

# ТИПИЧНЫЕ ПРИЧИНЫ РАСХОЖДЕНИЙ ИЗМЕРЕННЫХ И РАССЧИТАННЫХ ДАННЫХ ПРИ ВЕРИФИКАЦИИ ПЛАНОВ ОБЛУЧЕНИЯ С МОДУЛЯЦИЕЙ ИНТЕНСИВНОСТИ И ВОЗМОЖНОСТИ ИХ УСТРАНЕНИЯ

*Е.И. Алексеева, О.В. Дубинина, А.Н. Алексеев, Н.Г. Буковская  
Крымский республиканский онкологический клинический диспансер  
им. В.М. Ефетова, Симферополь*

## TYPICAL CAUSES OF DISCREPANCIES BETWEEN MEASURED AND CALCULATED DATA IN THE VERIFICATION OF INTENSITY MODULATED EXPOSURE PLANS AND POSSIBILITIES FOR THEIR ELIMINATION

*E.I. Alekseeva, O.V. Dubinina, A.N. Alekseev, N.G. Bukovskaya  
V.M. Efetov Crimean Republican Oncologic Clinical Dispensary, Simferopol, Russia*

### Реферат

Рассматривается опыт дозиметрической проверки планов облучения с модуляцией флюенса фотонов на основе доклада AAPM TG-119 на базе собственного комплекта дозиметрического оборудования. Были описаны выявленные эксплуатационные недостатки, которые могут снизить эффективность контроля качества верификационных планов IMRT, а именно: человеческий фактор, отсутствие четких инструкций, технические проблемы, условия окружающей среды, проблемы с дозиметрией. Обсуждаются практические решения, включая пространственное разрешение, нормализацию и интерпретацию данных.

**Ключевые слова:** лучевая терапия, модуляция флюенса фотонов, верификация отпуска дозы, система Matrixx Evolution, гамма-анализ

### Abstract

This paper describes the experience of the process of dosimetric verification of irradiation plans with photon fluence modulation based on the AAPM TG-119 report on the basis of the in-house set of dosimetric equipment. Identified operational deficiencies that can reduce the effectiveness of quality control of IMRT verification plans were described, namely human factors, lack of clear instructions, technical problems, environmental conditions, and dosimetry problems. Practical solutions including spatial resolution, normalization and data interpretation are discussed.

**Key words:** radiation therapy, IMRT, dose output verification, Matrixx Evolution system, gamma-analysis

E-mail: eaalexru@gmail.com

<https://doi.org/10.52775/1810-200X-2025-105-1-18-22>

## Введение

Процесс гарантии качества является критически важным для обеспечения безопасности и эффективности радиотерапии. Американское общество радиационной онкологии (ASTRO) настоятельно рекомендует использовать QA (quality assurance) IMRT (Intensity Modulated Radiation Therapy) для конкретного пациента, как часть клинического процесса IMRT.

При клиническом применении IMRT необходимо рассмотреть несколько компонентов, таких как разработка и внедрение комплексной программы контроля гарантии качества планов облучения. В отчете AAPM TG-119 даны рекомендации для определения достижимых уровней критериев приемлемости при оценке IMRT планов [1].

Основным элементом большинства программ оценки качества IMRT являются методы, основанные на измерениях для конкретного пациента, до начала его лечения. План лечения, состоящий из файлов последовательности лепестков MLC в зависимости от угла наклона гантри и мониторных единиц (MU) из плана пациента, рассчитывается на однородном фантоме для расчета дозы в геометрии измерения QA. Физический фантом облучается в тех же условиях для измерения дозы. Расчеты и измерения сравниваются и утверждаются или отклоняются с использованием критериев приемлемости, принятых в данном госпитале. Если этот критерий считается приемлемым, то можно сделать вывод, что план пациента будет точным в пределах клинически приемлемых допусков.

В работе рассматриваются результаты измерений, выходящие за пределы допусков. Выясняются типичные причины, влияющие на точность распределения дозы при IMRT.

Пространственные и дозиметрические неопределенности системы доставки влияют на точность распределения дозы при IMRT. К таким неопределенностям относятся: ошибки положения створок MLC (случайные и систематические), ускорение/замедление скорости створок MLC, стабильность вращения гантри, стабильность пучка (флатность, симметрия, мощность дозы, сегменты с низким MU). Кроме того, возраст ускорителя или оборудования могут также оказывать влияние на точность методов доставки IMRT.

В целом в статье рассматриваются самые типичные эксплуатационные недостатки, которые могут снизить эффективность контроля качества верификационных планов IMRT, а именно: человеческий фактор, отсутствие четких инструкций, технические проблемы, условия окружающей среды, проблемы с дозиметрией. В следующих разделах описывается каждый вид неопределенности и предлагаются варианты их устранения.

## Материал и методы

Общим методом сравнения распределения дозы является наложение их контуров. Эта техника обеспечивает быстрый и качественный метод сравнения распределений. Если распределения точно совпадают, контуры накладываются друг на друга, а если нет – расходятся. Для выявления расхождения использовались следующие устройства и системы: планирующая система лучевой терапии FONICS PLAN (рис. 1) в сочетании с линейным ускорителем электронов XH600E SHINVA, при номинальной энергии 6 МэВ (рис. 2), а в качестве измерительной дозиметрической системы (ИДС) использовалась матрица MatriXX™ (далее матрица), которую помещали в фантом MiniPhantom (рис. 3) и рабочая станция с про-



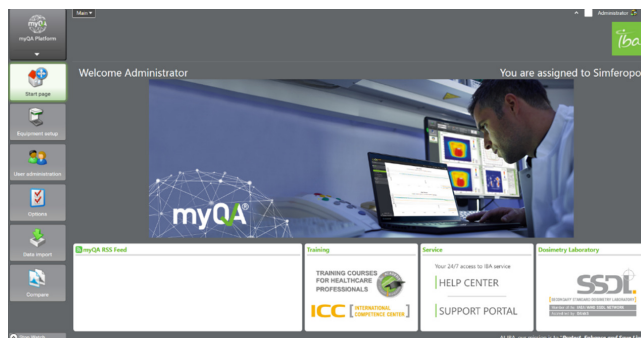
Рис. 1. Планирующая система лучевой терапии FONICS PLAN



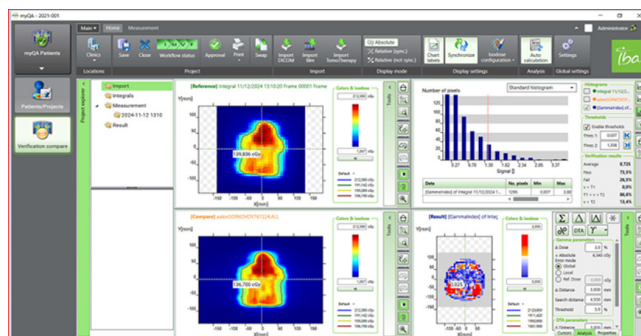
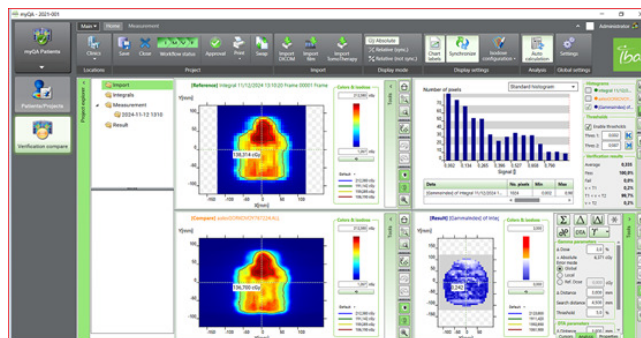
**Рис. 2.** Линейный ускоритель электронов ХН600Е SHINVA с энергией 6 МэВ



**Рис. 3.** Измерительная дозиметрическая система: матрица MatriXX™, помещенная в фантом MiniPhantom



**Рис. 4.** Рабочая станция с программным обеспечением myQA



**Рис. 5.** Распределение дозы для рассчитанного плана IMRT в системе FONICS PLAN: сверху – план пациента, который находится в пределах клинически приемлемых допусков; внизу – план пациента, результаты измерений для которого выходят за пределы допусков

граммным обеспечением myQA фирмы IBA (рис. 4). Дозиметрические сравнения проводились при помощи гамма-анализа с критериями оценивания 3 % и 3 мм [2]. Дозовое распределение было реконструировано с учетом анатомии пациента с помощью программного обеспечения myQA фирмы IBA. На рис. 5 представлено распределение дозы для рассчитанного плана IMRT в системе FONICS PLAN.

## Результаты и обсуждение

Реализация планов лучевой терапии с модуляцией флюенса фотонов неизбежно сопровождается относительно высокой вероятностью ошибок и требует более тщательного проведения процедур контроля качества. Особое внимание уделяется верификации каждого такого плана, оно направлено на выявление не только ошибок, каждая из которых может привести к фатальным результатам [3], но и для того, чтобы гарантировать реализуемость данного плана на линейном ускорителе электронов (ЛУЭ).

Ниже перечислен ряд основных факторов, которые могут вызвать несоответствие верификационных планов облучения по технологии IMRT.

### 1. Фактор ошибки расчета дозы

Некорректное использование алгоритма расчета дозы и ошибки в параметрах, используемых для моделирования, могут привести к расхождению между рассчитанной и измеренной дозой. Примером может служить план облучения с высокой модуляцией интенсивности.

Рекомендации: в этом случае необходимо пересчитать план облучения пациента.

### 2. Фактор неправильного позиционирования матрицы ИДС

Матрица выставляется строго в изоцентр. Как и для других ионизационных камер, для системы MatriXX™ необходима некоторая доза предварительного облучения перед тем, как уровень сигнала стабилизируется. Все пучки верификационного плана без изменения копируются на референсный набор данных матрицы, при этом их изоцентр помещается в заранее заданный «изоцентр» матрицы. После этого производится расчёт дозного распределения по алгоритму расчёта исходного плана. Далее распределение дозы в плоскости детекторов в абсолютных величинах экспортируются в программное обеспечение матрицы.

Рекомендации: при нарушении позиционирования матрицы и неправильного выбора изоцентра матрицы в планирующей системе FONICS PLAN будет наблюдаться расхождение между рассчитанной и измеренной дозой.

### 3. Фактор калибровки оборудования

При эксплуатации программного обеспечения необходимо осуществлять его обновление. В результате обновления внедряются новые функции, улучшаются существующие и повышается производительность устройства. Примером таких новых функций является функция сложения двух дозовых распределений, с последующим созданием суммирующего интеграла, одного верификационного плана, геометрические размеры дозового распределения которого физически превышают чувствительную площадь матрицы, состоящей из 1020 ионизационных камер, равномерно распределенных по площади  $24,4 \times 24,4$  см с шагом 0,762 см [4].

Рекомендации: после обновления программного обеспечения (ПО), такого как ПО *muQA*, необходимо провести повторную абсолютную калибровку дозиметрического оборудования (матрицы). Под этим подразумевается получение калибровочного фактора матрицы. Эта процедура поможет убедиться в том, что оборудование работает корректно и точно измеряет дозу. Также необходимо убедиться, что все параметры, используемые в ПО, соответствуют установленным стандартам и протоколам. Если есть возможность, следует сравнить результаты расчетов и измерений с предыдущей версией ПО, чтобы выявить любые изменения.

Перед использованием новой версии ПО в клинической практике проведите тестирование на контрольных планах облучения, чтобы убедиться, что результаты остаются точными. Используйте контрольные планы облучения для проверки точности расчетов и измерений. Проводите мониторинг и анализ результатов, чтобы выявить любые отклонения или проблемы, которые могут возникнуть после обновления ПО.

### 4. Фактор атмосферных условий

Изменение условий окружающей среды, такие как температура и влажность, могут повлиять на работу дозиметрического оборудования.

Рекомендации: процедура верификации IMRT лечебного плана пациента проводится при температуре воздуха в технической зоне не выше  $20^{\circ}\text{C}$ , в самом каньоне температура воздуха может колебаться от  $22^{\circ}\text{C}$  до  $25^{\circ}\text{C}$ , влажность воздуха не должна превышать 60 %.

## 5. Параметры планирования

Несоответствия в технических и физических параметрах создания плана верификации и его воспроизведения на матрице (такие как: углы облучения гантри, коллиматора и стола пациента) могут привести к отрицательному результату.

Рекомендации: при создании верификационного плана необходимо строго соблюдать выбранные параметры облучения. Если при верификации планов принудительно используют блокировку позиции коллиматора, гантри и стола пациента ЛУЭ в 0°, то необходимо внимательно следить за точностью выполнения этих условий.

## 6. Физические параметры ЛУЭ

Несоответствие верификационных планов установленным параметрам также зависит от физических настроек ЛУЭ: точность позиционирования положения створок MLC (случайные и систематические), ускорение/замедление скорости створок MLC, стабильность вращения гантри, стабильность пучка (флатность, симметрия, мощность дозы, сегменты с низким MU).

Рекомендации: провести калибровочный тест ЛУЭ в соответствии с физико-техническими требованиями, изложенными в инструкции по эксплуатации аппарата при его техническом обслуживании.

## 7. Человеческий фактор

Ошибки, связанные с человеческим фактором, такие как введение неправильных данных или интерпретация результатов, также могут привести к несоответствиям верификационных планов.

Рекомендации: ошибки в выборе ID (идентификационный номер) и ФИО пациентов могут возникать из-за недостатка внимания, усталости или стресса. В условиях высокой нагрузки на сотрудников вероятность ошибки

возрастает. Также рекомендуется сделать более строгой и четкой процедуру идентификации пациента. Например, если используется только ФИО без дополнительных идентификаторов, таких как ID, дата рождения и тому подобное.

## Заключение и выводы

Совершенно очевидно, что процесс гарантии качества для планов облучения с модуляцией флюенса фотонов является критически важным для обеспечения безопасности и эффективности лучевой терапии.

В ходе анализа дозовых распределений описаны выявленные эксплуатационные недостатки и предложены практические решения устранения тех из них, которые могут снизить эффективность контроля качества верификационных планов IMRT, а именно: человеческий фактор, отсутствие четких инструкций, технические проблемы, условия окружающей среды, проблемы с дозиметрией.

## Список литературы

1. Ezzell GA, Burmeister JW, Dogan N, et al. IMRT commissioning: multiple institution planning and dosimetry comparisons. Report from AAPM Task Group 119. Med. Phys. 2009; 36 (11): 5359-73.
2. 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; 45 (4): 53-83.
3. Lessons Learned from Accidental Exposures in Radiotherapy, Safety Reports Series IAEA №17. Vienna. 2000.
4. 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; 13 (5): 198-214.

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

**Финансирование.** Исследование не имело спонсорской поддержки.

**Участие авторов.** Статья подготовлена с равным участием авторов.

**Поступила:** 21.01.2025. Принята к публикации: 10.03.2025.

**Conflict of interest.** The authors declare no conflict of interest.

**Financing.** The study had no sponsorship.

**Contribution.** Article was prepared with equal participation of the authors.

**Article received:** 21.01.2025. Accepted for publication: 10.03.2025.