых плоскостью электроники высокой плотности, расположенной ниже плоскости ионизационных камер, что может способствовать присущей MatriXX угловой зависимости.

# 2.4. Статистический анализ полученных коэффициентов коррекции

Полученные факторы коррекции были применены при верификации 30 лечебных планов тотального облучения тела с модуляцией интенсивности и проанализированы с использованием  $\gamma$ -критерия. В таблице представлены результаты верификации планов без применения поправочного коэффициента и с применением полученных поправочных коэффициентов, среднее количество точек в процентах, удовлетворяющих  $\gamma$ -критерию, и его стандартное отклонение.

Угловая чувствительность детекторного массива MatriXX была исследована в различных работах [19-22], в разных работах была показана недооценка дозы от 6% до 17% вследствие внутренней угловой зависимости MatriXX. Стоит отметить, что результаты в каждом частном случае могут также зависеть от того, как учитывается в СП модель стола, на котором установлен MatriXX. В целом результаты, полученные в данной работе, находятся в согласии с данными, полученными другими исследователями. В работе L. Wolfsberger и соавторов [20] было показано различие отклика детекторов с прямого и обратного направлений пучка (anterior vs posterior), достигающее 11%, также была выявлена большая вариабельность угловой чувствительности как функции угла гантри в диапазонах углов  $91^{\circ}-110^{\circ}$  и  $269^{\circ}-260^{\circ}$ , внеосевые коэффициенты коррекции угловой чувствительности исследовались только для центрально расположенных камер и достигали 7%. В нашей работе, в отличие от упомянутых, исследовалась чувствительность всего массива детекторов и на основе статистических данных был применен комбинированный подход к созданию LUTs. Поправочные коэффициенты, соответствующие такой LUT «32x1sym\_and\_1x1sym», показали самый высокий результат с точки зрения удовлетворения  $\gamma$ -критерию. Использование этой LUT повышает точность измерений, что подтверждается увеличением процента точек, удовлетворяющих  $\gamma$ -критерию. Для 30 проанализированных планов процент точек, удовлетворяющих  $\gamma$ -критерию 2%, 2 мм, был увеличен с  $76.2 \pm 3.9\%$  до  $92.1 \pm 1.7\%$ , а процент точек, отвечающих  $\gamma$ -критерию 3%, 3 мм, увеличен с  $93.5 \pm 4.9\%$  до  $99.2 \pm 1.6\%$ .

В зависимости от плана использование разработанных факторов коррекции может значительно

улучшить результат. Тем не менее в случаях, когда отличия в измеренных и рассчитанных распределениях дозы вызваны причинами, не связанными с угловой чувствительностью, результат не может быть улучшен значительно. Возможным источником разногласий между измеренными и рассчитанными распределениями является пространственное разрешение MatriXX. Ионизационные камеры находятся на расстоянии 7.62 мм друг от друга, при этом ее активная площадь составляет  $4.5 \times 5 \text{ мм}^2$ . При облучении MatriXX преимущественно сегментами малой ширины результаты верификации плана ухудшаются. Это вызвано тем, что большая часть излучения данного узкого сегмента поглощается в стенках камер. Существует также несоответствие между фактическим и запланированным положением лепестков коллиматора во время доставки VMAT плана. Точность позиционирования МЛК зависит от многих факторов, таких как качество калибровки МЛК, степень модуляции плана и синхронизация между скоростью вращения гантри и скоростью движения МЛК. Согласно спецификации производителя точность позиционирования лепестков коллиматора, используемого в данной работе, должна быть менее 1 мм. В планах, где углы гантри близки к  $90^{\circ}$  или  $270^{\circ}$ , неопределенность определения угла гантри  $\pm 0.5^{\circ}$  может снизить точность измерения из-за сильного изменения угловой зависимости. На результат могут влиять также колебания радиационного выхода ускорителя, стабильность дозы при вращении гантри, точность угла коллиматора, неопределенности, связанные с моделированием по методу Монте-Карло и т.д.

### **ЗАКЛЮЧЕНИЕ**

Угловая чувствительность детекторного массива МаtriXX может существенно влиять на результаты измерений, особенно в диапазонах углов гантри 91°—110° и 269°—260°. Применение разработанных факторов коррекции, учитывающих угловую чувствительность, повысило точность измерений и тем самым позволило получить лучшие результаты дозиметрической проверки планов по сравнению с измерениями, где угловая чувствительность детекторов не принималась в расчет. Повышение точности измерений, вызванное применением разработанных корректирующих факторов, помогает медицинским физикам определить источник возможной

ошибки при анализе результатов измерений, значительно улучшает производительность MatriXX для проверки планов лучевой терапии с модуляцией интенсивности.

Исследование выполнено в рамках Программы развития Междисциплинарной научнообразовательной школы Московского университета «Фотонные и квантовые технологии. Цифровая медицина».

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- 1. Kaurin D., Sweeney L., Marshall E. and Mahendra S. // J Appl Clin Med Phys. 2012. 13, N 2. P. 3725. 1
- 2. Otto K. // Med Phys. 2008. 35, N 1. P. 310.
- 3. Wong J., Rosenthal J., Schultheiss T., Forman S. // IJROBP. 2009. **73**, N 1. P. 273.
- 4. Kong C. W., Yu S. K., Cheung K. Y.// IJROBP. 2000. **48**, N 3. P. 233.
- Thomas E., Buckner C., Banaji M. et al. //Blood. 1977.
   N 4. P. 511.
- 6. Wong J., Filippi A., Bouthaina Shbib Dabaja et al. // IJROBP. 2018. 101, N 3. P. 521.
- Miften M., Olch A., Mihailidis D. et al. // Med Phys. 2018. 45, N 4. P. 53.
- Spezi E., Angelini A., Romani F., Ferri A.// Phys Med Biol. 2005. 50, N 14. P 3361.
- 9. M. Stasi, S. Giordanengo, R. Cirio et al. // Phys Med Biol. 2005. **50**, N 19, P. 4681.
- Poppe B., Blechschmidt A., Djouguela A. et al. // Med Phys. 2006. 33, N 4. P 1005.
- Herzen J., Todorovic M., Cremers F. et al. // Phys Med Biol. 2007. 52, N 4, P. 1197.
- 12. Buonamici F., Compagnucci A., Marrazzo L. et al. // Med Phys. 2007. **34**, N 4. P. 1372.
- 13. *Li J.*, *Yan G.*, *Liu C.* // J Appl Clin Med Phys. 2009. **10**, N 2. P. 62.
- Schreibmann E., Dhabaan A., Elder E., Fox T. // Med Phys. 2009. 36, N 10. P. 4530.
- 15. Iftimia I., Cirino E., Xiong L., Mower H. //
- J Appl Clin Med Phys. 2010. **11**, N 4. P. 130. 16. *Dobler B., Streck N., Klein E.* et al. // Physics in Medicine and Biology. 2010. **55**, N 2. P. 39.
- 17. Low D., Harms W., Mutic S., Purdy J. // Med. Phys. 1998. **25**, N 5. P. 656.
- 18. Miften M., Olch A., Mihailidis D. et al. //
- Med. Phys. 2018. **45**, N 4. P. 53. 19. *Shimohigasi Y., Araki F., Tominaga H.* et al. // J Appl Clin Med Phys. 2012. **13**, N 5. P. 3856.
- 20. Wolfsberger L., Wagar M., Nitsch P. et al. //
- J Appl Clin. Med. Phys. 2010. **45**, N 11. P. 3057. 21. Boggula R., Birkner M., Lohr F. et al. //
- 21. Boggula R., Birkner M., Lohr F. et al. // Phys Med Biol. 2011. **56**, N 22. P. 7163.
- 22. Chuzel S., Losa S., Bernard L., Dumas J. // Physica Medica. 2014. **30**, N 2. P. 132.

# Studying the Angular Sensitivity of the MatriXX Detector Array for the Dosimetric Verification of Treatment Plans with Intensity Modulation

A. A. Loginova<sup>1,3,a</sup>, D. A. Tovmasian<sup>1,2,b</sup>, D. A. Kokoncev<sup>1</sup>, S. M. Varzar<sup>2</sup>, A. P. Chernyaev<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Radiotherapy Department, Rogachev National Research Center of Pediatric Hematology, Oncology, and Immunology. Moscow, 117997 Russia

<sup>2</sup>Skobektsyn Institute of Nuclear Physics, Lomonosov Moscow State University. Moscow, 119991 Russia

<sup>3</sup>Department of Physics, Moscow State University. Moscow, 119991 Russia

 $E{\text{-}mail: }^{a} aloginovaa@gmail.com, \ ^{b} dianatov masyan 95@gmail.com$ 

In this study, the angular sensitivity of the MatriXX detector array (IBA Dosimetry) was investigated for the purpose of applying corrections to the measured dose distribution to increase the precision of plan verification

with intensity modulation. The MatriXX detector in combination with the MultiCube phantom was irradiated on a medical linear accelerator with different gantry positions. The measured dose distribution for each irradiated angle was processed in Python 3 and compared with the reference dose. The reference dose distribution in corresponding geometry was determined by calculation in the Monaco 5.10 planning system (Elekta). The sets of correction coefficients as functions of the accelerator gantry angle were created for the angular coefficients of the MatriXX detectors array. The angular MatriXX dependence was statistically analyzed; it was decided to use a universal correction coefficient for each row of detectors, except the angles within the ranges 90°?95° and 265°?270°, where a unique coefficient was applied for each detector. The application of the developed correction factors taking into account the angular sensitivity of the detectors provided the ability to improve the precision of measurements and thereby obtain better results in the verification of dosimetric plans compared to the measurements, where the angular sensitivity of detectors was neglected.

*Keywords*: ionization chamber, detector, angular sensitivity, dose distribution.

PACS: 87.53.-Dq.

Received 09 April 2021.

English version: Moscow University Physics Bulletin. 2021. 76, No. 5. Pp. 384-391.

#### Сведения об авторах

- 1. Логинова Анна Анзоровна ст. медицинский физик; e-mail: aloginovaa@gmail.com.
- 2. Товмасян Диана Анатольенва медицинский физик, аспирантка; e-mail: dianatovmasyan95@gmail.com.
- 3. Коконцев Дмитрий Александрович медицинский физик; e-mail: kokoncev d@mail.ru.
- 4. Варзарь Сергей Михайлович канд. физ.-мат. наук, доцент, зам. зав. кафедрой.
- 5. Черняев Александр Петрович доктор физ.-мат. наук, профессор, зав. кафедрой.