

Экспериментальная оценка дисторсии изображений магнитно-резонансной томографии для планирования лучевой терапии

Е.Н. Лыкова,^{1,2,*} А.А. Щербаков,^{1,2,†} А.П. Стрелковская,¹
Ф.Р. Студеникин,^{1,2} С.А. Гаврилова,³ А.П. Черняев^{1,2}

¹Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова,
физический факультет, кафедра физики ускорителей и радиационной медицины
Россия, 119991, Москва, Ленинские горы, д. 1, стр. 2

²Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова, Научно-исследовательский институт
ядерной физики имени Д.В. Скобельцына, отдел ядерно-физических методов в медицине и промышленности
Россия, 199991, Москва, Ленинские горы, д.1, стр. 2

³Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова,
факультет фундаментальной медицины, кафедра физиологии и патологии
Россия, 119991, Москва, Ломоносовский проспект, д. 27, корп. 1

(Поступила в редакцию 12.03.2024; после доработки 26.05.2024; подписана в печать 28.05.2024)

МРТ широко применяется при планировании лучевой терапии, в частности в стереотаксической радиохирургии метастазов в головном мозге. В статье рассматривается геометрическая дисторсия МР-изображений, которая может приводить к ошибкам при планировании лучевой терапии. Был проведен ряд экспериментов с простым фантомом на двух томографах с магнитными полями 0.5 Тл и 1.5 Тл. Наблюдались отклонения положения объектов фантома от их реального местоположения. Обнаруженные отклонения могут достигать 5 мм. Построена теоретическая зависимость градиента магнитного поля от расстояния до центра однородности, хорошо согласующаяся с аппроксимацией экспериментальных данных. Произведена оценка зависимости дисторсии площади изображений объектов, расположенных в центре однородности поля, от их реальных размеров. Обнаружено, что отклонение площади может достигать 20%.

PACS: 87.50.Mn УДК: 537.635

Ключевые слова: МРТ, магнитно-резонансная томография, дисторсия, лучевая терапия.

DOI: [10.55959/MSU0579-9392.79.2440703](https://doi.org/10.55959/MSU0579-9392.79.2440703)

ВВЕДЕНИЕ

Магнитно-резонансная томография (МРТ) стала одним из основных методов неинвазивной диагностики. Технологии получения изображений с помощью МРТ продолжают развиваться начиная с 70-х годов, когда впервые были применены принципы ядерного магнитного резонанса для изучения человеческого тела [1–4]. Все время обновляется техническое и программное обеспечение, разрабатываются новые методики обработки и получения изображений, а также изучаются новые контрастные препараты с парамагнитными и ферромагнитными свойствами [5–8]. Использование сильного магнитного поля позволяет улучшить временное разрешение и сократить время обследования, что особенно важно при визуализации движущихся органов с помощью МРТ [9–12]. В качестве альтернативы развиваются подходы к использованию низкочастотных МРТ-аппаратов, применение которых позволяет заметно расширить перечень диагностических центров, в которых возможно провести сканирование. Кроме экономических преимуществ, аппараты с ма-

лыми полями более безопасны для пациентов с металлическими имплантатами, пациентов с клаустрофобией и детей [13–15]. Это способствует расширению области применения диагностических исследований в медицине. Количество МРТ-сканеров увеличивается с каждым годом. Так, в 1983 г. по всему миру было всего несколько приборов, пригодных для клинического применения [16], в 1984 г. первый аппарат был создан в СССР [17]. Уже в 2000 г. число томографов в России составляло 165 аппаратов [17], к 2019 г. — 749 аппаратов [18], а на сегодняшний день в России функционирует около 1400 МРТ-сканеров [19].

В настоящее время МРТ-изображения активно используются в лучевой терапии (ЛТ) ввиду высокой дифференциации мягких тканей и отсутствия лучевой нагрузки во время проведения исследования [20–23]. Однако геометрические искажения (дисторсия) оказывают влияние на точность доставки дозы и являются одним из главных недостатков применения МРТ в ЛТ [24]. Дисторсия изображений возникает по ряду причин: из-за неоднородности статического магнитного поля, нелинейности приложенных градиентных магнитных полей, артефактов химического сдвига и др. [25–28].

Изучение уровня дисторсии может существенно скорректировать подход к планированию лучевой терапии [22, 29, 30]. Зная степень геометрического

* E-mail: iv-kate@yandex.ru

† E-mail: sherbakov.aa15@physics.msu.ru



Рис. 1. МР-томографы: а — Tomikon S50, б — Siemens Magnetom Avanto

искажения, можно регулировать контуры мишеней и критических органов на МРТ-снимках, а также вносить изменения в план лечения, избегая недооблучения мишени и переоблучения здоровых тканей.

Экспериментальные исследования могут послужить научным фундаментом для создания автоматизированных методов нахождения дисторсии и программных алгоритмов ее устранения.

Цель настоящей работы состоит в экспериментальной оценке дисторсии МР-изображений с использованием фантома с известными геометрическими размерами.

1. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Эксперименты проводились на МР-томографах TomikonS50 с магнитным полем 0.5 Тл (Bruker, Ettlingen, Germany) и Siemens Magnetom Avanto с магнитным полем 1.5 Тл (Erlangen, Germany). Экспериментальные снимки представляли собой T1-взвешенные изображения, полученные с использованием спин-эхо импульсной последовательности, поле обзора (FOV) составило 300 мм, толщина среза — 3 мм. Используемые томографы и схематическое изображение систем координат, связанных с томографами, представлены на рис. 1.

Первый эксперимент проводился на томографе Tomikon S50. Для эксперимента был использован фантом с простой геометрией, состоящий из поликарбонатных пробирок с водой, закрепленных на пластиковой подставке, изготовленной из ABS-пластика. Фантом представлен на рис. 2. Ширина одного ряда пробирок в фантоме составляла 132 мм, расстояние между пробирками — 5 мм, внутренний диаметр пробирок — 14 мм, внешний диаметр — 18 мм. Данный фантом был выбран в связи с возможностью наполнения водой, которая хорошо визуализируется при МР-сканировании и заранее из-

вестными геометрическими размерами, что позволило рассчитать отклонения положения пробирок от реального положения на МР-изображении.



Рис. 2. Фантом для исследования геометрических искажений, связанных с неоднородностью поля, использованный на томографе Tomikon S50

Помимо фантома, в качестве массивных тел были использованы резервуары с водой объемом 5 л. Эти тела использовались для мнимого увеличения размера тела пациента и исследования возможного смещения центра однородности магнитного поля. Это было необходимо для подтверждения гипотезы, что однородность магнитного поля зависит от позиционирования пациента. Так, в частности, при исследовании головного мозга с метастазом в верхних слоях большого полушария геометрический центр исследуемого объема позиционируется на уровне носа.

Фантом размещался в центре катушки, производилась настройка однородности магнитного поля.

Производился первый цикл сканирований. При первом сканировании центр однородности магнитного поля совпадал с центром фантома. Далее при неизменных настройках центра однородности поля выполнялись сканирования со смещением фантома на 10 см вверх по оси z относительно центра магнитного поля. Таким образом, была получена серия из двух снимков, представленная на рис. 3.

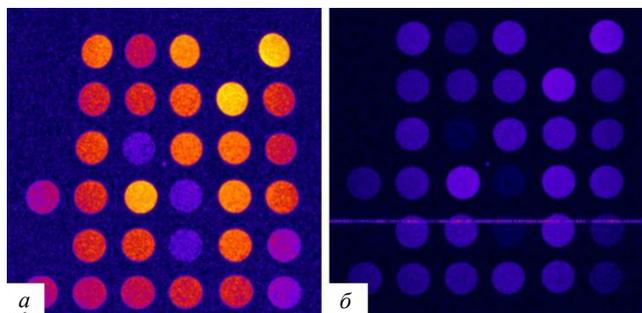


Рис. 3. Снимки, полученные на томографе Tomikon S50: *a* — без смещения фантома, *б* — со смещением на 10 см вверх

Для проверки гипотезы о смещении центра однородности по длине исследуемого объекта вне посредственной близости от фантома размещалось массивное тело ниже по оси z . Это приводило к увеличению продольных размеров области сканирования. Проводился второй цикл сканирований. Сканирования выполнялись в аналогичных первому циклу условиях. В результате была получена вторая серия снимков, представленная на рис. 4, *a, б, в*. Эксперимент повторялся с добавлением второго массивного тела рядом с первым, в результате чего центр однородности снова смещался. Полученная серия снимков представлена на рис. 4, *г, д, е*. Различные цвета пробирок обусловлены визуализацией в программе обработки изображений и не несут физического смысла.

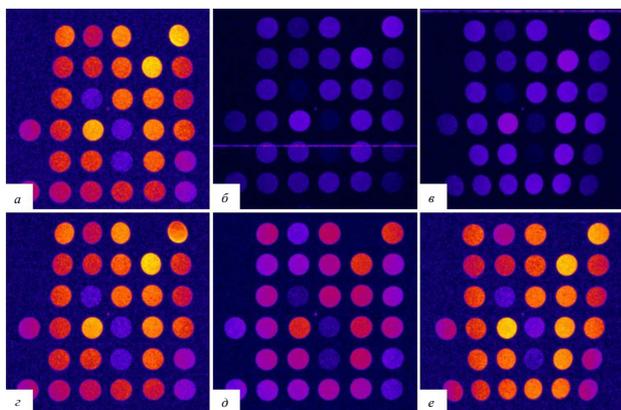


Рис. 4. Снимки, полученные на томографе Tomikon S50 с одним массивным телом: *a* — без смещения, *б* — со смещением на 10 см вверх, *в* — со смещением на 10 см вниз; с двумя массивными телами: *г* — без смещения, *д* — со смещением на 10 см вверх, *е* — со смещением на 10 см вниз

Аналогичный эксперимент проводился на томографе Siemens Magnetom Avanto с тем же фантомом. Постановка эксперимента повторяла эксперимент на первом томографе. Серия снимков, полученная с тем же фантомом без использования массивных тел, представлена на рис. 5, *a, б, в*. На рис. 5, *г, д, е* представлена серия снимков на том же томографе с добавлением массивных тел.

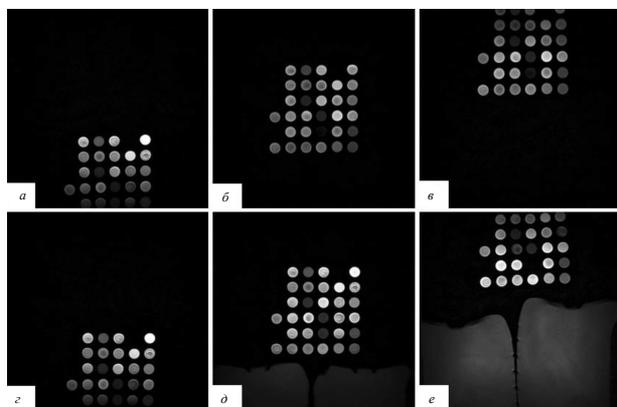


Рис. 5. Снимки, полученные на томографе Siemens Magnetom Avanto без массивных тел: *a* — со смещением фантома на 10 см вниз, *б* — без смещения фантома, *в* — со смещением на 10 см вверх; с размещением массивных тел в непосредственной близости от фантома: *г* — со смещением фантома на 10 см вниз, *д* — без смещения фантома, *е* — со смещением на 10 см вверх

Для обработки полученных снимков на каждом из была построена сетка, повторяющая реальные размеры фантома, как это показано на рис. 6.

Сетка накладывалась на полученные снимки. На снимках отмечались центры однородности магнитного поля. При помощи сетки проводились измерения отклонения положения центра пробирок от реального местоположения и расстояния от геометрического центра каждой пробирки до центра однородности.

Для каждого томографа рассчитывались среднее отклонение изображения пробирки от ее местоположения и стандартное отклонение. Они составили 2.32 ± 0.42 мм и 1.25 ± 0.22 мм соответственно для томографа Tomikon S50 и 2.55 ± 0.23 мм и 1.36 ± 0.13 мм соответственно для томографа Siemens Magnetom Avanto.

Для оценки искажения площади измеряемых объектов были рассчитаны площади квадратов, построенных по внешнему и внутреннему краям квадратов, составленных из 4, 16 и 25 пробирок, центрированных относительно центра однородности поля. МР-изображение фантома с нанесенными размерами квадратов представлено на рис. 7.

2. РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

На полученных снимках видно, что размещение массивного тела рядом с фантомом приводит к ис-

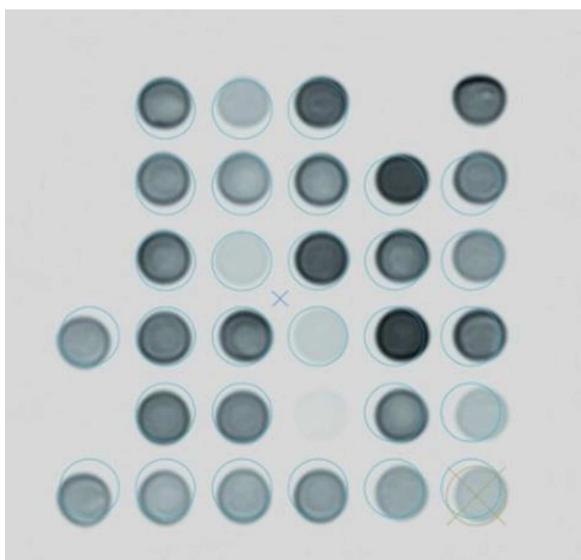


Рис. 6. Сетка, наложенная на снимок

кажению формы пробирок фантома и увеличению отклонения положения их центра от реального местоположения, что хорошо заметно на представленных рисунках.

В результате автоматической коррекции центра однородности магнитного поля при каждом измерении, искажение формы изображений пробирок фантома не наблюдалось для томографа Siemens Magnetom Avanto, в отличие от серии снимков на томографе Tomikon S50.

Графики зависимости отклонения центра пробирки на изображении от реального местоположения от расстояния до центра однородности, основанные на полученных значениях, представлены на рис. 8. Здесь r — радиус-вектор рассматриваемой точки на оси соленоида, L и R — длина и радиус соленоида, B_{max} — максимальное значение индукции магнитного поля соленоида.

На представленном графике видно, что среднее отклонение растет с увеличением расстояния до центра однородности и достигает 5 мм на расстоянии 160 мм от центра для обоих томографов.

Для построения теоретической зависимости отклонений положения центров пробирок от расстояния до центра использовался закон

$$B(r) = \frac{1}{2} \mu_0 n I \left(\frac{\frac{L}{2} - r}{\sqrt{R^2 + \left(\frac{L}{2} - r\right)^2}} + \frac{\frac{L}{2} + r}{\sqrt{R^2 + \left(\frac{L}{2} + r\right)^2}} \right). \quad (4)$$

Используя известные характеристики томографов, представленные в табл. 1, можно вычислить значение константы:

$$\frac{1}{2} \mu_0 n I = B_{max} \sqrt{L^2 + 4R^2} \frac{1}{2L}. \quad (5)$$

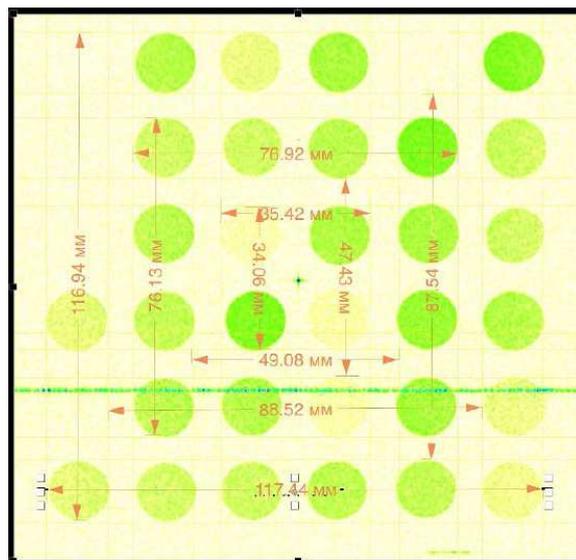


Рис. 7. МРТ-снимок фантома с нанесенными размерами квадратов, составленных по внутренним и внешним границам пробирок

Био-Савара-Лапласа для магнитного поля соленоида.

$$B(r) = \frac{1}{2} n \mu_0 I (\cos \alpha_1 + \cos \alpha_2), \quad (1)$$

где $\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7}$ Гн/м — магнитная постоянная, I — электрический ток, протекающий в обмотке соленоида, n — число витков на единицу длины соленоида, α_1 и α_2 — углы между образующей соленоида и прямыми линиями, проведенными из точки определения поля к краям соленоида, как это показано на рис. 9.

Косинусы углов α_1 и α_2 определяются выражениями:

$$\cos \alpha_1 = \frac{\frac{L}{2} - r}{\sqrt{R^2 + \left(\frac{L}{2} - r\right)^2}}, \quad (2)$$

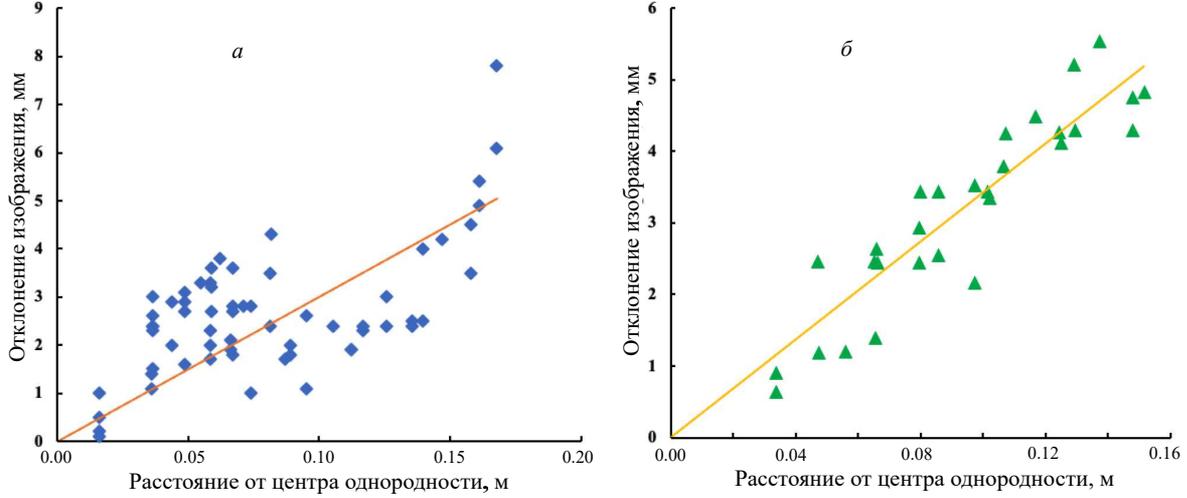
$$\cos \alpha_2 = \frac{\frac{L}{2} + r}{\sqrt{R^2 + \left(\frac{L}{2} + r\right)^2}}. \quad (3)$$

После подстановки этих выражений в закон Био-Савара-Лапласа была получена следующая зависимость:

Используя полученное значение и учитывая параметры томографов в законе Био-Савара-Лапласа, была получена зависимость величины магнитного поля от расстояния до центра катушки:

Таблица 1. Характеристики томографов

Характеристика	Обозначение	Tomikon S50	Siemens Magnetom Avanto
Максимальная величина магнитного поля в центре томографа	B_{max}	0.5 Тл	1.5 Тл
Внутренний радиус катушки	R	0.3 м	0.3 м
Длина катушки	L	2 м	1.2 м


 Рис. 8. Зависимость смещения от расстояния до однородности магнитного поля для томографов: a — TomikonS50; b — Siemens Magnetom Avanto

$$B_{Siemens}(r) = 1.68 \left(\frac{0.6 - r}{\sqrt{0.09 + (0.6 - r)^2}} + \frac{0.6 + r}{\sqrt{0.09 + (0.6 + r)^2}} \right), \quad (6)$$

$$B_{Tomikon}(r) = 0.26 \left(\frac{1 - r}{\sqrt{0.09 + (1 - r)^2}} + \frac{1 + r}{\sqrt{0.09 + (1 + r)^2}} \right). \quad (7)$$

Вычислив градиент этих выражений, можно получить зависимость искажения магнитного поля от расстояния до центра катушки:

$$\text{grad } B_{Siemens}(r) = 1.68 \left(\frac{(0.6 - r)^2}{\left((0.6 - r)^2 + 0.09 \right)^{\frac{3}{2}}} - \frac{1}{\sqrt{(0.6 - r)^2 + 0.09}} + \frac{1}{\sqrt{(0.6 + r)^2 + 0.09}} - \frac{(0.6 + r)^2}{\left((0.6 + r)^2 + 0.09 \right)^{\frac{3}{2}}} \right), \quad (8)$$

$$\text{grad } B_{Tomikon}(r) = 0.26 \left(\frac{(1 - r)^2}{\left((1 - r)^2 + 0.09 \right)^{\frac{3}{2}}} - \frac{1}{\sqrt{(1 - r)^2 + 0.09}} + \frac{1}{\sqrt{(1 + r)^2 + 0.09}} - \frac{(1 + r)^2}{\left((1 + r)^2 + 0.09 \right)^{\frac{3}{2}}} \right). \quad (9)$$

Графики этих зависимостей представлены на рис. 10, a . На интервале от 0 на 0.2 м полученная зависимость представляет собой линейный участок, что согласуется с линейной аппроксимацией зависи-

мости отклонений положения объектов от расстояния до центра однородности, что представлено на рис. 10, б.

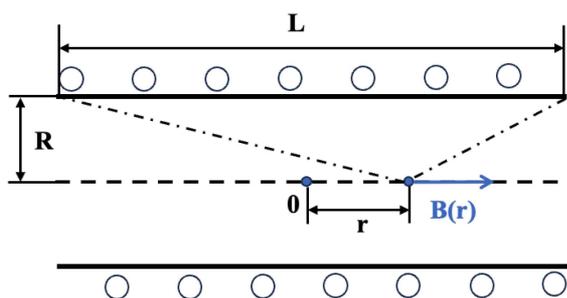


Рис. 9. Магнитное поле внутри соленоида

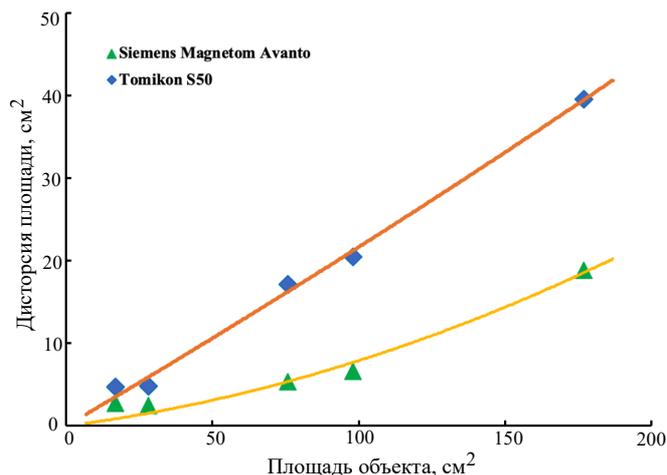


Рис. 11. График зависимости дисторсии площади от размеров объекта

Как видно из представленной зависимости, для объектов малой площади, до 50 см², искажения площади могут достигать 8 см². При площадях объектов более 150 см² искажение площади изображения может превышать 20%.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

МРТ широко применяется при планировании лучевой терапии, в частности в стереотаксической радиохирургии метастазов в головном мозге. Требуемая точность определения размера мишени для планирования радиохирургического лечения составляет 1 мм. Исходя из полученных результатов использование МР-изображений для планирования без дополнительной коррекции может быть недопустимо.

В результате данной работы показано, что присутствующая на МРТ-изображениях дисторсия минимальна в центре магнитной катушки томографа и постепенно увеличивается с расстоянием от центра. Зависимости отклонения положения объекта от расстояния до него были аппроксимированы линейными функциями с коэффициентами корреляции, составившими 0.9226 и 0.9884 соответственно для томографов Tomikon S50 и Siemens Magnetom Avanto. Средние отклонения положения исследуемых объектов составили 2.32 ± 0.42 мм для томографа Tomikon S50 и 2.55 ± 0.23 мм соответственно для томографа Siemens Magnetom Avanto. Показано, что значение отклонения увеличивается в зависимости от расстояния до центра однородности и достигает 5 мм на расстоянии 160 мм от центра для обоих томографов. Полученные значения хорошо согласуются с данными из других работ, например [3], где отклонение также превышает 4 мм. В других исследованиях значения дисторсии могут превышать 10 мм, что показано в работах [32, 33].

В результате автоматической коррекции центра однородности магнитного поля при каждом изме-

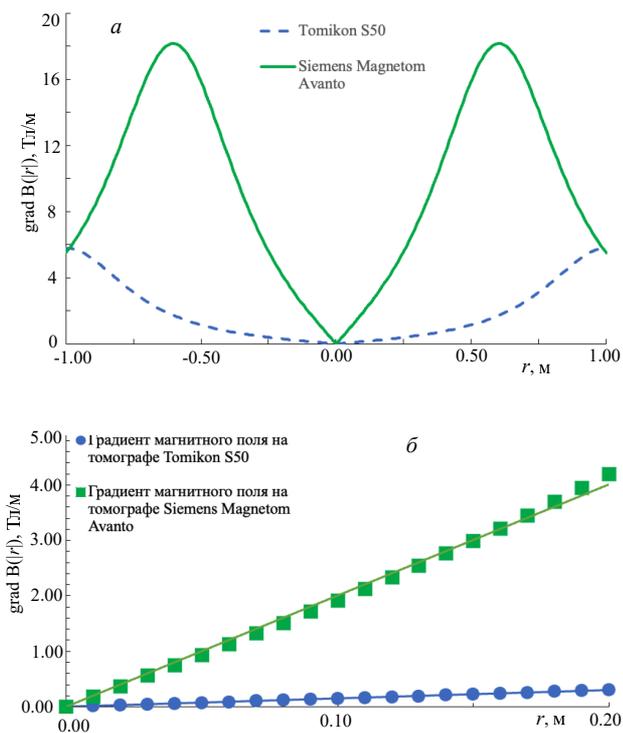


Рис. 10. График зависимости градиента магнитного поля от расстояния до центра катушки: а — на интервале от -1 м до 1 м; б — на интервале от 0 до 0.2 м

Результаты расчетов площадей квадратов, построенных по внешнему и внутреннему краям квадратов, составленных из 4, 16 и 25 пробирок, центрированных относительно центра однородности поля, приведены в табл. 2.

По полученным данным были построены графики зависимости дисторсии площади изображений от реальных размеров объекта на каждом томографе. Зависимости аппроксимировались квадратичной функцией с использованием метода наименьших квадратов (МНК). Вид полученной зависимости и кривая, ее аппроксимирующая, представлены на рис. 11. Параметры аппроксимации с использованием МНК представлены в табл. 3.

Таблица 2. Результаты измерений и рассчитанные искажения площади

Speal, см ²	SMagnetom, см ²	ΔSMagnetom, см ²	STomikon, см ²	ΔSTomikon, см ²
176.89	158.02	18.87	137.33	39.55
98.01	91.43	6.58	77.49	20.52
75.69	70.35	5.34	58.56	17.13
28.09	25.60	2.49	23.28	4.81
16.81	14.11	2.70	12.6	4.74

Таблица 3. Параметры аппроксимации с использованием МНК

Томограф	Tomikon S50	Siemens Magnetom Avanto
Уравнение	$y = Ax^2 + Bx$	
Коэффициент корреляции	0.99	0.97
A	8.0×10^{-5}	3.4×10^{-4}
B	0.208	0.046

рени, искажение формы изображений пробирок фантома не наблюдалось для томографа Siemens Magnetom Avanto. На томографе Tomikon S50 нет функции автоматической коррекции центра, что приводило к искажению формы исследуемых объектов. По этой причине важно вручную проводить совмещение центров однородности магнитного поля и исследуемой мишени на томографах без автоматической коррекции.

Получены теоретические зависимости градиента магнитного поля от расстояния до центра однородности с использованием величины магнитного поля, а также радиуса и длины катушки для каждого томографа. Рассчитанные зависимости хорошо согласуются по виду зависимости с линейными аппроксимациями отклонений положения объектов от расстояния, полученными на основании экспериментальных данных в исследуемом интервале. Это позволяет, не проводя дополнительных измерений, оценивать геометрические искажения, связанные с неоднородностью магнитного поля.

При исследовании зависимости искажений изображений от площади объекта, расположенного в центре однородности, было установлено, что искажение площади квадратично возрастает. При площадях объектов более 150 см² искажение площади изображения может превышать 20%.

Измерение и учет дисторсии — необходимое условие гарантии точности определения мишени облучения и дальнейшего лечения пациентов. Поскольку наибольшие искажения МРТ-изображений наблю-

даются в периферических областях МР-сканера, дисторсия имеет большее значение для анатомических структур, расположенных на удалении от центра магнитной катушки. Алгоритмы исправления искажений, применяемые в томографах, как показал эксперимент, не позволяют полностью избавиться от них. Учитывать искажения и не допускать геометрические промахи при планировании можно, учитывая особенности эксплуатируемого МР-томографа. Для качественной оценки дисторсии можно использовать теоретические зависимости, построенные с учетом реальных параметров томографа. Для более детального исследования необходимо проводить измерения фантомов с заранее известными геометрическими размерами.

Данная работа обеспечивает базовую оценку величины и распределения дисторсии, присутствующей в МРТ-изображениях.

Авторы выражают благодарность коллективу Лаборатории магнитной томографии и спектроскопии факультета фундаментальной медицины МГУ и отделу лучевой диагностики МНОЦ МГУ, профессору Ю.А. Пирогову и профессору В.Е. Синицыну за возможность проведения экспериментов на аппаратах МРТ и оказанную помощь при проведении данного исследования.

Работа выполнена в рамках программы развития Междисциплинарной научно-образовательной школы Московского университета «Фотонные и квантовые технологии. Цифровая медицина», проект №23-Ш06-22.

[1] Girish K., SyedaArshiya A., Ayesha S. // Intl. J. Dental. Clin. 3. N 1. 65 (2011).
 [2] Plewes D.B., Kucharczyk W. // J. Magn. Reson.

Imaging. N 35. 1038 (2012).
 [3] van Beek E.J.R., Kuhl C., Anzai Y. et al. // J. Magn. Reson. Imaging. N 49. 14 (2019).

- [4] Currie S., Hoggard N., Craven I. J. et al. // *Postgraduate Medical Journal*. **89**. N 1050. 209 (2013).
- [5] Wang Y.X.J., Hussain S.M., Krestin G.P. // *European radiology*. **11**. 2319 (2001).
- [6] Sun C., Lee J.S.H., Zhang M. // *Advanced drug delivery reviews*. **60**, N 11. 1252 (2008).
- [7] Ota Y., Liao E., Capizzano A.A. et al. // *American Journal of Neuroradiology*. **42**. N 10. 1839 (2021).
- [8] Wang T., Lei Y., Curran W.J. et al. // *Medical Imaging 2021: Biomedical Applications in Molecular, Structural, and Functional Imaging*. SPIE. **11600**. 388 (2021).
- [9] Wattjes M.P., Barkhof F. // *Neuroradiology*. **51**. 279 (2009).
- [10] Schmitt F., Grosu D., Mohr C. et al. // *Der Radiologe*. **44**. N 1. 31 (2004).
- [11] Ladd M.E., Bachert P., Meyerspeer M. et al. // *Progress in nuclear magnetic resonance spectroscopy*. **109**. 1 (2018).
- [12] Norris D.G. // *Journal of Magnetic Resonance Imaging: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*. **18**, N 5. 519 (2003).
- [13] Sarracanie M., Salameh N. // *Frontiers in Physics*. **8**. 172. (2020).
- [14] Liu Y., Leong A.T.L., Zhao Y. et al. // *Nature communications*. **12**, N 1. 7238. (2021).
- [15] Wald L.L., McDaniel C., Witzel T. et al. // *Journal of Magnetic Resonance Imaging*. **52**, N 3. 686 (2020).
- [16] Ринк П.А. Магнитный резонанс в медицине. М.: Геотар-Мед, 2003
- [17] Лукьянёнков П.И. // *Научное обозрение. Медицинские науки*. № 2. 59 (2016).
- [18] <https://www.statista.com/statistics/1155650/magnetic-resonance-imaging-scanners-in-russia/>
- [19] <https://tass.ru/ekonomika/14296857>
- [20] Jonsson J.H., Karlsson M.G., Karlsson M. et al. // *Radiat Oncol*. **5**, N 62. (2012).
- [21] Weygand J., Fuller C. D., Ibbott G. S. et al. // *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. **95**, N 4. (2016).
- [22] Walker A., Liney G., Metcalfe P., Holloway L. // *Australas Phys Eng Sci Med*. **37**, N 1. 103 (2014).
- [23] Torfeh T, Hammoud R, Perkins G. et al. // *MagnReson Imaging*. **34**. N 5. 645 (2016).
- [24] Khoo V.S., Dearnaley D.P., Finnigan D.J. et al. // *Radiotherapy and Oncology*. **42**, N 1. 1 (1997).
- [25] Jezzard P., Clare S. // *Hum. Brain Mapp*. N 8. 80 (1999).
- [26] Baldwin L.N., Wachowicz K., Thomas S.D. et al. // *Med. Phys*. **34**. 388.
- [27] Burkhardt S., Schweikard A., Burgkart R. // *J. Medical Image Analysis*. **7**, N 3. 221 (2003).
- [28] Wang D., Doddrell D. // *Current Medical Imaging Reviews*. **1**, N 1. 49 (2005).
- [29] Fransson A., Andreo P., Putter R. // *Strahlenther Onkol*. **177**, N 2. 59 (2001).
- [30] Pappas E.P., Alshantqity M., Moutsatsos A. et al. // *Technology in Cancer Research & Treatment*. **16**, N 6. 1120 (2017).
- [31] Wang D., Strugnell W., Cowin G. et al. // *Magnetic Resonance Imaging*. **22**, N 9. 1211 (2005).
- [32] Rakow-Penner R.A., White N.S., Margolis D.J.A. et al. // *Magnetic Resonance Imaging*. **33**, N 9. 1178 (2015).
- [33] Slagowski J.M., Ding Y., Aima M. et al. // *Physics in Medicine & Biology*. **65**. (2020).

Experimental Assessment of Magnetic Resonance Imaging Distortion for Radiation Therapy Planning

E.N. Lykova^{1,2,a}, A.A. Shcherbakov^{1,2,b}, A.P. Strelkovskaya¹, F.R. Studenikin^{1,2}, S.A. Gavrilova³, A.P. Chernyaev^{1,2}

¹*Department of accelerator physics and radiation medicine, Faculty of Physics, Lomonosov Moscow State University Moscow 119991, Russia*

²*Department of nuclear physics methods in Medicine and Industry, D.V. Skobeltsyn Institute of Nuclear Physics, Lomonosov Moscow State University Moscow, 199991, Russia*

³*Department of Physiology and Pathology, Faculty of Fundamental Medicine, Lomonosov Moscow State University Moscow, 119991, Russia*

E-mail: ^aiv-kate@yandex.ru, ^bsherbakov.aa15@physics.msu.ru

MRI is widely used in radiation therapy planning, particularly in stereotactic radiosurgery for brain metastases. The article addresses the geometric distortion of MRI images, which can lead to errors in radiation therapy planning. A series of experiments with a simple phantom were conducted on two MRI scanners with 0.5 T and 1.5 T magnetic fields. Deviations in the positions of the phantom objects from their actual locations were observed. The detected deviations can reach up to 5 mm. A theoretical dependence of the magnetic field gradient on the distance to the center of homogeneity was calculated, which agrees well with the approximation of experimental data. An assessment was made of the dependence of the image area distortion of objects located at the center of the field homogeneity on their actual sizes. It was found that the area deviation can reach up to 20%.

PACS: 87.50.Mn

Keywords: MRI, magneticresonance imaging, MRI distortion, radiation therapy.

Received 12 March 2024.

English version: *Moscow University Physics Bulletin*. 2024. **79**, No. 4. Pp. 524–532.

Сведения об авторах

1. Лыкова Екатерина Николаевна — канд. физ.-мат. наук, доцент; тел. (495) 939-13-44, e-mail: iv-kate@yandex.ru.
2. Щербаков Алексей Александрович — мл. науч. сотрудник, программист; тел. (495) 939-13-44, e-mail: sherbakov.aa15@physics.msu.ru.
3. Стрелковская Анастасия Павловна — студент; тел. (495) 939-13-44, e-mail: strelkovskaya.ap16@physics.msu.ru.
4. Студеникин Феликс Рикардович — канд. физ.-мат. наук, ассистент, зав. лабораторией радиационной медицинской физики; тел. (495) 939-41-60, e-mail: f.studenikin@gmail.com.
5. Гаврилова Светлана Анатольевна — доктор биол. наук, доцент; e-mail: sgavrilova@mail.ru.
6. Черняев Александр Петрович — доктор физ.-мат. наук, зав. кафедрой физики ускорителей и радиационной медицины, зав. отделом ядерно-физических методов в медицине и промышленности; тел. (495) 939-13-44, e-mail: a.p.chernyaev@yandex.ru.