



**GUIDELINES**

# Практические Рекомендации ISUOG: использование ультразвуковой доплерографии в акушерстве

## КОМИТЕТ КЛИНИЧЕСКИХ СТАНДАРТОВ

Международное общество ультразвука 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 охране женского здоровья. Комитет клинических стандартов ISUOG (The ISUOG Clinical Standards Committee – CSC) создан для разработки практических руководств (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 руководства при его издании, 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 информа-

ции, вариантов или утверждений опубликованных CSC. Руководства ISUOG не ставят своей целью установить юридические стандарты в здравоохранении, поскольку на интерпретацию данных, изложенных в руководствах, могут оказывать влияние индивидуальные обстоятельства и доступность ресурсов. Одобренные руководства могут распространяться свободно с разрешения ISUOG ([info@isuog.org](mailto:info@isuog.org)).

## СОДЕРЖАНИЕ ДОКУМЕНТА

Данный документ обобщает практические рекомендации относительно того как следует выполнять ультразвуковую доплерографию фето-плацентарного 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, доплерография должна проводиться при наличии клинических показаний и с использованием по возможности наименее низких уровней энергии. Ранее ISUOG было опубликовано руководство по использованию ультразвуковой доплерографии при проведении ультразвукового исследования (УЗИ) плода в сроки с 11 до 13+6 недель бе-

ременности (1). При проведении сканирования в доплеровском режиме, показатели термического индекса (TI) не должны превышать 1, и время воздействия должно быть сокращено до минимума, обычно не дольше 5–10 минут и максимально не должно превышать 60 минут (1).

Целью этого руководства не является определение клинических показаний, установление конкретных сроков беременности в которые должна проводиться доплерография, обсуждение того как следует интерпретировать диагностические находки, а также использование доплерографии в ходе проведения эхокардиографического исследования плода. Целью руководства является описание импульсноволновой ультразвуковой доплерографии и ее различных режимов таких как спектральный, цветовой и энергетический, которые традиционно используются в исследованиях кровообращения в системе мать–плацента–плод. Мы не будем описывать метод постоянно волновой доплерографии, в виду того, что он обычно не используется в акушерском УЗИ. Однако, в случаях, когда у плода развиваются состояния, ведущие к возникновению кровотоков с очень высокими скоростями (например, при аортальном стенозе или трикуспидальной регургитации) метод может быть полезен для точного определения максимальных скоростей потока без помех, создаваемых aliasing-артефактом.

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

## РЕКОМЕНДАЦИИ

### Какое оборудование требуется для проведения Допплерографии при оценке фетоплацентарного кровообращения?

- Оборудование должно обладать режимами цветовой и спектральной доплеро-

графии, с отображением на экране монитора скоростной шкалы кровотока или частоты повторения импульсов (PRF), а также доплеровской частоты используемого датчика (в МГц).

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

- Ультразвуковая система должна отображать кривую скорости 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 (РИ) а также систолодиастолическое 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 Допплерографических измерений?

#### *Импульсноволновая доплерография*

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

- Картирование цветового 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 УЗ луча с направлением кровотока. Это обеспечивает идеальные условия для оценки абсолютных значений скоростей и спектров

КСК. Допустимы небольшие отклонения угла инсонации. Угол инсонации в 10 градусов соответствует 2%-ной ошибке измерения скорости, в свою очередь угол в 20 градусов соответствует 6%-ой ошибке. Когда измерение абсолютной скорости является клинически важным параметром (например, в средней мозговой артерии, СМА) и полученный угол превышает 20 градусов, 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 значения контрольного объема (Doppler gate, sample volume) импульсно-волнового 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 разрешение доплеровского сигнала (луча) может быть оптимизирована 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 пропускания” (“high pass filter”), используется для устранения шума, вызванного движением стенок сосуда. Традиционно он должен быть установлен на как можно более низком значении (<50–60 Гц) для устранения низкочастотного шума от периферических кровеносных сосудов. При использовании высоких значений частотного фильтра, может создаваться ложный эф-

фект отсутствия конечной диастолической скорости (EDV). (Рис. 4б).

- 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.

- Частота повторения импульсов (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 спектр КСК должен занимать как минимум 75% площади экрана (рис. 3).

- Допплеровские 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 доплеровского сигнала, необходимо проводить частую корректировку в реальном времени по режиму серой шкалы или дополнительно использовать сканирование в режиме цветовой доплерографии. Затем, при проведении записи КСК, после подтверждения в реальном времени, что кон-

трольный объем импульсно-волнового доплера расположен правильно, двумерный режим (2D) и/или режим цветового доплеровского картирования (ЦДК) 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 спектр КСК, без наличия артефактов на заднем фоне записи.

- Рекомендуются 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 ЦДК и в виде направления КСК относительно базовой линии при импульсно-волновом доплеровском режиме. Традиционно принято кровотоки, направленные к ультразвуковому датчику картировать красным цветом при этом спектр КСК располагается выше базовой линии, в то время как поток в обратном направлении (от датчика) отображается голубым цветом и спектр 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 показателям MI и TI в виду того, что их значения меняются в зависимости от величины и глубины расположения “цветового окна”.

- Увеличение размера “цветового окна” так же ведет к увеличению времени обработки сигнала и как следствие уменьшению частоты повторения кадров (frame rate). “Окно” должно быть по возможности как

можно меньше и включать в себя только исследуемую область/зону интереса.

- Скоростная шкала или частота повторения импульсов должны быть настроены так, чтобы отображать реальную цветовую скорость исследуемого сосуда. Когда используются высокие значения PRF, сосуды с низкими скоростями кровотока не будут отображаться на экране. Когда используется 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, разрешение и глубина сканирования цветовой доплерографии зависят от частоты ультразвука. Для оптимизации сигналов частота цветового доплеровского режима должна быть соответствующе отрегулирована.

- Усиление (Gain) должно быть отрегулировано таким образом, чтобы предотвратить появление шума и артефактов, которые проявляются появлением беспорядочных цветовых сигналов на фоне 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 направленной цветовой доплерографии.

- 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 направленной цветовой доплерографии.

- Aliasing-артефакт не наблюдается при использовании энергетической доплеро-

графии; однако неадекватно низкие значения PRF могут привести к появлению шума и артефактов.

- Усиление (Gain) должно быть уменьшено для предотвращения усиления шума (проявляется как однотонное окрашивание фона изображения).

### Какая методика должна использоваться для оценки доплеровских кривых скоростей кровотока в маточной артерии?

Используя ЦДК в режиме реального времени, маточная артерия легко обнаруживается в области соединения шейки и тела матки. Измерение доплеровских скоростей кровотока обычно проводится в этой позиции трансабдоминально (2, 3) или трансвагинально (3–5). 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. (Рис. 1)

##### 1. Трансабдоминальный метод

- Трансабдоминально выводится срединно-сагиттальная плоскость сечения матки и визуализируется ход цервикального канала. Предпочтительно, чтобы мочевой пузырь матери был пустым.

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

- 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.

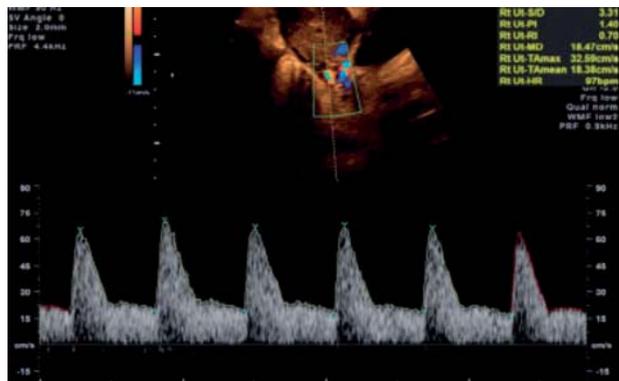


Рис. 1. Кривая скорости кровотока в маточной артерии, полученная трансабдоминальным доступом в первом триместре беременности.

##### 2. Трансвагинальный метод

- 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 трансабдоминального метода.

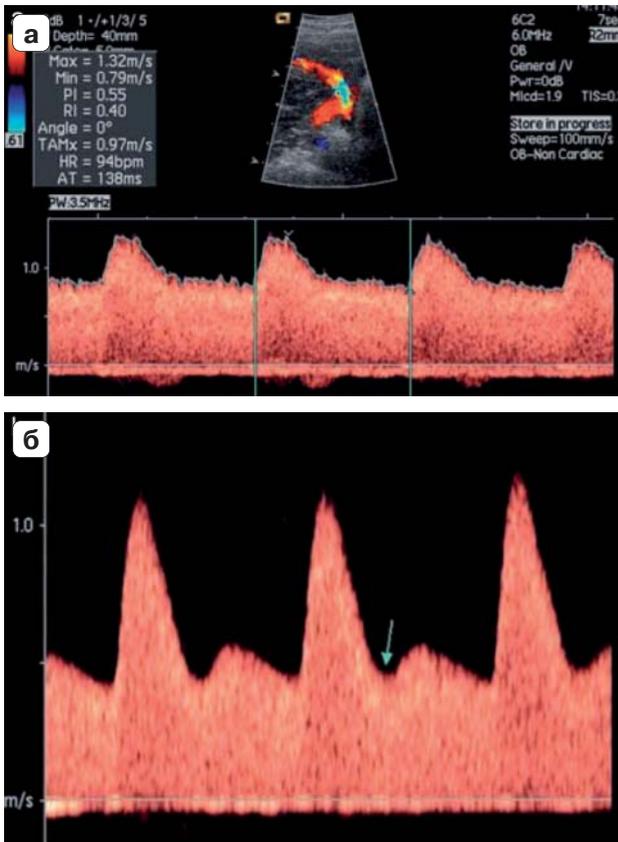
- Необходимо проявлять внимание, чтобы правильно дифференцировать маточные артерии с шеечно-вагинальными (которые имеют цефало-каудальное направление) или с аркуатными артериями. Для маточных артерий будут типичны скорости выше 50 см/с, что может быть использовано для их отличия от аркуатных артерий.

#### Оценка маточных артерий во втором триместре (Рис. 2)

##### 1. Трансабдоминальный метод

- 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 маточной артерии на 1 см ниже точки пересечения двух сосудов.



**Рис. 2.** Кривые скоростей кровотока в маточной артерии, полученные трансабдоминальным доступом во втором триместре беременности. Нормальный (а) и патологический (б) спектр; обратите внимание на наличие дикротиической выемки (стрелка) на спектре КСК (б).

- 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. Трансвагинальный метод

- Женщина должна опорожнить мочевой пузырь и находится 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.

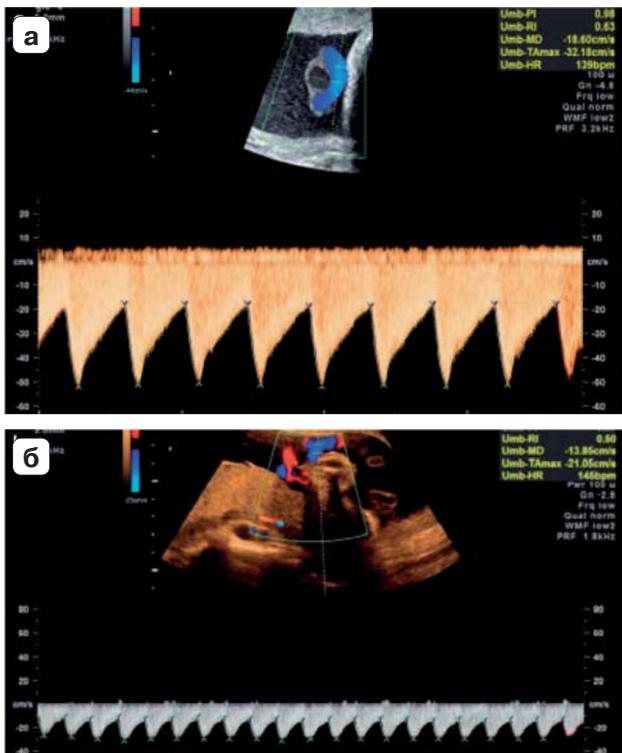
- Этот же процесс повторяется для маточной артерии с противоположной стороны.

Необходимо помнить, что нормативные значения доплеровских индексов в маточных артериях зависят от метода измерения, потому для трансабдоминального (3) и трансвагинального (5) доступа должны использоваться соответствующие нормативы. При этом методика сканирования должна быть аналогична той, которая была использована при получении данных нормативных значений.

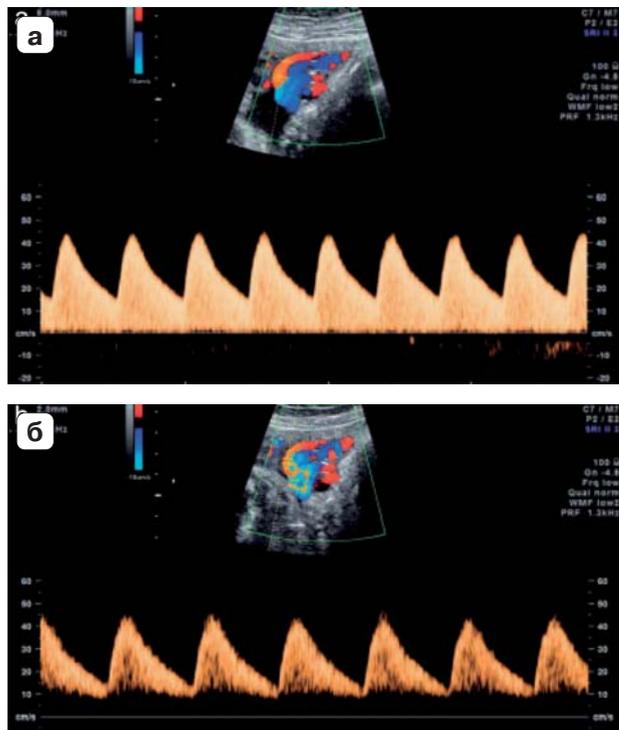
*Примечание.* У женщин с врожденными аномалиями развития матки, оценка доплеровских индексов в маточных артериях и их интерпретация не являются надежным методом, так как все исследования проводились на женщинах с (предполагаемой) нормальной анатомией.

## Какая методика должна использоваться для оценки доплеровских кривых скоростей кровотока в артерии пуповины?

Существует значительная разница показателей доплерографии, измеренных на плодном конце, в свободной петле и на плацентарном конце пуповины (6). Наивысшее сопротивление отмечается на плодном конце, и таким образом нулевой/реверсный конечный диастолический кровоток 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 динамике, регистрация кровотоков в “фиксированных местах”, например, в области плодного конца, плацентарного конца или интраабдоминального сегмента может



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



**Рис. 4.** Спектр кривых скоростей кровотока в артерии пуповины, полученный у одного и того же плода с интервалом в 4 мин демонстрирующий: (а) нормальный кровоток и (б) кажущийся очень низкий диастолический кровоток и отсутствие сигналов от кровотока вблизи базовой линии, в результате использования неадекватной настройки частотного фильтра (который установлен на слишком высоком уровне).

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 кривых скоростей кровотока. Рис. 4 демонстрирует влияние частотного фильтра на вид КСК.

**Примечание.** 1) В случаях многоплодной беременности, оценка кровотока в артерии пуповины может быть затруднена, в виду 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 2-х артерий, и соответственно сосудистое сопротивление будет ниже (9).

**Какая методика должна использоваться для оценки доплеровских кривых скоростей кровотока в средней мозговой артерии?**

- Следует вывести поперечное сечение головки плода на уровне таламусов и крыльев крыловидной кости и выполнить увеличение изображения.
- Для визуализации Виллизиевого круга и проксимальной части средней мозговой артерии следует использовать режим ЦДК (рис. 5).
- Контрольный объем импульсно-волнового доплера должен быть установлен в проксимальной трети МСА в непосредственной близости от места ее отхождения от внутренней сонной артерии (10) поскольку

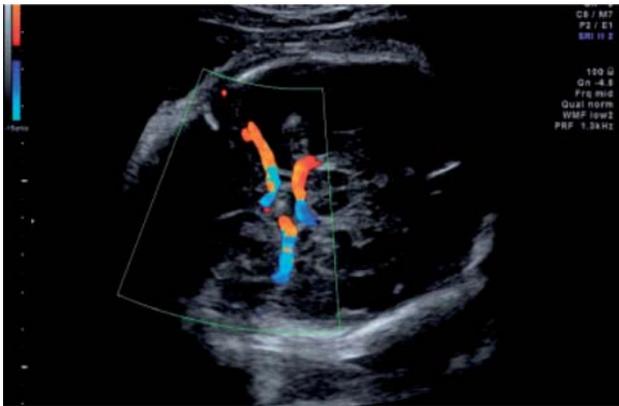


Рис. 5. Цветовое доплеровское картирование Виллизиевого круга.

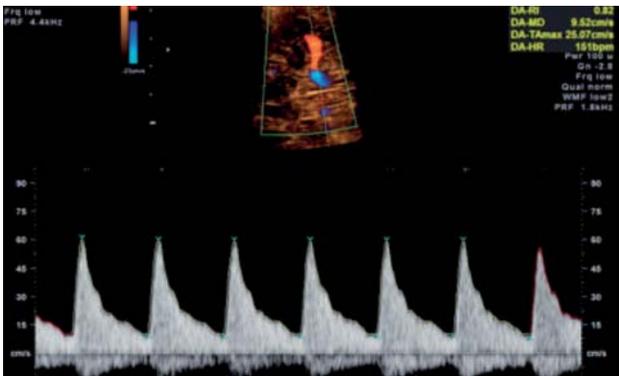


Рис. 6. Приемлемая регистрация кривых скоростей кровотока в средней мозговой артерии. Обратите внимание на угол инсонации близкий к 0°.

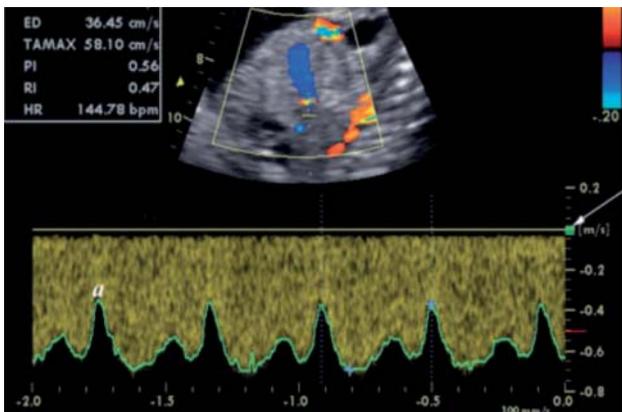
систолическая скорость снижается по мере увеличения расстояния от места отхождения этого сосуда.

- 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 PSV (см/с).
- Измерение PSV может быть выполнено вручную с использованием каллиперов или с помощью автоматической трассировки. Последняя дает достоверно более низкие средние значения по сравнению первым методом (использование каллиперов), но зато наиболее приближенные к опубликованным средним значениям, используемым в клинической практике (11). ПИ обычно вычисляется с использованием автоматической трассировки, однако очерчивание вручную так же 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 кривых скоростей кровотока в венах плода?**

*Венозный проток (рис 7 и 8)*

- Венозный проток (ВП) соединяет интраабдоминальный сегмент пупочной вены с верхней частью нижней полой вены непосредственно под диафрагмой. Этот сосуд можно визуализировать в режиме серой шкалы (2D) в срединно-сагитальном сечении тела плода или в косом поперечном сечении верхней части живота (12).
- В узком устье венозного протока ЦДК демонстрирует высокоскоростной поток, что помогает идентифицировать этот сосуд и определяет стандартное место для распо-



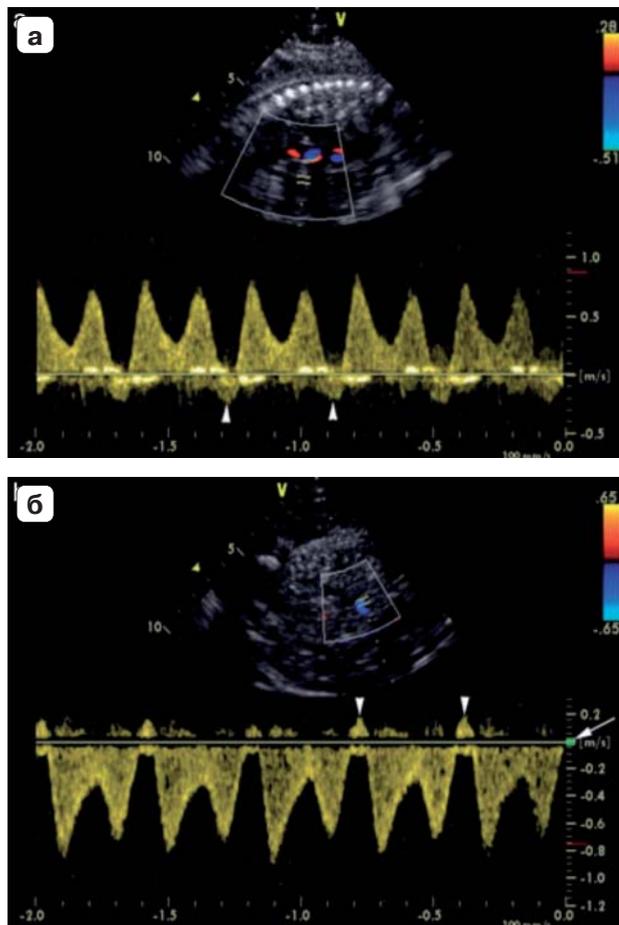
**Рис. 7.** Регистрация доплеровского спектра в венозном протоке из сагиттального доступа с расположением контрольного объема в области перешейка без корректировки угла. Низкочастотный фильтр (стрелка) не является помехой для регистрации а-волны (а), которая регистрируется значительно выше нулевой линии.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

ложения контрольного объема при выполнении доплеровских измерений (13).

- 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 так же 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.

- Спектр кривых скоростей кровотока обычно имеет трехфазный вид, однако в редких наблюдениях двухфазный или



**Рис. 8.** Спектр кровотока, зарегистрированный в венозном протоке, который демонстрирует повышенную пульсационность в 36 недель (а). Интерференция, представляющая собой высокоэхогенные помехи вдоль базовой линии, затрудняет подтверждение наличия реверсного компонента в фазу систолы предсердий (отмечено треугольниками). (б) повторная запись с несколько увеличенными значениями частотного фильтра (стрелка) позволяет улучшить качество записи кривой и четкость визуализации реверсного кровотока в фазу систолы предсердий (отмечено треугольниками).

монофазный спектр так же может быть зарегистрирован у здоровых плодов (14).

- На протяжении второго и третьего триместров беременности регистрируются относительно высокие скорости кровотока от 55 до 90 см/с (15), но в ранние сроки беременности эти значения обычно бывают ниже.

### Какие показатели использовать?

Систолодиастолическое отношение, РИ и ПИ являются тремя общепринятыми показателями для описания кривых скоростей артериального кровотока. Все три показателя тесно взаимосвязаны. ПИ демонстрирует линейную зависимость с сосудистым сопротивлением в отличие от С/Д и РИ, для которых характерна параболическая зависимость с ростом сосудистого сопротивления (16). Кроме того, ПИ не теряет смысл в случае нулевых или отрицатель-

ных 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 кривых скоростей венозного кровотока (17). 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, Charité, 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.'

## ЛИТЕРАТУРА

1. 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.
2. 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.
3. 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.
4. 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.
5. 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.
6. 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.
7. 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.
8. 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.
9. 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.
10. 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.
11. 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.
12. Kiserud T, Eik-Nes SH, Blaas HG, Hellevik LR. Ultrasonographic velocimetry of the fetal ductus venosus. *Lancet* 1991; 338: 1412–1414.
13. 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.
14. Kiserud T. Hemodynamics of the ductus venosus. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* 1999; 84: 139–147.
15. 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.
16. 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.
17. 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.

(Guideline review date: December 2015)

(Руководство будут пересмотрено в декабре 2015)

Translation into Russian: **Dr. Igor Palahnuk**

Review of the Russian translation: **Dr. Elena Sinkovskaya, Dr. Eugenia Fedorova**

Автор перевода на русский язык: **Игорь Палагнюк**

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