

# ОПТИМИЗАЦИЯ НАСТРОЕК ДВУМЕРНОЙ МАТРИЦЫ MatriXX ДЛЯ ПРОВЕРКИ ИНДИВИДУАЛЬНЫХ ДОЗИМЕТРИЧЕСКИХ ПЛАНОВ ДИСТАНЦИОННОЙ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ

М.А. Кузнецов, Ю.В. Лысак, А.Н. Мусеев, С.С. Русецкий  
ООО “Медскан”, Москва

Представлен один из основных методов верификации индивидуальных планов облучения пациента, рутинно применяемых в ООО “Медскан”. Для измерения дозы используется матрица ионизационных камер IBA MatriXX Evolution в фантоме IBA MultiCube Lite. Рассмотрены важные этапы подготовки оборудования и настройки программного обеспечения, влияющие на чувствительность и достоверность данного метода верификации.

Ключевые слова: лучевая терапия, IMRT, VMAT, гарантия качества, верификация планов, матрица ионизационных камер MatriXX

## Введение

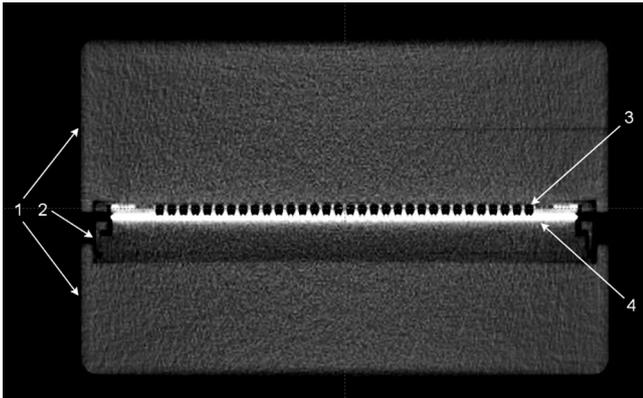
Используемые методы облучения пациентов в современной лучевой терапии (ЛТ) требуют тщательной верификации подводимой дозы, поскольку использование продвинутых методов лечения неизбежно сопровождается относительно высокой вероятностью ошибок [1]. Существует огромное множество источников ошибок в ЛТ, и метод дозиметрической верификации индивидуального плана облучения пациента может выявить только их незначительную часть, а именно: примитивные ошибки алгоритма расчёта дозы, ошибки в реализации плана на облучающем аппарате (как правило, это линейный ускоритель электронов (ЛУЭ)) и ошибки передачи данных из системы планирования облучения (СП) на консоль ЛУЭ. Очевидно, что любая из этих ошибок может потенциально привести к фатальным последствиям для пациента, что неоднократно описано в литературе [2].

Верифицирующие измерения с помощью массивов детекторов по факту стали стандартом в проведении такого рода верификации и

рутинно используются в клинической практике. Данная статья посвящена оптимизации настроек матрицы ионизационных камер IBA MatriXX Evolution (далее – матрица). Безусловно, существуют и другие способы верификации индивидуального дозиметрического плана облучения пациента, такие, как независимый расчёт мониторных единиц, измерение дозы в точке, плёночная/гелевая дозиметрия и использование устройств портальной визуализации. Рассмотрение этих методов выходит за рамки данной статьи.

## Материал и методы

Все расчёты и реализация планов лучевой терапии проводились на оборудовании фирмы Varian, установленном в медицинском центре “Медскан”, а именно: СП Eclipse 13.7, ЛУЭ TrueBeam 2.5 с номинальными энергиями излучения 6 и 10 МВ. В СП Eclipse использовались алгоритмы расчёта дозовых распределений AAA и AcurosXB.



**Рис. 1.** Матрица (2) в тканезквивалентном фантоме (1). Видны металлическая подложка (4) и полость ионизационных камер (3)

Объектом исследования была матрица, состоящая из 1020 ионизационных камер (ИК), равномерно распределённых по площади  $24,4 \times 24,4$  см с шагом 0,762 см. Камеры имеют цилиндрическую форму (высота 0,5 см, диаметр 0,45 см) и находятся на металлической подложке в корпусе из тканезквивалентного материала. Чтобы симитировать геометрию тела человека с точки зрения рассеяния излучения, матрицу помещали в фантом IVA MultiCube Lite (MCL) из тканезквивалентного пластика Plastic Water (PW) (рис. 1).

Матрица является идеализированным средством измерения дозы, но обладающая рядом недостатков, снижающих практическую значимость получаемых при измерениях данных: дозовая чувствительность MatriXX характеризуется выраженной угловой зависимостью [3, 4], а её внутренняя структура резко неоднородна. Ниже предлагаются некоторые подходы для снижения влияния этих и других недостатков на результаты верификации.

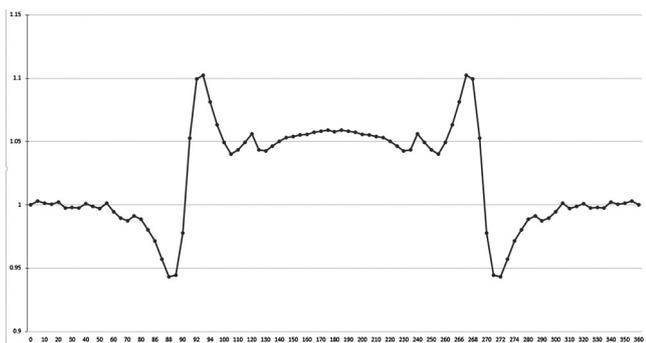
Предлагаемый процесс верификации выглядит следующим образом:

1. В СП подготавливается референсный набор данных КТ-матрицы для создания верификационных планов:
  - а) матрица, установленная внутри фантома MCL, отсканирована на КТ;
  - б) КТ-срезы импортированы в СП;
  - в) очерчен контур матрицы вместе с фантомом MCL и добавлен контур стола;
  - г) всё пространство внутри внешнего контура MCL заменено на однородную среду с  $HU=65$ , соответствующую средней плотности материала фантома.

2. Когда дозиметрический план лечения пациента выбран и утверждён, создаётся верификационный план:
  - а) все пучки без изменений копируются на референсный набор данных матрицы;
  - б) изоцентр пучков помещается (автоматически) в заранее заданный “изоцентр” матрицы;
  - в) производится расчёт дозового распределения по алгоритму расчёта исходного плана;
  - г) распределение дозы в плоскости детекторов в абсолютных величинах экспортируется в программное обеспечение матрицы.
3. Далее происходит облучение матрицы в соответствии с выбранным планом для данного пациента в режиме гарантии качества на ЛУЭ:
  - а) матрица устанавливается в изоцентр (согласно верификационному плану);
  - б) производится доставка дозы и её измерение матрицей;
  - в) результаты измерений сопоставляются с расчётом.
4. Печатается отчёт, и по выбранным критериям принимается решение об успешности верификации и дальнейших действиях.

Некоторые этапы, указанные выше, требуют пояснений. Замена в СП плотности (в числах Хаунсфилда) всего объёма матрицы и фантома MCL на водозквивалентный материал PW сделана из соображений последовательности в определении дозы, которая калибруется в значении “доза в воде” [5]. Если учитывать в расчётах внутреннюю резко гетерогенную структуру матрицы, понятие “доза в воде” теряет свой смысл, а также появляется существенная пертурбация дозового поля в области расположения ИК, что будет показано далее. Кроме того, наследуются ошибки расчёта дозы алгоритмом СП и ошибки определения электронной плотности по КТ-числам.

Авторы пытались реализовать подход максимально реалистичной верификации, поэтому пучки из проверяемого плана не модифицируются в верификационном плане. Если позиция пучков приводит к облучению электроники матрицы, что может привести к её выходу из строя, матрицу либо поворачивают на  $90/180^\circ$  в плоскости ИК при измерениях (это возможно благодаря симметрии матрицы), либо сдвигают при создании верификационного плана (преимущественно по оси Y (Lng)). При этом на аппарате формируется доза реального, а не верификационного, плана облучения для исключения возможного рассогласования данных верификационного и реального планов на ЛУЭ.



**Рис. 2.** Угловая зависимость коэффициентов коррекции  $k(\varphi)$  из инструкции для пользователей, предоставляемой производителем

Перед тем, как использовать матрицу для верификации индивидуальных планов лечения, необходимо произвести ее абсолютную калибровку. Под этим подразумевается определение соотношения сигнала от ИК к абсолютному значению поглощенной дозы в водозэквивалентном материале, для получения калибровочного фактора ИК-матрицы. С этой целью в СП для поля  $10 \times 10$  см рассчитывали среднюю поглощенную дозу в четырех центральных камерах, после чего проводилось облучение матрицы в соответствии с рассчитанным планом. Измеренный ИК-сигнал соотносился с рассчитанным значением поглощенной дозы, а полученный калибровочный фактор использовался для последующих измерений.

Строго говоря, определение абсолютного значения поглощенной дозы подразумевает проведение измерений в воде (или, по крайней мере, в водозэквивалентном фантоме), поэтому была проведена верификация расчётного значения дозы. Для этого использовали пластины из водозэквивалентного материала RW3, позволяющие разместить в фантоме MCL ионизационные камеры IVA CC13 или FC65. Показания камер соотносили с данными, рассчитанными в СП. Сходимость результатов измерений в пределах погрешности подтвердила правильность задания модели фантома в системе планирования.

Для корректировки угловой зависимости в составе матрицы можно использовать установленный на штативе ЛУЭ цифровой инклинометр, поставляемый в комплекте с матрицей, который позволяет программному обеспечению матрицы вносить корректировки в показания индивидуальной ИК при фиксированном угле наклона пучка излучения. Хотя это сделано крайне неинтуитивным образом, пользова-

тель может отредактировать данную функцию, реализованную в виде дискретного набора таблиц по углам (LUT, Look-up tables). По умолчанию коэффициент коррекции одинаковый для всех ИК при определённом угле падения излучения, равном углу наклона гантри, то есть  $LUT(\varphi) = k(\varphi) \times E$ , где  $k(\varphi)$  – одномерная функция от угла  $\varphi$ ,  $E$  – матрица

$$\begin{pmatrix} 1 & \dots & 1 \\ \dots & \dots & \dots \\ 1 & \dots & 1 \end{pmatrix}.$$

Величина  $LUT(\varphi)$  задана для дискретных углов, поэтому промежуточные значения углов вычисляются линейной интерполяцией (рис. 2).

Анализ полученных результатов измерений при верификации планов осуществляется с использованием гамма-индекса, позволяющего производить количественную оценку расхождений рассчитанного и измеренного распределений дозы. Расчет гамма-индекса производителя без применения какой-либо модификации полученного в процессе измерений изображения дозовой плоскости. Данное замечание применимо как к координатным смещениям распределения, связанным с погрешностями позиционирования матрицы в MCL или на столе ЛУЭ, так и к величине дозы, зависящей от изменения радиационного выхода ускорителя и других факторов.

Решение об успешности верификации индивидуального плана лечения принимается на основании соответствия полученных результатов расчёта гамма-индекса тем критериям оценки распределений, которые были установлены авторами. Так, удовлетворительным результатом для дозиметрических планов с модуляцией интенсивности (IMRT, VMAT, “поле-в-поле”) нами принято считать соответствие 95 % точек критерию  $\gamma(2\%, 1\text{ мм}) < 1,5$ . Для планов стереотаксического облучения требуется соответствие 90 % точек распределения критерию  $\gamma(2\%, 1\text{ мм}) < 1$ . Расчет “глобального” (т.е. нормированного на максимальную дозу в плоскости измерений) гамма-индекса производится для всех точек распределения, доза в которых выше порога, установленного на уровне 20 % от максимума.

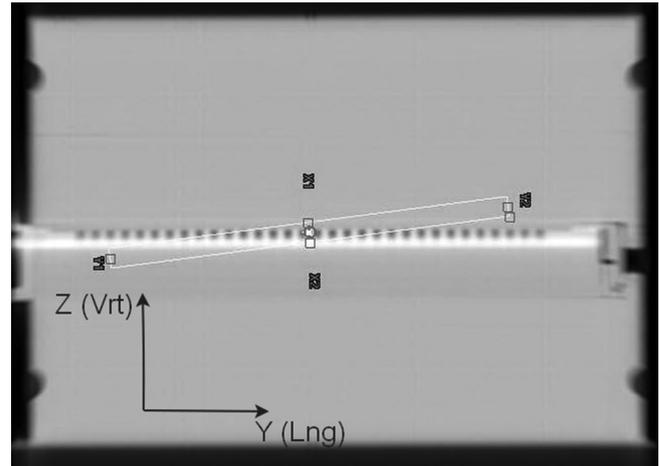
Важно отметить, что размеры пространственного распределения гамма-индекса и его разрешение соответствуют аналогичным величинам референсного изображения. Таким образом, для корректного расчёта гамма-индекса в условиях использования матрицы де-

текторов, имеющей конечное пространственное разрешение, в качестве референсного выбирается измеренное, а не рассчитанное распределение дозы. Иначе гамма-индекс в областях с отсутствующими измерениями заведомо будет больше 1, однако это не будет иметь какого-либо практического смысла.

## Результаты и обсуждение

Как уже говорилось, матрица детекторов не является безупречным инструментом измерения распределения дозы, и, имея это в виду, часть корректировок ранее была введена самим производителем. Однако авторы решили подойти к вопросу с критической позиции и проверить неопределенности измерений дозы в простых тестовых условиях.

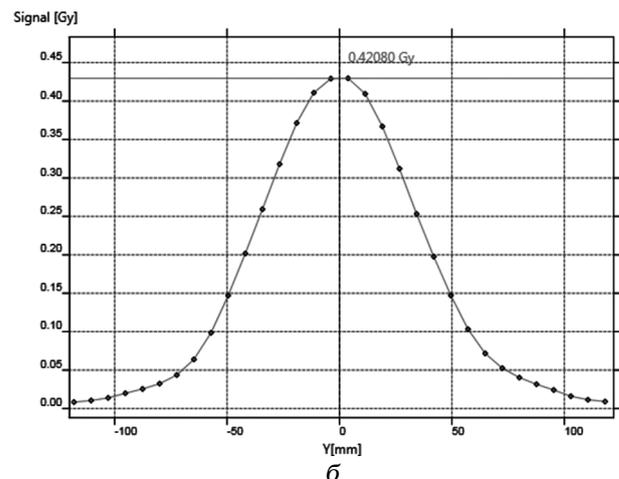
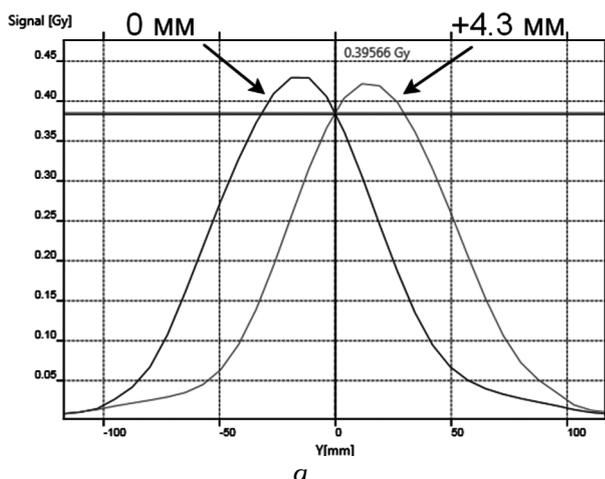
Во-первых, была подвергнута сомнению корректность выбора расположения изоцентра. В самом деле, производитель поместил изоцентр в “эффективную точку” ионизационной камеры, но это понятие верно только при облучении с фиксированного угла. В данном случае подразумевается облучение по нормали к поверхности матрицы сверху, что никак не соотносится с реальным многопольным облучением. Хотя многие при верификации планов используют принудительную блокировку позиции гантри ЛУЭ в  $0^\circ$  для всех полей, авторы считают такой подход не настолько репрезентативным, как измерение со всех углов, что подтверждается и международными группами исследователей [1].



**Рис. 3.** Схема расположения поля облучения на боковой рентгенограмме матрицы при определении истинного положения изоцентра матрицы

Чтобы проверить это предположение, мы произвели измерения матрицей при облучении сбоку (под углом  $90^\circ$ ) узким полем, повернутым на угол  $7,5^\circ$ , как это изображено на цифровой реконструкции боковой рентгенограммы (DRR) матрицы в виде “из пучка” на рис. 3.

Если позиция изоцентра выбрана верно, профиль пучка по оси Y должен быть симметричен относительно центральной оси матрицы, однако для изоцентра, указанного производителем, это не так (рис. 4а). Авторами экспериментально установлено, что при смещении матрицы вертикально вверх на 2,2 мм профиль распределения описанного выше поля становится симметричным (рис. 4б), что гово-



**Рис. 4.** а – смещение пиков дозового распределения при положении изоцентра по меткам на корпусе матрицы и при смещении матрицы на 4,3 мм вверх; б – симметричность профиля дозы при изоцентре, смещённом на 2,2 мм от меток на корпусе матрицы

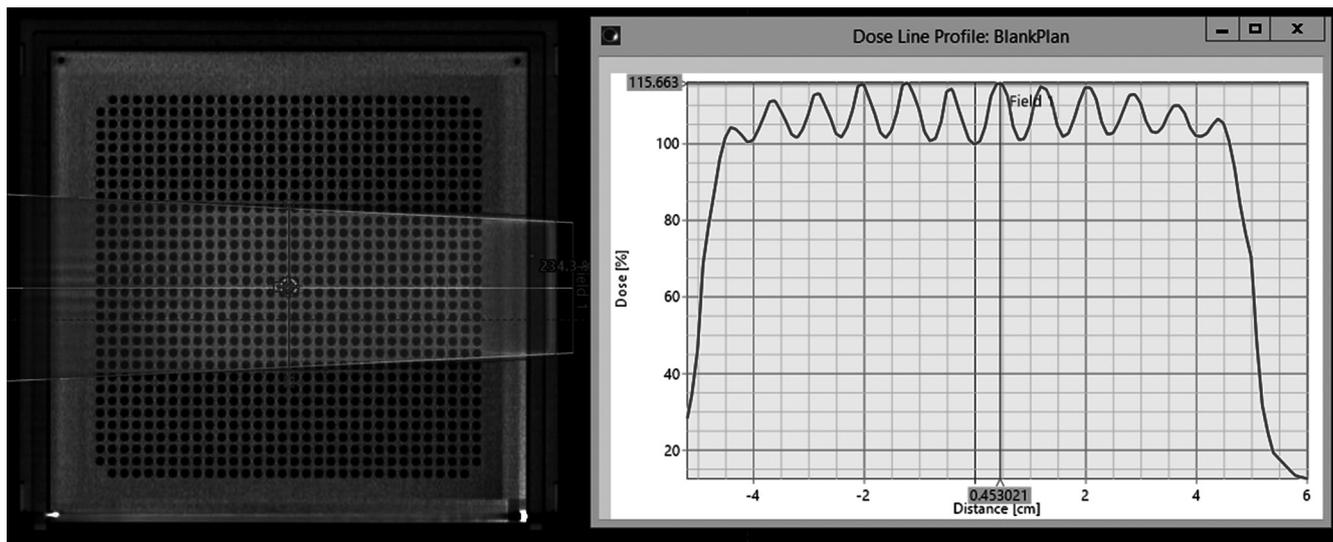


Рис. 5. Поперечный срез матрицы (слева) и профиль дозы с угла 90° (справа)

рит о правильной позиции изоцентра. Иными словами, при установке матрицы по указанным производителем меткам, измерения фактически происходят в плоскости, смещённой на 2,2 мм от расчётной.

Вторым изученным объектом была зависимость *LUT*. Была предпринята попытка полного измерения по аналогии с методикой, описанной в [6], которая, однако, не принесла желаемого эффекта. Более того, оказалось, что поставляемая производителем функция *LUT* даёт хорошее совпадение измеренных данных с расчётными во всём диапазоне углов гантри, кроме углов, близких к 90° и 270°. Это объясняется тем, что при таких углах излучение проходит через ионизационные камеры, которые наполнены воздухом, и ослабление излучения не соответствует однородной среде фантома, заданной в СП (рис. 5, слева). Из такой ситуации есть несколько выходов: а) не заменять плотность на однородную, а использовать данные КТ, б) скорректировать *LUT* или в) заменить в СП камеры со смежным пространством на однородную плотность с низким значением HU. Авторы уверены, что первый вариант не является оптимальным, так как резкая неоднородность среды приводит к существенным вариациям дозы в плоскости детекторов (рис. 5, справа). Это делает метод анализа гамма-индекса крайне неинформативным и снижает чувствительность метода к детектированию искомых неопределенностей.

Была выбрана комбинация двух оставшихся методов: компенсация меньшего ослабления в плоскости расположения камер проводилась заменой плотности детекторов и смежного пространства на подобранную однородную среду с HU=-100 (рис. 6), а абсолютная доза в изоцентре корректировалась путем изменения всех значений *LUT* (иными словами,  $k(\varphi)$ ) для углов гантри, близких 90° и 270° (точный диапазон 88–95° и 265–272°). Результаты такой корректировки представлены на рис. 7.

Эти корректировки (позиции изоцентра, электронной плотности матрицы в СП и *LUT*) привели к существенному улучшению совпадения расчёта и измерений для подавляющего чис-

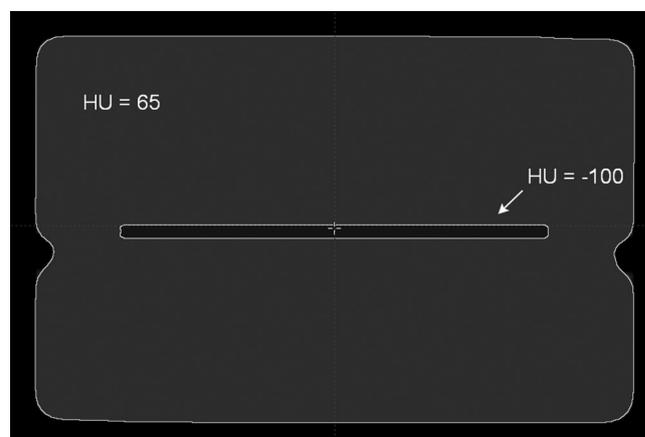
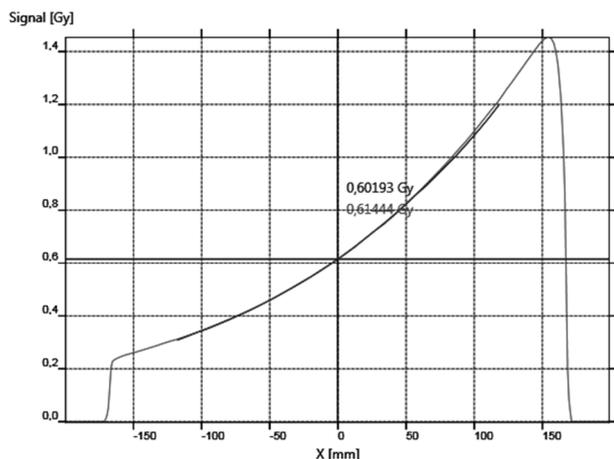


Рис. 6. Заменённые плотности фантома, матрицы и области расположения ионизационных камер



**Рис. 7.** Расчётный и измеренный профили бокового поля после коррекции КТ-изображения матрицы и LUT

ла планов лечения пациентов, а также к улучшению чувствительности метода. В частности, после анализа данных верификации и результатов расчёта было принято решение о двукратном снижении числа контрольных точек при сегментации IMRT полей, исключении резко асимметричных по Y-шторке полей (когда одна из шторок заходит за центральную ось), а также об обязательном использовании “следящих” шторок в IMRT/VMAT полях (опция “jaw tracking”).

## Заключение

Несмотря на широкое распространение метода верификации дозиметрических планов облучения пациентов в дистанционной лучевой терапии с помощью матриц детекторов, мы видим, что подходы к практической реализации этого метода могут сильно различаться. Этому способствуют различные подходы к реализации программы гарантии качества в каждом лечебном учреждении и, по всей видимости, неполная оптимизация процесса измерений самими производителями дозиметрического оборудования.

Авторы статьи предложили один из возможных подходов к верификации дозиметрических планов облучения с ключевыми аспектами оптимизации данного процесса, который позволяет существенно улучшить чувствительность и достоверность метода верификации композитных планов с помощью двумерной матрицы ИК IBA MatriXX Evolution.

В дальнейшем планируется провести достоверные измерения таблиц угловой коррекции чувствительности детекторов LUT во всём диапазоне углов падения пучков, что позволит детально сравнить разные подходы к учёту резко гетерогенной внутренней структуры матрицы детекторов.

## Список литературы

1. Miften M., Olch A., Mihailidis D. et al. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No. 218 // *Med. Phys.* 2018. Vol. 45. № 4. P. 53–83.
2. IAEA. Lessons Learned from Accidental Exposures in Radiotherapy, Safety Reports Series No. 17, МАГАТЭ, Вена, 2000.
3. Shimohigashi Y., Araki F., Tominaga H. et al. Angular dependence correction of MatriXX and its application to composite dose verification // *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 2012. Vol. 13. № 5. P. 198–214.
4. Wolfsberger LD., Wagar M., Nitsch P. et al. Angular dose dependence of MatriXX and its calibration // *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 2010. Vol. 11. № 1.
5. IAEA TRS 398. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water, – IAEA, Vienna. 2000.
6. Sopher D. Angular Dependence of the MatriXX Evolution, Master of Science thesis. – McMaster University, 2012.

## 2D-MATRIX MatriXX SETTINGS OPTIMIZATION FOR EXTERNAL BEAM RADIOTHERAPY PLAN QA

M.A. Kuznetsov, Yu.V. Lysak, A.N. Moiseev, S.S. Rusetskiy  
Medscan LLC, Moscow, Russia

One of the main methods for TPS plans verification routinely used in Medscan LLC is presented. Ion chamber detector array IBA MatriXX Evolution inside MultiCube Lite phantom is used for dose measurements. Important steps of equipment preparation and software configuration affecting the sensitivity and reliability of this verification method are considered.

Key words: radiotherapy, IMRT, VMAT, quality assurance, plan verification, MatriXX

E-mail: [catcher-intherye@yandex.ru](mailto:catcher-intherye@yandex.ru)