

УДК 616.831-006:004.42

ОЦЕНКА ГЕОМЕТРИЧЕСКИХ ОТКЛОНЕНИЙ МЕЖДУ МРТ- И КТ-ИЗОБРАЖЕНИЯМИ ПРИ ПЛАНИРОВАНИИ РАДИОХИРУРГИИ

Б.Д. Заволович^{1,*}, И.И. Банникова^{1,2}, А.В. Далечина^{1,2}, В.В. Костюченко², П.Н. Рябов¹, А.В. Голанов³

¹Национальный исследовательский ядерный университет «МИФИ», Москва, 115409, Россия

²Центр Гамма-нож при ФГАУ НМИЦ нейрохирургии им. академика Н.Н. Бурденко
Минздрава России, Москва, 125047, Россия

³Деловой центр нейрохирургии ФГАУ НМИЦ нейрохирургии им. академика Н.Н. Бурденко Минздрава России,
Москва, 125047, Россия

*e-mail: bzavolovich@gmail.com

Поступила в редакцию: 25.09.2023

После доработки: 06.11.2023

Принята к публикации: 07.11.2023

МРТ (магнитно-резонансная томография) играет важнейшую роль при планировании радиохирургического лечения. С помощью МРТ создается контур мишени для облучения и критических структур. Этот метод визуализации позволяет с высокой точностью определить границы патологического очага, однако существуют определенные факторы (неоднородность постоянного магнитного поля, нелинейность поля градиента и т. д.), из-за которых МРТ-изображения более восприимчивы к пространственным искажениям в сравнении с изображениями, полученными посредством компьютерной томографии (КТ). Определение геометрических искажений на МРТ-изображениях – важнейший этап обеспечения точности радиохирургического лечения. Один из способов определения дисторсии заключается в выполнении МРТ- и КТ-сканирования специального фантома, внутри которого находятся пластиковые стержни и дальнейшем анализе положения стержней на МРТ- и КТ-изображениях. Как правило, сравнение МРТ- и КТ-изображений фантома проводится визуально, что является довольно субъективной и неточной оценкой. Цель нашей работы заключалась в разработке программного обеспечения (ПО) для автоматизации выполнения данного теста по гарантии качества МРТ-исследования. С помощью разработанного программного обеспечения было проведено сравнение МРТ в двух режимах $T1$ и $T2$ с результатами КТ. Было показано, что отклонения МРТ $T1$ и $T2$ от КТ превышали 1 мм в 3.5 % случаев и 0.1 % соответственно. Был проведен анализ направлений и величин отклонений по всему объему фантома. Наибольшие отклонения наблюдаются в нижней правой части аксиального среза фантома и преимущественно направлены к верхней левой части среза в случае $T1$ и к верху среза в случае $T2$. Данные результаты позволяют проводить планирование радиохирургического лечения. Использование данного ПО в клинической практике поможет ускорить проведение теста и устранить субъективные оценки смещений.

Ключевые слова: магнитно-резонансная томография; компьютерная томография; стереотаксическая радиохирургия; Гамма-нож; оценка дисторсии; Python.

DOI: 10.26583/vestnik.2023.269

ВВЕДЕНИЕ

Стереотаксическая радиохирургия (СРХ) – метод лучевой терапии, позволяющий деструктивно воздействовать на глубинно расположенные патологические образования при помощи однократного облучения узкими пучками ионизирующего излучения [1]. При СРХ используется стереотаксическая техника локализации очага и смежных с ним критических структур для высокой точности позиционирования мишени. Данная высокотехнологичная методика соот-

ветствует принципу минимального инвазивного вмешательства [2]. Несмотря на появление в последнее время большого количества установок для стереотаксического облучения, Гамма-нож остается «золотым стандартом» современной радиохирургии [2]. Гамма-нож (ГН) впервые был внедрен в медицинскую практику в 1967 г. шведским нейрохирургом Ларсом Лекселлем. Внутри радиационного корпуса аппарата находятся 192 экранированных источника Co^{60} (рис. 1).

ОЦЕНКА ГЕОМЕТРИЧЕСКИХ ОТКЛОНЕНИЙ МЕЖДУ МРТ- И КТ-ИЗОБРАЖЕНИЯМИ ПРИ ПЛАНИРОВАНИИ РАДИОХИРУРГИИ

Данный инструмент позволяет подвести ионизирующее излучение в патологическую мишень с субмиллиметровой точностью¹. В настоящее время радиохирургическое лечение на Гамма-ноже ежегодно получают более миллиона пациентов по всему миру².

Для реализации радиохирургического лечения необходима жесткая система иммобилизации пациента. В системе Гамма-нож жесткую фиксацию головы пациента во время лечения обеспечивает стереотаксическая рама Лекселла³. Фиксирующее устройство крепится непосредственно к костям черепа пациента при помощи четырех специальных шипов под местной

анестезией (рис. 2). Стереотаксическая рама также является способом задания трехмерной системы координат для определения положения мишени в пространстве.

Для определения стереотаксических координат на раму устанавливается локалайзер – коробка с металлическими метками в форме буквы *N* (металлические линии для КТ и ангиографии, каналы со слабым раствором CuSO_4 для МРТ), которые видны на томограммах. Далее в системе планирования на основе меток локалайзера осуществляется привязка изображений к стереотаксической системе координат (рис. 3) [2].

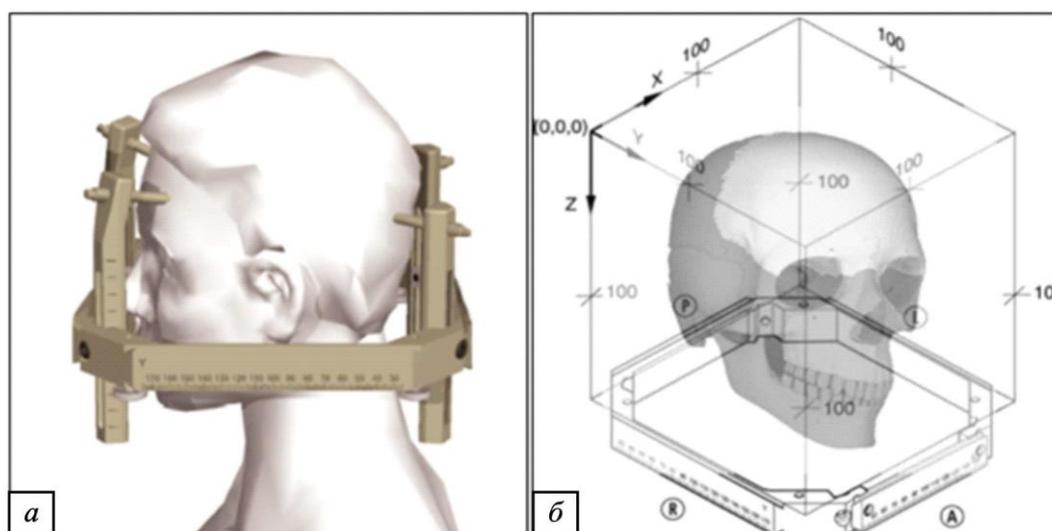


Рис. 2. *а* – стереотаксическая рама Лекселла, зафиксированная на голове пациента; *б* – стереотаксическая система координат, заданная при помощи стереотаксической рамы. Начало системы координат находится в точке сверху, сбоку, сзади за пределами рамы

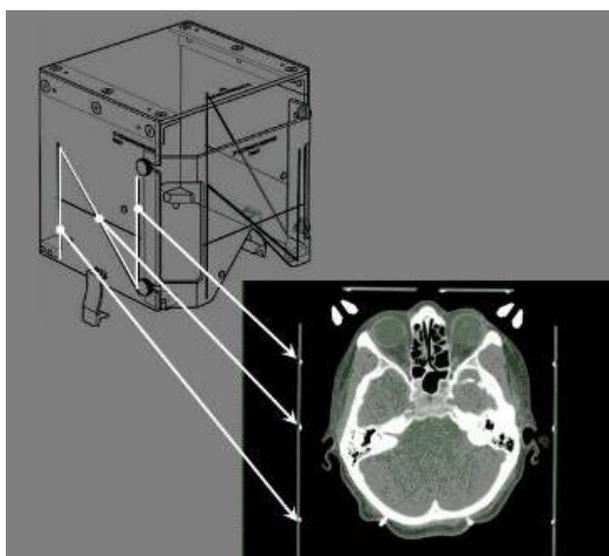


Рис. 3. Локалайзер с контрастными метками в форме буквы *N* и аксиальная проекция КТ пациента в стереотаксической раме

¹ Elekta. Leksell Gamma Knife® Perfexion™ product brochure: © 2019 Elekta AB. URL: <https://abexglobalhc.co.th/wp-content/uploads/2020/06/Leksell-Gamma-Knife-Perfexion-product-brochure.pdf> (дата обращения: 06.11.2023).

² Leksell Gamma Knife® Treatment Statistics Report 1968-2019, Leksell Gamma Knife Society. URL: <https://www.elekta.com/medical-affairs/bibliographies/LGKS%20Review%20of%20epidemiology.pdf> (дата обращения: 06.11.2023).

³ Elekta. Leksell Gamma Knife® Perfexion™ product brochure: © 2019 Elekta AB. URL: <https://abexglobalhc.co.th/wp-content/uploads/2020/06/Leksell-Gamma-Knife-Perfexion-product-brochure.pdf> (дата обращения: 06.11.2023).

Для визуализации патологических и критических структур требуется проведение топометрических исследований, таких как магнитно-резонансная томография (МРТ), компьютерная томография (КТ), ангиография [2].

Благодаря высокой контрастности мягких тканей головного мозга магнитно-резонансная томография (МРТ), в сравнении с компьютерной томографией (КТ), обеспечивает лучшее контрастное разрешение анатомических структур и патологических очагов [4]. МРТ-изображения более восприимчивы к пространственным искажениям, чем КТ. Геометрические искажения МРТ-изображений обусловлены неоднородностью статического магнитного поля и нелинейностью градиентных катушек. Однородность магнитного поля МРТ может быть нарушена несовершенной конструкцией магнита, колебаниями источника питания, внешними ферромагнитными объектами [6]. КТ обеспечивает более точную геометрическую локализацию с меньшим контрастным разрешением многих радиохирургических поражений [5]. Результат лечения может зависеть от степени искажения изображения. Точность подводимой дозы сильно зависит от точности МРТ-изображений, используемых для планирования лечения. Пространственные искажения на МРТ-изображениях (пространственная дисторсия) должны быть минимизированы для поддержания высокой точности доставки дозы при радиохирургическом лечении [5]. Для обеспечения высокой точности радиохирургической процедуры необходимо проводить регулярные проверки получаемых МРТ-снимков для планирования радиохирургического лечения. Величина геометрических искажений на МРТ определяется как различия в положении маркеров на КТ- и МРТ-изображениях. Поскольку компьютерная томография является менее восприимчивой к появлению пространственных искажений и может считаться геометрически точной, этот вид томографии используется в качестве эталонного. Для оценки пространственной точности на МРТ-изображениях обычно используются фантомы с различными вставками (маркерами), а также программы автоматического анализа пространственных искажений МРТ (Quasar Grid 3D, LAB-QA2GO, Assurance OSAQA Project, AutoQA+).

Оценка пространственных искажений МРТ в радиохирургии Гамма-ножа обычно произво-

дится с использованием цилиндрического МРТ-фантома (Elekta, Швеция) [5].

На данный момент не существует общедоступного программного обеспечения для автоматического вычисления различий в стереотаксических координатах на КТ- и МРТ-изображениях, используемых в радиохирургии. Кроме того, оценка пространственной точности МРТ обычно является только визуальной.

Цель нашей работы заключалась в разработке программного обеспечения для анализа МРТ и КТ-изображений, полученных при сканировании фантома Elekta для оценки пространственной точности МРТ-сканера, используемого для стереотаксической радиохирургии.

МРТ-ФАНТОМ

Для оценки расхождений между МРТ- и КТ-снимками был использован цилиндрический МРТ-фантом компании Elekta (Стокгольм, Швеция). Фантом изготовлен из акрилового пластика, имеет диаметр 180.5 мм и высоту 131 мм. В его объеме имеются 82 тонких стержня (маркера) диаметром 2 мм, закрепленных на двух круглых пластинах. Перед началом сканирования фантом был заполнен водой. Жесткую фиксацию фантома во время сканирования обеспечивала стереотаксическая рама (G frame GfD 1063) и специальные адаптеры (рис. 4).

Перед выполнением томографических исследований (МРТ и КТ) на стереотаксическую раму был установлен специальный локализационный бокс с нанесенными контрастными метками в форме буквы *N* (рис. 3). Метки использовались для определения стереотаксических координат при загрузке изображений в планирующую систему Leksell Gamma Plan, v. 11.1 (Elekta, Sweden).

КТ-изображения с толщиной среза 1.25 мм и размером вокселя $0.98 \times 0.98 \times 1.25$ мм были получены с помощью КТ-сканера (Optima CT580 W, GE Healthcare, США). МР-изображения в двух режимах (взвешенные изображения $T1$ и $T2$) были получены с помощью МРТ-сканера 1.5T (GE Signa HDxt 1.5 T, WI, США). Толщина среза изображения составляла 1 мм для каждой последовательности. $T2$ -взвешенные МРТ-изображения были получены только для «области интереса» – средней части фантома. Всего было получено 88 срезов.

ОЦЕНКА ГЕОМЕТРИЧЕСКИХ ОТКЛОНЕНИЙ МЕЖДУ МРТ- И КТ-ИЗОБРАЖЕНИЯМИ ПРИ ПЛАНИРОВАНИИ РАДИОХИРУРГИИ

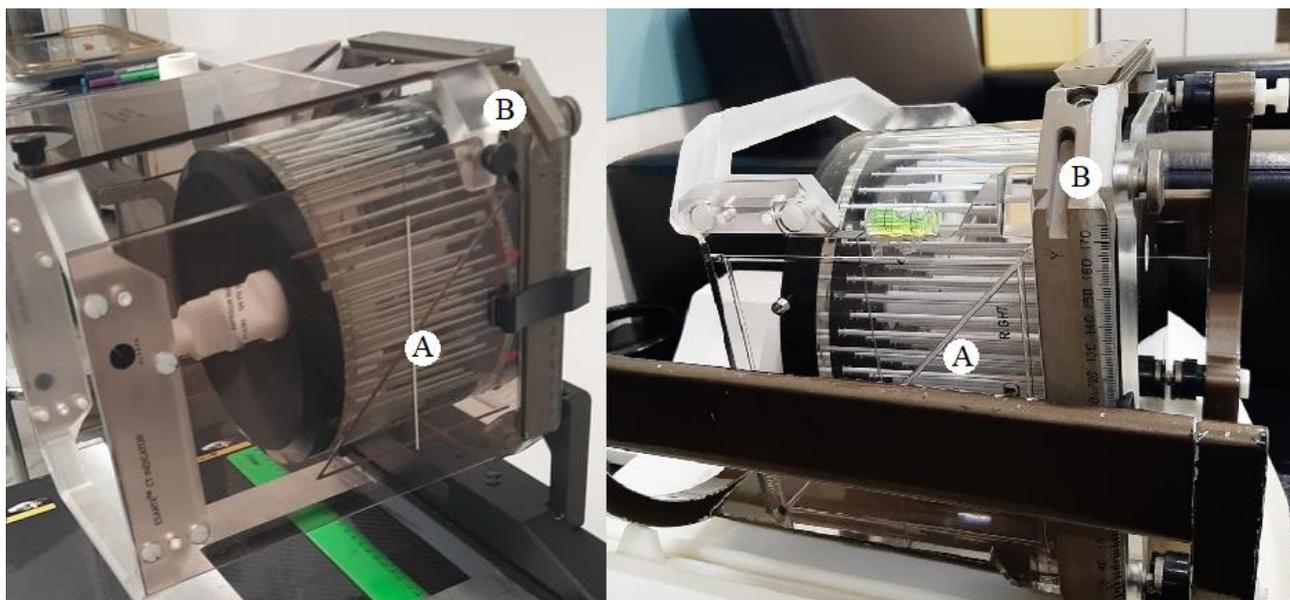


Рис. 4. МРТ-фантом Elekta с зафиксированной на нем стереотаксической рамой, специальные КТ- (слева) и МРТ- (справа) адаптеры с контрастными метками в форме буквы *N* (A) жестко прикреплены к стереотаксической раме (B)

Маркеры фантома были четко видны как на КТ-, так и на МРТ-изображениях. Аксиальные срезы томографических исследований фантома MR Elekta представлены на рис. 6. В планирующей системе было произведено ручное оконтуривание каждого маркера на всех срезах изображений КТ, T_1 , T_2 (рис. 5). Полученные изображения и контуры маркеров были выгружены из системы в формате DICOM-RT.

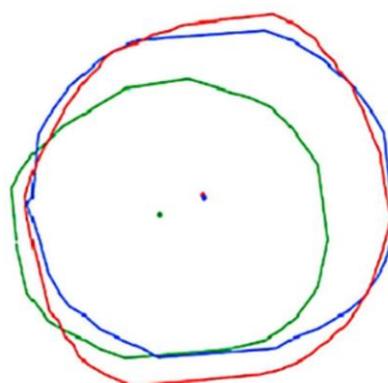


Рис. 5. Контуры маркеров (КТ – зеленый, T_1 – красный, T_2 – синий)

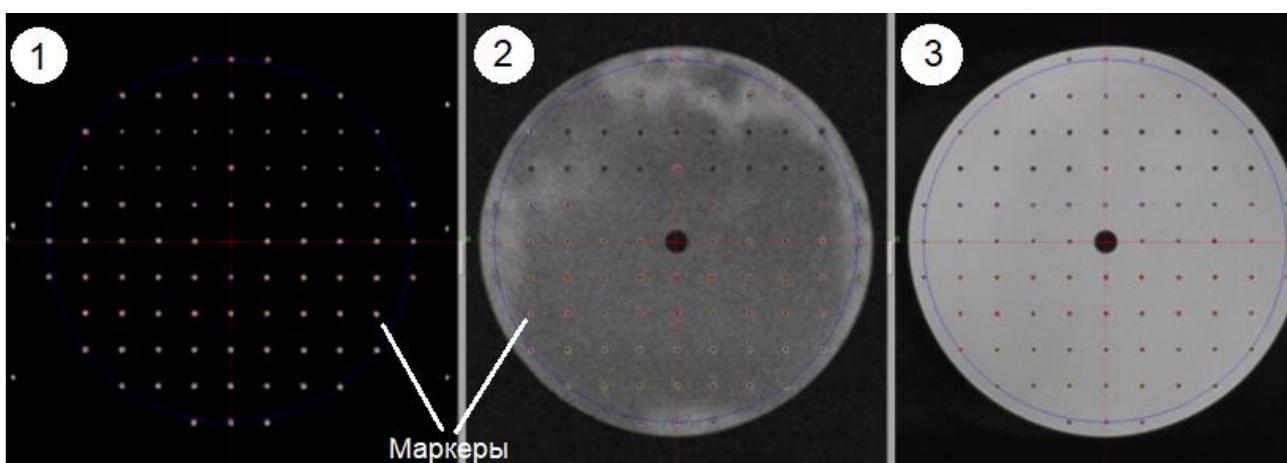


Рис. 6. Аксиальные изображения томографических исследований МРТ-фантома: КТ (1), МРТ в режиме T_1 (2), МРТ в режиме T_2 (3)

РАСЧЕТ ОТКЛОНЕНИЙ МЕЖДУ КООРДИНАТАМИ

Информация об изображениях хранилась в виде файлов формата DICOM – RT (Digital Imaging and Communications in Medicine). Метаданные в DICOM-файлах предоставляют все необходимые сведения об исследовании и пациенте, настройках оборудования, а также информацию для отрисовки изображения (размер, количество и толщина срезов и т. д.). В исходных файлах каждый контур в отдельности представлен в виде последовательности массивов координат (x, y, z) . Каждый такой массив соответствует разным вариациям этого контура (на каждом аксиальном срезе контур представлен массивом координат). Количество доступных массивов для каждого стержня зависит от того, какая часть фантома исследовалась. Например, один из срезов фантома может содержать в себе изображения всех контуров КТ, но не содержать контуров $T2$ (или содержать частично), так как томография $T2$ проводилась только для «области интереса».

Начало системы координат, принятой в задаче, находится в верхнем правом углу (на рис. 7 она изображена зеркально). Изоцентр находится в точке с координатами $(100, 100, 100)$ мм и соответствует геометрическому центру фантома. Рассчитываемые отклонения изображены на рис. 7 в виде синих стрелок.

Чтобы оценить различия между стереотаксическими координатами КТ- и МРТ-изображений, необходимо рассчитать отклонения между центрами отмеченных маркеров. В нашем случае отклонения по координате Z невозможно определить из-за того, что в фантоме стоит стержневая вставка. Во фронтальной и сагиттальной плоскости МРТ- и КТ-изображений вдоль стержней нет таких точек, координаты которых можно было бы сравнить. Таким образом, в задаче рассматриваются отклонения только в аксиальной плоскости. Координата центра контура рассчитывается как среднее арифметическое координат точек контура:

$$\bar{Y} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n Y_i, \quad \bar{X} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n X_i.$$

Для расчета отклонений используются следующие формулы:

$$D_{T1} = \sqrt{(X_{КТ} - X_{T1})^2 + (Y_{КТ} - Y_{T1})^2},$$

$$D_{T2} = \sqrt{(X_{КТ} - X_{T2})^2 + (Y_{КТ} - Y_{T2})^2},$$

где D_{T1} и D_{T2} – отклонения центров $T1$ и $T2$ от КТ, X и Y – соответствующие координаты.

Далее производим оценку отклонений для каждого маркера на срезе – данную процедуру выполняем для всех срезов исследования.

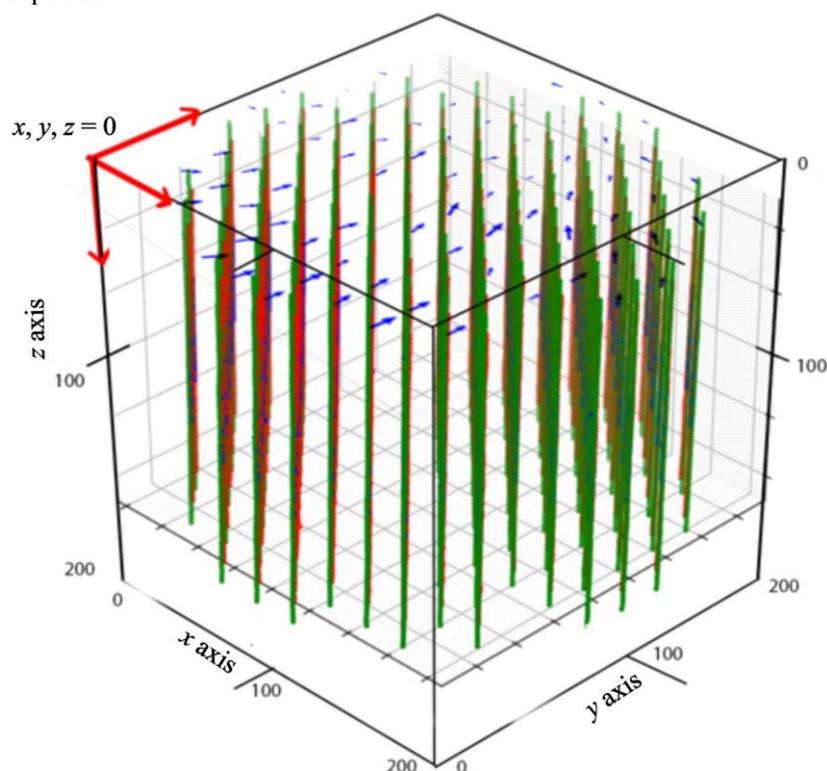


Рис. 7. Система координат, принятая в задаче

ОЦЕНКА ГЕОМЕТРИЧЕСКИХ ОТКЛОНЕНИЙ МЕЖДУ МРТ-
И КТ-ИЗОБРАЖЕНИЯМИ ПРИ ПЛАНИРОВАНИИ РАДИОХИРУРГИИ

ПРОГРАММНАЯ РЕАЛИЗАЦИЯ

РЕЗУЛЬТАТЫ

Программное обеспечение было разработано при помощи языка программирования Python. Вводными данными являются файл DICOM-RT Structure Set и DICOM-изображения КТ. Из DICOM-файлов КТ извлекаются данные о начале координат (origin) и расстоянии между пикселями (pixel spacing), необходимые для линейного преобразования координат. Программа определяет координаты центров маркеров, заносит их в три массива (КТ, $T1$ и $T2$) и рассчитывает отклонения между центрами. Пользователь указывает, какую область фантома необходимо обработать (перед запуском выводится список доступных срезов). Обработка одного среза занимает приблизительно 15 с. Весь фантом обрабатывается 15–20 мин. ПО оснащено консольным интерфейсом. После выполнения расчетов выводятся основные характеристики отклонений (минимальное, максимальное и среднее отклонение) для всего фантома, графики плотности распределения отклонений, а также изображения аксиального среза фантома с контурами. Возможен экспорт изображений срезов с рассчитанными отклонениями (рис. 12). Области фантома, отклонения в которых превышают заданную пользователем величину, выделяются цветом (рис. 11). Предусмотрена функция просмотра рассчитанных центров в трехмерном виде (например, как на рис. 7), данную модель можно вращать и увеличивать для визуальной оценки смещений. Файлы DICOM обрабатываются при помощи библиотеки Ruidicom. Для вывода изображений и построения графиков используется библиотека Matplotlib. Программный код загружен в GitHub – репозиторий, доступный по ссылке [7].

На первом этапе работы были рассчитаны отклонения маркеров в «зоне интереса» (соответствует слоям $Z = (91 \div 114)$ мм). Далее были рассчитаны отклонения не только в «зоне интереса», но и по всему фантому. Результаты обоих расчетов представлены в табл. 1.

На рис. 8 изображены графики плотности распределения вероятностей отклонений $T1$ и $T2$ от КТ для «зоны интереса» и всего фантома, соответственно.

Дисторсия на МРТ-изображениях при планировании стереотаксической радиохирургии должна быть меньше 1.0 мм [3]. В данной работе показано, что количество отклонений между координатами маркеров на КТ- и МРТ-изображениях, превышающих 1.0 мм, составляет 3.5 % от общего числа, средняя величина отклонения составляет 0.5 мм со среднеквадратическим отклонением 0.25 мм.

На рис. 9 изображена диаграмма рассеяния отклонений для каждого среза. Поскольку изоцентр находится в середине фантома, отчетливо видно, как прямые распадаются на две части. Это говорит о различном порядке роста отклонений по мере отдаления по разные стороны от изоцентра.

На рис. 10 изображены контуры маркера. Контуры на КТ, $T1$ и $T2$ выделены зеленым, красным и синим цветом соответственно. На рис. 11 показан аксиальный срез фантома с маркерами и контурами. Темно-серые зоны обозначают те центры, отклонения которых превышают 0.5 мм.

Таблица 1. Результаты для всего фантома

Отклонения маркеров	$T1$ vs КТ	$T2$ (область интереса) vs КТ	$T1$ (область интереса) vs КТ
Минимальное отклонение, мм	0.02	0.01	0.03
Максимальное отклонение, мм	1.51	1.08	1.31
Среднее отклонение, мм	0.52	0.44	0.50
Среднеквадратичное отклонение, мм	0.25	0.18	0.23
Общее количество рассчитанных отклонений	5040	1991	2026
Процент отклонений, превышающих 0.5 мм	49.6 %	35.4 %	47.2 %
Процент отклонений, превышающих 1.0 мм	3.5 %	0.1 %	2.5 %

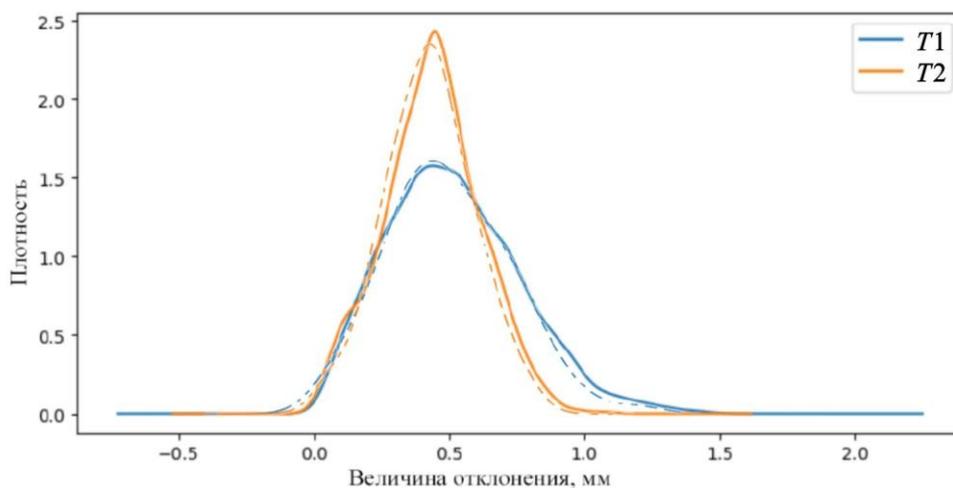


Рис. 8. Кривые плотности распределения отклонений центров $T1$ и $T2$ от КТ в области интереса (пунктир) и по всему фантому (сплошная кривая)

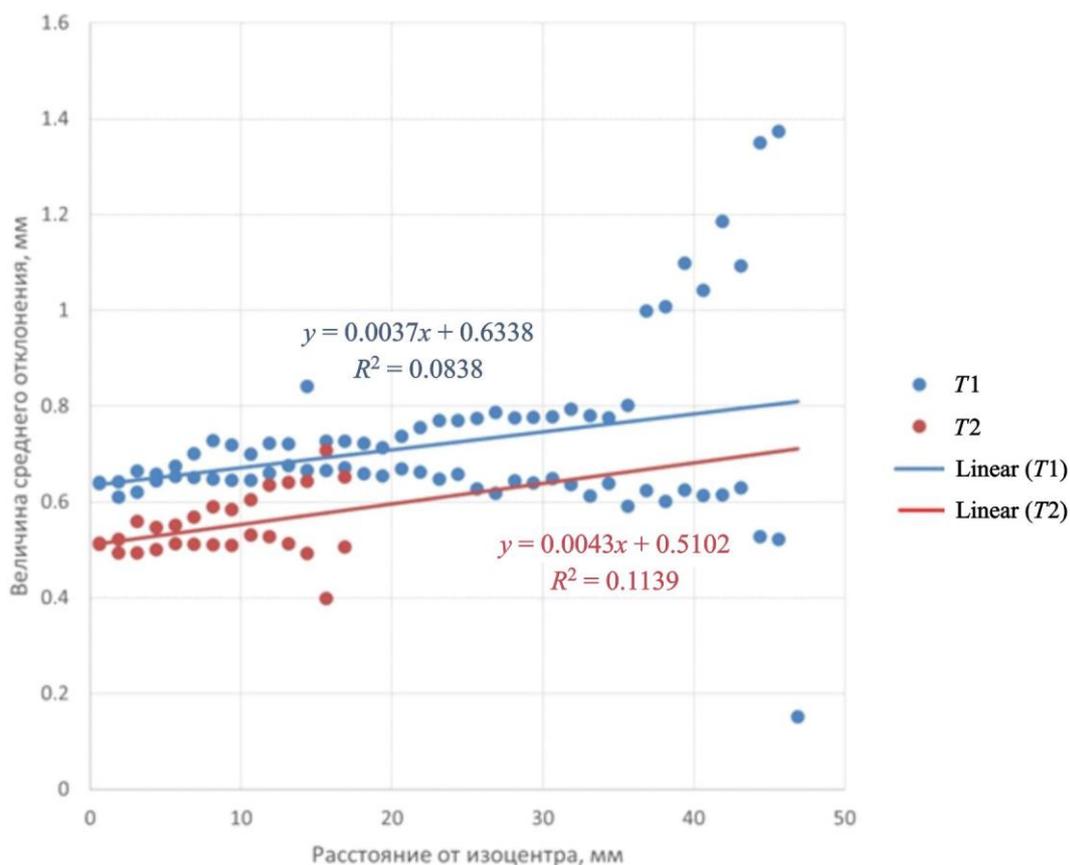


Рис. 9. Диаграмма рассеяния отклонений в зависимости от расстояния до изоцентра

На рис. 12 изображены направления смещений координат $T1$ (синий) и $T2$ (красный) от КТ. Координата $Z = 100$ мм соответствует изоцентру. По мере приближения к краям фантома отклонения растут по величине, но практически неизменны по направлению. При рассмотрении отклонений $T2$ от КТ видно, что смещения на

срезе преимущественно направлены к верхней части.

Более подробные изображения доступны в директории /resources репозитория [7]. Полученные изображения позволяют оценить величину и направление отклонений. Данные результаты получены путем обработки заранее размеченных вручную изображений.

ОЦЕНКА ГЕОМЕТРИЧЕСКИХ ОТКЛОНЕНИЙ МЕЖДУ МРТ- И КТ-ИЗОБРАЖЕНИЯМИ ПРИ ПЛАНИРОВАНИИ РАДИОХИРУРГИИ

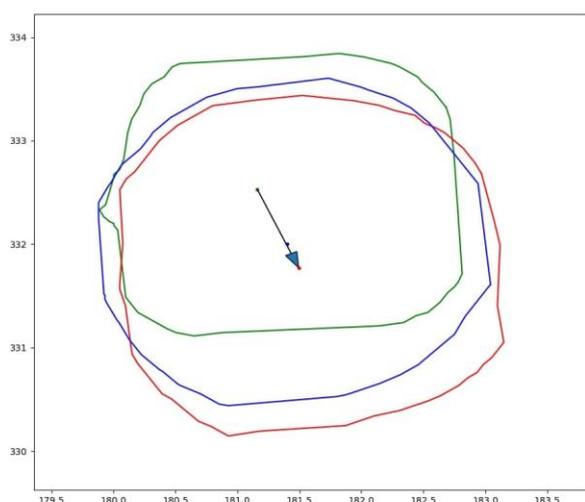


Рис. 10 Смещение центра $T2$ от КТ, обозначенное вектором, в отдельном контуре

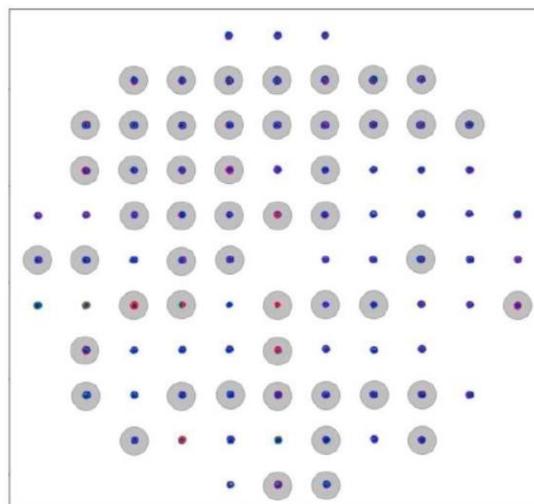


Рис. 11. Визуальное представление отклонений, чья величина превышает 0.5 мм ($Z = 96$ мм)

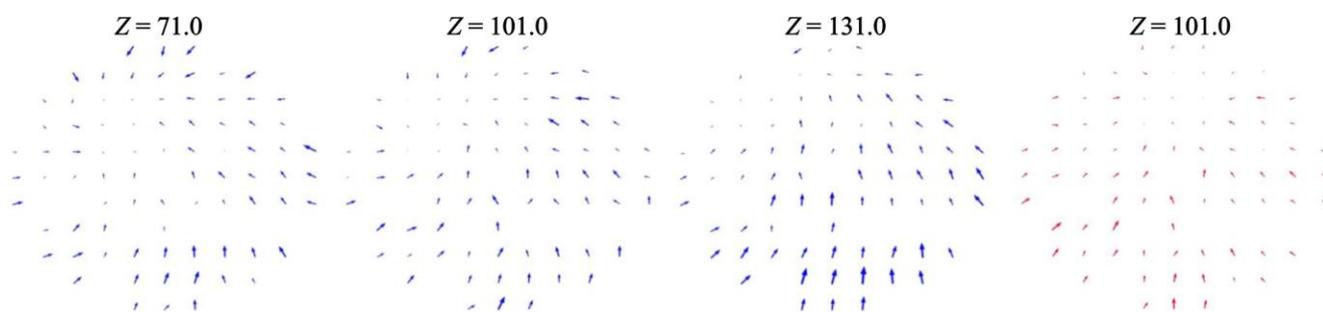


Рис. 12. Аксиальные срезы фантома ($T1$ – синий, $T2$ – красный) с векторами, направленными в стороны смещений

ОБСУЖДЕНИЕ

В данной работе рассмотрены результаты оценки геометрических различий между МРТ- и КТ-изображениями при помощи написанного ПО.

Для проведения стереотаксической радиохирургии необходимо, чтобы отклонения не превышали 1 мм [3]. Было продемонстрировано с помощью МРТ-фантома Elekta, что отклонения, превышающие 1 мм, составляют не более 3.5 % от общего числа отклонений, среднее значение составляет 0.5 мм, а среднеквадратичное отклонение – 0.25 мм. Кроме того, были получены направления этих смещений, и построена послойная визуализация отклонений по всему фантому. На аксиальном срезе наименьшие отклонения наблюдаются в верхней левой части, наибольшие располагаются в нижней правой части, максимальное значение отклонения составило 1.5 мм, а среднее – 0.5 мм, и направлены они преимущественно к верхней левой части аксиального среза фантома в случае $T1$, и к

верхней части среза в случае $T2$. Данные результаты позволяют проводить планирование радиохирургического лечения, так как отклонения не превышают максимально допустимые значения (1 мм) [3].

Данный метод оценки геометрической точности, однако, имеет ряд недостатков.

Конструктивные особенности меток фантома позволяют оценивать геометрические различия только в плоскости XU . Измерение расхождений по оси Z данным методом не представляется возможным. Для оценки геометрической неточности по оси Z можно использовать фантом с сеткой из пересекающихся стержней. Различия между стереотаксическими координатами КТ- и МРТ-изображений оцениваются как отклонения между точками пересечения маркеров. Оцениваемые точки будут иметь три координаты, таким образом можно будет оценить геометрическую неточность по всем осям.

Для визуализации меток (стержней) фантома его объем заполняется водой. Кушетка КТ-сканера может провисать под тяжестью фанто-

ма при проведении томографического исследования, что может приводить к неаксиальности полученных изображений фантома. Это может быть причиной дополнительной неточности исследования.

Определение стереотаксических координат проводилось при помощи меток локалайзера. Среднее и максимальное смещение меток локалайзера при определении стереотаксических координат по МРТ- и КТ-исследованиям составляло 0.2 и 0.5 мм соответственно. В планирующей системе есть дополнительные инструменты корегистрации изображений. По данным компании Elekta, оцененные ошибки корегистрации КТ–МРТ не превышают 0.19 мм для толщины среза МРТ в 1 мм¹.

Ручная сегментация является основной причиной неточностей форм контуров. Кроме того, эта процедура является чрезвычайно времязатратной. Полный процесс ручного оконтуривания меток занимает 5–6 ч. В дальнейшем предполагается усовершенствование программного обеспечения для автоматической сегментации маркеров фантома.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Разработанное программное обеспечение позволяет проводить автоматическую оценку пространственной точности стереотаксических МРТ изображений. На следующем этапе работы планируется отойти от использования ручной сегментации изображений, которая является причиной появления неточностей, связанных с человеческим фактором, а также большой продолжительности проведения данной процедуры.

Предполагается дальнейшее усовершенствование программного обеспечения и разработка нового функционала, в первую очередь для ав-

томатической сегментации маркеров фантома и последующего расчета отклонений.

ФИНАНСИРОВАНИЕ

Работа выполнена при поддержке гранта Фонда содействия инновациям № 74534.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Костюченко В.В. История развития стереотаксического облучения. Гл. 1–3. Медицинская физика, 2015. Т. 2 (66). С. 52–65.
2. Голанов А.В., Костюченко В.В. Нейрорадиохирургия на Гамма-ноже. М.: ИП «Т.А. Алексеева». 2018. 960 с.
3. Putz F., Mengling V., Perrin R., et al. Magnetic resonance imaging for brain stereotactic radiotherapy // *Strahlenther Onkol*, 2020. V. 196. P. 444–456.
4. Pappas E.P., Seimenis I., Moutsatsos A., Georgiou E., Nomikos P., Karaiskos P. Characterization of system-related geometric distortions in MR images employed in Gamma Knife radiosurgery applications // *Physics in Medicine & Biology*, 2016. V. 61(19). P. 6993–7011.
5. Paštyková V., Novotný J. Jr., Veselský T., Urgošik D., Liščák R., Vymaza J. Assessment of MR stereotactic imaging and image co-registration accuracy for 3 different MR scanners by 3 different methods/phantoms: phantom and patient study // *Journal of Neurosurgery JNS*, 2018. V. 129 (Suppl. 1). P. 125–132.
6. Poetker D.M., Jursinic P.A., Runge-Samuelson C.L., Wackym P.A. Distortion of Magnetic Resonance Images Used in Gamma Knife Radiosurgery Treatment Planning: Implications for Acoustic Neuroma Outcomes. // *Otology & Neurotology*, 2005. V. 26(6). P. 1220–1228.
7. Репозиторий MRIphantom [Электронный ресурс]. URL: <https://github.com/Moscow-Gamma-Knife-Center/MRIphantom> (дата обращения: 06.11.2023).

¹ Elekta White paper. Accuracy of co-registration of planning images with CBCT images (n.d.). URL: <https://www.elekta.com/medical-affairs/bibliographies/Accuracy%20of%20co-registration%20of%20planning%20images%20with%20Cone%20Beam%20CT%20images%20white%20paper.pdf> (дата обращения: 06.11.2023).

ASSESSMENT OF GEOMETRICAL DISCREPANCIES BETWEEN MRT- AND CT-IMAGES IN RADIOSURGERY PLANNING

B.D. Zavolovich^{1}, I.I. Bannikova^{1,2}, A.V. Dalechina¹, V.V. Kostjuchenko², P.N. Ryabov¹, A.V. Golanov³*

¹National Research Nuclear University MEPhI, Moscow, 115409, Russia

²Gamma Knife Center, N.N. Burdenko National Medical Research Center of Neurosurgery, Moscow, 125047, Russia

³N.N. Burdenko National Medical Research Center of Neurosurgery, Moscow, 125047, Russia

*e-mail: bzavolovich@gmail.com

Received September 25, 2023; revised November 6, 2023; accepted November 7, 2023

MRI (magnetic resonance imaging) plays a crucial role in planning radiosurgical treatment. MRI is used to create a contour of the tumour and critical structures. This imaging method allows the boundaries of the pathological lesion to be defined with high accuracy, but there are certain factors (inhomogeneity of the permanent magnetic field, nonlinearity of the gradient field, etc.) that make MR images more susceptible to spatial distortions compared to images obtained by computed tomography (CT). Determining geometric distortion in MRI images is a critical step in ensuring the accuracy of radiosurgical treatment. One way to determine distortion is to perform MRI and CT scans of a special phantom with plastic rods inside and then analyze the position of the rods on the MRI and CT images. As a rule, MRI and CT images of the phantom are compared visually, which is a rather subjective and inaccurate assessment. The purpose of our work was to develop software to automate the performance of this MRI quality assurance test. The developed software was used to compare MRI in two modes T1 and T2 with CT scans. Magnetic resonance imaging (MRI) is widely used for target delineation in stereotactic radiotherapy treatment planning. The calculated discrepancies between coordinates of the CT, T1 and T2 weighted images exceeded 1 mm in 3.5% and 0.1% of the points, respectively. Discrepancies' magnitude and directions were assessed. The largest discrepancies between T1 and CT are observed in the lower-right part of the phantom's axial slice, they are directed primarily to the higher-left part of the slice and reach maximum magnitude of 1.5 mm, the mean discrepancy is 0.5 mm. The discrepancies between T2 and CT are primarily directed to the higher-central part of the slice. These results are acceptable for stereotactic radiosurgery 15 planning. Using this software will speed up the procedure of verifying MRI quality and eliminate visual assessment of the discrepancies.

Keywords: MRI; CT; stereotactic radiosurgery; Elekta MR; Phantom, Python.

REFERENCES

1. *Kostyuchenko V.V.* Istoriya razvitiya stereotaksicheskogo oblucheniya. Glavy 1–3 [History of the development of stereotactic irradiation. Chapters 1–3]. *Medicinskaya fizika*, 2015. Vol. 2 (66). Pp. 52–65 [in Russian].
2. *Golanov A.V., Kostyuchenko V.V.* Nejradiokhirurgiya na Gamma-nozhe [Neuroradiosurgery using Gamma Knife]. Moskva, IP «T.A. Alekseeva» Publ., 2018. 960 p. [in Russian].
3. *Putz F., Mengling V., Perrin R. et al.* Magnetic resonance imaging for brain stereotactic radiotherapy // *Strahlenther Onkol*, 2020. V. 196. Pp. 444–456.
4. *Pappas E.P., Seimenis I., Moutsatsos A., Georgiou E., Nomikos P., Karaiskos P.* Characterization of system-related geometric distortions in MR images employed in Gamma Knife radiosurgery applications. *Physics in Medicine & Biology*, 2016. Vol. 61(19). Pp. 6993–7011.
5. *Paštyková V., Novotný J. Jr., Veselský T., Urgošik D., Liščák R., Vymaza J.* Assessment of MR stereotactic imaging and image co-registration accuracy for 3 different MR scanners by 3 different methods/phantoms: phantom and patient study. *Journal of Neurosurgery JNS*, 2018. Vol. 129 (Suppl. 1). Pp. 125–132.
6. *Poetker D.M., Jursinic P.A., Runge-Samuelson C.L., Wackym P.A.* Distortion of Magnetic Resonance Images Used in Gamma Knife Radiosurgery Treatment Planning: Implications for Acoustic Neuroma Outcomes. *Otology & Neurotology*, 2005. Vol. 26(6). Pp. 1220–1228.
7. *Repozitorij MRIphantom* [Repository MRIphantom] Available at: <https://github.com/Moscow-Gamma-Knife-Center/MRIphantom> (accessed 06.11.2023) [in Russian].