

Возможности DIXON последовательностей в магнитно-резонансной томографии для количественной оценки жировой фракции: фантомное исследование

О.Ю. Панина^{1,2}, А.И. Громов^{3,4}, Е.С. Ахмад¹, Д.С. Семёнов¹, С.А. Кивасёв⁵, А.В. Петряйкин¹, В.А. Нечаев²

¹ Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий, Москва, Россия;

² Городская клиническая больница имени С.С. Юдина, Москва, Россия;

³ Российский университет медицины, Москва, Россия;

⁴ Национальный медицинский исследовательский центр радиологии, Москва, Россия;

⁵ Центральный клинический госпиталь «РЖД-Медицина», Москва, Россия;

АННОТАЦИЯ

Обоснование. Точность количественных показателей, полученных с помощью магнитно-резонансной томографии, представляет научный и практический интерес. Контроль параметров сканирования и стандартизация общеизвестных подходов к оценке жировой фракции является важной задачей лучевой диагностики.

Цель — оценить возможность количественного измерения жировой фракции с помощью стандартных диксоновских импульсных последовательностей посредством фантомного моделирования.

Методы. Проведено экспериментальное многоцентровое одномоментное неослепленное исследование. Для моделирования веществ с разной концентрацией жировой фазы выбраны прямые эмульсии типа «масло в воде». Пробирки с эмульсиями помещали в специальный цилиндрический фантом. Эмульсии на основе смеси растительных масел представлены в диапазоне значений жировой фракции 10–60%. Проводили серию тестирований на сканерах разных производителей и с различной индукцией магнитного поля: Optima MR450w 1,5 Тл, MAGNETOM Skyra 3 Тл, а также на томографе Ingenia 1,5 Тл и Ingenia Achieva dStream 3,0 Тл в разных медицинских центрах. Фракцию жира определяли расчётным методом по общеизвестным формулам на основе измерения интенсивности сигнала. Провели регрессионный анализ линейной зависимости измеренных концентраций жировой фракций от заданных значений, а также F-тест для оценки вариативности.

Результаты. С использованием фантомного моделирования провели проверку работы импульсных диксоновских последовательностей на различных томографах с целью количественного определения жировой фракции по соответствующим формулам. При оценке точности её количественного измерения установлена слабая линейная зависимость между полученными значениями и заданными концентрациями жировой фракции. Кроме того, для некоторых томографов выявлено статистически значимое смещение, превышающее 5%. Оценка воспроизводимости измерений показала различия в вариабельности концентрации жировой фракции как между разными моделями томографов, так и внутри одной.

Заключение. Полученные результаты подтверждают, что расчёт жировой фракции с использованием импульсных диксоновских последовательностей по соответствующим формулам необходимо осуществлять только после предварительного фантомного сканирования. Применение фантома обеспечивает надлежащий контроль качества и калибровку магнитно-резонансного томографа, делая точное количественное измерение жира более надёжным и широкодоступным.

Ключевые слова: магнитно-резонансная томография; количественная оценка жировой фракции; фракция жира; фантом, диксоновские последовательности; контроль качества.

КАК ЦИТИРОВАТЬ:

Панина О.Ю., Громов А.И., Ахмад Е.С., Семёнов Д.С., Кивасёв С.А., Петрайкин А.В.,
Нечаев В.А. Возможности DIXON последовательностей в магнитно-резонансной томографии для
количественной оценки жировой фракции: фантомное исследование // Digital Diagnostics. 2025.
Т. 6, № 2. С. XX–XX. DOI: 10.17816/DD633802 EDN: WDWBY

Рукопись получена: 25.06.2024

Рукопись одобрена: 06.12.2024

Опубликована online: 04.06.2025

Статья доступна по лицензии CC BY-NC-ND 4.0 International

© Эко-Вектор, 2025

Accepted for publication

Possibilities of Dixon Sequences in Magnetic Resonance Imaging for Fat Fraction Quantification: A Phantom Study

Olga Yu. Panina^{1,2}, Alexander I. Gromov^{3,4}, Ekaterina S. Akhmad¹, Dmitriy S. Semenov¹, Stanislav A. Kivasev⁵, Alexey V. Petraikin¹, Valentina A. Nechaev²

¹ Research and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies, Moscow, Russia;

² Moscow City Hospital named after S.S. Yudin, Moscow, Russia;

³ Russian University of Medicine, Moscow, Russia;

⁴ National Medical Research Radiological Center, Moscow, Russia;

⁵ Central Clinical Hospital "RZD-Medicine", Moscow, Russia

ABSTRACT

BACKGROUND: The accuracy of quantitative indicators in MRI is of scientific and practical interest. The control of scanning parameters and the standardization of well-known approaches to the assessment of fat fraction is an important task of radiation diagnostics.

AIM: The aim of the study is to evaluate the ability to quantify fat fraction (FF) using DIXON pulse sequences through phantom modeling.

MATERIALS AND METHODS: Direct emulsions of the "oil in water" type were selected to simulate substances with different concentrations of the fat phase. Tubes with emulsions were placed in a cylindrical phantom filled with an MR contrast liquid. Emulsions based on vegetable oils were presented in the range of fat fraction (FF) values from 0-60%. A series of tests were conducted on scanners from different manufacturers and with different magnetic field induction: Optima, MR450w 1.5 Tl (GE), MAGNETOM Skyra 3T (Siemens), as well as on the Ingenia 1.5Tl tomograph and Ingenia Achieva DStream 3.0 Tl (Philips) in different clinical centers. The fat fraction (FF) was determined by calculation using well-known formulas based on measuring the signal intensity in phase (In) and antiphase (Out): $FF_1 = (In-Out)/2*In*100\%$; by water (Water) and Fat (Fat): $FF_2 = Fat/(Fat+Water)*100\%$. A regression analysis of the linear dependencies of the measured FF on the set ones was performed, as well as an F-test to evaluate variations in values.

RESULTS: Using the phantom modeling approach, the operation of DIXON pulse sequences on various tomographs was monitored in the quantitative determination of the fat fraction according to the formulas. When evaluating the ability to quantify FF, a weak linear dependence of the measured FF_1 and FF_2 on the set values was shown with a statistically significant bias of more than 5% for a number of tomographs. The evaluation of the reproducibility of measurements showed differences in FF variation not only between different models of tomographs, but also within the same model.

CONCLUSION: The results obtained confirm that the calculation of the fat fraction using DIXON pulse sequences according to formulas should be carried out only after preliminary phantom scanning. The use of the phantom allows proper quality control and calibration of the MRI scanner, as well as making accurate quantitative measurement of fat widely available.

Keywords: magnetic resonance imaging; fat quantification; fat fraction; phantom study; Dixon; quality control.

TO CITE THIS ARTICLE:

Panina OYu, Gromov AI, Akhmad ES, Semenov DS, Kivasev SA, Petraikin AV, Nechaev VA. Possibilities of DIXON sequences in magnetic resonance imaging for fat fraction quantification: a phantom study. *Digital Diagnostics*. 2025;6(2):XX-XX. DOI: 10.17816/DD633802 EDN: WDWBY

Submitted: 25.06.2024

Accepted: 06.12.2024

Published online: 04.06.2025

The article can be used under the CC BY-NC-ND 4.0 International License

© Eco-Vector, 2025

ОБОСНОВАНИЕ

Отмечают растущий интерес к количественной оценке жировой фракции (Fat Fraction, FF) с помощью магнитно-резонансной томографии (МРТ), компьютерной томографии и ультразвукового исследования, в первую очередь в контексте диагностики стеатоза печени. Количественная оценка FF при МРТ, как правило, реализуется с использованием диксоновских (DIXON) последовательностей, которые входят в стандартный функционал большинства современных томографов. Их преимуществом является не только возможность точного разграничения сигналов от воды и жира, но и одновременное получение четырёх изображений за одно кратковременное сканирование: только от жира (Fat Only, Fat), только от воды (Water Only, Water), в фазе (In-Phase, In) и противофазе (Out-of-Phase, Out) [1, 2]. Такая особенность импульсной последовательности позволяет точно и демонстративно выявлять жир в паренхиме органов или патологических образованиях.

Существуют двухточечные DIXON последовательности, в частности LAVA® [General Electric Healthcare, Соединённые Штаты Америки (США)], mDixon® (Philips Healthcare, Нидерланды) и многоточечные последовательности (например, VIBE® Siemens Healthcare, Германия). Они основаны на DIXON последовательностях, которые используют различные значения времени эха (Time Echo, TE) в зависимости от производителя и модели томографа. Также разработаны специализированные программные решения автоматического расчёта, такие как IDEAL IQ®, (General Electric Healthcare, США), Liver Lab® (Siemens Healthcare, Германия) и QUANT® (Philips Healthcare, Нидерланды). Указанные программные решения позволяют автоматически рассчитывать количественный показатель FF в процентах по протонной плотности (Proton Density Fat Fraction, PDFF). Однако данные модули доступны не на всех томографах, поскольку зачастую являются дополнительной опцией, приобретаемой отдельно [3]. В подобных случаях у врача-рентгенолога сохраняется возможность самостоятельного расчёта FF в процентах с учётом данных стандартных DIXON последовательностей с использованием формул, основанных на сигнальных характеристиках, — интенсивности сигнала (Signal Intensity, SI). Расчёт осуществляют по изображениям в фазе и противофазе, а также изображениям, взвешенным по воде и жиру [1, 4].

Однако количественные значения, полученные при таком подходе, могут существенно варьировать в зависимости от порядка сбора данных, производителя и модели томографа, индукции магнитного поля, а также других технических параметров. В литературе представлены отдельные сообщения о значительных погрешностях при определении FF в некоторых случаях [2, 5].

Очевидна необходимость обеспечения точности и достоверности количественных показателей FF при проведении МРТ с целью надёжного выявления патологических изменений [6]. Одним из эффективных подходов к решению данной задачи является валидация DIXON последовательностей с использованием фантомного моделирования на конкретном магнитно-резонансном томографе [7, 8].

ЦЕЛЬ

Оценить возможность количественного измерения жировой фракции с помощью стандартных диксоновских импульсных последовательностей посредством фантомного моделирования.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

ДИЗАЙН ИССЛЕДОВАНИЯ

Проведено экспериментальное многоцентровое одномоментное неослеплённое исследование возможностей последовательностей DIXON с использованием фантома.

ОПИСАНИЕ ФАНТОМА

Для проведения эксперимента использовали фантом, разработанный в Научно-практическом клиническом центре диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения г. Москвы (рис. 1, а). Фантом — это герметичный цилиндр из оргстекла с установленными в нём пробирками, содержащими эмульсии с различной концентрацией жировой фазы: 10, 20, 30, 40, 50 и 60% (см. рис. 1, б).

Для моделирования данных концентраций жира приготовлены прямые эмульсии типа «масло в воде» на основе растительных масел (подсолнечного и соевого) с однородным распределением фаз [9–11]. С целью обеспечения длительной стабильности и гомогенности образцов использовали эмульгатор BTMS (Behentrimonium Methosulfate, Бегентримониум метосульфат). Диспергирование (эмульгирование) проводили путём его нагрева с последующим смешиванием с растительным маслом. Далее эмульгирование выполняли с помощью ультразвукового диспергатора IKA Ultra-Turrax T 25® (IKA-Werke GmbH & Co. KG, Германия). На этапе контроля разработанный фантом протестировали с помощью магнитно-резонансной спектроскопии, а также методом программного расчёта на томографе Philips Ingenia Achieva 3.0 T® (Philips Healthcare, Нидерланды). Для каждой пробирки с эмульсией получены 1H магнитно-резонансные спектры [Stimulated Echo Acquisition Mode (STEAM); TE — 12, 24, 36, 48, 60 мс; Repetition Time (TR) — 6000 мс]. Они обработаны с использованием собственного кода в программе MATLAB® (MathWorks, США). Интенсивность сигналов воды и жира корректировали при релаксации T2, что приводило к количественному определению значений PDFF. Подтверждена точность задания жировой фракции, при которой максимальное отклонение измеренных значений составило 5% для образца с концентрацией жира 20%. Таким образом, продемонстрирована достоверность заданных концентраций жировой фракции в фантоме.

ОПИСАНИЕ ЭКСПЕРИМЕНТОВ

В период с февраля 2022 по февраль 2024 г. выполнена серия фантомных тестов. Фантом отсканировали на магнитно-резонансных томографах трёх производителей, работающих с разной индукцией магнитного поля (1,5 и 3,0 Тл) (рис. 2):

- Optima® MR450w 1,5 Тл (General Electric Healthcare, США) с использованием последовательностей IDEAL IQ (IDEAL) и LAVA Flex (LAVA) на двух разных томографах;
- MAGNETOM® Skyra 3 Тл (Siemens Healthcare, Германия) с использованием последовательности T1 vibe (VIBE) на томографах из двух разных клиник;
- Ingenia® 3 Тл и Ingenia® Achieva 3,0 Тл (Philips Healthcare, Нидерланды) с использованием последовательностей mDIXON и DIXON QUANT (QUANT) на томографах из двух клиник.

Применяли стандартный протокол сканирования, установленный на конкретном томографе.

Оценку жировой фракции осуществляли по данным магнитно-резонансных томограмм фантома путём выделения области интереса (Region of Interest, ROI) на соответствующих изображениях (рис. 3, а). Значение интенсивности сигнала внутри области интереса фиксировали на пяти разных срезах (см. рис. 3, б) для серий In, Out, Fat и Water с последующим вычислением средних арифметических значений и внесением их в итоговый протокол результатов теста.

ОЦЕНКА КОНЦЕНТРАЦИИ ЖИРА

С целью оценки концентрации FF для каждого образца выполнили расчёт его процентного содержания с учётом итоговых значений SI с использованием двух известных формул [12].

- Стандартная формула с выполнением расчёта по изображениям In и Out:

$$FF_1 = \frac{SI(In) - SI(Out)}{2 \times SI(In)} \times 100, \quad (1)$$

где FF_1 — содержание жира, рассчитанное по изображениям в фазе и противофазе, %; $SI(In)$ — интенсивность сигнала в фазе; $SI(Out)$ — интенсивность сигнала в противофазе.

- Формула, включающая данные изображений с сигналом от воды и жира:

$$FF_2 = \frac{SI(Fat)}{SI(Fat) + SI(water)} \times 100, \quad (2)$$

где FF_2 — содержание жира, рассчитанное по изображениям, взвешенным по воде и жиру, %; $SI(Fat)$ — интенсивность сигнала жировых молекул; $SI(Water)$ — интенсивность сигнала молекул воды.

Далее проводили сравнение расчётных (измеренных) данных, полученных с использованием двух формул при заданных концентрациях жира в фантоме, посредством построения и анализа линейной зависимости.

ЭТИЧЕСКАЯ ЭКСПЕРТИЗА

В данном исследовании не принимали участие люди и лабораторные животные. В связи с этим этическую экспертизу протокола исследования не проводили.

СТАТИСТИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ

Анализ линейной зависимости измеренных значений концентрации FF провели с использованием построения линейных графиков. Методом регрессионного анализа оценили коэффициенты линейной регрессии и их значимость для полученных значений концентрации FF с использованием двух формул (1) и (2).

Для оценки воспроизводимости измерений FF₁ и FF₂, полученных при использовании DIXON последовательностей, рассчитаны среднее значение, среднеквадратическое отклонение и коэффициент вариации.

Оценку выполнили для следующих вариантов.

- Общий коэффициент вариации:

$$CV = \frac{sd_i}{M_i}, \quad (3)$$

где M и sd — среднее значение и среднеквадратическое отклонение соответственно при рассмотрении всех сканирований фантома; i — номер сканирования.

- Коэффициент вариации для одной модели и DIXON последовательности (intra scanner):

$$CV_j = \frac{sd_{ji}}{M_{ji}}, \quad (4)$$

где M и sd — среднее значение и среднеквадратическое отклонение соответственно при рассмотрении сканирований фантома для одной модели томографа и DIXON последовательности; i — номер сканирования; j — номер сканера и DIXON последовательности.

Для сравнения дисперсии измерений, полученных на разных моделях томографов, применён F-тест после предварительной проверки нормальности распределения данных с использованием теста Шапиро–Уилка. Анализ проводили с помощью программных пакетов SciPy (версия 1.10.1) на языке Python, а также в Microsoft Excel®, версия 16 (Microsoft, США). Уровень статистической значимости для всех анализов соответствовал $p < 0,05$. Выполнение пятикратного измерения FF определяли стандартными методами измерений, а магнитно-резонансные томографы подобрали с условием наличия как минимум двух сканеров с поддержкой DIXON последовательности.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Сравнение полученных значений FF₁ и FF₂ с использованием соответствующих формул (1) и (2), рассчитанных для разных образцов в фантоме, выявило следующую зависимость (рис. 4).

Анализ графиков, построенных для разных томографов и DIXON последовательностей, показал, что при использовании формулы (1) (см. рис. 4, а) все графики измеренных концентраций FF демонстрировали нелинейную зависимость от заданных значений. Для данных, рассчитанных по формуле (2) (рис. 4, б), выявлена выраженная линейная зависимость в большинстве случаев измерений, при этом для некоторых показателей наблюдали их смещение вдоль оси y .

Результаты анализа линейной регрессии для расчётов FF₁ и FF₂ с использованием соответствующих формул (1) и (2) продемонстрированы в табл. 1 для каждого томографа и DIXON последовательности. Формат уравнения линейной регрессии представлен в виде:

$$y = a \times x + b, \quad (5)$$

где b — коэффициент смещения; a — коэффициент наклона прямой.

Анализ данных, представленных в табл. 1, позволяет сделать вывод о статистически значимом смещении измеренных значений FF₁ и FF₂, превышающем 5%. Такое смещение отмечено, например, для:

- двух сканеров Optima® MR450w 1,5 Тл (General Electric Healthcare, США) при использовании последовательности LAVA;

- сканера Ingenia® 3 Тл (Philips Healthcare, Нидерланды) при использовании последовательности mDixon;
- двух сканеров MAGNETOM® Skyra 3 Тл (Siemens Healthcare, Германия) при использовании последовательности VIBE.

Коэффициент наклона линейной регрессии для показателя FF_1 получен в широком интервале от $-0,70$ до $0,83$, тогда как для FF_2 значения коэффициента были около единицы в интервале от $0,94$ до $1,34$ (см. табл. 1).

С целью анализа воспроизводимости результатов для одной модели магнитно-резонансного томографа и DIXON последовательности выполнен расчёт статистических показателей измерений, представленных в табл. 2.

Для оценки дисперсии измерений в зависимости от модели томографа и DIXON последовательности проведён F-тест. Анализ выполнили попарно для каждого из шести образцов фантома (10–60%) с учётом измеренных значений FF_1 и FF_2 . Так, для FF_1 (образец с содержанием жира 10%) получены статистически значимые различия показателей вариации при использовании одной модели томографов Optima® MR450w 1,5 Тл (General Electric Healthcare, США), последовательность IDEAL ($p=0,002$), и MAGNETOM® Skyra 3 Тл (Siemens Healthcare, Германия), последовательность VIBE ($p=0,007$). В то же время для Ingenia® 3 Тл (Philips Healthcare, Нидерланды), последовательность mDixon, статистически значимых различий не выявлено. Для FF_2 (образец с содержанием жира 10%) получены статистически значимые различия показателей вариации при использовании томографов Ingenia® 3 Тл (Philips Healthcare, Нидерланды), последовательность mDixon ($p=0,010$), и MAGNETOM® Skyra 3 Тл (Siemens Healthcare, Германия), последовательность VIBE ($p<0,001$). Кроме того, при использовании одинаковых DIXON последовательностей (IDEAL и LAVA) на томографах Optima® MR450w 1,5 Тл (General Electric Healthcare, США) отмечены равные значения коэффициента вариации FF_2 . Однако при их сравнении между собой выявлены статистически значимые различия коэффициента вариации FF_2 ($p=0,020$).

ОБСУЖДЕНИЕ

Проведённое мультицентровое фантомное исследование выявило как возможности, так и ограничения импульсных DIXON последовательностей при количественном определении FF с использованием магнитно-резонансных томографов разных моделей и производителей. Для корректного непрограммного количественного определения FF предпочтительнее проводить расчёты с использованием формулы (2), то есть проводить измерения по данным изображений, взвешенных по воде и жиру. Расчёты по формуле (1) демонстрируют неоднозначные результаты, которые затруднительно интерпретировать. Полученные данные подчёркивают необходимость выполнения калибровки с использованием фантома, которая позволит определить воспроизводимость измеренных значений, а также даст возможность рассчитать поправочные коэффициенты для их приближения к заданным. Однако расчёты с использованием формулы (2) также требуют калибровки.

Научные исследования направлены на выявление достоверных неинвазивных биомаркёров — количественных показателей, определяемых не визуально, а с использованием объективных цифровых данных. Процентный расчёт FF при проведении МРТ позволяет получать дополнительную информацию в области интереса. Это доступно благодаря различным вариантам импульсных DIXON последовательностей, которые доступны на томографах любых производителей [12]. Количественный показатель FF и PDFF (в случае использования программ автоматического расчёта) при использовании импульсных DIXON последовательностей широко применяют в клинической практике для дифференциальной диагностики образований надпочечников, печени, а также выявления хилёзных новообразований брюшной полости [13]. Кроме того, метод используют для оценки патологических изменений костно-суставной системы при доброкачественных и злокачественных новообразованиях, скелетно-мышечной дистрофии, остеопорозе, гематологических заболеваниях, а также при выявлении стеатоза печени и его степени [14–18].

Фантом является сложным тест-объектом, где смоделирован именно внутриклеточный жир. Содержимое в пробирках является тканеимитирующим материалом, то есть жировая эмульсия моделирует точное содержание внутриклеточного жира в нормальных и патологически

изменённых тканях с разной концентрацией (например, в аденоме надпочечника или при жировом гепатозе). В литературе известен фантом с включением железосодержащих эмульсий [19]. Фантомная модель в эксперименте, которую мы описали, не учитывает наличие дополнительных включений, в частности железа. С одной стороны, данный аспект можно рассматривать как недостаток, с другой — целесообразность включения в рутинные тесты пробирок с железом остаётся до конца не изученной, поскольку используемые формулы не учитывают его влияние на магнитно-резонансный сигнал.

Мы провели оценку результатов работы стандартных импульсных DIXON последовательностей в сравнении с заданными достоверными значениями FF в фантоме. Полученные результаты свидетельствуют о возможности её надёжного расчёта с использованием формулы (2), учитывающей сигналы от воды и жира. В случае применения для всех моделей томографов и DIXON последовательностей продемонстрирована линейная зависимость между значениями FF₂ и заданными. Наиболее близкими к истинной прямой получены значения для Ingenia® 2,0 — последовательности QUANT и mDixon и Ingenia® Achieva 3,0 Тл (Philips Healthcare, Нидерланды) — последовательность QUANT, а также для Optima® MR450w 1,5 Тл (General Electric Healthcare, США) — последовательность IDEAL. Для формулы (1) установлена линейная зависимость графиков с положительным значением коэффициента наклона при FF от 0 до 30%, тогда как при визуальной оценке — от 30 до 60% коэффициент наклона отрицателен либо близок к 0.

Результаты оценки дисперсии по данным пятикратных измерений для каждой модели томографа и DIXON последовательности продемонстрировали различия в результатах, полученных на одинаковом оборудовании в разных медицинских центрах. Это подчёркивают необходимость кросс-валидации между учреждениями даже в случае использования одной модели томографа и последовательности.

ОГРАНИЧЕНИЯ ИССЛЕДОВАНИЯ

Ограничением в нашей работе было отсутствие образцов с FF больше 60%. Это связано с тем, что при изготовлении высококонцентрированных жировых эмульсий по данной методике отмечено их расслоение на жировую и водную часть. В свою очередь, для достоверной оценки сигнальных характеристик необходимы однородные и стабильные эмульсии. Однако, согласно клиническим наблюдениям, значения FF больше 60% в тканях встречаются редко, поэтому полученные результаты возможно экстраполировать и на более высокие концентрации.

Дополнительным ограничением является отсутствие данных о стабильности магнитно-резонансных показателей фантома после эксперимента.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

С помощью фантома, который мы описали, можно контролировать воспроизводимость измерений на разных томографах, валидировать полученные результаты независимо от производителя и модели, обеспечивая надлежащий контроль качества при проведении МРТ. В случае невозможности использования программ автоматического расчёта FF предварительные фантомные тестирования позволяют вычислять поправочные коэффициенты и при необходимости корректировать значения на томографе. Полученные результаты способствуют повышению качества диагностики по данным МРТ, обеспечивая врачам-рентгенологам более высокую точность постановки диагноза.

Проведённое фантомное исследование с использованием различных магнитно-резонансных томографов продемонстрировало, что DIXON последовательности возможно эффективно применять для количественного анализа FF при условии предварительного фантомного тестирования. В соответствии с полученными результатами, фантомное тестирование рекомендуется специалистам для повышения точности и воспроизводимости количественных показателей на конкретных моделях томографов. Для корректного количественного определения FF предпочтительнее проводить расчёты по данным карт воды и жира, с использованием формулы (2).

ДОПОЛНИТЕЛЬНАЯ ИНФОРМАЦИЯ

Вклад авторов. О.Ю. Панина — концепция исследования, разработка и проведение экспериментов, написание текста рукописи; А.И. Громов — научное руководство работой, интерпретация результатов, редактирование текста рукописи; Э.С. Ахмад — интерпретация результатов, анализ данных, написание текста рукописи; Д.С. Семёнов — разработка и изготовление фантома, проведение экспериментов; А.В. Петряйкин — научное руководство работой, интерпретация результатов, редактирование текста рукописи; С.А. Кивасёв — проведение экспериментов; В.А. Нечаев — редактирование текста рукописи, утверждение окончательных результатов работы. Все авторы одобрили рукопись (версию для публикации), а также согласились нести ответственность за все аспекты работы, гарантируя надлежащее рассмотрение и решение вопросов, связанных с точностью и добросовестностью любой её части.

Благодарности. Авторы выражают благодарность к.т.н. К.А. Сергуновой за первичную идею исследования.

Этическая экспертиза. В данном исследовании не принимали участие люди и лабораторные животные. В связи с этим этическая экспертиза протокола исследования не проводилась.

Источник финансирования. Данная статья подготовлена авторским коллективом в рамках научно-исследовательской работы «Научное обеспечение стандартизации, безопасности и качества магнитно-резонансной томографии», (ЕГИСУ: № 123031500007-6) в соответствии с Приказом от 21.12.2022 № 1196 «Об утверждении государственных заданий, финансовое обеспечение которых осуществляется за счёт средств бюджета г. Москвы государственным бюджетным (автономным) учреждениям подведомственным Департаменту здравоохранения г. Москвы, на 2023 год и плановый период 2024 и 2025 годов» Департамента здравоохранения г. Москвы.

Раскрытие интересов. Авторы заявляют об отсутствии отношений, деятельности и интересов за последние три года, связанных с третьими лицами (коммерческими и некоммерческими), интересы которых могут быть затронуты содержанием статьи.

Оригинальность. При создании настоящей работы авторы не использовали ранее опубликованные сведения (текст, иллюстрации, данные).

Доступ к данным. Редакционная политика в отношении совместного использования данных к настоящей работе не применима.

Генеративный искусственный интеллект. При создании настоящей статьи технологии генеративного искусственного интеллекта не использовали.

Рассмотрение и рецензирование. Настоящая работа подана в журнал в инициативном порядке и рассмотрена по обычной процедуре. В рецензировании участвовали два члена редакционной коллегии и научный редактор издания.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ | REFERENCES

1. Outwater EK, Blasbalg R, Siegelman ES, Vala M. Detection of lipid in abdominal tissues with opposed-phase gradient-echo images at 1.5 T: techniques and diagnostic importance. *RadioGraphics*. 1998;18(6):1465–1480. doi: [10.1148/radiographics.18.6.9821195](https://doi.org/10.1148/radiographics.18.6.9821195)
2. Panina OYu, Gromov AI, Akhmad ES, et al. Accuracy of fat fraction estimation using DIXON: experimental phantom study. *Medical Visualization*. 2022;26(4):147–158. doi: [10.24835/1607-0763-1160](https://doi.org/10.24835/1607-0763-1160) EDN: [JDIWXI](https://www.edn.ru/jdiwxi)
3. Bray TJP, Chouhan MD, Punwani S, et al. Fat fraction mapping using magnetic resonance imaging: insight into pathophysiology. *The British Journal of Radiology*. 2017;91(1089):20170344. doi: [10.1259/bjr.20170344](https://doi.org/10.1259/bjr.20170344)
4. Bhat V, Velandai S, Belliappa V, et al. Quantification of liver fat with mDIXON magnetic resonance imaging, comparison with the computed tomography and the biopsy. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*. 2017;11(7):TC06–TC10. doi: [10.7860/JCDR/2017/26317.10234](https://doi.org/10.7860/JCDR/2017/26317.10234)
5. Bainbridge A, Bray TJP, Sengupta R, Hall-Craggs MA. Practical approaches to bone marrow fat fraction quantification across magnetic resonance imaging platforms. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*. 2020;52(1):298–306. doi: [10.1002/jmri.27039](https://doi.org/10.1002/jmri.27039) EDN: [WCMNIG](https://www.edn.ru/wcmnig)
6. Gulani V, Seiberlich N. Quantitative MRI: rationale and challenges. *Advances in Magnetic Resonance Technology and Applications*. 2020;1:xxxvii–li. doi: [10.1016/B978-0-12-817057-1.00001-9](https://doi.org/10.1016/B978-0-12-817057-1.00001-9)

7. Vasilev YuA, Semenov DS, Akhmad ES, et al. A method for assessing the effect of metal artifact reduction algorithms on quantitative characteristics of CT images. *Biomedical Engineering*. 2020;54(4):285–288. doi: [10.1007/s10527-020-10023-5](https://doi.org/10.1007/s10527-020-10023-5) EDN: [YEHJTT](#)

8. Morozov S, Sergunova K, Petraikin A, et al. Diffusion processes modeling in magnetic resonance imaging. *Insights into Imaging*. 2020;11(1):60. doi: [10.1186/s13244-020-00863-w](https://doi.org/10.1186/s13244-020-00863-w) EDN: [QEFDVK](#)

9. Sergunova KA. Using siloxane-based inverse emulsions to control the measured diffusion coefficient in magnetic resonance imaging. *Biomedical Engineering*. 2019;5(5):22–25. (In Russ.) EDN: [HUPRTQ](#)

10. Petraikin AV, Ivanova DV, Akhmad ES, et al. Phantom modeling for selection of optimum reconstruction filters in the quantitative computer tomography. *Meditinskaya fizika*. 2020;(2):34–44. EDN: [TLLBVQ](#)

11. Vasilev YuA, Cherkasskaya MV, Akhmad ES, et al. Phantom modelling in magnetic resonance imaging: an overview of materials for simulating tissue relaxation time (review). *Polymer materials and technologies*. 2023;9(4):6–20. doi: [10.32864/polymmattech-2023-9-4-6-20](https://doi.org/10.32864/polymmattech-2023-9-4-6-20) EDN: [TCSKRR](#)

12. van Vucht N, Santiago R, Lottmann B, et al. The Dixon technique for MRI of the bone marrow. *Skeletal Radiology*. 2019;48(12):1861–1874. doi: [10.1007/s00256-019-03271-4](https://doi.org/10.1007/s00256-019-03271-4)

13. Gromov AI, Gorinov AV, Galljamov EA. Mesenteric chylous lymphangioma. Visualization features on opposed-phase MR images. *Medical Visualization*. 2019;23(4):86–92. doi: [10.24835/1607-0763-2019-4-86-92](https://doi.org/10.24835/1607-0763-2019-4-86-92) EDN: [UCRGCC](#)

14. Zhao Y, Huang M, Ding J, et al. Prediction of abnormal bone density and osteoporosis from lumbar spine MR using modified dixon quant in 257 subjects with quantitative computed tomography as reference. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*. 2018;49(2):390–399. doi: [10.1002/jmri.26233](https://doi.org/10.1002/jmri.26233)

15. Maeder Y, Dunet V, Richard R, et al. Bone marrow metastases: T2-weighted Dixon Spin-Echo Fat Images Can Replace T1-weighted Spin-Echo Images. *Radiology*. 2018;286(3):948–959. doi: [10.1148/radiol.2017170325](https://doi.org/10.1148/radiol.2017170325)

16. Chow LTC, Ng AWH, Wong SKC. Focal nodular and diffuse haematopoietic marrow hyperplasia in patients with underlying malignancies: a radiological mimic of malignancy in need of recognition. *Clinical Radiology*. 2017;72(3):265.e7–265.e23. doi: [10.1016/j.crad.2016.10.015](https://doi.org/10.1016/j.crad.2016.10.015)

17. Omoumi P. Update on Advances in Musculoskeletal Magnetic Resonance Imaging. *Seminars in Musculoskeletal Radiology*. 2015;19(04):319–320. doi: [10.1055/s-0035-1565876](https://doi.org/10.1055/s-0035-1565876)

18. Pezeshk P, Alian A, Chhabra A. Role of chemical shift and Dixon based techniques in musculoskeletal MR imaging. *European Journal of Radiology*. 2017;94:93–100. doi: [10.1016/j.ejrad.2017.06.011](https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2017.06.011)

19. Fukuzawa K, Hayashi T, Takahashi J, et al. Evaluation of six-point modified dixon and magnetic resonance spectroscopy for fat quantification: a fat–water–iron phantom study. *Radiological Physics and Technology*. 2017;10(3):349–358. doi: [10.1007/s12194-017-0410-9](https://doi.org/10.1007/s12194-017-0410-9)

ОБ АВТОРАХ/ AUTHORS' INFO

Автор, ответственный за переписку:	
* Панина Ольга Юрьевна; адрес: Россия, 127051, Москва, ул. Петровка, д. 24, стр. 1; ORCID: 0000-0002-8684-775X ; eLibrary SPIN: 5504-8136; e-mail: olgayurpanina@gmail.com	*Olga Yu. Panina, MD; address: 24 Petrovka st, bldg 1, Moscow, Russia, 127051; ORCID: 0000-0002-8684-775X ; eLibrary SPIN: 5504-8136; e-mail: olgayurpanina@gmail.com
Соавторы:	
Громов Александр Игоревич, д-р мед. наук, профессор; ORCID: 0000-0002-9014-9022; eLibrary SPIN-код: 6842-8684; e-mail: gai8@mail.ru	Alexander I. Gromov, MD, Dr. Sci. (Medicine), Professor; ORCID: 0000-0002-9014-9022; eLibrary SPIN-код: 6842-8684; e-mail: gai8@mail.ru
Ахмад Екатерина Сергеевна; ORCID: 0000-0002-8235-9361 ; eLibrary SPIN: 5891-4384;	Ekaterina S. Akhmad; ORCID: 0000-0002-8235-9361 ; eLibrary SPIN: 5891-4384;

e-mail: akhmades@zdrav.mos.ru	e-mail: akhmades@zdrav.mos.ru
Семёнов Дмитрий Сергеевич , канд. техн. наук; ORCID: 0000-0002-4293-2514; eLibrary SPIN: 2278-7290; e-mail: semenovds4@zdrav.mos.ru	Dmitry S. Semenov, Cand. Sci. (Engineering); ORCID: 0000-0002-4293-2514; eLibrary SPIN: 2278-7290; e-mail: semenovds4@zdrav.mos.ru
Кивасёв Станислав Александрович ; ORCID: 0000-0003-1160-5905; eLibrary SPIN: 9883-3406; e-mail: Kivasev@yahoo.com	Stanislav A. Kivasev , MD; ORCID: 0000-0003-1160-5905; eLibrary SPIN: 9883-3406; e-mail: Kivasev@yahoo.com
Петряйкин Алексей Владимирович , д-р мед. наук; ORCID: 0000-0003-1694-4682; eLibrary SPIN: 6193-1656; e-mail: PetryajkinAV@zdrav.mos.ru	Alexey V. Petraikin, MD, Dr. Sci. (Medicine); ORCID: 0000-0003-1694-4682; eLibrary SPIN: 6193-1656; e-mail: PetryajkinAV@zdrav.mos.ru
Нечаев Валентин Александрович , канд. мед. наук; ORCID: 0000-0002-6716-5593; eLibrary SPIN: 2527-0130; e-mail: NechaevVA1@zdrav.mos.ru	Valentin A. Nechaev , MD, Cand. Sci. (Medicine); ORCID: 0000-0002-6716-5593; eLibrary SPIN: 2527-0130; e-mail: NechaevVA1@zdrav.mos.ru

РИСУНКИ

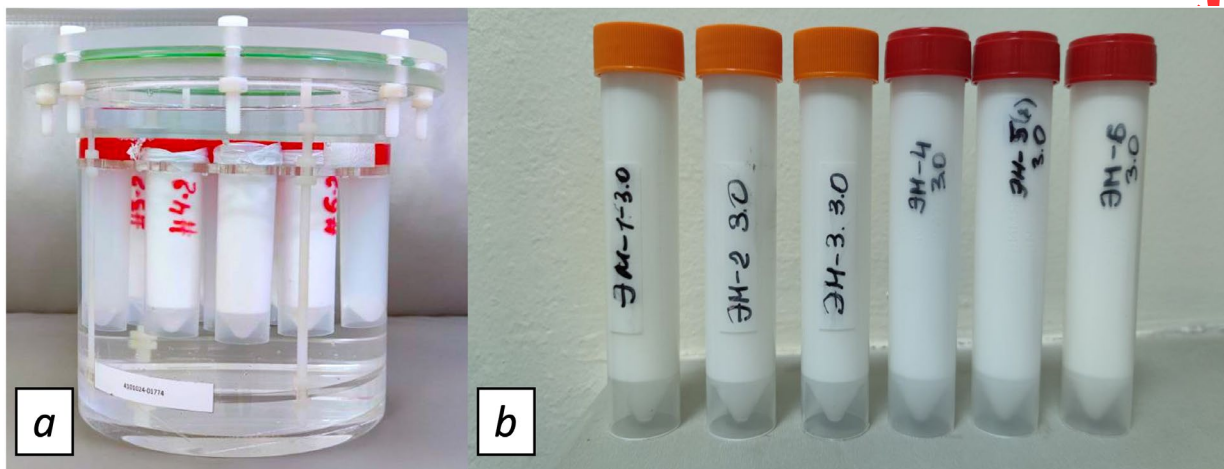


Рис. 1 Фантом: а — внешний вид фантома; б — внешний вид набора пробирок с готовыми эмульсиями.



Рис. 2 Установка фантома и проведение эксперимента.

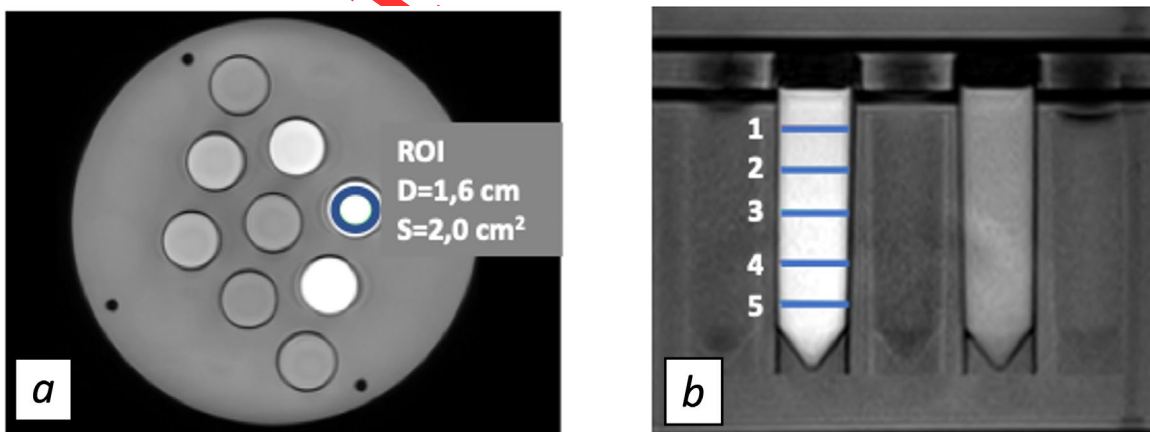


Рис. 3 Магнитно-резонансные изображения фантома: а — аксиальный скан фантома в режиме Fat с демонстрацией установки круглой области интереса; б — корональный скан фантома с уровнями, на которых производили измерения интенсивности сигнала. ROI — область интереса; D — диаметр; S — площадь.

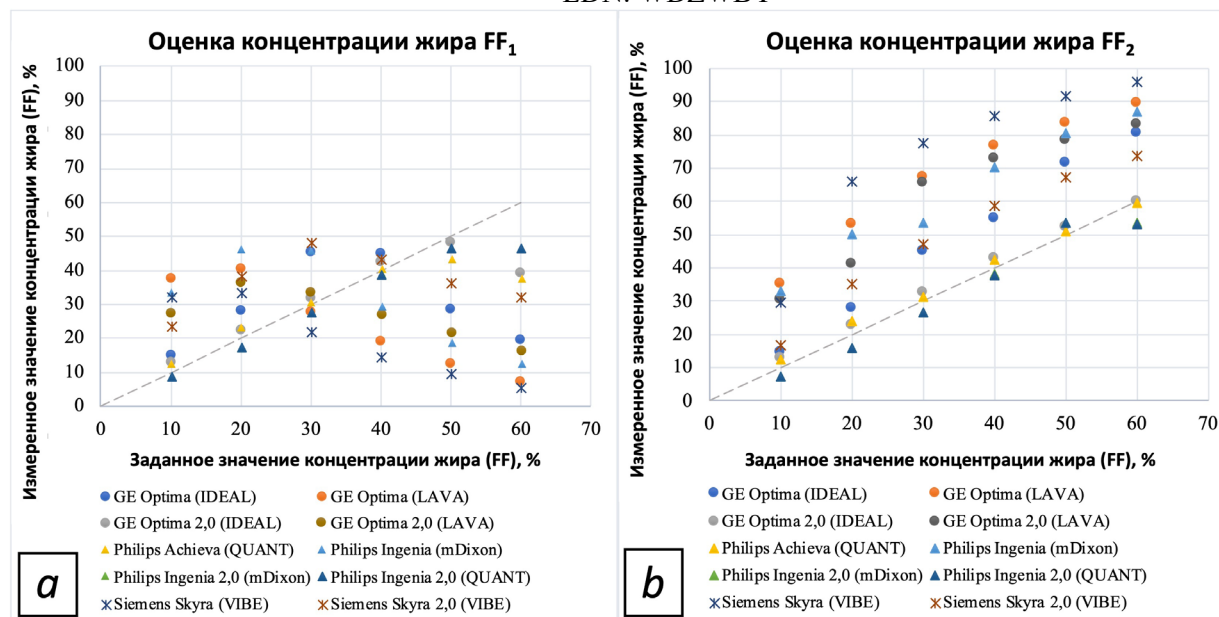


Рис. 4. Результаты определения концентрации жира на различных магнитно-резонансных томографах с использованием диксоновских последовательностей и расчёта по формулам: *a* — расчёт осуществляют по изображениям в фазе и противофазе (1); *b* — расчёт выполняли по изображениям, взвешенным по воде и жиру (2). GE Optima — Optima® MR450w 1,5 Тл (General Electric Healthcare, Соединённые Штаты Америки); Philips Achieva — Ingenia® Achieva 3,0 Тл (Philips Healthcare, Нидерланды); Philips Ingenia — Ingenia® 3 Тл (Philips Healthcare, Нидерланды); Siemens Skyra — MAGNETOM® Skyra 3 Тл (Siemens Healthcare, Германия).

ТАБЛИЦЫ

Таблица 1. Анализ коэффициентов линейной регрессии для рассчитанных значений концентрации жира относительно заданных

Модель томографа (диксоновская последовательность)	FF ₁		FF ₂	
	b (95% ДИ)	a (95% ДИ)	b (95% ДИ)	a (95% ДИ)
<i>Optima® MR450w 1,5 Тл (General Electric Healthcare, Соединённые Штаты Америки)</i>				
Optima (IDEAL)	27,69 ¹ (–8,88...64,26)	0,07 ¹ (–0,87...1,01)	2,20 ¹ (–3,79...8,19)	1,34 (1,19–1,50)
Optima (LAVA)	48,31 (38,68–57,95)	–0,7 (–0,95...–0,45)	30,29 (17,50–43,07)	1,07 (0,74–1,40)
Optima 2,0 (IDEAL) ²	10,68 ¹ (–7,09...28,44)	0,63 (0,17–1,09)	3,92 (2,00–5,84)	0,96 (0,91–1,01)
Optima 2,0 (LAVA) ²	37,67 (24,03–51,31)	–0,31 (–0,66...0,04)	23,88 (6,25–41,50)	1,09 (0,64–1,54)
<i>Ingenia® 3 Тл и Ingenia® Achieva 3,0 Тл (Philips Healthcare, Нидерланды)</i>				
Achieva (QUANT)	11,61 ¹ (–3,79...27,02)	0,56 (0,16–0,95)	4,17 (1,76–6,58)	0,94 (0,87–1,00)
Ingenia (mDixon)	51,57 (27,16–75,98)	–0,59 ¹ (–1,21...0,04)	24,9 (15,73–34,08)	1,08 (0,84–1,31)
Ingenia 2,0 (mDixon) ²	1,66 (–8,10...11,42)	0,83 ¹ (0,58–1,08)	–2,99 ¹ (–12,73...6,74)	1,02 (0,77–1,27)
Ingenia 2,0 (QUANT) ²	2,08 ¹ (–7,54...11,69)	0,82 (0,57–1,07)	–3,06 ¹ (–12,76...6,64)	1,01 (0,77–1,26)
<i>MAGNETOM® Skyra 3 Тл (Siemens Healthcare, Германия)</i>				
Skyra (VIBE)	40,59 (33,12–48,07)	–0,61 (–0,80...–0,41)	33,11 (4,22–61,99)	1,19 (0,44–1,93)
Skyra 2,0 (VIBE) ²	33,58 (9,16–58,00)	0,09 ¹ (–0,54...0,72)	10,58 ¹ (–0,21...21,37)	1,13 (0,85–1,40)

Примечание. 1 — значения коэффициента, для которых не продемонстрирована статистическая значимость по данным регрессионного анализа ($p > 0,05$); 2 — второй аппарат аналогичного производителя в другом медицинском учреждении; а — коэффициент наклона прямой; b — коэффициент смещения; FF₁ — концентрация фракции жира, рассчитанная по формуле, основанной на параметрах, извлечённых из изображений, полученных в фазе и противофазе; FF₂ — концентрация фракции жира, рассчитанная по формуле, основанной на параметрах, извлечённых из изображений, взвешенных по воде и жиру; ДИ — доверительный интервал.

Таблица 2. Результаты сканирования шести образцов фантома (10–60%) с использованием двух способов оценки жировой фракции

Параметр	Модель томографа (диксоновская последовательность)	FF ₁						FF ₂					
		10%	20%	30%	40%	50%	60%	10%	20%	30%	40%	50%	60%
Общая оценка (все томографы и диксоновские последовательности)													
Среднее значение	Все томографы	20,84	30,10	34,11	34,16	34,16	31,45	19,89	34,71	46,84	57,62	57,62	67,99
Среднеквадратичное отклонение	(диксоновские последовательности)	10,58	9,95	8,78	10,08	10,08	10,08	10,52	16,12	17,26	16,55	16,55	16,55
Общий коэффициент вариации, %		50,77	33,07	25,75	29,49	29,49	32,04	52,91	46,45	36,85	28,73	28,73	24,35
Optima® MR450w 1,5 Тл (General Electric Healthcare, Соединённые Штаты Америки)													
Среднее значение	Optima (IDEAL)	14,72	27,97	45,34	44,91	28,36	19,44	14,72	27,96	45,34	55,13	71,77	80,58
	Optima (LAVA)	37,27	40,29	27,42	18,85	12,23	6,81	35,16	53,15	67,41	76,65	83,85	89,60
	Optima 2,0 (IDEAL) ¹	12,86	22,01	31,77	42,42	48,14	39,14	13,01	23,06	32,59	43,06	52,24	60,33
	Optima 2,0 (LAVA) ¹	27,43	36,31	33,52	26,79	21,49	16,27	30,56	41,46	65,73	73,07	78,48	83,33
Коэффициент вариации, %	Optima (IDEAL)	2,89	2,85	1,14	0,52	4,06	3,98	2,80	2,82	1,16	0,38	1,65	0,96
	Optima (LAVA)	2,66	1,52	3,19	5,94	7,97	18,22	4,03	1,16	1,21	1,48	1,27	1,06
	Optima 2,0 (IDEAL) ¹	21,19	11,92	4,85	2,27	1,11	1,89	3,20	2,95	1,45	1,30	1,06	0,95
	Optima 2,0 (LAVA) ¹	4,65	1,67	2,05	2,42	4,74	6,69	4,40	11,47	0,80	1,10	1,25	0,64
Ingenia® 3 Тл и Ingenia® Achieva 3,0 Тл (Philips Healthcare, Нидерланды)													
Среднее значение	Ingenia (mDixon)	33,66	46,39	45,84	29,18	18,73	12,58	33,34	50,41	53,56	70,59	80,71	87,23
	Achieva (QUANT)	12,40	23,04	30,50	40,45	43,19	37,44	12,77	24,07	31,43	42,39	51,14	59,89
	Ingenia 2,0 (mDixon) ¹	8,27	16,94	27,17	38,80	46,27	46,27	7,40	15,86	26,69	38,23	53,63	53,53
	Ingenia 2,0 (QUANT) ¹	8,67	17,21	27,34	38,78	46,35	46,30	7,38	15,83	26,53	37,97	53,56	53,50
Коэффициент вариации, %	Ingenia (mDixon)	2,00	0,40	1,45	2,02	2,52	3,22	2,27	14,06	0,27	0,73	1,02	0,62
	Achieva (QUANT)	7,95	2,68	6,09	1,53	0,22	1,47	2,02	1,14	4,74	2,68	1,62	1,22
	Ingenia 2,0 (mDixon) ¹	8,96	3,84	1,21	0,11	0,50	0,07	2,55	1,48	0,88	1,03	0,67	0,24
	Ingenia 2,0 (QUANT) ¹	15,58	5,94	2,09	0,16	0,69	0,18	2,62	1,53	1,95	2,25	0,77	0,31
MAGNETOM® Skyra 3 Тл (Siemens Healthcare, Германия)													
Среднее значение	Skyra (VIBE)	32,09	33,10	21,86	14,46	9,33	5,38	29,87	66,24	77,85	85,98	91,69	95,96
	Skyra 2,0 (VIBE) ¹	23,27	38,34	47,91	43,05	35,98	32,02	16,70	35,40	47,46	58,79	67,57	73,91
Коэффициент вариации, %	Skyra (VIBE)	2,75	4,51	8,79	14,59	24,46	42,44	9,06	2,67	1,66	1,12	0,51	0,29
	Skyra 2,0 (VIBE) ¹	0,84	0,37	0,42	0,57	0,32	7,40	0,88	0,36	0,53	0,36	0,19	0,17

Примечание. 1 — второй аппарат аналогичного производителя в другом медицинском учреждении; FF₁ — концентрация фракции жира, рассчитанная по формуле, основанной на параметрах, извлечённых из изображений, полученных в фазе и противофазе; FF₂ — концентрация фракции жира, рассчитанная по формуле, основанной на параметрах, извлечённых из изображений, взвешенных по воде и жиру.