



ISSN 1607-0763 (Print); ISSN 2408-9516 (Online)

<https://doi.org/10.24835/1607-0763-1160>

Определение точности оценки фракции жира с использованием Dixon: экспериментальное фантомное исследование

© Панина О.Ю.^{1, 2, 4*}, Громов А.И.², Ахмад Е.С.¹, Петрайкин А.В.¹, Богачев Д.А.³, Семенов Д.С.¹, Владимирский А.В.¹, Васильев Ю.А.¹

¹ ГБУЗ “Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий ДЗ города Москвы”; 127051 Москва, ул. Петровка, д. 24, стр. 1, Российская Федерация

² ФГБОУ ВО “Московский государственный медико-стоматологический университет им. А.И. Евдокимова” Минздрава России; 127473 Москва, ул. Делегатская, д. 20, стр. 1, Российская Федерация

³ ООО “ЭмульКом”; 124489 Московская обл., Елино, ул. Летняя, 1, Российская Федерация

⁴ ГБУЗ города Москвы “Городская клиническая онкологическая больница №1 ДЗ города Москвы”; 105005 Москва, ул. Бауманская, д. 17/1, Российская Федерация

Цель исследования: оценка эффективности работы двухточечной и трехточечной МРТ-последовательностей Dixon при фантомном моделировании для определения жировой фракции в диапазоне от 0 до 70%.

Материал и методы. Для моделирования веществ с разной концентрацией жировой фазы были выбраны прямые эмульсии типа “масло в воде”. Пробирки с эмульсиями помещались в цилиндрический фантом. Эмульсии на основе растительных масел были представлены в диапазоне от 0 до 70%. Сканирование выполнялось на МР-томографе 1,5 Тл Optima MR450w (GE, США). Было проведено сканирование в двух режимах Dixon: двухточечный метод “Lava-Flex” и трехточечный метод “IDEAL IQ”. Было выполнено сканирование на РЧ-катушке GEM Flex LG Full. Фракция жира определялась расчетным методом.

Результаты. При расчете концентрации жира по данным последовательности “IDEAL IQ” по формуле, использующей данные изображений Water и Fat, определена линейная зависимость измеренных значений от заданных. Точность измерения процентного содержания жира в режиме “IDEAL IQ” выше, чем в режиме “Lava-Flex”. По данным МР-последовательности “Lava-Flex” обращает на себя внимание завышение измеряемых значений концентрации жира по отношению к заданным в среднем на 57,6% на всем диапазоне при средней абсолютной разнице 17,2%.

Заключение. С помощью последовательности “IDEAL IQ” были продемонстрированы результаты количественного определения фракций по формулам, в большей степени соответствующие заданным величинам в фантоме. Для корректного количественного определения фракции жира предпочтительнее проводить расчеты по данным изображениям Water и Fat с использованием формулы (2). Расчеты по изображениям In-phase и Out-phase предоставляют неоднозначные результаты. Фантомное моделирование с использованием прямых эмульсий позволило определить смещение в значениях измеряемой фракции жира.

Ключевые слова: количественная оценка жировой ткани, фантомное исследование, контроль качества, Dixon, магнитно-резонансная томография

Конфликты интересов: статья подготовлена авторским коллективом в рамках научно-исследовательской работы (№ ЕГИСУ: АААА-А21-121012290079-2) в соответствии с Программой Департамента здравоохранения города Москвы “Научное обеспечение столичного здравоохранения” на 2020–2022 гг.

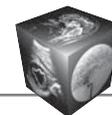
Для цитирования: Панина О.Ю., Громов А.И., Ахмад Е.С., Петрайкин А.В., Богачев Д.А., Семенов Д.С., Владимирский А.В., Васильев Ю.А. Определение точности оценки фракции жира с использованием Dixon: экспериментальное фантомное исследование. *Медицинская визуализация*. 2022.

<https://doi.org/10.24835/1607-0763-1160>

Поступила в редакцию: 22.03.2022.

Принята к печати: 01.07.2022.

Опубликована online: 20.10.2022.



Accuracy of fat fraction estimation using Dixon: experimental phantom study

© Olga Yu. Panina^{1, 2, 4*}, Alexander I. Gromov², Ekaterina S. Akhmad¹, Alexey V. Petraikin¹, Dmitry A. Bogachev³, Dmitry S. Semenov¹, Anton V. Vladzimirsky¹, Yury A. Vasilev¹

¹ Research and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies of Moscow Health Care Department; 24, Petrovka str., Moscow 127051, Russian Federation

² A.I. Evdokimov Moscow State University of Medicine and Dentistry of the Ministry of Healthcare of the Russian Federation; 20/1, Delegatskaya str., Moscow, 127473, Russian Federation

³ Company with limited liability "EmulCom", Russian Federation

⁴ City Clinical Oncology Hospital No. 1; 17/1, Baumanskaya str., Moscow 105005, Russian Federation

Objective. Quantitative assessment of Dixon two-point and three-point technologies operation using phantom modeling in the range from 0 to 70%.

Materials and methods. To simulate substances with different concentrations of the fat phase we chose direct oil-in-water emulsions. Tubes with ready-made emulsions were placed in a phantom. Emulsions based on vegetable oils were presented in the range from 0–70%. The phantom was scanned on an Optima MR450w MRI tomograph (GE, USA) in two Dixon modes: the accelerated two-point method "Lava-Flex" and the three-point method "IDEAL IQ". A scan was performed on a GEM Flex LG Full RF coil. We calculated fat fraction (FF) using two formulas.

Results. There is a linear relationship of the determined values when calculating the fat concentration in "IDEAL IQ" mode and using the formula based on Water and Fat. The accuracy of body fat percentage measurement in "IDEAL IQ" mode is higher than in "Lava-Flex" mode. According to the MR-sequence "Lava-Flex" draws attention to the overestimation of the measured values of the concentration of fat in relation to the specified values by an average of 57.6% over the entire range, with an average absolute difference of 17.2%.

Conclusion. Using the "IDEAL IQ" sequence, the results of the quantitative determination of fractions by formulas were demonstrated, which are more consistent with the specified values in the phantom. In order to correctly quantify the fat fraction, it is preferable to calculate from the Water and Fat images using Equation 2. Calculations from the In-phase and Out-phase images provide ambiguous results. Phantom modeling with direct emulsions allowed us to detect the shift of the measured fat fraction.

Keywords: Fat quantification, phantom study, quality control, Dixon, magnetic resonance imaging

Conflict of interest. This study was prepared by research (No. in the EGISU: AAAA-A21-121012290079-2) under the Program of the Moscow Healthcare Department "Scientific Support of the Capital's Healthcare" for 2020–2022.

For citation: Panina O.Yu., Gromov A.I., Akhmad E.S., Petraikin A.V., Bogachev D.A., Semenov D.S., Vladzimirsky A.V., Vasilev Yu. A. Accuracy of fat fraction estimation using Dixon: experimental phantom study. *Medical Visualization*. 2022. <https://doi.org/10.24835/1607-0763-1160>

Received: 22.03.2022.

Accepted for publication: 01.07.2022.

Published online: 20.10.2022.

Введение

Оценка процентного содержания жира в тканях и органах при проведении МРТ позволяет в ряде случаев получить важные сведения для определения характера выявляемых изменений. Такую возможность дает импульсная последовательность Dixon, широкодоступная на томографах разных производителей. Она основана на получении за одно сканирование четырех различных изображений (water, fat, in-phase, out-phase) [1]. Определение содержания жира при использовании противофазных последовательностей Dixon применяется в практике для установления факта наличия стеатоза печени и определения

его степени, для диагностики и дифференциальной диагностики образований надпочечников, для выявления хилезных опухолей брюшной полости и др. [2]. Такие возможности МР-диагностики определяются особенностью данной технологии, позволяющей определять содержание жировой фракции в паренхиме органов или патологических образованиях.

Рассматриваемая МР-технология жироподавления основана на работе Томаса Диксона (Thomas Dixon) и получила название "Dixon" по имени ученого [3]. Публикация о клиническом применении данной методики вышла несколько позже [4]. Принцип данной технологии основан на разной

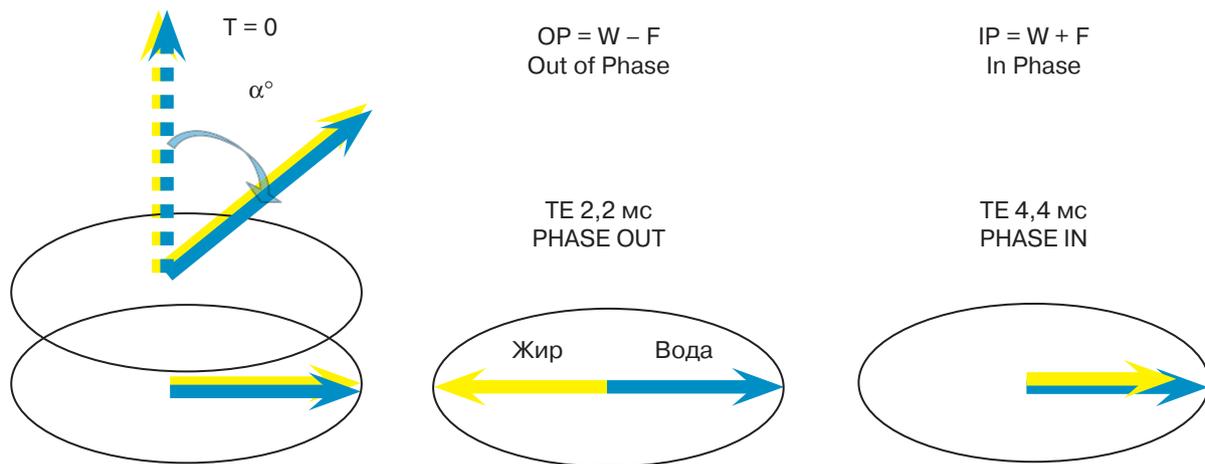


Рис. 1. Схематическое изображение технологии Dixon.

Fig. 1. Diagram of Dixon technology.

частоте прецессии протонов воды (она выше) и жира (соответственно, ниже). Эта небольшая разница обусловлена различным локальным магнитным полем – для протонов воды оно на 220 Гц выше при индукции поля 1,5 Тл.

На рис. 1 показан принцип работы данной методики. Сразу после подачи отклоняющего радиочастотного (РЧ) импульса α° протоны воды (синяя стрелка) и жира (желтая стрелка) находятся в фазе (In-phase). При регистрации сигнала через $TE = 2,2$ мс протоны жира “отстанут” от протонов воды и будет зарегистрирован сигнал в противофазе (Out-phase). Далее через интервал $2 TE$ отставание протонов жира приведет к повторной фазировке спиновой системы и протоны жира и воды вновь будут в фазе (In-phase).

За последние два десятилетия научный интерес к количественной оценке жира в МРТ существенно вырос [5–7]. Это обусловлено поиском количественных параметров, не зависящих от сбора данных, платформы, производителя сканера, индукции магнитного поля и др. В совокупности это может способствовать стандартизации и широкому клиническому применению [8]. Кроме того, количественная оценка жира может быть полезна не только в клинической практике, но и для клинических испытаний при разработке лекарственных препаратов [9, 10]. Однако должен быть продемонстрирован достаточный уровень точности (низкой систематической ошибки) и воспроизводимости (низкой вариабельности в различных экспериментальных условиях) количественных показателей [11].

В практической работе рентгенологи не имеют полной уверенности в точности определения процентного содержания жировой фракции при выполнении исследования на конкретном томографе, поэтому не всегда последовательность Dixon включена в протокол сканирования. Таким образом, в решении этого вопроса помогает применение фантомного моделирования, которое может позволить определить точность получения количественных данных, в том числе на томографах различных производителей.

Цель исследования

Оценка эффективности работы двухточечной и трехточечной МРТ-последовательностей Dixon при фантомном моделировании для определения жировой фракции в диапазоне от 0 до 70%.

Материал и методы

Разработка физической модели

Для проведения эксперимента был использован фантом, который разработан в ГБУЗ “НПКЦ ДиТ ДЗМ” (рис. 2а). Фантом представляет собой герметичный цилиндр из оргстекла с установленными в нем пробирками, содержащими эмульсии с концентрацией жировой фазы: 0, 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70% (см. рис. 2а).

Для моделирования веществ с разной концентрацией жировой фазы были выбраны прямые эмульсии типа “масло в воде”. Данная модель позволяет соединять две фазы (воду и жир) и распределять одну в другой равномерно [12].

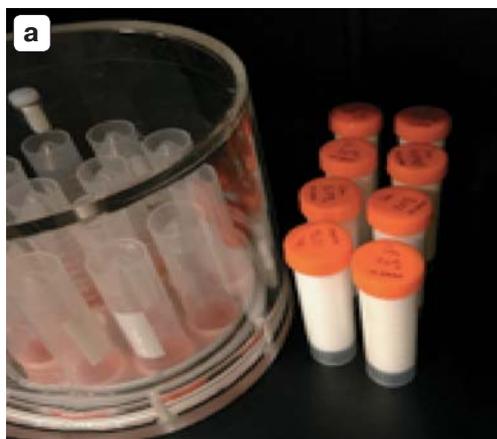
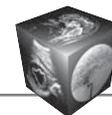


Рис. 2. Схема проведения эксперимента. **а** – установка готовых пробирок в фантоме; **б** – проведение МРТ-исследования фантома с РЧ-катушкой GEM Flex Body.

Fig. 2. Scheme of the experiment: **a** – installation of ready-made test tubes in a phantom; **b** – MRI examination of a phantom with a GEM Flex Body radiofrequency coil.

Растворы были сформированы на основе растительных масел (подсолнечное и соевое) [13]. Для изготовления устойчивой эмульсии применялся эмульгатор BTMS (Behentrimonium Methosulfate). Для получения однородной, физически стабильной эмульсии проводилось диспергирование (эмульгирование) путем нагрева эмульгатора, смешивания его с растительным маслом и эмульгированием его с помощью ультразвукового диспергатора IKA Ultra Turrax T 25.

Протокол сканирования МР (фантом)

Выполняли сканирование фантома на МР-томографе 1,5 Тл Optima MR450w (GE, США) при двух режимах Dixon: ускоренный двухточечный метод “Lava-Flex” и трехточечный метод “IDEAL IQ” (Iterative Decomposition of water and fat with Echo Asymmetry and Least-squares estimation). Было выполнено сканирование на РЧ-катушке GEM Flex LG Full (рис. 2б).

Параметры сканирования “Lava-Flex”: TR 7,58 с; TE (OUT/IN) 2,084 с / 4,436 с; толщина среза 5 мм; расстояние между срезами 5 мм; матрица 256 × 256; угол наклона вектора намагниченности 12°.

Параметры сканирования “IDEAL IQ”: TR 13,507 с; TE 6,5 с; толщина среза 5 мм; расстояние между срезами 2,5 мм; матрица 160 × 160; угол наклона вектора намагниченности 7°.

Проводилось определение значений интенсивности сигнала на изображениях In и Out путем установления области интереса (ROI) на попереч-

ных срезах внутри пробирок с разными значениями жировой фракции, избегая попадания в область интереса воздуха.

Для вычисления процентного содержания жира (FF) использовали два известных подхода [14]: 1 – стандартная формула с выполнением расчета по изображениям In и Out:

$$FF1 = \frac{In - Out}{2In} \cdot 100\%, \quad (1)$$

2 – формула, использующая данные изображений с сигналом от воды (Water) и жира (Fat):

$$FF2 = \frac{Fat}{Fat + water} \cdot 100\%, \quad (2)$$

На рис. 3 представлены МР-изображения фантома в различных фазах: серии In-phase (In), Out-phase (Out), изображения, взвешенные по воде (Water) и по жиру (Fat), полученные в результате сканирования в режиме “Lava-Flex” на РЧ-катушке GEM Flex. На примере первой серии представлен порядок расстановки ROI на одном уровне для всех пробирок и срезов. Далее проводилось сравнение расчетных (измеренных) данных по обеим формулам с заданными значениями концентрации жира в фантоме. Полученные данные представлены в виде графиков (рис. 4, 5).

Результаты

На рис. 4, 5 представлены результаты сканирования фантома в режиме “Lava-Flex” и “IDEAL IQ”, отражающие средние значения на изображениях

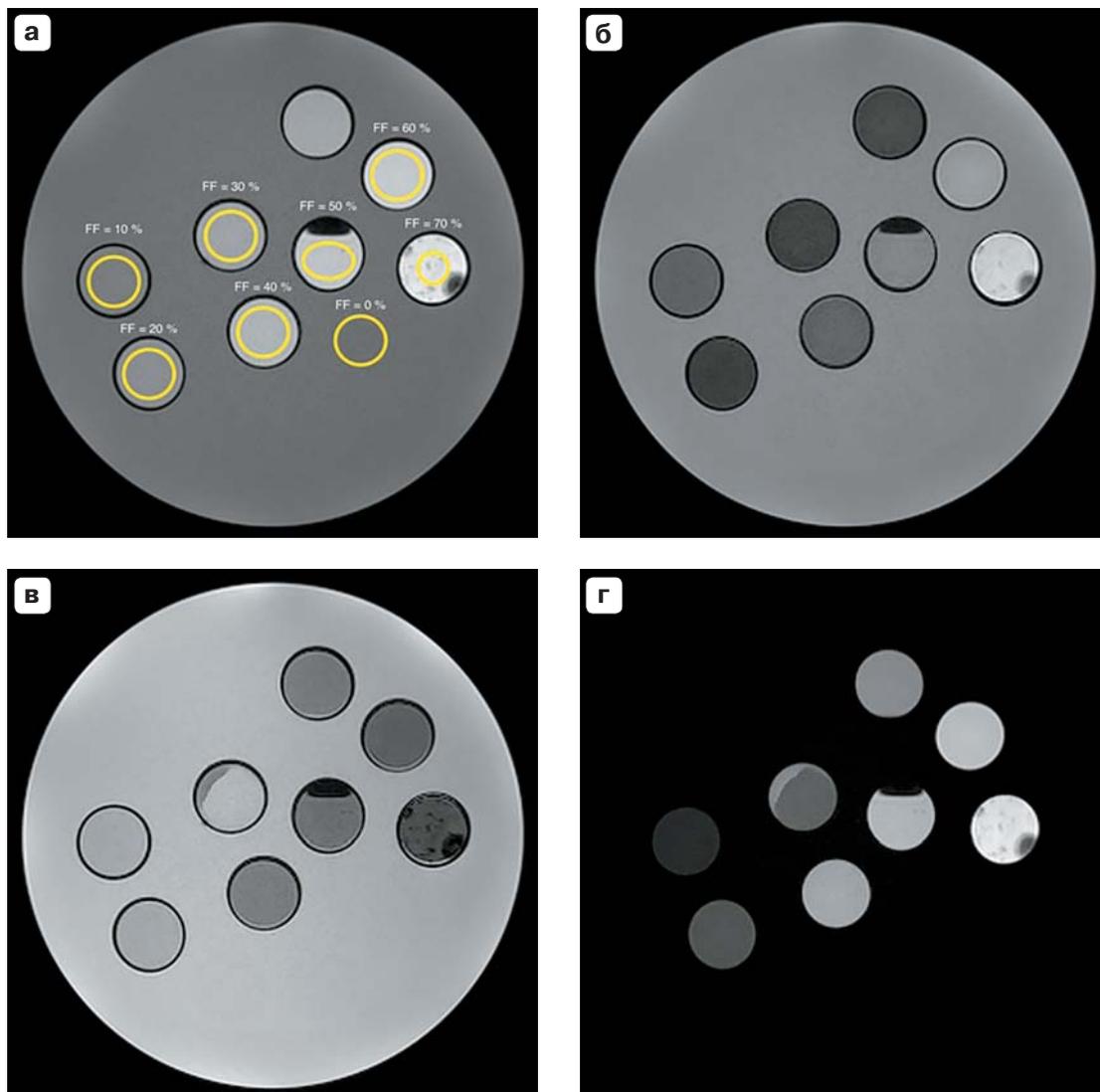


Рис. 3. МР-изображения фантома в режиме “Lava-Flex” на РЧ-катушке GEM Flex брюшная. **а** – серия In-phase с обозначением ROI для сбора данных; **б** – серия Out-phase; **в** – серия с интенсивностью сигнала от воды Water; **г** – серия с интенсивностью сигнала от жира Fat.

Fig. 3. MR images of the phantom in the “Lava-Flex” mode on the GEM Flex RF coil, abdominal. **a** – In-phase series with the designation ROI for data collection; **b** – Out-phase series; **v** – a series with signal intensity from Water; **r** – a series with signal intensity from Fat.

In-phase и Out-phase (см. рис. 4а, 5а), и сравнение рассчитанной и заданной концентраций жира по формулам (1) и (2) (см. рис. 4б, 5б).

“Lava-Flex”

На изображениях In-phase при увеличении концентрации жира наблюдается линейное повышение сигнала, поскольку данные изображения – T1-взвешенные. В то время как на изображениях Out-phase по мере увеличения концентрации жира наблюдается снижение интенсивности сигнала в интервале от 0 до 30%, при значении FF более

30% характер зависимости меняется на противоположный: интенсивность сигнала увеличивается (см. рис. 4а). При этом данный минимум должен определяться при 50% концентрации жира в эмульсии.

Сравнение расчетных значений фракции жира выявило следующую зависимость. При расчете по формуле (1) наблюдается линейная зависимость расчетных значений концентрации жира от заданных при наличии небольшой нелинейности в диапазоне FF = 20–30%, при FF больше 30% наблюдается плавное снижение расчетных значений

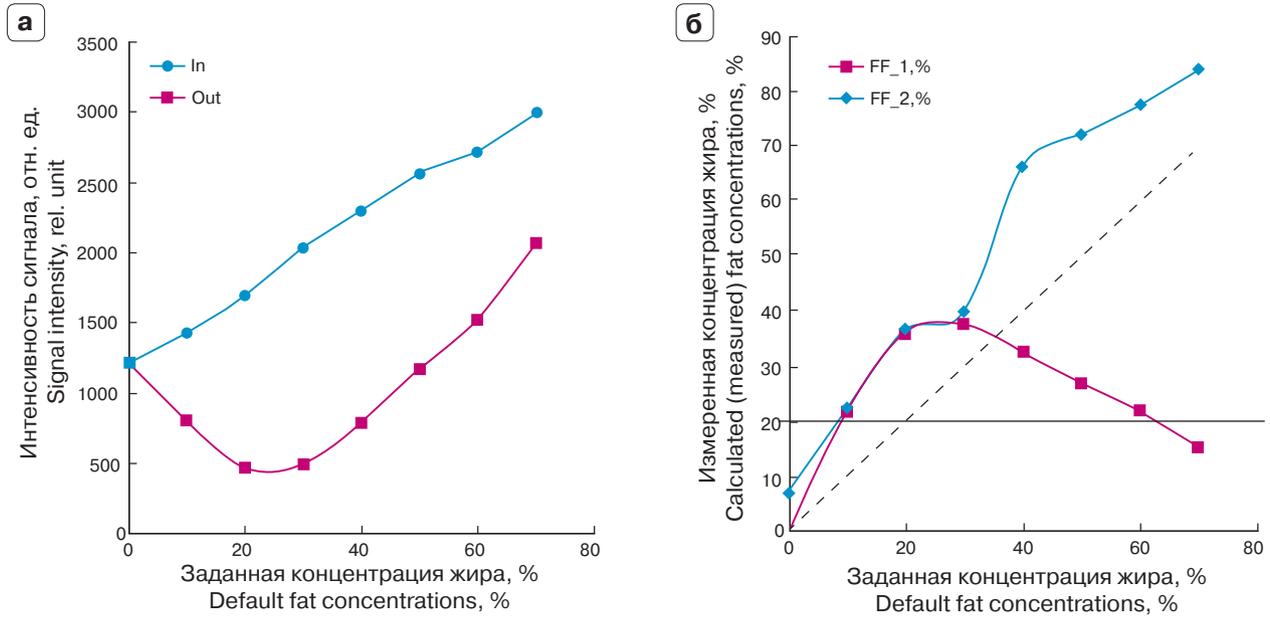


Рис. 4. Результаты сканирования фантома в режиме “Lava-Flex”. **а** – интенсивность сигнала на изображениях серий Out-phase и In-phase при различных значениях концентрации жира в пробирках; **б** – сравнение рассчитанной (измеренной) и заданной концентраций жира по формулам (1) (FF_1) и (2) (FF_2). Горизонтальная линия на уровне примерно 22% демонстрирует возможность отнесения двух заданных концентраций жира к данному измеренному значению.

Fig. 4. The results of scanning the phantom in the “Lava-Flex” mode. **a** – the signal intensity on the images of the Out-phase and In-phase series at different values of fat concentration in the test tubes; **b** – comparison of the calculated (measured) and predetermined fat concentration according to formula (1) (FF_1) and (2) (FF_2). The horizontal line at approximately 22% demonstrates the possibility of relating two given fat concentrations to a given measured value.

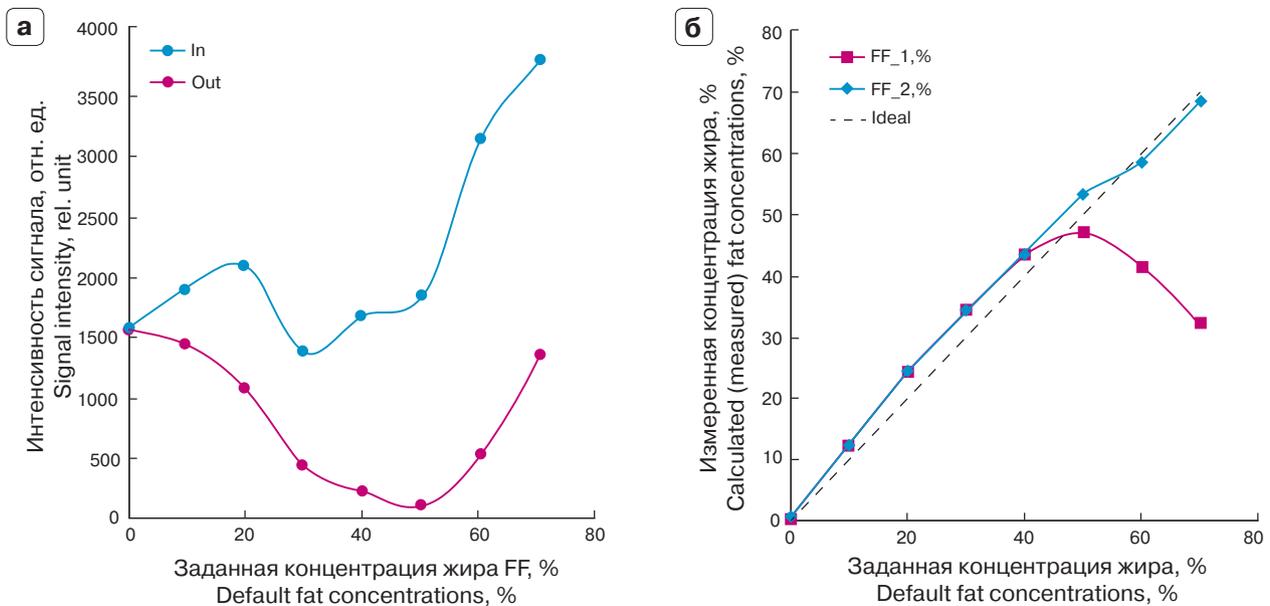


Рис. 5. Результаты сканирования фантома в режиме “IDEAL IQ”. **а** – интенсивность сигнала на изображениях серий Out-phase и In-phase при различных значениях концентрации жира в пробирках; **б** – сравнение рассчитанной (измеренной) и заданной концентраций жира по формулам (1) (FF_1) и (2) (FF_2).

Fig. 5. The results of scanning the phantom in the “IDEAL” mode: **a** – signal intensity on the images of the Out-phase and In-phase series at different values of fat concentration in the test tubes; **b** – comparison of the calculated (measured) and predetermined fat concentration according to formula (1) (FF_1) and (2) (FF_2).



вместо ожидаемого повышения, т.е. перегиб регистрируется при значениях на 20% меньше ожидаемых показателей (50%). При расчете по формуле (2) отмечается зависимость расчетных значений концентрации жира от заданных при наличии выраженной нелинейности в диапазоне $FF = 20\text{--}40\%$. Обращает на себя внимание завышение измеряемых значений концентрации жира по отношению к заданным в среднем на 57,6% на всем диапазоне при средней абсолютной разнице 17,2% (см. рис. 4б).

“IDEAL IQ”

Данная последовательность также обеспечивает T1-взвешенность, при этом отмечается нелинейная зависимость сигнала от концентрации жира на изображениях In-phase. Отмечается снижение сигнала в диапазоне $FF = 30\text{--}50\%$. При сканировании фантома в режиме Out-phase отмечена зависимость, соответствующая ожидаемому поведению сигнала, при концентрации $FF = 50\%$ наблюдается минимум сигнала (см. рис. 5а). Это связано с взаимной компенсацией сигналов от воды и жира на Out-phase при равных заданных концентрациях жира и воды. Несмотря на нелинейный характер зависимости интенсивности сигнала на In-phase, результаты количественного определения фракций по формулам в большей степени соответствуют заданным в фантоме величинам в сравнении с “Lava-Flex”.

При расчете по формуле (1) наблюдается убедительная линейная зависимость расчетных значений концентрации жира от заданных в диапазоне $FF 0\text{--}50\%$ с последующим плавным снижением расчетных значений от ожидаемых. При расчете по формуле (2) отмечается практически полное соответствие расчетной и истинной концентраций жира (средняя относительная ошибка 9,7%, а абсолютная разница концентрации жира – 2,0%) в пределах всего диапазона FF (см. рис. 5б). Таким образом для двух методов расчета концентраций отмечается хорошее соответствие рассчитанных величин заданным значениям.

Разница между минимальным значением на графике Out-phase и максимальным значением концентрации жира, рассчитанной по формуле (1) для “Lava-flex”, составила 6,0%. Для IDEAL IQ данная разница составила 1,0%.

Ряд томографов предоставляют только изображения в режимах In-phase и Out-phase. Для этих данных возможен расчет по формуле (1). При этом существует неопределенность оценки фракции жира, так как одному расчетному значению могут соответствовать два соотношения жира и воды (на примере рис. 4б).

Клиническое наблюдение

Женщина 53 лет поступила в КБ2 “Медси” с диагнозом: новообразование забрюшинного пространства. При проведении КТ органов брюшной полости (рис. 6) в области хвоста поджелудочной железы определяется патологическое образование размерами $5 \times 4 \times 4$ см жировой плотности (-35 HU). При проведении УЗИ и МРТ также высказано предположение о забрюшинной липоме.

При проведении МРТ в области корня брыжейки тонкой кишки определялось патологическое образование с утолщенными стенками. Содержимое имело высокую интенсивность сигнала на T2-ВИ, частичное подавление сигнала на T2FS-ВИ (рис. 7). Исследование в режиме “Lava-Flex” (Dixon) показало высокую интенсивность сигнала на изображениях Fat, низкую – Water, несколько более низкую интенсивность сигнала относительно жировой ткани на изображениях In-phase, снижение сигнала на Out-phase. Полученные сигнальные характеристики свидетельствуют о том, что содержимое кисты является жировой эмульсией.

Было зафиксировано снижение интенсивности сигнала на изображениях Out-phase (д) по сравнению с изображениями In-phase (в). Расчет по формуле (2), учитывающей интенсивность сигнала в режимах Fat и Water (798 и 237 соответственно), показал содержание жира 77,1%. Расчет жировой фракции по формуле (1), учитывающей интенсивность сигнала в режимах

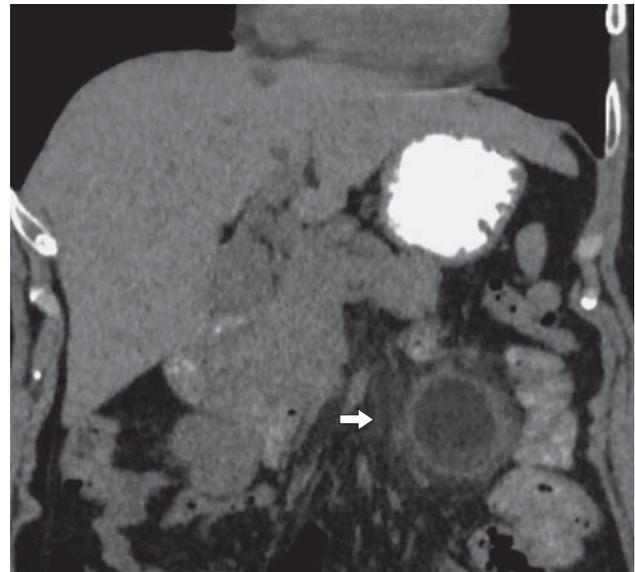


Рис. 6. Компьютерная томограмма органов брюшной полости, корональный срез. Осумкованное образование жировой плотности в области корня брыжейки тонкой кишки (стрелка).

Fig. 6. CT scan of the abdomen, coronal section. Encapsulated formation of fat density in the region of the root of the mesentery of the small intestine (arrow).

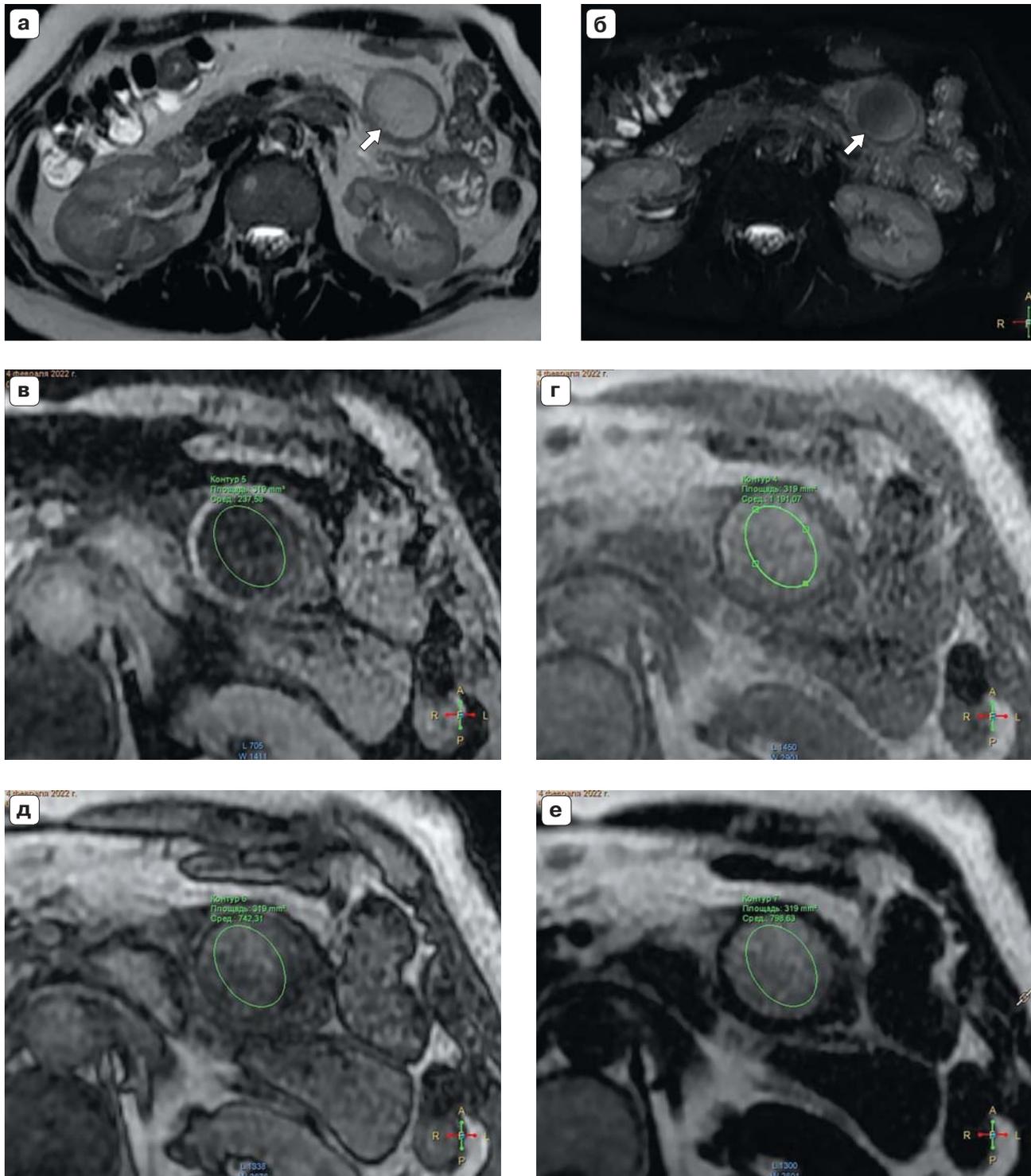


Рис. 7. Магнитно-резонансные томограммы, аксиальный срез. **а** – T2-ВИ – толстостенное патологическое образование в корне брыжейки тонкой кишки с умеренно высокой интенсивностью МР-сигнала (стрелка); **б** – T2-ВИ FS отмечается подавление сигнала частью образования (стрелка); **в–е** – режим “Lava-Flex”: **в** – Water; **г** – In-phase; **д** – Out-phase; **е** – Fat. Эллипс – зона интереса ROI (области интереса) для определения значений интенсивности сигнала.

Fig. 7. Magnetic resonance imaging, axial section. **a** – T2-WI – thick-walled pathological formation in the root of the mesentery of the small intestine with a moderately high intensity of the MR signal (arrow). **б** – T2-WI FS shows suppression of the signal by part of the lesion (arrow); **в–е** – Lava-Flex mode: **в** – water; **г** – In-phase; **д** – Out-phase; **е** – Fat. Ellipse – ROI area of interest for determining signal intensity values.

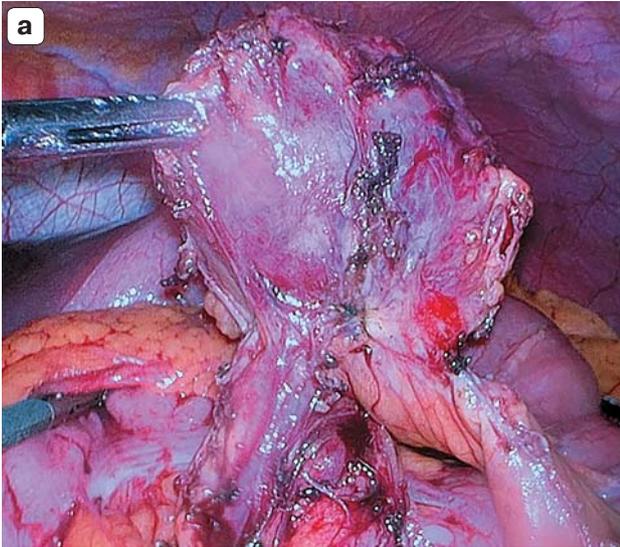


Рис. 8. Макропрепарат удаленного образования. **а** – патологическое образование при лапароскопии; **б** – внешний вид препарата после удаления стенок.

Fig. 8. Gross specimen of a distant lesion. **a** – pathological formation at laparoscopy; **b** – appearance of the preparation after removal of the walls.

In-phase и Out-phase (1191 и 742 соответственно), показал содержание жира 18,8%. Согласно полученным результатам посредством фантомного моделирования, расчетная величина 18,8% может соответствовать второму значению заданной концентрации жировой фракции с более высоким показателем содержания жира 65%, что значительно ближе к результатам расчета по формуле (2) (см. рис. 4б). Было высказано предположение о том, что данное образование является хилезной кистой брыжейки тонкой кишки с высоким содержанием жировой фракции.

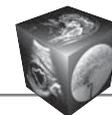
Интраоперационно: в корне брыжейки тонкой кишки у связки Трейтца определяется опухоль размерами 5 × 4 × 4 см (рис. 8а). Опухоль удалена с сохранением секторальных брыжеечных артерий. В операционном материале: толстостенное кистозное образование. При разрезе содержимое белого и желтого цвета, частично плотное творожистое, частичное жидкое по типу эмульсии (рис. 8б). Жидкое содержимое собрано в контейнер (рис. 8в).

Дополнительно был проведен анализ жидкой части кисты (представленной в виде эмульсии) с помощью МРТ *ex vivo* в режиме “Lava-Flex”. Отмечалось аналогичное снижение интенсивности сигнала на изображениях In-phase по сравнению с изображениями Out-phase. Были получены следующие расчетные данные содержания жировой фракции: при расчете по формуле (1) – 31,8%. Согласно рассуждениям, приведенным выше, значение расчетной концентрации жира также может соответствовать 45%, а согласно расчетам по формуле (2) – 64,3%.

Представленное клиническое наблюдение продемонстрировало вариант хилезной кисты брыжейки тонкой кишки с высоким содержанием жира (более 50%). Использование формулы расчета жировой фракции, учитывающей данные изображений Fat и Water, в большей степени соответствовало полученным результатам. Использование более распространенной формулы, учитывающей значения In/Out-phase, привело к неоднозначным результатам по определению концентрации жира. Данные фантомного моделирования помогли выявить и частично скорректировать выявленные расхождения.

Обсуждение

В нашей работе была проведена оценка линейности результатов работы двухточечного метода “Lava-Flex” и трехточечного метода “IDEAL IQ” в зависимости от заданной концентрации жировой фракции. “Lava-Flex” – двухточечная визуализация Dixon, T1-взвешенная с фазным и противофазным градиентным эхо (GRE), которая автоматически создает наборы изображений только для жира (Fat) и только для воды (Water), широко доступна в большинстве МР-томографов [15]. “IDEAL IQ” аналогичная “Lava-Flex” диксоновская последовательность, отличительной чертой которой выступает асимметричное получение эхосигналов с итеративным алгоритмом разложения по методу наименьших квадратов. Эта особенность позволяет максимально улучшить соотношение сигнал/шум [16].



Полученные результаты демонстрируют возможность несоответствия заявленных параметров сканирования и необходимость контроля качества работы импульсных МР-последовательностей. Выявленные изменения показали, что имеет место расхождение в работе режимов “Lava-Flex” и “IDEAL IQ”. При расчете концентрации жира при работе “IDEAL IQ” по формуле, использующей данные по Water и Fat (по формуле (2)), имеет место линейная зависимость измеренных от заданных значений. По формуле, использующей данные сигнала на In-phase и Out-phase (по формуле (1)), возможен расчет концентрации жира только в диапазоне от 0 до 50%. Таким образом, при значениях концентрации жира больше 50% необходимы корректировка формулы и введение поправочных коэффициентов. Однако для определения причины таких изменений и разработки конкретных практических рекомендаций по использованию режимов Dixon требуется продолжение экспериментальной части данной работы, а также исследование с точки зрения клинического приложения вышеописанных результатов.

В МРТ на оценку жировой ткани может оказывать влияние ряд факторов. Например, релаксация T1 и T2*, спектральная сложность жира, фазовые ошибки, температурные эффекты, наличие в тканях гемосидерина и др. [11, 17]. Нелинейность и отклонение значений при выполнении контроля качества и настройки последовательности могут быть выявлены при помощи фантомов. В научной литературе имеются примеры использования фантомного моделирования для контроля качества импульсных последовательностей, в том числе технологии Dixon [9, 18].

В частности, в работе M.A. Fischer и соавт. использовался фантом с FF от 0 до 100% с содержанием мышц и жира животного происхождения, где было показано преимущество использование двухточечной Dixon-последовательности против визуальной оценки жира в икроножных мышцах [9]. В другой работе тестировался фантом с FF от 0 до 70% со смесью арахисового масла с гидроксипатитом для исследования проблемы изменений концентрации жира и воды при патологических состояниях костного мозга, включая спондилоартрит, остеомиелит, опухоли и переломы. Была продемонстрирована линейная зависимость измеренных от заданных значений с погрешностью до 10% [10]. В работе D. Hernando и соавт. с целью оценить точность и воспроизводимость измерений FF на нескольких томографах с различной индукцией магнитного поля использовался фантом по типу “масло в воде” с концентрацией FF

от 0 до 50% и 100% со смесью арахисового масла и агара. В результате была показана линейная зависимость измеренных от заданных значений с минимальной погрешностью [11]. Аналогичная экспериментальная работа была проведена также с фантомом с FF от 0 до 50 и 100% [19]. В другой работе был использован фантом с концентрацией FF от 0 до 50% на основе смеси соевого и рапсового масел [18]. Однако в вышеописанных работах использовались эмульсии с FF не больше 50%. Отличительной чертой нашего фантом от большинства вышеописанных работ было наличие концентраций FF от 0 до 70% (в том числе 50 и 60%) на основе растительных масел (подсолнечного и соевого).

Ограничением в данной работе было отсутствие пробирок с FF больше 70%. Это было связано с тем, что при изготовлении эмульсий с жировой фракцией больше 70% по данной методике отмечалось расслоение эмульсии на жир и воду, а для оценки сигнальных характеристик необходимы однородные эмульсии.

Таким образом, с помощью фантома, описанного в работе, можно контролировать воспроизводимость измерений на разных томографах, валидировать полученные результаты, обеспечивая контроль качества независимо от производителя и модели.

Заключение

Фантомное моделирование с использованием прямых эмульсий типа “масло в воде” позволило оценить возможности количественного определения жировой фракции с помощью Dixon-последовательностей. Точность измерения процентного содержания жира в режиме “IDEAL IQ” выше, чем в режиме “Lava-Flex”. С помощью последовательности “IDEAL IQ” были продемонстрированы результаты количественного определения FF по формулам, в большей степени соответствующие заданным величинам в фантоме. Для корректного количественного определения FF предпочтительнее проводить расчеты по данным изображениям Water и Fat с использованием формулы (2). Расчеты по изображениям In-phase и Out-phase предоставляют неоднозначные результаты. Совершенствование исследований на фантомах позволяет проводить надлежащий контроль качества МРТ. Достижение воспроизводимости результатов также необходима в будущем для разработки стандартов по оценке жировой ткани для точной диагностики и количественной оценки заболеваний.



Благодарность

Авторы выражают благодарность Шалимову С.В. (ООО “Грэй Сэйф”, Москва, Россия) и Айманову М.Ш. (НПП “Гамма”, Алматы, Казахстан) за помощь в производстве фантома.

Acknowledgements

The authors would like to thank to S.V. Shalimov (Gray Safe LLC, Moscow, Russia) and M.S. Aimanov (Gamma NPP, Almaty, Kazakhstan) for their assistance in the production of the phantom.

Участие авторов

Панина О.Ю. – проведение исследования, сбор и обработка данных, написание текста, ответственность за целостность всех частей статьи.

Громов А.И. – концепция и дизайн исследования, анализ и интерпретация полученных данных, подготовка и редактирование текста.

Ахмад Е.С. – проведение исследования, сбор и обработка данных, написание текста, статистическая обработка данных.

Петрайкин А.В. – анализ и интерпретация полученных данных, утверждение окончательного варианта статьи.

Богачев Д.А. – подготовка материальной части эксперимента.

Семенов Д.С. – участие в научном дизайне, утверждение окончательного варианта статьи.

Владимирский А.В. – утверждение окончательного варианта статьи.

Васильев Ю.А. – утверждение окончательного варианта статьи.

Authors' participation

Panina O.Y. – conducting research, collection and analysis of data, writing text, responsibility for the integrity of all parts of the article.

Gromov A.I. – concept and design of the study, analysis and interpretation of the obtained data, text preparation and editing.

Akhmad E.S. – conducting research, collection and analysis of data, writing text, statistical analysis.

Petraikin A.V. – analysis and interpretation of the obtained data, approval of the final version of the article.

Bogachev D. A. – preparation of the material part of the experiment.

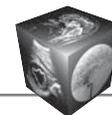
Semenov D.S. – participation in scientific design, approval of the final version of the article.

Vladzmyrskyy A.V. – approval of the final version of the article.

Vasilev Yu.A. – approval of the final version of the article.

Список литературы [References]

1. Van Vucht N., Santiago R., Lottmann B. et al. The Dixon technique for MRI of the bone marrow. *Skeletal Radiol.* 2019; 48 (12): 1861–1874. <https://doi.org/10.1007/s00256-019-03271-4>.
2. Громов А.И., Горинов А.В., Галлямов Э.А. Лимфангиома брыжейки кишки с хилезным содержимым. Особенности отображения на противофазных МР-последовательностях. *Медицинская визуализация.* 2019; 23 (4): 86–92. <https://doi.org/10.24835/1607-0763-2019-4-86-92>
3. Dixon W.T. Simple proton spectroscopic imaging. *Radiology.* 1984; 153. <https://doi.org/10.1148/radiology.153.1.6089263>
4. Outwater E.K., Blasbalg R., Siegelman E.S., 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. <https://doi.org/10.1148/radiographics.18.6.9821195>
5. Serai S.D., Dillman J.R., Trout A.T. Proton density fat fraction measurements at 1.5- and 3-T hepatic MR imaging: Same-day agreement among readers and across two imager manufacturers. *Radiology.* 2017; 284. <https://doi.org/10.1148/radiol.2017161786>
6. Schmeel F.C., Vomweg T., Träber F. et al. Proton density fat fraction MRI of vertebral bone marrow: Accuracy, repeatability, and reproducibility among readers, field strengths, and imaging platforms. *J. Magn. Reson. Imaging.* 2019; 50. <https://doi.org/10.1002/jmri.26748>
7. Lohöfer F.K., Kaissis G.A., Müller-Leisse C. et al. Acceleration of chemical shift encoding-based water fat MRI for liver proton density fat fraction and T2 mapping using compressed sensing. *PLoS One.* 2019; 14. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0224988>
8. Reeder S.B., Hu H.H., Sirlin C.B. Proton density fat-fraction: A standardized mr-based biomarker of tissue fat concentration. *J. Magn. Reson. Imaging.* 2012; 36. <https://doi.org/10.1002/jmri.23741>
9. Fischer M.A., Pfirrmann C.W.A., Espinosa N. et al. Dixon-based MRI for assessment of muscle-fat content in phantoms, healthy volunteers and patients with achillodynia: Comparison to visual assessment of calf muscle quality. *Eur. Radiol.* 2014; 24: 1366–1375. <https://doi.org/10.1007/s00330-014-3121-1>
10. Bainbridge A., Bray T.J.P., Sengupta R., Hall-Craggs M.A. Practical Approaches to Bone Marrow Fat Fraction Quantification Across Magnetic Resonance Imaging Platforms. *J. Magn. Reson. Imaging.* 2020; 52: 298–306. <https://doi.org/10.1002/jmri.27039>
11. Hernando D., Sharma S.D., Aliyari Ghasabeh M. et al. Multisite, multivendor validation of the accuracy and reproducibility of proton-density fat-fraction quantification at 1.5T and 3T using a fat-water phantom. *Magn. Reson. Med.* 2017; 77: 1516–1524. <https://doi.org/10.1002/mrm.26228>
12. Сергунова К.А. Использование обратных эмульсий на основе силиконов для контроля измеряемого коэффициента диффузии при магнитно-резонансной томографии. *Медицинская техника.* 2019; 5: 22–25. Sergunova K.A. The use of reverse emulsion based on siloxanes to control the measured diffusion coefficient in magnetic resonance imaging. *Biomedical Engineering.* 2019; 5: 22–25. (In Russian)
13. Morozov S., Sergunova K., Petraikin A. et al. Diffusion processes modeling in magnetic resonance imaging. *Insights Imaging.* 2020; 11. <https://doi.org/10.1186/s13244-020-00863-w>



14. 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. *J. Clin. DIAGNOSTIC. Res.* 2017;11:TC06.
15. Samji K., Alrashed A., Shabana W.M. et al. Comparison of high-resolution T1W 3D GRE (LAVA) with 2-point Dixon fat/water separation (FLEX) to T1W fast spin echo (FSE) in prostate cancer (PCa). *Clin. Imaging.* 2016; 40. <https://doi.org/10.1016/j.clinimag.2015.11.023>
16. Reeder S.B., Pineda A.R., Wen Z. et al. Iterative decomposition of water and fat with echo asymmetry and least-squares estimation (IDEAL): Application with fast spin-echo imaging. *Magn. Reson. Med.* 2005; 54: 636–644. <https://doi.org/10.1002/mrm.20624>
17. Labranche R., Gilbert G., Cerny M. et al. Liver iron quantification with MR imaging: A primer for radiologists. *Radiographics.* 2018; 38. <https://doi.org/10.1148/rg.2018170079>
18. Hayashi T., Fukuzawa K., Yamazaki H. et al. Multicenter, multivendor phantom study to validate proton density fat fraction and T2* values calculated using vendor-provided 6-point DIXON methods. *Clin. Imaging.* 2018; 51: 38–42. <https://doi.org/10.1016/j.clinimag.2018.01.011>
19. Hutton C., Gyngell M.L., Milanesi M. et al. Validation of a standardized MRI method for liver fat and T2 quantification. *PLoS One.* 2018; 13. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0204175>

Для корреспонденции*: Панина Ольга Юрьевна – 127051 Москва, ул. Петровка, д. 24. Тел.: +7-926-621-01-79.

E-mail: olgayurpanina@gmail.com; o.panina@npcmr.ru

Панина Ольга Юрьевна – младший научный сотрудник отдела инновационных технологий ГБУЗ “Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий ДЗ города Москвы”; старший лаборант кафедры лучевой диагностики ФГБОУ ВО “Московский государственный медико-стоматологический университет им. А.И. Евдокимова” Минздрава России; врач-рентгенолог ГКОБ №1 ДЗ города Москвы, Москва. <https://orcid.org/0000-0002-8684-775X>

Громов Александр Игоревич – доктор мед. наук, профессор, профессор кафедры лучевой диагностики ФГБОУ ВО “Московский государственный медико-стоматологический университет им. А.И. Евдокимова” Минздрава России, Москва. <https://orcid.org/0000-0002-9014-9022>

Ахмад Екатерина Сергеевна – младший научный сотрудник отдела инновационных технологий ГБУЗ “Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий ДЗ города Москвы”, Москва. <https://orcid.org/0000-0002-8235-9361>

Петряйкин Алексей Владимирович – канд. мед. наук, ведущий научный сотрудник отдела инновационных технологий ГБУЗ “Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий ДЗ города Москвы”, Москва. <https://orcid.org/0000-0003-1694-4682>

Богачев Дмитрий Александрович – руководитель лаборатории ООО “ЭмульКом”, Московская обл.

Семенов Дмитрий Сергеевич – научный сотрудник отдела инновационных технологий ГБУЗ “Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий ДЗ города Москвы”, Москва. <https://orcid.org/0000-0002-4293-2514>

Владимирский Антон Вячеславович – доктор мед. наук, профессор, заместитель директора по научной работе ГБУЗ “Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий ДЗ города Москвы”, Москва. <https://orcid.org/0000-0002-2990-7736>

Васильев Юрий Александрович – канд. мед. наук, директор ГБУЗ “Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий ДЗ города Москвы”, Москва. <https://orcid.org/0000-0002-0208-5218>

Contact*: Olga Yu. Panina – E-mail: olgayurpanina@gmail.com; o.panina@npcmr.ru

Olga Yu. Panina – Junior Scientist Researcher of Technical Monitoring and QA Development Department, Research and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies of Moscow Health Care Department; MD, radiologist, City Clinical Oncological Hospital No. 1 of Moscow Health Care Department; senior laboratory assistant, Moscow State University of Medicine and Dentistry named after A.I. Evdokimov, Moscow. <https://orcid.org/0000-0002-8684-775X>;

Alexander I. Gromov – Doct. of Sci. (Med.), Associate Professor, A.I. Evdokimov Moscow State University of Medicine and Dentistry of the Ministry of Healthcare of the Russian Federation; head of the radiation diagnosis and treatment methods, Oncourology Department, Moscow. <https://orcid.org/0000-0002-9014-9022>

Ekaterina S. Akhmad – Scientist Researcher of Technical Monitoring and QA Development, Research and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies of Moscow Health Care Department, Moscow. <https://orcid.org/0000-0002-8235-9361>

Alexey V. Petraikin – Cand. of Sci. (Med.), Associate Professor, Senior Researcher of Technical Monitoring and QA Development, Research and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies of Moscow Health Care Department, Moscow. <https://orcid.org/0000-0003-1694-4682>

Dmitry A. Bogachev – Head of the laboratory “EmulCom” company, Moscow region.

Dmitry S. Semenov – Scientist Researcher of Technical Monitoring and QA Development, Research and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies of Moscow Health Care Department, Moscow. <https://orcid.org/0000-0002-4293-2514>

Anton V. Vladzmyrsky – Doct. of Sci. (Med.), Associate Professor, Deputy Director for Science, Research and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies of Moscow Health Care Department, Moscow. <https://orcid.org/0000-0002-2990-7736>

Yury A. Vasilev – Cand. of Sci. (Med.), Director, Research and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies of Moscow Health Care Department, Moscow. <https://orcid.org/0000-0002-0208-5218>