

Первичный расчет МЕ с помощью современных 3D систем планирования основан обычно на подробной модели пучков и геометрии пациента, он учитывает влияние рассеяния в теле пациента, возникшего при экранировании полей, изменение рассеяния из-за влияния контура и гетерогенностей. В общем случае контроль мониторных единиц не учитывает такие подробности о пучках и анатомии пациента, следовательно, необходимо принять определенные допуски для величины разницы между результатами двух расчетов. Наибольшую погрешность в контроле мониторных единиц обусловливают: рассеяние при экранировании поля, контур тела пациента, и влияние гетерогенностей тела.

Создание и поддержание программы верификации количества мониторных единиц является важной обязанностью медицинского физика. Важно, чтобы медицинский физик знал точность и ограничения и первичной и контрольной системы, чтобы разумно применять установленные допуски, и лучше объяснить причины различия результатов. Уровень достижимого совпадения результатов первичного и контрольного расчетов зависит от сложности геометрии пациента, программ первичного и контрольного расчетов, клинической ситуации. Поэтому разумно иметь разные допуски для разных клинических ситуаций.

ЛИТЕРАТУРА

1. Тарутин, И.Г. Применение линейных ускорителей электронов в высокотехнологичной лучевой терапии / И.Г. Тарутин, Е.В. Титович. – Минск: Беларуская навука, 2014. – 175 с.
2. Mijnheer, B. Monitor Unit Calculation for High Energy Photon Beams – Practical Examples / B. Mijnheer, A. Bridier, Cr. Garibaldi // Journal of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology. – 2001. – № 6. – Р. 109.
3. Eclipse Treatment Planning Примечание к выпуску для пользователей / Varian Medical Systems, Inc. – CA: Palo Alto, 2018. – 55 с.

ВЛИЯНИЕ ИСКАЖЕНИЙ МР-ИЗОБРАЖЕНИЙ НА КАЧЕСТВО РЕАЛИЗАЦИИ СТЕРЕОТАКСИЧЕСКОЙ РАДИОХИРГИИ

INFLUENCE OF MR IMAGE DISTORTIONS ON THE QUALITY OF IMPLEMENTATION OF STEREOTACTIC RADIOSURGERY

И. А. Штуро^{1,2}, М. Н. Петкевич^{1,2}

I. Shtura^{1,2}, M. Petkevich^{1,2}

¹Белорусский государственный университет, БГУ

²Учреждение образования «Международный государственный экологический институт имени А. Д. Сахарова» Белорусского государственного университета, МГЭИ им. А. Д. Сахарова БГУ, г. Минск, Республика Беларусь
kfm@iseu.by, irina.shturo@mail.ru

¹Belarusian State University, BSU

²International Sakharov Environmental Institute of Belarusian State University, ISEI BSU,
Minsk, Republic of Belarus

При планировании стереотаксической радиохирургии преимущественно применяется магнитно-резонансная томография, обладающая высоким уровнем контрастности мягких тканей. Параметры объема облучения могут быть определены детально на МР-изображениях, геометрическая точность которых ограничена возможным появлением искажений, оказывающих непосредственное влияние на качество получаемой объемно-анатомической информации о пациенте. Внешние устройства, такие как стереотаксические рамы, используемые для иммобилизации пациента и стереотаксического определения пространства при проведении стереотаксической радиохирургии на установке Gamma Knife Perfexion, могут вызывать искажения и артефакты на МР-изображениях. Целью работы является оценка геометрических искажений МР-изображений при помощи цилиндрического фантома для МРТ компании Elekta.

In the process of planning stereotactic radiosurgery, magnetic resonance imaging, which has a high level of soft tissue contrast, is predominantly used. Radiation volume parameters can be determined in detail on MR images, geometric accuracy of which is limited by the possible appearance of distortions directly affecting the quality of the obtained volume-anatomical information about the patient. External devices such as stereotactic frames used for patient immobilization and stereotactic space definition during stereotactic radiosurgery on the Gamma Knife Perfexion can create distortions and artifacts in MR images. The purpose of this work is to evaluate the geometric distortions of MR images using the Elekta cylindrical phantom for MRI.

Ключевые слова: Стереотаксическая радиохирургия, гамма-нож, стереотаксическая рамка, индикаторная коробка, геометрическое искажение, маркерные точки.

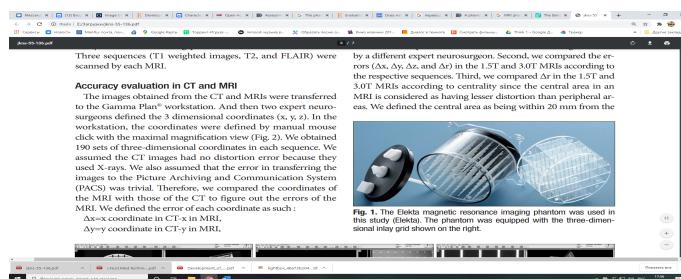
Keywords: Stereotactic radiosurgery, gamma knife, stereotactic frame, indicator box, geometric distortion, marker points.

<https://doi.org/10.46646/SAKH-2022-2-348-352>

Стереотаксическая радиохирургия (СРХ) патологий головного мозга – это метод лучевого лечения, заключающийся в подведении высокой дозы облучения с резким градиентом в строго ограниченную внутричерепную область. Высокий уровень контрастности мягких тканей при магнитно–резонансной томографии (МРТ) по сравнению с компьютерной томографией позволяет максимально точно визуализировать патологические очаги головного мозга. Однако несмотря на то, что размеры цели могут быть определены детально на МР-изображениях, геометрическая точность этих изображений ограничена возможным появлением искажений, оказывающих непосредственное влияние на качество получаемой объемно-анатомической информации о пациенте. Геометрические искажения в МРТ могут возникать из различных источников. Эти источники можно разделить на связанные с аппаратурой и связанные с тканями.

Основными источниками, вносящими вклад в геометрические искажения от аппаратуры МРТ, являются неоднородность основного магнита, нелинейность градиентных полей и вихревые токи, связанные с переключением градиентных катушек. Источники, связанные с тканями, в основном включают разницу в восприимчивости и химический сдвиг. Внешние устройства, такие как стереотаксические рамки, используемые для иммобилизации пациента и стереотаксического определения пространства при проведении стереотаксической радиохирургии на установке Gamma Knife Perfexion, также могут вызывать искажения и артефакты на МР-изображениях.

В рамках исследования, с целью количественной оценки геометрического искажения на МР-изображениях, используемых в радиохирургии на стереотаксической установке Gamma Knife Perfexion, был проведен сравнительный анализ координат маркерных точек цилиндрического фантома Elekta на МР-изображениях с координатами маркерных точек на КТ-изображениях [1]. Фантом для МРТ фирмы Elekta (Стокгольм, Швеция) применяется для оценки искажений при использовании координатной рамки Leksell Coordinate Frame G в МР-сканере (Рисунок 1).



*Рисунок 1 – Фантом для магнитно-резонансной томографии (Elekta).
Фантом оснащен трехмерной сеткой-вкладышем, показанной справа*

Фантом изготовлен из акрилового пластика, состоит из контейнера цилиндрической формы диаметром 180,5 мм и высотой 131 мм, имитирующий голову пациента. В данном объеме установлено 190 маркерных точек диаметром 2 мм и высоту 2,5 мм соответственно. Внутри возможно размещение двух типов решеток для оценки аксиального или коронарного направления сканирования соответственно. Аксиальная решетка используется для осевых срезов и имеет вертикальные стержни, закрепленные на двух круглых пластинах. Коронарная решетка используется для коронарных срезов и имеет горизонтальные стержни, закрепленные через ряд вертикальных стенок. Объем фантома заполнен пентагидратом сульфата меди ($\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$), что способствует его чувствительности к химическим сдвигам и артефактам восприимчивости (дополнительным причинам искажений, возникающих при столкновении с различиями в плотности при диагностической МРТ и планировании лучевой терапии). На МР и КТ последовательностях хорошо визуализируются 190 наборов трехмерных координат. Выполнено МР и КТ сканирование данного фантома с установленной стереотаксической рамкой (Leksell Coordinate Frame G), МР индикаторной коробкой и адаптером для головной катушки Siemens (Рисунок 2).

Во время сканирования оси фантома были точно выровнены. Для данного исследования использовались КТ (GE LightSpeed 16) и МРТ 1,5Т (Siemens MAGNETOM Avanto 1,5T). Параметры МРТ сканирования представлены в таблице 1. На МР выполнены две последовательности (T1-взвешенные изображения и T2).

Произведена качественная оценка полученных МР-изображений для каждой последовательности на предмет артефактов. Полосы пропускания выбраны близкие к 300 Гц/пиксель для всех последовательностей МРТ, с целью минимизации артефактов, вызванных магнитной восприимчивостью.



Рисунок 2 – Фантом для оценки геометрического искажения с установленной индикаторной коробкой Leksell, стереотаксической рамкой Leksell G, помещенный в адаптер для головной катушки Siemens, используемый при внутричерепном МРТ-сканировании для планирования CPX на стереотаксической установке Гамма-нож

Таблица 1 – Параметры МРТсканирования

Параметры МРТ	T1	T2
продолжительность повторения, (мс)	8.8	4000
время эхосигнала, (мс)	4.76	101
номинальный угол поворота, (°)	90	90
поле исследования, (мм ²)	256	230
матрица регистрации, (пиксели)	256×256	256×100
полоса пропускания, (Гц/пиксель)	130	260
число срезов	160	80
толщина срезов, (мм)	1	2
направление фазового кодирования	R-L	R-L
направление частотного кодирования	A-P	A-P
направление отбора срезов	H-F	H-F
время сканирования, (мс)	5.39	8.08

Изображения, полученные с помощью КТ и МРТ, были переданы на рабочую станцию Leksell Gamma Plan (Рисунок 3–5). Трехмерные координаты (x, y, z) определялись вручную с максимальным увеличением.

В данном исследовании погрешность КТ-изображений, а также ошибку при передаче изображений в систему архивирования и передачи изображений (Picture Archiving and Communication System) считали незначительной. Поэтому провели сравнение координат МРТ с координатами КТ, с целью определения погрешности на МР-изображениях.

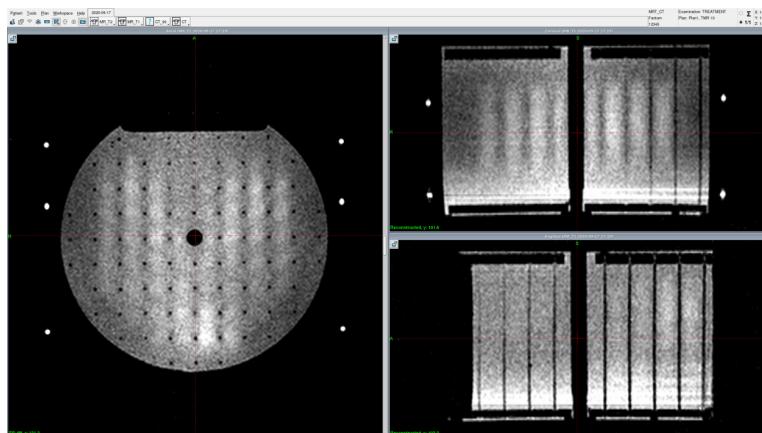


Рисунок 3 – МР-изображение фантома фантома в трех координатных проекциях, полученные в режиме T1-Bravo

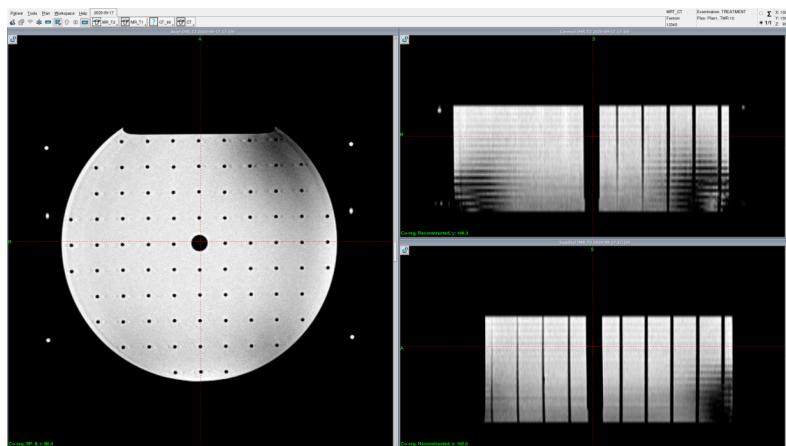


Рисунок 4 – МР-изображение фантома фантома в трех координатных проекциях, полученные в режиме T2

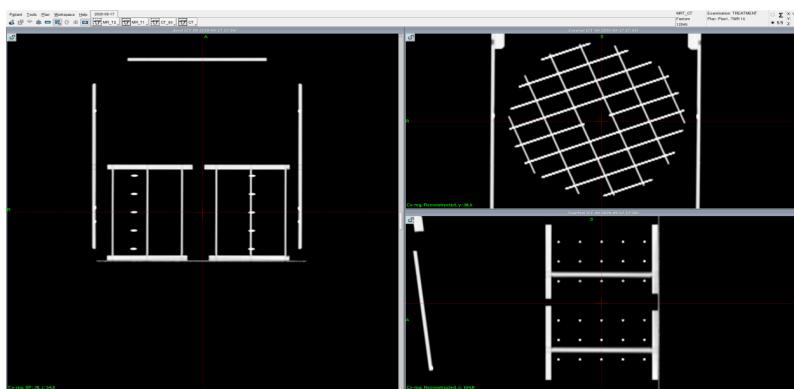


Рисунок 5 – КТ-изображения фантома во всех трех ортогональных плоскостях

Не существует стандартной процедуры, разработанной для оценки геометрических искажений в МРТ. А часто используемый метод заключается в измерении расстояния между парой контрольных точек, выбранных в плоскости визуализации, и вычисление отклонений от известного расстояния. Этот метод широко используется на практике, а также рекомендован Американской ассоциацией физиков в медицине и Институтом физики и инженерии в медицине, Великобритания [2,3].

Измерение геометрических искажений с помощью нового 3D фантомом является комплексным. Геометрическое искажение в пределах эффективного объема фантома полностью описывается позиционными отклонениями вдоль трех ортогональных осей.

Расчет погрешности каждой координаты выполнен следующим образом:

$$\Delta x = x \text{ координата в КТ} - x \text{ в МРТ},$$

$$\Delta y = y \text{ координата в КТ} - y \text{ в МРТ},$$

$$\Delta z = z \text{ координата в КТ} - z \text{ в МРТ}.$$

Трехмерная погрешность (Δr) определена как погрешность локализации:

$$\Delta r = \sqrt{(\Delta x^2 + \Delta y^2 + \Delta z^2)}.$$

Произведен расчет погрешностей в каждой последовательности T1-Bravo и T2. Выполнен сравнительный анализ полученной погрешности (Δx , Δy , Δz и Δr) МРТ последовательностей T1-Bravo, T2. А также проведено сравнение Δr на T1-Bravo и T2 в соответствии с центральностью, так как центральная область в МРТ считается менее искаженной, чем периферийные области. Авторами определена центральная область как расположенная в пределах 20 мм от центра изображений фантома.

Погрешность МР-изображений составила $1,87 \pm 0,52$ мм (последовательность T1), $0,95 \pm 0,43$ мм (T2). Диапазон средних ошибок всех координат в каждой последовательности МРТ составил от 0,4 до 1,53 мм в последовательности T1, в последовательности T2 она имела значения от 0,31 до 0,67 мм.

Результаты расчета погрешностей по трем координатным осям для каждой последовательности МРТ представлены на рисунках 6 и 7.

Исходя из полученных данных можно отметить, что ошибка по оси x является наименьшей независимо от последовательности МРТ. А последовательность T2 при выполнении МРТ имеет наименьшую ошибку независимо от координат. Полученные практические данные в дальнейшем будут использоваться в ходе будущих исследований на реальных пациентах.

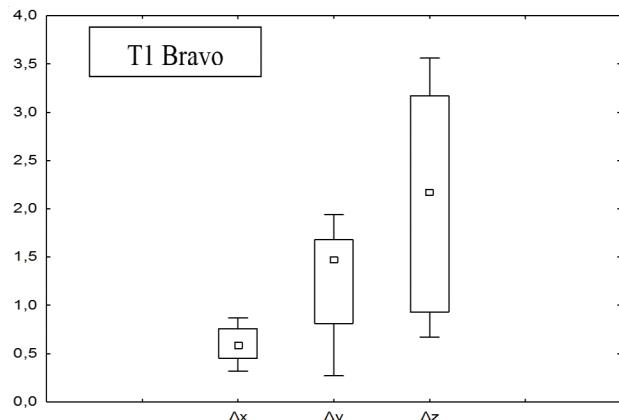


Рис. 6 – Погрешность по трем координатным осям для T1-взвешенных изображений МРТ

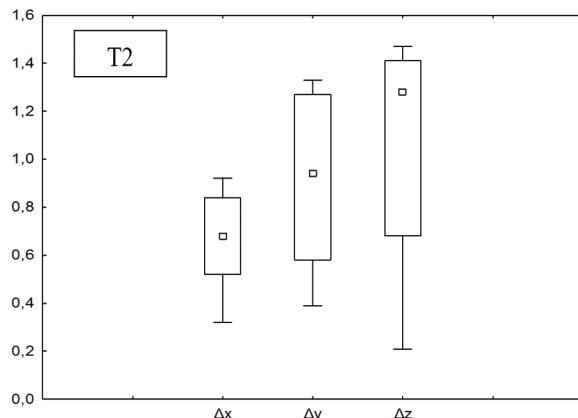


Рисунок 7 – Погрешность по трем координатным осям для T2-взвешенных изображений МРТ

ЛИТЕРАТУРА

1. Kim, H.Y. Reliability of Stereotactic Coordinates of 1.5-Tesla and 3-Tesla MRI in Radiosurgery and Functional Neurosurgery/ H.Y. Kim, Sun-il Lee, Seong Jin Jin // Journal of Korean Neurosurgical Society, 2014.–P.136–141
2. Price, R.R Quality assurance methods and phantoms for magnetic resonance imaging: report of AAPM nuclear magnetic resonance Task Group No. 1 / R.R. Price, L. Axel, T. Morgan //The International Journal of Medical Physics Reseach and Practice, 1990. –P. 287–295
3. Firbank, M. J. Quality assurance for MRI: practical experience / M.J. Firbank, R.M. Harrison, E.D. Williams // The British Journal of Radiology, 2000.–P. 376–383

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ МЕТОДИК ОБЛУЧЕНИЯ ПАЦИЕНТОВ, СТРАДАЮЩИХ РАКОМ ПРЕДСТАТЕЛЬНОЙ ЖЕЛЕЗЫ COMPARATIVE ANALYSIS OF IRRADIATION METHODS FOR PATIENTS WITH PROSTATE CANCER

M. В. Калевич^{1,2}, M. Н. Петкевич^{1,2}

M. Kalevich^{1,2}, M. Piatkevich^{1,2}

¹Белорусский государственный университет, БГУ

²Учреждение образования «Международный государственный экологический институт имени А. Д. Сахарова» Белорусского государственного университета, МГЭИ им. А. Д. Сахарова БГУ,
г. Минск, Республика Беларусь
kfm@iseu.by, maxkalevich@gmail.com

¹Belarusian State University, BSU

²International Sakharov Environmental Institute of Belarusian State University, ISEI BSU,
Minsk, Republic of Belarus