

## ВЛИЯНИЕ ТЕХНИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ПЛАНОВ СТЕРЕОТАКСИЧЕСКОЙ РАДИОХИРУРГИИ (SRS) НА ДОЗИМЕТРИЧЕСКУЮ И РАДИОБИОЛОГИЧЕСКУЮ ОЦЕНКУ

И.Р. Сагов<sup>1,2</sup>, Я.Н. Сутыгина<sup>1,3</sup>, Е.С. Сухих<sup>1,3</sup>

<sup>1</sup> Национальный исследовательский Томский политехнический университет, Томск

<sup>2</sup> Многопрофильный клинический медицинский центр “Медицинский город”, Тюмень

<sup>3</sup> Томский областной онкологический диспансер, Томск

**Цель:** Изучить влияние технических параметров на качество планов стереотаксической радиохирургии, основанных на дуговой терапии с объёмной модуляцией (VMAT).

**Материал и методы:** Исследования проводились на линейном ускорителе Elekta Synergy. Для исследования взяты два случая стереотаксического облучения головного мозга (ГМ) с разовой дозой 24 Гр. Дозиметрические планы рассчитывались на базе системы планирования MONACO v 5.11 с применением объёмной модуляции по интенсивности VMAT фотонных пучков с энергией 6 МВ.

Для исследования было создано несколько терапевтических планов с разными параметрами. При дозиметрическом планировании изменяли следующие параметры: угол мультилепесткового коллиматора; угол ротации гантри; угол терапевтического стола; количество арок и полуарок; длина арки облучения; ширина сегмента; инкремент.

Для каждого случая проводилась оценка индекса конформности и индекса гомогенности дозового распределения для покрытия мишени. Для оценки градиента дозы от периферии мишени до нормальных тканей проведена оценка индекса градиента дозы.

**Результаты:** При малых значениях инкремента максимальная доза в опухоли увеличилась из-за более сильной модуляции по сравнению с другими планами. При высоких значениях увеличивается однородность покрытия мишени, но также увеличивается доза для органов риска. Также более сильная модуляция увеличивает количество мониторинговых единиц (Monitor units – MU).

Увеличение ширины сегмента позволяет повысить точность выполнения плана и эффективность без существенного влияния на качество плана VMAT. Как правило, дозиметрические планы SRS опухолей ГМ, которые создаются с меньшей шириной сегмента, не только увеличивают целевой охват и конформный индекс, но также приводят к большему количеству контрольных точек и MU.

**Заключение:** При дозиметрическом планировании необходимо тщательно подбирать технические параметры. Использование жестких значений инкремента, ширины сегмента, увеличение количества арок могут создавать планы более низкого качества и увеличивать время лечения.

**Ключевые слова:** лучевая терапия, стереотаксическая радиохирургия, линейный ускоритель, технические параметры, дозиметрическая оценка, радиобиологические модели

DOI: 10.52775/1810-200X-2022-94-2-33-41

## Введение

Лучевая терапия (ЛТ) является одной из действенных методик как при лечении первичных раковых образований, так и при лечении вторичных новообразований. За последние несколько десятилетий в ЛТ произошел технический прорыв во всех аспектах лечения, включая улучшение иммобилизации пациентов, визуализации, дозиметрического планирования и проведения лучевой терапии. Достижения в области визуализации и технологий ЛТ позволили перейти от трехмерной конформной лучевой терапии (3-dimensional conformal radiotherapy – 3D-CRT) к лучевой терапии с модуляцией интенсивности и стереотаксическим методам, включая стереотаксическую радиохирургию (Stereotactic radiosurgery – SRS). Стереотаксическая радиохирургия на основе медицинских линейных ускорителей уже много лет вызывает интерес в сообществе радиационных онкологов. Основным преимуществом SRS является возможность доставки точно локализованной дозы по сравнению с традиционной лучевой терапией, что приводит к уменьшению объема нормальной ткани ГМ, облучаемой высокими дозами, и сводит к минимуму риск долгосрочных последствий лечения [1].

Планирование лучевой терапии злокачественных опухолей заключается в определении таких физико-технических параметров облучения, использование которых приведет к максимальному лечебному эффекту при минимальном лучевом воздействии на нормальные органы и ткани. Соответственно, при дозиметрическом планировании SRS медицинскому физическому необходимо добиться резкого снижения дозы от периферии мишени до нормальных тканей. Высокий градиент изодозы можно обеспечить с помощью модуляции интенсивности пучков, регулировки положения углов гантри, деки стола и длины арки при дуговой терапии с объёмной модуляцией (Volumetric modulated arc therapy – VMAT). В системах дозиметрического планирования используется двухэтапный процесс оптимизации распределения дозы. Как правило, на первом этапе идеальное распределение плотности потока пучков оптимизируется, чтобы соответствовать предписаниям, заданным медицинским физиком. На втором этапе система планирования учитывает возможность доставки предписанной дозы, выполняет сегментацию каждого пучка, которая включает в себя расчет формы и веса всех сегментов. Из-

менение технических параметров в системе планирования лечения, таких как инкремент, ширина сегмента, также влияет на оптимизацию плана и, следовательно, на его качество.

Радиочувствительность – это восприимчивость клеток тканей или органов к повреждению ионизирующим излучением. Линейно-квадратичный формализм – наиболее используемый инструмент для сравнения чувствительности клеток к различным фракциям. Данная модель основана на том, что гибель клеток происходит из-за разрыва цепи ДНК (дезоксирибонуклеиновая кислота) и хорошо подтверждена экспериментально и теоретически до ~10 Гр за фракцию. Тем не менее, исследования показали, что линейно-квадратичная модель завышает оценку гибели клеток при высоких дозах на фракцию используемых в SRS.

Целью данной работы является исследование влияния изменения технических характеристик системы планирования лучевой терапии на качество планов стереотаксической радиохирургии опухолей головного мозга на основе дозиметрических и радиобиологических критериев.

## Материал и методы

Исследования проводили в Томском областном онкологическом диспансере, в котором для проведения стереотаксической радиохирургии используют медицинский линейный ускоритель электронов Elekta Synergy. Для данной работы были отобраны два примера SRS, которые являлись стандартными случаями и удовлетворяли нашим требованиям стереотаксического облучения ГМ в режиме гиподифракционирования с разовой дозой 24 Гр. Планы для этих пациентов были рассчитаны в планирующей системе MONACO v 5.11 с использованием техники объёмной модуляции по интенсивности VMAT на фотонных пучках с номинальной энергией 6 МВ.

Для определения влияния технических характеристик системы планирования лучевой терапии на качество планов стереотаксической радиохирургии опухолей ГМ для каждого клинического случая создано несколько терапевтических планов с разными параметрами. При дозиметрическом планировании изменяли следующие параметры геометрии пучков и технические параметры: угол оси мультилепесткового коллиматора; угол ротации гантри;

угол терапевтического стола; количество арок и полуарок; длина арки облучения; минимальная ширина сегмента (Minimum segment width – MSW); угол инкремента (Increment gantry angle – IGA). При дозиметрическом планировании алгоритм Монте-Карло выбран в качестве вторичного алгоритма для расчета дозы на втором этапе, то есть для окончательного расчета дозы. Доза рассчитывалась на среду, а не на воду. Для всех планов SRS опухолей головного мозга применена поправка на неоднородность.

Трехмерная дозиметрическая оценка проводилась по гистограммам доза–объем (ГДО) для мишени и органов риска. Оценка дозиметрических планов облучения проводилась с помощью рекомендаций и протоколов для прогнозирования лучевых повреждений и подбора оптимальных распределений доз для каждого пациента. Также для каждого случая проводилась оценка метрик качества плана:

Индекса конформности (Conformal index – CI), оценивает переоблучение нормальных тканей или недооблучение мишени и выражена формулой:

$$CI = V_{pi} / V_{PTV}, \quad (1)$$

где  $V_{pi}$  – объем тела пациента, который был облучен предписанной дозой;  $V_{PTV}$  – объем облучаемой мишени.

В соответствии с рекомендациями Онкологической группы лучевой терапии (Oncology Radiation Therapy Group – RTOG) оптимальными значениями для индекса конформности являются значения между 1 и 2; значения между 2 и 2,5 или 0,9 и 1 интерпретируются как незначительные отклонения, а значения выше 2,5 или ниже 0,9 – как значительные отклонения [2].

Индекс гомогенности (Homogeneity index – HI), оценивает однородность распределения дозы. В данном исследовании HI выражен формулой:

$$HI = (D_2 - D_{98}) / D_{50}, \quad (2)$$

где  $D_2$ ,  $D_{50}$ ,  $D_{98}$  – дозы, которой были облучены 2 %, 50 % и 98 % от объема мишени.

Для оценки градиента дозы от периферии мишени до нормальных тканей проведена оценка индекса градиента дозы (Gradient index – GI) [3], оценка осуществлялась низких и высоких градиентов доз:

$$GI_{low} = V_{25} / V_{50}, \quad (3)$$

$$GI_{high} = V_{50} / V_{90}, \quad (4)$$

где  $V_{25}$ ,  $V_{50}$  и  $V_{90}$  – объемы, которые получили не менее 25 %, 50 % и 90 % от предписанной дозы соответственно.

Также оценивалась еще одна важная метрика для SRS – объем нормальных тканей головного мозга, которые получают 12 Гр ( $V_{12\text{Гр}}$ ). Высокий объем  $V_{12\text{Гр}}$  ассоциирована с повышением риска некроза до 10 % [4, 5].

Для всех планов лечения сгенерированы планы гарантии качества на основе применения дозиметрического фантома ArcCHECK с сохранением геометрии и мониторных единиц каждого пучка. Сравнительный анализ дозовых распределений осуществлялся с помощью программного обеспечения 3DVH.

Для радиобиологической оценки сравнивались биологически эффективные дозы (Biologically effective dose – BED) трех радиобиологических моделей: линейно-квадратичной (Linear-quadratic – LQ) [6], линейно-квадратичной линейной (Linear-quadratic-linear – LQL) [7] и модели универсальной кривой выживаемости (Universal survival curve – USC) [8].

Формулы этих моделей представлены ниже в табл. 1.

Здесь  $S$  – выживаемость клеток,  $D$  – курсовая доза,  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$  – константы для органа или ткани,  $D_0$  – доза, при которой доля живых клеток уменьшается в сравнении с исходной в  $e$  раз на прямолинейном отрезке кривой доза–эффект,  $D_q$  – размер плеча, численно равный дозе, при которой ось абсцисс пересекается с экстраполированным участком прямолинейной части дозовой кривой,  $D_t$  – переходная доза.

Модель USC является гибридной моделью, она включает в себя модель LQ до переходной дозы  $D_t$ , а после переходит в модель нескольких мишеней. Таким образом, при дозах  $D_t$  или ниже кривая идентична кривой LQ, а при дозах  $D_t$  или выше она приближается к модели нескольких мишеней.

Модель LQL, также, как и USC, способна предсказать линейный характер кривой выживаемости на высоких дозах за фракцию. Существенное различие этих моделей в том, что модель LQL позволяет избежать модели нескольких мишеней, а линейный характер кривой после переходной дозы достигается при помощи добавления параметра гибели клеток в линейной области. Следовательно, в данной формуле нам требуется найти один дополнительный параметр  $\gamma$ .

Таблица 1

## Формулы радиобиологических моделей

Модель	Параметр	Формула
Модель LQ	$\alpha, \beta, D$	$\ln(S) = -\alpha D - \beta D^2$
Модель LQL	$\alpha, \beta, \gamma, D_t, D$	$\ln(S) = -\alpha D - \beta D^2, D \leq D_t$ $\ln(S) = -(\alpha D_t - \beta D_t^2 + \gamma(D - D_t)), D \geq D_t$ $D_t = \frac{2D_q}{1-\alpha D_0}$
Модель USC	$\alpha, \beta, D_q, D_0, D_t, D$	$\ln(S) = -\alpha D - \beta D^2, D \leq D_t$ $\ln(S) = -\frac{D}{D_0} + \frac{D_q}{D_0}, D \geq D_t$ $D_t = \frac{2D_q}{1-\alpha D_0}$

## Результаты и обсуждение

## Зависимость от конфигурации геометрии арки

Количество и размер арок, используемых для плана VMAT, могут оказывать существенное влияние на качество плана. Было показано, что планы с большим количеством арок имели превосходство в качестве плана [9], но и слишком большое количество арок может не только не принести существенной пользы, но и значительно увеличить время лечения [10].

Угол коллиматора также играет важную роль в качестве плана, так как она может определить апертуру свободы лепестков.

Угол коллиматора и гантри для SRS головного мозга выбираются индивидуально в зависимости от расположения опухоли и органов риска. В нашем исследовании мы использовали до четырех арок: одна полная арка и осталь-

ные в зависимости от расположения цели облучения и органов риска. Для компланарных арок угол стола  $0^\circ$ , для некомпланарных угол стола  $90^\circ$ . Остальные параметры оставались одинаковыми: MSW, равный 1 см, и угол инкремента, равный  $30^\circ$  и  $20^\circ$ .

Результаты приведены в табл. 2 и 3.

Исследование показало, что некомпланарные арки имеют лучшее распределение дозы как при высоких градиентах, так и при низких. Используя некомпланарные арки можно также уменьшить облучаемый объем здоровых тканей  $V_{12\text{Гр}}$  (рис. 1).

## Зависимость от угла инкремента

Оптимизация планов VMAT происходит в два этапа: на первом этапе планирующая система оптимизирует карту флюенса по заданным параметрам дозы, на втором этапе система подстраивает оптимизированный флюенс под геометрию пучка.

Таблица 2

## Дозиметрические результаты геометрии пучка для первого пациента

Параметр	Компланарный	Некомпланарный
ТС (98 %)	99,950	99,970
$D_{\text{mean}}$	19,020	19,049
$D_{\text{max}}$	20,118	20,008
CI	1,197	1,213
HI	0,079	0,078
PCI	1,223	1,234
$GI_{\text{low}}$	3,975	3,126
$GI_{\text{high}}$	3,294	2,983
MUS	2814,190	3147,770
$V_{12\text{Гр}}, \text{см}^3$	11,929	10,034

Таблица 3

## Дозиметрические результаты геометрии пучка для второго пациента

Параметр	Компланарный	Некомпланарный
TC (98 %)	95,520	98,160
$D_{mean}$	18,818	18,905
$D_{max}$	19,998	20,014
CI	1,170	1,176
HI	0,167	0,134
PCI	1,344	1,320
$GI_{low}$	2,391	2,228
$GI_{high}$	5,502	4,901
Mus	3739,730	3458,820
$V_{12Gr}$ , $cm^3$	38,891	27,249

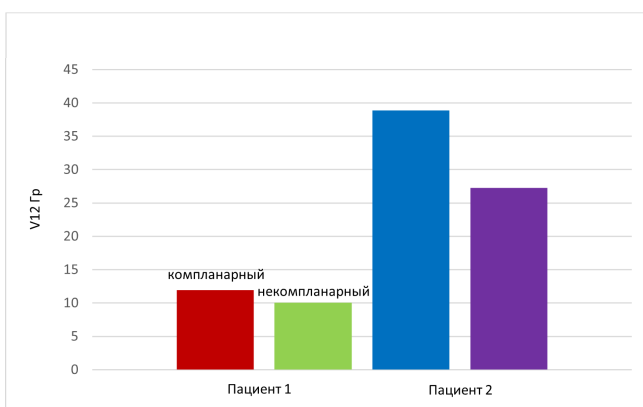


Рис. 1. Объём здоровых тканей головного мозга получающих 12 Гр

Планирующая система Мопасо оптимизирует VMAT, используя угол инкремента. Угол инкремента делит арку VMAT на одинаковые секторы, что в свою очередь играет важную роль в движении лепестков мультилепесткового коллиматора (MLC).

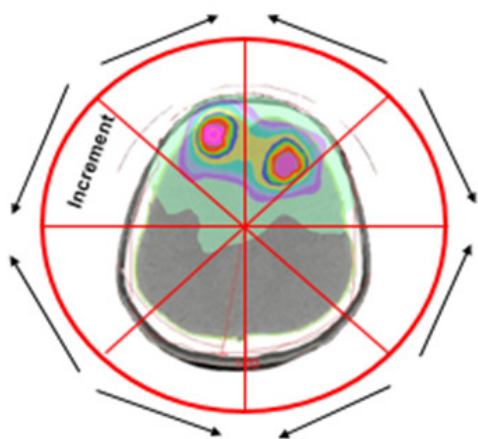


Рис. 2. Инкремент гантри

Ниже приведен пример полной арки VMAT, разделенной на 9 равных секторов с углом инкремента в  $45^\circ$  (рис. 2).

Для исследования зависимости качества плана от инкремента мы брали углы инкремента, равными  $15^\circ$ ,  $20^\circ$ ,  $30^\circ$  и  $40^\circ$ . Остальные параметры оставались одинаковыми для всех планов.

По оценке покрытия дозы (Target coverage – TC) существенных различий, не обнаружено, все планы показали хорошее покрытие с точки зрения оценки  $D_{98}$  и  $D_{110}$ . Планы с углом инкремента, равным  $30^\circ$  и  $20^\circ$ , имели лучшие значения HI и CI, а объём нормальной ткани, который получил дозу выше 12 Гр, оказался больше у плана с углом инкремента  $40^\circ$  (рис. 3, 4).

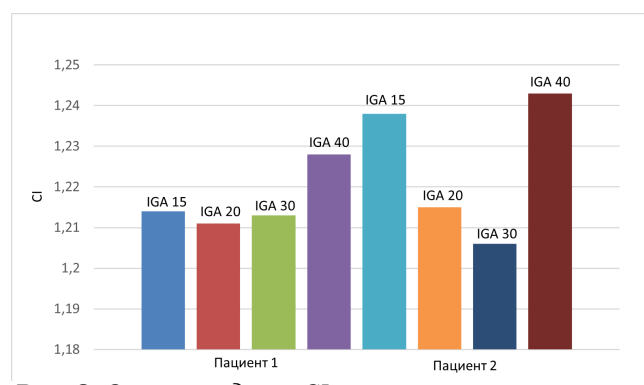


Рис. 3. Оценка индекса CI

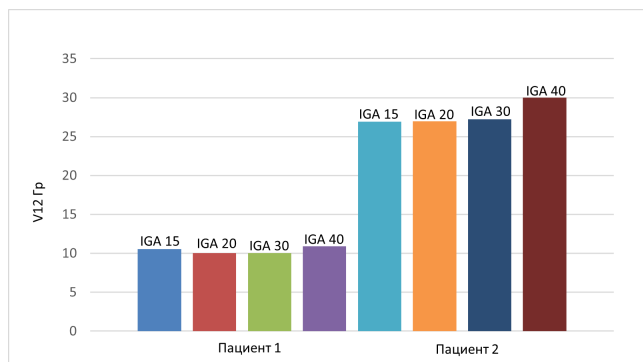


Рис. 4. Оценка индекса  $V_{12Gr}$

### Зависимость от минимальной ширины сегмента

Минимальная ширина сегмента (MSW) играет важную роль в создании формы движения лепестков коллиматора, называемых сегментами. И неправильно сформированные сегменты могут привести к плохому схождению рассчитанного плана с вычисленным и соот-

ветственно не пройти процедуру гарантии качества.

Для оценки зависимости дозиметрического плана от минимальной ширины сегмента мы взяли создали планы с разными значениями минимальной ширины сегмента: 0,5; 1 и 1,5 см. Остальные параметры оставались неизменными для всех планов.

Ниже в таблице приведены результаты исследования (табл. 4).

Существенных различий между этими тремя планами по дозе на органы риска не было обнаружено.

Количественный анализ распределения дозы осуществлялся методом гамма-анализа. Доза, рассчитанная с большим параметром MSW, показала лучшее схождение с вычисленной. Отсюда можно сделать вывод, что, увеличивая параметр MSW, мы уменьшаем сложность воспроизведения сегмента коллиматором, что может увеличить терапевтический эффект.

Результаты гамма-анализа приведены ниже (табл. 5).

Таблица 4

### Дозиметрические результаты планов VMAT с разными параметрами MSW

Пациент	Параметр	0,5 см MSW	1,0 см MSW	1,5 см MSW
Пациент 1	TC (98%)	100,000	99,900	99,770
	$D_{mean}$	18,962	19,035	18,985
	$D_{max}$	19,834	19,935	20,051
	CI	1,213	1,211	1,198
	HI	0,007	0,082	0,009
Пациент 2	TC (98%)	98,160	98,000	91,310
	$D_{mean}$	18,851	18,966	18,605
	$D_{max}$	19,998	19,990	20,324
	CI	1,190	1,261	1,034
	HI	0,034	0,123	0,182

Таблица 5

### Результаты гамма-анализа

Параметр	0,5 см MSW	1,0 см MSW	1,5 см MSW
Пациент 1			
Кол-во точек	251	208	96
Прошли	234	204	94
Не прошли	17	4	2
% схождения	93,200	98,100	97,900
Пациент 2			
Кол-во точек	278	215	105
Прошли	255	211	101
Не прошли	23	4	4
% схождения	91,700	98,100	96,200

Таблица 6

## Исходные данные для вычисления BED

Параметр	Нормальная ткань	Опухоль
$\alpha/\beta$ , Гр	2,47	8,31
$\alpha$ , Гр <sup>-1</sup>	0,07	0,241
$\beta$ , Гр <sup>-2</sup>	0,03	0,029
$\gamma$ , Гр <sup>-1</sup>	1,44	2,5
$D_0$ , Гр	-	1,44
$D_q$ , Гр	-	2,5
$D_t$ , Гр	-	7,66

Таблица 7

## Результаты BED для первого пациента

Структура	D, Гр	Значение	$\alpha$ , Гр	$D_q$ , Гр	$D_0$ , Гр	$D_t$ , Гр	$\alpha/\beta$ , Гр	$\gamma$ , Гр <sup>-1</sup>	BED	BED	BED
									LQ, Гр	USC, Гр	LQ-L, Гр
Мишень	$D_{max}$	19,935	0,241	2,5	1,44	7,66	8,31	2,5	69,610	50,239	49,625
	$D_{mean}$	19,035							64,326	47,646	47,060

Таблица 8

## Результаты BED для второго пациента

Структура	D, Гр	Значение	$\alpha$ , Гр	$D_q$ , Гр	$D_0$ , Гр	$D_t$ , Гр	$\alpha/\beta$ , Гр	$\gamma$ , Гр <sup>-1</sup>	BED	BED	BED
									LQ, Гр	USC, Гр	LQ-L, Гр
Мишень	$D_{max}$	19,897	0,241	2,5	1,44	7,66	8,31	2,5	69,610	50,130	49,511
	$D_{mean}$	18,906							64,326	47,274	46,693

Исследование показало, что планы с параметром MSW, равным 1 см, имеют лучшие показатели с точки зрения компромисса между качеством плана и доставкой дозы.

**Радиобиологическая оценка**

Применимость модели LQ для гипофракционированного режима SRS головного мозга широко обсуждается. Радиобиологическая оценка проведена с использованием концепции BED, так как данная концепция позволяет оценить влияние изменений во времени лечения для различных доз.

Исходные данные брались из работ Malaise et al. 1986 [11], Karlsson et al. 1997 [12], Stenerlow et al. 1994 [13] и приведены в табл. 6.

Биологическая эквивалентная доза (BED) рассчитывалась для LQ и сравнивалась с LQ-L и USC моделями.

Результаты представлены ниже (табл. 7, 8).

Для сравнения BED различных моделей ниже представлена гистограмма (рис. 5).

Исследование показало, что модель LQ завышает оценку гибели клеток при высоких однократных дозах как при SRS. Такая переоценка, скорее всего, связана с тем, что кривая выживаемости при модели LQ на высоких до-

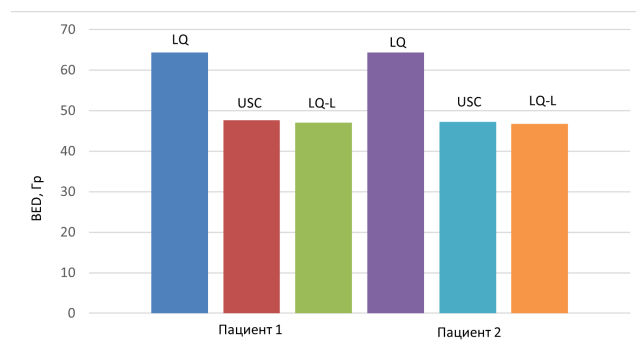


Рис. 5. BED для моделей LQ, USC, LQ-L

зах резко проваливается вниз, в то время как экспериментальные данные показывают постоянный наклон. Модели USC и LQL продемонстрировали, что они способны учитывать этот постоянный наклон и, следовательно, более адекватно оценивать гибель клеток при высоких дозах за фракцию. Таким образом, применимость моделей USC и LQL при высоких дозах за фракцию, используемых в SRS, является обоснованной. Предпочтение же в данных формулах мы отдаем модели LQL, так как в данной модели, в отличие от USC, отсутствует аспект нескольких мишеней, что делает его более удобным и простым в использовании.

## Заключение

В данной работе исследовано влияние технических параметров планов SRS на дозиметрическую и радиобиологическую оценку. Все планы были рассчитаны так, чтобы получить оптимальное распределение дозы для каждого пациента. 3D дозиметрическая оценка формировалась по ГДО для мишени и органов риска. И так как ГДО не способна показать пространственные детали распределения дозы, мы рассчитали такие метрики, оценивающие качество SRS, как HI, CI, GI. Для каждого пациента было создано несколько планов VMAT с разными техническими параметрами.

В экстракраниальной SRS/SBRT количество направлений пучков может быть ограничена из-за расположения мишени и риска столкновения гантри со столом или пациентом. Компланарная геометрия пучков намного быстрее в лечении и легче в воспроизведении, но в таком случае вся утечка дозы будет приходиться на одну плоскость. Некомпланарная геометрия пучков может сделать дозовую утечку более однородной во все стороны и уменьшить дозовую нагрузку на пациента, но при этом увеличивается время лечения.

Угол инкремента является важным параметром, так как от него зависит качество плана. Исследование показало, что при выборе угла инкремента для SRS головного мозга следует отдать предпочтение  $20^\circ$  и  $30^\circ$ , которые показали наилучшие результаты по параметрам HI и CI. Угол инкремента, равный  $40^\circ$ , обеспечил наибольший объем здоровых тканей ГМ, получивших более 12 Гр.

Минимальная ширина сегмента является еще одним важным параметром. Низкий пока-

затель MSW может улучшить покрытие мишени, но и осложнить воспроизведение движения лепестков, а большой показатель, наоборот, облегчит воспроизведение движения лепестков, но ухудшит покрытие мишени. Наше исследование показало, что MSW, равный 1 см, имеет лучшие показатели с точки зрения компромисса между качеством плана и его доставкой.

Радиобиологическая оценка показала, что модель LQ завышает оценку гибели клеток на высоких дозах. Предпочтение для радиобиологической оценки мы отдаем модели LQL, так как она способна учитывать линейных характер кривой выживаемости, то есть там, где модель LQ показывает резкий склон вниз, и является более удобной в использовании, нежели модель USC.

При дозиметрическом планировании необходимо тщательно подбирать технические параметры, поскольку использование жестких значений инкремента, ширины сегмента, увеличение количества арок могут создавать планы более низкого качества и увеличивать время лечения.

## Список литературы

1. Benedict S.H., Yenice K.M., Followill D. Stereotactic body radiation therapy: the report of AAPM Task Group 101. *Med Phys.* 2010;37(8):4078–101.
2. Petkovska S, Tolevska C, Krалева S, Petrevska E. Conformity index for brain cancer patients. *Conference on medical physics and biomedical engineering.* 2010;56-8.
3. Paddick I, Lippitz B. A simple dose gradient measurement tool to complement the conformity index. *J Neurosurg.* 2006; 105: 194–201.
4. El Shafie RA, Tonndorf-Martini E, Schmitt D, et al. Single-Isocenter volumetric modulated arc therapy vs. CyberKnife M6 for the Stereotactic radiosurgery of multiple brain metastases. *Frontiers in Oncology.* 2020; 10: 568.
5. Kadoya N, Abe Y, Kajikawa T, et al. Automated noncoplanar treatment planning strategy in stereotactic radiosurgery of multiple cranial metastases: hyperarc and cyberknife dose distributions. *Med Dosim.* 2019; 44: 394-400.
6. Sinclair WK. Biophysical aspects of radiation quality. *Technical Report IAEA.* 1966; 58: 21-43.



7. Scholz M, Kraft G. Calculation of heavy ion in-activation probabilities based on track structure, X-ray sensitivity and target size. *Radiat Prot Dosim.* 1994; 52: 29-33.
8. Park C, Papiez L, Zhang S, et al, Universal Survival Curve and Single Fraction Equivalent Dose: Useful Tools in Understanding Potency of Ablative Radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2008; 70: 847-52.
9. Ter-Antonyan R, Yang W, Geesey C, et al. SU-GG-T-124: Volumetric modulated arc therapy for brain tumors: dosimetric comparison with intensity-modulated radiation therapy. *Med Phys.* 2010; 37(6): 3213.
10. Jim P, Dahele M, Slotman B, Verbakel W. Increasing the number of arcs improves head and neck volumetric modulated arc therapy plans. *Acta Oncologica.* 2015; 54(2): 283-7.
11. Malaise EP, Fertil B, Chavaudra N, Guichard M. Distribution of radiation sensitivities for human tumor cells of specific histological types: comparison of *in vitro* to *in vivo* data. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1986; 12(4): 617-24.
12. Karlsson B, Lax I, Soderman, M. Factors influencing the risk for complications following Gamma Knife radiosurgery of cerebral arteriovenous malformations. *Radiother Oncol.* 1997; 43(3): 275-80.
13. Stenerlow B, Carlsson J, Blomquist E, Erixon K. Clonogenic cell survival and rejoining of DNA double-strand breaks: comparisons between three cell lines after photon or He ion irradiation. *Int J Radiat Biol.* 1994; 65(6): 631-9.

#### THE INFLUENCE OF THE TECHNICAL PARAMETERS OF THE SRS PLANS ON THE DOSIMETRIC AND RADIOBIOLOGIC EVALUATION

I.R. Sagov<sup>1,2</sup>, Ya.N. Sutygina<sup>1,3</sup>, E.S. Sukhikh<sup>1,3</sup>

<sup>1</sup> National Research Tomsk Polytechnic University, Tomsk, Russia

<sup>2</sup> The Multidisciplinary Clinical Medical Center "Medical city", Tumen, Russia

<sup>3</sup> Tomsk Regional Oncology Center, Tomsk, Russia

**Background:** The purpose of this study was to evaluate influence of technical parameters on Stereotactic Radiosurgery (SRS) plans on dosimetric evaluation.

**Materials and methods:** There were considered and selected two patients who had brain tumors and had been treating in Tomsk Regional Oncology Center. All treatment plans were simulated using the Monaco treatment planning system v 5.11 (Elekta Instrument AB, Stockholm) on the Elekta Synergy linac with photon beam nominal energy 6 MV.

For study there were created several plans with different technical parameters (number of arcs, increment, gantry angle, collimator angle, couch angle, minimum segment width).

Each plan was evaluated by metrics such as Conformal, Homogeneity and Gradient indexes.

**Results:** If we use a large increment value it may create few sectors and which can produce low quality plans, and increase treatment time, otherwise if we use a too small increment value it will give us more sectors and they can increase the quality of the plan.

The dose which was measured with higher MSW showed to us better agreement with the calculated dose.

**Conclusion:** It is valuable to carefully select technical parameters. The use of rigid increment value, segment width or increasing number of arcs can make plans have lower quality and to rise time of treatment.

**Key words:** radiation therapy, stereotactic radiosurgery, linear accelerator, technical parameters, dosimetric evaluation, radiobiologic models

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