

Ultrasound Obstet Gynecol 2013; 41: 233–239

Published online in Wiley Online Library (wileyonlinelibrary.com). DOI: 10.1002/uog.12371



GUIDELINES

Практические рекомендации ISUOG: использование ультразвуковых доплеровских технологий в акушерстве

Комитет клинических стандартов

Международное общество ультразвуковой диагностики в акушерстве и гинекологии (ISUOG) является научной организацией, которая содействует развитию клинической практики в сфере эхографии, обучению специалистов и научным исследованиям в области диагностической визуализации в рамках охраны женского здоровья. Комитет клинических стандартов ISUOG (*ISUOG Clinical Standards Committee – CSC*) создан для разработки Практи-

ческих рекомендаций (*Practice Guidelines*) и Консенсусов (*Consensus Statements*) в качестве учебных рекомендаций, которые обеспечивают работникам здравоохранения общепринятый подход к диагностической визуализации. Они предназначены для отражения положений, рассмотренных ISUOG и признанных наилучшей практикой на момент публикации. Несмотря на то что специалистами ISUOG были предприняты максимальные усилия для обеспечения точности текста Рекомендаций при из-

Оригинальный текст руководства ISUOG “ISUOG Practice Guidelines: use of Doppler ultrasonography in obstetrics” опубликован в журнале “Ultrasound in Obstetrics & Gynecology” (2013; 41: 233–239) и на сайте: <http://www.isuog.org>

Disclaimer: *These guidelines may have been translated, from the originals published by ISUOG, by recognized experts in the field and have been independently verified by reviewers with a relevant first language. Although all reasonable endeavors have been made to ensure that no fundamental meaning has been changed the process of translation may naturally result in small variations in words or terminology and so ISUOG makes no claim that translated guidelines can be considered to be an exact copy of the original and accepts no liability for the consequence of any variations. The CSC's guidelines are only officially approved by the ISUOG in their English published form.*

Примечание: данное руководство является переводом оригинальной версии, опубликованной ISUOG. Перевод был выполнен экспертами в этой области и отредактирован независимыми рецензентами, владеющими соответствующим языком. Несмотря на то что сделано все возможное, чтобы не допустить искажения основного смысла, процесс перевода мог привести к небольшим вариациям смысловых оттенков при использовании некоторых слов или терминов. Таким образом, ISUOG подчеркивает, что переведенное руководство не может рассматриваться как абсолютно точная копия оригинала, и не несет ответственности за какие-либо несоответствия, поскольку текст руководства прошел процедуру официального одобрения ISUOG только в его оригинальной печатной версии на английском языке.

дании, тем не менее ни само Общество, ни кто-либо из его сотрудников или членов не несут юридической ответственности за последствия какой-либо неточной или вводящей в заблуждение информации, вариантов или утверждений, опубликованных CSC. Рекомендации ISUOG не ставят своей целью установить юридические стандарты в здравоохранении, поскольку на интерпретацию данных, изложенных в них, могут оказывать влияние индивидуальные обстоятельства и доступность ресурсов. Одобренное Руководство может распространяться свободно с разрешения ISUOG (info@isuog.org).

СОДЕРЖАНИЕ ДОКУМЕНТА

Данный документ обобщает практические рекомендации относительно того, как следует выполнять ультразвуковое доплеровское исследование фетоплацентарного кровообращения. Особо важным является положение, что эмбрион и плод не должны подвергаться неоправданному вредному воздействию ультразвуковой энергии, особенно на ранних этапах беременности. На этих этапах доплерографическое исследование должно проводиться при наличии клинических показаний и с использованием по возможности наименее низких уровней энергии. Ранее ISUOG были опубликованы Рекомендации по использованию ультразвуковых доплеровских технологий при проведении ультразвукового исследования плода в сроки с 11 до 13⁺⁶ нед беременности¹. При проведении сканирования в доплеровских режимах значения температурного индекса (TI) не должны превышать 1, время воздействия должно быть сокращено до минимума (обычно не дольше 5–10 мин) и максимально не должно превышать 60 мин¹.

Целью данного Руководства не являются определение клинических показаний, установление конкретных сроков беременности, в которые должно проводиться доплеровское исследование, обсуждение того, как следует интерпретировать диагностические находки, а также использование доплеровских технологий в ходе проведения эхокардиографического исследования плода. Целью данного Руководства являет-

ся описание доплеровских технологий, использующих для получения информации короткие ультразвуковые импульсы, таких как импульсно-волновая доплерография, цветное доплеровское картирование и энергетическая доплерография, которые традиционно применяются при исследовании кровообращения в системе мать–плацента–плод. Мы не будем описывать методику непрерывно-волновой доплерографии, ввиду того что она обычно не используется в акушерской практике. Однако в случаях, когда у плода развиваются состояния, ведущие к возникновению кровотоков с очень высокими скоростями (например, при аортальном стенозе или трикуспидальной регургитации), методика может быть полезна для точного определения максимальных скоростей кровотока без помех, создаваемых *aliasing*-артефактом.

Методики и способы, описанные в этом Руководстве, подобраны с целью уменьшения ошибок при измерениях и улучшения воспроизводимости результатов. Однако в ряде случаев они могут оказаться неприменимы для некоторых клинических состояний, а также для протоколов научных исследований.

РЕКОМЕНДАЦИИ

Какое оборудование требуется для проведения доплерографического исследования при оценке фетоплацентарного кровообращения?

- Оборудование должно обладать режимами цветного доплеровского картирования и спектральной доплерографии с отображением на экране монитора скоростной шкалы кровотока или частоты повторения импульсов (PRF), а также доплеровской частоты используемого датчика (МГц).

- Механический индекс (MI) и температурный индекс (TI) должны отображаться на экране монитора.

- Ультразвуковая система должна отображать кривую скоростей кровотока (КСК) по максимальной скорости потока, отображая полный спектр доплеровской волны.

- Должна быть возможность четко очерчивать КСК с использованием системы автоматического или ручного очерчивания (трассировки) формы кривой.

- Система должна иметь программное обеспечение, позволяющее оценивать пиковую систолическую скорость (PSV), конечную диастолическую скорость (EDV) и усредненную по времени максимальную скорость КСК и вычислять общепринятые доплерографические индексы, такие как пульсационный индекс (ПИ) и индекс резистентности (ИР), а также систоло-диастолическое соотношение (С/Д). На трассировке КСК должны отображаться точки, отражающие значения, которые будут использоваться для проведения вычислений, чтобы обеспечить точность определяемых индексов.

Как можно оптимизировать точность доплерографических измерений?

Импульсновоновая доплерография

- Запись должна осуществляться во время отсутствия дыхательных движений и двигательной активности плода и при необходимости во время временной задержки дыхания матери.

- Цветовое картирование потока не является обязательным, однако это может быть полезно для идентификации интересующих кровеносных сосудов и определения направления кровотока.

- Оптимальным условием инсонации является полное совпадение направления ультразвукового луча с направлением кровотока. Это обеспечивает идеальные условия для оценки абсолютных значений скоростей и формы КСК. Допустимы небольшие отклонения угла инсонации. Угол инсонации в 10° соответствует 2% -й ошибке измерения скорости, в свою очередь угол в 20° соответствует 6% -й ошибке. Когда измерение абсолютной скорости является клинически важным параметром (например, в средней мозговой артерии) и полученный угол превышает 20° , можно использовать корректировку угла, но это само по себе может явиться причиной ошибки. В том случае, если измеряемые показатели

не улучшаются с повторными попытками оптимизации инсонации, в протокол исследования следует внести запись с указанием угла инсонации, а также информацию о том, была ли использована корректировка угла или же скорости был зарегистрирован без его коррекции.

- Рекомендуется начинать исследование, установив относительно большие размеры контрольного объема (*Doppler gate, sample volume*) импульсновонового доплера, чтобы обеспечить запись максимального спектра скоростей во время всего сердечного цикла. Если пульсация рядом лежащих сосудов создает помехи, накладываясь на изучаемую кривую, контрольный объем может быть уменьшен для повышения качества записи. Необходимо помнить, что контрольный объем может быть уменьшен только в высоту (в вертикальном направлении), но не в ширину.

- Подобно режиму сканирования в серой шкале глубина сканирования и разрешающая способность доплеровского луча могут быть оптимизированы путем регулировки частоты (МГц) датчика.

- Частотный фильтр (*wall filter*), также называемый “отсечка малых скоростей” (“*low velocity reject*”), “фильтр движения стенки” (“*wall motion filter*”) или “фильтр высокого пропуска” (“*high pass filter*”), используется для устранения шума, вызванного движением стенок сосуда. Традиционно он должен быть установлен на как можно более низком значении ($\leq 50-60$ Гц) для устранения низкочастотного шума от периферических кровеносных сосудов. При использовании высоких значений частотного фильтра может создаваться ложный эффект отсутствия конечной диастолической составляющей КСК (см. рис. 46).

- Высокие значения частотного фильтра могут быть полезны при оценке четко очерченных КСК, полученных от потоков в таких структурах, как аортальный и легочный выводные тракты. Установка в этих случаях низких значений частотного фильтра может сопровождаться появлением шумов в виде артефактов потока (*flow artifacts*) вблизи базовой линии или после момента закрытия клапана.

- Скорость горизонтальной развертки доплеровского спектра (*sweep speed*) должна быть достаточно быстрой для того, чтобы можно было отдельно идентифицировать последовательные систоло-диастолические циклы. Наиболее оптимальным является одномоментное отображение от 4 до 6 (но не более 8–10) полных сердечных циклов. Для частоты сердечных сокращений плода от 110 до 150 уд/мин адекватной является скорость развертки от 50 до 100 мм/с.

- PRF должна быть настроена в зависимости от исследуемого сосуда: низкие значения PRF позволят визуализацию и точное измерение низкоскоростного кровотока; однако это приведет к появлению *aliasing*-артефакта в случае появления областей с высокими скоростями. При доплерометрии КСК должна занимать как минимум 75% площади той части экрана, на которой отображается доплеровская кривая (см. рис. 3).

- Доплеровские измерения должны быть воспроизводимы. Если существуют очевидные расхождения между значениями измерений, рекомендуется проведение повторных измерений. Обычно для заключения выбираются измерения, наиболее приближенные к ожидаемым, за исключением полученных от спектров с низким техническим качеством.

- С целью улучшения качества записи доплеровской кривой необходимо проводить частую корректировку в реальном времени по режиму серой шкалы или дополнительно использовать сканирование в режиме цветового доплеровского картирования. Затем при проведении записи КСК после подтверждения в реальном времени, что контрольный объем импульсноволевого доплера расположен правильно, двумерный режим (2D) и (или) режим цветового доплеровского картирования должен быть заморожен.

- Подтверждать правильность расположения контрольного объема и оптимизировать запись доплеровского спектра при замороженном двумерном изображении можно путем выслушивания аудиосигнала доплеровского спектра через звуковые колонки.

- Усиление доплеровского сигнала (*gain*) должно быть настроено таким образом, чтобы можно было четко визуализировать КСК без наличия артефактов на фоновой части записи.

- Рекомендуется не инвертировать направление потока на экране монитора. При оценке сердца и магистральных сосудов плода очень важно сохранять истинное направление потоков относительно датчика при отображении цветом в режиме цветового доплеровского картирования и в виде положения КСК относительно базовой линии при импульсноволевым доплеровском режиме. Традиционно принято кровотоки, направленные к ультразвуковому датчику, картировать красным цветом, при этом КСК располагается выше базовой линии, в то время как поток в обратном направлении (от датчика) отображается голубым цветом, а КСК располагается ниже базовой линии.

Цветовое доплеровское картирование

- В сравнении с визуализацией в режиме серой шкалы использование цветовой доплерографии повышает мощность излучения. Разрешающая способность цветовой доплерографии повышается с уменьшением размера цветового окна (*color box*). Необходимо внимательно относиться к значениям механического (MI) и температурного (TI) индексов, ввиду того что их значения меняются в зависимости от величины и глубины расположения цветового окна.

- Увеличение размера цветового окна также ведет к увеличению времени обработки сигнала и, как следствие, уменьшению частоты повторения кадров (*frame rate*). Цветовое окно должно быть по возможности как можно меньше и включать в себя только исследуемую область (зону интереса).

- Скоростная шкала или PRF должна быть настроена так, чтобы отображать реальную цветовую скорость исследуемого сосуда. Когда используются высокие значения PRF, сосуды с низкими скоростями кровотока не будут отображаться на экране. Когда используются слишком низкие значения

PRF, появляется *aliasing*-артефакт, который проявляется несоответствующим цветовым кодированием скоростей, создавая впечатление двунаправленного потока.

- Как и для визуализации в режиме серой шкалы, разрешающая способность и глубина сканирования цветовой доплерографии зависят от частоты ультразвука. Для оптимизации сигналов частота цветového доплеровского режима должна быть соответствующе отрегулирована.

- Усиление (*gain*) должно быть отрегулировано таким образом, чтобы предотвратить появление шума и артефактов, которые проявляются возникновением беспорядочных цветовых сигналов на фоновой части экрана.

- Необходимо настроить частотный фильтр для устранения шума, исходящего из исследуемой зоны.

- Угол инсонации значительно влияет на изображение в режиме цветовой доплерографии; он должен быть настроен путем оптимизации положения ультразвукового датчика в соответствии с положением кровеносного сосуда или исследуемой области.

Энергетическая и направленная энергетическая доплерография

- Применимы все аналогичные основополагающие принципы, как и для цветového доплеровского картирования.

- Угол инсонации имеет меньшее влияние на получение сигналов при энергетической доплерографии; тем не менее при использовании этого режима следует осуществлять те же методы оптимизации изображения, что и для цветového доплеровского картирования.

- *Aliasing*-артефакт не наблюдается при использовании энергетической доплерографии; однако неадекватно низкие значения PRF могут привести к появлению шума и артефактов.

- Усиление (*gain*) должно быть уменьшено для предотвращения появления шума на экране (проявляется как однотонное окрашивание фона изображения).

Какая методика должна использоваться для оценки доплеровских КСК в маточной артерии?

Используя цветовой доплеровское картирование в режиме реального времени, маточная артерия легко обнаруживается в области соединения шейки и тела матки. Измерение скоростей кровотока при импульсно-волновой доплерографии обычно проводится в этой позиции трансабдоминально^{2, 3} или трансвагинально³⁻⁵. Принимая во внимание, что абсолютные значения скоростей кровотока не имеют принципиального клинического значения, обычно проводится полуколичественная оценка КСК. Измерения следует проводить отдельно для правой и левой маточной артерии, кроме того, необходимо отмечать наличие дикротической выемки (*notching*) на КСК.

Оценка маточных артерий в первом триместре беременности (рис. 1)

1. Трансабдоминальная методика

- Трансабдоминально выводится срединно-сагиттальная плоскость сечения матки, визуализируется ход цервикального канала. Предпочтительно, чтобы мочевого пузыря матери был пустым.

- Датчик смещается латерально до момента, когда начинает визуализироваться сосудистое сплетение в парацервикальной области.

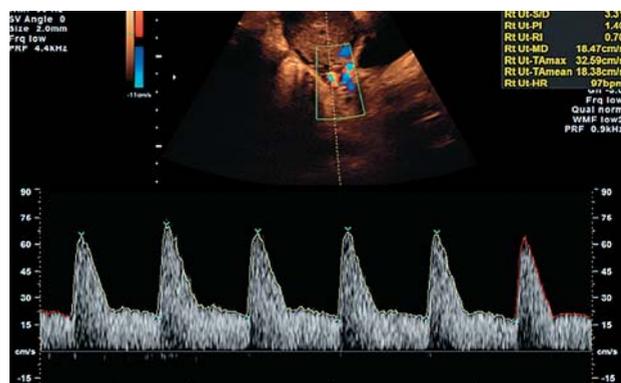


Рис. 1. КСК в маточной артерии, полученная трансабдоминальным доступом в первом триместре беременности.

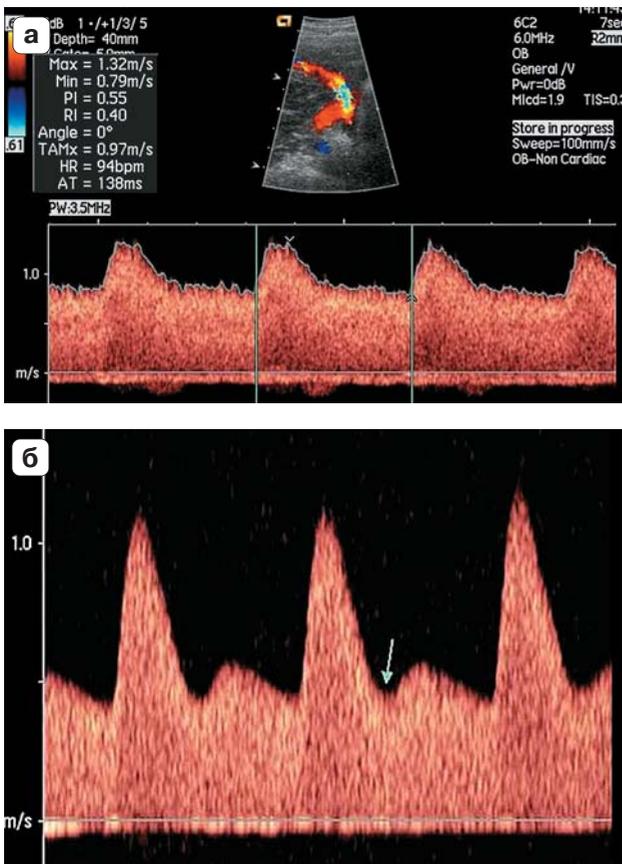


Рис. 2. КСК в маточной артерии, полученные трансабдоминальным доступом во втором триместре беременности. Нормальный (а) и патологический (б) спектр. Обратите внимание на наличие дикротической выемки (стрелка).

- Включается режим цветовой доплерографии, и маточная артерия визуализируется в области ее поворота в краниальном направлении, где она начинает подъем к телу матки.

- Измерения проводятся в сегменте перед началом разветвления маточной артерии на аркуатные артерии.

- Этот же процесс повторяется на противоположной стороне.

2. Трансвагинальная методика

- Трансвагинально датчик располагается в переднем своде влагалища. Далее используется аналогичная методика, описанная для трансабдоминального доступа. Датчик смещается латерально до визуализации парацервикального сосудистого сплетения,

и перечисленные выше шаги повторяются в той же последовательности, что и для трансабдоминальной методики.

- Необходимо проявлять внимание, чтобы правильно дифференцировать маточные артерии с шейечно-вагинальными (которые имеют цефало-каудальное направление) или с аркуатными артериями. Для маточных артерий будут типичны скорости кровотока выше 50 см/с, что может быть использовано для их отличия от аркуатных артерий.

Оценка маточных артерий во втором триместре беременности (рис. 2)

1. Трансабдоминальная методика

- Трансабдоминально датчик располагается продольно в нижнем латеральном квадранте живота с наклоном в медиальном направлении. Для обнаружения маточной артерии, которая визуализируется в месте пересечения с наружной подвздошной артерией, используется режим цветовой доплерографии.

- Контрольный объем импульсно-волнового доплера располагается по ходу кровотока в маточной артерии на 1 см ниже точки пересечения двух сосудов.

- В тех редких случаях, когда маточная артерия разветвляется до момента пересечения с наружной подвздошной артерией, контрольный объем должен быть установлен на сегмент до места ее бифуркации.

- Этот же процесс повторяется для маточной артерии на противоположной стороне.

- С увеличением срока беременности матка обычно совершает ротацию вправо. Потому левая маточная артерия будет определяться не так латерально, как правая.

2. Трансвагинальная методика

- Женщина должна опорожнить мочевой пузырь и находиться в позиции дорсальной литотомии.

- Датчик должен располагаться в латеральном своде влагалища, маточная артерия определяется при помощи цветовой доплерографии на уровне внутреннего зева латеральнее шейки матки.

- Этот же процесс повторяется для маточной артерии с противоположной стороны.

Необходимо помнить, что нормативные значения доплеровских индексов в маточных артериях зависят от метода измерения, потому для трансабдоминального³ и трансвагинального⁵ доступов должны использоваться соответствующие нормы. При этом методика сканирования должна быть аналогична той, которая была использована при получении данных нормативных значений.

Примечание. У женщин с врожденными аномалиями развития матки оценка доплеровских индексов в маточных артериях и их интерпретация не являются надежным методом, так как все исследования проводились на женщинах с (предполагаемой) нормальной анатомией.

Какая методика должна использоваться для оценки доплеровских КСК в артерии пуповины?

Существует значительная разница показателей доплерографии, измеренных на плодном конце, в свободной петле и на плацентарном конце пуповины⁶. Наивысшее сопротивление отмечается на плодном конце, и таким образом нулевой (обратный) конечный диастолический компонент скорее всего будет сначала обнаружен в этом месте. В литературе опубликованы нормативные значения доплеровских индексов, оцененные в этом месте артерии пуповины^{7,8}. Ради простоты и постоянства показателей измерения следует проводить на уровне свободной петли пуповины. Однако в случаях многоплодной беременности и (или) для сравнения повторных измерений в фиксированных местах, например в области плодного конца, плацентарного конца или интраабдоминального сегмента, может быть более надежной. В зависимости от того, где была выполнена оценка кровотока, необходимо использовать соответствующие нормативные значения.

На рис. 3 показана приемлемая и неприемлемая регистрация КСК. Рис. 4 демонстрирует влияние частотного фильтра на вид КСК.

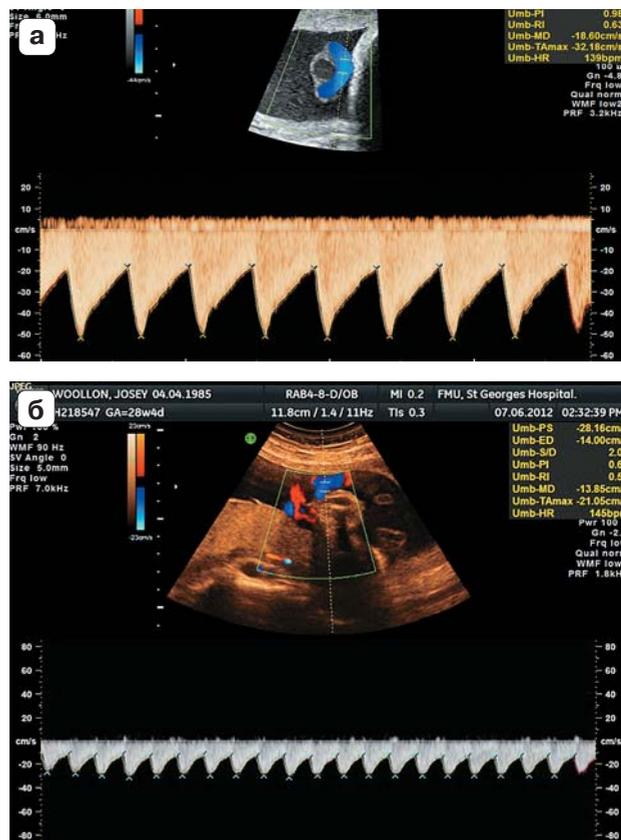


Рис. 3. Приемлемая (а) и неприемлемая (б) регистрация КСК в артерии пуповины. На изображении 3б спектр кровотока очень мелкий, скорость горизонтальной развертки слишком медленная.

Примечание. 1) В случаях многоплодной беременности оценка кровотока в артерии пуповины может быть затруднена ввиду сложности определения, какому именно плоду принадлежит конкретная петля пуповины. В этих случаях лучше проводить оценку кровотока непосредственно дистальнее места прикрепления пуповины к передней брюшной стенке плода. Однако показатели сосудистого сопротивления в этой области будут выше, чем на уровне свободной петли или плацентарного конца, потому необходимо использовать соответствующие нормативные значения.

2) В случае наличия только двух сосудов в пуповине в любом сроке беременности диаметр единственной артерии пуповины будет больше, чем при наличии двух артерий,

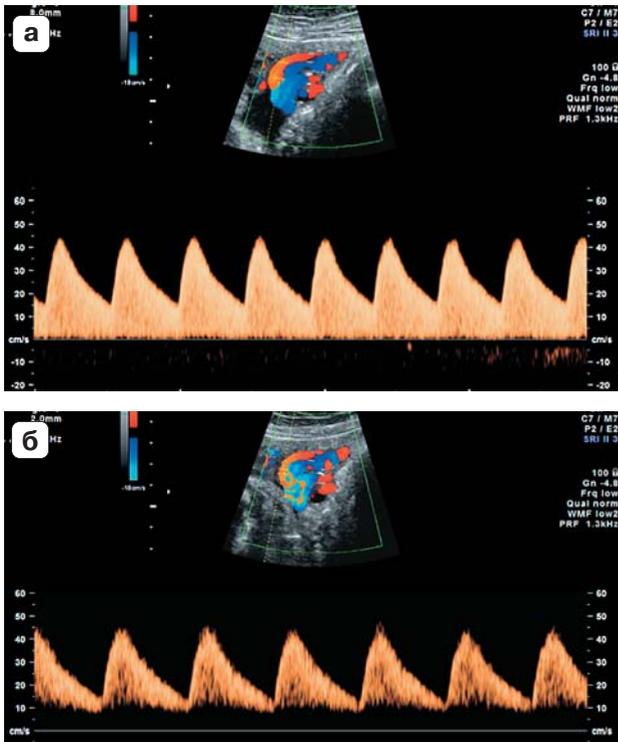


Рис. 4. КСК в артерии пуповины, полученные у одного и того же плода с интервалом в 4 мин. а – нормальный кровоток. б – кажущийся очень низким диастолический кровоток и отсутствие сигналов от кровотока вблизи базовой линии в результате использования неадекватной настройки частотного фильтра, который установлен на слишком высоком уровне.

соответственно, сосудистое сопротивление будет ниже⁹.

Какая методика должна использоваться для оценки доплеровских КСК в средней мозговой артерии плода?

- Следует вывести поперечное сечение головки плода на уровне таламусов и крыльев крыловидной кости и выполнить увеличение изображения.
- Для визуализации виллизиева круга и проксимальной части средней мозговой артерии следует использовать режим цветового доплеровского картирования (рис. 5).
- Контрольный объем импульсволнового доплера должен быть установлен в проксимальной трети средней мозговой артерии в непосредственной близости от ме-



Рис. 5. Цветовое доплеровское картирование виллизиева круга.

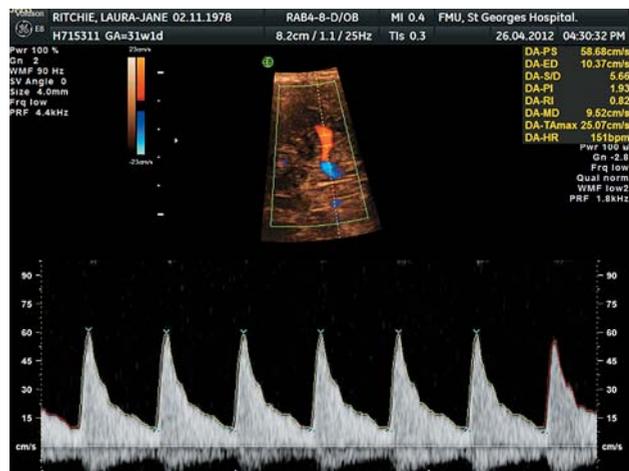


Рис. 6. Приемлемая регистрация КСК в средней мозговой артерии. Обратите внимание на угол инсонации, близкий к 0°.

ста ее отхождения от внутренней сонной артерии¹⁰, поскольку систолическая скорость снижается по мере увеличения расстояния от места отхождения этого сосуда.

- Угол между ультразвуковым лучом и направлением кровотока должен поддерживаться как можно более близким к 0° (рис. 6).
- Необходимо следить, чтобы на головку плода не оказывалось излишнего давления.
- Следует провести одномоментную регистрацию не менее 3, но не более 10 последовательных сердечных циклов КСК. Наивысшая точка подъема кривой соответствует пиковой систолической скорости кровотока (см/с).

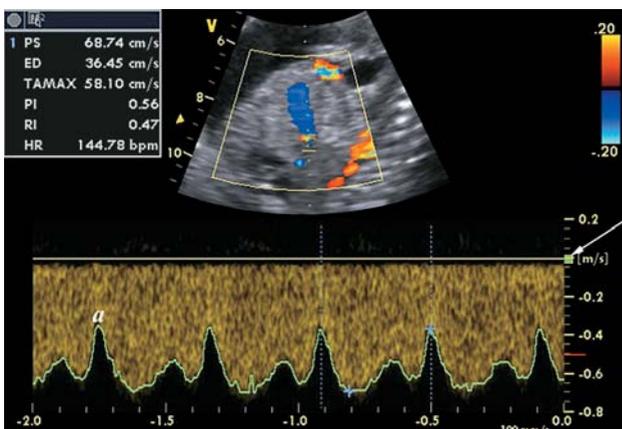


Рис. 7. КСК в венозном протоке, полученная из сагиттального доступа с расположением контрольного объема в области перешейка без корректировки угла. Низкочастотный фильтр (стрелка) не является помехой для регистрации а-волны (а), которая определяется значительно ниже нулевой линии. Высокая скорость горизонтальной развертки позволяет детально визуализировать изменения скоростей в ходе сердечного цикла.

- Измерение пиковой систолической скорости кровотока может быть выполнено вручную с использованием маркеров или с помощью автоматической трассировки. Последняя дает достоверно более низкие средние значения по сравнению с первой методикой (использование маркеров), но зато наиболее приближенные к опубликованным средним значениям, используемым в клинической практике¹¹. ПИ обычно вычисляется с использованием автоматической трассировки, однако очерчивание вручную также приемлемо.

- Для интерпретации результатов должны использоваться соответствующие нормативы. Методика измерения должна быть аналогичной той, которая использовалась для получения нормативных значений.

Какая методика должна использоваться для оценки доплеровских КСК в венах плода?

Венозный проток (рис. 7 и 8)

- Венозный проток соединяет интраабдоминальный сегмент пупочной вены с верх-

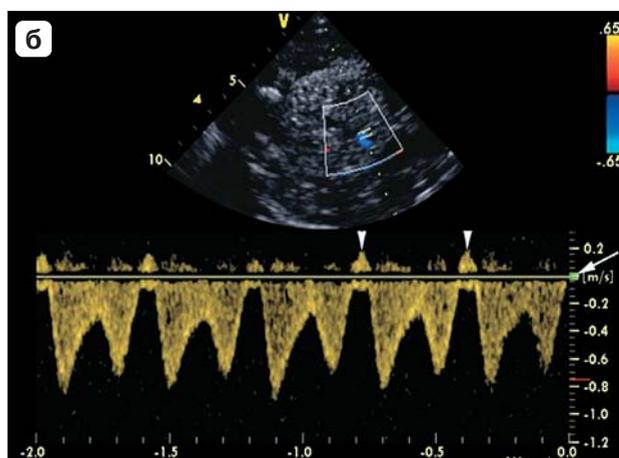
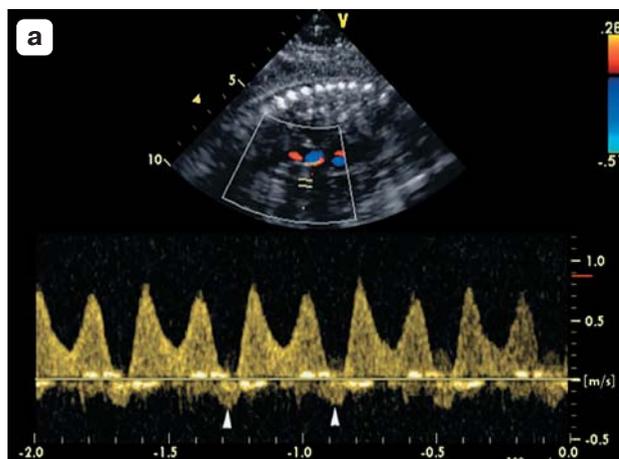


Рис. 8. КСК в венозном протоке, которые демонстрируют повышенную пульсационность в 36 нед. а – помехи, представляющие собой высокоэхогенные сигналы вдоль базовой линии, затрудняют подтверждение наличия обратного кровотока в фазу систолы предсердий (отмечено треугольниками). б – повторная запись с несколько увеличенными значениями частотного фильтра (стрелка) позволяет повысить четкость визуализации обратного кровотока в фазу систолы предсердий (отмечено треугольниками).

ней частью нижней полой вены непосредственно под диафрагмой. Этот сосуд можно визуализировать в режиме серой шкалы (2D) в срединно-сагиттальном сечении тела плода или в косом поперечном сечении верхней части живота¹².

- В узком устье венозного протока цветное доплеровское картирование демонстрирует высокоскоростной поток, что помогает идентифицировать этот сосуд и опреде-

ляет стандартное место для расположения контрольного объема при выполнении доплеровских измерений¹³.

- Доплеровские измерения могут быть получены наилучшим образом при сканировании в сагиттальном сечении в направлении от передне-нижней части живота плода, поскольку в этом случае можно легко контролировать положение контрольного объема в перешейке. Сагиттальный доступ через грудную клетку также может использоваться, но требует больших навыков от оператора. Косое сечение обеспечивает приемлемый доступ из переднего или заднего положения, позволяя получить адекватные по виду КСК, но с меньшими возможностями контроля угла инсонации и абсолютных скоростей.

- В ранние сроки беременности и при патологии беременности особое внимание надо уделить выбору адекватно небольшого размера контрольного объема импульсно-волнового доплера, чтобы добиться четкой регистрации низкоскоростных потоков в фазу систолы предсердий.

- КСК обычно имеет трехфазный вид, однако в редких наблюдениях двухфазный или монофазный спектр также может быть зарегистрирован у здоровых плодов¹⁴.

- На протяжении второго и третьего триместров беременности регистрируются относительно высокие скорости кровотока (от 55 до 90 см/с¹⁵), но в ранние сроки беременности эти значения обычно бывают ниже.

Какие индексы использовать?

С/Д, ИР и ПИ являются тремя общепринятыми показателями для описания КСК в артериях. Все три показателя тесно взаимосвязаны. ПИ демонстрирует линейную зависимость с сосудистым сопротивлением в отличие от С/Д и ИР, для которых характерна параболическая зависимость с ростом сосудистого сопротивления¹⁶. Кроме того, ПИ не теряет смысл в случае нулевых или отрицательных значений диастолического кровотока. ПИ является наиболее часто используемым индексом в современной клинической практике. По аналогии, по данным современной литературы, пульсационный индекс для вен (PIV) является наиболее широко используемым показателем для оценки КСК в венах¹⁷. В некоторых ситуациях использование абсолютных значений скоростей может быть более предпочтительным, чем полуколичественных показателей (индексов).

АВТОРЫ РУКОВОДСТВА

A. Bhide, Fetal Medicine Unit, Academic Department of Obstetrics and Gynaecology, St George's, University of London, London, UK

G. Acharya, Fetal Cardiology, John Radcliffe Hospital, Oxford, UK and Women's Health and Perinatology Research Group, Faculty of Medicine, University of Tromso and University Hospital of Northern Norway, Tromso, Norway

C.M. Bilardo, Fetal Medicine Unit, Department of Obstetrics and Gynaecology, University Medical Centre Groningen, Groningen, The Netherlands

C. Brezinka, Obstetrics and Gynecology, Universitätsklinik für Gynäkologische Endokrinologie und Reproduktionsmedizin, Department für Frauenheilkunde, Innsbruck, Austria

D. Cafici, Grupo Medico Alem, San Isidro, Argentina

E. Hernandez-Andrade, Perinatology Research Branch, NICHD/NIH/DHHS, Detroit, MI, USA and Department of Obstetrics and Gynecology, Wayne State University School of Medicine, Detroit, MI, USA

K. Kalache, Gynaecology, Charite, CBF, Berlin, Germany

J. Kingdom, Department of Obstetrics and Gynaecology, Maternal-Fetal Medicine Division Placenta Clinic, Mount Sinai Hospital, University of Toronto, Toronto, ON, Canada and Department of Medical Imaging, Mount Sinai Hospital, University of Toronto, Toronto, ON, Canada

T. Kiserud, Department of Obstetrics and Gynecology, Haukeland University Hospital, Bergen, Norway and Department of Clinical Medicine, University of Bergen, Bergen, Norway

W. Lee, Texas Children's Fetal Center, Texas Children's Hospital Pavilion for Women, Department of Obstetrics and Gynecology, Baylor College of Medicine, Houston, TX, USA

C. Lees, Fetal Medicine Department, Rosie Hospital, Addenbrooke's Hospital, Cambridge University Hospitals NHS Foundation Trust, Cambridge, UK and Department of Development and Regeneration, University Hospitals Leuven, Leuven, Belgium

K.Y. Leung, Department of Obstetrics and Gynaecology, Queen Elizabeth Hospital, Hong Kong, Hong Kong

G. Malinger, Obstetrics & Gynecology, Sheba Medical Center, Tel-Hashomer, Israel

G. Mari, Obstetrics and Gynecology, University of Tennessee, Memphis, TN, USA

F. Prefumo, Maternal Fetal Medicine Unit, Spedali Civili di Brescia, Brescia, Italy

W. Sepulveda, Fetal Medicine Center, Santiago de Chile, Chile

B. Trudinger, Department of Obstetrics and Gynaecology, University of Sydney at Westmead Hospital, Sydney, Australia

ЦИТИРОВАНИЕ

Данное Руководство должно цитироваться как: Bhide A, Acharya G, Bilardo CM, Brezinka C, Cafici D, Hernandez-Andrade E, Kalache K, Kingdom J, Kiserud T, Lee W, Lees C, Leung KY, Malinger G, Mari G, Prefumo F, Sepulveda W and Trudinger B. ISUOG Practice Guidelines: use of Doppler ultrasonography in obstetrics. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2013; 41: 233–239.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- Salvesen K, Lees C, Abramowicz J, Brezinka C, Ter Har G, Marsal K. ISUOG statement on the safe use of Doppler in the 11 to 13+6-week fetal ultrasound examination. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2011; 37: 628.
- Aquilina J, Barnett A, Thompson O, Harrington K. Comprehensive analysis of uterine artery flow velocity waveforms for the prediction of pre-eclampsia. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2000; 16: 163–170.
- Gómez O, Figueras F, Fernández S, Bennasar M, Martínez JM, Puerto B, Gratacós E. Reference ranges for uterine artery mean pulsatility index at 11–41 weeks of gestation. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2008; 32: 128–132.
- Jurkovic D, Jauniaux E, Kurjak A, Hustin J, Campbell S, Nicolaides KH. Transvaginal colour Doppler assessment of the uteroplacental circulation in early pregnancy. *Obstet Gynecol* 1991; 77: 365–369.
- Papageorghiou AT, Yu CK, Bindra R, Pandis G, Nicolaides KH; Fetal Medicine Foundation Second Trimester Screening Group. Multicenter screening for pre-eclampsia and fetal growth restriction by transvaginal uterine artery Doppler at 23 weeks of gestation. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2001; 18: 441–449.
- Khare M, Paul S, Konje J. Variation in Doppler indices along the length of the cord from the intra-abdominal to the placental insertion. *Acta Obstet Gynecol Scand* 2006; 85: 922–928.
- Acharya G, Wilsgaard T, Berntsen G, Maltau J, Kiserud T. Reference ranges for serial measurements of blood velocity and pulsatility index at the intra-abdominal portion, and fetal and placental ends of the umbilical artery. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2005; 26: 162–169.
- Acharya G, Wilsgaard T, Berntsen G, Maltau J, Kiserud T. Reference ranges for serial measurements of umbilical artery Doppler indices in the second half of pregnancy. *Am J Obstet Gynecol* 2005; 192: 937–944.
- Sepulveda W, Peek MJ, Hassan J, Hollingsworth J. Umbilical vein to artery ratio in fetuses with single umbilical artery. *Ultrasound Obstet Gynecol* 1996; 8: 23–26.
- Mari G for the collaborative group for Doppler assessment. Noninvasive diagnosis by Doppler ultrasonography of fetal anemia due to maternal red-cell alloimmunization. *N Engl J Med* 2000; 342: 9–14.
- Patterson TM, Alexander A, Szychowski JM, Owen J. Middle cerebral artery median peak systolic velocity validation: effect of measurement technique. *Am J Perinatol* 2010; 27: 625–630.
- Kiserud T, Eik-Nes SH, Blaas HG, Hellevik LR. Ultrasonographic velocimetry of the fetal ductus venosus. *Lancet* 1991; 338: 1412–1414.
- Acharya G, Kiserud T. Pulsations of the ductus venosus blood velocity and diameter are more pronounced at the outlet than at the inlet. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* 1999; 84: 149–154.
- Kiserud T. Hemodynamics of the ductus venosus. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* 1999; 84: 139–147.
- Kessler J, Rasmussen S, Hanson M, Kiserud T. Longitudinal reference ranges for ductus venosus flow velocities and waveform indices. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2006; 28: 890–898.
- Ochi H, Suginami H, Matsubara K, Taniguchi H, Yano J, Matsuura S. Micro-bead embolization of uterine spiral arteries and uterine arterial flow velocity waveforms in the pregnant ewe. *Ultrasound Obstet Gynecol* 1995; 6: 272–276.
- Hecher K, Campbell S, Snijders R, Nicolaides K. Reference ranges for fetal venous and atrioventricular blood flow parameters. *Ultrasound Obstet Gynecol* 1994; 4: 381–390.

Рекомендации будут пересмотрены в декабре 2015 г.

Перевод на русский язык: **Игорь Палагнюк**

Редакторы перевода на русский язык: **Елена Синьковская, Евгения Федорова**