

ВЕРИФИКАЦИЯ ТЕРАПЕВТИЧЕСКИХ ПЛАНОВ С ОБЪЁМНОЙ МОДУЛЯЦИЕЙ ИНТЕНСИВНОСТИ ИЗЛУЧЕНИЯ

А.В. Вертинский¹, Е.С. Сухих^{1,2}, Л.Г. Сухих²

¹ Томский областной онкологический диспансер, Томск

² Национальный исследовательский Томский политехнический университет, Томск

Рассмотрен вопрос оценки рассчитанных и измеренных дозиметрических планов облучения с объемной модуляцией интенсивности излучения. Проведен анализ планов лечения четырех опухолей различной локализации с использованием модели пучков фотонов 6 и 10 МВ аппарата Elekta Synergy Platform S на планирующей станции Monaco. Процедуру гарантии качества осуществляли с применением дозиметрической системы ArcCHECK с программным обеспечением SNC Patient и 3DVH. Анализ сходимости рассчитанных и измеренных планов проводили с помощью критерия гамма-индекса и гистограмм доза-объем.

Ключевые слова: *лучевая терапия с модуляцией интенсивности излучения, VMAT, гарантия качества, дозиметрический фантом ArcCHECK, гамма-индекс*

Введение

Реализация планов лучевой терапии (ЛТ) с высоким градиентом дозы для различных методик стереотаксического облучения, особенно в режимах гипофракционирования, требует тщательного проведения процедур гарантии качества (ГК). Исторически, для конвенционального облучения проверка проводилась только при вводе в эксплуатацию систем планирования облучения (СП), которая заключалась в сравнении рассчитанных и измеренных значений абсолютных доз в одной точке, в основном, в изоцентре, или в других точках, определенных относительно оси пучка, для проверки соответствия глубинного и поперечного профиля пучка. Измерения проводились с помощью одной ионизационной камеры и дозиметрического фантома (набор пластин, имитирующих плотность мягких тканей, лёгких и костных

структур) для открытых и клиновидных полей в зависимости от геометрии, т.е. угла наклона гантри и коллиматора, размера поля. Для трёхмерной конформной ЛТ (3D-КЛТ) верификация модели пучка в СП проводилась аналогичным образом с дополнением фигурных полей [1–3]. Однако на практике, при использовании нестандартных сложных планов облучения, таких как методика “поле в поле”, медицинский физик, на своё усмотрение, может проводить проверку распределения относительной или абсолютной дозы, путем перенесения конкретного плана облучения пациента на фантом [4].

Для более сложных методик доставки дозы с модуляцией интенсивности существенно усложнились требования к проверке модели ускорителя в СП. Помимо этого, особое внимание стало уделяться верификации каждого плана облучения (процедуры ГК), чтобы гарантировать реализуемость данного плана и мини-

мизировать возможный вред, вызываемый ошибками СП и терапевтического аппарата [5–6].

Традиционная процедура ГК для ЛТ с поперечной модуляцией интенсивности излучения (IMRT) включает в себя все процедуры, перечисленные для 3D-CRT, к которым добавляются специальные модулированные по интенсивности излучения верификационные тест-планы, которые оцениваются по абсолютному и относительному распределению дозы в плоскости фантома, т.е. происходит 2D верификация. Для двумерной верификации как СП, так и конкретного плана облучения пациента используются следующие типы детекторов: радиохромные пленки (например, Gafchromic EBT [5, 7]), планарные массивы детекторов, состоящие из ионизационных камер или диодов (например, MatriXX (IBA), Octavius (PTW), MapCheck (SunNuclear) и другие [8–9]).

Для подвижных систем доставки дозы с VMAT, RapidARC, IMAT, особенно в некопланарном режиме, дозиметрические сборки детекторов в одной плоскости показали свою несостоятельность [10–15]. Для таких методов облучения необходимо использовать трёхмерную верификацию с объёмными детекторами, такими как ArcCHECK (SunNuclear), Delta4 (Scandidos), Octavius 4D (PTW).

Для одномерной верификации СП критерием достаточного согласия была сходимость абсолютной дозы в точке нормировки не хуже 0,5 % для квадратных и прямоугольных полей [1–5]. Для многомерной верификации был разработан и внедрён в практику критерий так называемого “гамма-индекса”, объединяющий проверку абсолютного значения дозы на определённом интервале пространства (DTA–distance to agreement). Очевидно, что для случая 2D дозиметрии параметр x (мм) будет определять радиус окружности, а для 3D – радиус сферы. Определение гамма-индекса позволяет использовать его для 2D и 3D систем дозиметрии, и даже для 4D планов облучения при достаточной скорости отклика детекторов.

Согласно протоколу рабочей группы AAPM TG-119 [16] критерием прохождения плана является значение гамма-индекса $\gamma(3\%, 3\text{ мм}) \geq 95\%$. Очевидно, что возможны более строгие ограничения на величину γ , например, $\gamma(2\%, 2\text{ мм})$. В работе [17] было показано, что использование критериев $\gamma(3\%, 3\text{ мм}) \geq 95\%$ для ряда сложных VMAT планов приводит к большим систематическим

ошибкам в величине дозы по сравнению с критерием $\gamma(2\%, 2\text{ мм}) \geq 95\%$. Эти данные показали несовершенство протокола AAPM TG-119, что привело к появлению нового протокола по вводу в эксплуатацию СП для IMRT и VMAT и процедур ГК, предложенного рабочей группой AAPM TG-244 [18]. В данном протоколе указывается, что планарные или объёмные измерения должны оцениваться по более строгим критериям гамма-индекса $\gamma(2\%, 2\text{ мм})$, что позволяет выявить области рассогласования в дозовых распределениях.

Отдельно стоит вопрос о 3D оценке сходимости планов ЛТ. По аналогии с плоскостными детекторами тут нужно создать объёмную матрицу детекторов, например, расположенных с кубической симметрией. Создание таких плотно заполненных объёмных матриц на данный момент не представляется ни технически возможным, ни экономически целесообразным. Поэтому для 3D дозиметрии используют либо поворачиваемые 2D массивы детекторов, получая набор 2D проекций, как в уже упомянутом Octavius 4D, либо детекторы в двух плоскостях при “X”-геометрии для Delta4, либо расположение детекторов по окружности в цилиндре с постоянным радиусом (ArcCHECK). Расположение детекторов вблизи поверхности цилиндра позволяет проводить два типа верификации планов:

1. С использованием информации только от детектора, расположенного на ближней поверхности к головке аппарата. В результате вращения аппарата может быть получена развертка дозового поля в системе координат расстояние вдоль оси цилиндра – угол облучения, что позволяет провести 2D оценку сходимости плана. В системе ArcCHECK такой подход реализуется через программу SNC Patient.
2. С использованием информации как от детектора на входе, так и на выходе пучка из фантома. Эта опция, доступная, в основном, для фотонных пучков, позволяет в некотором приближении рассчитать распределение дозы по пути от входного детектора до выходного детектора, получая 3D оценку сходимости плана. В системе ArcCHECK такой подход реализуется через программу 3DVH.

Цель данной работы заключалась в верификации планов VMAT облучения (выполненных в системе Monaco) с использованием комплекса оборудования фантома ArcCHECK вместе с программами SNC Patient и 3DVH на уско-

рителе Elekta Synergy Platform S в Томском областном онкологическом диспансере (ТООД) по критериям гамма-индекса γ (3 %, 3 мм) и γ (2 %, 2 мм) для того, чтобы сравнить между собой данные критерии, а также оценить различия между 2D и 3D оценкой.

Материал и методы

Для анализа были взяты 4 плана лучевой терапии различных локализаций и режимов фракционирования:

1. Рак корня языка: режим фракционирования – интегрированный одновременный буст с СОД 69,93 Гр и РОД 2,59 Гр при копланарном облучении, фотоны 6 МВ, VMAT;
2. Анапластическая астроцитома левой височной доли: режим фракционирования – стандартный с СОД 60 Гр и РОД 2 Гр при некопланарном облучении, фотоны 6 МВ, VMAT;
3. Рак воротной вены печени: гипофракционирование с СОД 30 Гр и РОД 15 Гр при копланарном облучении, фотоны 10 МВ, VMAT;
4. Карцинома предстательной железы: гипофракционирование с СОД 35 Гр и РОД 7 Гр при копланарном облучении, фотоны 10 МВ, VMAT.

Все планы были созданы с использованием СП Мопасо версии 5.10.02 (компания Elekta AB) [19]. Доставка дозы осуществлялась на линейном ускорителе Elekta Synergy Platform S.

В качестве дозиметрической системы использовали цилиндрический фантом ArcCHECK (SunNuclear) (рис. 1). Для каждого лечебного плана в системе Мопасо создавали соответствующий план ГК с использованием модели фантома ArcCHECK [20], которая импортируется в СП с сохранением геометрии пучков (угол коллиматора, начальный угол гантри, угол и направление вращения, размеры полей и движение лепестков, количество мониторинговых единиц). Обязательным условием верификации планов облучения с использованием фантома ArcCHECK является нулевой угол поворота стола, чтобы не допустить облучение электронного блока. В СП план ГК создаётся уже для нулевого угла поворота стола, независимо от данного параметра в реальном плане. Для программы SNC Patient реальный угол поворота стола в плане облучения не так важен. В программе 3DVH предусмотрен алгоритм пересчёта на угол поворота стола для того, чтобы получить корректное распределение



Рис. 1. Цилиндрический фантом ArcCHECK

измеренной дозы по опухоли и критическим органам в пациенте.

ArcCHECK представляет собой цилиндрический фантом с 1386 диодами n-типа, расположенными на цилиндрической поверхности практически постоянного радиуса ($R \approx 10,4$ см) по спирали с расстоянием между диодами 1 см (как расстояние по окружности, так и шаг спирали). Спиральная геометрия диодов снижает пересечение и затенение детекторов, если смотреть со стороны пучка, а также позволяет облучать фантом во время процедуры ГК с номинальных запланированных углов гантри. Во время измерения сигнал с каждого диода обрабатывается каждые 50 мс [20]. При каждом облучении в фантоме считывается входная (показания детекторов, наиболее близких к источнику) и выходная (показания удаленных от источников детектора) дозы, на основании которых производится программный расчёт угла гантри, так называемый виртуальный инклинометр (Virtual Inclinometer), алгоритм работы которого подробно описан в [21].

На рис. 2 представлено распределение дозы для рассчитанного плана VMAT в системе Мопасо: слева – для реального пациента на основе КТ-снимков с областью облучения головы в режиме интегрированного буста, а справа – QA плана VMAT этого пациента на основе виртуального фантома ArcCHECK. В обоих случаях при расчетах учитывалось поглощение излучения в столе при соответствующей энергии фотонов пучка.

Для сравнения рассчитанных и измеренных планов производили расчёт гамма-индек-

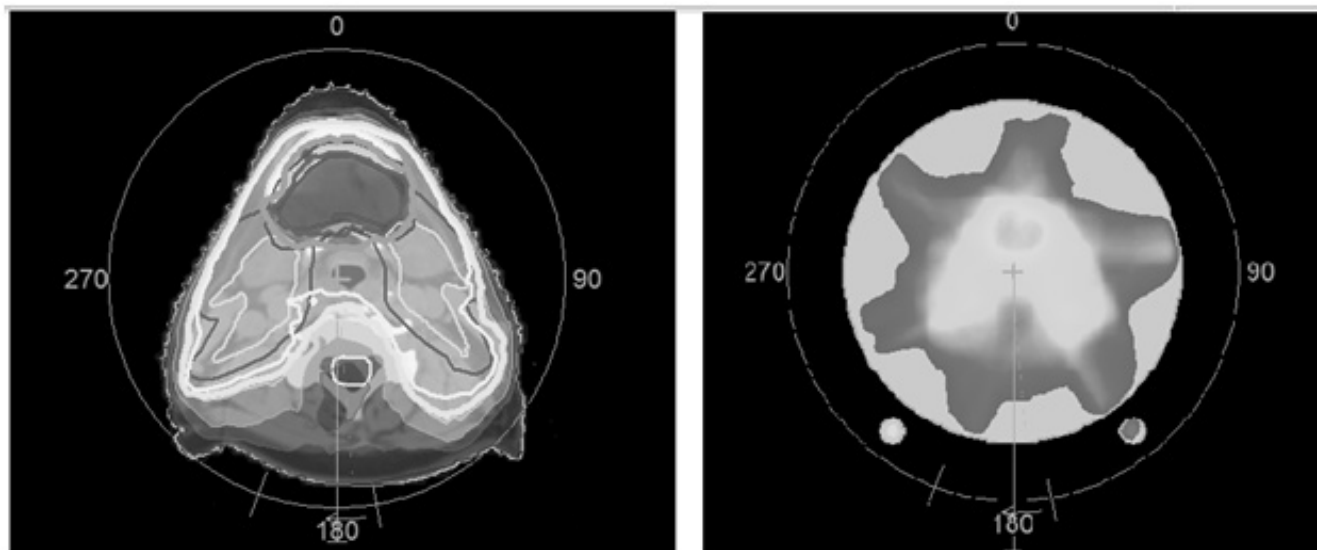


Рис. 2. Изодозное распределение плана лечения в контурах пациента (слева), изодозное распределение плана лечения в объеме фантома ArgCHECK с сохранением геометрии пучков и ME (справа)

са как по глобальной, так и по локальной нормализации с различными критериями ($\gamma(2\%, 2\text{ мм})$, $\gamma(3\%, 3\text{ мм})$). При глобальной нормализации всё дозовое распределение нормируют на максимальное или номинальное значение дозы в плане, при локальной нормализации – на конкретное значение дозы в анализируемой точке в определенном интервале пространства. Локальный критерий является более строгим по сравнению с глобальным и обладает большей чувствительностью к отклонениям дозы, особенно в области малых доз и высокого градиента, где ошибки наиболее вероятны [11–15, 17, 18]. В этой работе соответствующие спецификации разности доз/DTA будут называться “ $x\% \Gamma(L)$, $y\text{ мм}$, $\text{THz}\%$ ”, где “ Γ ” означает глобальную нормализацию, а “ L ” – локальную. Также в интерпретацию данных вводится параметр “ TH ” (threshold – порог), т.е. пороговое значение относительной дозы. Точки со значением дозы ниже данного порога не включаются в расчёт гамма-индекса. Применение порогов позволяет не учитывать области с уровнями доз существенно ниже терапевтически значимых значений. Таким образом, пример полной записи представляется в виде “ $2\% L$, 2 мм , $\text{TH}20\%$ ” – гамма-индекс с критерием $\gamma(2\%, 2\text{ мм})$, локальная нормализация, порог 20% .

Данные от фантома ArgCHECK можно обрабатывать с помощью двух программных продуктов компании SunNuclear – SNC Patient и

3DVH. Программа SNC Patient является более простой и позволяет проводить лишь 2D оценку плана лечения с помощью критерия гамма-индекса. В случае этой программы детекторы, расположенные на цилиндрической поверхности, представляются в виде развертки, формируя карту дозового распределения, где по абсциссе отложен угол гантри, по ординате – координата вдоль оси фантома, а по аппликате – относительная разница спланированной и доставленной дозы. Это представление позволяет увидеть как “холодные”, так и “горячие” точки плана, а также рассчитать значение гамма-индекса. Таким образом, для анализа прохождения плана лечения используется только гамма-индекс.

Более сложное программное обеспечение 3DVH позволяет проводить 3D оценку плана лечения. Из-за того, что детекторы расположены на цилиндрической поверхности, при облучении с каждого угла регистрируется сигнал с детектора, расположенного ближе к головке аппарата, и от детекторов, расположенных на диаметрально противоположном конце фантома. В случае фотонного пучка это позволяет с помощью специального алгоритма рассчитать распределение дозы внутри фантома. После этого алгоритм, по сути, обратный преобразованию плана лечения в план QA, преобразует распределение дозы внутри фантома в дозу внутри пациента. Для этого необходимо пред-

Таблица 1
Результаты проверки планов лечения по критериям гамма-индекса для программ
SNC Patient и 3DVH

№	Локализация	SNC Patient				3DVH			
		2 % «Г», 2 мм, ТН=20 % Global	2 % «Л», 2 мм, ТН=20 %	3 % «Г», 3 мм, ТН=20 %	3 % «Л», 3 мм, ТН=20 %	2 % «Г», 2 мм, ТН=20 %	2 % «Л», 2 мм, ТН=20 %	3 % «Г», 3 мм, ТН=20 %	3 % «Л», 3 мм, ТН=20 %
1	Корень языка	96,6	93,9	99,7	99,1	96,0	89,2	99,7	97,0
2	Левая височная доля	91,8	81,4	98,6	95,0	95,2	89,9	99,6	97,2
3	Воротная вена печени	99,0	97,8	100,0	100,0	99,7	94,6	100,0	99,5
4	Предстательная железа	99,0	97,6	100,0	100,0	98,8	96,5	99,7	99,5

варительно загрузить в программу 3DVH КТ-снимки пациента с контурами органов, которые использовались в СП. Знание распределения измеренной дозы в опухоли и критических органах пациента позволяет существенно расширить количество информации для анализа пригодности плана лечения для пациента. Во-первых, становится возможно перейти от интегральной оценки гамма-индекса, т.е. оценки всего плана одним критерием, к оценке гамма-индекса для отдельных контуров. При этом важно отметить, что появляется ценность информации о “горячих” и “холодных” пятнах. В интегральной оценке как “горячие”, так и “холодные” пятна являются “абсолютным злом”, так как непонятно, в какой структуре они проявятся. При оценке для отдельных контуров можно допустить (или даже приветствовать) большее количество “горячих” пятен в опухоли и “холодных” пятен в органах риска. Во-вторых, можно строить и оценивать на основе измеренных данных гистограммы доза–объём (ГДО) в опухоли и критических органах. Таким образом, интегральное значение гамма-индекса по всему плану перестает быть единственной мерой, так как появляется дополнительная информация, ранее скрытая в интегральном значении гамма-индекса.

Результаты и обсуждение

Результаты проверок представлены в табл. 1. Можно видеть, что в целом результаты значений гамма-индекса для программ SNC Patient и 3DVH сходятся. Локальная нормализация даёт меньшее значение гамма-индек-

са, чем глобальная. При “мягком” значении критерия $\gamma(3\%, 3\text{ мм})$ все планы имеют оценку выше 95 %. При оценке $\gamma(2\%, 2\text{ мм})$ план облучения головного мозга не проходит при локальной нормализации по программе SNC Patient. Планы для облучения корня языка и головного мозга при локальной нормализации и критерии $\gamma(2\%, 2\text{ мм})$ находятся на границе, приемлимой различимости.

Существенное различие проявляется при оценке по “жестким” критериям и локальной нормализации.

На рис. 3 представлены “холодные” и “горячие” точки для трех случаев $\gamma(2\% \text{ “Л”}, 2\text{ мм}, \text{ТН}=5\%)=90,7\%$; б) $\gamma(2\% \text{ “Л”}, 2\text{ мм}, \text{ТН}=20\%)=89,2\%$; с) $\gamma(3\% \text{ “Л”}, 3\text{ мм}, \text{ТН}=20\%)=97,0\%$. Для порогового значения $\text{ТН}=20\%$ план не проходит по гамма-индексу, но при этом видно, что большое количество “холодных” точек находится в области здоровых тканей.

На рис. 4 показаны интегральные ГДО для области PTV, построенные на основе плана, рассчитанного в СП, и результатов анализа измеренных данных по программе 3DVH. На врезке показана абсолютная разница относительных объёмов облучения в формате $\Delta V = V_v - V_p$, где V_v – верифицированный объём, V_p – планируемый объём. Из сравнения можно сделать вывод, что на опухоль пришлась чуть большая доза, чем планировалось.

Рассмотрим облучение органов риска для этого плана, а именно для спинного мозга. На рис. 5 показаны ГДО для спинного мозга, построенные на основе плана, рассчитанного СДП, и результатов анализа измеренных дан-

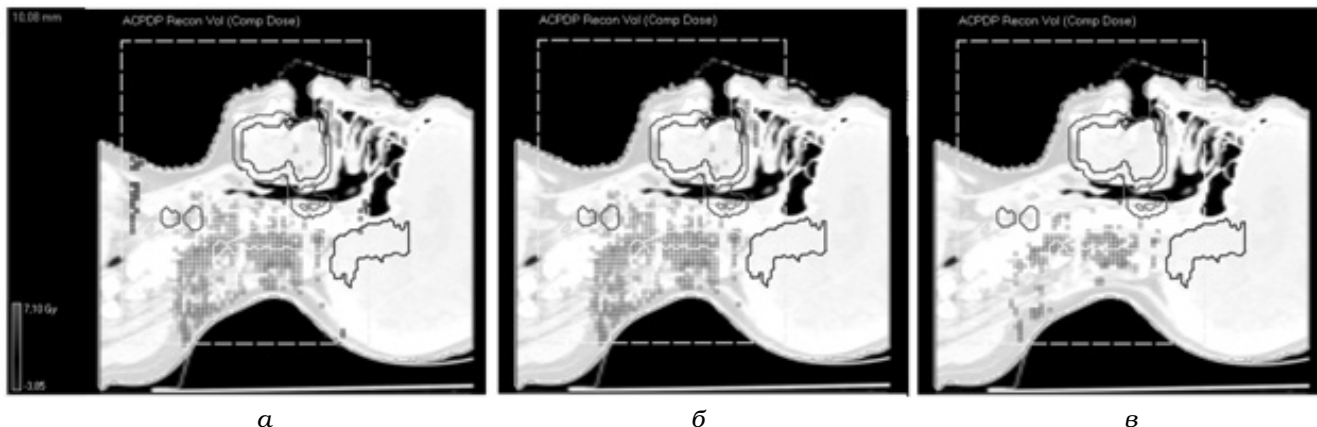


Рис. 3. Сравнение дозовых распределений. Рак корня языка, слева-направо а) $\gamma(2\% \text{ "Л", } 2 \text{ мм, TH}=5\%)=90,7\%$; б) $\gamma(2\% \text{ "Л", } 2 \text{ мм, TH}=20\%)=89,2\%$; в) $\gamma(3\% \text{ "Л", } 3 \text{ мм, TH}=20\%)=97,0\%$

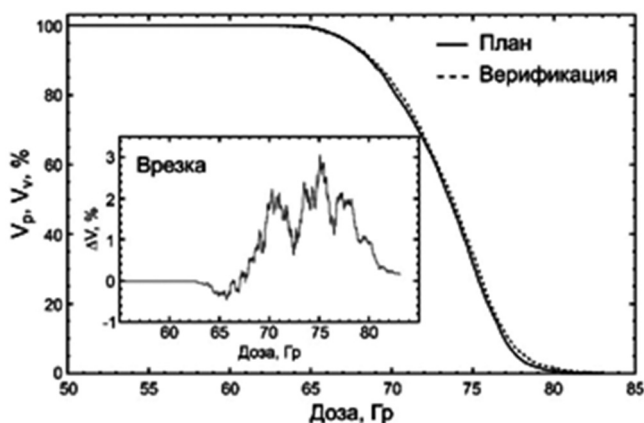


Рис. 4. Смоделированная (сплошная линия) и измеренная (штриховая кривая) ГДО для мишени. На врезке показана разность измеренной и рассчитанной ГДО $\Delta V = V_v - V_p$

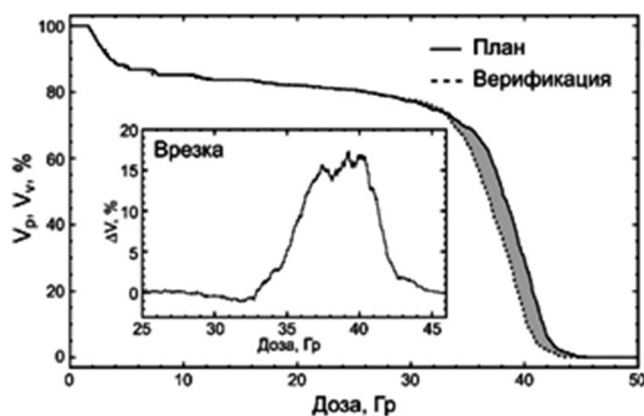


Рис. 5. Смоделированная (сплошная линия) и измеренная (штриховая кривая) ГДО для спинного мозга. На врезке показана разность рассчитанной и измеренной ГДО $\Delta V = V_p - V_v$

ных программой 3DVH. В данном случае на врезке показана разница между планируемой и измеренной дозой. Из рис. 5 можно видеть, что на спинной мозг приходится доза существенно меньшая, чем при планировании. Для облучения 50 %-го объема получают следующие дозы: $D_{V_{50\%}}^p = 37,96 \text{ Гр}$, $D_{V_{50\%}}^v = 36,28 \text{ Гр}$; для 99 % - $D_{V_{99\%}}^p = 43,96 \text{ Гр}$, $D_{V_{99\%}}^v = 42,82 \text{ Гр}$.

Подводя итог по плану облучения корня языка можно сказать, что при самой строгой оценке $\gamma(2\% \text{ "Л", } 2 \text{ мм})$ и локальной нормализации план лечения не проходит по формальным признакам, так как $\gamma(2\% \text{ "Л", } 2 \text{ мм, TH}=20\%) = 89,2\%$. Однако детальное рассмотрение дозного распределения по объему опухоли и органам риска позволяет увидеть, что на объем опухоли приходится доза чуть больше

запланированной, а на критические органы – меньше. Поэтому план облучения корня языка был принят к лечению.

Случай карциномы предстательной железы проходит по строгому критерию $\gamma(2\% \text{ "Л", } 2 \text{ мм, TH}=20\%) = 96,5\%$ при локальной нормализации. В этом случае использование программы 3DVH позволило определить техническую причину путем анализа концентрации "холодных" и "горячих" точек в анатомии пациента. На рис. 6 приведено распределение "холодных" и "горячих" точек по опухоли и органам риска, полученное в программе 3DVH для различных критериев гамма-индекса и порогов.

Как видно из рис. 6 при критерии гамма-индекса $\gamma(2\% \text{ "Л", } 2 \text{ мм, TH}=5\%)$ (слева) наблю-

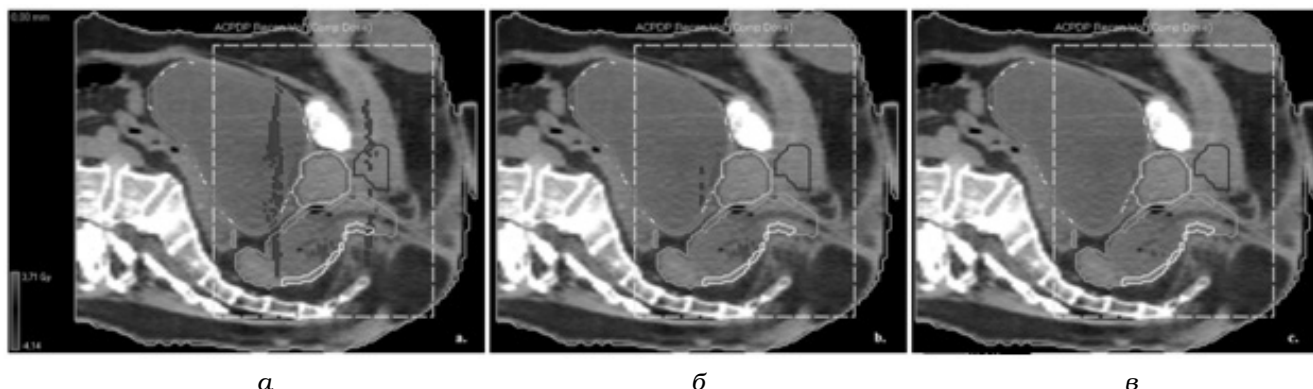


Рис. 6. Сравнение дозовых распределений для карциномы предстательной железы. а) $\gamma(2\% \text{ "Л", } 2 \text{ мм, ТН}=5\%)=91,6\%$; б) $\gamma(2\% \text{ "Л", } 2 \text{ мм, ТН}=20\%)=96,5\%$; в) $\gamma(3\% \text{ "Л", } 3 \text{ мм, ТН}=20\%)=99,5\%$

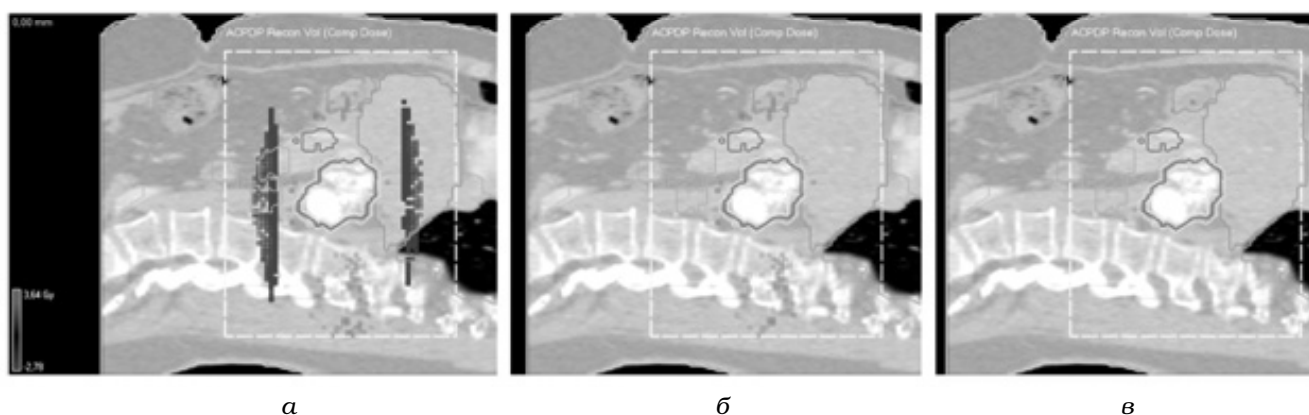


Рис. 7. Сравнение дозовых распределений. Рак воротной вены печени. а) $\gamma(2\% \text{ "Л", } 2 \text{ мм, ТН}=5\%)=89,6\%$; б) $\gamma(2\% \text{ "Л", } 2 \text{ мм, ТН}=20\%)=94,6\%$; в) $\gamma(3\% \text{ "Л", } 3 \text{ мм, ТН}=20\%)=99,6\%$

даются более ярко выраженные области “холодных” пятен и “горячих” пятен в сравнении с верификационным распределением дозы при критерии $\gamma(2\% \text{ “Л”, } 2 \text{ мм, ТН}=20\%)=96,5\%$ (в центре), а при $\gamma(3\% \text{ “Л”, } 3 \text{ мм, ТН}=20\%)=99,5\%$ практически отсутствуют. По результатам ГДО в 3DVH по покрытию мишени составило 98% при $\gamma(2\% \text{ “Л”, } 2 \text{ мм, ТН}=5\%)$. Локализация “холодных” пятен возникала в связи с тем, что шторки диафрагмы колебались возле номинального положения во время облучения пациента при высокой степени модуляции флюенса излучения. Данная ошибка не могла быть верифицирована при значении гамма-индекса $\gamma(3\% \text{ “Л”, } 3 \text{ мм, ТН}=20\%)$, которое составило 99,5%, что вполне удовлетворяло международному протоколу AAPM TG-119. Похожее распределение “холодных” пятен было отмечено и для случая рака воротной вены печени (рис. 7). В этом случае также критерий $\gamma(3\% \text{ “Л”, } 3 \text{ мм, ТН}=20\%)=99,6\%$ не показывает никаких раз-

личий между планом лечения и верифицированным планом.

При очередном обслуживании ускорителя ошибка с вибрацией диафрагмы была подтверждена и в настоящее время устраняется.

На примере рака воротной вены печени на рис. 8 показан снимок из программы 3DVH, на котором приведено количество “горячих” и “холодных” пятен для всех контуров при интегральном критерии $\gamma(2\% \text{ “Л”, } 2 \text{ мм, ТН}=20\%)=94,6\%$. Из рис. 8 можно видеть, что имеет место хорошее согласие спланированного и измеренного распределения дозы в мишени и большое количество “холодных” пятен в критических органах, таких как печень, спинной мозг, желудок, почки и малые сосуды.

Заключение

В ТООД был использован цилиндрический дозиметрический фантом ArgCheck с про-

Comparison Results: Per Anatomy ROI

ROI Name	Matching Rate (%)	Matching	High	Low	Total
Patient	94,6	87308	305	4709	92322
GTV	99,9	1721	0	2	1723
bronchus		0	0	0	0
Kidney L	93,4	1420	0	101	1521
Kidney R	95,4	1549	2	73	1624
Small intestine	98,3	9157	12	142	9311
esophagus		0	0	0	0
heart		0	0	0	0
liver	95,0	22784	67	1143	23994
lung L		0	0	0	0
lung R	100,0	3	0	0	3
spinal cord	72,4	365	0	139	504
aorta	98,2	983	10	8	1001
stomach	96,4	4001	9	139	4149
ctv44	99,9	2819	0	2	2821
ptv44	99,9	3941	1	2	3944
Pancreas	99,1	2093	3	16	2112

Рис. 8. Результаты сравнения рассчитанного и измеренного плана VMAT на область воротной вены печени с помощью программного обеспечения 3DVH. В таблице приводится количество “горячих” и “холодных” пятен для всех анатомических контуров при интегральном критерии $\gamma(2\% \text{ “Л”}, 2 \text{ мм}, \text{ТН}=20\%)=94,6\%$

граммным обеспечением SNC Patient и 3DVH для оценки планов VMAT по критерию гамма-индекса $\gamma(2\% \text{ “Л”}, 2 \text{ мм}, \text{ТН}=5\%)$ для поперечной и объемной верификации. Использование более строго критерия необходимо при верификации планов с высоким градиентом дозы.

На примере ряда планов облучения с помощью критерия $\gamma(2\% \text{ “Л”}, 2 \text{ мм}, \text{ТН}=5\%)$ была обнаружена техническая неисправность диафрагмы ускорителя, которая не могла быть обнаружена при более мягких значениях гамма-индекса $\gamma(3\% \text{ “Г”}, 3 \text{ мм}, \text{ТН}=5\%)$. Таким образом, применение в анализе более строгих критериев гамма-индекса ($2\% \text{ “Л”}, 2 \text{ мм}$) позволяет оценить распределение и выяснить природу систематических погрешностей, которые могут быть пропущены при использовании “мягких” критериев или при 2D-верификации планов. Мы рекомендуем, по возможности, следовать протоколу AAPM TG-244, особенно при верификации планов лечения с большим значением РОД.

Использование дозиметрической оценки с помощью программы 3DVH позволяет перейти к более сложному анализу результатов верификации планов лечения. В этом случае значение гамма-индекса является лишь первым шагом для анализа полученных данных. Программное обеспечение 3DVH позволяет получить распределение дозы в каждом вокселе и контуре тела пациента, что даёт возможность анализировать ГДО. В таком случае, решение

по принятию плана лечения должно приниматься на основе измеренного распределения дозы по мишени и органам риска. ГДО, рассчитанные по программе 3DVH на основе измеренных данных, позволяют определить ложноположительные (переоблучения критических органов или недооблучение мишени) и ложноотрицательные (переоблучения мишени или недооблучение критических органов) результаты при верификации планов лечения. В приведённом примере с режимом фракционирования интегрированного одновременного буста для случая рака языка план не проходит по гамма-индексу $\gamma(2\% \text{ “Л”}, 2 \text{ мм}, \text{ТН}=20\%)=89,2\%$, но при детальном рассмотрении выяснилось, что доза на мишень увеличилась, а на критический орган, т.е. спинной мозг, – снизилась. И в данном случае решение по приемлемости дозиметрического плана было положительным, несмотря на то, что по основному критерию оценки план не проходил.

Список литературы

1. IAEA-TRS-430. Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. International Atomic Energy Agency. Vienna. 2004. P. 302.
2. IAEA-TECDOC-1540. Specification and acceptance testing of radiotherapy treatment planning systems IAEA. Vienna. 2007. 68 pp.
3. IAEA-TECDOC-1583. Commissioning of radiotherapy treatment planning systems: testing for typical external beam treatment techniques IAEA. Vienna. 2008.
4. Mijnheer B., Olszewska A., Fiorino C. et al. Quality assurance of treatment planning systems. Practical examples for non-imrt photon beams. ESTRO booklet 7. 2004. 104 pp.
5. Alber M., Broggi S., De Wagter C. et al. Guidelines for the verification of imrt. Ed. Mijnheer G. ESTRO booklet 9. 2008. 136 pp.
6. Landberg T., Chavaudra J., Dobbs J. et al. Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy. ICRU Report No.83 // J. ICRU. 1999. Vol. 32. № 1. P. 52.
7. Кузнецова Е.В., Понежа Т.Е., Бочкарева Т.Н. Использование трех цветовых каналов при дозиметрии с применением радиохромных плёнок // Мед. физика. 2015. № 1(65). С. 53–57.
8. Шатенок М.П., Коростин И.Н., Крылова Т.А., Михайлова А.В.. Чувствительность дву-

- мерных массивов детекторов к специально внедренным ошибкам в планы ЛТМИ // Мед. физика 2015. № 1(65). С. 23–31.
9. Лебедеенко И.М., Шатенок М.П., Крылова Т.А., и соавт. Рационализация режима проведения предтерапевтических проверок планов ЛТМИ // Мед. физика 2015. № 1(65). С. 23–31.
 10. Nelms B.E., Zhen H., Tomй W.A. Per-beam, planar IMRT QA passing rates do not predict clinically relevant patient dose error // Med. Phys. 2011. Vol. 38. № 2. P. 1037–1044.
 11. Zhen H., Nelms B.E., Tome W.A. Moving from gamma passing rates to patient DVH-based QA metrics in pretreatment dose QA // Med. Phys. 2011. Vol. 38. № 10. P. 5477–5489.
 12. Nelms B.E., Opp D., Robinson J. et al. VMAT QA: Measurement-guided 4D dose reconstruction on a patient. // Med. Phys. 2012. Vol. 39. № 7. P. 4228–4238.
 13. Olch A.J.. Evaluation of the accuracy of 3DVH software estimates of dose to virtual ion chamber and film in composite IMRT QA // Med. Phys. 2012. Vol. 39. P. 81–86.
 14. Litzenberg D.W., Moran J.M., Fraass B.A. Verification of dynamic and segmental IMRT delivery by dynamic log file analysis // J. Appl. Clin. Med. Phys. 2002. Vol. 3. № 2. P. 63–72.
 15. Feygelman V., Zhang G.G., Stevens C.W. Initial dosimetric evaluation of SmartArc – a novel VMAT treatment planning module implemented in a multi-vendor delivery chain // J. Appl. Clin. Med. Phys. 2010. Vol. 11. № 1. P. 99–116.
 16. Ezzell G.A., Burmeister J.W., Dogan N. et al. IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119 // Med. Phys. 2009. Vol. 36. P. 5359–5373.
 17. Nelms B.E., Chan M.F., Jarry G. et al. Evaluating IMRT and VMAT dose accuracy: Practical examples of failure to detect systematic errors when applying a commonly used metric and action levels // Med. Phys. 2013. Vol. 40. № 11. 111722–15.
 18. Smilowitz J.B., Das I.J., Feygelman V. et al. AAPM Medical Physics Practice Guideline 5.a.: Commissioning and QA of Treatment Planning Dose Calculations— Megavoltage Photon and Electron Beams // J. Appl. Clin. Med. Phys. 2015. Vol. 16. № 5. P. 22.
 19. Elekta Synergy® [Internet] Stockholm (Sweden), Elekta AB (Publ) [cited 2018, March 03]. Available from: <https://www.elekta.com/radiotherapy/treatment-delivery-systems/elekta-synergy/>.
 20. ArcCHECK® & 3DVH® [Internet] Melbourne (FL, USA), Sun Nuclear Headquarters [cited 2018, March 03]. Available from: <https://www.sunnuclear.com/solutions/patientqa/arccheck3dvh>
 21. Kozelka J., Robinson J., Nelms B.E. et al. Optimizing the accuracy of a helical diode array dosimeter: a comprehensive calibration methodology coupled with a novel virtual inclinometer // Med. Phys. 2011. Vol. 38. № 9. P. 5021–5032.

VERIFICATION OF THERAPEUTIC PLANS WITH VOLUME MODULATION OF RADIATION INTENSITY

A.V. Vertinskiy¹, E.S. Suhikh^{1,2}, L.G. Suhikh²

¹ Tomsky Regional Oncology Center, Tomsk, Russia

² National Research Tomsk Polytechnic University, Tomsk, Russia

The question of estimating the calculated and measured dosimetric treatment plans for delivery of a dose from volumetric modulated arc therapy is considered. The analysis of four treatment plans for tumors of different locations using the 6 and 10 MB photon beam model of the Elekta Synergy Platform S linear accelerator at the Monaco planning station was carried out. The quality assurance procedure was performed using the ArcCHECK dosimetry system together with the SNC Patient and 3DVH software package. The gamma-index and the dose-volume histogram were used to analyze the convergence of calculated and measured plans.

Key words: radiotherapy with volumetric modulation of radiation intensity, VMAT, quality assurance, ArcCHECK dosimetric phantom, gamma index in 3DVH

E-mail: a.v.vertinsky@tomonco.ru