DOI:10.33266/1024-6177-2026-71-6-141-148

Ж.Ж. Смирнова, Д.Ю. Бобров, А.А. Завьялов

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ ДОЗИМЕТРИЧЕСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ СТЕРЕОТАКСИЧЕСКОЙ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ НА ПЛАТФОРМЕ TRUEBEAM С MLC120: ДВУХЛЕТНИЙ ОПЫТ

Федеральный медицинский биофизический центр им. А.И. Бурназяна ФМБА России, Москва

Контактного лица: Жаннета Жамильевна Смирнова, e-mail: smirnova_zhanneta@mail.ru

РЕФЕРАТ

Цель: Провести сравнительный анализ дозиметрических показателей планов стереотаксической лучевой терапии (СЛТ), реализованных на линейном ускорителе TrueBeam с коллиматором Millennium MLC 120, с опубликованными результатами для современных стереотаксических платформ.
Материал и методы: В ретроспективное исследование включены данные 51 пациента с доброкачественными интракраниальными новообразованиями (32 менингиомы, 19 неврином), пролеченных в период 2024–2026 гг. Для каждого плана рассчитаны индекс конформности по Паддику (PCI), индекс гомогенности (HI), индекс градиента дозы (GI), а также проведен анализ покрытия мишени по параметру CO (coverage). Выполнен статистический анализ соответствия полученных значений критерию покрытия ≥ 95%. Выполнен литературный поиск для сравнения с опубликованными данными для стереотаксических систем на основе линейного ускорителя.
Результаты: Медианы PCI по группам составили 0,87–0,88 , GI – 3,88–6,0, HI – 14,69–15,40%. Значения PCI сопоставимы с опубликованными данными мультицентрового исследования Paddick et al (2023 г.) (PCI 0,722–0,894); медианы GI в группах трёх и пяти фракций находились в пределах опубликованного диапазона средних значений GI (3,52–5,08), тогда как в группе одной фракции медиана была выше. Анализ покрытия показал, что медиана CO для всей когорты составила 98,6% (97,4; 99,4) (диапазон 83,3–100,0%), что статистически значимо выше референсного значения 95% ($p < 0,001$). Доля планов, соответствующих критерию CO ≥ 95%, составила 94,1% (48 из 51). Дозовые ограничения НуТЕС и AAPM TG-101 соблюдались с клинически обоснованными индивидуальными отступлениями.
Вывод: Платформа TrueBeam с коллиматором MLC 120 обеспечивает достижение дозиметрических показателей, соответствующих современным международным стандартам и сопоставимых с данными для специализированных стереотаксических систем. Полученные результаты подтверждают возможность применения стереотаксической системы лучевой терапии на основе линейного ускорителя TrueBeam MLC 120 в рутинной клинической практике для лечения доброкачественных интракраниальных новообразований.

Ключевые слова: *стереотаксическая лучевая терапия, TrueBeam, MLC120, индекс конформности, индекс гомогенности, индекс градиента дозы, менингиомы, невриномы.*

Для цитирования: Смирнова Ж.Ж., Бобров Д.Ю., Завьялов А.А. Сравнительный анализ дозиметрических показателей стереотаксической лучевой терапии на платформе TrueBeam с MLC120: двухлетний опыт // Медицинская радиология и радиационная безопасность. 2026. Т. 71. № 6. С. 141–148. DOI:10.33266/1024-6177-2026-71-6-141-148

DOI:10.33266/1024-6177-2026-71-6-141-148

Zh.Zh. Smirnova, D.Yu. Bobrov, A.A. Zavialov

Comparative Analysis of Dosimetric Parameters in Linac-based Stereotactic Radiotherapy Platform TrueBeam MLC120: a Two-Year Experience

A.I. Burnazyan Federal Medical Biophysical Center, Moscow, Russia

Contact person: Zh.Zh. Smirnova, e-mail: smirnova_zhanneta@mail.ru

ABSTRACT

Purpose: The purpose of this study was to compare dosimetric parameters of stereotactic radiotherapy (SRT) plans performed on linac-based SRS platform TrueBeam MLC120 with published results for contemporary stereotactic platforms.
Material and methods. In this retrospective study 51 treatment plans from patients with benign intracranial neoplasms (32 meningiomas, 19 neurinomas) treated between 2024 and 2026 were evaluated. For each plan, the following were analyzed: Paddick Conformity Index (PCI), Homogeneity Index (HI), Gradient Index (GI) and target coverage (CO). Statistical analysis of compliance with the ≥ 95% coverage criterion was performed.
Results. Median PCI ranged from 0.87 to 0.88, GI from 3.88 to 6.0, HI from 14.7% to 15.4%. The median CO for the entire cohort was 98.6% (97.4; 99.4) (range 83.3 – 100.0%). The proportion of plans meeting the CO ≥ 95% criterion was 94.1% (48 out of 51). Dose constraints for critical structures were met, with clinically justified individual exceptions.
Conclusion: The TrueBeam SRS platform with an MLC120 collimator achieves dosimetric parameters that meet contemporary international quality criteria. These results support the use of this platform in routine clinical practice for the treatment of benign intracranial neoplasms.

Keywords: *stereotactic radiation therapy, TrueBeam, MLC120, conformity index, homogeneity index, dose gradient index, meningiomas, neurinomas.*

For citation: Smirnova ZhZh, Bobrov DYu, ZavialovAA. Comparative Analysis of Dosimetric Parameters in Linac-based Stereotactic Radiotherapy Platform TrueBeam MLC120: a Two-Year Experience. Medical Radiology and Radiation Safety. 2026;71(6):141–148. DOI:10.33266/1024-6177-2026-71-6-141-148

Введение

Стереотаксическая лучевая терапия (СЛТ), в частности стереотаксическая радиохирургия, являются методами неинвазивного вмешательства при лечении интракраниальных новообразований. Данный вид лечения особенно эффективен при доброкачественных опухолях, таких как менингиомы и невриномы (шванномы), в случаях труднодоступности и анатомической близости очагового образования к жизненно-важным областям здорового мозга [1–7].

Впервые стереотаксические методы лечения были реализованы в 1968 г. на аппарате «Гамма-нож» (на основе источников излучения Co-60), разработанном специально для этих целей Ларсом Лекселлом в Каролинском институте (Стокгольм, Швеция) [8, 9]. Позже, в 1990-е годы был разработан аппарат «Кибер-нож», представляющий собой компактный линейный ускоритель на роботизированной руке, позволяющий проводить стереотаксическую лучевую терапию интракраниальных образований без жесткой фиксации [10]. Российский опыт применения этих систем также подтвердил их эффективность и безопасность при лечении пациентов с вестибулярными шванномами и менингиомами сложной локализации [11–19].

Одновременно с развитием медицинских технологий возможность проведения стереотаксической лучевой терапии стала возможной и на универсальных линейных ускорителях. Высокая воспроизводимость положения пациента, использование многолепестковых коллиматоров с различной шириной лепестков, а также интеграция с системами рентгеновского контроля положения мишени в реальном времени обеспечивают точное подведение высокой дозы к очагу с резким ее спадом за его пределами [21–23]. В данной работе рассматривается установка Varian TrueBeam, оснащенная многолепестковым коллиматором Millennium 120 с шириной лепестков 5 мм в центральной зоне. Данная комплектация представляет собой стандартное решение для большинства клинических задач и позволяет реализовывать модулированные техники облучения с субмиллиметровой точностью для проведения стереотаксических процедур, несмотря на то, что в подобных случаях часто рекомендуются системы с высокоточными коллиматорами (HD-коллиматоры с лепестками 2,5 мм в центральной зоне) или роботизированные установки [24–28].

Цель настоящего исследования – комплексный сравнительный анализ ключевых дозиметрических параметров планов СЛТ, реализованных на платформе TrueBeam с универсальным коллиматором MLC 120 на примере лечения доброкачественных интракраниальных опухолей, относительно опубликованных данных исследования 2023 г., проведенного Paddick et al для современных стереотаксических систем с целью оценки возможностей современного оборудования [22].

Материал и методы

Характеристика пациентов

В ретроспективное исследование включены данные 51 пациента с доброкачественными интракраниальными новообразованиями (менингиомы, невриномы), получивших курс СЛТ на линейном ускорителе Varian TrueBeam MLC 120 в период с марта 2024 г. по март 2026 г. Из них 32 пациента с менингиомами и 19 пациентов с невриномами. Форма, размер, границы и расположение новообразования определялись по совмещенным изображениям, полученным с помощью компьютерной томографии (КТ) (Toshiba Aquilion 64, толщина среза 1 мм) и магнитно-резонансной томографии (МРТ, GE Signa Arhitech, 3 Тл) с контрастным усилением высокого разрешения [31, 32]. Для обеспечения высокой воспроизводимости положения пациента применялась термопластическая маска с системой фиксации Encompass™ [33–35].

Определение объемов облучения

Оконтуривание объема очага проводилось в соответствии с рекомендациями Международной комиссии по радиационным единицам и измерениям (ICRU – International Commission on Radiation Units and Measurements), изложенным в отчете ICRU 91 «Prescribing, Recording, and Reporting of Stereotactic Treatments with Small Photon Beams»[30].

Объем опухоли GTV (Gross Tumor Volume – видимый объём опухоли) определялся как область патологического накопления контрастного вещества на МРТ.

Клинический объем мишени CTV (Clinical Target Volume – объём, содержащий субклиническое распространение опухоли) приравнивался к GTV.

Планируемый объем мишени PTV (Planning Target Volume – геометрическое расширение CTV, учитывающее погрешности укладки пациента и интрафракционное движение) формировался путем добавления изотропного отступа в 1 мм от GTV [36, 37]. Все структуры оконтуривались с использованием режима высокого разрешения (High Resolution) в системе планирования Eclipse.

Критические структуры и протоколы ограничения доз

В качестве органов риска (OAR – Organ at Risk) оконтуривались ствол мозга, хиазма, зрительные нервы, улитка, слуховой проход, хрусталики, а также здоровый головной мозг (объем мозга за вычетом GTV) [38]. Допустимые дозовые нагрузки на OAR определялись на основе актуальных международных рекомендаций и представлены в табл. 1 [39–43].

Дозиметрические показатели качества планов

Для количественной оценки степени соответствия объема, получающего предписанную дозу, объему мишени, в настоящем исследовании использовался индекс конформности по Паддику (Paddick Conformity Index, PCI) [44]. Данный показатель является усовершенствованным ранее предложенного индекса радиационной онкологической группой (RTOG – Radiation Therapy Oncology Group), который определялся как отношение объема тканей, получающих дозу $D \geq D_{pr}$ к объему мишени (формула 1), и не учитывал степень перекрытия между этими объемами [22, 44].

$$CI_{RTOG} = V_{pr} / TV, \quad (1)$$

где D_{pr} – предписанная доза, V_{pr} – объем тканей с $D \geq D_{pr}$, TV – объем мишени.

Индекс Паддика учитывает не только абсолютные объемы, но и степень пространственного совпадения между объемом, получающим предписанную дозу (TV_{pr}), и объемом мишени, и рассчитывается по формуле:

$$PCI = TV_{pr}^{2} / (V_{pr} \times TV). \quad (2)$$

Таблица 1

Целевые ограничения доз на критические структуры

OAR dose constraints

Структура	Допустимое значение		
	1 фракция	3 фракции	5 фракций
Оптический путь	V 8 Гр < 0,2 см³ [39)] D_{max} < 8 Гр [43], D_{max} < 10–12 Гр [39, 43]	V 15,3 Гр < 0,2 см³ [39, 43], D_{max} < 17,4 Гр [39, 43] D_{max} < 10,5 Гр [43] D_{max} < 20 Гр [41, 43]	V 23 Гр < 0,2 см³ [39, 43], D_{max} < 25 Гр [39, 43], D_{max} < 15 Гр [43]
Улитка	D_{max} < 9 Гр [39, 43], D_{max} < 6 Гр [43]	D_{max} < 14,4 Гр [39, 43]	D_{max} < 22 Гр [39, 43]
Ствол мозга	V10 Гр < 0,5 см³ [39, 43] D_{max} < 15 Гр [39, 43], D_{max} < 10–12 Гр [43], $D_{0.035cc}$ < 10–15 Гр [40]	V 15,9 Гр < 0,5 см³ [39, 43], D_{max} < 23,1 Гр [39, 43], D_{max} < 24 Гр [43] $D_{0.035cc}$ < 18–23,1 Гр [40]	V 23 Гр < 0,5 см³ [39, 43] V 30 Гр < 5% [43], D_{max} < 31 Гр [39, 43] $D_{0.035cc}$ < 23–31 Гр [40]
Здоровый мозг	V 10 Гр < 10 мл [43], V 12 Гр < 5–10 мл [43], V 12 Гр < 7,9–8,5 мл [43], V 12 Гр ≤ 5 мл [43], V 12 Гр < 10–15 сс [42] (включая мишень), $D_{50\%}$ < 5 Гр (Brain-GTV) [42]	V 20 Гр ≤ 20 мл [42, 43], V 23,1 Гр < 7 мл [43], V 14 Гр < 7 см³ [42]	V 24 Гр ≤ 20 мл [43], V 28,8 гр < 3–7 мл [43], D_{20cc} < 24 Гр [42]
Линза	$D_{0.035cc}$ < 1,5 Гр [42]	–	

Для характеристики скорости спада дозы за пределами мишени для оценки сохранения здоровых тканей при стереотаксическом лечении [45] использовался индекс градиента дозы (Gradient Index, GI), определяемый как отношение объема тканей, получающих 50% предписанной дозы, к объему, получающему 100% предписанной дозы:

$$GI = V_{pr/2} / V_{pr}, \quad (3)$$

где V_{pr} – объем тканей с $D \geq D_{pr}$; $V_{pr/2}$ – объем тканей с $D \geq D_{pr/2}$. Меньшие значения GI указывают на более крутой градиент дозы и лучшее сохранение нормальных тканей [45, 46]. Значения GI сопоставляли с опубликованными результатами для современных стереотаксических платформ, которые находятся в диапазоне 3,52–5,08 в зависимости от объема мишени [24, 45], при этом для мишеней малого объема (< 2 см³) допустимы более высокие значения [46].

Для оценки гомогенности дозы внутри облучаемого объема в данном исследовании выбран показатель, который наиболее чувствителен к перепадам дозы внутри мишени, рассчитываемый по формуле [20, 47]:

$$HI = \frac{D_{5\%} - D_{95\%}}{D_{pr}} \times 100\%, \quad (4)$$

где $D_{5\%}$ – доза, покрывающая 5% объема PTV, $D_{95\%}$ – доза, покрывающая 95% объема PTV, D_{pr} – предписанная доза. Индекс HI использовали для количественной оценки неоднородности дозового распределения внутри PTV.

Качество покрытия мишени оценивалось как отношение объема мишени, получающего предписанную дозу (TVpr), к ее общему объему TV [22]:

$$CO = (\frac{TV_{pr}}{TV}) \times 100\%. \quad (5)$$

Для стереотаксических планов при облучении доброкачественных новообразований рекомендуется покрытие не менее 95% объема PTV предписанной дозой [22].

Подготовка планов лечения

Планирование СЛТ осуществлялось в системе Eclipse v.16.1 для платформы Varian TrueBeam с многолепестковым коллиматором Millennium 120 и номинальной энергией фотонного пучка 6 МэВ без сглаживающего фильтра. Все расчеты выполнялись объёмно-модулированными ротационными техниками VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy) и алгоритмом Acuros XB™ с сеткой расчета 1,0–1,25 мм [48–50]. Для минимизации областей низких доз выбор геометрии и количества арок осуществлялся индивидуально [49]. При латеральных образованиях приоритет отдавался ипсилатеральным направлениям. Преимущественно использовались некомпланарные дуги с ротацией стола для улучшения градиента дозы [26, 29].

Для формирования резкого градиента дозы при оптимизации применялись два кольца подавления вокруг PTV и встроенный инструмент Normal Tissue Objective (NTO) [24].

В большинстве случаев план считался приемлемым, если 100% объема GTV получало 100% предписанной дозы ($D_{100\%}$ = 100% для GTV). В качестве дополнительной оценки качества плана оценивался критерий покрытия PTV $D_{98\%} \geq 100\%$ от предписанной дозы [30, 36]. Такой подход, в соответствии с ICRU 91 [30], предполагает наличие зон с дозой, превышающей предписанную (до 110–120% от D_{pr}), что является допустимой гетерогенностью для стереотаксических планов [40]. В случаях критической близости опухоли к OAR приоритет отдавался сохранению функции органа, даже если это приводило к неполному покрытию части PTV.

Предписанная суммарная доза для неврином варьировалась в пределах 13–25 Гр, для менингиом – 13–27,5 Гр, количество фракций подбиралось индивидуально в зависимости от объема образования и его расположения относительно критических структур и составляло 1, 3 или 5 фракций за курс [13, 40, 41].

Лечение проводилось под контролем независимой системы визуализации ExacTrac (Brain Lab) [20, 33].

Верификация планов и контроль качества

Все планы лечения проходили предлучевую дозиметрическую верификацию с помощью матрицы детекторов SRS MapCheck (Sun Nuclear Corp., США) [46, 51–54]. Из-за наличия некомпланарных дуг, которые невозможно измерить при реальном угле стола ввиду конструктивных особенностей фантома, расчет и вери-

фикация плана проводились в нулевом положении стола. Смещение изоцентра при повороте стола дополнительно проверялось с помощью теста Winston–Lutz [55, 56]. Анализ результатов дозиметрической верификации проводился с использованием гамма-анализа [57, 58]. План считался клинически приемлемым при прохождении критерия 2%/1 мм с порогом отсечения низких доз 20% для ≥ 90% точек [46, 54].

Статистический анализ

Проверка нормальности распределения данных выполнена с использованием теста Шапиро–Уилка. Распределение части дозиметрических параметров не соответствовало нормальному (p<0,05). Данные представлены в виде медианы и квартилей (Me (Q_1; Q_3)), а также минимального и максимального значений (min–max). Для проверки превышения медианы CO над референсным значением 95% использовали точный односторонний биномиальный тест.

Результаты

Характеристика пациентов и планов

В исследование включены 51 пациент с доброкачественными интракраниальными новообразованиями, пролеченными в период с марта 2024 по март 2026 гг. (32 менингиомы, 19 неврином). Лечение проводилось в режимах 1, 3 или 5 фракций. Облучаемый объем варьировался от 0,3 до 24,4 см³ (табл. 2).

Дозовые нагрузки на критические структуры

Во всех случаях дозовые ограничения на критические структуры были соблюдены, кроме тех, где превышения были клинически обоснованы исходной утратой слуха и приоритетом максимального покрытия мишени. В подгруппе неврином с интимным прилежанием к улитке при сохранном слухе доза на улитку не превышала допустимый порог (табл. 3).

Дозиметрические показатели качества планов

Рассчитанные дозиметрические параметры (PCI, GI, CO%) сопоставимы с опубликованными данными для стереотаксических систем на основе линейных ускорителей (табл. 4).

Таблица 2

Характеристика пациентов и планов лечения

Patients

Параметр	1 фракция (n = 8)	3 фракции (n = 26)	5 фракций (n = 17)
Менингиомы, n	5	17	11
Невриномы, n	3	10	6
Объем PTV, см³ (Me (Q_1; Q_3))	1,45 (0,82; 2,14) (0,66–2,8)	3,15 (2,0; 6,7) (0,3–13,1)	8,1 (4,6; 16,7) (2,9–24,4)
Предписанная доза, Гр (Me (Q_1; Q_3))	13,0–16,0	18–21	25–27,5

Таблица 4

Дозиметрические показатели качества планов

Dosimetric quality parameters of treatment plans

Параметр	Режим, фр	Полученные данные	Диапазон	Литературные данные
PCI	1	0,876 (0,855; 0,906)	(0,818–0,920)	0,722–0,894 [22]
	3	0,868 (0,849; 0,893)	(0,613–0,921)	
	5	0,882 (0,810; 0,916)	(0,750–0,941)	
GI	1	6,00 (4,83; 6,35)	(4,59–8,63)	3,52–5,08 [22]
	3	4,49 (3,59; 5,00)	(3,33–6,72)	
	5	3,88 (3,49; 4,15)	(2,91–4,62)	
HI, %	1	14,69 (11,68; 16,44)	(10,91–17,76)	–
	3	14,99 (12,08; 17,14)	(9,95–25,37)	
	5	15,40 (14,48; 18,90)	(8,09–20,53)	
CO, %	1	98,04 (96,89; 98,90)	(96,67–99,52)	≥ 95 % [22]
	3	98,73 (97,50; 99,24)	(83,33–100,00)	
	5	99,01 (97,57; 99,72)	(95,00–100,00)	
	Все	98,62 (97,37; 99,41)	(83,33–100,00)	

Клинически обоснованные компромиссы в подгруппе неврином

В группе неврином, пролеченных за 3 фракции, в зависимости от исходного функционального статуса слуха и анатомической близости опухоли к улитке выделены три подгруппы планирования. В подгруппе с сохранным слухом (интимное прилежание к улитке) наблюдалось ожидаемое снижение покрытия мишени при соблюдении дозовых ограничений на улитку. В случае исходного снижения или утраты слуха приоритетом являлось максимальное покрытие мишени (табл. 5).

Таблица 3

Дозовые нагрузки на критические структуры

Dose constraints – actual doses

Критическая структура	Режим фракционирования, фр	n	Целевой параметр	Допустимая доза (39–41, 43)	Фактическая доза (Me (Q_1; Q_3))	Диапазон	Доля с превышением, n, %
Ствол мозга	1	5	D_{max}, Гр	< 12–15	4,25 (1,65; 10,50)	(1,24–13,73)	0 (0%)
	3	23	D_{max}, Гр	< 23,1	18,40 (6,94; 20,25)	(3,05–22,09)	0 (0%)
	5	13	D_{max}, Гр	< 31	24,59 (7,67; 25,77)	(6,33–26,86)	0 (0%)
Здоровый мозг	1	8	V12, см³	< 7–10	0,19 (0,12; 2,89)	(0.00–4,41)	0 (0%)
	3	26	V20, см³	< 20	0,92 (0,07; 2,58)	(0,00–5,15)	0 (0%)
	5	17	V24, см³	< 20	3,12 (2,58; 7,83)	(1,19–10,83)	0 (0%)
Улитка (сохранение слуха)	1	1	D_{max}, Гр	< 4–5	2,41	–	0 (0%)
	3	4	D_{max}, Гр	< 14,4	10,53 (5,50; 13,42)	(2,92–13,85)	0 (0,0%)
	5	4	D_{max}, Гр	< 22	19,01 (18,18; 20,15)	(17,45–21,18)	0 (0,0%)
Улитка (снижение или утрата слуха)	3	6	D_{max}, Гр	нет ограничений	18,56 (18,4; 18,74)	(16,04 – 19,50)	6 (100,0%)*
	5	2	D_{max}, Гр	нет ограничений	26,84 (26,16; 27,52)	(26,16 – 27,52)	2 (100,0%)*
Оптический путь	3	11	D_{max}, Гр	< 17,4	6,53 (3,03; 13,64)	(0,96–15,63)	0 (0%)

Примечание: * – превышения допустимой дозы обусловлены сознательным клиническим компромиссом в случаях, где приоритетом было максимальное покрытие мишени при исходной утрате слуха

Таблица 5

Клинически обоснованные компромиссы в подгруппе неврином (3 фракции)

Clinically justified compromises in the neuroma subgroup (3 fractions)

Подгруппа	*n*	D_{max} улитки, Гр (Me (Q_1; Q_3))	Покрытие CO, % (Me (Q_1; Q_3))
Сохранение слуха (интимно к улитке, слух сохранен)	2	13,4 (12,98; 13,85)	89,7 (83,3; 96,1)
Утрата слуха (интимно к улитке, слух утрачен)	6	18,5 (18,4; 18,7)	99,5 (99,3; 100,0)
Без риска (не интимно к улитке)	2	5,5 (2,92; 8,07)	97,4 (97,3; 97,5)

Статистический анализ покрытия мишени по критерию из работы Paddick et al (2023) [22]

Для оценки качества покрытия мишени проведён анализ соответствия полученных значений CO критерию ≥ 95 %. Медиана CO в общей когорте составила 98,6 % (97,4; 99,4). Результаты представлены в табл. 6, графическое распределение значений CO по группам фракционирования показано на рис. 1. Во всех группах медиана CO превышает 95%. Выбросы: CO = 83,3%, 93,0% и 94,3% в группе 3 фракций (одна невринома с интимным прилежанием к улитке и две менингиомы с интимным прилежанием к стволу мозга).

Обсуждение

В настоящем исследовании представлен двухлетний опыт применения стереотаксической лучевой терапии на линейном ускорителе Varian TrueBeam с многолепестковым коллиматором Millennium 120 (MLC120) на примере лечения доброкачественных интракраниальных новообразований (менингиомы, невриномы).

Полученные результаты сопоставимы с данными мультицентрового исследования Paddick et al (2023) [22], в котором 28 мишеней (объемом от 0,02 до 7,2 см³) были протестированы на различных стереотаксических платформах, включая Gamma Knife Icon, CyberKnife S7, Brainlab Elements на Varian TrueBeam и Varian Edge с HyperArc. Как показано в табл. 4, значения индекса конформности (PCI = 0,87–0,88), сопоставимы с опубликованными данными (PCI 0,722–0,894) [22]. Медианы GI в группах трёх и пяти фракций составили 4,49 и 3,88 соответственно и находились в пределах диапазона средних значений, опубликованных для различных стереотаксических платформ (3,52–5,08) [22]. В группе одной фракции медиана GI составила 6,00 и была выше указанного диапазона. Более высокая медиана GI в этой группе наблюдалась при меньшем объёме мишеней: медиана PTV составила 1,45 см³ против 3,15 и 8,1 см³ в группах трёх и пяти фракций соответственно, что следует учитывать при интерпретации различий. Медианы индекса гомогенности HI в группах с одной, тремя и пятью фракциями составили 14,69%, 14,99% и 15,4% соответственно.

Ключевым результатом работы является анализ соответствия критерию покрытия. Медиана CO в нашей ко-

Таблица 6

Статистический анализ покрытия мишени

Statistical analysis of target coverage

Режим фракционирования	*n*	CO, % объёма PTV (Me (Q_1; Q_3))	Диапазон	*p*-value*	Доля планов с CO, % ≥ 95%, *n* (%)
1 фракция	8	98,04 (96,89; 98,90)	96,7–99,52	0,00391	8 (100%)
3 фракции	26	98,73 (97,50; 99,24)	83,3–100,0	< 0,001	23 (88,5%)
5 фракций	17	99,01 (97,57; 99,72)	95,0–100,0	< 0,001	17 (100%)
Все пациенты	51	98,62 (97,37; 99,41)	83,3–100,0	< 0,001	48 (94,1%)

Примечание: * – *p*-value рассчитан точным односторонним биномиальным тестом (тестовая медиана = 95%). Критический уровень значимости принят равным $p < 0,05$. Статистический анализ выполнен в Python (scipy.stats.binomtest)

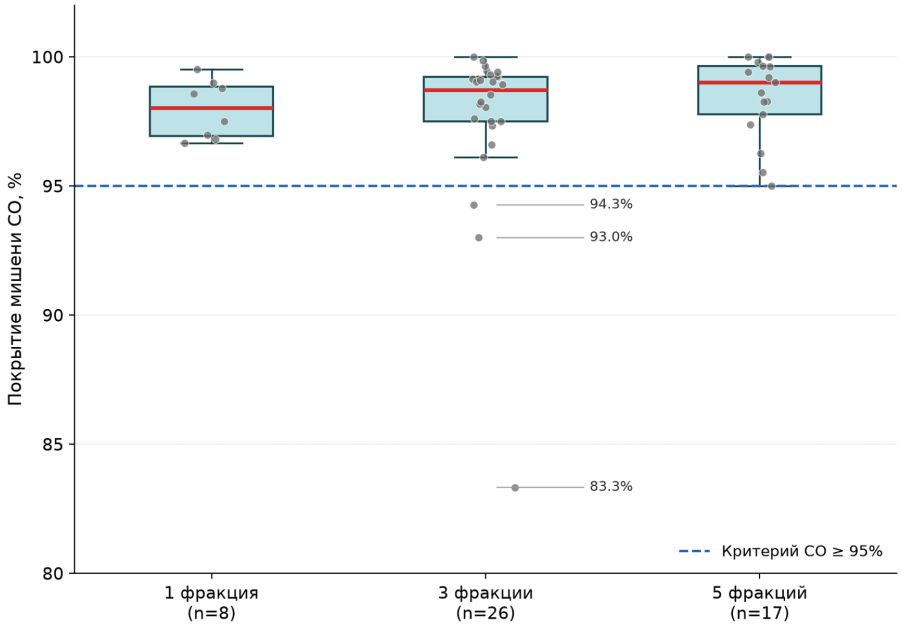


Рис. 1. Распределение покрытия мишени (CO, %) по группам фракционирования.
Для каждой группы показаны: медиана (красная линия), межквартильный размах (ящик), диапазон (усы) и выбросы (серые точки). Синяя пунктирная линия обозначает критерий CO ≥ 95%

Fig. 1. Distribution of target coverage (CO, %) by fractionation groups.
For each group, the following are shown: median (red line), interquartile range (box), range (whiskers), and outliers (grey dots). The blue dashed line indicates the CO ≥ 95% criterion

горте составила 98,6 % и статистически значимо превышала пороговое значение 95% ($p < 0,001$). Доля планов, соответствующих данному критерию, достигла 94,1% (48 из 51 пациента).

Использование техники VMAT и пучка без сглаживающего фильтра позволяет «подтянуть» изодозу 100% к сложным контурам GTV, достичь полного его покрытия и одновременно сформировать резкий градиент дозы на границе с органами риска. Данный подход направлен на обеспечение того, что ни один участок опухолевой ткани не получит дозу ниже предписанной, что критически важно для обеспечения локального контроля при лечении доброкачественных, но потенциально прогрессирующих новообразований.

Закономерным следствием такого подхода является наличие областей, где доза превышает 100% от предписанной. Такая гетерогенность распределения дозы является характерной особенностью высокоточных методов стереотаксического облучения [30]. Наличие дозовых «горячих пятен» в центральных отделах мишени может способствовать повышению локального контроля за счет увеличения биологически эффективной дозы в наиболее резистентных участках опухоли. При этом степень гетерогенности контролируется с помощью индекса гомогенности (HI). Важно отметить, что риск радиационного некроза здоровой ткани головного мозга в первую очередь определяется объемом ткани, получившим 12 Гр, 20 Гр, 24 Гр (V_{12}, V_{20}, V_{24}) для 1-ой, 3-х и 5-и фракций соответственно. Объем здорового мозга, получивший высокие дозы (V_{12}, V_{20}, V_{24}), был ниже принятых в настоящем исследовании пределов во всех режимах фракционирования.

Дозовые нагрузки на остальные критические структуры (ствол мозга, зрительный путь) также не превышали допустимых пределов, установленных HyTEC [41] и AAPM TG-101 [40], кроме клинически обоснованных индивидуальных случаев. В подгруппе невринном с сохранным слухом доза на улитку (D_{max} = 13,85 Гр для 3 фракций) не превышала допустимый порог 14,4 Гр [39, 43].

Заключение

Представленный в данном исследовании двухлетний опыт применения стереотаксической лучевой терапии на основе линейного ускорителя для лечения доброкачественных интракраниальных новообразований (менингиомы, невриномы) подтверждает качество планирования на платформе TrueBeam с коллиматором MLC120, сопоставимое с современными стереотаксическими системами.

Полученные данные свидетельствуют о том, что платформа TrueBeam с MLC120 позволяет стабильно достигать высокого уровня покрытия мишени и дозиметрических показателей, сопоставимых с опубликованными данными для специализированных стереотаксических систем. Результаты подтверждают возможность применения данной платформы в рутинной клинической практике для лечения доброкачественных интракраниальных новообразований.

Важным аспектом работы является дифференцированный подход к подготовке планов лечения в зависимости от исходного функционального статуса пациента. В подгруппе невринном с сохранным слухом приоритетом являлось соблюдение дозовых ограничений на улитку даже ценой снижения покрытия мишени. Данный подход соответствует рекомендациям EANO (2020) [31] и Timmerman (2022) [39].

Исследование имеет ряд ограничений: ретроспективный дизайн, относительно небольшой размер выборки (n=51) и отсутствие прямого сравнения с планами, выполненными на других стереотаксических системах в рамках одного учреждения.

СПИСОК ИСТОЧНИКОВ / REFERENCES

1. Palička M., de Jong A.M., David S., Rybář M., Jackaninová J., Knybel L., Reguli Š., Blažek T., Tomoszková S., Verhoeff J.J.C., Cvek J. Incidence of Radiation Necrosis Following Different Radiotherapy Fractionation Schedules for Intracranial Meningiomas. Strahlenther Onkol. 2026 Apr;202;4:380-388. Doi: 10.1007/s00066-025-02432-w.
2. Hajikarimloo B., Tos S.M., Mohammadzadeh I., Hemmati S., Savedkoohi A., Diyanati M., Akbarzadeh D., Alvani M.S., Hezaveh E.B., Hashemi R., Habibi M.A. Efficacy and Safety of Stereotactic Radiosurgery for Large Meningiomas: a Comprehensive Systematic Review and Meta-Analysis. J Clin Neurosci. 2025 Aug;138:111384. Doi: 10.1016/j.jocn.2025.111384. Epub 2025 Jun 11. PMID: 40505253.
3. Lesueur P., Joly F., Clarisse B., Lequesne J., Stefan D., Balosso J., Lange M., Thureau S., Capel A., Castera M., Legrand B., Goliot N., Grellard J.M., Tessonnier T., Castel H., Valable S. Neurocognitive Impact of Different Irradiation Modalities for Patients with Grade I-II Skull Base Meningioma: a Prospective Multi-Arm Cohort Study (CANCER COG). Radiat Oncol. 2025 Jan 29;20;1:16. Doi: 10.1186/s13014-025-02591-1. Erratum in: Radiat Oncol. 2025 Apr 29;20(1):67. Doi: 10.1186/s13014-025-02650-7. PMID: 39881369; PMCID: PMC11781042.
4. Hollosi N.A., Reimers J.L., Santacroce A., Fürweger C., Kufeld M., Bruynzeel A.M.E., Verhoeff J.J.C., Muacevic A., Shih H.A., Ehret F. Reirradiation with Stereotactic Radiosurgery for Vestibular Schwannomas - a Systematic Review and Meta-Analysis. Clin Transl Radiat Oncol. 2025 Jun 4;54:100989. Doi: 10.1016/j.ctro.2025.100989. PMID: 40761290; PMCID: PMC12320082.
5. Kalogeridi M.A., Kougioumtzopoulou A., Zygogianni A., Kouloulias V. Stereotactic Radiosurgery and Radiotherapy for Acoustic Neuromas. Neurosurg Rev. 2020 Jun;43;3:941-949. Doi: 10.1007/s10143-019-01103-6. Epub 2019 Apr 13. PMID: 30982152.
6. Hallak H., Morshed R.A., Pais A., Metzler A.R., Sheehan J.P., Kshettry V.R., Van Gompel J.J., Link M.J., Peris-Celda M. Microsurgical Resection Versus Stereotactic Radiosurgery for Trigeminal Schwannoma: a Meta-Analysis of 949 Patient Treatment Outcomes. Neurosurgery. 2025 Mar 13;97;3:545-558. Doi: 10.1227/neu.0000000000003391. PMID: 40079586.
7. Tzikoulis V., Gkantaifi A., Alongi F., Tsoukalas N., Saraireh H.H., Charalampakis N., Tzikoulis G., Andreou E., Tsapakidis K., Kardamakis D., Tsanadis K., Kyrgias G., Tolia M. Benign Intracranial Lesions - Radiotherapy: an Overview of Treatment Options, Indications and Therapeutic Results. Rev Recent Clin Trials. 2020;15;2:93-121. Doi: 10.2174/1574887114666191111100635. PMID: 31713498.
8. Flannery T., Poots J. Gamma Knife Radiosurgery for Meningioma. Prog Neurol Surg. 2019;34:91-99. Doi: 10.1159/000493054. Epub 2019 May 16. PMID: 31096250.
9. Kondziolka D., Golfinos J.G. Gamma Knife Radiosurgery for Vestibular Schwannomas. Handb Clin Neurol. 2025;212:259-266. Doi: 10.1016/B978-0-12-824534-7.00007-X.
10. Javadnia P., Bahadori A.R., Ghanaatpisheh A., Dahaghin S., Rajabi M., Davari A., Sheikhvatan M., Ranji S., Shafiee S., Tafakhori A. The Safety and Efficacy of Robotic Radiosurgery and Radiotherapy in the Management of Skull Base Tumors: a Systematic Review and Meta-Analysis. Neurosurg Rev. 2025 Jan 10;48;1:39. Doi: 10.1007/s10143-025-03177-x. PMID: 39792270.
11. Галкин М.В., Голанов А.В., Золотова С.В., Горлачев Г.Е., Антипина Н.А., Козлов А.В., Подопригора А.Е. Ранние результаты облучения интракраниальных менингиом с применением аппарата кибернож // Вопросы нейрохирургии. Журнал им. Н.Н.Бурденко. 2012. Т.76. №1. С. 21-29 [Galkin M.V., Golanov A.V., Zolotova S.V., Gorlachev G.Ye., Antipina N.A., Kozlov A.V., Podoprigora A.Ye. Early Results of Irradiation of Intracranial Me-

ningiomas Using the CyberKnife Apparatus. *Voprosy Neyrokhirurgii. Zhurnal im. N.N.Burdenko* = Burdenko's Journal of Neurosurgery. 2012;76;1:21-29 (In Russ.)].
12. Важенин А.В., Галямова Ю.В., Лукина Е.Ю., Мозерова Е.Я., Новиков Е.В., Калыганова Н.В., Важенин И.А., Чернова О.Н., Озеров Е.А., Попков В.А. Первые результаты работы роботизированной радиохирургической системы «Cyberknife» («Кибернож») в Челябинском окружном клиническом онкологическом диспансере // Вестник Российского научного центра рентгенорадиологии. 2012. Т.4. №11. Ст. t051211 [Vazhenin A.V., Galyamova Yu.V., Lukina Ye.Yu., Mozerova Ye.Ya., Novikov Ye.V., Kalyganova N.V., Vazhenin I.A., Chernova O.N., Ozerov Ye.A., Popkov V.A. First Results of the Work of the Robotic Radiosurgical System «Cyberknife» in the Chelyabinsk District Clinical Oncology Dispensary. *Vestnik Rossiyskogo Nauchnogo Tsentra Rentgenoradiologii* = Bulletin of the Russian Scientific Center of Roentgenology and Radiology. 2012;4;11:Article t051211 (In Russ.)]. URL: http://vestnik.rncrr.ru/vestnik/v11/papers/congr/all_t051211.htm.
13. Голанов А.В., Усачев Д.Ю., Коновалов А.Н. и др. Радиохирургия в лечении нейрохирургических заболеваний (к 20-летию нейрорадиохирургии в России) // Вопросы нейрохирургии им. Н.Н. Бурденко. 2025. Т.89. №6. С. 7–15 [Golanov A.V., Usachev D.Yu., Konovalov A.N., et al. Radiosurgery in the Treatment of Neurosurgical Diseases (on the 20th Anniversary of Neuroradiosurgery in Russia). *Voprosy Neyrokhirurgii im. N.N.Burdenko* = Burdenko's Journal of Neurosurgery. 2025;89;6:7-15 (In Russ.)].
14. Нейрорадиохирургия на Гамма-ноже / Под ред. А.В. Голанова, В.В. Костюченко. М.: Т.А. Алексеева, 2018. 384 с. [*Neyro Radiokhirurgiya na Gamma-Nozhe* = Neuroradiosurgery with Gamma Knife. Ed. A.V. Golanov, V.V. Kostyuchenko. Moscow, T.A. Alekseyeva Publ., 2018. 384 p. (In Russ.)].
15. Ильялов С.Р., Голанов А.В., Банов С.М. Стереотаксическая радиохирургия вестибулярных шванном: эволюция философии лечения // Нейрохирургия. 2024. Т.26. №1. С. 110–122 [Il'yalov S.R., Golanov A.V., Banov S.M. Stereotactic Radiosurgery of Vestibular Schwannomas: Evolution of Treatment Philosophy. *Neyrokhirurgiya* = The Russian Journal of Neurosurgery. 2024;26;1:110-122 (In Russ.)].
16. Ильялов С.Р., Банов С.М., Голанов А.В., Усачев Д.Ю. Неокклюзионная гидроцефалия после радиохирургии вестибулярных шванном // Вестник неврологии, психиатрии и нейрохирургии. 2024. №1. С. 148–155 [Il'yalov S.R., Banov S.M., Golanov A.V., Usachev D.Yu. Non-Occlusive Hydrocephalus after Radiosurgery of Vestibular Schwannomas. *Vestnik Nevrologii, Psikhiatrii i Neyrokhirurgii* = Bulletin of Neurology, Psychiatry and Neurosurgery. 2024;1:148–155 (In Russ.)].
17. Галкин М.В., Вихрова Н.Б., Голанов А.В. и др. ПЭТ/КТ с использованием ^{11}С–метионина при менингиомах // Журнал высшей нервной деятельности им. И.П. Павлова. 2024. Т.74. №1. С. 259–299 [Galkin M.V., Vikhrova N.B., Golanov A.V., et al. PET/CT Using ^{11}C-Methionine in Meningiomas. *Zhurnal Vysshey Nervnoy Deyatel'nosti im. I.P. Pavlova* = I.P. Pavlov Journal of Higher Nervous Activity. 2024;74;1:259-299 (In Russ.)].
18. Серова Н.К., Сергеева Н.А., Пронин И.Н., Галкин М.В., Голанов А.В. Менингиома зрительного нерва: современная стратегия диагностики и лечения // Актуальные вопросы нейрохирургии. Краниоорбитальные процессы: Сборник тезисов Всероссийской научно-практической конф. Москва, 26 января 2024 г. М.: Триада, 2024. С. 33–37 [Serova N.K., Sergeyeva N.A., Pronin I.N., Galkin M.V., Golanov A.V. Meningioma of the Optic Nerve: a Modern Strategy for Diagnosis and Treatment. *Aktual'nyye Voprosy Neyrokhirurgii. Kranioorbital'nyye Protsessy* = Current Issues in Neurosurgery. Cranioorbital Processes. Proceedings of the All-Russian Scientific and Practical Conference. Moscow, January 26, 2024. Moscow, Triada Publ., 2024. P. 33–37 (In Russ.)].
19. Голанов А.В., Коновалов А.Н., Корниенко В.Н. и др. Первый опыт применения установки «Гамма-нож» для радиохирургического лечения интракраниальных объемных образований // Вопросы нейрохирургии. Журнал им. Н.Н. Бурденко. 2007. №1. С. 3–10 [Golanov A.V., Konovalov A.N., Korniyenko V.N., et al. First Experience of Using the Gamma Knife Unit for Radiosurgical Treatment of Intracranial Space-Occupying Lesions. *Voprosy Neyrokhirurgii. Zhurnal im. N.N.Burdenko* = Burdenko's Journal of Neurosurgery. 2007;1:3-10 (In Russ.)].
20. Антипина Н.А., Кузнецова А.С., Уразова К.А., Голанов А.В. Оценка и сравнение дозиметрических параметров планов стереотаксического облучения новообразований головного мозга на установках Кибернож и Новалис // Медицинская физика. 2016. Т.70. №2. С. 58-68 [Antipina N.A., Kuznetsova A.S., Urazova K.A., Golanov A.V. Evaluation and Comparison of Dosimetric Parameters of Plans for Stereotactic Irradiation of Brain Tumors Using the CyberKnife and Novalis Devices. *Meditsinskaya Fizika* = Medical Physics. 2016;70;2:58-68 (In Russ.)].
21. Bolten J.H., Dunst J., Siebert F.A. Geometric Accuracy in Patient Positioning for Stereotactic Radiotherapy of Intracranial Tumors. Phys Imaging Radiat Oncol. 2023 Jun 23;27:100461. Doi: 10.1016/j.phro.2023.100461.
22. Paddick I., Mott J., Bedford J., Filatov P., Grishchuk D., Orchin G., Houston P., Eaton D.J. Benchmarking Tests of Contemporary SRS Platforms: Have Technological Developments Resulted in Improved Treatment Plan Quality? Pract Radiat Oncol. 2023 Sep-Oct;13;5:e451-e459. Doi: 10.1016/j.prro.2023.05.005.
23. Şenişik A.M., Okutan M., Çakir A., Iribaş Çelik A., Kaytan Sağlam E., Çevikbaş G., Demir B. A Dosimetric Comparison for SBRT Plans of Localized Prostate Cancer between Cyberknife and Varian Truebeam STX Device. Appl Radiat Isot. 2023 Feb;192:110617. Doi: 10.1016/j.apradiso.2022.110617.
24. Singh A.K., Vijay A., Bhushan M. Retrospective Comparative Study on Dose Gradients and Peripheral Dose Management in Advanced Radiotherapy Systems. J Med Phys. 2025 Jul-Sep;50;3:516-524. Doi: 10.4103/jmp.jmp_28_25.
25. Wang H., Alsanea F.M., Rhee D.J., Zhang X., Liu W., Yang J., Wen Z., Zhao Y., Williamson T.D., Hunter R.A., Balter P.A., Briere T.M., Zhu R.X., Lee A., Moreno A.C., Reddy J.P., Garden A.S., Rosenthal D.I., Gunn G.B., Phan J. Advanced External Beam Stereotactic Radiotherapy for Skull Base Reirradiation. Cancers (Basel). 2025 Feb 5;17;3:540. Doi: 10.3390/cancers17030540.
26. Panagi R., Caines R., Rowbottom C.G. Dosimetric Sensitivity of an Enhanced Leaf Model (ELM) for Individual Versus Averaged Machines. J Appl Clin Med Phys. 2025 Apr;26;4:e14621. Doi: 10.1002/acm2.14621.
27. Miyasaka R., Hirai R., Suda Y., Yamauchi R., Mizuno N., Suzuki Y., Igari M., Ohta T., Nakayama H., Arai Y., Sakai K., Hatakeyama K., Miyashita H., Kurooka M., Kawachi T., Hara R. Multi-Institutional Study on the Commissioning and Clinical Implementation of the True Beam Enhanced Leaf Model in the Eclipse Treatment Planning System. J Appl Clin Med Phys. 2025 Dec;26;12:e70360. Doi: 10.1002/acm2.70360.
28. Jánváry Z.L., Bajcsay A., Stelczer G., Kontra G., Pócza T., Gerdán M., Lövey J., Kocsis Z.S., Ladányi K., Pap É., Major T., Polgár C. Long-Term Clinical Results of Early-Stage Lung Cancer Patients Treated with Risk-Adapted Stereotactic Body Radiotherapy Using LINAC or CyberKnife: a Single-Institution Analysis of More than 400 Cases. Strahlenther Onkol. 2025 Nov;201;11:1208-1218. Doi: 10.1007/s00066-025-02455-3.
29. Vieillevigne L., Khamphan C., Saez J., Hernandez V. On the Need for Tuning the Dosimetric Leaf Gap for Stereotactic Treatment Plans in the Eclipse Treatment Planning System. J Appl Clin Med Phys. 2019 Jul;20;7:68-77. Doi: 10.1002/acm2.12656.
30. ICRU Report 91, Prescribing, Recording, and Reporting of Stereotactic Treatments with Small Photon Beams. Journal of the ICRU. 2017;14;2.
31. Goldbrunner R., Weller M., Regis J., Lund-Johansen M., Stavrinou P., Reuss D., Evans D.G., Lefranc F., Sallabanda K., Falini A., Axon P., Sterkers O., Fariselli L., Wick W., Tonn J.C. EANO Guideline on the Diagnosis and Treatment of Vestibular Schwannoma. Neuro Oncol. 2020 Jan 11;22;1:31-45. Doi: 10.1093/neuonc/noz153. PMC6954440.
32. Albert N.L., Preusser M., Traub-Weidinger T., Tolboom N., Law I., Palmer J.D., Guedj E., Furtner J., Fraioli F., Huang R.Y., Johnson D.R., Deroose C.M., Herrmann K., Vogelbaum M., Chang S., Tonn J.C., Weller M., Wen P.Y., van den Bent M.J., Verger A., Ivanidze J., Galldiks N. Joint EANM/EANO/RANO/SNMMI Practice Guideline/Procedure Standards for Diagnostics and Therapy (Theranostics) of Meningiomas Using Radiolabeled Somatostatin Receptor Ligands: Version 1.0. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2024 Oct;51;12:3662-3679. Doi: 10.1007/s00259-024-06783-x.
33. Callens D., Benazzouz C., Stessens L., Piot W., Nulens A., Lambrecht M., Berkovic P., Daisne J.F. A Prospective Randomized Study Comparing Two Frameless Immobilization Systems for Cranial Stereotactic Radiotherapy. Tech Innov Patient Support Radiat Oncol. 2024 Apr 8;30:100249. Doi: 10.1016/j.tipsro.2024.100249.
34. Rosenfelder N.A., Corsini L., McNair H., Pennert K., Aitken A., Lamb C.M., Long M., Clarke E., Murcia M., Schick U., Burke K., Ashley S., Khoo V., Brada M. Comparison of Setup Accuracy and Intrafraction Motion Using Stereotactic Frame Versus 3-Point

Thermoplastic Mask-Based Immobilization for Fractionated Cranial Image Guided Radiation Therapy. Pract Radiat Oncol. 2013 Jul-Sep;3;3:171-179. Doi: 10.1016/j.prro.2012.06.004.
35. FDA 510(k) Summary. Encompass™ SRS Immobilization System. K152321. Silver Spring, U.S. Food and Drug Administration, December 4, 2015.
36. Conlon D., Connolly J., Galal M., Ahmed I., Foley M., Kleefeld C. Analysis of CyberKnife Intracranial Treatment Plans Using ICRU 91 Dose Reporting: a Retrospective Study. J Appl Clin Med Phys. 2023 Jun;24;6:e13932. Doi: 10.1002/acm2.13932.
37. Kataria T., Narang K., Gupta D., Bisht S.S., Abhishek A., Goyal S., Basu T., Karrthick K.P. Analysis of Intrafraction Motion in CyberKnife-Based Stereotaxy Using Mask Based Immobilization and 6D-skull Tracking†. J Radiosurg SBRT. 2016;4;3:203-212. PMID: 29296445; PMCID: PMC5658803.
38. Scoccianti S., Detti B., Gadda D., et al. Organs at Risk in the Brain and Their Dose-Constraints in Adults and in Children: a Radiation Oncologist's Guide for Delineation. Physica Medica. 2015;31;7:649-668. Doi: 10.1016/j.ejmp.2015.06.003.
39. Timmerman R. A Story of Hypofractionation and the Table on the Wall. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2022 Jan 1;112;1:4-21. Doi: 10.1016/j.ijrobp.2021.09.027.
40. Benedict S.H., Yenice K.M., Followill D., Galvin J.M., Hinson W., Kavanagh B., Keall P., Lovelock M., Meeks S., Papiez L., Purdie T., Sadagopan R., Schell M.C., Salter B., Schlesinger D.J., Shiu A.S., Solberg T., Song D.Y., Stieber V., Timmerman R., Tomé W.A., Verellen D., Wang L., Yin F.F. Stereotactic Body Radiation Therapy: the Report of AAPM Task Group 101. Med Phys. 2010 Aug;37;8:4078-101. Doi: 10.1118/1.3438081.
41. Grimm J., Marks L.B., Jackson A., Kavanagh B.D., Xue J., Yorke E. High Dose per Fraction, Hypofractionated Treatment Effects in the Clinic (HyTEC): an Overview. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2021 May 1;110;1:1-10. Doi: 10.1016/j.ijrobp.2020.10.039.
42. Diez P., Hanna G.G., Aitken K.L., van As N., Carver A., Colaco R.J., Conibear J., Dunne E.M., Eaton D.J., Franks K.N., Good J.S., Harrow S., Hatfield P., Hawkins M.A., Jain S., McDonald F., Patel R., Rackley T., Sanghera P., Tree A., Murray L. UK 2022 Consensus on Normal Tissue Dose-Volume Constraints for Oligometastatic, Primary Lung and Hepatocellular Carcinoma Stereotactic Ablative Radiotherapy. Clin Oncol (R Coll Radiol). 2022 May;34;5:288-300. Doi: 10.1016/j.clon.2022.02.010.
43. Noël G., Antoni D. Organs at Risk Radiation Dose Constraints. Cancer Radiother. 2022 Feb-Apr;26;1-2:59-75. Doi: 10.1016/j.canrad.2021.11.001.
44. Paddick I. A Simple Scoring Ratio to Index the Conformity of Radiosurgical Treatment Plans. Technical Note. J Neurosurg. 2000 Dec;93 Suppl 3:219-22. Doi: 10.3171/jns.2000.93.supplement.
45. Paddick I., Lippitz B. A Simple Dose Gradient Measurement Tool to Complement the Conformity Index. J Neurosurg. 2006 Dec;105 Suppl:194-201. Doi: 10.3171/sup.2006.105.7.194.
46. Stedem A.K., Tutty M., Chofor N., Langhans M., Kleefeld C., Schönfeld A.A. Systematic Evaluation of Spatial Resolution and Gamma Criteria for Quality Assurance with Detector Arrays in Stereotactic Radiosurgery. J Appl Clin Med Phys. 2024 Feb;25;2:e14274. Doi: 10.1002/acm2.14274.
47. Wowra B., Muacevic A., Tonn J.-C. Quality of Radiosurgery for Single Brain Metastases with Respect to Treatment Technology: a Mathed-Pair Analysis. J. Neurooncology. 2009;94;1:69–77.
48. Cavalli N., Bonanno E., Borzì G.R., D'Anna A., Pace M., Stella G., Zirone L., Marino C. Is it Still Necessary to Perform Measured Based Pre-Treatment Patient-Specific QA for SRS HyperArc Treatments? J Appl Clin Med Phys. 2024 Feb;25;2:e14156. Doi: 10.1002/acm2.14156.
49. Menon S.V., P R Bhasi S., Gopalakrishnan Z., Bhaskaran S., Sreekanth K., Nair R.K. Dosimetric Comparison and Validation of Eclipse Anisotropic Analytical Algorithm (AAA) and AcurosXB (AXB) Algorithms in RapidArc-Based Radiosurgery Plans of Patients with Solitary Brain Metastasis. Med Dosim. 2022 Spring;47;1:e7-e12. Doi: 10.1016/j.meddos.2021.09.001.
50. Kathirvel M., Subramanian S., Clivio A., Arun G., Fogliata A., Nicolini G., Subramani V., Swamy S.T., Vanetti E., Cozzi L. Critical Appraisal of the Accuracy of Acuros-XB and Anisotropic Analytical Algorithm Compared to Measurement and Calculations with the Compass System in the Delivery of RapidArc Clinical Plans. Radiat Oncol. 2013 Jun 11;8:140. Doi: 10.1186/1748-717X-8-140.
51. Halvorsen P.H., Cirino E., Das I.J., Garrett J.A., Yang J., Yin F.F., Fairobent L.A. AAPM-RSS Medical Physics Practice Guideline 9.a. for SRS-SBRT. J Appl Clin Med Phys. 2017 Sep;18;5:10-21. Doi: 10.1002/acm2.12146.
52. Infusino E., Ianiro A., Luppino S., Nocentini S., Pugliatti C., Soriani A. Evaluation of a Planar Diode Matrix for SRS Patient-Specific QA in Comparison with GAFchromic Films. J Appl Clin Med Phys. 2023 Aug;24;8:e13947. Doi: 10.1002/acm2.13947.
53. Popple R.A., Sullivan R.J., Yuan Y., Wu X., Covington E.L. Evaluation of a Two-Dimensional Diode Array for Patient-Specific Quality Assurance of HyperArc. J Appl Clin Med Phys. 2021 Dec;22;12:203-210. Doi: 10.1002/acm2.13438.
54. Miften M., Olch A., Mihailidis D., Moran J., Pawlicki T., Molineu A., Li H., Wijesooriya K., Shi J., Xia P., Papanikolaou N., A Low D. Tolerance Limits and Methodologies for IMRT Measurement-Based Verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No. 218. Med Phys. 2018 Apr; 45;4:e53-e83. Doi: 10.1002/mp.12810.
55. Lutz W., Winston K.R., Maleki N. A System for Stereotactic Radiosurgery with a Linear Accelerator. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 1988 Feb;14;2:373-81. Doi: 10.1016/0360-3016(88)90446-4.
56. Rowshanfarzad P., Sabet M., O'Connor D.J., Greer P.B. Isocenter Verification for Linac-Based Stereotactic Radiation Therapy: Review of Principles and Techniques. J Appl Clin Med Phys. 2011 Nov 15;12;4:3645. Doi: 10.1120/jacmp.v12i4.3645.
57. Low D.A., Harms W.B., Mutic S., Purdy J.A. A Technique for the Quantitative Evaluation of Dose Distributions. Med Phys. 1998 May;25;5:656-61. Doi: 10.1118/1.598248.
58. Depuydt T., Van Esch A., Pierre Huyskens D. A Quantitative Evaluation of IMRT Dose Distributions: Refinement and Clinical Assessment of the Gamma Evaluation. Radiother Oncol.2002 Mar;62;3:309-19. Doi: 10.1016/s0167-8140(01)00497-2.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.
Финансирование. Исследование не имело спонсорской поддержки.
Участие авторов. Статья подготовлена с равным участием авторов.
Поступила: 20.06.2026. Принята к публикации: 25.07.2026.

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest.
Financing. The study had no sponsorship.
Contribution. Article was prepared with equal participation of the authors.
Article received: 20.06.2026. Accepted for publication: 25.07.2026.