

компьютерной томографии, во время каждого сеанса лечения. Точность и стабильность задержки дыхания во время лечения определяет степень соответствия дозиметрического охвата теоретическому запланированному охвату в системе планирования лечения.

При проведении сеансов лучевой терапии совместно с методом задержки дыхания на глубоком вдохе, возникают следующие проблемы, обусловленные уровнем подготовки пациента к процедуре. Пациентам бывает трудно задерживать дыхание на комфортные для проведения процедуры интервалы времени. Также могут возникнуть трудности с попаданием в нужный интервал по амплитуде вдоха и удерживании грудной клетки в нужном положении. Часто возникновение данных проблем связывают с недостаточной подготовкой пациента к процедуре. Чтобы процесс лечения проходил быстро и комфортно для пациента, ему необходимо тренировать дыхание заранее. Как показывает практика, ближе к последним сеансам лучевой терапии, пациенты справляются лучше, что доказывает, что тренировки дыхания и опыт, который пациент получил на предыдущих сеансах лучевой терапии с применением данного метода, дают эффект.

Показателем успешности лучевой терапии, является не только достижение ответа опухоли на лечение, но и сохранение окружающих опухоль здоровых органов и тканей. Современные технологии, такие как система синхронизации по дыханию, в применении совместно с лучевой терапией, уменьшают вероятность появления постлучевых осложнений. Применение системы синхронизации по дыханию позволяет избежать тяжелых радиационно-индцированных осложнений сердца. Из информации, представленной выше, можно сделать вывод, что использование систем синхронизации по дыханию благотворно влияет на точность диагностических процедур при подготовке к лучевой терапии, и на эффективность самой лучевой терапии, а также уменьшает риск развития постлучевых осложнений.

ЛИТЕРАТУРА

1. Лучевая терапия больных раком левой молочной железы I-IIА стадий после органосохраняющих операций / И. А. Гладилина [и др.] // Злокачественный опухоли – 2017. – № 4. – С. 5–12.
2. Investigating the use of virtual 4DCT from 4DMRI in gated carbon ion radiation therapy of abdominal tumors / G. Meschini [et al.] // Z Med Phys – 2022. – Vol. 32. – P. 98–108.
3. 4D CT image artifacts affect local control in SBRT of lung and liver metastases / T. Sentkern [et al.] // Radiotherapy and Oncology – 2020. – Vol. 148. – P. 229–234.
4. Anatomic and pathologic variability during radiotherapy for a hybrid active breath-hold gating technique / C. Glide-Hurst [et al.] // Radiation Oncology Biol. Phys – 2010. – Vol. 77. – No. 3. – P. 910–917.

ДОЗИМЕТРИЧЕСКАЯ ВЕРИФИКАЦИЯ ПЛАНОВ ОБЛУЧЕНИЯ В ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ С МОДУЛЯЦИЕЙ ИНТЕНСИВНОСТИ

DOSIMETRIC VERIFICATION OF TREATMENT PLANS IN INTENSITY-MODULATED RADIATION THERAPY

А. И. Бринкевич¹, Т. С. Чикова^{2,3}, М. Н. Пяткевич^{1,2,3}
A. Brynkevich¹, T. Chikova^{2,3}, M. Piatkevich^{1,2,3}

¹Республиканский научно-практический центр онкологии и медицинской радиологии им. Н. Н. Александрова, а-г Лесной, Республика Беларусь

²Белорусский государственный университет, БГУ

³Учреждение образования «Международный государственный экологический институт имени А. Д. Сахарова» Белорусского государственного университета, МГЭИ им. А. Д. Сахарова БГУ, г. Минск, Республика Беларусь
chikova.tamara@iseu.by

¹N. N. Alexandrov national cancer centre of Belarus, Lesnoy, Republic of Belarus

²Belarusian State University, BSU

*³International Sakharov Environmental Institute of Belarusian State University, ISEI BSU,
Minsk, Republic of Belarus
annabrijerry@gmail.com*

Описан типовой процесс верификации планов облучения в лучевой терапии с модуляцией интенсивности. Рассмотрен наиболее простой способ сравнения дозовых распределений – наложение контуров дозовых распределений друг на друга, приведены его преимущества и недостатки. Описаны основные применяемые в клинической практике геометрии измерений для дозиметрической верификации планов облучения. Дано определение термину «гамма-анализ», а также критериям гамма-анализа – разности доз, критерию расстояния, степени прохождения сравнения по гамма-индексу. Приведены значения критериев гамма-анализа, использующиеся в отечественных клиниках и за рубежом.

A typical process for verification of treatment plans in radiation therapy with intensity modulation is described. The simplest way to compare dose distributions, i.e., superposition of contours of dose distributions on top of each other, is considered, its advantages and disadvantages are given. The main measurement geometries used in clinical practice for dosimetric verification of irradiation plans are described. The term “gamma analysis” is defined, as well as the gamma analysis criteria - dose difference, distance criterion, degree of comparison by the gamma index. The values of the gamma analysis criteria used in domestic clinics and abroad are given.

Ключевые слова: лучевая терапия, IMRT, VMAT, гарантия качества, верификация, EPID, гамма-анализ, доза, онкология, медицинская физика.

Keywords: radiation therapy, IMRT, VMAT, quality assurance, verification, EPID, gamma analysis, dose, oncology, medical physics.

<https://doi.org/10.46646/SAKH-2022-2-226-229>

Дозиметрическая верификация представляет собой последовательность процедур, необходимых для проверки IMRT и VMAT плана облучения пациента перед непосредственным облучением. Суть ее заключается в сопоставлении дозовых распределений и выявлении несоответствий. Наиболее распространённым методом сравнения является наложение контуров дозовых распределений друг на друга. Это достаточно быстрый и качественный метод анализа. Если распределения согласуются между собой в достаточной степени, контуры будут накладываться друг на друга, если нет – они будут разделены определённым расстоянием. Это расстояние зависит от двух факторов: разницы в численных значениях дозы и градиенте доз. Если градиент крутой – контуры смещаются незначительно, даже в случае большой разности в численных значениях дозы [1]. Поэтому сравнение контуров в областях резкого спада доз даёт мало информации о численных различиях, поскольку для значительного смещения изодоз относительно друг друга требуется большая разность в полученных дозах. С другой стороны, даже малые различия в измеренных значениях сильно смещают изодозы в областях со слабым градиентом [1]. Таким образом, единственные места, где контурные графики предоставляют достаточно точную информацию – это места пересечения или наложения изодоз. Если линии изодозы имеют одинаковые значения, то распределения совпадают точно в этих местах. Если пересекаются две разные линии изодозы, например, линия 50% от одного распределения и линия 60% от другого распределения, то в точке пересечения известна разница доз. В противном случае наложенные контуры дают мало количественной информации.

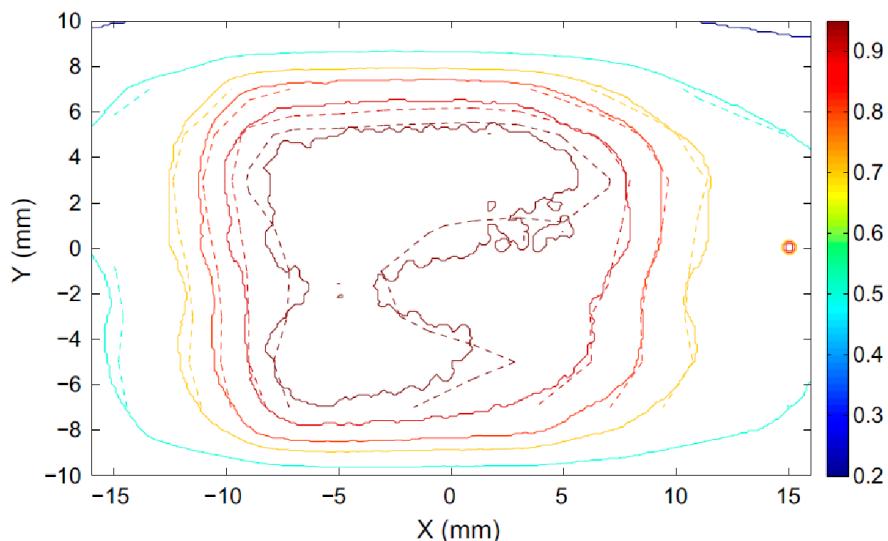


Рисунок 1 – Наложение изодоз двух измерений: сплошная линия от радиохромной пленки и пунктирная линия от заполненных жидкостью ионизационных камер [1]. Показанные изодозы: 20 %, 50 %, 70 %, 80 %, 90 % и 95 %

На рисунке 1 показан пример совмещённых изодоз [1]. Данные графические изображения представляют собой распределения, полученные при помощи радиохромной пленки и двумерной матрицы. Соответствие между этими двумя распределениями доз достаточно понятно, и показывает отсутствие больших расхождений, хотя разница в несколько процентов трудноопределима. На рисунке 2 показаны два значительно расходящихся изодозовых распределения, причём факт их несоответствия достаточно очевиден. В этом случае дополнительный количественный анализ численных значений может быть ненужным.

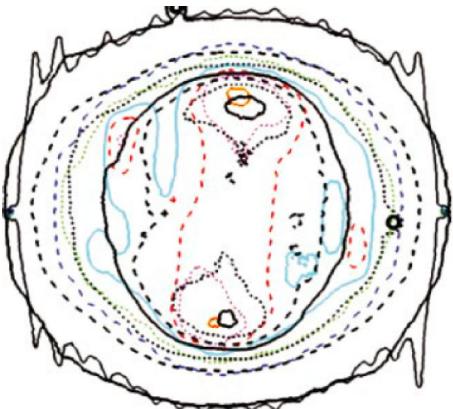


Рисунок 2 – Наложенное распределение изодозы для двух различных распределений дозы.

Тот факт, что распределения не совпадают, ясно видно из пересекающихся изодозовых линий, но количественная оценка несоответствия на глаз невозможна с использованием этого типа отображения [1]

Аналогично и с пространственными неопределённостями: на границе спинного мозга пространственная несогласованность в дозах не должна превышать 2 мм, в то время как для мышц допустима разбежка в 5 мм [2]. Однако, ввиду проведения измерений на геометрически упрощённых фантомах, запланированный флюенс, даже в случае отсутствия ошибок в расчёте и доставке дозы, не даст клинически верного дозового распределения. Даже если геометрически соотнеси органы риска с моделью фантома, доза на них не будет соответствовать такой в реальном пациенте из-за разницы в поглощении и рассеянии дозы фантомом и пациентом. Поэтому для проведения пациентоориентированной верификации доставки дозы следует руководствоваться более комплексными критериями и допусками для исследуемых областей дозовых распределений [3].

При проведении дозиметрической верификации могут быть использованы различные геометрии измерений, как показано на рисунке 3. Наиболее распространёнными методами в клинической практике являются: полное моделирование, перпендикулярное поочерёдное облучение и перпендикулярное моделирование. Для каждого из этих методов план пациента пересчитывается в геометрии фантома, существующего как физически, так и внутри системы планирования. Система дозиметрического планирования рассчитывает дозу в фантоме в той же геометрии, которая будет применяться для последующих измерений [2].

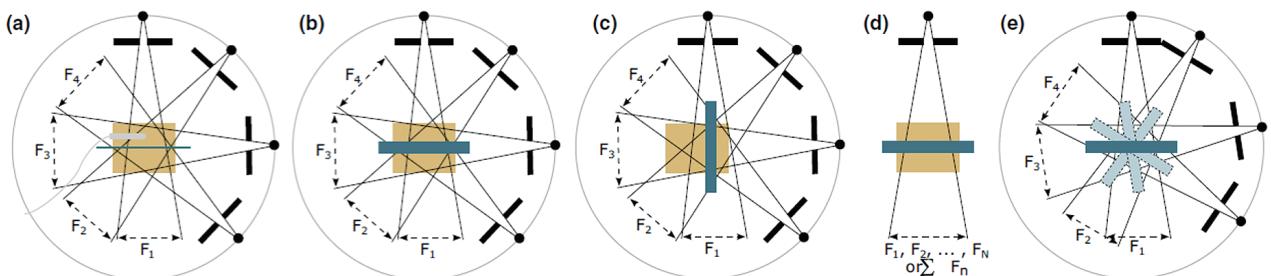


Рисунок 3 – (a) Полное моделирование в фантоме с ионизационными камерами, размещёнными на определённой глубине, и рентгенографической пленкой в коронарной ориентации; (b) полное моделирование на стационарном устройстве 2D-матрицы, размещенном в коронарной ориентации на столе для обработки; (c) Полное моделирование на стационарном устройстве 2D-матрицы, размещенном в сагиттальной ориентации на столе для обработки; (d) перпендикулярное поочерёдное облучение или перпендикулярное моделирование на стационарном устройстве 2D-матрицы, размещенном в коронарной ориентации на столе для обработки; (e) перпендикулярное поочерёдное облучение или перпендикулярное моделирование (PC) на устройстве 2D-матрицы, установленной на обрабатывающей головке

Метод полного моделирования имитирует доставку излучения пациенту. Пучки излучения доставляются на стационарное измерительное устройство или фантом, установленный на кушетке, с использованием фактических параметров лечения из плана пациента, включая дозу облучения, угол поворота гентри и коллиматора, углы поворота стола, положение створок и лепестков многолепесткового коллиматора. Этот метод чаще всего используется физиками, выполняющими пленочную дозиметрию, хотя в последнее время такая методика всё чаще используется для облучения фантомов с матрицами диодов или ионизационных камер [4,5]. При перпендикулярном поочерёдном облучении гентри фиксируется на 0 градусов для всех пучков, а коллиматор устанавливается в единую позицию для всех полей (рис. 3(d)). Этот метод чаще всего используется с диодными или камерными матрицами, хотя пленка и электронное устройство детектирования портальных изображений (далее EPID) также пригодны для подобных измерений [4,5]. Перпендикулярное моделирование практически полностью повторяет

методику поочерёдного облучения, за исключением лишь того факта, что в данном случае весь план будет доставлен в течении непрерывного процесса измерений. Т.е. будет получено единое интегральное изображение. Этот метод гораздо быстрее поочерёдной верификации[4,5]. Оборудование для измерений и методы анализа аналогичны предыдущей методике.

Основной процедурой в процессе гарантии качества плана лечения в высокотехнологичной лучевой терапии для конкретного пациента является дозиметрическая верификация плана с применением гамма-анализа. На первом этапе дозиметрической верификации на планирующей системе исходя из созданного медицинским физиком дозового распределения для облучения целевого объема создается специальный верификационный план, который затем отправляется на линейный ускоритель. Верификационный план содержит технические данные, необходимые для облучения на линейном ускорителе, а также эталонное дозовое распределение. Далее происходит облучение EPID верификационным планом, в следствие чего система планирования получает измеренное дозовое распределение, которое затем сравнивается с эталонным. Эта процедура сравнения проводится с использованием гамма-анализа. Цель гамма-анализа – рассчитать гамма-индекс, который отражает соответствие двух распределений, а именно смещение двух одинаковых точек относительно друг друга в запланированном и оцениваемом распределениях. Для корректного сравнения дозового распределения в гамма-анализе устанавливаются специальные критерии: разность доз и критерий расстояния. Разность доз в точке представляет собой числовую разницу между оцениваемой дозой и запланированной дозой в этом месте [1]. Критерий расстояния для точки в запланированном распределении определяется как кратчайшее расстояние между точкой в оцениваемом распределении дозы с такой же по значению дозы точкой в запланированном распределении[1]. Также устанавливается степень прохождения сравнения по гамма-индексу – процент точек, значение гамма-индекса в которых меньше или равно 1.

Значения гамма-индекса между 0 и 1 указывают на то, что сравнение прошло в соответствии с установленными критериями. Значения больше 1 означают наличие ошибки. Поскольку гамма-индекс – это смещение между двумя распределениями, и, по сути, радиус, проведённый между запланированной точкой и оцениваемым распределением, то критерием прохождения теста являются круг либо сфера в 1, 2 или 3-мерном пространстве дозового распределения соответственно [1]. Гамма-анализ сам по себе не позволяет однозначно интерпретировать полученные результаты. Наиболее эффективным способом оценки эффективности теста является изучение его поведения в двух экстремальных условиях: с градиентом дозы, близким к нулю, и с резким градиентом дозы.

В мировой практике используются общепринятые критерии гамма-анализа для лучевой терапии с модуляцией интенсивности вне зависимости от облучаемой локализации. Как правило критерий расстояния устанавливается равным 2 или 3 мм, а разность доз – 3% [2]. Для некоторых методик облучения, таких как стереотаксическая лучевая терапия, используются критерий расстояния, равный 2 или 1 мм, разность доз – 2% [2]. Степень прохождения по гамма-индексу – 95%. В ведущих онкологических центрах Республики Беларусь критерий расстояния и разность доз в лучевой терапии с модуляцией интенсивности также являются фиксированными для всех локализаций и составляют 3 мм и 3% соответственно [3]. В Республиканском научно-практическом центре онкологии и медицинской радиологии им. Н.Н. Александрова также используются указанные выше фиксированные критерии.

Обоснованность данных критериев связана с особенностями оборудования и методиками проведения верификаций в различных учреждениях, соответственно, даже при одинаковых критериях, в разных учреждениях качество проводимых процедур верификации будет отличаться. В связи с чем становится актуальным вопрос о целесообразности применения локальных [3], отличных от общепринятых, критериев гамма-анализа для более точной доставки дозы и, соответственно, более высокого уровня оказания медицинской помощи онкологическим пациентам.

ЛИТЕРАТУРА

1. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No. 218 / M. Miften [et al.] // Medical Physics. – 2018. – Vol. 45, № 4. – P. 53–83. <https://doi.org/10.1002/mp.12810>.
2. Dosimetric verification of flattening filter free model based on TrueBeam accelerator using ArcCheck system / Y. Zhu [et al.] // Journal of Central South University. Medical sciences. – 2018. – Vol. 43, № 8. – P. 864–868. <https://doi.org/10.11817/j.issn.1672-7347.2018.08.007>
3. Бринкевич, А.И., Титович, Е.В., Петкович, М.Н. Критерии оценки дозиметрической верификации планов облучения в лучевой терапии с модуляцией интенсивности / А.И. Бринкевич, Е.В. Титович, М.Н. Петкович // Сахаровские чтения 2020 года: экологические проблемы XXI века = Sakharov readings 2020: environmental problems of the XXI century: материалы 20-й международной научной конференции, 21–22 мая 2020 г, г. Минск, Республика Беларусь: в 2 ч. / Междунар. гос. экол. ин-т им. А. Д. Сахарова Бел. гос. ун-та; редкол.: А. Н. Батян [и др.]; под ред. д-ра ф.-м. н., проф. С. А. Маскевича, к. т. н., доцента М. Г. Герменчук. – Минск: ИВЦ Минфина, 2020. – Ч. 2. – С. 33–36.
4. Time dependent pre-treatment EPID dosimetry for standard and FFF VMAT / M. Podesta [et al.] // Physics in Medicine and Biology. – 2014. – Vol. 59, № 16. – P. 4749–4768. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/59/16/4749>
5. Effect of dose grid resolution on the results of patient-specific quality assurance for intensity-modulated radiation therapy and volumetric modulated arc therapy / Chun M. [et al.] // Int. J. Radiat. Res. – 2020.– Vol. 18, № 3. – P..521–530. <https://doi.org/10.18869/ACADPUB.IJRR.18.3.521>.