

О ВОЗМОЖНОСТЯХ ПРИМЕНЕНИЯ ДИФФУЗИОННО-ВЗВЕШЕННЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ С ПОДАВЛЕНИЕМ СИГНАЛА ТЕЛА (DWIBS) ДЛЯ РЕШЕНИЯ ЗАДАЧ С ОПРЕДЕЛЕНИЕМ ИЗМЕРЯЕМОГО КОЭФФИЦИЕНТА ДИФФУЗИИ

В.О. Рипп¹, П.Е. Меньшиков², Д.А. Куприянов², П.А. Буланов², К.А. Сергунова³,
Д.С. Семенов⁴, Т.П. Березовская¹, С.А. Иванов¹, А.Д. Каприн¹

¹ Медицинский радиологический научный центр им. А.Ф. ЦЫБА Минздрава России, Обнинск

² ООО “Филипс Здоровоохранение”, Москва

³ Национальный исследовательский центр “Курчатовский институт”, Москва

⁴ Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы, Москва

Методика дополнительного подавления фонового сигнала в диффузионно-взвешенных изображениях (DWIBS, англ. Diffusion weighted imaging with background suppression) все чаще используется в онкорadiологии благодаря тому, что позволяет более контрастно выделять области с ограниченной диффузией, например, при многих злокачественных первичных и метастатических опухолях. Вследствие принципиальных отличий на этапе сбора данных DWIBS и ДВИ значения измеряемых коэффициентов диффузии (ИКД) могут различаться, что потенциально негативно скажется при попытках сравнения с имеющимися литературными данными или с обычными ДВИ-исследованиями.

Цель исследования. Оценка корректности расчёта измеряемого коэффициента диффузии (ИКД) на основе результатов DWIBS.

Материал и методы. Проведён сравнительный анализ значений ИКД, полученных с помощью DWIBS и обычной ДВИ на МР-совместимом фантоме и на 20 здоровых добровольцах. Сканирование на МР-томографе 1,5 Тл проводилось при свободном дыхании для DWIBS и с синхронизацией по дыханию для ДВИ.

Результаты и обсуждение. Обнаружены достоверные соответствия значений ИКД как для фантома, имитирующего различные ограничения диффузии, так и для всех областей (позвонок, почка, селезенка), за исключением печени, где значения ИКД, полученные из DWIBS изображений, были на 11 % ниже, чем при стандартной ДВИ (1,06 vs. 0,92 мм²/с). Это может быть следствием того факта, что печень больше всего подвержена смещениям при дыхании. К несомненным преимуществам методики DWIBS можно отнести значительное уменьшение времени сканирования (1,5–2 раза при 10 процентном снижении соотношения сигнала/шум по сравнению с рутинной ДВИ), которое позволяет за адекватное время провести количественный анализ значений ИКД при сканировании всего тела.

Заключение. DWIBS может быть рекомендована к расчету значений ИКД, однако сравнительный анализ значений ИКД в органах и тканях, подверженных сильным дыхательным движениям, требует дополнительных оценок повторяемости и воспроизводимости непосредственно при сравнении участков с сильно выраженным ограничением диффузии.

Ключевые слова: DWIBS, ДВИ, ИКД, онкоскрининг, МРТ всего тела

DOI: 10.52775/1810-200X-2022-94-2-76-84

Введение

На сегодняшний день МРТ с получением диффузионно-взвешенных изображений (ДВИ) включена в стандартные протоколы диагностики при исследованиях в онкологии. ДВИ несут в себе информацию о свободной диффузии молекул воды, которая резко ограничивается в опухолях из-за повышенной клеточности [1]. На данный момент методика ДВИ имеет множество модификаций, специфичных для различных клинических приложений. Так, в онкологии одной из наиболее перспективных и активно развивающихся является методика ДВИ с подавлением сигнала от окружающих органов и тканей (DWIBS, англ. Diffusion weighted imaging with background suppression) [2, 3].

Основной методикой DWIBS является подавление сигнала жира, которое достигается путем совмещения импульсной последовательности ДВИ с дополнительным коротким временем инверсии (аналогично STIR-изображениям [4]), которое неоднократно применялось при регистрации T_1 и T_2 -взвешенных изображений [5]. Полученная таким образом последовательность DWIBS в сочетании с большим количеством усреднений, позволяет эффективно избавляться от фоновых сигналов и изображений структур, не ограничивающих диффузию воды [1], а также минимизировать влияние артефактов движения [2, 3, 6]. На данный момент методика DWIBS реализуется при свободном дыхании, что на практике оказывается в 2–3 раза быстрее получения ДВИ на задержке дыхания или с респираторным триггером [6]. Такое существенное снижение времени позволяет методике DWIBS активно применяться при онкокрининге всего тела [6, 7]. Характеристики DWIBS-изображений отличаются от обычных ДВИ, при этом DWIBS более контрастно выделяет области с ограниченной диффузией, например, при многих злокачественных первичных и метастатических опухолях, и обеспечивает превосходную визуализацию лимфатических узлов.

Согласно литературным данным, получение ПЭТ-подобных (ПЭТ – позитронно-эмиссионная томография) DWIBS-изображений с одним высоким b-фактором является наиболее часто применяется в клинике. При таком сборе данных невозможно определение измеряемого коэффициента диффузии (ИКД), что значительно ограничивает применение данной методики. Оценка значений ИКД может

быть необходима как для дифференциальной диагностики изменений и очагов, выявленных на DWIBS, так и для определения ответа на системное лечение при диссеминированных злокачественных поражениях, а также для выявления остаточных или рецидивирующих опухолей при последующих обследованиях [8–11]. Вследствие принципиальных отличий на этапе сбора данных DWIBS и ДВИ значения ИКД могут различаться, что потенциально негативно скажется при попытках сравнения с имеющимися литературными данными или с обычными ДВИ исследованиями.

Таким образом, основной целью настоящей работы является оценка корректности расчета измеряемого коэффициента диффузии ИКД на основе DWIBS-изображений.

Материал и методы

Настоящая работа проведена в Медицинском радиологическом научном центре им. А.Ф. Цыба. МРТ-исследование выполнялось на аппарате Philips Ingenia (Philips, The Best, Netherlands) с магнитной индукцией 1,5 Тл с использованием 16-канальной катушки для всего тела SENSE XL Torso.

Анализ получаемых значений ИКД был произведен как на МР-совместимом фантоме [12], так и на группе здоровых добровольцев. Фантом состоял из 6 пробирок с различными концентрациями растворенного в воде полимера (поливинилпирролидон, PVP), пробирки с чистой водой и пробирки с жиром. Процентное содержание PVP составляло 10, 20, 30, 50, 60 и 70 % (рис. 1А). Все пробирки на время сканирования помещались в воду, что объясняет отсутствие на рис. 1Б и 1В пробирки с водой, сигнал от которой идентичен окружению. Протокол МРТ включал регистрацию ДВИ и DWIBS изображений с параметрами, аналогичными тем, которые используются при сканировании пациентов (табл. 1). Сканирование проводилось 3 раза с интервалом в неделю. Для дальнейшего анализа были взяты средние значения за эти 3 сканирования.

Для дальнейшей верификации в исследовании приняли участие 20 здоровых испытуемых в возрасте от 24 до 32 лет (средний возраст – $27,6 \pm 2,5$ лет) без соматической патологии, имевших индекс массы тела менее 30. Данное исследование было одобрено комитетом по этике МРНЦ им. А.Ф. Цыба. Перед проведением

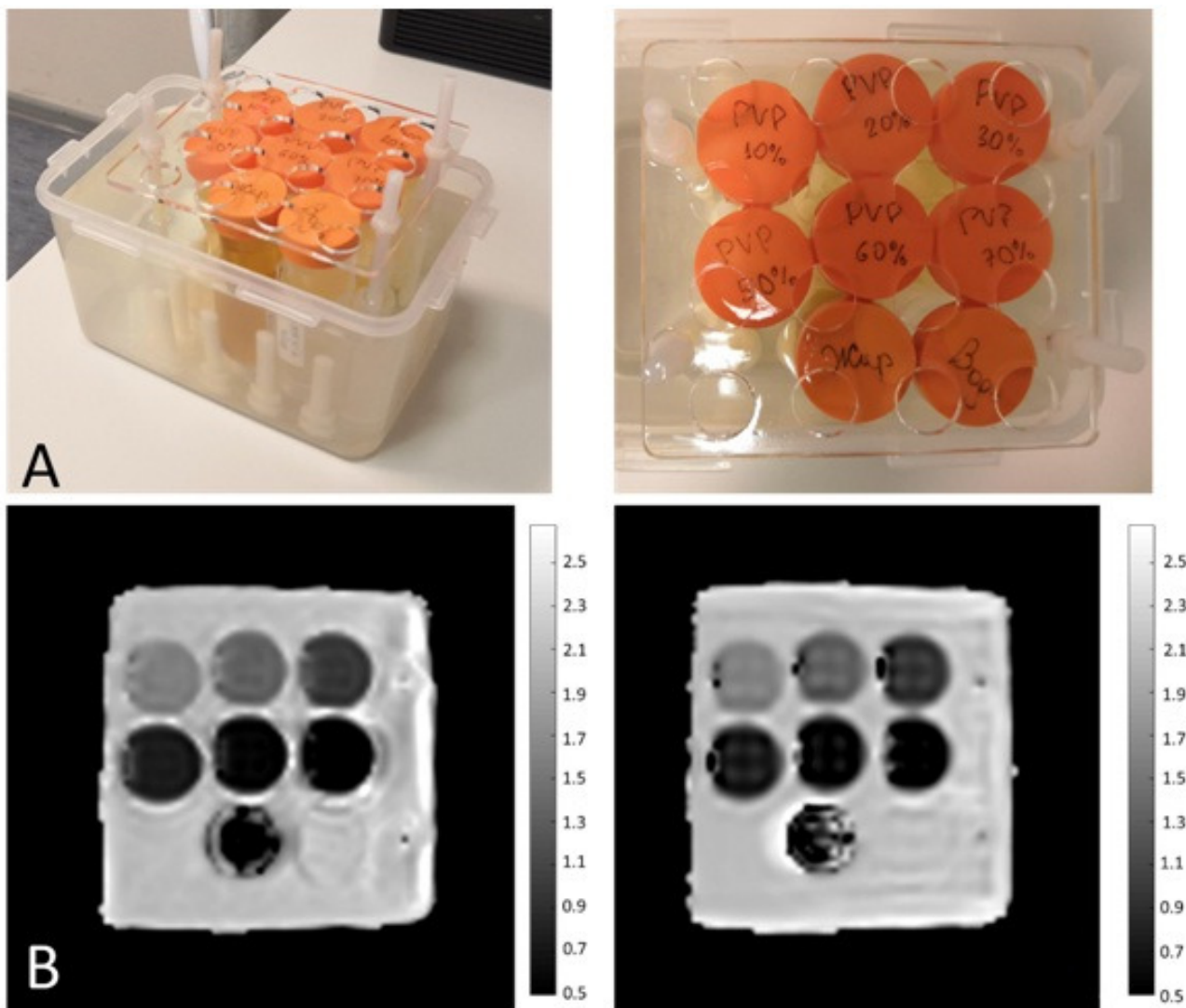


Рис. 1. А – вид MR-совместимого фантома для анализа диффузионно-взвешенных ДВИ изображений; Б – пример карты измеряемого коэффициента диффузии (ИКД) фантома, полученной с помощью ДВИ (слева) и DWIDS (справа). Значения ИКД измеряются в единицах $\text{мм}^2/\text{с}$

MPT-исследования каждый испытуемый подписал информированное согласие. Критерием исключения было выявление при MPT-исследовании патологических очагов в исследуемой области.

Протокол MPT включал регистрацию ДВИ и DWIBS изображений брюшной области в аксиальной плоскости. Основные параметры последовательностей ДВИ и DWIBS представлены в табл. 1. Средняя продолжительность сканирования DWIBS составила около 8 мин. Среднее время сканирования ДВИ с синхронизацией по дыханию в зависимости от темпа дыхания пациента составляло от 12 до 15 мин.

Для ДВИ и DWIBS-изображений с b фактором $1000 \text{ с}/\text{мм}^2$ производилась оценка соотношения сигнал/шум (англ. signal-to-noise, SNR), согласно следующей формуле:

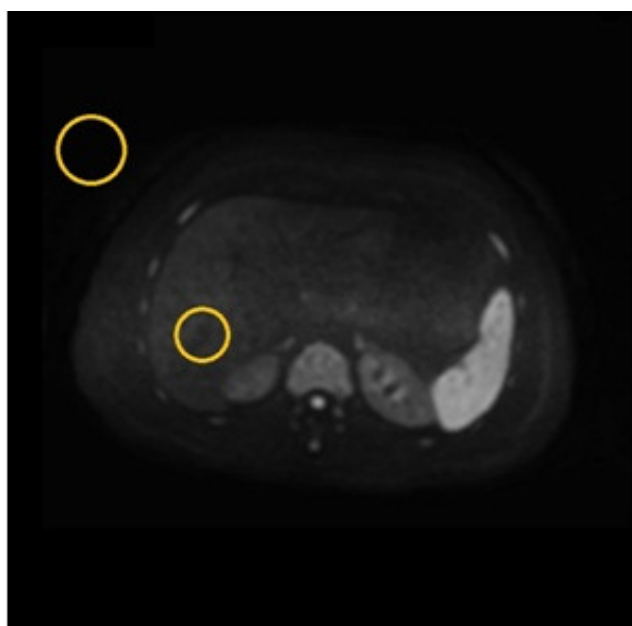
$$\text{SNR} = (SI_{\text{печень}} - SI_{\text{шум}}) / SD_{\text{шум}}$$

где $SI_{\text{печень}}$ и $SI_{\text{шум}}$ – интенсивность сигнала в ROI в печени и вне тела соответственно (рис. 2А), а $SD_{\text{шум}}$ – стандартное отклонение фонового шума вне тела (рис. 2). Расчет значений ИКД осуществлялся в 4 локализациях (печень, селезенка, почка и позвонок), как показано на рис. 2. Для каждой области рассчитаны средние значения ИКД, среднеквадратичное отклонение (SD), а также коэффициенты межгруппо-

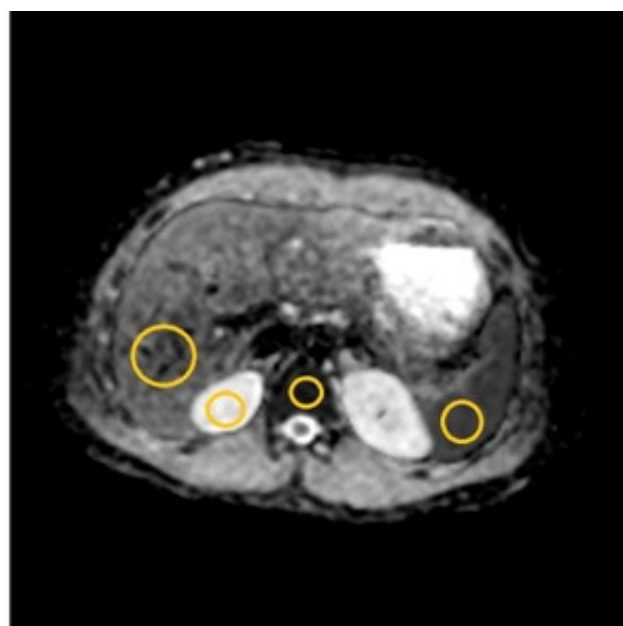
Таблица 1

Основные параметры МРТ-изображений для ДВИ и DWIBS

	ДВИ	DWIBS
TR/TE, мс	2306/67	6295/66
Количество срезов	43	43
Размер воксела, мм	2×2×5 мм	2×2×5 мм
Поле обзора, мм	450×300	450×300
Синхронизация с дыханием	Да	Нет
Количество b-факторов	3	3
Значения b-факторов, с/мм ²	50–500–1000	50–500–1000
Общее количество усреднений (NSA)	4	4
Количество усреднений по b-факторам	1–2–3	1–2–3
Время инверсии, мс	–	180



А



Б

Рис. 2. А – диффузионно-взвешенное изображение с подавлением сигнала от окружающих тканей (DWIBS, b-фактор 1000 с/мм²) с выделением зон интереса (ROI) для последующего расчета соотношения сигнал/шум (SNR). Б – разметка выделения зон интереса (ROI) в 4 локализациях (печень, селезенка, почка и позвонок) для расчета значений измеряемого коэффициента диффузии (ИКД)

вой вариации (CV), как отношение SD к среднему значению ИКД. Статистический анализ результатов был проведен в программе GraphPad-Prism 8.4.3 (GraphPad Software, San Diego). Для исследования нормальности распределения рассматриваемых выборок применялся критерий Шапиро–Уилка (Shapiro–Wilk). В зависимости от результатов теста на нормальность, для анализа различий между выборками использовались парный непараметрический критерий Уилкоксона или параметрический парный t критерий с поправкой на множественные сравнения. Визуализация различий между ме-

тодиками проводилась посредством построения графиков Бланда–Альтмана (Bland–Altman Plot). Для исследования корреляций между значениями ИКД, полученными из ДВИ и DWIBS на фантоме, использовался непараметрический критерий Спирмена. Порог значимости был установлен на уровне 0,05.

Результаты

Сравнительный анализ рассчитанных значений ИКД в фантоме выявил достоверную ($p < 0,001$, $R^2 = 0,99$) корреляцию между значе-

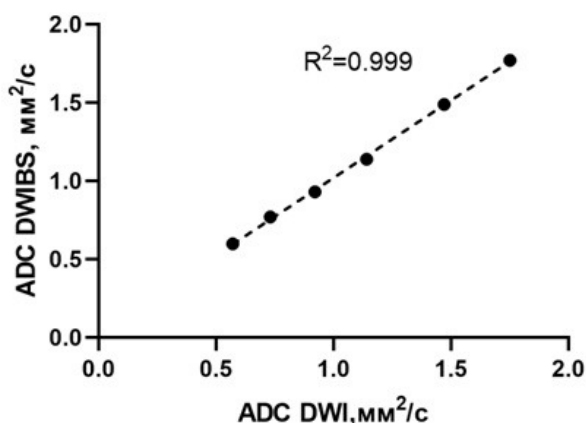


Рис. 3. Достоверная корреляционная зависимость между значениями измеряемого коэффициента диффузии (ИКД/ADC) в пробирках с PVP, рассчитанными по данным ДВИ/DWI и DWIBS

ниями ИКД, полученными из ДВИ и DWIBS (рис. 3). Примеры карт ИКД получаемых на фантоме с помощью обеих методик, показаны на рис. 1В.

Распределения значений SNR по результатам теста Шапиро–Уилка не имели нормальную форму как для ДВИ ($p=0,03$), так и для DWIBS ($p=0,003$). Обнаружено, что SNR ДВИ изображений достоверно выше ($p<0,005$), чем SNR DWIBS ($65,6\pm 4,0$ vs $58,6\pm 3,5$ отн.ед.).

Примеры карт ИКД, полученных из ДВИ и DWIBS изображений, приведены на рис. 4. Сравнительный анализ значений ИКД, показал, что в печени они достоверно ниже для ДВИ, чем для DWIBS ($p=0,005$). При этом в селезенке, почках и позвонках различий между значениями ИКД не обнаружено (рис. 5). Проведенный анализ Бланда–Альтмана указывает на хорошее соответствие значений ИКД между двумя методами для всех исследуемых областей. Соответствующие графики приведены на рис. 6.

Обсуждение

В настоящем исследовании проведён сравнительный анализ карт ИКД, получаемых с помощью ДВИ и DWIBS. Выявленная при исследовании МР-фантома, достоверная корреляция с близким к единице коэффициентом детерминации ($R^2=0,99$) между значениями ДВИ-ИКД и DWIBS-ИКД, указывает на то, что дополнительный блок инверсии–восстановления, непосредственно формирующий подавление фонового сигнала при получении изображений DWIBS, не оказывает влияния на расчёт ИКД. И, следовательно, в качестве основной возможной причины расхождений в значениях ИКД могут выступать артефакты движения, с учётом принципиальной разницы в сборе данных

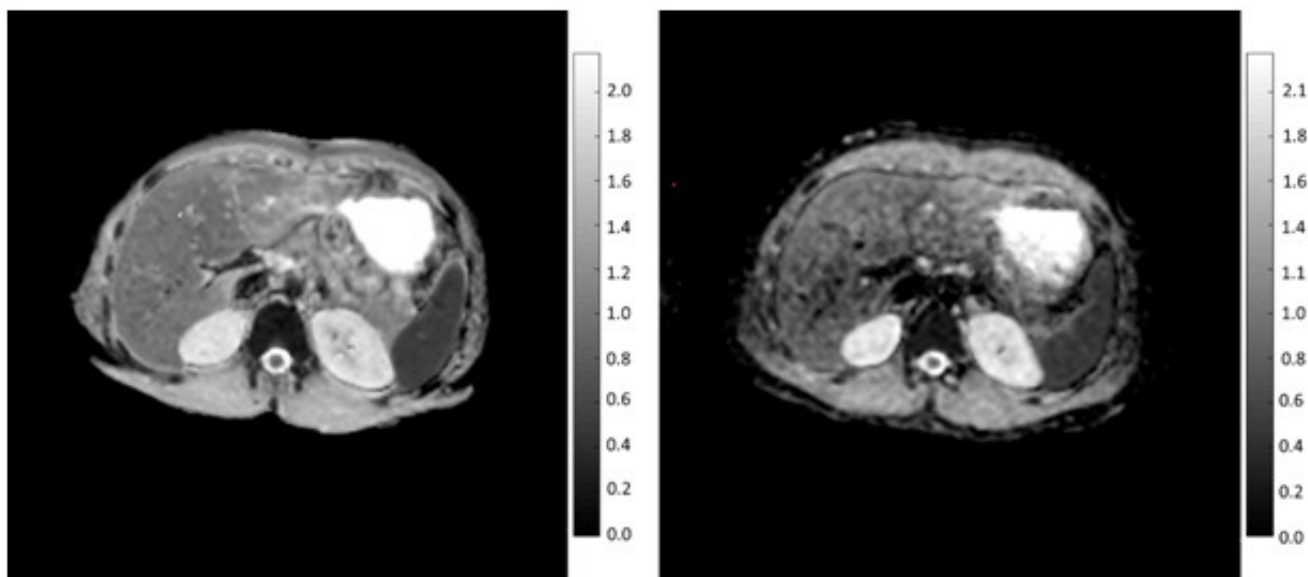


Рис. 4. . Примеры ИКД карт, полученных из DWIBS (справа) и ДВИ (слева) изображений. Значения измеряются ИКД в $\text{мм}^2/\text{с}$

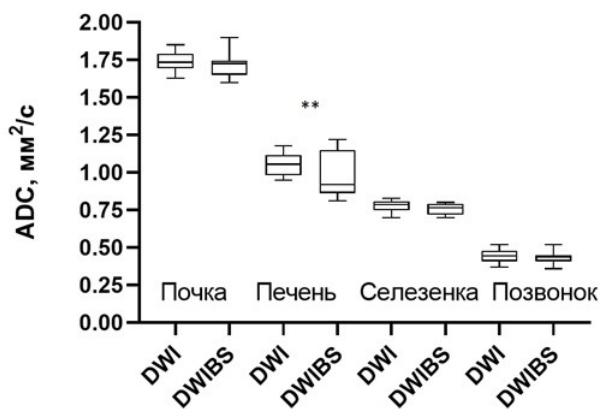


Рис. 5. Результаты сравнительного статистического анализа значений измеряемого коэффициента диффузии (ИКД/ADC) на основе ДВИ/DWI и DWIBS в различных структурах и органах. ** – $p < 0,005$

– на свободном дыхании для DWIBS и с респираторным триггером для ДВИ.

Результаты нашей работы показали, что значения ИКД, измеренные как в позвонках, наименее подверженных движению, так и в почках, и в селезенке, статистически не отличаются при измерениях обоими методами, что также подтверждает данные, полученные ранее на фантоме. Обратный результат был получен для паренхиматозной ткани печени – коэффициент ИКД, измеренный методикой DWIBS, достоверно ниже, чем для стандартной ДВИ (рис. 5). Это может быть следствием того, что печень наиболее подвержена смещению во время дыхания, что неизбежно приводит к смещению срезов на изображениях с различными b-факторами при DWIBS сканировании на свободном дыхании. Кроме того, именно в печени содержится наибольшее количество жира, сиг-

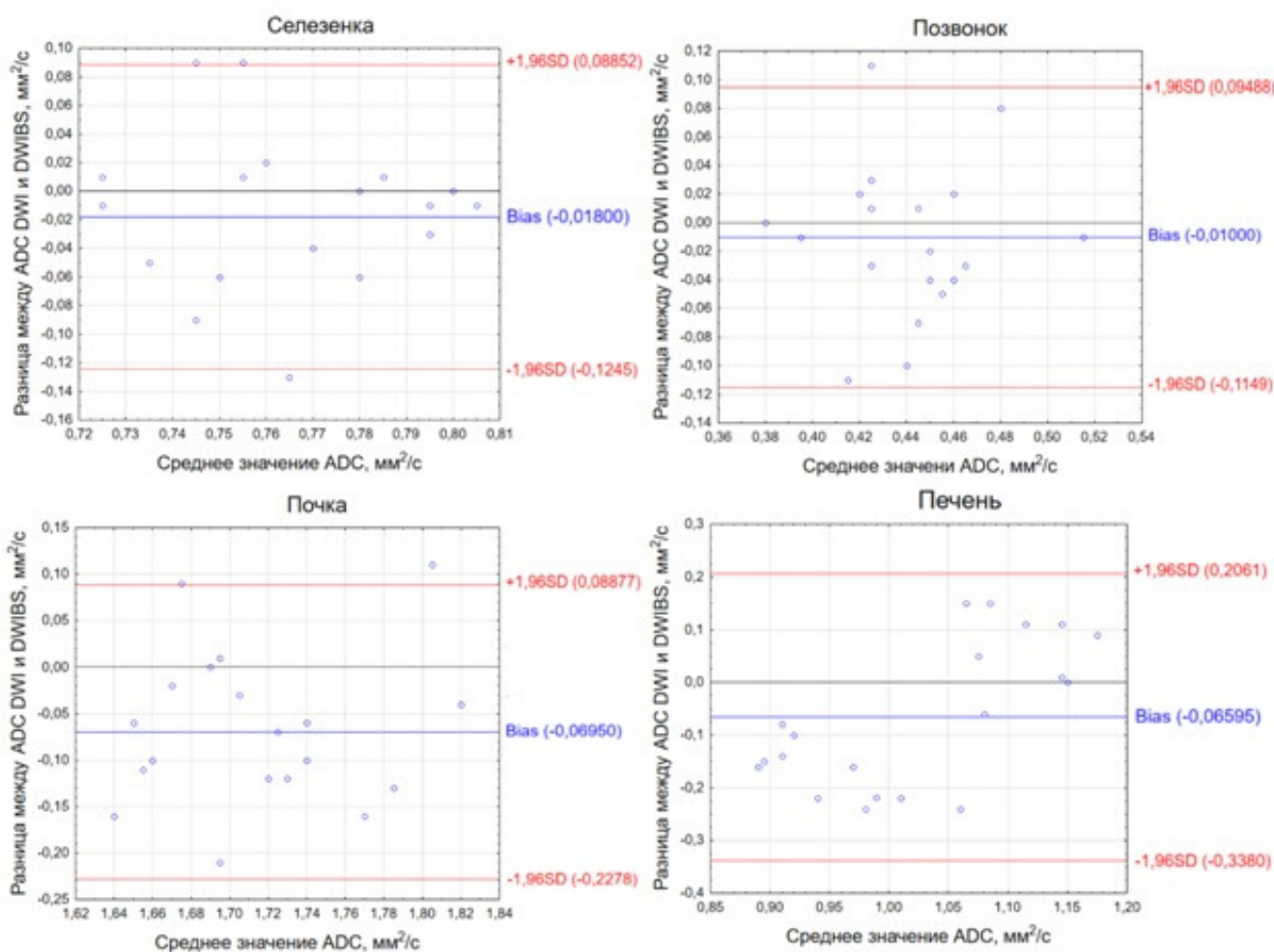


Рис. 6. Сравнительный анализ Бланда–Альтмана значений измеряемого коэффициента диффузии (ИКД/ADC), рассчитанного из ДВИ/DWI и DWIBS-изображений (SD – среднееквадратичное отклонение)

нал которого является основной мишенью подавления. Как следствие, построение карты ИКД на основе изображений с низким сигналом в печени может приводить к отклонениям значений ИКД, а также к увеличению разброса получаемых значений. В подтверждение этого факта также наблюдается почти двукратное увеличение CV значений ИКД из карт DWIBS в сравнении с ДВИ (16,5 vs. 7,7 %).

Настоящие предположения подтверждают работы нескольких авторов [13–15]. Так, например, Muro et al [16] отмечают, что ИКД медленно движущихся фантомов, имитирующих дыхательное движение, не более чем на 10 % отличались от ИКД статических фантомов. В настоящем исследовании разница между значениями ИКД, полученных с помощью DWIBS и ДВИ, составила 12 % (1,06 vs. 0,92 мм²/с). Nasu et al в работе [15] отметили неопределенность статистической разницы ($p=0,05$) в значениях ИКД образований в правой доле печени при ДВИ и DWIBS.

Крайне показательным также является аналогичный результат, полученный Alpine et al [16], которые в своем исследовании сравнивали значения ИКД, полученные из ДВИ и DWIBS в стенке кишечника без его предварительной подготовки гиперосмолярным агентом и антиперистальтическими средствами и после нее. Значения ИКД до подготовки, измеренные с помощью DWIBS, были ниже ИКД из ДВИ в 1,5 раза, а после нее не было выявлено статистически значимой разницы, что связано с отсутствием выраженной перистальтики во втором случае. Важной задачей дальнейшего изучения авторы считают исследование повторяемости измеренных значений ИКД в области печени.

Для всех остальных областей, менее подверженных артефактам от дыхательных движений, не выявлено достоверных изменений в значениях ИКД. Для данных областей также отсутствуют значимые различия для значений CV. В пользу достаточного соответствия значений ИКД между двумя методами говорит также и проведенный анализ Бланда–Альтмана, по результатам которого разница между значениями ИКД лежит в промежутке $\pm 1,96SD$. Таким образом, основные результаты нашего исследования доказывают применимость использования методики DWIBS для количественного анализа значений ИКД.

При одинаковых параметрах сканирования SNR DWIBS изображений достоверно ниже SNR ДВИ изображений на 11 %, при этом из-за

необходимости синхронизации по дыханию время сканирования для получения ДВИ в 1,5–2 раза больше. Нами найдено лишь одно исследование [6], количественно сравнивающее SNR ДВИ и DWIBS-изображений, показавшее значительное превосходство DWIBS, что противоречит результатам нашего анализа. Однако в этом исследовании, в отличие от нашей работы, где количество усреднений было одинаковым, количество усреднений для DWIBS и ДВИ было 10 и 2, соответственно. Логично предположить, что SNR для изображений DWIBS может быть снижено из-за потери сигнала жира, тем более что для оценки SNR была выбрана печень, в которой снижение сигнала велико.

В настоящем исследовании для оценки эффектов подавления фоновых сигналов и воздействия двигательных артефактов на значения ИКД в последовательности DWIBS была выбрана абдоминальная область, как наиболее подверженная таким воздействиям. Экстраполируя полученные результаты на другие области, можно говорить о возможности точного измерения значений ИКД во всем теле с помощью методики DWIBS. Количественный подход к DWIBS может повысить чувствительность и эффективность этой методики, которые сравнимы, а в некоторых случаях и превосходят ¹⁸F-DG ПЭТ исследования для широкого ряда диагностических задач – анализа злокачественности лимфом Ходжкина [17], выявления метастазов в костях [2, 18], в области грудной клетки [19], оценки распространенности злокачественных новообразований предстательной железы [7] и множественной миеломы [10] и многое другое [6, 20]. Следует отметить, что затраты на проведение МРТ-исследования в среднем в 6–8 раз ниже, чем затраты на процедуру ПЭТ/КТ [19]. Наряду с отсутствием лучевой нагрузки это делает возможным многократное сканирование пациента, к примеру, для оценки эффективности проводимой терапии. Наибольшая точность такой оценки может достигаться именно при динамическом анализе значений ИКД, получаемых из изображений DWIBS [21].

Источник финансирования и конфликт интересов

Авторы данной статьи подтвердили отсутствие финансовой поддержки исследования

и конфликта интересов, о которых необходимо сообщить.

Список литературы:

1. Messina C, Bignone R, Bruno A, et al. Diffusion-Weighted Imaging in Oncology: An Update. *Cancers (Basel)*. 2020;12(6):1493. Published 2020 Jun 8. DOI: 10.3390/cancers12061493.
2. Морозов АК, Махсон АН, Карпов ИН. Магнитно-резонансная томография всего тела (DWIBS). Возможности и перспективы применения в костной патологии // Вестник травматологии и ортопедии им Н.Н. Приорова. 2015; 22(2): 19-24. DOI: 10.17816/vto201522219-24 [Morozov AK, Makhson AN, Karpov IN. Whole body magnetic resonance imaging (DWIBS). Possibilities and prospects of application in bone pathology. *Bulletin of Traumatology and Orthopedics named after N.N. Priorov*. 2015; 22(2): 19-24. DOI: 10.17816/vto201522219-24 (In Russian)].
3. Takahara T, Imai Y, Yamashita T, Yasuda S, Nasu S, Van Cauteren M. Diffusion weighted whole body imaging with background body signal suppression (DWIBS): technical improvement using free breathing, STIR and high-resolution 3D display. *Radiat Med*. 2004; 22(4): 275-82.
4. Bydder GM, Young IR. MR imaging: clinical use of the inversion recovery sequence. *J Comput Assist Tomogr* 1985; 9: 659-75.
5. Анисимов НВ. Одновременное подавление сигналов воды и жира в экспериментах по магнитно-резонансной томографии Вестник Московского Университета. Серия 3. Физика Астрономия 2004; 2: 35-8 [Anisimov NV. Simultaneous suppression of water and fat signals in magnetic resonance imaging experiments *Bulletin of the Moscow University. Series 3. Physics Astronomy* 2004; 2: 35-8 (In Russian)].
6. Kwee TC, Takahara T, Ochiai R, Nievelstein RA, Luijten PR. Diffusion-weighted whole-body imaging with background body signal suppression (DWIBS): features and potential applications in oncology. *Eur Radiol*. 2008; 18(9): 1937-1952. DOI: 10.1007/s00330-008-0968-z.
7. Mesmann C, Sigovan M, Berner L-P, et al. Evaluation of image quality of DWIBS versus DWI sequences in thoracic MRI at 3T, *Magnetic Resonance Imaging*, 2014; 32(10): 1237-41, ISSN 0730-725X.
8. Petralia G, Koh DM, Attariwala R, et al. Oncologically Relevant Findings Reporting and Data System (ONCO-RADS): Guidelines for the Acquisition, Interpretation, and Reporting of Whole-Body MRI for Cancer Screening. *Radiology*. 2021; 299(3): 494-507. DOI: 10.1148/radiol.2021201740.
9. Padhani AR, Lecouvet FE, Tunariu N, et al. METastasis Reporting and Data System for Prostate Cancer: Practical Guidelines for Acquisition, Interpretation, and Reporting of Whole-body Magnetic Resonance Imaging-based Evaluations of Multiorgan Involvement in Advanced Prostate Cancer. *Eur Urol*. 2017;71(1):81-92. DOI: 10.1016/j.eururo.2016.05.033.
10. Messiou C, Hillengass J, Delorme S, et al. Guidelines for Acquisition, Interpretation, and Reporting of Whole-Body MRI in Myeloma: Myeloma Response Assessment and Diagnosis System (MY-RADS). *Radiology*. 2019; 291(1): 5-13. DOI: 10.1148/radiol.2019181949.
11. Рипп ВО, Березовская ТП, Иванов СА. Объективные критерии МРТ-оценки эффективности лечения метастазов в кости у больных раком предстательной железы и раком молочной железы: систематический обзор и метаанализ. *Digital Diagnostics*. 2021; 2(3):. 289-300. DOI: 10.17816/DD77311 [Ripp VO, Berezovskaya TP, Ivanov SA. Objective criteria for MRI evaluation of the effectiveness of treatment of bone metastases in patients with prostate cancer and breast cancer: a systematic review and meta-analysis. *Digital Diagnostics*. 2021; 2(3):. 289-300. DOI: 10.17816/DD77311 (In Russian)].
12. Morozov S, Sergunova K, Petraikin A, et al. Diffusion processes modeling in magnetic resonance imaging. *Insights Imaging*. 2020; 11: 60. DOI: 10.1186/s13244-020-00863-w.
13. Nasu K, Kuroki Y, Sekiguchi R, Nawano S. The effect of simultaneous use of respiratory triggering in diffusion-weighted imaging of the liver. *Magn Reson Med Sci*. 2006; 5: 129-36. DOI: 10.2463/mrms.5.129.
14. Muro I, Takahara T, Horie T, et al. Nihon HoshasenGijutsu Gakkai Zasshi. 2005; 61(11): 1551-8. DOI: 10.6009/jjrt.kj00004010676.
15. Stone AJ, Browne JE, Lennon B. et al. Effect of motion on the ADC quantification accuracy of whole-body DWIBS. *Magn Reson Mater Phys*.

- 2012; 25; 263-6 (2012). DOI: 10.1007/s10334-012-0311-1.
16. Apine I, Baduna M, Pitura R, Pokrotnieks J, Krumina G. The Influence of Bowel Preparation on ADC Measurements: Comparison between Conventional DWI and DWIBS Sequences. *Medicina (Kaunas)*. 2019; 55(7): 394. Published 2019 Jul 21. DOI: 10.3390/medicina55070394.
 17. Baranska D, Matera K, Podgorski M, et al. Feasibility of diffusion-weighted imaging with DWIBS in staging Hodgkin lymphoma in pediatric patients: comparison with PET/CT. *Magn Reson Mater Phys*. 2019; 32: 381-90 (2019). doi:10.1007/s10334-018-0726-4.
 18. Sun W, Li M, Gu Y, Sun Z, Qiu Z, Zhou Y. Diagnostic Value of Whole-Body DWI With Background Body Suppression Plus Calculation of Apparent Diffusion Coefficient at 3 T Versus ¹⁸F-FDG PET/CT for Detection of Bone Metastases. *AJR Am J Roentgenol*. 2020; 214(2): 446-54. DOI: 10.2214/AJR.19.21656.
 19. Usuda K, Iwai S, Yamagata A, et al. Diffusion-weighted whole-body imaging with background suppression (DWIBS) is effective and economical for detection of metastasis or recurrence of lung cancer. *Thorac Cancer*. 2021; 12(5): 676-84. DOI: 10.1111/1759-7714.13820.
 20. Nakanishi K, Tanaka J, Nakaya Y, et al. Whole-body MRI: detecting bone metastases from prostate cancer. *Jpn J Radiol*. 2021. DOI: 10.1007/s11604-021-01205-6.
 21. Bonaffini PA, Ippolito D, Casiraghi A, Besostri V, Franzesi CT, Sironi S. Apparent diffusion coefficient maps integrated in whole-body MRI examination for the evaluation of tumor response to chemotherapy in patients with multiple myeloma. *Acad Radiol*. 2015; 22(9): 1163-71.

POSSIBILITIES OF USING DWIBS FOR CLINICAL TASKS WITH THE MEASUREMENT OF THE APPARENT DIFFUSION COEFFICIENT

V.O. Ripp¹, P.E. Menshchikov², D.A. Kupriyanov², P.A. Bulanov², K.A. Sergunova³, D.S. Semenov⁴, T.P. Berezovskaya¹, S.A. Ivanov¹, A.D. Kaprin¹

¹ *A.F. Tsyb Medical Radiological Research Center, Obninsk, Russia*

² *LLC Philips Healthcare, Moscow, Russia*

³ *National Research Centre "Kurchatov Institute", Moscow, Russia*

⁴ *Research and Practical Clinical Center of Diagnostics and Telemedicine Technologies, Moscow, Russia*

Additional suppression of the background signal in diffusion-weighted images (DWIBS) allows to get more contrast images to highlight areas with restricted diffusion, for example, in many malignant primary and metastatic tumors. Due to fundamental differences in DWIBS and DWI acquisition, the apparent diffusion coefficient (ADC) values may differ, which could negatively affect attempts to compare with the available literature data or with conventional DWI studies.

Purpose. Evaluation of the correctness of the calculation of the ADC values based on DWIBS images, compared to regular DWI.

Material and methods. A comparative analysis of the ADC values obtained using DWIBS and conventional DWI on an MR-compatible phantom and on 20 healthy volunteers was carried out. Free breathing DWIBS as well as DWI with breath synchronization were acquired using 1.5 T MRI scanner.

Results and discussion. ADC values measured with DWIBS and DWI were found to coincide well both for the phantom and for the volunteers in all the areas (vertebra, kidney, spleen), except for the liver, where the ADC values obtained from DWIBS images were 11 % lower than with standard DWI (1.06 vs 0.92 mm²/s). This may be due to the greater displacement of the liver during respiratory movements. The advantages of the DWIBS technique include a significant decrease in scan time (1.5-2 times with a 10 % decrease in signal-to-noise ratio compared to routine DWI), which allows for a quantitative analysis of ADC values in a whole-body scan in a comfortable timing for the patient.

Conclusion. DWIBS can be recommended for calculating ADC values, however, a comparative analysis of ADC values in organs and tissues exposed to strong respiratory movements require additional assessments of repeatability and reproducibility directly when comparing areas with a strongly pronounced diffusion restriction.

Key words: DWIBS, DWI, ADC, oncoscreening, whole-body MRI

E-mail: rippnba@gmail.com