

СОВРЕМЕННАЯ МЕТОДИКА МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОЙ ПЕЛЬВИФЕТОМЕТРИИ

Научная статья

Вышедкевич Е.Д.^{1,*}, Шериев С.Р.², Береговский Д.А.³, Звездин А.В.⁴, Ефимцев А.Ю.⁵

² ORCID : 0009-0007-9436-6482;

³ ORCID : 0009-0008-7964-7857;

⁴ ORCID : 0009-0004-4731-5250;

⁵ ORCID : 0000-0003-2249-1405;

^{1, 2, 3, 5} Национальный медицинский исследовательский центр имени В. А. Алмазова, Санкт-Петербург, Российская Федерация

⁴ Санкт-Петербургский государственный педиатрический медицинский университет Министерства здравоохранения Российской Федерации, Санкт-Петербург, Российская Федерация

* Корреспондирующий автор (lenavish04[at]gmail.com)

Аннотация

Актуальность: магнитно-резонансная пельвиофетометрия является высокоинформативным, неинвазивным и безопасным методом оценки размеров таза беременной и головки плода, однако обладает рядом недостатков – длительное время сканирования, нагревание тканей беременной и плода, операторозависимость.

Цель: оценка возможностей трехплоскостной методики 3D Dixon MR-пельвиофетометрии (3D MR-ПФМ), проведение сравнительного анализа ее с общепринятой методикой двухплоскостной 2D MR-пельвиофетометрией (2D MR-ПФМ).

Материалы и методы. Проведен ретроспективный анализ исследований 32 беременных из групп риска по развитию клинически узкого таза связанных с различными причинами.

Результаты. Данные, полученные при использовании импульсной последовательности T1 Dixon Vibe сопоставимы с данными полученными в ходе стандартной методики.

Выводы. Импульсную последовательность T1 Dixon Vibe можно использовать для разработанной 3D методики MR-пельвиофетометрии, поскольку она позволяет сократить время сканирования и по данным статистического анализа получить сопоставимые результаты.

Ключевые слова: MR-пельвиофетометрия, MR-пельвиометрия, магнитно-резонансная томография, беременность, клинически узкий таз, тазово-плодовая диспропорция, методика.

MODERN METHODOLOGY OF MAGNETIC RESONANCE PELVIFETOMETRY

Research article

Vishedkevich E.D.^{1,*}, Sheriev S.R.², Beregovskii D.A.³, Zvezdin A.V.⁴, Efimtsev A.Y.⁵

² ORCID : 0009-0007-9436-6482;

³ ORCID : 0009-0008-7964-7857;

⁴ ORCID : 0009-0004-4731-5250;

⁵ ORCID : 0000-0003-2249-1405;

^{1, 2, 3, 5} V.A. Almazov National Medical Research Center, Saint-Petersburg, Russian Federation

⁴ Saint-Petersburg State Pediatric Medical University, Saint-Petersburg, Russian Federation

* Corresponding author (lenavish04[at]gmail.com)

Abstract

Relevance: magnetic resonance pelvioletometry is a highly informative, non-invasive and safe method of assessing the size of the pelvis of the pregnant woman and the fetal head, but it has a number of disadvantages – long scanning time, heating of patient's and fetal tissues, operator dependence.

Objective: an evaluation of the possibilities of the three-plane 3D Dixon MR-Pelviophotometry (3D MR-PFM) technique, its comparative analysis with the common technique of two-plane 2D MR-Pelviophotometry (2D MR-PFM).

Materials and Methods. A retrospective analysis of studies of 32 pregnant women from risk groups for the development of clinically narrow pelvis associated with various causes was conducted.

Results. The data obtained using the Dixon Vibe T1 pulse sequence are comparable to those obtained using the standard technique.

Conclusions. The T1 Dixon Vibe pulse sequence can be used for the developed 3D MR-Pelviophotometry methodology, as it reduces scanning time and produces comparable results by statistical analysis.

Keywords: MR pelviopelviometry, MR pelviometry, magnetic resonance imaging, pregnancy, clinically narrow pelvis, pelvic-fetal disproportion, methodology.

Введение

В последние годы магнитно-резонансная томография (МРТ) стала гораздо более распространённой в контексте применения в акушерско-гинекологической практике. МРТ характеризуется высокой степенью безопасности и является неинвазивным, что делает его предпочтительным для многих исследований [1], [2]. Одним из ключевых преимуществ МРТ является её высокая информативность. Технические усовершенствования методик МРТ в значительной степени улучшили и пельвиофетометрию, предоставив более точные данные и расширив возможности диагностики [3], [4].

МР-пельвиофетометрия представляет собой метод оценки размеров таза беременной женщины и головки плода с целью определения риска тазово-плодовой диспропорции в родах (т.н. клинический узкий таз). В 1985 году Дэвид Старк впервые представил методику МР-пельвиофетометрии, которая позволяет с высоким качеством визуализировать костные структуры малого таза беременной. Одним из недостатков этой методики, ограничивающим её использование для определения размеров плода, является наличие большого количества артефактов, вызванных движением плода [5].

Со временем, с появлением высокопольных томографов (1,5-3 Тл) и быстрых импульсных последовательностей, стало возможно получать более качественные изображения за счёт ускоренного сбора данных, что снижает количество двигательных артефактов и повышает качество получаемых изображений [6]. Уменьшение длительности некоторых программ позволяет более безопасно получать высокоточную информацию о размерах таза матери и головки плода [8], [9].

Несмотря на значительные преимущества МР-пельвиофетометрии перед другими методами лучевой диагностики с использованием ионизирующего излучения, такие как высокая контрастность изображений, высокое разрешение и многоплоскостная визуализация, этот метод обладает рядом недостатков. Одним из основных недостатков является относительно длительное время сканирования, которое может занимать от 10 до 20 минут [10]. Для определения риска тазово-головной диспропорции в родах рекомендуется проводить МР-пельвиофетометрию при доношенной беременности на сроке 37-40 недель, когда размеры плода уже максимально приближены к тем, которые будут при прохождении через плоскости таза в родах [7], [11]. На поздних сроках гестации женщине сложно находиться в томографе в горизонтальном положении на спине из-за развития синдрома аорто-кавальной компрессии, проявляющегося тошнотой, головокружением, гипотонией и потерей сознания [12], [13], [14].

Одним из недостатков применения высокопольных томографов с индукцией магнитного поля 1,5-3 Т является риск нагрева тканей пациента во время сканирования, обусловленный наличием неоднородности радиочастотного магнитного поля и высокими значениями удельного коэффициента поглощения электромагнитной энергии (SAR), что особенно опасно для беременных [15], [16]. Стандартные протоколы с использованием «горячих» импульсных последовательностей (ИП) турбоспинового эха (TSE) характеризуются высоким уровнем SAR [17], [18], [19].

Общепринятая методика МР-пельвиофетометрии является операторозависимой. Для точного определения размеров таза и головки плода с использованием 2D импульсных последовательностей необходимо правильное позиционирование сканирующих плоскостей во время процедуры [9], [10]. Неправильные косые срезы могут вызвать ошибки в измерениях, что снижает точность оценки риска диспропорции между окружностями таза и головки. Правильное позиционирование плоскостей по головке плода требует дополнительного времени на сканирование и высокой квалификации оператора, так как положение головки относительно таза матери может меняться во время исследования.

Материалы и методы

Для исследования 32 беременных из группы риска по развитию клинически узкого таза была проведена магнитно-резонансная пельвиофетометрия. В данную группу включили первородящих беременных в возрасте от 25 до 38 лет, на сроке гестации 37-41 недели, с крупным плодом (по данным УЗИ предполагаемая масса плода была от 4000 до 5000 грамм) и первородящих беременных с аналогичным возрастным диапазоном и сроками гестации, анатомически узким тазом 1-2 степени сужения по результатам наружной пельвиометрии.

Исследование проводилось на томографах с магнитным полем мощностью 1,5 и 3,0 Тесла. В исследование включали только беременных с головным предлежанием плода. Процедура сканирования проходила в два этапа:

1. На первом этапе применялись стандартные импульсные последовательности для получения 2D изображений: T1-ВИ в сагиттальной и косо-аксиальной плоскостях, ориентированные по тазу матери, и сагиттальные и аксиальные T2-ВИ, ориентированные по головке плода. Время сканирования на этом этапе составляло 10-12 минут в зависимости от положения головки плода и необходимости повторного выполнения программ для правильного позиционирования.

2. На втором этапе использовалась программа Dixon для получения 3D изображений в сагиттальной плоскости с толщиной среза 1,5 мм. Время сканирования при этом составляло 1 минуту 20 секунд. Общее время процедуры не превышало 15 минут.

Протокол 2D МР-пельвиометрии включал получение сагиттальных и косо-аксиальных томограмм костных структур таза беременной для измерения основных размеров. Исследование начиналось с получения трех серий прицельных T2-ВИ с использованием сверхбыстрой импульсной последовательности спинового эха HASTE в сагиттальной, аксиальной и коронарной плоскостях. Ориентируясь на эти T2-ВИ, выполняли изображения для пельвиометрии.

Для 2D МР-ПФМ использовались программы Turbo Spin Echo (TSE) с T1-ВИ (TR=7000, TE=100 мс, поле обзора = 250x250 мм, матрица = 250x250 пикселей, толщина среза = 3 мм) в сагиттальной и косо-аксиальной плоскостях. Для получения томограмм костей таза матери в сагиттальной плоскости срезы позиционировались через лонное сочленение и срединную линию крестца.

Для получения косо-аксиальных томограмм костей таза матери срезы ориентировались по изображениям в срединной сагиттальной плоскости так, чтобы верхняя граница срезов проходила через середину тела S1 позвонка и точку ниже верхнего края симфиза примерно на 1 см. Количество срезов подбиралось таким образом, чтобы охватить всю полость малого таза.

При проведении МР-фетометрии для определения основных размеров головки плода (бипариетального, лобно-затылочного и малого косоугольного) получали томограммы в сагиттальной, аксиальной и/или коронарной плоскостях.

Для получения изображений головки плода в различных плоскостях, взвешенных по T2-ВИ, использовались последовательности TSE с параметрами: TR = 1100 мс, TE = 86 мс, поле обзора = 350x350 мм, матрица = 256x218 пикселей, толщина среза = 4 мм. В связи с двигательной активностью плода, позиционирование каждого последующего сканирования основывалось на предыдущем, с учетом нового положения головки.

В таблице 1 приведены параметры сканирования.

Таблица 1 - Параметры сканирования 2 этапа исследования

| Импульсная последовательность | TR (мс) | TE (мс) | Матрица | Толщина среза (мм) | Поле обзора (мм) | Время (мин : сек) |
|-------------------------------|---------|------------|-------------|--------------------|------------------|-------------------|
| T1 Dixon Vibe | 5,5 | 2,4 4,8 | 1,3x1,3x1,2 | 1,2 | 360x360 | 1:20 |

Изображения T1 Dixon Vibe выполнялись в сагиттальной плоскости относительно таза беременной (см. Рисунок 1). При их позиционировании особое внимание уделялось размерам FoV, чтобы полностью охватить структуры тазового костного кольца и головку плода.

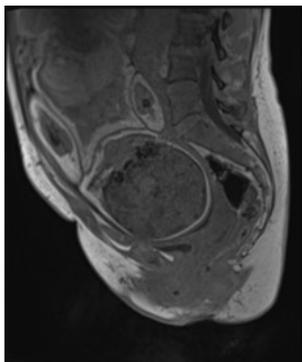


Рисунок 1 - МР-томограмма таза беременной в сагиттальной плоскости, T1 Dixon Vibe

Таким образом в ходе сканирования получали T1- и T2-взвешанные изображения таза матери и головки плода по общепринятой методике МР-пельвиофетометрии, (двухплоскостной 2D) и одну программу T1 Dixon Vibe для МР-пельвиофетометрии (трехплоскостной 3D).

Основные результаты

Измерение восьми основных размеров таза и трех размеров головки плода выполняли для сравнения данных, полученных с использованием двух методик. Они представлены ниже.

Четыре прямых размера полости малого таза, соответствующих четырем условным акушерским плоскостям – входу в малый таз, широкой и узкой частям полости, а также выходу из малого таза – измеряли на МР-томограммах таза в сагиттальной плоскости (Рисунок 2).

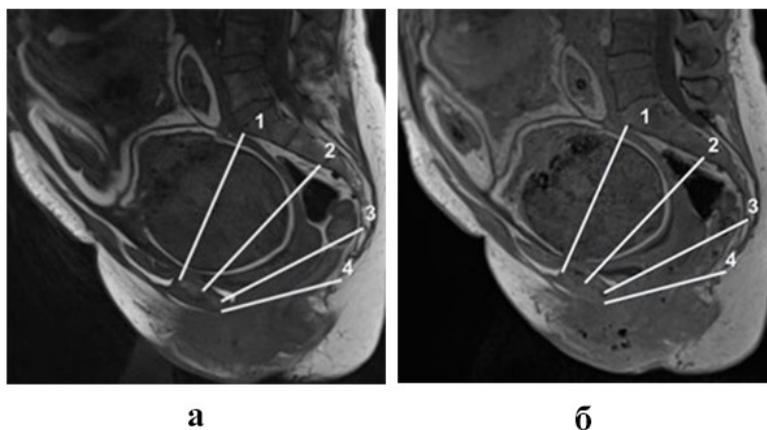


Рисунок 2 - МР-томограммы полости малого таза беременной в сагиттальной плоскости, T1-ВИ, TSE (а) и T1 Dixon Vibe (б)

Примечание: измерение 4 прямых размеров полости таза (цифры 1, 2, 3, 4): 1 – прямой размер входа в малый таз; 2 – прямой размер широкой части полости малого таза; 3 – прямой размер узкой части полости малого таза; 4 – прямой размер выхода малого таза

Прямые размеры таза определяли следующим образом:

1. Прямой размер входа (ПрРВх) – от мыса крестца до верхней внутренней поверхности лобкового симфиза;
2. Прямой размер широкой части полости малого таза (ПрРШЧ) – от сочленения S2-S3 позвонков до середины внутренней поверхности симфиза;
3. Прямой размер узкой части полости малого таза (ПрРУЧ) – от вершины крестца до нижнего края симфиза;
4. Прямой размер выхода (ПрРВых) – от нижнего края последнего копчикового позвонка до нижнего края симфиза.

На томограммах в косо-аксиальной плоскости проводилось измерение 4 поперечных размера полости малого таза (Рисунок 3).

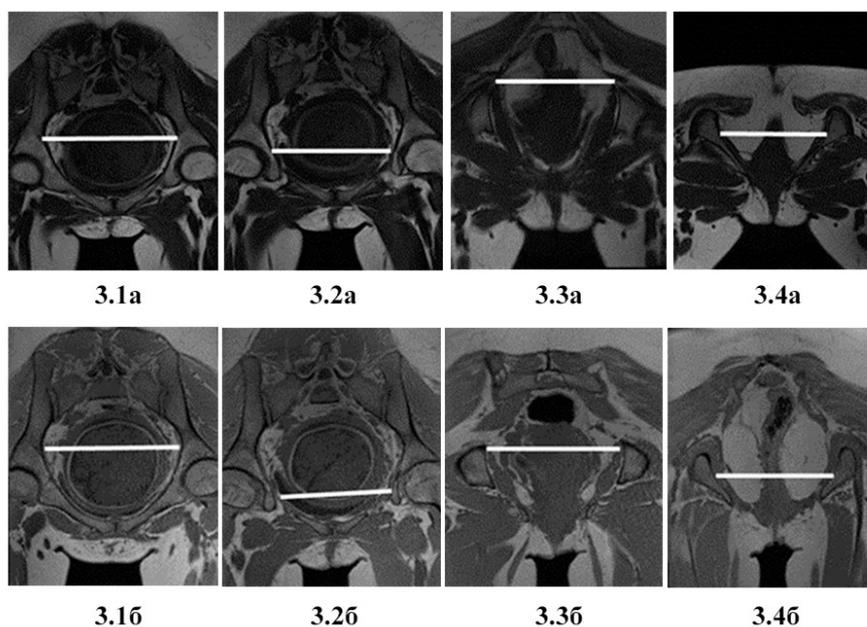


Рисунок 3 - МР-томограммы полости малого таза беременной в косо-аксиальной плоскости, T1 TSE (3.1- 3.4(a)) и реконструкция T1 Dixon Vibe. (3.1- 3.4(б))

Примечание: 3.1(а,б) – поперечный размер входа; 3.2(а,б) – поперечный размер широкой части полости; 3.3(а,б) – межкостный размер – расстояние между вершинами нижних остей подвздошных костей; 3.4(а,б) – битуберозный размер

Измерение 4 поперечных размеров полости малого таза производилось следующим образом:

3.1(а,б). Поперечный размер входа (ПоРВх) – расстояние между наиболее удаленными точками безымянных линий тазовых костей;

3.2(а,б). Поперечный размер широкой части полости (ПоРШЧ) – измеряли как расстояние, между внутренним контуром дна вертлужных впадин и центрами головок бедренных костей;

3.3(а,б). Межкостный размер (МОР) – расстояние между вершинами нижних остей подвздошных костей;

3.4(а,б). Битуберозный размер (БТР) – расстояние между внутренними поверхностями шероховатостей седалищных бугров.

Для МР-фетометрии плода объем исследования включал определение бипариетального, лобно-затылочного, малого косога размеров головки плода.(рис 4)

Бипариетальный размер (БПР) головки плода измерялся в аксиальной или корональной плоскости как максимальное расстояние между наружными кортикальными пластинками обеих теменных костей.

Лобно-затылочный размер (ЛЗР) головки плода измерялся в сагиттальной плоскости, и определялся как расстояние от наиболее выступающего наружного контура лобной кости до затылочного бугра.

Малый косога размер (МКР) головки плода измеряли на томограммах в сагиттальной плоскости, определяя его как расстояние от подзатылочной ямки до центра большого родничка.

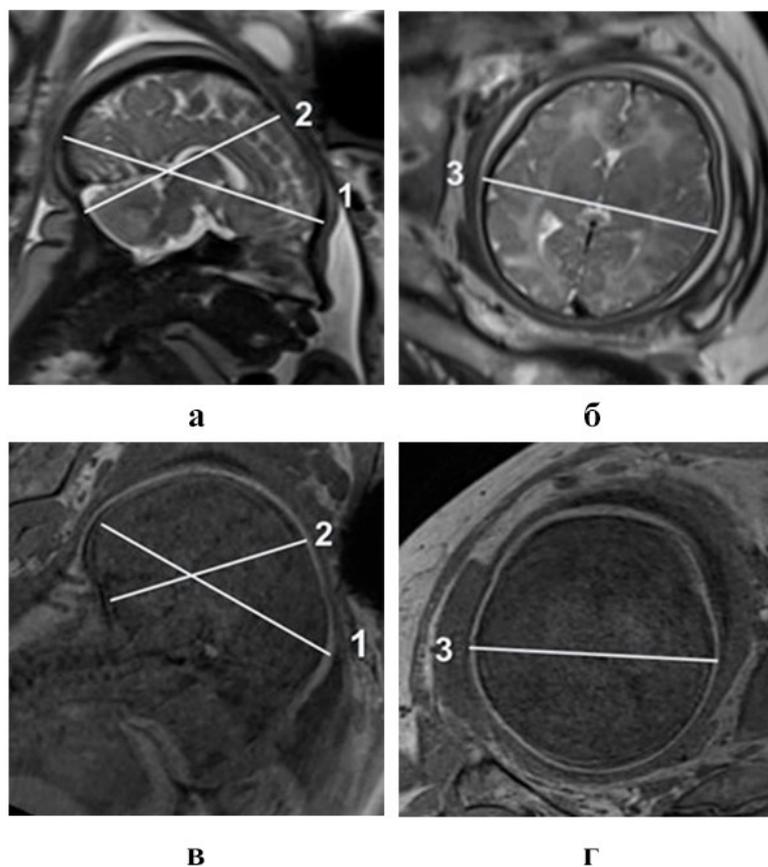


Рисунок 4 - МР-томограммы головки плода в сагиттальной (а, в) и аксиальной (б, г) плоскостях

Примечание: измерения головки плода на T2-ВИ, HASTE (а,б,) и на реконструкции T1 Dixon Vibe (в,г): 1.ЛЗР, 2. МКР, 3. БПР

Для сравнения данных 2D МР-пельвифометрии, и 3D Dixon МР-пельвиофометрии производилась обработка данных с использованием программного обеспечения R (версия 4.2.2 – T-test, Bartlett's test, Shapiro–Wilk test).

Результаты сравнительного анализа 2D МР-пельвифометрии и 3D Dixon МР-пельвифометрии приведены в таблице и на диаграмме.

Ниже представлены характеристики сравнительного статистического анализа. Он был проведен с использованием межгруппового Т-теста. Проверялась нулевая гипотеза (H0) об отсутствии различий между группами против альтернативной гипотезы (H1) о наличии различий между группами. При уровне значимости $p < 0,064$ нулевая гипотеза об отсутствии различий отвергалась. Проверка нормальности распределения данных и гомогенности дисперсий перед использованием T-test проводилась с помощью Shapiro–Wilk test и Bartlett's test, соответственно.

Таблица 2 - Средние значения размеров, полученных при 2D МР-ПФМ и 3D МР-ПФМ, и р-значения для каждой группы

| Размер | среднее | р-значение |
|------------------|---------|------------|
| МР-пельвиометрия | | |
| ПрРВх | 12,449 | 0,832 |
| ПрРВх dixon | 12,521 | |
| ПрРШЧ | 13,049 | 0,949 |
| ПрРШЧ dixon | 13,072 | |
| ПрРУЧ | 11,769 | 0,942 |
| ПрРУЧ dixon | 11,791 | |
| ПрРВых | 9,311 | 0,879 |
| ПрРВых dixon | 9,359 | |
| ПоРВх | 13,509 | 0,938 |
| ПоРВх dixon | 13,531 | |
| ПоРШЧ | 11,452 | 0,951 |
| ПоРШЧ dixon | 11,759 | |

| | | |
|---------------|--------|-------|
| МОР | 11,717 | 0,851 |
| МОР dixon | 11,769 | |
| БТР | 11,759 | 0,915 |
| БТР dixon | 11,811 | |
| МР-фетометрия | | |
| БПР | 9,88 | 0,422 |
| БПР dixon | 9,77 | |
| ЛЗР | 11,629 | 0,799 |
| ЛЗР dixon | 11,684 | |
| МКР | 9,318 | 0,787 |
| МКР dixon | 9,262 | |

Согласно данным, представленным в таблице, погрупповой р-значение выходит за рамки установленного порога статистической значимости ($p > 0,064$), что не позволяет отвергнуть нулевую гипотезу (H_0) и указывает на равнозначность измерений, полученных в результате 2D и 3D МР-ПФМ.

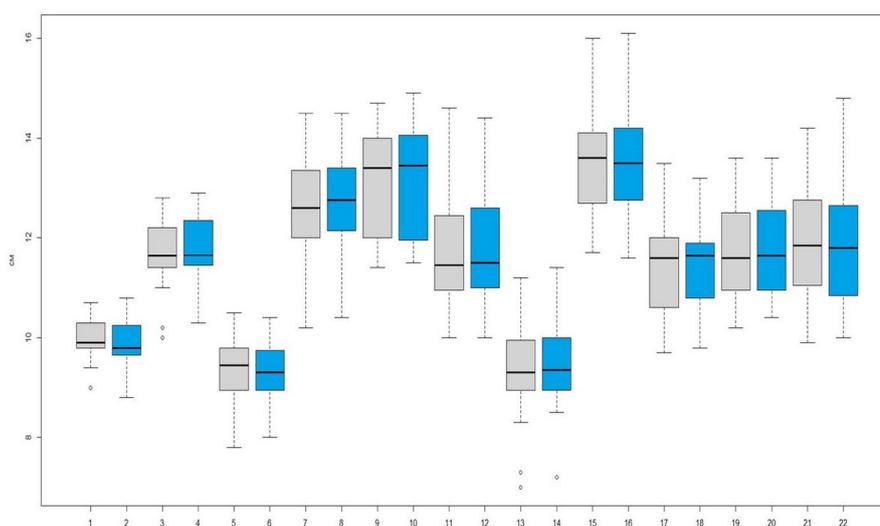


Рисунок 5 - Распределение значений измерений при 2D и 3D МР-ПФМ

Примечание: 1-БПР; 2-БПР dixon; 3 — ЛЗР; 4 – ЛЗР dixon ; 5 — МКР; 6 - МКР dixon; 7 — ПрРВх ; 8 - ПрРВх dixon; 9- ПрРШЧ ; 10 - ПрРШЧ dixon; 11 – ПрРУЧ; 12 - ПрРУЧ dixon; 13 – ПрРВых; 14 - ПрРВых dixon; 15 – ПоРВх; 16 - ПоРВх dixon; 17 – ПоРШЧ; 18 - ПоРШЧ dixon; 19 - МОР; 20 – МОР dixon; 21- БТР; 22 - БТР dixon

Диаграмма демонстрирует сходство распределения и диапазонов измерений, полученных при 2D и 3D МР-пельвиофетометрии. Таким образом, результаты указывают на отсутствие статистически значимой разницы между измерениями при использовании 2D и 3D Dixon МР-пельвиофетометрии.

Обсуждение

T1 Dixon Vibe– это 3D импульсная последовательность градиентного эхо с быстрым временем сбора данных. Разработанная 3D МР-пельвиофетометрия за короткое время позволяет получить данные, сопоставимые с общепринятой 2D методикой, и без потери качества производить реконструкцию в любой плоскости.

Кроме того, сокращение времени сканирования влияет на такой параметр, как удельная скорость поглощения (SAR). Высокий индекс массы тела беременной, применением «горячих» ИП TSE и длительное время сканирования способствуют повышению SAR. Применение одной «холодной» GRE-ИП T1 Dixon Vibe с низким уровнем SAR и временем сканирования менее 2 минут будет характеризоваться меньшим нагреванием тканей беременной и плода по сравнению с использованием стандартного протокола.

Применение 3D реконструкции позволяет врачу-рентгенологу собственноручно получать необходимые плоскости таза беременной и головки плода, уменьшая фактор зависимости от оператора и шевеления плода, которые при 2D МР-пельвиофетометрии могут сопровождаться получением неправильных косых срезов.

Заключение

Применение импульсной последовательности T1 Dixon Vibe целесообразно для 3D методики МР-пельвиофетометрии, так как она обеспечивает сокращение продолжительности сканирования при сохранении

сопоставимых с традиционными 2D протоколами результатов, что подтверждается статистическим анализом. Кроме того, благодаря использованию 3D реконструкции, методика с T1 Dixon Vibe последовательностью в меньшей степени зависит от позиционирования, что делает ее менее операторозависимой по сравнению с 2D вариантом МР-пельвиофетометрии.

Конфликт интересов

Не указан.

Рецензия

Все статьи проходят рецензирование. Но рецензент или автор статьи предпочли не публиковать рецензию к этой статье в открытом доступе. Рецензия может быть предоставлена компетентным органам по запросу.

Conflict of Interest

None declared.

Review

All articles are peer-reviewed. But the reviewer or the author of the article chose not to publish a review of this article in the public domain. The review can be provided to the competent authorities upon request.

Список литературы / References

1. Mervak B. M. MRI in pregnancy: Indications and practical considerations / B. M. Mervak, E. Altun, K. A. McGinty // *Journal of Magnetic Resonance Imaging*. — 2019. — 49(3). — p. 621-631. — URL: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/jmri.26317> (accessed: 01.07.2024) DOI: 10.1002/jmri.26317 .
2. Lum M. MRI safety considerations during pregnancy / M. Lum, A.J. Tsiouris // *Clinical Imaging*. — 2020. — 62. — p. 69–75. DOI: 10.1016/j.clinimag.2020.02.007.
3. Zaretsky M.V. Magnetic resonance imaging pelvimetry and the prediction of labor dystocia / M.V. Zaretsky // *Obstetrics & Gynecology*. — 2005. — V. 106. — №. 5 Part 1. — p. 919-926. — URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16260507/> (accessed: 01.07.2024) DOI: 10.1097/01.AOG.0000182575.81843.e7.
4. Терновой С.К. Магнитно-резонансная пельвиометрия / С.К. Терновой, А.И. Волобуев, С.Б. Куринов и др. // *Медицинская визуализация*. — 2001. — 4. — с. 6-12. — URL: http://vidar.ru/Article.asp?fid=MV_2001_4_6 (дата обращения: 01.07.2024)
5. Stark D.D. Pelvimetry by magnetic resonance imaging / D.D. Stark // *American Journal of Roentgenology*. — 1985. — V. 144. — №. 5. — p. 947-950. — URL: <https://www.ajronline.org/doi/10.2214/ajr.144.5.947> (accessed: 01.07.2024) DOI: 10.2214/ajr.144.5.947.
6. Spörri S. Pelvimetry by magnetic resonance imaging as a diagnostic tool to evaluate dystocia / S. Spörri // *Obstetrics & Gynecology*. — 1997. — V. 89. — №. 6. — p. 902-908. — URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9170462/> (accessed: 01.07.2024) DOI: 10.1016/s0029-7844(97)00148-8.
7. Jaufuraully S. Magnetic resonance imaging in late pregnancy to improve labour and delivery outcomes—a systematic literature review / S. Jaufuraully, B. Dromey, L. Story et al. // *BMC Pregnancy and Childbirth*. — 2022. — 19;22(1). — p. 949. — URL: <https://link.springer.com/article/10.1186/s12884-022-05290-x> (accessed: 01.07.2024)
8. Franz M. MR pelvimetry: Prognosis for successful vaginal delivery in patients with suspected fetopelvic disproportion or breech presentation at term / M. Franz, A. Von Bismarck, M. Delius et al. // *Archives of Gynecology and Obstetrics*. — 2017. — 295(2). — p. 351-359. — URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28044181/> (accessed: 01.07.2024) DOI: 10.1007/s00404-016-4276-6.
9. Li J. Predictive Value of MRI Pelvimetry in Vaginal Delivery and Its Practicability in Prolonged Labour — A Prospective Cohort Study / J. Li, Y. Lou, C. Chen et al. // *Journal of Clinical Medicine*. — 2023. — 12. — p. 442. — URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36675370/> (accessed: 01.07.2024) DOI: 10.3390/jcm12020442
10. Шмедьк Н.Ю. Магнитно-резонансная пельвиметрия в диагностике анатомически и клинически узкого таза : дис. ...канд. : 14.01.13 : защищена 2024-06-05 : утв. 2024-06-05 / Н.Ю. Шмедьк — 2015: 2024.— 202 с.
11. Быченко В.Г. Магнитно-резонансная пельвиметрия / В.Г. Быченко, Е.А. Кулабухова, О.Р. Баев и др. // *Акушерство и гинекология*. — 2021. — 9:.. — с. 190-198 . — DOI: 10.18565/aig.2021.9.190-198
12. Зильбер А.П. Этюды критической медицины / А.П. Зильбер, Е.М. Шифман — Петрозаводск: Издательство ПГУ, 1997. — 397 с.
13. Bamber J. H. ortocaval compression in pregnancy: the effect of changing the degree and direction of lateral tilt on maternal cardiac output / J. H. Bamber, M. Dresner // *Anesthesia & Analgesia*. — 2003. — V. 97. — №. 1. — p. 256-258. DOI: 10.1213/01.ane.0000067400.79654.30.
14. Lee A. J. Aortocaval compression syndrome: time to revisit certain dogmas / A. J. Lee , R. Landau // *Anesthesia & Analgesia*. — 2017. — V. 125. — №. 6. — p. 1975-1985. DOI: 10.1213/ANE.0000000000002313.
15. Hand J. W. Prediction of specific absorption rate in mother and fetus associated with MRI examinations during pregnancy / J. W. Hand // *Magnetic Resonance in Medicine: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*. — 2006. — V. 55. — №. 4. — p. 883-893. DOI: 10.1002/mrm.20824.
16. Wu D. Evaluations of specific absorption rate and temperature increase within pregnant female models in magnetic resonance imaging birdcage coils / D. Wu // *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*. — 2006. — V. 54. — №. 12. — p. 4472-4478. DOI: 10.1109/TMTT.2006.884655.
17. Reiser M. Magnetic Resonance, Tomography / M. Reiser, W. Semmler, H. Hricak // *Journal of Nuclear Medicine*. — 2009. — V. 50. — p. 325. — URL: <https://jnm.snmjournals.org/content/jnumed/50/2/325.full.pdf> (accessed: 01.07.2024)
18. Westbrook C. MRI in Practice / C. Westbrook , J. Talbot — Cambridge, UK.: John Wiley & Sons, 2018. — 416 p. — URL: <https://www.wiley.com/en-be/MRI+in+Practice%2C+5th+Edition-p-9781119391968#relatedwebsites-section> (accessed: 01.07.2024)
19. Horowitz A.L. MRI physics for physicians / A.L. Horowitz — New York: Springer Science & Business Media, 2012. — 113 p.

20. Wang Z. SAR and temperature: simulations and comparison to regulatory limits for MRI / Z. Wang // *Journal of Magnetic Resonance Imaging: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*. — 2007. — V. 26. — №. 2. — p. 437-441. DOI: 10.1002/jmri.20977.

Список литературы на английском языке / References in English

1. Mervak B. M. MRI in pregnancy: Indications and practical considerations / B. M. Mervak, E. Altun, K. A. McGinty // *Journal of Magnetic Resonance Imaging*. — 2019. — 49(3). — p. 621-631. — URL: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/jmri.26317> (accessed: 01.07.2024) DOI: 10.1002/jmri.26317 .

2. Lum M. MRI safety considerations during pregnancy / M. Lum, A.J. Tsiouris // *Clinical Imaging*. — 2020. — 62. — p. 69–75. DOI: 10.1016/j.clinimag.2020.02.007.

3. Zaretsky M.V. Magnetic resonance imaging pelvimetry and the prediction of labor dystocia / M.V. Zaretsky // *Obstetrics & Gynecology*. — 2005. — V. 106. — №. 5 Part 1. — p. 919-926. — URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16260507/> (accessed: 01.07.2024) DOI: 10.1097/01.AOG.0000182575.81843.e7.

4. Ternovoj S.K. Magnitno-rezonansnaja pel'viometrija [Magnetic Resonance Pelvimetry] / S.K. Ternovoj, A.I. Volobuev, S.B. Kurinov et al. // *Medical Imaging*. — 2001. — 4. — p. 6-12. — URL: http://vidar.ru/Article.asp?fid=MV_2001_4_6 (accessed: 01.07.2024) [in Russian]

5. Stark D.D. Pelvimetry by magnetic resonance imaging / D.D. Stark // *American Journal of Roentgenology*. — 1985. — V. 144. — №. 5. — p. 947-950. — URL: <https://www.ajronline.org/doi/10.2214/ajr.144.5.947> (accessed: 01.07.2024) DOI: 10.2214/ajr.144.5.947.

6. Spörri S. Pelvimetry by magnetic resonance imaging as a diagnostic tool to evaluate dystocia / S. Spörri // *Obstetrics & Gynecology*. — 1997. — V. 89. — №. 6. — p. 902-908. — URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9170462/> (accessed: 01.07.2024) DOI: 10.1016/s0029-7844(97)00148-8.

7. Jaufuraully S. Magnetic resonance imaging in late pregnancy to improve labour and delivery outcomes—a systematic literature review / S. Jaufuraully, B. Dromey, L. Story et al. // *BMC Pregnancy and Childbirth*. — 2022. — 19;22(1). — p. 949. — URL: <https://link.springer.com/article/10.1186/s12884-022-05290-x> (accessed: 01.07.2024)

8. Franz M. MR pelvimetry: Prognosis for successful vaginal delivery in patients with suspected fetopelvic disproportion or breech presentation at term / M. Franz, A. Von Bismarck, M. Delius et al. // *Archives of Gynecology and Obstetrics*. — 2017. — 295(2). — p. 351-359. — URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28044181/> (accessed: 01.07.2024) DOI: 10.1007/s00404-016-4276-6.

9. Li J. Predictive Value of MRI Pelvimetry in Vaginal Delivery and Its Practicability in Prolonged Labour — A Prospective Cohort Study / J. Li, Y. Lou, C. Chen et al. // *Journal of Clinical Medicine*. — 2023. — 12. — p. 442. — URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36675370/> (accessed: 01.07.2024) DOI: 10.3390/jcm12020442

10. Shmedyk N.Ju. Magnitno-rezonansnaja pel'viometrija v diagnostike anatomicheski i klinicheski uzkoj taza [Magnetic resonance pelvimetry in the diagnosis of anatomically and clinically narrow pelvis] : dis...of PhD in Medicine : 14.01.13 : defense of the thesis 2024-06-05 : approved 2024-06-05 / N.Ju. Shmedyk — 2015: 2024.— 202 p. [in Russian]

11. Bychenko V.G. Magnitno-rezonansnaja pel'viometrija [Magnetic resonance pelvimetry] / V.G. Bychenko, E.A. Kulabuhova, O.R. Baev et al. // *Obstetrics and gynecology*. — 2021. — 9. — p. 190-198 . — DOI: 10.18565/aig.2021.9.190-198. [in Russian]

12. Zil'ber A.P. Etjudy kriticheskoj meditsiny [Etudes of Critical Medicine] / A.P. Zil'ber, E.M. Shifman — Petrozavodsk: PGU Publishing, 1997. — 397 p. [in Russian]

13. Bamber J. H. ortocaval compression in pregnancy: the effect of changing the degree and direction of lateral tilt on maternal cardiac output / J. H. Bamber, M. Dresner // *Anesthesia & Analgesia*. — 2003. — V. 97. — №. 1. — p. 256-258. DOI: 10.1213/01.ane.0000067400.79654.30.

14. Lee A. J. Aortocaval compression syndrome: time to revisit certain dogmas / A. J. Lee , R. Landau // *Anesthesia & Analgesia*. — 2017. — V. 125. — №. 6. — p. 1975-1985. DOI: 10.1213/ANE.0000000000002313.

15. Hand J. W. Prediction of specific absorption rate in mother and fetus associated with MRI examinations during pregnancy / J. W. Hand // *Magnetic Resonance in Medicine: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*. — 2006. — V. 55. — №. 4. — p. 883-893. DOI: 10.1002/mrm.20824.

16. Wu D. Evaluations of specific absorption rate and temperature increase within pregnant female models in magnetic resonance imaging birdcage coils / D. Wu // *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*. — 2006. — V. 54. — №. 12. — p. 4472-4478. DOI: 10.1109/TMTT.2006.884655.

17. Reiser M. Magnetic Resonance, Tomography / M. Reiser, W. Semmler, H. Hricak // *Journal of Nuclear Medicine*. — 2009. — V. 50. — p. 325. — URL: <https://jnm.snmjournals.org/content/jnumed/50/2/325.full.pdf> (accessed: 01.07.2024)

18. Westbrook C. MRI in Practice / C. Westbrook , J. Talbot — Cambridge, UK.: John Wiley & Sons, 2018. — 416 p. — URL: <https://www.wiley.com/en-be/MRI+in+Practice%2C+5th+Edition-p-9781119391968#relatedwebsites-section> (accessed: 01.07.2024)

19. Horowitz A.L. MRI physics for physicians / A.L. Horowitz — New York: Springer Science & Business Media, 2012. — 113 p.

20. Wang Z. SAR and temperature: simulations and comparison to regulatory limits for MRI / Z. Wang // *Journal of Magnetic Resonance Imaging: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*. — 2007. — V. 26. — №. 2. — p. 437-441. DOI: 10.1002/jmri.20977.