

## ВЛИЯНИЕ ГЕОМЕТРИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ НА КАЧЕСТВО ПЛАНОВ ОБЛУЧЕНИЯ ПРИ ИНВЕРСНОМ ПЛАНИРОВАНИИ ОБЪЕМНО-МОДУЛИРОВАННОЙ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ

Е.С. Сухих<sup>1,2</sup>, Л.Г. Сухих<sup>2</sup>, А.В. Вертинский<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Томский областной онкологический диспансер, Томск

<sup>2</sup> Национальный исследовательский Томский политехнический университет,  
Томск

В работе проведена оценка влияния геометрических параметров планов облучения в режиме объемно-модулированной лучевой терапии в случае простой и сложной формы объемов мишеней на результирующее распределение дозы. Для каждой из форм мишени были рассмотрены по 12 вариантов планов с различными геометрическими параметрами облучения. Рассчитанные системой планирования облучения Mopaso распределения дозы верифицировались в режиме 2D и 3D дозиметрической системой ArcCHECK с комплексами программного обеспечения SNC Patient и 3DVH. Для каждой формы мишени были определены оптимальные варианты геометрических параметров дозиметрического планирования, позволяющие обеспечить оптимальное облучение мишени при сниженном уровне лучевой нагрузки на критические органы и минимальном количестве требуемых для облучения мониторинжных единиц.

Ключевые слова: лучевая терапия с объемной модуляцией интенсивности излучения, VMAT, система дозиметрического планирования Mopaso, гарантия качества, дозиметрический фантом ArcCHECK, гамма-индекс 2D и 3D

### Введение

Применение объемно-модулированной дуговой терапии (VMAT) позволяет получить высококонформное распределение дозы в объемах мишени(-ей) при снижении дозовой нагрузки на нормальные ткани благодаря использованию модулированных по интенсивности фотонных пучков при одновременном вращении гантри [1, 2]. В рамках различных сравнительных исследований дозиметрического планирования на основе методик лучевой терапии с модуляцией интенсивности VMAT и

IMRT было показано, что планы VMAT демонстрируют эквивалентное качество дозиметрического плана и обычно сокращают количество мониторинжных единиц (МЕ), отпускаемых ускорителем, по сравнению с планами на основе IMRT [3], а также существенно снижают время, требуемое для доставки предписанной дозы. Облучение VMAT широко используется в лечебных учреждениях для различных клинических случаях, включая крупнодозное гипофракционированное облучение, а также режим облучения с одновременной интегрированной эскалацией дозы (SIB) [1–3].

Система дозиметрического планирования при инверсном расчете распределения дозы в тканезквивалентной среде для модулированных по интенсивности излучения пучков опирается на задаваемые пользователем параметры работы ускорителя, весовые функции оптимизации, параметры расчета дозы и сегментации флюенса. Параметры работы ускорителя, которые используются в создании плана облучения, можно разделить на геометрические и технические, которые включают длину сектора ротации полной или неполной (частичной) арки, количество поворотов гантри на одну арку, инкремент – угловой шаг гантри, угол поворота коллиматора и терапевтического стола, скорость движения лепестков МЛК; и дозиметрические, которые включают энергию фотонного пучка, мощность дозы и количество МЕ. При оптимизации расчета дозы и сегментации флюенса для VMAT плана в системе дозиметрического планирования задаются такие параметры как: размер (шаг) расчетной сетки; среда, в которой проводится расчет дозы; статистическая неопределенность расчета; ширина бимлета и минимальная ширина сегмента; количество контрольных точек и степень сглаживания флюенса. Значения одних параметров устанавливаются до начала оптимизации расчета, а значение других получают по итогам выполнения системой дозиметрического планирования двух стадий оптимизации, например, количество МЕ.

Подбор геометрических и дозиметрических параметров плана VMAT зависит главным образом от локализации и формы контура мишени, количества мишеней облучения и их взаимного расположения относительно критических органов. Радиобиологические параметры для опухоли конкретного типа и критических органов определяют значение предписанной величины суммарной дозы. Следует отметить, что все параметры взаимосвязаны и значение одних может косвенно или напрямую влиять на значения других параметров, что сказывается и на общем результате расчета дозы.

Исследования по поиску оптимального количества и длин арок с различными углами коллиматора проводились ранее для различных локализаций, включая рак предстательной железы, облучаемый в стандартном режиме и в режиме гипофракционирования [4–8], опухоли области головы и шеи [9–11], метастазы в головном мозге, для которых проводилась радио-

хирургия [12–14]. Авторы работы [4] показали, что планы с одной и двумя арками имели близкие значения дозиметрических и биологических критериев с сопоставимыми средними вероятностями контроля опухоли и осложнений нормальных тканей. Использование одинарной частичной арки позволило снизить эффективное время доставки дозы, поэтому этот режим был признан оптимальным. Похожие результаты дозиметрического планирования для рака предстательной железы при использовании одинарной частичной арки были показаны в работе [5]. В ряде других работ было, наоборот, показано преимущество облучения с двумя частичными арками, так как оно позволило снизить лучевую нагрузку на прямую кишку, в том числе благодаря увеличению количества контрольных точек [6–7]. В работах [9–14] планы VMAT с множественными арками обеспечивали более равномерное и конформное распределение дозы, особенно для случаев с большими и сложными формами мишени, но требовали большего времени проведения процедуры облучения.

Современные технологии доставки дозы с объемной модуляцией интенсивности при ротационном облучении не позволяют вращать коллиматор во время поворота гантри и доставки дозы. Поэтому изменение угла коллиматора возможно только между арками [11–14]. Таким образом, для каждой арки необходимо подобрать такой оптимальный угол коллиматора, который бы способствовал общему снижению количества МЕ и улучшению дозиметрических характеристик плана. В исследованиях [8, 11, 13, 15] авторы отмечали, что угол коллиматора, равный  $45^\circ$ , целесообразен в большинстве случаев и обеспечивает лучшее качество дозиметрического плана, чем другие углы коллиматора. Авторы другой работы [16] заключили, что для облучения предстательной железы оптимальным является использование двух частичных арок с углами коллиматора  $75\text{--}285^\circ$ .

Дополнительная возможность по оптимизации дозового распределения в среде связана с некопланарным облучением, при котором добавляют поворот терапевтического стола для каждой арки в рамках одного плана облучения. Результаты исследования для VMAT области головного мозга продемонстрировали, что для лечения множественных поражений головного мозга некопланарные арки с одним изоцентром в плане являются более выгодными с точки зрения соответствия покрытия мишени и бе-

режного отношения к здоровой ткани мозга, чем компланарные арки [13–14]. Для локализации в области малого таза и области головы и шеи возможности по повороту терапевтического стола ограничены небольшими углами для предотвращения столкновения головки аппарата с пациентом.

Еще одним важным параметром, влияющим на качество создаваемого плана, является шаг угла гантри – инкремент [17]. Из определения инкремента очевидно, что меньшее значение углового шага гантри делит длину арки VMAT на большее количество секторов и может дать лучшее качество плана. Однако в ряде работ был показано, что для системы Elekta чрезмерное уменьшение угла инкремента (около  $10^\circ$ ) приводит к существенному увеличению необходимого количества МЕ, вплоть до 20–30 %, что иногда обуславливает наихудший план [18–19]. Это связано с тем, что при большем количестве секторов и малом шаге гантри лепестки МЛК, которые в пределах одного сектора движутся только в одну сторону, не успевают создать оптимальный флюенс, который в свою очередь снизил бы количество МЕ без ухудшения качества плана. Таким образом, оптимальным значением инкремента для системы Monaco можно считать диапазон от  $20^\circ$  до  $40^\circ$ .

Развитием принципа движения лепестков в одну сторону в одном секторе системы Elekta является возможность планировать несколько поворотов гантри на одну арку. На примере двух поворотов это выглядит следующим образом. При повороте гантри в диапазоне углов, определенных длиной арки, на первом повороте лепестки МЛК движутся преимущественно с одной стороны от изоцентра плана облучения. После прохождения арки гантри движется в обратном направлении, и лепестки МЛК движутся преимущественно в другой стороне от изоцентра. Это позволяет снизить скорость движения лепестков и тем самым снизить ошибки их позиционирования. Данное технологическое решение позволяет уменьшить лучевую нагрузку на здоровые ткани, которые находятся между объемами облучения, например, для спинного мозга при облучении лимфатических узлов шеи или для прямой кишки и мочевого пузыря при облучении лимфоузлов малого таза [20]. Результаты исследования данной технологии показали, что сокращается общее время доставки дозы, что приводит к сокращению времени нахождения па-

циента на столе и увеличению клинической пропускной способности.

Качество плана VMAT зависит от многих параметров, поэтому в рамках настоящей работы проведено исследование по подбору оптимальных геометрических характеристик плана для опухоли простой формы на примере гипофракционированного облучения рака прямой кишки и опухоли сложной форме на примере опухоли области головы–шеи, облучаемой в режиме SIB.

## Материал и методы

Расчеты дозиметрических VMAT планов выполнялись в системе Monaco версии 5.11 для фотонных пучков линейного ускорителя Elekta Synergy (Elekta) [21]. Все разработанные планы были верифицированы с использованием цилиндрического дозиметрического фантома ArcCheck (SunNuclear corp) и программных обеспечений для 2D (SNC patient) и 3D (3DVH) оценки. Были использованы следующие критерии гамма-индекса для оценки сходимости измеренного и рассчитанного плана – 3 %, 2 мм, ГН (глобальная нормализация) [22–24].

### Простая форма объема облучения

Для исследования влияния геометрических параметров плана VMAT на результат облучения пациента с простой формой объема мишени были использованы анатомические данные пациента с аденокарциномой предстательной железы ( $T_2N_0M_0$ ). Томографические данные были получены на компьютерном томографе Toshiba Aquilion LB при толщине среза 2 мм.

При оконтуривании были выделены клинический объем опухоли (CTV) и объем планируемого облучения (PTV), который имел отступ 5 мм от CTV в направлениях справа, слева и в направлении мочевого пузыря, и отступ 2 мм в направлении прямой кишки. К выделенным критическим структурам относились: контур мочевого пузыря с дополнительным контуром нижней (задней) стенки, прилегающей к предстательной железе; контур прямой кишки с дополнительным контуром передней стенки, прилегающей к предстательной железе. Суммарная доза облучения 36,25 Гр предписывалась в режиме крупнодозового гиперфракционирования с фракционной дозой 7,25 Гр.

Набор весовых функций оптимизации был составлен на базе комбинации биологических и физических функций и был одинаков для всех 12 геометрических вариантов планов VMAT. Центр плана находился в центре объема PTV, из-за наполненности мочевого пузыря ко всему его объему применялась функция присвоения относительной электронной плотности, равной 1, размер расчетной сетки и ширина бимлета составляли 2 мм, неопределенность на весь расчет составляла 0,8 %, расчет дозы проводился в среде с помощью алгоритма Монте-Карло для фотонных пучков, максимальное число контрольных точек на арку 150, номинальная энергия фотонов 10 МэВ, минимальная ширина сегмента составляла 8 мм (минимальное расстояние между противоположными лепестками МЛК), при сегментации применялась опция "Оптимизация формы сегмента" со средним уровнем сглаживания флюенса.

Предписание к проведению ЛТ выдвигало следующие требования: не менее 100 % объема контура CTV должно быть охвачено изодозой не ниже 98 % относительно предписанной дозы за курс ЛТ; не менее 98 % объема структуры PTV должно быть охвачено изодозой не ниже 97 % относительно предписанной дозы за курс ЛТ; значения параметров функций, которые ограничивали лучевые нагрузки на критические органы, устанавливались в соответствии с международными рекомендациями, а далее по возможности ужесточались в процессе оптимизации, чтобы максимально снизить лучевые нагрузки.

Для удобства оценивания все планы были условно распределены по степени сложности реализации. Степень сложности зависела от количества технических и геометрических параметров, таких как количество арок, длина дуги при вращении гантри, повороты коллиматора и лечебного стола, а также максимальный угол инкремента, который влияет на количество движений лепестков МЛК. Таким образом, чем больше арок и поворотов коллиматора и стола, тем план сложнее для воспроизведения. Следует отметить, что чем меньше угол инкремента, тем больше будет совершено движений лепестками МЛК. Далее представлен список дозиметрических планов в зависимости от степени сложности воспроизведения:

1. Одна полная арка при нулевых углах коллиматора и лечебного стола с инкрементом 30°.
2. Одна полная арка при нулевых углах коллиматора и лечебного стола с инкрементом 25°.
3. Одна полная арка при нулевых углах коллиматора и лечебного стола с инкрементом 20°.
4. Одна частичная арка при нулевых углах коллиматора и лечебного стола с инкрементом 30°.
5. Одна частичная арка при нулевых углах коллиматора и лечебного стола с инкрементом 25°.
6. Одна частичная арка при нулевых углах коллиматора и лечебного стола с инкрементом 20°.
7. Две полные арки при нулевых углах коллиматора и лечебного стола с инкрементом 25°.
8. Две частичные арки при нулевых углах коллиматора и лечебного стола с инкрементом 25°.
9. Две частичные арки при нулевых углах лечебного стола с инкрементом 25°, угол коллиматора одной арки повернут на 45°, а второй арки – с 0°.
10. Две частичные арки при нулевых углах лечебного стола с инкрементом 25°, угол коллиматора одной арки повернут на 45°, а второй арки – на 315°.
11. Две частичные арки с инкрементом 25°, угол коллиматора одной арки повернут на 45°, а второй арки – на 315°, угол лечебного стола первой арки 8°, а второй – 0°.
12. Две частичные арки с инкрементом 25°, угол коллиматора одной арки повернут на 45°, а второй арки – на 315°, угол лечебного стола первой арки 8°, а второй – 352°.

### **Сложная форма объема облучения**

В рамках исследования влияния геометрических параметров плана VMAT на результат облучения пациента со сложной геометрией объема мишени были использованы анатомические данные пациента с раком корня языка ( $T_2N_1M_0$ ). Томографические данные пациента были получены на компьютерном томографе Toshiba Aquilion LB при толщине среза 3 мм. Во время оконтуривания были выделены следующие контуры:  $GTV_{60}$  (видимый объем опухоли),  $CTV_{60}$  (клинический объем опухоли),  $CTV_p$  (клинический объем – объем органа, который необходимо облучить с профилактической точки зрения),  $CTV_n$  (клинический объем лимфатиче-

ских узлов),  $PTV_{60}$  (включал  $CTV_{60}$  и отступ 5 мм),  $PTV_{50}$  (включал  $CTV_{60}$ ,  $CTV_n$ ,  $CTV_p$  и отступ 5–7 мм). В качестве основных критических органов были выделены спиной мозг, ствол головного мозга, околоушные железы слева и справа, нижняя челюсть.

Для пациента были разработаны 12 планов облучения в режиме одновременной интегрированной эскалации дозы SIB-VMAT. Предписание ЛТ было следующее: доза для  $PTV_{50}$  составляла 50 Гр (2 Гр за фракцию), а для  $PTV_{60}$  – 60 Гр (2,4 Гр за фракцию). Общее время лечения составляло 35 дней (25 фракций). Цель дозиметрического планирования заключалась в том, чтобы доставить не менее 95 % от предписанной дозы к 95 % объема  $PTV$  и 98 % дозы к 98 % объема  $CTV$ , при этом предел максимально допустимой дозы составлял 110 % для менее чем 2 % объема  $PTV$ . В качестве приоритетных критических органов определены спинной мозг с максимально допустимой дозой  $EQD_2 \leq 45$  Гр, ствол мозга с максимально допустимой дозой  $EQD_2 \leq 54$  Гр и нижняя челюсть с максимально допустимой дозой  $EQD_2 \leq 70$  Гр. Соотношение  $\alpha/\beta$  для всех критических органов принято равным  $\alpha/\beta=2$  Гр.

Набор весовых функций оптимизации для облучения двух мишеней области головы–шеи в режиме одновременной интегрированной эскалации дозы был составлен на базе биологических и физических функций и был одинаков для всех 12 вариантов SIB-VMAT планов. Центр плана находился в центре объема  $PTV$ , размер расчетной сетки и ширина бимлета составляли 3 мм, неопределенность на весь расчет составляла 0,8 %, расчет дозы проводился в среде с помощью алгоритма Монте-Карло для фотонных пучков, максимальное число контрольных точек на арку 180, номинальная энергия фотонов 6 МэВ, минимальная ширина сегмента 9 мм при среднем уровне сглаживания флюенса.

В силу сложности формы объема облучения и предписания ЛТ в данном исследовании в большей степени рассматривались более усложненные геометрии планов облучения. Для удобства оценивания все планы были условно распределены по степени сложности реализации. Степень сложности зависела от количества технических и геометрических параметров, таких как количество арок и количество поворотов на одну арку, длина дуги при вращении гантри, повороты коллиматора и ле-

чебного стола, а также угол инкремента, который влияет на количество движений лепестков МЛК. Далее представлен список дозиметрических планов в зависимости от степени сложности воспроизведения:

1. Одна полная арка на  $360^\circ$ , угол коллиматора и стола  $0^\circ$ , инкремент  $25^\circ$ .
2. Одна полная арка на  $360^\circ$  с двумя поворотами на арку, угол коллиматора и стола  $0^\circ$ , инкремент  $25^\circ$ .
3. Одна частичная арка с длиной  $300^\circ$  с двумя поворотами на арку, угол коллиматора и стола  $0^\circ$  градусов (начальный угол  $210^\circ$  до  $150^\circ$  по часовые стрелки), угол коллиматора и стола  $0^\circ$ , инкремент  $25^\circ$ .
4. Две полные арки на  $360^\circ$  (взаимобратные), угол коллиматора и стола  $0^\circ$ , инкремент  $25^\circ$ .
5. Одна частичная арка на  $300^\circ$  (начальный угол  $210^\circ$  до  $150^\circ$  по часовые стрелки) с тремя поворотами на арку, угол коллиматора и стола  $0^\circ$ , инкремент  $25^\circ$ .
6. Две частичные арки с длиной  $300^\circ$ , угол коллиматора и стола  $0^\circ$  градусов (1 – начальный угол  $210^\circ$  до  $150^\circ$  по часовой стрелке, 2 – начальный угол  $150^\circ$  до  $210^\circ$  против часовой стрелки) с двумя поворотами на каждую арку, угол коллиматора и стола  $0^\circ$ , инкремент  $25^\circ$ .
7. Две частичные арки с длиной  $300^\circ$ , угол коллиматора и стола  $0^\circ$  градусов (1 – начальный угол  $210^\circ$  до  $150^\circ$  по часовой стрелке, 2 – начальный угол  $150^\circ$  до  $210^\circ$  против часовой стрелки) с двумя поворотами на каждую арку, угол стола  $0^\circ$ , угол коллиматора для первой арки  $45^\circ$ , для второй –  $0^\circ$ , инкремент  $25^\circ$ .
8. Две частичные арки с длиной  $300^\circ$ , угол коллиматора и стола  $0^\circ$  градусов (1 – начальный угол  $210^\circ$  до  $150^\circ$  по часовой стрелке, 2 – начальный угол  $150^\circ$  до  $210^\circ$  против часовой стрелки) с двумя поворотами на каждую арку, угол стола  $0^\circ$ , угол коллиматора для первой арки  $45^\circ$ , для второй –  $315^\circ$ , инкремент  $25^\circ$ .
9. Две частичные арки с длиной  $300^\circ$ , угол коллиматора и стола  $0^\circ$  градусов (1 – начальный угол  $210^\circ$  до  $150^\circ$  по часовой стрелке, 2 – начальный угол  $150^\circ$  до  $210^\circ$  против часовой стрелки) с двумя поворотами на каждую арку, угол стола  $0^\circ$ , угол коллиматора для первой арки  $45^\circ$ , для второй –  $315^\circ$ , инкремент  $20^\circ$ .
10. Две частичные арки с длиной  $300^\circ$ , угол коллиматора и стола  $0^\circ$  градусов (1 – начальный

Таблица 1

**Выходные данные дозиметрических планов для предстательной железы в режиме гипофракционирования в зависимости от степени сложности воспроизведения**

Степень сложности	ME	Время облучения*, с	Количество контрольных точек	Макс. доза в плане, Гр	Гамма индекс 2D	Гамма индекс 3D
1	1459	195,53	144	40,7	96,6	93,3
2	1392	186,68	135	41,2	97,1	94,7
3	1345	181,73	143	41,1	97,9	95
4	1592	231,33	134	41,1	97,8	95,2
5	1487	199,32	135	41,0	97,9	94,9
6	1359	188,24	123	41,2	97,2	93,6
7	1421	213,39	251	41,2	94,8	95,6
8	1447	253,65	245	41,1	97,1	95,7
9	1366	247,39	233	40,7	97,3	96,2
10	1295	236,13	233	40,1	95,7	96,1
11	1330	193,33	229	40,6	96,4	97,3
12	1322	195,85	228	40,1	95,2	96,4

\* учитывается только время при включенном пучке, и не учитывается время на перемещение гантри, коллиматора, стола, когда облучение не происходит

угол 210° до 150° по часовой стрелке, 2 – начальный угол 150° до 210° против часовой стрелки) с двумя поворотами на каждую арку, угол стола для первой арки 10° и для второй 350°, угол коллиматора для первой арки 45°, для второй – 315°, инкремент 30°.

11. Две частичные арки с длиной 300°, угол коллиматора и стола 0° градусов (1 – начальный угол 210° до 150° по часовой стрелке, 2 – начальный угол 150° до 210° против часовой стрелки) с двумя поворотами на каждую арку, угол стола для первой арки 10° и для второй 350°, угол коллиматора для первой арки 45°, для второй – 315°, инкремент 25°.
12. Две частичные арки с длиной 300°, угол коллиматора и стола 0° градусов (1 – начальный угол 210° до 150° по часовой стрелке, 2 – начальный угол 150° до 210° против часовой стрелки) с двумя поворотами на каждую арку, угол стола для первой арки 10° и для второй 350°, угол коллиматора для первой арки 45°, для второй – 315°, инкремент 20°.

## Результаты

В табл. 1 представлены выходные данные дозиметрических планов для предстательной железы в режиме гипофракционирования в зависимости от степени сложности воспроизведения.

Из табличных данных видно, что все варианты планов имеют небольшое расхождение по величине максимальной дозы на план и при-

емлемые результатам верификации для 2D и 3D оценки. Как ожидалось, число контрольных точек, время доставки дозы и количество ME увеличивается с повышением сложности воспроизведения плана.

Результаты анализа полученных гистограмм доза–объем (ГДО) при дозиметрическом планировании 12 вариантов для простой формы объема облучения представлены на рис. 1. Уровни покрытия объемов мишеней и лучевых нагрузок на критические органы представлены в виде EQD<sub>2</sub> в Гр. Средняя доза на неоконтурные ткани представлена в показателях физической дозы (D) в Гр.

Из рис. 1 можно увидеть, что все разработанные планы позволяют доставлять предписанную дозу к мишеням с перевыполнением предписания ЛТ. Планы с двумя частичными арками и разворотом коллиматора на 45° для каждой арки (планы № 10, 11, 12) позволяют существенно снизить нагрузку на критические органы, особенно на переднюю стенку прямой кишки. Поскольку план № 10 имеет самую низкую лучевую нагрузку на переднюю стенку прямой кишки, которая является в данном случае наиболее чувствительной частью наиболее чувствительного органа, в отличие от мочевого пузыря и головок тазобедренных суставов, то данный план будет являться наиболее предпочтительным при условии приемлемого уровня покрытия мишеней и высокого процента совпадения точек по оценке 2D и 3D при верификации плана.

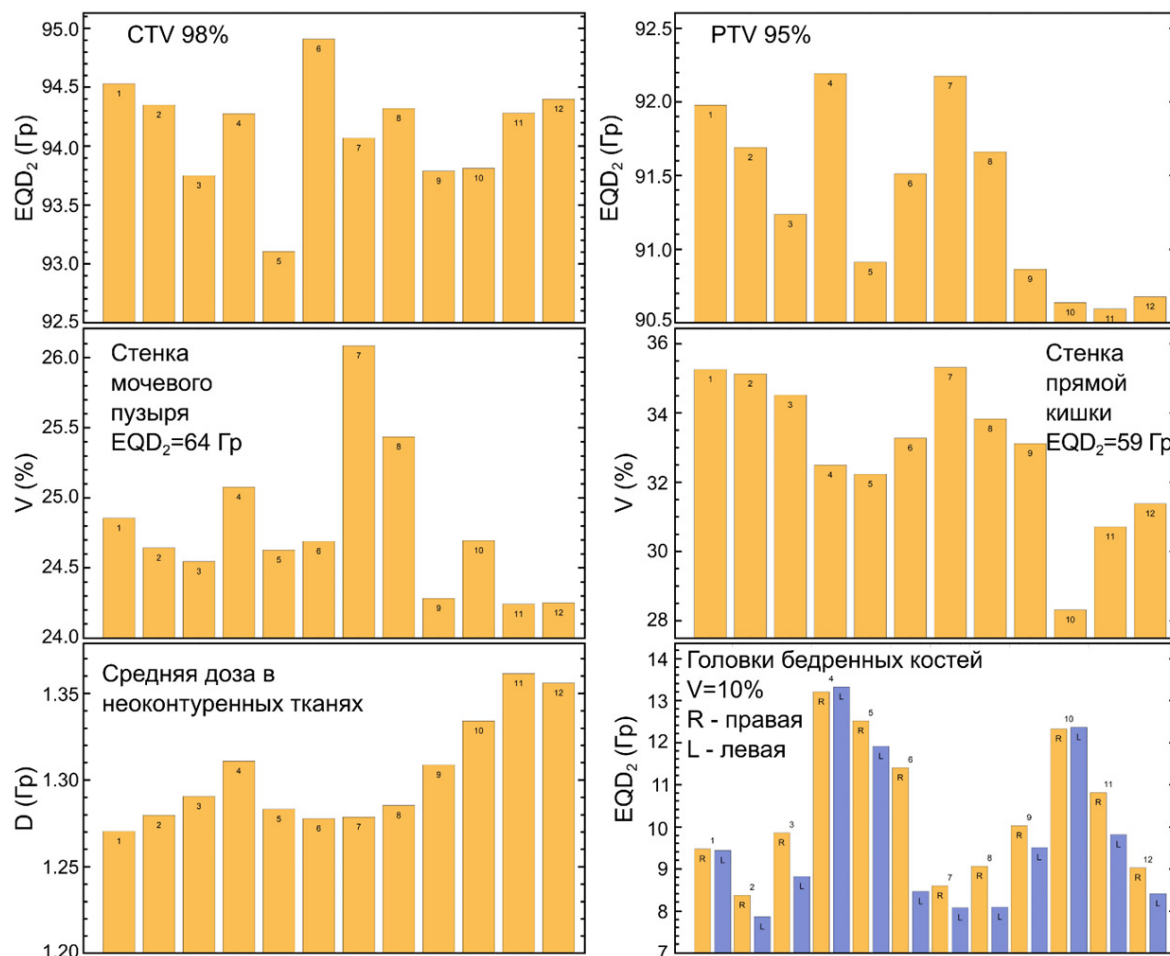


Рис. 1. Результаты анализа ГДО для рассчитанных планов VMAT с простой формой объема облучения

Таблица 2

**Коэффициенты корреляции Пирсона (%) между различными контурами для рассчитанных планов**

	CTV98	PTV95	Стенка мочевого пузыря	Передняя стенка прямой кишки	Средняя доза в неоконтуренных тканях	Правая головка бедренной кости	Левая головка бедренной кости
CTV98	100	38	8,6	22,4	-1,5	-30,1	-44,2
PTV95		100	75,3	73,1	-69,8	-19,2	-13,6
Задняя стенка мочевого пузыря			100	44,1	-52,2	-20,1	-12,8
Передняя стенка прямой кишки				100	-78,4	-60,8	-59,4
Средняя доза в неоконтуренных тканях					100	20,3	25,8
Правая головка бедренной кости						100	90,2
Левая головка бедренной кости							100

Таблица 3

**Выходные данные дозиметрических планов для облучения области головы и шеи в режиме одновременной эскалации дозы в зависимости от степени сложности воспроизведения**

Степень сложности	ME	Время доставки дозы, с	Количество контрольных точек	Макс. доза в плане, Гр	Гамма индекс 2D	Гамма индекс 3D
1	534,58	105,36	116	67,928	94,1	92,6
2	520,48	150,22	163	67,456	95,7	93,2
3	584,35	130,2	169	67,898	97,8	91,2
4	671,85	195,47	215	67,918	98,9	96,3
5	627,51	178,75	201	67,115	97,8	95,0
6	670,99	280,39	226	68,831	99,8	97,1
7	688,18	284,29	233	66,780	98,4	96,3
8	750,05	292,66	243	67,250	97,0	95,4
9	780,80	249,94	271	67,000	98,0	95,7
10	745,59	245,84	252	67,958	97,5	94,1
11	707,36	232,96	248	66,794	97,9	97,5
12	781,37	237,1	250	66,943	97,1	94,4

Из табл. 2 видно, что лучевые нагрузки на мочевой пузырь и переднюю стенку прямой кишки слабо коррелируют с дозой в контуре CTV, но достаточно сильно коррелируют с дозой в контуре PTV. Для головок тазобедренных суставов значимый коэффициент положительной корреляции наблюдается только при сравнении правой и левой головки. Для остальных случаев коэффициенты корреляции не показывают сильной связи.

В табл. 3 представлены выходные данные дозиметрических планов для облучения области головы и шеи в режиме одновременной эскалации дозы в зависимости от степени сложности воспроизведения.

Из табличных данных видно, что все варианты планов имеют небольшое расхождение по величине максимальной дозы на план, но не все варианты планов имеют хорошие результаты по верификации 2D и 3D оценки. Как ожидалось, число контрольных точек, время доставки дозы и количество ME увеличивается с повышением сложности воспроизведения плана.

Результаты анализа полученных ГДО 12 вариантов дозиметрических планов для сложной формы объема облучения в режиме одновременной эскалации дозы представлены на рис. 2. Уровни покрытия объемов мишеней представлены в показателях EQD<sub>2</sub> в Гр, а уровни лучевых нагрузок на критические органы в показателях физической дозы (D) в Гр.

Из рис. 2 можно увидеть, что все разработанные планы позволяют доставлять предписанную дозу к мишеням с перевыполнением предписания ЛТ. Анализ полученных данных показал, что: 1 полная арка с 2 поворотами имеет преимущество перед 1 полной аркой с 1 поворотом с точки зрения снижения лучевой нагрузки на критические органы, которые располагаются между объемами облучения; также увеличение числа поворотов позволяет существенно снизить лучевые нагрузки на здоровые танки, как показал пример № 5; увеличение величины инкремента до 30° показало увеличение нагрузки на критические органы.

На основе полученных данных можно сделать вывод, что планы с двумя частичными арками, с двумя поворотами гантри на каждую арку, с инкрементом гантри в пределах от 20° до 25°, разворотом коллиматора на 45° и поворотами стола (планы № 11, 12) позволяют существенно снизить нагрузку на спинной мозг и удержать её в пределах предписанных ограничений. Для остальных планов (за исключением варианта № 7) наблюдается превышение дозы на спинной мозг, что может привести к нежелательным последствиям лечения. Для варианта № 11 требуется меньше ME, причем результаты верификации для № 11 лучше относительно всех вариантов, у которых предусмотрены повороты коллиматора и стола, и менялся только инкремент. Таким образом, рассматривая облучение опухолей области головы и шеи, необходимо предусматривать возможность по-



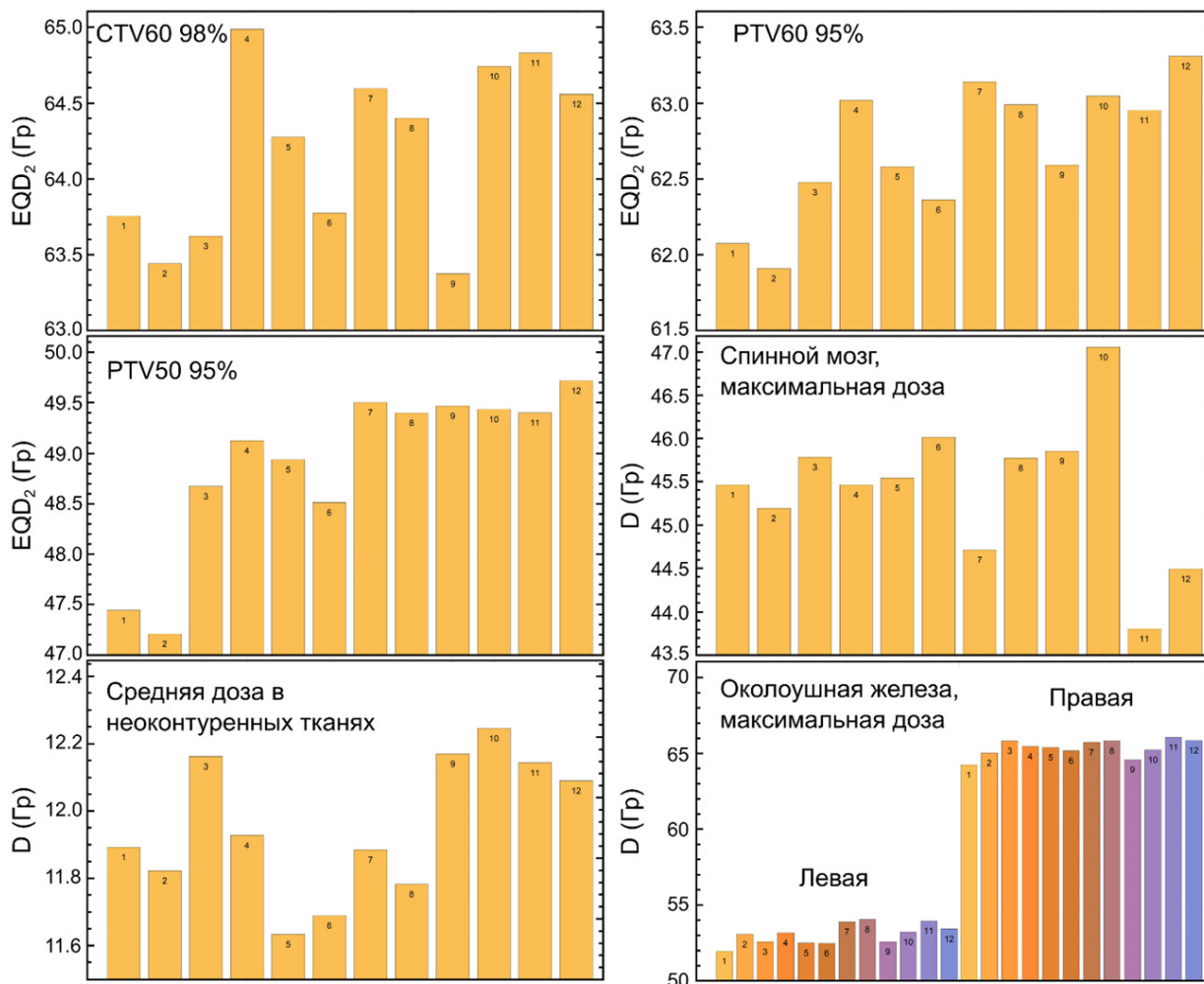


Рис. 2. Результаты анализа ГДО для рассчитанных планов со сложной формой объема облучения в режиме одновременной эскалации дозы

ворота терапевтического стола (до 10°) при облучении, так как это позволяет снизить дозу на критические органы при сохранении высокого уровня покрытия мишеней.

**Заключение**

Для поиска оптимальных геометрических параметров планов VMAT были рассмотрены два клинических случая применения лучевой терапии с простой и сложной формами объемов облучения в режиме гипофракционирования и одновременной эскалации дозы. Подобная оптимизация направлена на получение адекватного покрытия мишени при минимизации лучевой нагрузки на критические органы

(т.е. выполнять все условия предписания ЛТ), а также на минимизацию количества МЕ и времени доставки дозы при приемлемых результатах верификации 2D и 3D оценки.

Использование двух частичных арки и разворота коллиматора на угол 45° для арки позволяют существенно снизить лучевую нагрузку на близлежащие критические органы для простой формы мишени, облучаемой в режиме гипофракционирования.

При рассмотрении облучения опухолей области головы и шеи рекомендуется предусмотреть возможность разворота терапевтического стола (не более 10°) при облучении, так как повороты стола и коллиматора относительно нулевого положения, а также использование двух частичных арки с двумя поворотами гант-

ри на каждую арку при инкременте от 20 до 25° позволяют снижать дозу на критические органы при сохранении высокого уровня покрытия мишеней.

### Список литературы

1. Khan MI, Jiang R, Kiciak A, et al. Dosimetric and radiobiological characterizations of prostate intensity-modulated radiotherapy and volumetric-modulated arc therapy: A single-institution review of ninety cases. *J Med Phys.* 2016; 41(3): 162-8. DOI: 10.4103/0971-6203.189479.
2. Shaffer R, Morris W J, Moiseenko V, et al. Volumetric modulated Arc therapy and conventional intensity-modulated radiotherapy for simultaneous maximal intraprostatic boost: a planning comparison study. *Clin Oncol (R Coll Radiol).* 2009; 21(5): 401-7. DOI: 10.1016/j.clon.2009.01.014.
3. Zhang P, Happersett L, Hunt M, et al. Volumetric modulated arc therapy: planning and evaluation for prostate cancer cases. *J Radiat Oncol Biol Phys.* 2010; 76(5): 1456-62. DOI: 10.1016/j.ijrobp.2009.03.033.
4. Kang SW, Chung JB, Kim JS, et al. Optimal planning strategy among various arc arrangements for prostate stereotactic body radiotherapy with volumetric modulated arc therapy technique. *Radiol Oncol.* 2017; 51(1): 112-20. DOI: 10.1515/raon-2017-0005.
5. Murray LJ, Cosgrove V, Lilley J, et al. Developing a class solution for Prostate Stereotactic Ablative Body Radiotherapy (SABR) using Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT). *Radiother Oncol.* 2014; 110(2): 298-302. DOI: 10.1016/j.radonc.2013.10.036.
6. Sze HCK, Lee M. CH, Hung Wai-Man, et al. RapidArc radiotherapy planning for prostate cancer: single-arc and double-arc techniques vs. intensity-modulated radiotherapy. *Med Dosim.* 2012; 37(1): 87-91. DOI: 10.1016/j.meddos.2011.01.005.
7. Rana S, Cheng C. Radiobiological impact of planning techniques for prostate cancer in terms of tumor control probability and normal tissue complication probability. *Ann Med Health Sci Res.* 2014; 4(2): 167-72. DOI: 10.4103/2141-9248.129023.
8. Isa M, Rehman J, Afzal M, Chow JCL. Dependence of Collimator Angle on Prostate VMAT: A Treatment Planning Study. *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering,* June 7-12, 2015, Toronto, Canada. <https://www.springerprofessional.de/en/dependence-of-collimator-angle-on-prostate-vmat-a-treatment-plan/2460418>.
9. Guckenberger M, Richter A, Krieger T, et al. Flentje. Is a single arc sufficient in volumetric-modulated arc therapy (VMAT) for complex-shaped target volumes? *Radiother Oncol.* 2009; 93(2): 259-65. DOI: 10.1016/j.radonc.2009.08.015.
10. Tang G, Earl MA, Luan S, et al. Comparing Radiation Treatments Using Intensity-Modulated Beams, Multiple Arcs and Single Arc. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2010; 76(5): 1554-1562. DOI: 10.1016/j.ijrobp.2009.04.003.
11. Kim YH, Park HR, Kim WT, et al. Effect of the collimator angle on dosimetric verification of volumetric modulated arc therapy. *J Korean Phys Soc.* 2015; 67: 243-7. doi.org/10.3938/jkps.67.243.
12. Lyu Q, O'Connor D, Ruan D, et al. VMAT optimization with dynamic collimator rotation. *Med Phys.* 2018; 45(6): 2399-410. DOI: 10.1002/mp.12915.
13. Kim J-I, Ahn BS, Choi CH, et al. Optimal collimator rotation based on the outline of multiple brain targets in VMAT. *Radiat Oncology.* 2018; 13: 88. doi.org/10.1186/s13014-018-1039-5.
14. Hanna SA, Mancini A, Dal Col AH, et al. Frameless Image-Guided Radiosurgery for Multiple Brain Metastasis Using VMAT: A Review and an Institutional Experience. *Front. Oncol.* 2019; 9: 703. DOI: 10.3389/fonc.2019.00703.
15. Sandrini ES, da Silva AX, da Silva CM. Evaluation of collimator rotation for volumetric modulated arc therapy lung stereotactic body radiation therapy using flattening filter free. *Appl Radiat Isotop.* 2018; 141: 257-60. DOI: 10.1016/j.apradiso.2018.05.026.
16. Tas B, Bilge H, Ozturk ST. An investigation of the dose distribution effect related with collimator angle in volumetric arc therapy of prostate cancer. *J Med Phys.* 2016; 41(2): 100-5. DOI: 10.4103/0971-6203.181635.
17. Nithya L, Arunai Nambi Raj N, Rathinamuthu S, et al. Influence of increment of gantry angle and number of arcs on esophageal volumetric modulated arc therapy planning in Monaco planning system: A planning study. *J Med Phys.* 2014; 39(4): 231-7. DOI: 10.4103/0971-6203.144488.

18. Natraj M, Pawaskar PN, Chairmadurai A. Dosimetric characteristics of VMAT plans with respect to a different increment of gantry angle size for Ca cervix. *J Radiother Pract.* 2020; 1: 1-5. DOI: <https://doi.org/10.1017/S146039692000093X>.
19. Chen A, Li Z, Chen L, Lin M, et al. The influence of increment of gantry on VMAT plan quality for cervical cancer. *J Radiat Res Appl Sci.* 2019; 12(1): 447-54. DOI: 10.1080/16878507.2019.1707400.
20. Kalet AM, Richardson HL, Nikolaisen DA, et al. Dosimetric comparison of single-beam multi-arc and 2-beam multi-arc VMAT optimization in the Monaco treatment planning system. *Med Dosim.* 2017; 42(2): 122-5. DOI: 10.1016/j.meddos.2017.02.001.
21. Elekta Synergy® [Internet] Stockholm (Sweden), Elekta AB (Publ) [cited 2018, March 03]. Available from: <https://www.elekta.com/radiotherapy/treatment-delivery-systems/elekta-synergy/>.
22. ArcCHECK® & 3DVH® [Internet] Melbourne (FL, USA), Sun Nuclear Headquarters [cited 2018, March 03]. Available from: <https://www.sunnuclear.com/solutions/patientqa/arccheck3dvh>.
23. Smilowitz JB, Das IJ, 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; 16(V): 14-34. DOI: 10.1120/jacmp.v16i5.5768.
24. Miftena M, Olch A, Mihailidis D. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No. 218. *Med Phys.* 2018; 45 (IV): e53-83.

#### INFLUENCE OF GEOMETRIC PARAMETERS OF THE VMAT PLAN ON DOSE DISTRIBUTION

*E.S. Sukhikh<sup>1,2</sup>, L.G. Sukhikh<sup>2</sup>, A.V. Vertinskiy<sup>1</sup>*

<sup>1</sup> *Tomsky Regional Oncology Center, Tomsk, Russia*

<sup>2</sup> *National Research Tomsk Polytechnic University, Tomsk, Russia*

Influence of geometric parameters of VMAT plans for simple and complex forms of tumor on the resulted dose distribution was estimated. Twelve plan variants with different geometrical parameters were considered for both simple and complex tumor forms. Dose distributions were calculated by treatment planning system Monaco and verified in 2D and 3D regimens by ArcCHECK dosimetric system and "SNC Patient" and "3DVH" software. Optimal variants of treatment plan geometrical parameters were defined for both tumor types. These variants allow to good level of tumour irradiation along with decreased radiation levels for organs at risk and the minimal amount of monitor units needed for irradiation.

Key words: *intensity modulated radiation therapy, VMAT, TPS Monaco, quality assurance, dosimetric phantom ArcCHECK, gamma index 2D and 3D*

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