

РАЗРАБОТАННАЯ МЕТОДИКА ТРЕХПЛОСКОСТНОЙ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОЙ ПЕЛЬВИОФЕТОМЕТРИИ

Выshedkevich Е. Д., Шериев С. Р., Палеева И. С., Машенко И. А.,
Ефимцев А. Ю.

Федеральное государственное бюджетное учреждение
«Национальный медицинский исследовательский центр имени
В. А. Алмазова» Министерства здравоохранения Российской
Федерации, Санкт-Петербург, Россия

Контактная информация:

Выshedkevich Елена Дмитриевна,
ФГБУ «НМИЦ им. В. А. Алмазова»
Минздрава России,
ул. Аккуратова, д. 2, Санкт-Петербург,
Россия, 197341.
E-mail: vyshedkevich.ed@mail.ru

Статья поступила в редакцию 28.03.2023
и принята к печати 19.07.2023.

Резюме

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 МР-пельвиофетометрии (3D МР-ПФМ), проведение ее сравнительного анализа с общепринятой методикой двухплоскостной 2D МР-пельвиофетометрии (2D МР-ПФМ). **Материалы и методы.** Проведен ретроспективный анализ исследований 26 беременных из групп риска по развитию клинически узкого таза, связанному с различными причинами. **Результаты.** Данные, полученные при использовании импульсной последовательности Dixon, сопоставимы с данными, полученными при реализации стандартной методики. **Заключение.** Импульсную последовательность Dixon можно использовать для разработанной 3D методики МР-пельвиофетометрии, поскольку она позволяет сократить время сканирования и по данным статистического анализа получить сопоставимые результаты.

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

Для цитирования: Выshedkevich Е.Д., Шериев С.Р., Палеева И.С., Машенко И.А., Ефимцев А.Ю. Разработанная методика трехплоскостной магнитно-резонансной пельвиофетометрии. Трансляционная медицина. 2023;10(5):455-465. DOI: 10.18705/2311-4495-2023-10-5-455-465. EDN: LNWMIY

DEVELOPED METHOD OF THREE-PLANE MAGNETIC RESONANCE PELVIOPHETOMETRY

Elena D. Vyshedkevich, Sultan R. Sheriev, Irina S. Paleeva,
Irina A. Mashchenko, Aleksandr Yu. Efimtsev

Almazov National Medical Research Centre, Saint Petersburg, Russia

Corresponding author:

Elena D. Vyshedkevich,
Almazov National Medical Research Centre,
Akkuratova str., 2, Saint Petersburg, Russia,
197341.
E-mail: vyshedkevich.ed@mail.ru

Received 28 March 2023; accepted 19 July 2023.

Abstract

Background. Magnetic resonance pelviophetometry is a highly informative, non-invasive and safe method for assessing the size of the pelvis of a pregnant woman and the fetal head, but it has several disadvantages — a long scanning time, heating of the tissues of the pregnant woman and the fetus, and operator dependence. **Objective.** Evaluation of the capabilities of the three-plane 3D Dixon MR-pelviophetometry (3D MR-PFM) technique, its comparative analysis with the generally accepted method of two-plane 2D MR-pelviophetometry (2D MR-PFM). **Design and methods.** A retrospective analysis was performed out in 26 pregnant women with risk for the development clinically narrow pelvis for various reasons. **Results.** The data obtained using the Dixon pulse sequence is comparable to the data obtained during the standard technique. **Conclusion.** The Dixon sequence can be used for the developed 3D method of MR pelviophetometry, since it allows to reduce the scanning time and, according to statistical analysis, show comparable results.

Key words: cephalopelvic disproportion, method, MRI, MR pelvimetry, MR pelviophetometry, narrow pelvis, pregnancy.

For citation: Vyshedkevich ED, Sheriev SR, Paleeva IS, Mashchenko IA, Efimtsev AY. Developed method of three-plane magnetic resonance pelviophetometry. Translyatsionnaya meditsina=Translational Medicine. 2023;10(5):455-465. (In Russ.) DOI: 10.18705/2311-4495-2023-10-5-455-465. EDN: LNWMIY

Список сокращений: БПР — бипариетальный размер головки плода, БТР — битуберозный размер, ЛЗР — лобно-затылочный размер головки плода, МКР — малый косой размер головки плода, МОР — межостный размер, МР-ПФМ — магнитно-резонансная пельвиофетометрия, МРТ — магнитно-резонансная томография, ПоРВх — поперечный размер входа в малый таз, ПоРШЧ — поперечный размер широкой части полости, ПрРВх — прямой размер входа в малый таз, ПрРВых — прямой размер выхода малого таза, ПрРУЧ — прямой размер узкой части полости малого таза, ПрРШЧ — прямой размер широкой части полости малого таза, Т1-ВИ — Т1-взвешенное изображение, Т2-ВИ — Т2-взвешенное изображение, УКП — удельный ко-

эффициент поглощения электромагнитной энергии, SAR — specific absorption rate.

Введение

Магнитно-резонансная томография (МРТ) в последние годы стала значительно шире применяться в акушерско-гинекологической практике. К преимуществам МРТ-исследований относится безопасность, неинвазивность, высокая информативность [1, 2]. Техническое совершенствование методик МРТ-исследований коснулось, в том числе, и пельвиофетометрии [3, 4].

МР-пельвиофетометрия — метод оценки размеров таза беременной и головки плода с целью выявления риска тазово-плодовой диспропорции в ро-

дах (син. клинический узкий таз). В 1985 г. Дэвид Старк впервые предложил методику МР-пельвиофетометрии, которая позволяет визуализировать костные структуры малого таза беременной с высоким качеством. Недостатком данной методики, ограничивающим ее применение для определения размеров плода, было большое количество двигательных артефактов от его движения [5].

Позднее, с появлением высокопольных томографов (1,5–3 Тл) и быстрых импульсных последовательностей, стало возможным получать более качественные изображения за счет ускоренного сбора данных, что снижает количество двигательных артефактов, а также повышает качество полученных изображений [6, 7]. При этом уменьшение длительности некоторых программ позволяет более безопасно получить высокоточную информацию о размерах таза матери и головки плода [8, 9].

Несмотря на существенные преимущества МР-пельвиофетометрии перед другими лучевыми методами исследования с ионизирующим излучением, такие как высокая контрастность изображений, высокое разрешение, многоплоскостная визуализация, данное исследование обладает рядом недостатков. Одним из основных является относительно длительное время сканирования, которое может занимать от 10 до 20 мин. [10]. Для определения риска тазово-головной диспропорции в родах МР-пельвиофетометрию рекомендуют проводить при доношенной беременности, на сроке 37–40 недель, когда размеры плода уже максимально приближены к тем, которые будут проходить через плоскости таза в родах [11]. На поздних сроках гестации женщинам тяжело находиться в томографе в горизонтальном положении на спине в связи с развитием синдрома аорто-кавальной компрессии, проявляющегося тошнотой, головокружением, гипотонией, потерей сознания [12–14]. Помимо этого, звук работающих градиентных катушек во время исследования на фоне эмоциональной лабильности беременных также может вызывать у них дискомфорт.

Также недостатком применения высокопольных томографов с индукцией магнитного поля 1,5–3 Т является риск нагрева тканей пациента во время сканирования, за счет неоднородности радиочастотного магнитного поля и больших значений удельного коэффициента поглощения электромагнитной энергии (УКП), или *specific absorption rate* (SAR), что особенно опасно для беременных [15, 16]. Используемые при стандартном протоколе сканирования «горячие» импульсные последовательности турбоспинового эха (TSE) характеризуются высоким уровнем SAR [17–19].

Кроме того, общепринятая методика МР-пельвиофетометрии характеризуется операторозависимостью. При использовании 2D импульсных последовательностей для точного определения размеров таза и головки плода необходимо правильное позиционирование плоскостей сканирования во время исследования [9, 10]. Получение неправильных косых срезов может привести к погрешностям измерений как размеров таза, так и размеров головки плода, а это в итоге снизит точность определения риска диспропорции между окружностями таза и головки. Позиционирование плоскостей по головке плода для МР-фетометрии требует дополнительного времени сканирования и навыков оператора, потому что головка плода может иметь различное положение относительно таза матери, которое может меняться во время исследования.

Цель исследования

Оценка возможностей трехплоскостной методики 3D Dixon МР-пельвиофетометрии (3D МР-ПФМ), проведение ее сравнительного анализа с общепринятой методикой двухплоскостной 2D МР-пельвиофетометрии (2D МР-ПФМ).

Материалы и методы

26 беременным из группы риска по развитию клинически узкого таза была проведена МР-пельвиофетометрия. В эту группу входили первородящие беременные, у которых по результатам УЗИ определялся крупный плод (предполагаемая масса плода составляла 4 000–5 000 г) и первородящие беременные с анатомически узким тазом 1–2 степени сужения по результатам наружной пельвиометрии. Срок гестации составил от 37–41 недели, возраст женщин 25–38 лет.

МР-исследование производилось на томографах с силой индукции магнитного поля 1,5 и 3 Тесла. В группу исследования были включены беременные с головным предлежанием плода.

Сканирование включало два этапа:

1 этап — использование импульсных последовательностей, применяемых при общепринятой МР-пельвиофетометрии с получением 2D изображений: T1-ВИ в сагиттальной и косо-аксиальной плоскостях, ориентированные по тазу матери; сагиттальные и аксиальные T2-ВИ, ориентированные по головке плода; длительность сканирования при 2D протоколе занимала 10–12 мин. в зависимости от положения головки плода и необходимости повторять программы для правильного позиционирования.

2 этап — одна программа Dixon для 3D МР-ПФМ в сагиттальной плоскости, с толщиной среза 1,5 мм; длительность 3D протокола — 1 мин.

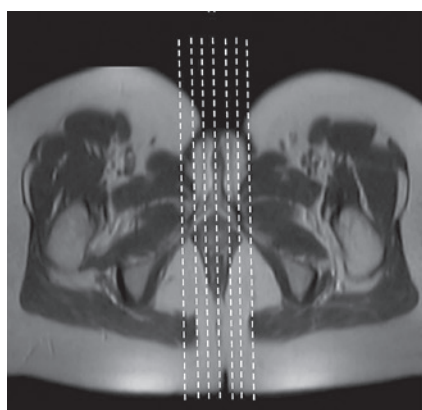
20 сек. Общее время сканирования составило не более 15 мин.

Протокол для 2D МР-пельвиометрии включал в себя получение сагиттальных и косо-аксиальных МР-томограмм костных структур таза беременной для измерения основных размеров.

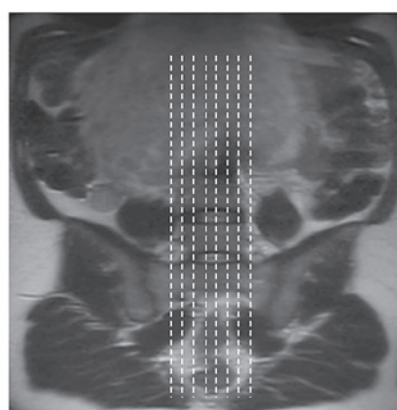
Исследование начинали с получения трех серий прицельных Т2-ВИ, используя сверхбыструю импульсную последовательность спинного эха HASTE, в сагиттальной, аксиальной и коронарной плоскостях. Ориентируясь на полученные Т2-ВИ, приступали к получению изображений для пельвиометрии.

Для 2D МР-ПФМ выполняли программы Turbo Spin Echo (TSE) с получением Т1-ВИ (TR = 7 000, TE = 100 мс, поле обзора = 250 x 250 мм, матрица = 250 x 250 пикселей, толщина среза = 3 мм) в сагиттальной и косо-аксиальной плоскостях. Для получения томограмм костей таза матери в сагиттальной плоскости срезы позиционировали через лонное сочленение и срединную линию крестца (рис. 1 а, б).

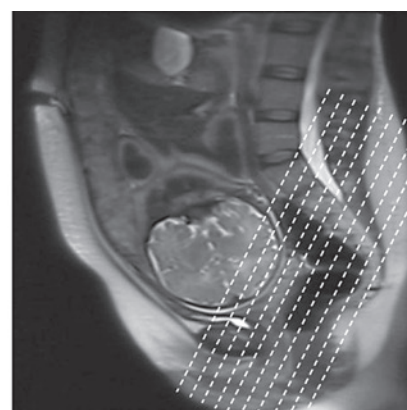
Для получения томограмм костей таза матери в косо-аксиальной плоскости срезы ориентировали по изображениям в срединной сагиттальной плоскости таким образом, чтобы верхней грани-



1 а



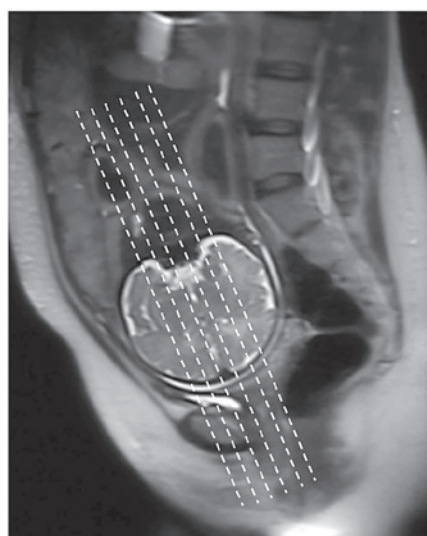
1 б



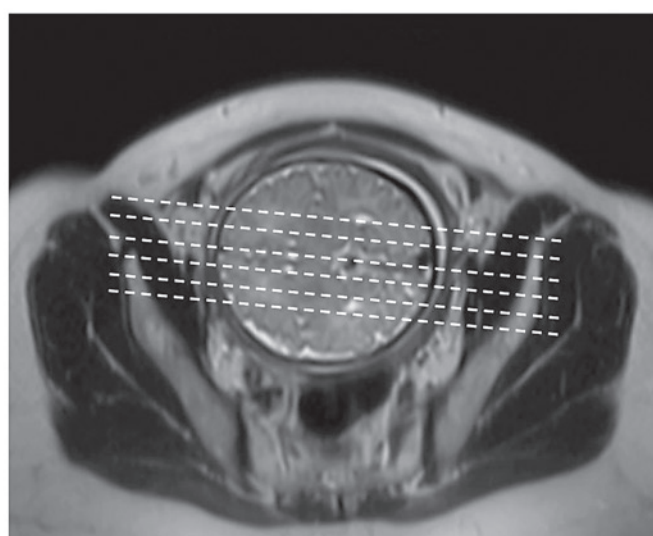
1 в

Рис. 1. Ориентация срезов для получения изображений в сагиттальной (а, б) и косо-аксиальной плоскостях (в) для пельвиометрии, Т2-ВИ, HASTE

Figures 1. Orientation of slices for obtaining images in the sagittal (a, b) and oblique-axial planes (c) for pelvesimetry, T2-WI, HASTE



1 а



1 б

Рис. 2. Позиционирование срезов для получения изображений головки плода в сагиттальной плоскости, Т2-ВИ, HASTE

Figures 2. Positioning of slices for obtaining images of the fetal head in the sagittal plane, T2-WI, HASTE

Таблица 1. Параметры сканирования 2 этапа исследования

Импульсная последовательность	TR (мс)	TE (мс)	Матрица	Толщина среза (мм)	Поле обзора (мм)	Время (мин: сек)
DIXON	5,5	2,4 4,8	1,3 x 1,3 x 1,2	1,2	360 x 360	1:20

цей срезов была середина тела S1 позвонка и точка, расположенная ниже верхнего края симфиза приблизительно на 1 см (рис. 1 в). Количество срезов при этом устанавливалось такое, чтобы была охвачена вся полость малого таза.

Далее производилось позиционирование срезов для МР-фетометрии. Задачей МР-фетометрии является получение в сагиттальной и аксиальной и/или коронарной плоскостях изображений головки плода для определения ее основных размеров — лобно-затылочного, бипариетального, малого косого.

Для получения изображений головки плода в разных плоскостях, взвешенных по T2-ВИ, использовали последовательности TSE (TR = 1 100 мс, TE = 86 мс, поле обзора = 350 x 350 мм, матрица = 256 x 218 пикселей, толщина среза = 4 мм). В связи с двигательной активностью плода позиционирование каждого последующего скана осуществляли по предыдущему относительно нового положения головки (рис. 2).

2 этап исследования — МР-пельвиофетометрия с использованием программы Dixon.

В таблице 1 приведены параметры сканирования.

Изображение Dixon получали в сагиттальной плоскости относительно таза беременной (рис. 3). При позиционировании ведущее значение имели размеры поля обзора — необходимо, чтобы полностью захватывались структуры тазового костного кольца и головка плода.

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

Результаты и обсуждение

Для сравнения данных, полученных при использовании двух методик, производилось измерение 8 основных размеров таза и 3 размеров головки плода, которые представлены ниже.

На МР-томограммах таза в сагиттальной плоскости измеряли 4 прямых размера полости малого таза, которые условно соответствовали 4 акушерским плоскостям таза: входа в малый таз,

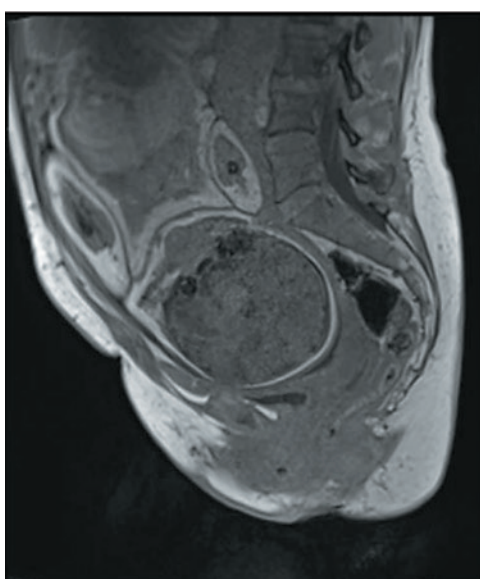


Рис. 3. МР-томограмма таза беременной в сагиттальной плоскости с использованием импульсной последовательности Dixon

Figure 3. MRI tomogram of the pregnant pelvis in the sagittal plane using the Dixon pulse sequence

широкой и узкой части полости, выхода из малого таза (рис. 4).

На томограммах в косо-аксиальной плоскости проводилось измерение 4 поперечных размеров полости малого таза (рис. 5).

Объем исследования для МР-фетометрии плода включал определение лобно-затылочного, бипариетального, малого косога размеров головки плода.

Лобно-затылочный размер (ЛЗР) головки плода измеряли на томограммах в сагиттальной плоскости и определяли как расстояние от наиболее выступающего наружного контура лобной кости до затылочного бугра.

Бипариетальный размер (БПР) головки плода измеряли на томограммах в аксиальной или коро-

нальной плоскостях и определяли как максимальное расстояние от наружных кортикальных пластинок обеих теменных костей.

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

Проводилось сравнение данных, полученных при применении 2D МР-пельвиофетометрии, и данных, полученных при применении 3D Dixon МР-пельвиофетометрии. Обработка данных производилась с использованием программного обеспечения R 4.2.2. (T-test, Bartlett's test, Shapiro–Wilk test).

Сравнительный статистический анализ проведен между группами с помощью T-test. Проверя-

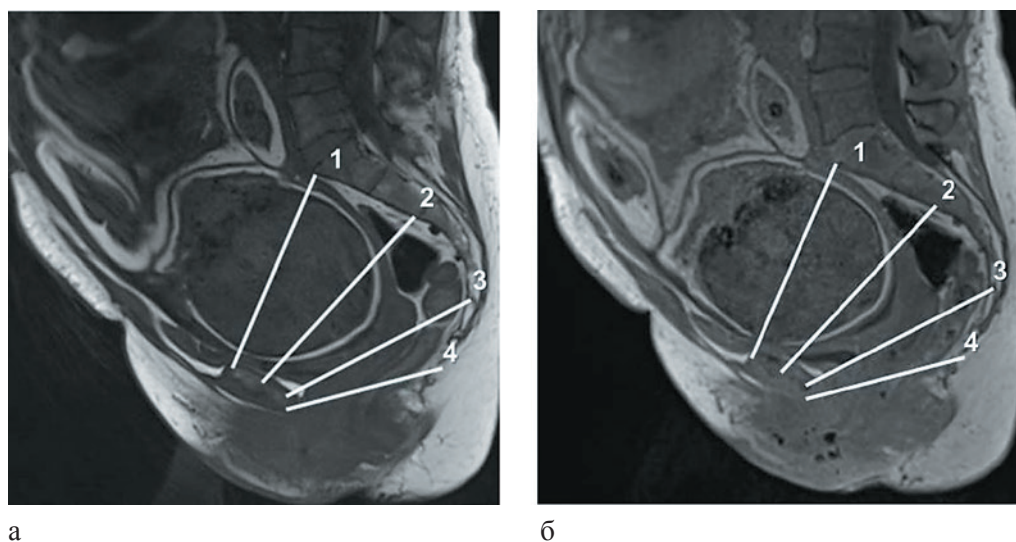


Рис. 4. МР-томограммы полости малого таза беременной в сагиттальной плоскости, T1-ВИ, TSE (а) и DIXON (б). Измерение 4 прямых размеров полости таза (цифры 1, 2, 3, 4):

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

Figure 4. MRI tomograms of the pelvic cavity of a pregnant woman in the sagittal plane, T1-WI, TSE (a), and DIXON (b). Measurement of 4 straight dimensions of the pelvic cavity (numbers 1, 2, 3, 4):

1. Direct entrance dimension (DIE) — the distance from the sacral promontory to the upper inner surface of the pubic symphysis (~1 cm below its upper edge);
2. Direct dimension of the broad part of the pelvic cavity (DIBP) — the distance from the articulation of S2-S3 vertebrae to the middle of the inner surface of the symphysis;
3. Direct dimension of the narrow part of the pelvic cavity (DINP) — the distance from the top of the sacrum to the lower edge of the symphysis;
4. Direct exit dimension (DIE) — the distance from the lower edge of the last coccygeal vertebra to the lower edge of the symphysis.

лась нулевая гипотеза (H_0) об отсутствии различий в группах против альтернативной (H_1) о существовании различий в группах. При уровне значимости $p < 0,064$ отвергается нулевая гипотеза об отсутствии различий в группах. Проверка нормально-

сти и гомогенности распределения данных перед использованием T-test производилась при помощи Shapiro–Wilk test и Bartlett’s test соответственно.

Результаты сравнительного анализа 2D МР-пельвиофетометрии и 3D Dixon МР-пельви-

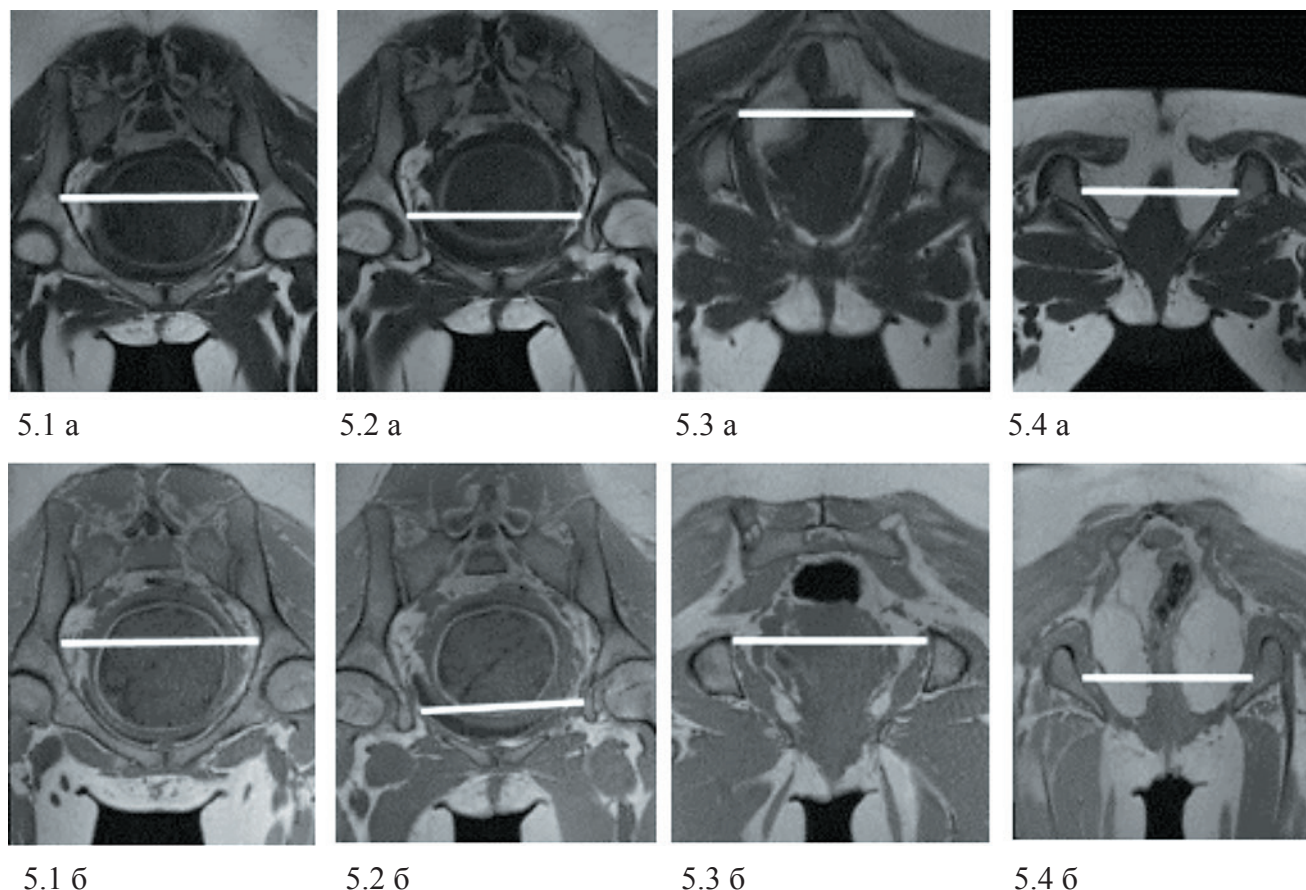


Рис. 5. МР-томограммы полости малого таза беременной в косо-аксиальной плоскости, T1-ВИ (5.1–5.4(а)), TSE (5.1–5.4(б)) и реконструкция Dixon. Измерение 4 поперечных размеров полости малого таза:

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

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

5.3 (а, б). Межостный размер (МОР) — расстояние между вершинами нижних остей подвздошных костей;

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

Figures 5. MRI tomograms of the pelvic cavity of a pregnant woman in the oblique-axial plane, T1-WI (5.1–5.4(a)), TSE (5.1–5.4(b)), and Dixon reconstruction. Measurement of 4 transverse dimensions of the pelvic cavity:

5.1 (а, б). Transverse entrance dimension (TED) — the distance between the farthest points of the nameless lines of the pelvic bones;

5.2 (а, б). Transverse dimension of the broad part of the cavity (TDBP) — measured as the distance between the inner contour of the acetabular fossae and the centers of the femoral heads;

5.3 (а, б). Inter-iliac dimension (IID) — the distance between the summits of the lower edges of the iliac bones;

5.4 (а, б). Bituberous dimension (BTD) — the distance between the inner surfaces of the roughnesses of the ischial tuberosities.

офетометрии приведены в таблице 2 и на диаграмме.

Согласно данным, представленным в таблице 2, погрупповое 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.

Диаграмма демонстрирует схожесть распределения и размахов измерений, полученных при 2D и 3D МР-ПФМ.

Таким образом, полученные результаты указывают на отсутствие статистически значимой разницы между измерениями при применении 2D и 3D Dixon МР-пельвиофетометрии.

В 1984 г. американским физиком У. Томасом Диксоном была разработана импульсная последовательность Dixon, которая представляла собой

программу, основанную на химическом сдвиге, и предназначалась для однородного подавления сигнала от жировой ткани. Однако не получила широкого применения из-за большого количества артефактов. Позже импульсная последовательность Dixon была усовершенствована.

Dixon — это 3D импульсная последовательность градиентного эха с быстрым временем сбора данных. 3D Dixon МР-пельвиофетометрия, несмотря на более низкую контрастность получаемых изображений по сравнению с турбоспинэховым T1-ВИ, за короткое время позволяет получить данные, сопоставимые с общепринятой 2D МР-пельвиофетометрией, и без потери качества производить реконструкцию в любой плоскости.

Уменьшение времени сканирования влияет не только на комфорт беременной, но и на такой параметр, как удельная скорость поглощения SAR.

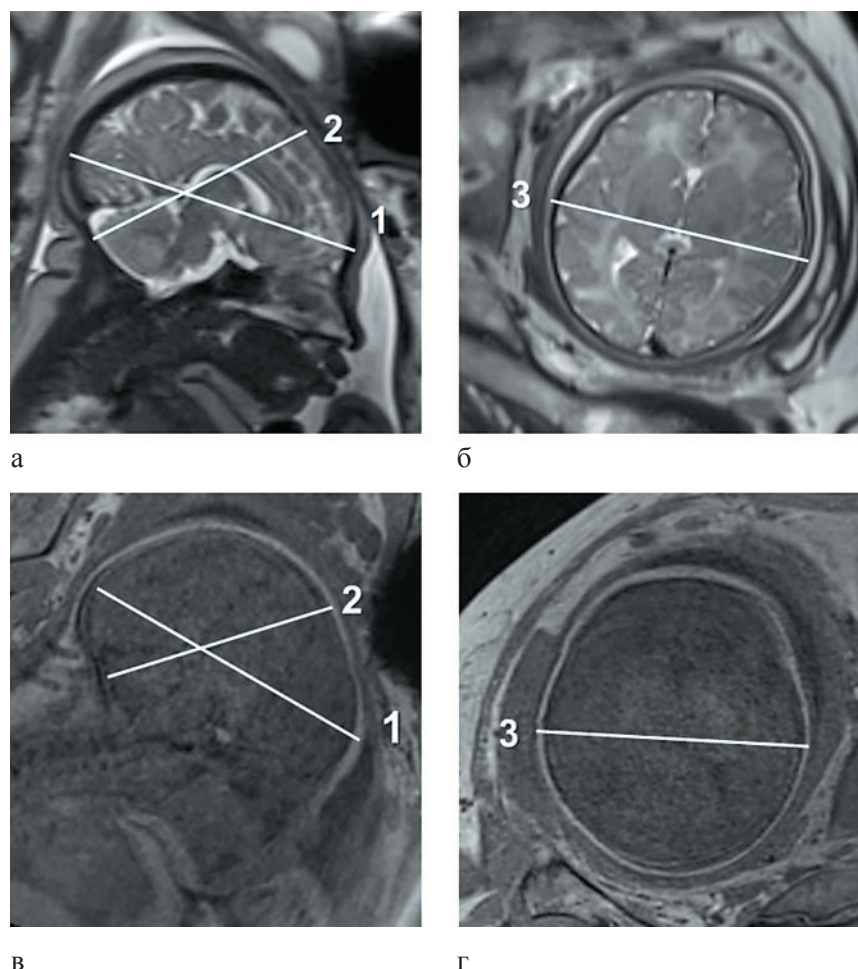


Рис. 6. МР-томограммы головки плода в сагиттальной (а, в) и аксиальной (б, г) плоскостях. Измерения головки плода на T2-ВИ, HASTE (а, б) и на реконструкции Dixon (в, г): 1 — ЛЗР, 2 — МКР, 3 — БПР

Figure 6. MRI tomograms of the fetal head in the sagittal (a, c) and axial (b, d) planes. Measurements of the fetal head on T2-WI, HASTE (a, b) and on Dixon reconstruction (c, d)

Таблица 2. Средние значения размеров, полученных при 2D МР-ПФМ и 3D МР-ПФМ, и погрупповое р-значение

Размер	Среднее	р-значение
БПР	9,87	0,422
БПР dixon	9,79	
ЛЗР	11,623	0,799
ЛЗР dixon	11,685	
МКР	9,319	0,799
МКР dixon	9,266	
ПрРВх	12,452	0,835
ПрРВх dixon	12,523	
ПрРШЧ	13,052	0,955
ПрРШЧ dixon	13,071	
ПрРУЧ	11,771	0,946
ПрРУЧ dixon	11,795	
ПрРВых	9,309	0,881
ПрРВых dixon	9,361	
ПоРВх	13,504	0,932
ПоРВх dixon	13,533	
ПоРШЧ	11,457	0,950
ПоРШЧ dixon	11,76	
МОР	11,719	0,848
МОР dixon	11,776	
БТР	11,761	0,916
БТР dixon	11,804	

Высокий индекс массы тела беременной, использование «горячих» импульсных последовательностей TSE и длительное время сканирования способствуют повышению SAR. Применение одной «холодной» GRE-последовательности Dixon с низким уровнем SAR и временем сканирования менее 2 мин. будет характеризоваться меньшим термогенезом тканей беременной и плода по сравнению с использованием стандартного протокола [18–20].

Кроме того, использование 3D реконструкции позволяет исследователю самостоятельно получить необходимые плоскости таза и головки плода, уменьшив фактор операторозависимости и шевеления плода, которые при 2D МР-ПФМ могут сопровождаться получением неправильных косых срезов.

Выводы

Импульсную последовательность Dixon можно использовать для разработанной 3D методики МР-пельвиофетометрии, поскольку она позволяет сократить время сканирования и по данным статистического анализа получить сопоставимые результаты. Кроме того, программа Dixon благодаря 3D менее зависима от позиционирования, а значит, 3D Dixon МР-пельвиофетометрия не является операторозависимой.

Конфликт интересов / Conflict of interest

Авторы заявили об отсутствии потенциального конфликта интересов. / The authors declare no conflict of interest.

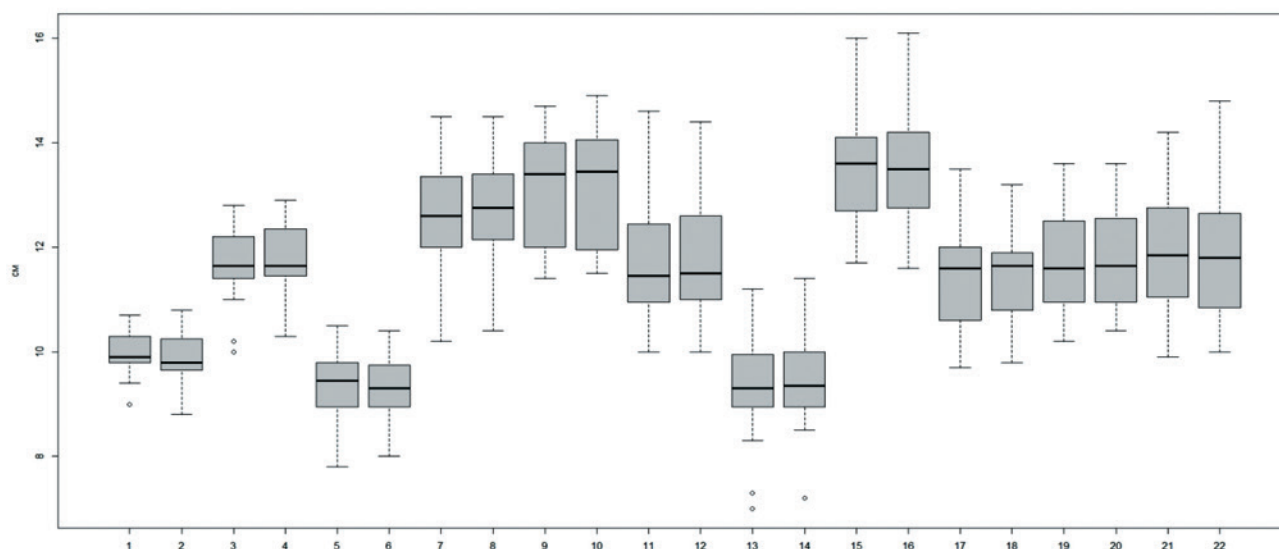


Диаграмма 1. Распределение значений измерений при 2D и 3D МР-ПФМ:

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 — ПрРВхх; 14 — ПрРВхх dixon; 15 — ПоРВх; 16 — ПоРВх dixon; 17 — ПоРШЧ; 18 — ПоРШЧ dixon; 19 — МОР; 20 — МОР dixon; 21 — БТР; 22 — БТР dixon

Diagram 1. Distribution of measurement values in 2D and 3D MR-PFM

Финансирование / Funding

Государственное задание 2023-44 ЕГИСУ 123021000123-5. / State task 2023-44 of the Unified State Exam 123021000123-5.

Список литературы / References

1. Mervak BM, Altun E, McGinty KA, et al. MRI in pregnancy: Indications and practical considerations. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*. 2019; 49(3):621–631. DOI:10.1002/jmri.26317.
2. Lum M, Tsiouris AJ. MRI safety considerations during pregnancy. *Clin. Imaging* 2020, 62, 69–75. <https://doi.org/10.1016/j.clinimag.2020.02.007>
3. Zaretsky MV, et al. Magnetic resonance imaging pelvimetry and the prediction of labor dystocia // *Obstetrics & Gynecology*. 2005. Vol. 106. No 5. Part 1. P. 919–926. DOI:10.1097/01.AOG.0000182575.81843.e7.
4. Ternovoy SK. Magnetic resonance pelvimetry / S. K. Ternova, A. I. Volobuev, S. B. Kurinov // *Med. visual*. 2001. No 4. P. 6–12. In Russian [Терновой С.К. Магнитно-резонансная пельвиометрия / С. К. Терновой, А. И. Волобуев, С. Б. Куринов // *Мед. визуал*. 2001. № 4. С. 6–12].
5. Stark DD, et al. Pelvimetry by magnetic resonance imaging // *American journal of roentgenology*. 1985. Vol. 144. No. 5. P. 947–950. DOI: 10.2214/ajr.144.5.947.
6. Spörri S, et al. Pelvimetry by magnetic resonance imaging as a diagnostic tool to evaluate dystocia //

Obstetrics & Gynecology. 1997. Vol. 89. No 6. P. 902–908. DOI: 10.1016/s0029-7844(97)00148-8.

7. Westbrook K, et al. Magnetic resonance imaging. Practical guide. 2013. 228 p. In Russian [Уэстбрук К. и др. Магнитно-резонансная томография. Практическое руководство. 2013. 228 с.].

8. Franz M, Von Bismarck A, Delius M, et al. MR pelvimetry: Prognosis for successful vaginal delivery in patients with suspected fetopelvic disproportion or breech presentation at term. *Arch. Gynecol. Obstet*. 2017, 295, 351–359. DOI: 10.1007/s00404-016-4276-6.

9. Li J, Lou Y, Chen C, et al. Predictive Value of MRI Pelvimetry in Vaginal Delivery and Its Practicability in Prolonged Labour — A Prospective Cohort Study. *J. Clin. Med*. 2023, 12, 442. DOI: 10.3390/jcm12020442.

10. Shmedyk NYu. Magnetic resonance pelvimetry in the diagnosis of anatomically and clinically narrow pelvis: dis. — Military-med. acad. them. S. M. Kirova, 2015. In Russian [Шмедьк Н.Ю. Магнитно-резонансная пельвиометрия в диагностике анатомически и клинически узкого таза: дис. — Воен.-мед. акад. им. С. М. Кирова, 2015].

11. Bychenko VG, Kulabukhova EA, Baev OR, Babich DA. Magnetic resonance pelvimetry. *Obstetrics and gynecology*. 2021; 9:190–198. In Russian [Быченко В.Г., Кулабухова Е.А., Баев О.Р., Бабич Д.А. Магнитно-резонансная пельвиометрия. *Акушерство и гине-*

кология. 2021; 9: 190–198]. <https://dx.doi.org/10.18565/aig.2021.9.190-198>

12. Zilber AP, Shifman EM. Obstetrics through the eyes of an anesthesiologist. «Etudes of Critical Medicine», Vol. 3. Petrozavodsk: PGU Publishing House, 1997. 397 p. In Russian [Зильбер А.П., Шифман Е.М. Акушерство глазами анестезиолога. «Этюды критической медицины», Т. 3. Петрозаводск: Издательство ПГУ, 1997. 397 с.].

13. Bamber JH, Dresner M. Aortocaval compression in pregnancy: the effect of changing the degree and direction of lateral tilt on maternal cardiac output //Anesthesia & Analgesia. 2003. Vol. 97. No. 1. P. 256–258. DOI: 10.1213/01.ANE.0000067400.79654.30.

14. Lee AJ, Landau R. Aortocaval compression syndrome: time to revisit certain dogmas //Anesthesia & Analgesia. 2017. Vol. 125. No. 6. P. 1975–1985. DOI: 10.1213/ANE.0000000000002313.

15. Hand JW, et al. Prediction of specific absorption rate in mother and fetus associated with MRI examinations during pregnancy //Magnetic Resonance in Medicine: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine. 2006. Vol. 55. No 4. P. 883–893. DOI: 10.1002/mrm.20824.

16. Wu D, et al. Evaluations of specific absorption rate and temperature increase within pregnant female models in magnetic resonance imaging birdcage coils // IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques. 2006. Vol. 54. No 12. P. 4472–4478. DOI: 10.1109/TMTT.2006.884655.

17. Reiser M, Semmler W, Hricak H. Magnetic Resonance, Tomography //J Nucl Med. 2009. Vol. 50. P. 325.

18. Westbrook C, Talbot J. MRI in Practice. John Wiley & Sons, 2018.

19. Horowitz AL. MRI physics for physicians. Springer Science & Business Media, 2012.

20. Wang Z, et al. SAR and temperature: simulations and comparison to regulatory limits for MRI //Journal of Magnetic Resonance Imaging: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine. 2007. Vol. 26. No 2. P. 437–441. DOI: 10.1002/jmri.20977.

Информация об авторах:

Выshedкевич Елена Дмитриевна, врач-рентгенолог отделения магнитно-резонансной томографии, аспирант кафедры лучевой диагностики и медицинской визуализации с клиникой Института медицинского образования ФГБУ «НМИЦ им. В. А. Алмазова» Минздрава России;

Шериев Султан Русланович, ординатор кафедры лучевой диагностики и медицинской визуализации Института медицинского образования ФГБУ «НМИЦ им. В. А. Алмазова» Минздрава России;

Машенко Ирина Александровна, к.м.н., доцент кафедры лучевой диагностики и медицинской визуализации

Института медицинского образования ФГБУ «НМИЦ им. В. А. Алмазова» Минздрава России;

Ефимцев Александр Юрьевич, д.м.н., доцент кафедры лучевой диагностики и медицинской визуализации Института медицинского образования ФГБУ «НМИЦ им. В. А. Алмазова» Минздрава России;

Палеева Ирина Сергеевна, студент 6 курса Института медицинского образования ФГБУ «НМИЦ им. В. А. Алмазова» Минздрава России.

Authors information:

Elena D. Vyshedkevich, radiologist of department of magnetic resonance imaging, PhD student of the Department of radiology and Medical Imaging, Almazov National Medical Research Centre;

Sultan R. Sheriev, resident of the Department of radiology and Medical Imaging, Almazov National Medical Research Centre;

Irina A. Mashchenko, PhD, assistant professor of the Department of radiology and Medical Imaging, Almazov National Medical Research Centre;

Aleksandr Yu. Efimtsev, MD, assistant professor of the Department of radiology and medical imaging, Almazov National Medical Research Centre;

Irina S. Paleeva, 6th year student of the institute of medical education Almazov National Medical Research Centre.