

СРАВНЕНИЕ МЕТОДИК ВЕРИФИКАЦИИ ИНДИВИДУАЛЬНЫХ ПЛАНОВ ПАЦИЕНТОВ ДЛЯ ТЕХНОЛОГИИ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ С МОДУЛЯЦИЕЙ ИНТЕНСИВНОСТИ ПУЧКА

А.А. Коконцев, С.С. Русецкий, А.Ю. Смыслов, В.Н. Васильев
Российский научный центр рентгенорадиологии, Москва

Приведен сравнительный анализ пяти методов верификации планов лучевой терапии с модуляцией интенсивности пучка (IMRT), применяемых в РНЦРР на ускорителях Varian TrueBeam и UNIQUE. Для измерений дозы использовали матрицу диодов MapCHECK 2 в водно-эквивалентном фантоме и в устройстве изоцентрической фиксации IMF, радиохромную пленку Gafchromic EBТ2 и ионизационную камеру в пластинчатом фантоме Virtual Water. Распределение флюенса контролировали с помощью портальной дозиметрии, а движение пластин МЛК – на основе анализа файлов Dynalog и лог-файлов траекторий. Приведены особенности использования каждого из методов, оценены их достоинства и недостатки, необходимые ресурсы и временные затраты.

Ключевые слова: *лучевая терапия, гарантия качества, IMRT, индивидуальные планы, методики верификации*

Введение

За последние 15 лет технология лучевой терапии с модуляцией интенсивности пучка (IMRT) получила в мире широкое распространение для лечения больных с опухолями различных локализаций, в том числе вогнутой формы и находящихся вблизи органов риска. Использование многолепесткового коллиматора (МЛК) в динамическом режиме (sliding window) позволяет существенно ускорить процедуру облучения пациента, а в комбинации с режимом работы ускорителя без выравнивающего фильтра (FFF Varian, HDRM Elekta, UF Siemens) обеспечивает время подведения дозы меньшее, чем при конформном статическом облучении.

В то же время, технология IMRT приводит к существенному усложнению процессов подготовки и реализации облучения, делает их менее очевидными, усложняет оценку качества на каждом из этапов технологической цепочки и предъявляет, таким образом, повы-

шенные требования к обеспечению качества. Опыт, накопленный на ранних этапах внедрения технологии [1], позволил ведущим организациям, регламентирующим ее реализацию в клинической практике, наряду с дополнительными требованиями к гарантии качества ускорителей [2] и систем планирования [3] сделать вывод о необходимости обязательной верификации планов облучения каждого пациента с помощью различных средств измерения дозы.

Так, в совместных рекомендациях Американского общества радиотерапии и онкологии (ASTRO) и Американской ассоциации физиков в медицине (AAPM) [4] установлено, что “по соображениям безопасности эти тесты (верификация планов IMRT) должны быть выполнены до начала лечения пациента”. В совместном документе ACR и ASTRO [5], регламентирующем использование IMRT в медицинской практике, указано: “относящиеся к пациенту процедуры гарантии качества должны быть выполнены до начала его лечения”.

В настоящей работе проведен сравнительный анализ пяти методов индивидуальной верификации планов IMRT, адаптированных, опробованных и внедренных в РНЦРР на ускорителях TrueBeam и UNIQUE (Varian Medical Systems, США). Приведены особенности использования каждого из методов, оценены их достоинства и недостатки, необходимые ресурсы и временные затраты. Полученные результаты будут полезны для специалистов, занимающихся внедрением технологии IMRT в клиниках.

Материал и методы

Основой большинства методов верификации планов IMRT является создание т.н. верификационного плана путем замены реального тела пациента имитирующим его фантомом с размещенными внутри дозиметрическими детекторами. Все параметры пучков при этом остаются без изменений за исключением, возможно, установки угла поворота гантри в нулевое (вертикальное) положение, чтобы обеспечить ортогональность оси пучка плоскости расположения детекторов. Система планирования облучения Eclipse версии 10 позволяет генерировать верификационные планы собственными средствами. Расчетное двумерное распределение дозы в плоскости, ортогональной одной из осей координат, может быть экспортировано в формате DICOM RT Dose и в дальнейшем использовано для сравнения с соответствующим измеренным распределением дозы.

Такое сравнение выполняется с помощью гамма-анализа, предложенного в работе [6], который является в настоящее время общемировым стандартом. Метод комбинирует два критерия: сравнения процентной разницы расчетного и измеренного значений дозы и сравнения наименьшего расстояния от точки измерения до изодозной поверхности расчетного значения дозы, соответствующего измеренному значению. Фактически, в четырех измерениях – дозы и трех пространственных переменных – вокруг точки измерения строится эллипсоид с полуосями, соответствующими заданным уровням толерантности дозы и смещения. Если расчетная изодозная поверхность пересекает поверхность эллипсоида, то тест для данной точки измерения считается успешно пройденным.

Математически гамма-параметр для каждой точки измерения дозы с радиус-вектором \mathbf{r}_m может быть представлен в виде:

$$\gamma(\mathbf{r}_m) = \min\{\Gamma(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c)\} \forall \{\mathbf{r}_c\},$$

$$\text{где } \Gamma(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c) = \sqrt{\frac{r^2(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c)}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c)}{\Delta D_M^2}},$$

$r(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c) = |\mathbf{r}_m - \mathbf{r}_c|$ – расстояние между точкой расчета \mathbf{r}_c и измерения \mathbf{r}_m дозы; $\delta(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c) = D_c(\mathbf{r}_c) - D_m(\mathbf{r}_m)$ – разница между расчетным значением дозы в точке \mathbf{r}_c и измеренным в точке \mathbf{r}_m ; Δd_M и ΔD_M – предельные отклонения между точками расчета и измерения по расстоянию и дозе. Мы использовали значения 3 мм и 3 % соответственно.

Точка считается прошедшей тест, если $\gamma(\mathbf{r}_m) \leq 1$ и не прошедшей, если $\gamma(\mathbf{r}_m) > 1$. Критерием успешной верификации плана является прохождение теста не менее 95 % всех точек измерения для каждого из полей.

Технология IMRT была внедрена в РНЦРР на трех терапевтических установках: ускорителе TrueBeam (фотонные пучки 6, 10FFF и 15 MB) и двух ускорителях UNIQUE (6 MB). Оптимизация облучения и расчет дозы проводились с использованием системы планирования Eclipse версии 10.0.34, а хранение, передача и реализация планов – с помощью компонент информационной системы Arja.

При верификации планов использовали матрицу детекторов MapCHECK 2 (Sun Nuclear Corporation, США) с программным обеспечением SNC Patient. Матрицу устанавливали либо в верификационном водно-эквивалентном фантоме MapPHAN MC2 (рис. 1), либо в устройстве изоцентрической фиксации IMF с дополнительно наложенной сверху пластиной водно-эквивалентного материала Virtual Water толщиной 5 см (рис. 4).

Для непосредственного измерения дозы в пластинчатом фантоме Virtual Water использовали ионизационную камеру 31010 (PTW Freiburg, Германия) с клиническим дозиметром SuperMax (Standard Imaging, США) и радио-хромную пленку Gafchromic EBT2 (Ashland Inc., США) – рис. 5. Сканирование пленки осуществляли на сканере Epson V700, а дальнейшая обработка (расчет оптической плотности, дозы, проведение гамма-анализа) – с помощью программы DoseLab версии 6.50 (Mobius Medical Systems, США).

Для верификации планов методом портальной дозиметрии все портальные детекторы были калиброваны в соответствии с требованиями документации [7], а в системе Eclipse был настроен и верифицирован соответствующий алгоритм PDIP для всех фотонных пучков, за исключением 10FFF, поскольку версия 1.6 ускорителя TrueBeam не позволяет использовать портальную дозиметрию в режиме без выравнивающего фильтра. Гамма-анализ результатов проводился с помощью приложения Portal Dosimetry, входящего в комплект системы Aria.

Контроль точности движения пластин МЛК проводили на основе анализа файлов Dynalog ускорителей UNIQUE и лог-файлов траекторий ускорителя TrueBeam с помощью утилиты FractureCheck, входящей в комплект пакета DoseLab.

Сравнение методов верификации

Верификация с помощью матрицы MarCheck 2 в фантоме MarPHAN MC2

Для подготовки верификационного плана набор КТ-сканов пациента, для которого рассчитан рабочий план облучения, заменялся набором сканов верификационного фантома MarPHAN MC2 с помещенной внутри него матрицей MarCHECK 2. Плоскость расположения диодов находилась на глубине 1,2 см от поверхности, что эквивалентно 2 см воды, а внутри фантома эффективная глубина до нее от входной поверхности составляла 10 см воды. Как установлено ранее [8], наличие объектов высокой плотности (диодов) вызывает эффект самоэкранирования и ошибку определения дозы до 35 % в зависимости от энергии фотонов и угла наклона пучка по отношению к плоскости матрицы. В связи с этим угол поворота гантри всегда устанавливался в нулевое значение, перпендикулярно плоскости расположения диодов.

По этой же причине в данных КТ возникали многочисленные артефакты реконструкции, из-за чего эти данные не могли быть использованы непосредственно для создания верификационного плана. В связи с этим при обработке данных КТ области матрицы и фантома были специально оконтурены, и им были предписаны оптимальные, для имеющегося набора пучков и размеров поля от 5×5 до

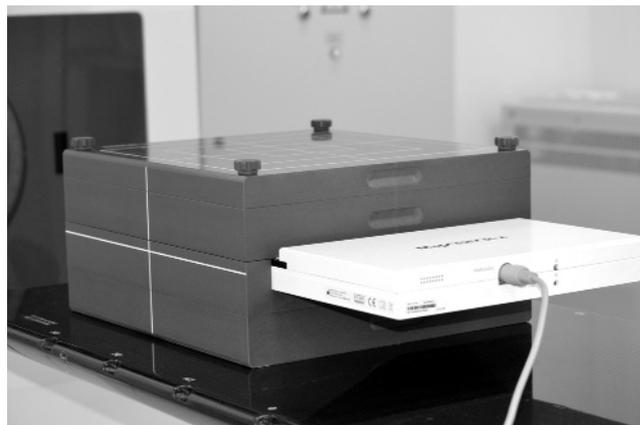


Рис. 1. Матрица MarCHECK 2 в фантоме MarPHAN MC2

20×20 см, значения, которые были получены ранее [9] и равны 100 HU для матрицы и 150 HU для фантома.

Матрица и фантом устанавливались на столе ускорителя, как показано на рис. 1, и подключались к рабочей станции (управляющему компьютеру) с установленным программным обеспечением SNC Patient. Необходимо отметить, что имеется некоторый люфт матрицы при установке ее внутри фантома. Для минимизации этой дополнительной геометрической погрешности установка креста светового поля проводилась не по разметке на корпусе фантома, а непосредственно по маркерам матрицы с предварительно снятыми двумя верхними пластинами фантома. Соответственно, РИП=98,8 см устанавливался с помощью пойнтера ускорителя до плоскости матрицы – в этом случае плоскость расположения ее диодов находилась в изоцентре ускорителя.

После измерения фона, загрузки калибровочных данных и расчетного распределения дозы для первого поля выполнялось облучение в соответствии с верификационным планом, измеренные данные передавались в программу SNC Patient и сравнивались с помощью гамма-анализа с расчетными данными (рис. 2). Процесс повторялся для всех полей плана.

Крайне важным обстоятельством при работе с MarCHECK 2 является корректный учет температурной зависимости диодов. По проведенной нами оценке, изменение чувствительности диодов составляет 0,6 % на каждый градус изменения их температуры [9]. Соответственно, для каждой энергии фотонов должна быть проведена абсолютная калибровка мат-

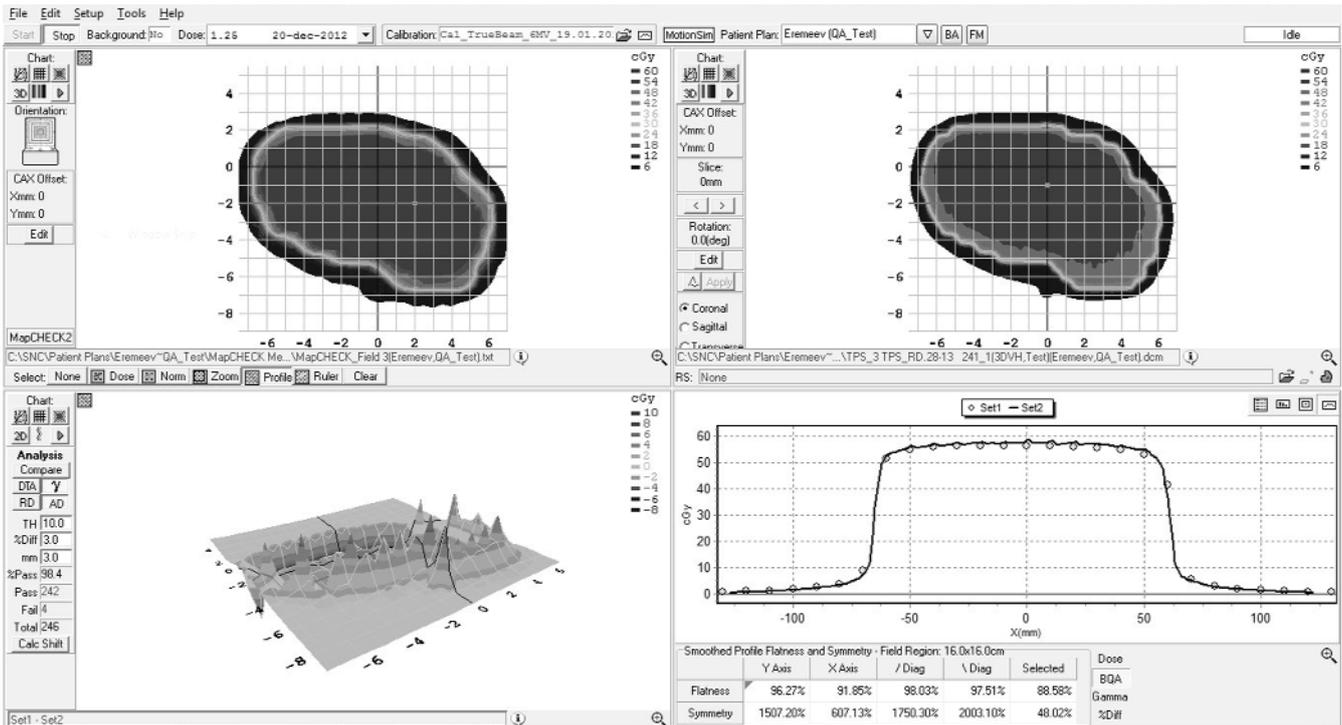


Рис. 2. Пример сравнения расчетных и измеренных данных в ПО SNC Patient

рицы в интервале рабочих температур с шагом около 1° . Во время проведения верификации необходимо выбирать файл абсолютной калибровки для значения температуры, ближайшего к температуре матрицы во время измерений.

В матрицу встроен цифровой датчик температуры, однако ее значение не индицируется используемым программным обеспечением. Имеется недокументированный способ контроля температуры: для этого нужно открыть в любом текстовом редакторе только что измеренный файл данных, значение температуры будет показано в файле (рис. 3). Однако наш опыт использования матрицы MapCHECK 2 позволяет предположить, что датчик температуры установлен не в рабочей зоне диодов, а в зоне размещения электронного оборудования, поэтому приходит в температурное равновесие со средой существенно быстрее, чем массив диодов матрицы, установленной внутри фантома. В результате показания датчика могут существенно отличаться от реальной температуры диодов и приводить к дополнительной погрешности дозы до 2–3 %.

Для минимизации такой погрешности была выработана следующая подготовительная процедура:

- ✓ За 24 ч до измерений матрицу и фантом перевозят в процедурное помещение, где предполагается выполнение измерений. В по-

** WARNING! Editing this file can cause it to become unusable with the SNC Patient software.

```
6.2.3.5713
File Revision: D
Measured File
Sun Nuclear Corporation
1177 MapCHECK 2

FileName: Field1.txt
Firmware Version: 10110
Board 1/Board 2 Revision: E1/E1
Diode Type: 2
Temperature: 24.375, 0, 0
Inclinometer Title: 0
Inclinometer Rotation: 0
Background Threshold: 90
Measured Cavity Dose:

Date: 03/31/15 Time: 17:50:44
Serial No: 80140048

Overrange Error: 0

Cal File: Cal_TrueBeam_6MV_19.01.2015.cal
```

Рис. 3. Индикация температуры в файле результатов измерений матрицей диодов MapCHECK 2

лость фантома помещается цифровой термометр.

- ✓ Перед измерениями проводится сравнение показаний цифрового термометра и встроенного в матрицу датчика. Расхождение результатов не должно превышать нескольких десятых градуса, что будет свидетельствовать о достижении теплового равновесия.
- ✓ В программное обеспечение матрицы загружают файл абсолютной калибровки, соответствующий энергии пучка и температуре, отличающейся не более чем на $0,5^\circ$ от полученной температуры измерений.

Приведенная выше процедура позволяет ограничить дополнительную температурную погрешность значением не более 0,3 %. Гамма-анализ измеренных и рассчитанных результатов проводится программой SNC Patient (рис. 2), уровни толерантности – 3%/3 мм, область зоны анализа – выше порога 10 % от максимума дозы для исключения областей, не имеющих клинического значения. Минимальный процент точек, удовлетворяющих критерию $\gamma \leq 1$ – более 95 %; реально он составлял от 98 до 100 % точек подавляющего большинства проверяемых полей. План считался пригодным, если все поля удовлетворяли данному критерию.

Временные затраты метода на верификацию одного плана составляют 25–45 мин, в которые входят следующие этапы:

- ✓ подготовка верификационного плана, внесение его в расписание ускорителя, экспорт расчетных распределений дозы и перенос их на рабочую станцию с ПО SNC Patient – 15–20 мин/план;
- ✓ подготовка ускорителя и настройка оборудования, позиционирование матрицы в изоцентре, запуск ПО SNC Patient и измерение фонового значения дозы (производится один раз для всех верифицируемых планов) – 10 мин.
- ✓ реализация верификационного плана, регистрация дозы, сравнение расчетных и измеренных распределений дозы и занесение результатов верификации в журнал – 5–10 мин/план.
- ✓ демонтаж оборудования (производится один раз для всех верифицируемых планов) – 5 мин.

Достоинствами метода являются: быстрое и точное сравнение абсолютных значений дозы в фантоме, близком по рассеиваю-

щим свойствам к телу пациента; поддержка матрицей режима FFF работы ускорителя. К недостаткам относятся отсутствие учета влияния гравитации на движение пластин МЛК, поскольку гантри всегда находится в вертикальном положении, а также необходимость учета температурной зависимости, приводящая к существенному усложнению процесса калибровки.

Матрица MarCHECK 2 в устройстве IMF

Измерения дозы проводили с помощью матрицы диодов MarCHECK 2, но не внутри верификационного фантома, а в устройстве изоцентрической фиксации IMF (рис. 4), обеспечивающем ее точное позиционирование относительно изоцентра при вращении гантри. Сверху матрицу покрывали пластиной водно-эквивалентного пластика Virtual Water толщиной 5 см для обеспечения рассеяния. Матрица с пластиной могла вращаться вместе с гантри, сохраняя плоскость диодов в изоцентре ускорителя в положении, ортогональном оси пучка, в полной мере учитывая влияние гравитации на движение пластин МЛК при различных углах поворота гантри.

При подготовке верификационного плана угол поворота гантри соответствовал реально-



Рис. 4. Устройство IMF с матрицей диодов MarCHECK 2

му плану лечения. КТ-сканы пациента заменялись на сканы матрицы с наложенной сверху пластиной, при этом замещающие плотности составили 300 HU и для матрицы, и для фантома. Обработка результатов была полностью аналогична случаю матрицы в фантоме.

Временные затраты на верификацию одного плана аналогичны предыдущему методу и составляют 30–50 мин в зависимости от количества и размеров полей. Дополнительное время обусловлено несколько более сложным монтажом оборудования и позиционированием матрицы в изоцентре, а также необходимость входа в каньон для поворота гантри перед проверкой каждого поля.

Достоинством метода является корректный учет воздействия гравитации на положения и скорости перемещения пластин МЛК. В то же время водно-эквивалентная пластина толщиной 5 см является менее реалистичной моделью тела пациента и не обеспечивает достаточного вклада рассеянного излучения в результаты измерений, а отсутствие пластин под матрицей уменьшает точность учета обратного рассеяния. Вблизи углов поворота гантри 90° и 270° наблюдается провис матрицы с устройством IMF около 1 мм, что вносит дополнительную погрешность в результат измерений. Сама процедура измерения более трудоемка и требует большего времени.

Измерения в фантоме Virtual Water с помощью ионизационной камеры и пленки Gafchromic EBT2

Для верификации плана в качестве модели тела пациента использовался водно-эквивалентный пластинчатый фантом из материала Virtual Water размером 20×30×30 см, для оценки двумерного распределения дозы – самопроявляющаяся радиохромная пленка Gafchromic EBT2, а для измерения абсолютной дозы в изоцентре – ионизационная камера PTW 31010 в комбинации с клиническим дозиметром SuperMax (Standard Imaging, США). При создании верификационного плана данные КТ пациента заменялись на полученные ранее КТ-изображения фантома Virtual Water, все углы поворота гантри и коллиматора устанавливались в ноль. Область воздушной полости ионизационной камеры описывалась как отдельная структура и заполнялась водноэквивалентной средой, поскольку поправка на искажение полностью радиационного поля автоматически учитывалась при калибровке камеры в воде.

Для сравнения с результатами измерения использовали среднее значение дозы в объеме камеры.

На этапе подготовки и сканирования пленки (рис. 5) крайне важен учет двух факторов: неравномерности отклика сканера по длине сканирующей линейки (т.н. “эффект параболы”) и неравномерности чувствительного слоя самой пленки. Для компенсации обоих эффектов необходимо получить нулевые сканы каждого из необлученных листов пленки строго в том же положении и той же ориентации на стекле сканера, в какой будет проводиться сканирование этого листа после облучения. Влияние ориентации составляло около 13 %, для контроля ориентации на лист наносились соответствующие метки, как рекомендуется в [10]. Только при выполнении этих условий возможно достижение заданной согласованности с результатами расчета при измерениях абсолютного значения поглощенной дозы с помощью радиохромной пленки.

При облучении фантома лист пленки размещали внутри него на 1 см выше изоцентра, на краях листа отмечали оси координат по кресту светового поля и/или лазерам (рис. 5б), затем его покрывали сверху остальными пластинами (рис. 5в) и облучали в соответствии с верификационным планом.

Облученную пленку выдерживали двое суток для стабилизации отклика, а затем сканировали на просвет с пространственным разрешением 50 dpi и глубиной цвета RGB 48 бит (16 бит на цветовой канал), результаты преобразовывались программой DoseLab к значениям оптической плотности с использованием индивидуальных сканов необлученной пленки, а затем – к распределению дозы с помощью полученной ранее калибровочной кривой. Далее проводили сравнение с расчетными данными, применяя гамма-анализ с критерием 3%/3 мм (рис. 6), значения дозы в изоцентре сравнивали с показаниями ионизационной камеры.

Существенным недостатком использования радиохромной пленки является необходимость выдержки в течение двух суток для стабилизации отклика пленки, что не позволяет сразу приступить к лечению после верификации плана. В качестве альтернативы был опробован вариант индивидуальной калибровки для каждой группы верифицируемых планов, выполняемой одновременно с измерениями (одна дополнительная калибровочная пленка,

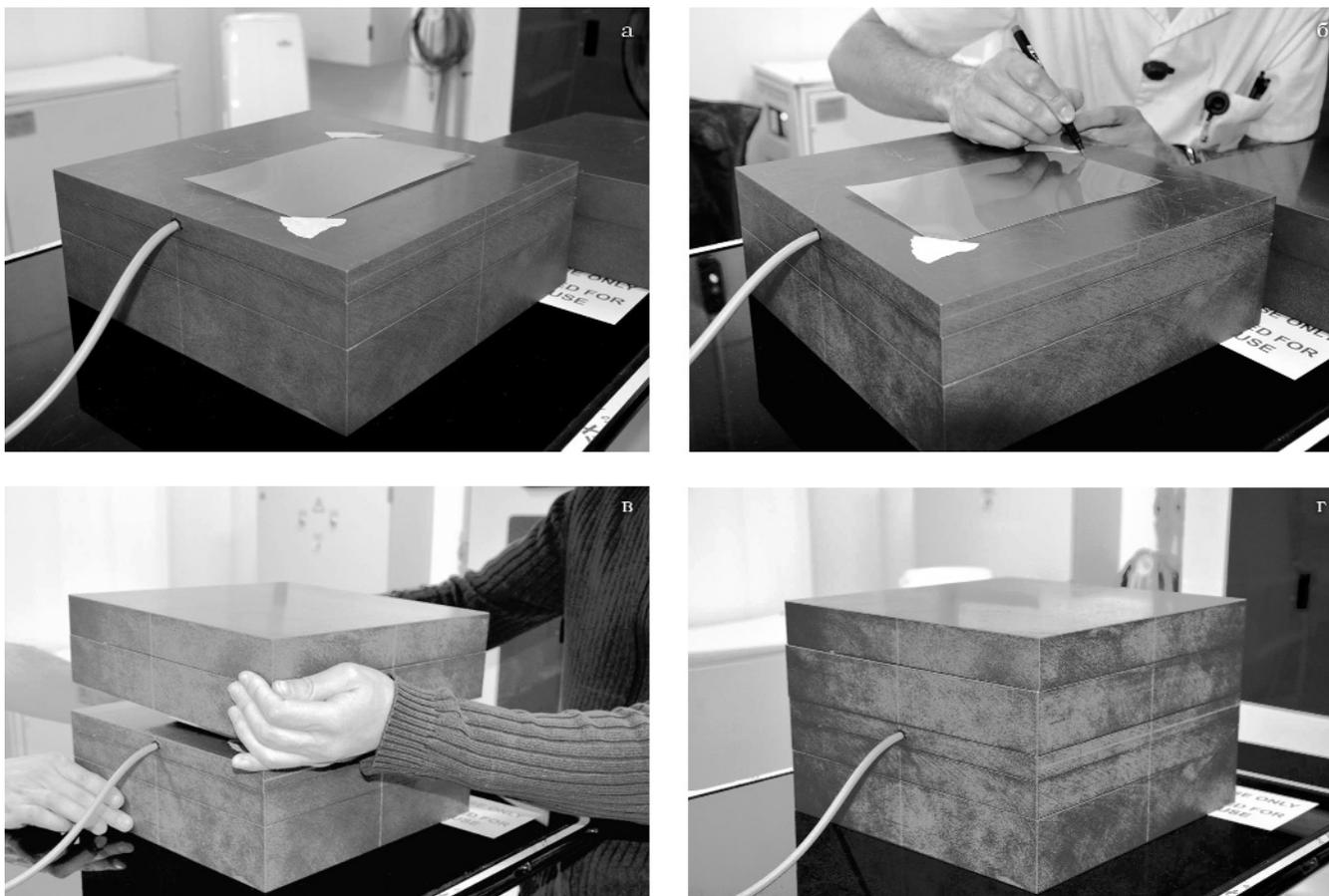


Рис. 5. Работа с пленкой Gafchromic в фантоме Virtual Water: а – фиксация пленки; б – разметка осей на пленке, в – установка верхних пластин; г – фантом с камерой в сборке

облученная пучком с клиновидным фильтром). Такой подход позволяет сохранять приблизительно равный временной интервал между облучением и сканированием для рабочих и калибровочных пленок, но существенно увеличивает время, необходимое для верификации планов, и расход пленки.

Несмотря на наличие в программе DoseLab сглаживающих цифровых фильтров, в обработанных данных остается значительная компонента статистического высокочастотного шума, который вносит дополнительный вклад в погрешность окончательного результата.

Временные затраты на верификацию одного плана без учета времени на выдержку облученной пленки составляют 75–130 мин, в которые входят следующие этапы:

- ✓ подготовка верификационного плана, внесение его в расписание ускорителя, экспорт расчетных распределений дозы и перенос их

на рабочую станцию с ПО DoseLab – 15–20 мин/план;

- ✓ подготовка и сканирование необлученных пленок – 15–25 мин/план;
- ✓ подготовка ускорителя и настройка оборудования, позиционирование ионизационной камеры и фантома в изоцентре – 10 мин;
- ✓ размещение пленки и ее разметка по лазерам (производится для каждого поля) – 2–3 мин/поле, 10–20 мин/план;
- ✓ реализация верификационного плана, регистрация дозы – 5–10 мин/план;
- ✓ демонтаж оборудования (один раз для всех верифицируемых на данном ускорителе планов) – 5 мин.
- ✓ сканирование облученных пленок, обработка и сравнение расчетных и измеренных распределений дозы в ПО DoseLab, занесение результатов верификации в журнал – 25–40 мин/план.

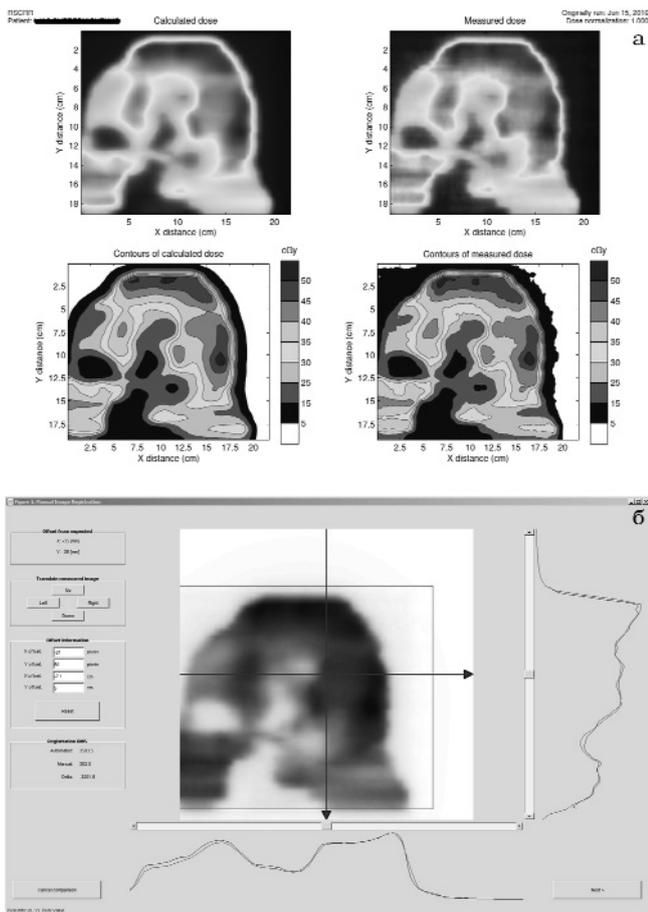


Рис. 6. Визуальное сравнение результатов расчета и измерений в ПО DoseLab: а – анализ пар изображений; б – анализ профилей дозы

Достоинствами данного метода является высокое пространственное разрешение пленки, позволяющее исследовать поля, для которых пространственное разрешение матрицы диодов МарСНЕСК 2 может оказаться недостаточным, а также возможность измерения абсолютной дозы с помощью ионизационной камеры. В то же время необходимость выдержки пленки после облучения и высокая трудоемкость метода не позволяет обеспечить верификацией большой поток пациентов. Кроме того, метод требует постоянного расхода дорогостоящей пленки (\$75–300 на пациента).

Верификация плана с помощью портальной дозиметрии

Портальные мегавольтные детекторы и получаемые с их помощью изображения, из-

меренные в режиме интегрирования сигнала, можно использовать для верификации распределения флюенса полей в режиме IMRT. В РНЦРР для проведения расчетов, измерения и анализа результатов использовалась технология Portal Dosimetry (Varian Medical Systems). Для этого было необходимо провести для каждого из используемых фотонных пучков ряд подготовительных работ [7]: выполнить абсолютную калибровку детектора в режиме интегрирования сигнала при различных мощностях дозы, измерить его отклик к облучению прямоугольными полями всех размеров и настроить в системе Eclipse алгоритм PDIP для расчета референсных распределений дозы в детекторе.

При отсутствии пациента или заменяющего его фантома фактически контролировали распределение не дозы, а флюенса. Угол поворота гантри соответствовал реальному, при этом в полной мере учитывалось влияние гравитации на движение пластин МЛК. Расчет распределения флюенса в детекторе проводился в системе Eclipse с помощью алгоритма PDIP, а сравнение расчетных и экспериментальных распределений – с помощью гамма-анализа в приложении Portal Dosimetry из состава медицинской информационной системы Agia.

Временные затраты метода на верификацию одного плана составляют 15–30 мин в которые входят следующие этапы:

- ✓ подготовка верификационного плана, внесение его в расписание ускорителя, – 5–10 мин/план;
- ✓ подготовка ускорителя (один раз для всех верифицируемых на данном ускорителе планов) – 5 мин;
- ✓ реализация верификационного плана и регистрация дозы портальным детектором – 5–10 мин/план;
- ✓ сравнение результатов расчета и измерений в модуле Portal Dosimetry и занесение результатов верификации в журнал – 5–10 мин/план.

Метод позволяет проводить быструю и простую верификацию планов с учетом влияния гравитации, поэтому получил в последние годы широкое распространение [11]. Однако использование распределения флюенса вместо дозы в процессе верификации уменьшает полноту тестирования всей технологической цепочки лучевой терапии. Кроме того, метод требует лицензии фирмы Varian на технологию Portal Dosimetry, калибровки детектора в соответствии

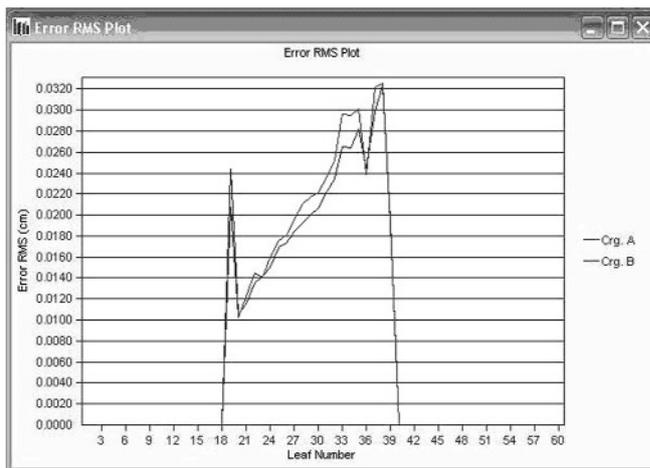
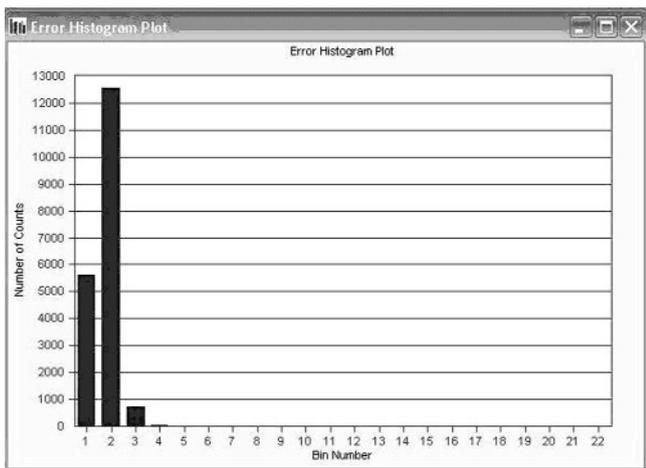


Рис. 7. Верификация на основе файлов Dynalog. а – гистограммы (б) распределения погрешностей положения пластин в контрольных точках; б – график среднеквадратичной неопределенности положения каждой пластины для банков А и В в процессе выполнения плана

с документацией [7], настройки алгоритма PDIP в системе Eclipse и его нельзя использовать для пучка 10FFF на TrueBeam версии 1.6.

Верификация плана на основе анализа файлов Dynalog и лог-файлов траекторий

Ускорители Varian UNIQUE имеют возможность сохранять на жестком диске для дальнейшего анализа файлы Dynalog, содержащие протокол реализации плана лечения, включая координаты каждой из пластин МЛК в контрольных точках. Запись файлов или ее остановка происходит по специальной команде, передаваемой пользователем контроллеру МЛК. Аналогичная возможность имеется и на ускорителях TrueBeam, однако здесь файлы протоколов реализации плана имеют другой формат, называются лог-файлами траекторий и не требуют специальной команды для начала и остановки записи.

Анализ файлов Dynalog и лог-файлов траекторий позволяет оценить точность реализации плана и, в частности, погрешности движения лепестков относительно планируемых значений. Их использование не требует специальной подготовки верификационного плана – достаточно использовать лечебный план в режиме QA (гарантии качества) – при этом полученные в процессе верификации дозы не будут добавлены к данным пациента.

Анализ результатов верификации на ускорителе UNIQUE проводится с помощью

программы DynalogFileViewer (Varian Medical Systems), которая выводит гистограмму погрешностей положения пластин МЛК в графическом и табличном виде во время выполнения плана, а также среднеквадратичные неопределенности каждой пластины (рис. 7) и контролирует выход какого-либо из параметров за пределы толерантных уровней. Несколько расширенными возможностями обладает программа FractureCHECK, входящая в состав пакета DoseLab (рис. 8). С ее помощью могут быть проанализированы не только координаты

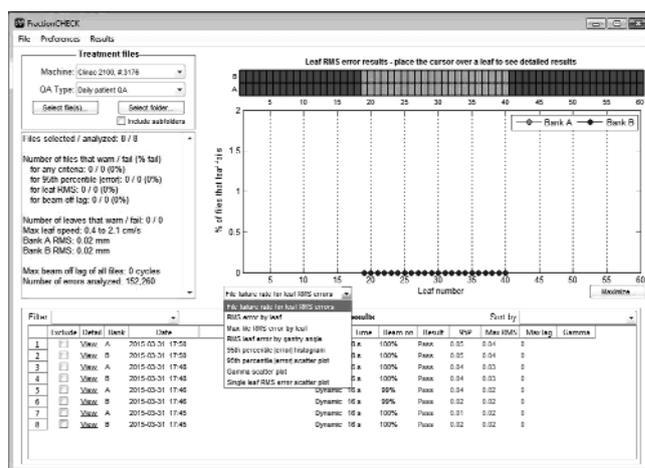


Рис. 8. Верификация на основе файлов Dynalog и лог-файлов траекторий. Главное окно программы FractureCHECK с результатами анализа

всех пластин, но и их скорости в контрольных точках. Программа позволяет проводить анализ по группе полей одного плана, может анализировать как файлы Dynalog ускорителей UNIQUE, так и лог-файлы траекторий ускорителей TrueBeam и формировать отчеты; она является основным инструментом для анализа данных такого типа в РНЦРР.

Временные затраты зависят от основного метода верификации, совместно с которым применяется анализ файлов Dynalog и лог-файлов траекторий. Время, требуемое на непосредственную обработку результатов, составляет 5–10 мин/план.

Метод является наиболее простым и быстрым в подготовке и реализации, не требует создания специального верификационного плана и способен выявить проблемы с пластинами МЛК до их отказа на основе анализа статистических данных. Однако он не позволяет верифицировать ни дозу, ни флюенс, а лишь оценить соответствие реальных координат и скоростей пластин их плановым значениям, т.е. качество отработки плана. В этом отношении он примыкает к методам гарантии качества, однако может использоваться как дополнение для контроля влияния гравитации на движение пластин при реальных углах поворота гантри.

Выводы

- ✓ Верификация с помощью матрицы диодов МарСНЕК 2 в фантоме МарРНАН является хорошим компромиссом между учитываемыми эффектами и производительностью. Для контроля влияния гравитации на движение пластин МЛК при углах поворота гантри, отличных от нулевого, метод может быть дополнен анализом файлов Dynalog и лог-файлов траекторий.
- ✓ Использование матрицы диодов МарСНЕК 2 в устройстве изоцентрической фиксации IMF не имеет существенных преимуществ перед ее применением в фантоме, но более трудоемко и вносит дополнительные геометрические погрешности за счет прогиба устройства. Этот метод является основным для верификации технологии RapidArc.
- ✓ Верификация в фантоме с помощью пленки Gafchromic и ионизационной камеры для регулярного использования практически непригодна из-за необходимости выдержки в

течение двух суток после облучения, трудоемкости, расхода дорогостоящей пленки. Наиболее рационально использовать этот метод для проведения т.н. процедуры end-to-end test – верификации всей цепочки IMRT в антропоморфном фантоме.

- ✓ Метод портальной дозиметрии незаменим при необходимости быстрой и оперативной верификации без развертывания дополнительной дозиметрической аппаратуры. Может быть скомбинирован с записью и последующим анализом файлов Dynalog. Метод предпочтителен для специальных случаев малых полей и/или полей с высокой степенью модуляции флюенса, когда пространственное разрешение матрицы диодов МарСНЕК 2 оказывается недостаточным.
- ✓ Контроль с помощью файлов Dynalog – быстрый, простой, не требует создания верификационного плана, характеризует состояние ускорителя и рекомендуется к постоянному применению. Является хорошим дополнением к методам контроля, где используется только пучок в нулевом положении гантри.
- ✓ По всем методам верификации разработаны детальные методические рекомендации, пошагово описывающие технологию выполнения процедур.

Список литературы

1. Alber M., Broggi S., De Wagter C. et al. Guidelines for the verification of IMRT. ESTRO Booklet 9. 2008. Руководство по верификации лучевой терапии с модуляцией интенсивности. – М.: АМФ-Пресс. 2012.
2. Klein E.E., Hanley J., Bayouth J. et al. AAPM Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators // Med. Phys. 2009. Vol. 36. № 9. P. 4197–4212.
3. Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. – Vienna: IAEA, TRS 430. 2004.
4. Moran J.M., Dempsey M., Eisbruch A. et al. Safety considerations for IMRT: Executive summary // Pract. Radiat. Oncol. 2011. Vol. 1. № 3. P. 190–195.
5. American College of Radiology. ACR–ASTRO practice parameter for intensity modulated radiation therapy. Resolution 39. 2014.
6. Low D.A., Harms W.B., Mutic S., Purdy J.A. A technique for the quantitative evaluation of

- dose distributions // *Med. Phys.* 1998. Vol. 25. № 5. P. 656–661.
7. Portal Dosimetry 10. Varian Medical Systems, 2011.
 8. Keeling V.P., Ahmad S., Jin H. A comprehensive comparison study of three different planar IMRT QA techniques using MapCHECK 2 // *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 2013. Vol. 14. № 6. P. 222–233.
 9. Русецкая Т.С., Русецкий С.С., Смыслов А.Ю., Васильев В.Н. Особенности работы с матрицей диодов MapCHECK 2 при реализации программы гарантии качества планов. // В кн.: “Перспективные направления в онкологии и радиологии”, – Обнинск. 2015. С. 50–51.
 10. Desroches J., Bouchard H., Lacroix F. Technical Note: Potential errors in optical density measurements due to scanning side in EBT and EBT2 Gafchromic film dosimetry // *Med. Phys.* 2010. Vol. 37. № 4. P. 1565.
 11. Титович Е.В., Тарутин И.Г., Гацкевич Г.В. Верификационные мероприятия при облучении пациентов с использованием методики IMRT в РНПЦ ОМР им. Н.Н.Александрова // *Український радіологічний журнал.* 2014. № 2. С. 54–57.

A COMPARISON OF IMRT PATIENT-SPECIFIC VERIFICATION METHODS

*A.A. Kokontsev, S.S. Rusetskiy, A.Yu. Smyslov, V.N. Vasiliev
Russian Scientific Center of Roentgenology and Radiology, Moscow*

A comparison of five IMRT patient-specific plan verification methods implemented in RSCRR is presented. Dose measurements in water equivalent phantoms have been performed by the MapCHECK 2 diode matrix, radiochromic film Gafchromic EBT2 and an ionization chamber. Alternatively, the matrix has been used in Isocentric Mounting Fixture (IMF) to take into account gravity effect on the MLC leafs movement. Fluence distribution has been verified by portal dosimetry as well as MLC leaf positions and speeds have been analyzed using Dynalog files and trajectory log files. Advantages and disadvantages, specific features of use, time and resource spent of each method are discussed.

Key words: radiation therapy, quality assurance, IMRT, patient-specific plans, verification methods

E-mail: kokon@bk.ru