



# 1

## ПОЛУЧЕНИЕ ИЗОБРАЖЕНИЙ В ДОППЛЕРОВСКИХ РЕЖИМАХ И МЕТОДЫ ИХ ОПТИМИЗАЦИИ. ДОППЛЕРОВСКИЕ ИЗМЕРЕНИЯ

В.Г. Лелюк, С.Э. Лелюк



### ЭФФЕКТ ДОППЛЕРА. ДОППЛЕРОВСКИЙ СПЕКТР. ЦВЕТОВОЕ КОДИРОВАНИЕ

Эффект Доплера (открытый Кристианом Допплером в 1842 г. для света) заключается в изменении частоты ультразвукового сигнала при отражении от движущихся предметов по сравнению с первоначальной частотой посланного сигнала (доплеровский сдвиг частот) (рис. 1.1). Если принять, что генератор ультразвуковых волн и их детектор (датчик) неподвижны (а именно так и бывает при ультразвуковых исследованиях), то частота отраженной движущимся объектом ультразвуковой волны увеличивается при приближении отражателя к датчику и уменьшается при отдалении от него (рис. 1.2). Доплеровский сдвиг частот ( $\Delta f$ ) зависит от скорости движения ( $v$ ) отражателя (элементов крови, прежде всего эритроцитов), угла между вектором скорости отражателя и вектором ультразвукового луча ( $\alpha$ ), скорости распространения звука в среде ( $c$ ) и первичной частоты излучения ( $f_0$ ). Данная зависимость описывается доплеровским уравнением [1, 2–10].

$$\Delta f = \frac{2 \cdot v \cdot f_0 \cdot \cos \alpha}{c} \quad (1.1).$$

Из этого уравнения следует уравнение (1.2), в соответствии с которым скорость движения отражателя прямо пропорциональна произведению величины доплеровского сдвига частот и скорости распространения ультразвука в среде и обратно пропорциональна двойному произведению исходной частоты излучения и косинуса угла  $\alpha$ :

$$v = \frac{\Delta f \cdot c}{2 f_0 \cdot \cos \alpha} \quad (1.2).$$

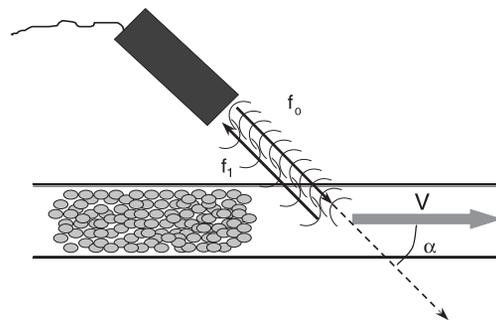
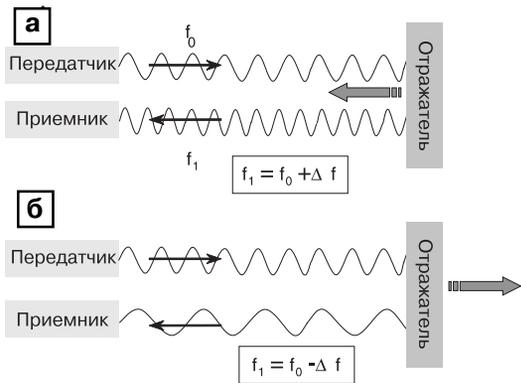


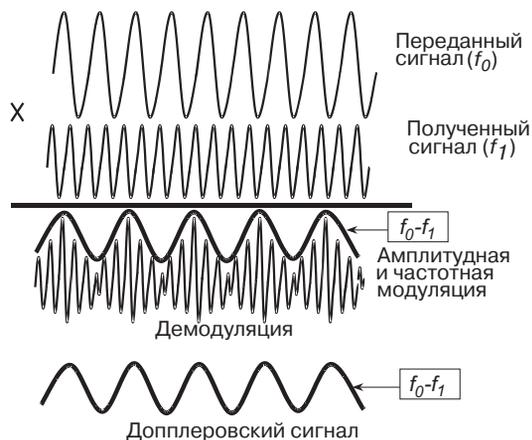
Рис. 1.1. Эффект Доплера.  $f_0$  – частота излучаемого,  $f_1$  – отраженного ультразвукового сигнала;  $V$  – скорость движения частиц в просвете сосуда;  $\alpha$  – угол между вектором скорости потока крови и направлением распространения ультразвукового луча.



**Рис. 1.2.** Изменение частоты отраженного сигнала в зависимости от направления движения отражателя.  $f_0$  — исходная частота ультразвукового излучения,  $f_1$  — частота отраженного эхосигнала,  $\Delta f$  — доплеровский сдвиг частот. а — движение «к датчику» (частота увеличивается); б — движение «от датчика» (частота уменьшается).

Следует отметить, что прибор регистрирует только доплеровский сдвиг частот (в килогерцах — кГц), значения же скорости вычисляются по доплеровскому уравнению (1.1), при этом скорость распространения звука в среде принимается как постоянная и равная 1540 м/с, а исходная частота излучения соответствует средней частоте датчика [1, 3, 9].

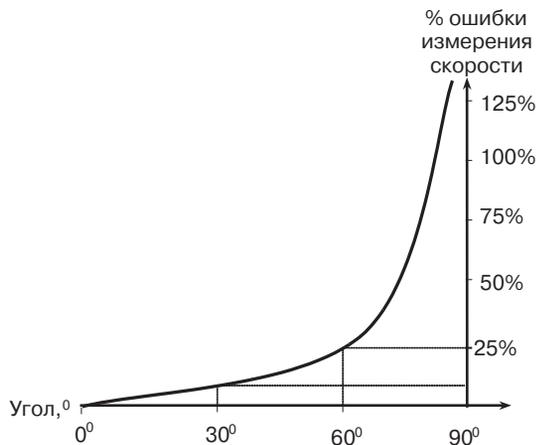
Приборная обработка отраженного эхосигнала и выделение собственно доплеровского сдвига частот проводятся сле-



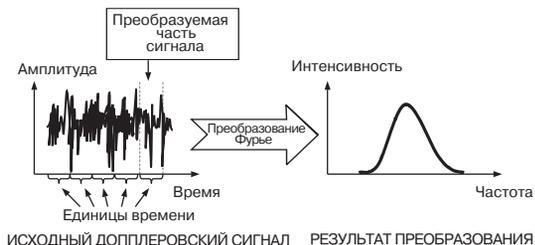
**Рис. 1.3.** Принципы выделения доплеровского сигнала.

дующим образом (рис. 1.3). Переданный и принятый (отраженный) сигналы складываются, при этом происходит так называемая модуляция (по частоте и амплитуде, т.к. частоты и амплитуды складываемых колебаний в каждый момент времени отличны). Результатом модуляции является новая по амплитудам и частотам волна. Следующим этапом является обратный процесс — демодуляции, т.е. разложения, в результате чего и выделяется собственно доплеровский сигнал, представляющий собой колебания, состоящие из доплеровских сдвигов частот в каждый момент времени. Доплеровский сигнал в дальнейшем подвергается компьютерному анализу [1, 11, 12].

Величина вычисляемой скорости движения отражателя является углозависимой (что следует из доплеровского уравне-



**Рис. 1.4.** Зависимость ошибки измерения скорости от величины доплеровского угла.



**Рис. 1.5.** Преобразование доплеровского сигнала (объяснение в тексте).

ния). При значениях величины доплеровского угла от  $0^\circ$  до  $60^\circ$  ошибка измерения скорости невелика, при углах больше  $60^\circ$  она резко возрастает (рис. 1.4). Из сказанного ясно, что измеренная величина скорости близка к истинной только при коррекции доплеровского угла.

Основным способом отображения доплеровского сигнала (весьма разнородного по амплитудному и частотному составу) является доплеровский спектр — результат выделения интенсивности колебаний в зависимости от их частоты посредством быстрого преобразования Фурье (рис. 1.5). Упрощенно процесс выглядит как быстрый «подсчет колебаний» с разными частотами в каждый момент времени, что в дальнейшем служит основой для превращения отдельных фрагментов получаемой кривой в светящиеся с различной интенсивностью (или окрашенные разными цветами) точки на экране, при временной развертке формирующие доплеровский спектр (рис. 1.6). Таким образом, интенсивность (яркость) свечения точек в спектре соответствует «количеству» частиц, движущихся с определенной скоростью (или дающих определенный доп-

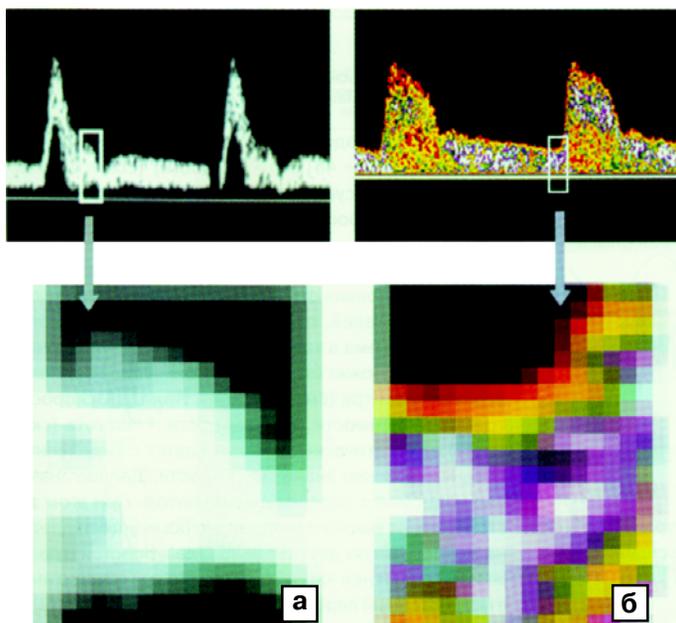


Рис. 1.7. Структура доплеровского спектра. а — серошкальное представление (обычный размер, увеличение фрагмента в 160 раз) — интенсивность определяется яркостью свечения пикселя; б — цветное представление (обычный размер, увеличение фрагмента в 160 раз) — интенсивность определяется цветом пикселя.

плеровский сдвиг частоты) [13–15]. То же относится к окрашиванию светящихся точек дисплея (пикселей) (рис. 1.7).

Огибающая доплеровского спектра называется доплеровской кривой (рис. 1.8). Некоторые приборы, используемые для доплерографических исследований, регистрируют только доплеровскую кривую, в абсолютном же большинстве систем возможно получение доплеровского

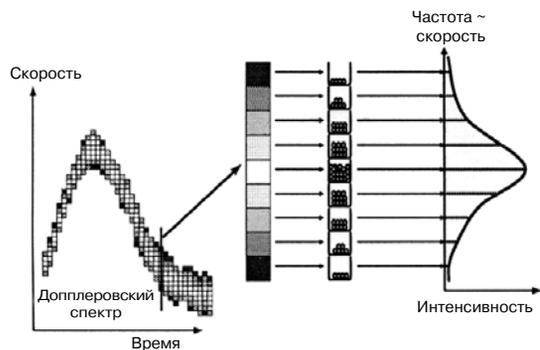


Рис. 1.6. Формирование доплеровского спектра (объяснение в тексте).

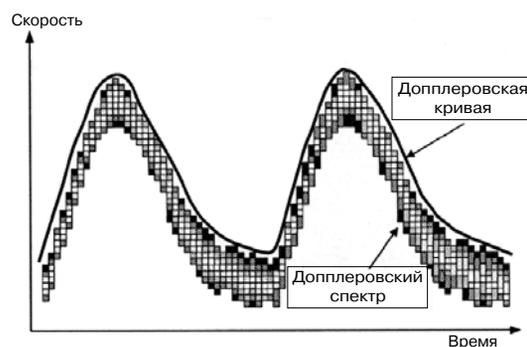


Рис. 1.8. Доплеровский спектр и доплеровская кривая.

спектра и доплеровской кривой – вместе или отдельно [7].

По типу излучаемого сигнала выделяют два принципиально различающихся доплеровских режима – постоянно волновой (continuous wave, CW) и импульсный (pulse wave, PW) [1, 8, 11, 13].

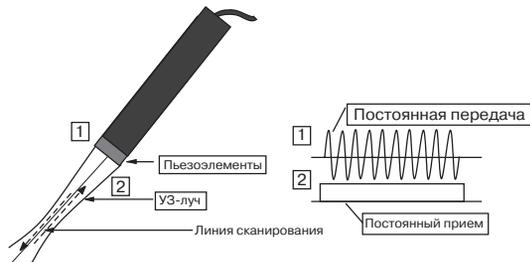


Рис. 1.9. Постоянно-волновое доплеровское сканирование.

В режиме постоянно-волнового сканирования излучателем и приемником (детектором) ультразвуковых колебаний являются два пьезокристалла (рис. 1.9), один из которых непрерывно передает ультразвуковые колебания, второй детектирует отраженные эхосигналы. В связи с непрерывностью излучения и восприятия доплеровского сигнала для данного режима не существует ограничений по величине скорости отражателя, которая может быть зафиксирована. Данное обстоятельство делает режим весьма ценным при исследовании высокоскоростных потоков в области стенозов артерий, артерио-венозных шунтов, а также в полостях сердца. Одна-

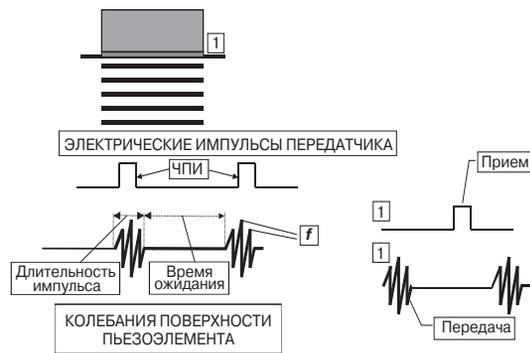


Рис. 1.10. Импульсный доплеровский режим (объяснение в тексте).

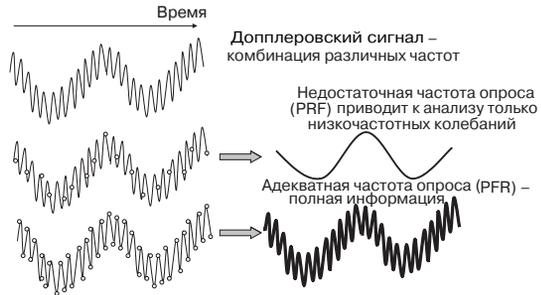


Рис. 1.11. Частота опроса доплеровского сигнала (объяснение в тексте).

ко режим имеет и существенный недостаток, заключающийся в отсутствии дифференцировки сигнала по глубине сканирования. Иными словами, доплеровские сдвиги не будут учитываться, что чревато утратой важной информации. Частота опроса прибором равна частоте повторения импульсов (PRF). Ограничения для данной частоты вытекают из теоремы Найквиста, согласно которой PRF должен быть больше удвоенной величины доплеровского сдвига частот [12, 13, 16]:

$$PRF > 2\Delta f \quad (1.3).$$

Величина PRF, равная удвоенной величине доплеровского сдвига частот, называется пределом Найквиста; превышение его влечет за собой возникновение aliasing-эффекта, когда часть сигнала, не попавшая в окно приема, оказывается в следующем (простой aliasing-эффект) или нескольких

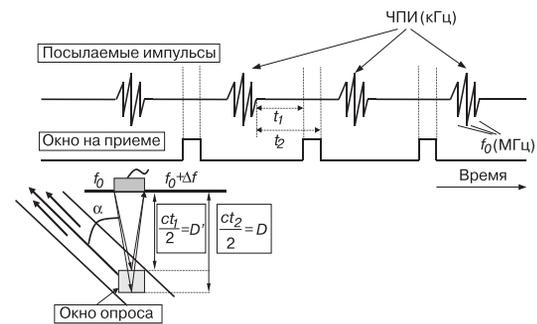


Рис. 1.12. Импульсный доплеровский режим. Принципы получения информации из окна опроса.

следующих (множественный aliasing-эффект) [1, 17–20].

При импульсном сканировании анализируется информация, получаемая из интересующей исследователя области (окна опроса). Нетрудно рассчитать, сколько времени необходимо ждать импульсы, отраженные от наиболее близкой ( $t_1$ ) и отдаленной от датчика ( $t_2$ ) точек окна опроса (рис. 1.12). Разница данных временных интервалов ( $t_2 - t_1$ ) равна необходимой длительности открытия датчика для приема. Расстояние до ближайшей точки окна опроса ( $D'$ ) равно половине (так как волна проходит удвоенный путь – от датчика до отражателя и обратно) произведения скорости распространения ультразвука в среде ( $c$ ) и времени  $t_1$ , до дальней точки ( $D$ ) – половине произведения скорости распространения ультразвука в среде ( $c$ ) и времени  $t_2$ :

$$D' = \frac{ct_1}{2} \quad (1.4).$$

$$D = \frac{ct_2}{2} \quad (1.5).$$

Очевидно, что частота повторения импульсов не может превышать величины отношения скорости распространения к удвоенному значению максимальной глубины:

$$PRF < \frac{c}{2D} \quad (1.6).$$

Учитывая доплеровское уравнение (1.1) и ограничения для значений PRF (1.3), можно вывести уравнение для расчета максимальной (возможной для восприятия прибором) скорости с данной глубины [13, 14]:

$$V_{\max} = \frac{c^2}{8f_0 \cdot D \cdot \cos \alpha} \quad (1.7).$$

Таким образом, в импульсном доплеровском режиме существует жесткое ограничение для измерения низких скоростей на больших глубинах.

Кроме отображения информации в виде доплеровского спектра и/или доп-

плеровской кривой, возможно получение цветowych картограмм. Режим, позволяющий осуществлять данный вид обработки, получил название «цветовое доплеровское кодирование». Результатом его является получение плоскостного (двухмерного) распределения доплеровского сдвига частот в зоне опроса. В настоящее время существует четыре основных вида цветового доплеровского кодирования (ЦДК); ЦДК доплеровского сдвига частот (скорости); ЦДК «энергии» доплеровского спектра; конвергентное ЦДК; ЦДК движения тканей. В гинекологии широко применяются все виды ЦДК, кроме ЦДК движения тканей (которое играет существенную роль при доплерэхокардиографических исследованиях).

Цветовое кодирование доплеровского сдвига частот [13, 18–23] (или скорости) (color doppler velocity, CDV) осуществляется следующим образом (рис. 1.13). В процессе преобразования Фурье (см. рис. 1.5) доплеровский сигнал раскладывается по интенсивности в зависимости от частоты (скорости). Получаемая кривая отражает профиль скоростей потока отражателей, проходящего через метку контрольного объема в каждый момент времени. Эта зависимость может быть представлена в виде доплеровского спектра (см. рис. 1.6). При ЦДК скорости кривая зависимости интенсивность – частота (скорость) математически обрабатывается с выделением среднего для нее значения скорости. Данное значение кодируется определенным цветом. При этом экстраполяция вычисленного значения осуществляется на вертикальную двухцветную шкалу, состоящую из верхней и нижней частей (каждая из них обычно имеет собственный перелив цвета). **Вне зависимости от цвета** и его переливов, верхняя часть шкалы **всегда** кодирует сигналы от отражателей, движущихся по направлению «к датчику», нижняя – движущихся «от датчика» (следует иметь в виду, что шкалы могут быть инвертированы вручную). Соответственно, положительные значения

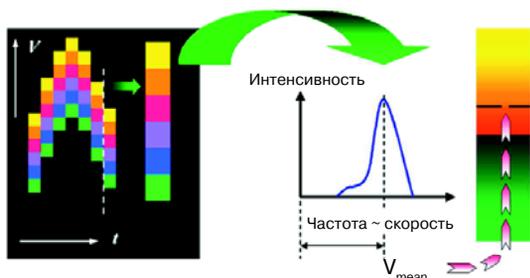


Рис. 1.13. Цветовое доплеровское кодирование скорости (объяснение в тексте).

вычисленной средней скорости попадают в верхнюю часть шкалы, отрицательные — в нижнюю. Вертикальный перелив цвета каждой из шкал позволяет кодировать числовое значение скорости. Линия, разделяющая верхнюю и нижнюю части цветовой шкалы, называется изолинией (соответствует нулевой скорости). Самая верхняя часть верхней шкалы и нижняя нижней — максимальные скорости, которые могут быть корректно кодированы (значения максимальных скоростей цветовой шкалы могут быть произвольно изменены в зависимости от изучаемых потоков) (рис. 1.14). Таким образом, цветовое кодирование позволяет получать информацию о скорости и направлении движения частиц. Данный вид кодирования имеет выраженную зависимость от величины доплеровского угла.

ЦДК «энергии» доплеровского спектра [13, 20, 24–33] (color doppler energy, CDE) кодирует не скорость, а величину площади под кривой интенсивность — частота (скорость) (рис. 1.15). В связи с этим наблюдается ряд особенностей. Во-первых, значения площади не могут оказаться отрицательными, поэтому шкала моноцветная; во-вторых, величина площади не зависит от направления и скорости, а определяется уровнем интенсивности потока,

или (упрощенно) «количеством» движущихся через метку контрольного объема отражателей; в зависимости от интенсивности потока кодируемое значение попадает в определенную цветовую точку моноцветной шкалы с горизонтальным переливом (обычно наиболее темный цвет характеризует минимальную интенсивность движения, яркий — максимальную; при многоцветных переливах минимальное значение кодируется слева, максимальное — справа). Отсюда вытекает ряд принципиальных положений, характеризующих данный вид ЦДК. ЦДК «энергии» доплеровского спектра отражает факт

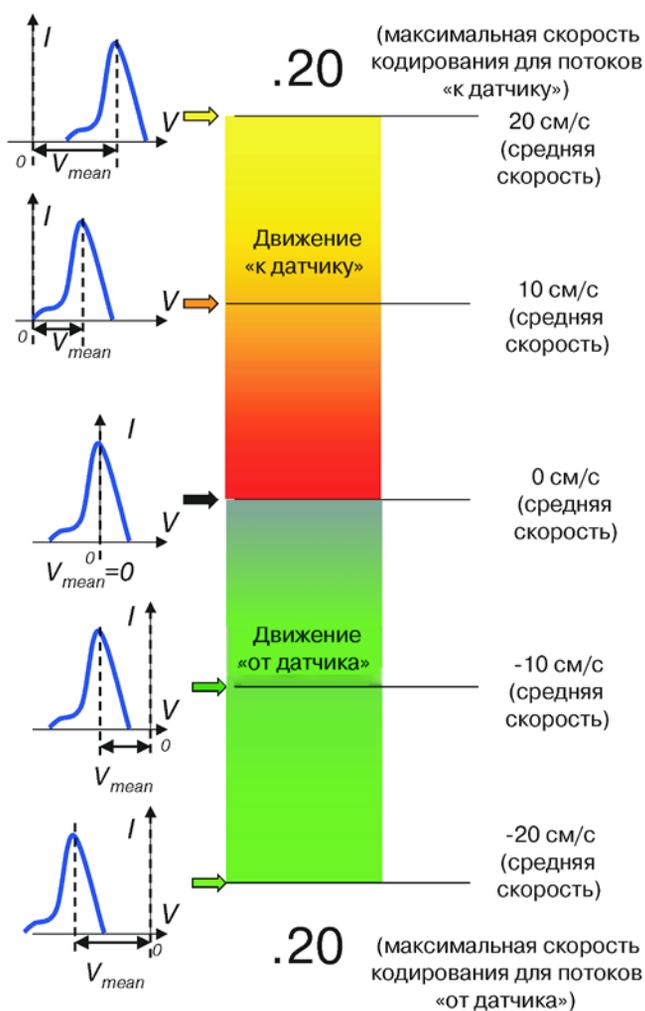


Рис. 1.14. ЦДК скорости. Цветовая шкала. Кодирование потоков с разными направлением и скоростью.

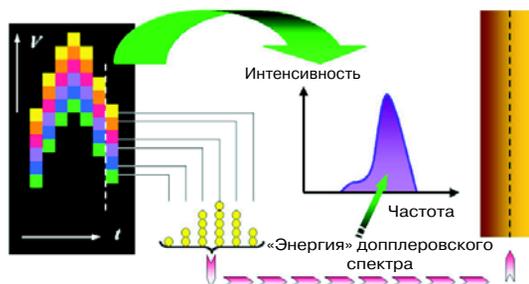


Рис. 1.15. Цветовое доплеровское кодирование «энергии» (объяснение в тексте).

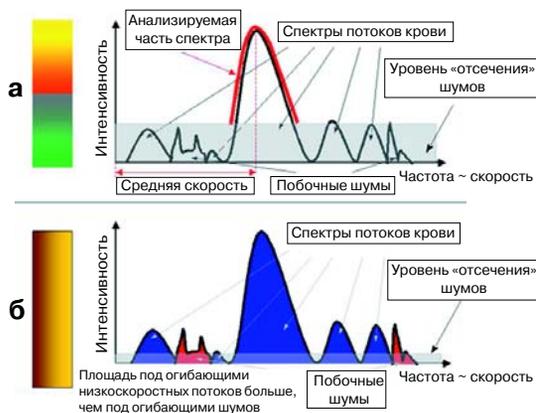


Рис. 1.16. Кодирование низкоскоростных потоков. а – ЦДК скорости (полная дискриминация низкоскоростных потоков в связи со сходными значениями их амплитуд и амплитуд шумов); б – ЦДК «энергии» (возможность выделения низкоскоростных потоков за счет значительного отличия площади под их огибающими от площади под огибающими шумов).

наличия движения в данной области пространства и его интенсивность, информация о направлении и скорости при этом отсутствует. Как и любая другая доплеровская технология, ЦДК «энергии» доплеровского спектра является углозависимой, однако зависимость эта в связи с тем, что анализу подвергается не сдвиг частоты (скорость), а интенсивность, выражена значительно слабее, чем при других способах обработки доплеровского сигнала. В общем случае «энергетическая» шкала не имеет скоростных детерминант, однако в некоторых современных системах данный вид шкалы также градуируется значением скорости. Смысл этих значений сводится к тому минимальному уровню

скорости движения частиц, который кодируется прибором, т.е. чем ниже установленный скоростной уровень «энергетической» шкалы, тем более менее скоростные потоки будут отражены в результирующей цветовой картограмме. Название данного вида ЦДК сложилось исторически и, как следует из описания принципов получения изображения, мало отражает сущность технологии (речь идет об анализе не «энергии», а интенсивности потока), поэтому термин «энергия» заключен в кавычки. В дальнейшем, мы будем обозначать этот режим «энергетическое цветное доплеровское кодирование».

При сравнении технологий ЦДК скорости и энергии необходимо выделить несколько ключевых моментов [1, 14, 21, 27].

1. Технология ЦДК «энергии» позволяет кодировать низкоскоростные потоки со значительно более высоким качеством (рис. 1.16). Это связано с разницей в ха-

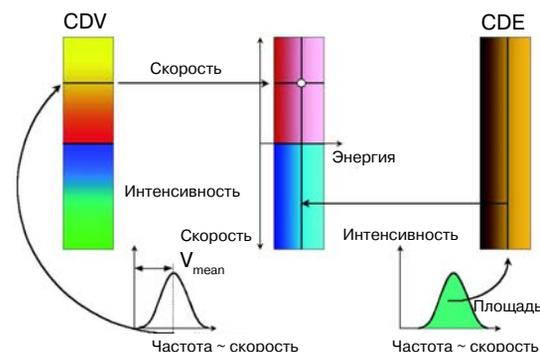


Рис. 1.17. Конвергентное цветное кодирование.

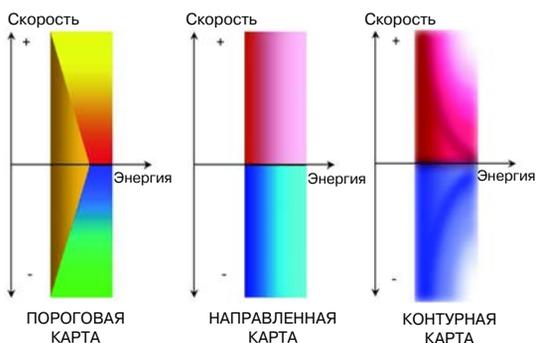


Рис. 1.18. Цветовые карты конвергентного ЦДК.

рактических характеристиках низкоскоростных потоков и шумов. Низкоскоростные потоки, как и высокоскоростные, складываясь из большого количества частиц, движущихся с разной скоростью (и, соответственно дающих различные по величине доплеровские сдвиги), при формировании кривой зависимости интенсивность — частота (скорость) характеризуются медленным нарастанием и медленным снижением (во времени), что придает кривой пологий вид. Шумы же за счет значительно меньшего количества отражателей, приблизительно одинаковых по частотным характеристикам, формируют кривую с быстрым временным подъемом и спадом (остроконечные пики). При этом характеристики интенсивности шумов и низкоскоростных потоков приблизительно равны. В связи с этим в случае ЦДК скорости при отсечении шумов (а отсечение происходит по уровню их интенсивности) отсекаются и низкоскоростные потоки. В случае же ЦДК «энергии» за счет того, что площадь под огибающими потоков превосходит площадь под огибающими шумов, а отсечение происходит по величине площади, возможно информативное цветовое отображение низкоскоростных потоков. Это существенное преимущество ЦДК «энергии», так как оно позволяет качественно кодировать потоки, например в интракраниальных артериях, изучать органное кровоснабжение и т.д.

2. При «энергетическом» цветовом кодировании отсутствует aliasing-эффект, поскольку принцип обработки доплеровского сигнала не включает анализа скорости.

3. «Энергетическое» ЦДК позволяет кодировать потоки, перпендикулярные направлению распространения ультразвукового луча (ввиду малой зависимости от угла). Строго говоря, и при ЦДК скорости также возможно кодирование перпендикулярных потоков, что связано с нелинейными эффектами распространения ультразвука, однако, качество кодирования при этом существенно ниже.

4. При «энергетическом» ЦДК возможно информативное цветовое отображение

разнонаправленных низкоскоростных потоков из близко расположенных сосудов, чего не обеспечивает ЦДК скорости.

5. ЦДК скорости имеет существенные преимущества, обусловленные возможностью получения информации о скорости и направлении потоков.

Таким образом, обе технологии имеют свои достоинства и недостатки. На практике при проведении ангиологических исследований полезно применять как ЦДК скорости, так и энергетическое ЦДК.

Перечисленные достоинства обеих технологий объединены в «гибридном» варианте ЦДК — конвергентном [1, 14, 34]. При этом виде кодирования одновременно анализируется как информация о средней скорости (и направлении), так и площадь под кривой зависимости интенсивность — частота (скорость) (рис. 1.17). Принципиальная схема цветового кодирования, как видно из рис. 1.17, существенно не отличается от описанных для CDV и CDE. Возможность сочетания скоростного и «энергетического» ЦДК реализуется за счет применения «многопереливчатых» или комбинированных шкал. Выделяют пороговую, направленную и контурную цветовые карты (рис. 1.18). Основным достоинством конвергентного ЦДК является возможность сохранения информации о направлении и скорости потока без дискриминации низкоскоростных потоков. Это важно при исследовании сосудов, когда сочетаются высокие и низкие скорости кровотока (бифуркаций крупных артерий, крупных вен, органных сосудов и др.).

Примеры цветового доплеровского кодирования скорости, «энергии» и конвергентного ЦДК приведены на рис. 1.19, 1.20.

Компьютерная обработка цветовых картограмм позволяет выстраивать трехмерные изображения [35–37]. Идея трехмерной реконструкции существует давно, но ее техническая реализация была затруднена необходимостью использования для этих целей направляющих штанг — специальных приспособлений, ориентирующих плоскость сканирования в пространстве и

одновременно фиксирующих ее положение. Сложность и длительность проведения подобных реконструкций, отсроченность (работа вне режима реального времени) не позволяли применять методику в повседневной клинической практике. Современные технологические разработки вплотную приблизились к построению трехмерных изображений в режиме реального времени, при этом не требуется специальных приспособлений. Однако качество подобных изображений, которые воспроизводят ультразвуковые системы, относительно невысоко (рис. 1.21), но активные работы в данной области вселяют надежду на появление в ближайшее время новых технологий, которые позволят повысить качество трехмерных сканограмм.

**Режимы сканирования.** В современной ультразвуковой диагностике применяются разные режимы сканирования. Принципиально их можно разделить на две группы: с применением доплеровского эффекта (постоянно-волновой доплеровский режим — *CW*-режим; импульсный доплеровский режим — *PW*-режим; режим цветового доплеровского кодирования — *CD*-режим; дуплексные режимы, сочетающие один или два вида доплеровского режима с режимом двухмерной серошкальной эхографии, *B*-режимом) и без такового (собственно режим двухмерной серошкальной эхографии — *B*-режим, режим одномерной временной развертки — *M*-режим). В последние годы все большее значение приобретают доплеровские режимы.

При двухмерном серошкальном сканировании (*B*-режим) получение ультразвукового изображения основано на эффекте отражения ультразвука от границы раздела сред. Приборно анализируемая амплитуда (а при когерентном формировании изображения и фаза) отраженного эхосигнала в процессе преобразования обуславливает яркость свечения пикселя на экране монитора. Таким образом, *B*-режим является основным для получения визу-

альной информации об органах и тканях, стенках сосудов, внутрисосудном содержимом (рис. 1.22).

*M*-режим — одномерное сканирование (через одну линию сечения) с получением развертки в реальном режиме времени — используется для регистрации характеристик движущихся объектов. Применение данного режима в гинекологии ограничено, поскольку изучаемые органы являются неподвижными структурами. Однако для корректного измерения диаметра артерий и вен, а также регистрации движения стенок (пульсация) некоторых сосудов может быть использована комбинация *B*- и *M*-режима. Наиболее активно такой режим используется при кардиологических исследованиях.

Постоянно-волновой доплеровский режим (*CW*), не имея ограничений по скорости и глубине, одновременно лишенный пространственного разрешения, лежит в основе метода ультразвуковой доплерографии. Двухэлементные доплеровские датчики карандашного типа работают обычно с частотой 2 МГц (для кардиологических исследований), 4 и 8 МГц (для исследования периферических артерий и вен). Результатом исследования при этом являются получение доплеровского спектра (рис. 1.23) и его последующий анализ.

Импульсный спектральный доплеровский режим (*PW*) также лежит в основе ультразвуковой доплерографии, при этом получают доплеровский спектр (см. рис. 1.23). Данный режим реализован в большинстве современных ультразвуковых систем, используемых для диагностики в гинекологии.

Режим цветового доплеровского кодирования (*CD*) существовал как самостоятельный лишь в первых ультразвуковых сканерах. В настоящее время он находит применение в дуплексных системах.

Дуплексное сканирование сочетает два режима: двухмерную серошкальную эхографию и один из доплеровских режимов, из которых оба работают в реальном времени. Таким образом, имеется возможность визуализации структур (органов,

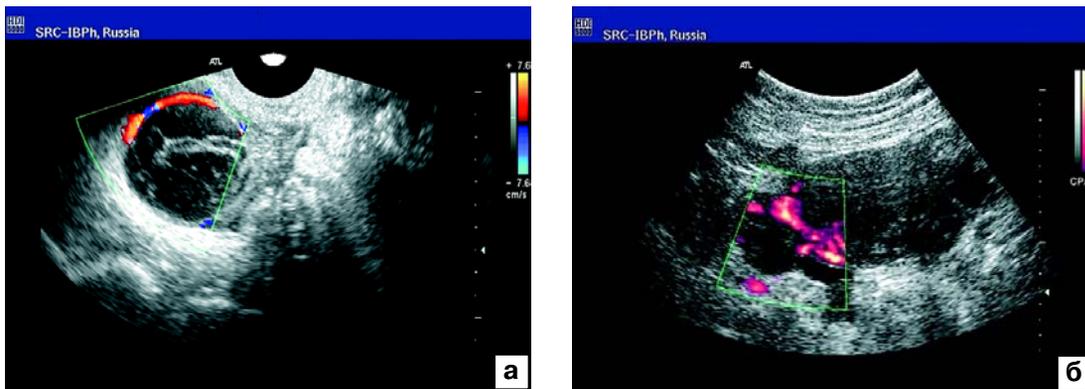


Рис. 1.19. Виды цветового кодирования. а – трубная беременность (цветовое кодирование доплеровского сдвига частот); б – миома матки («энергетическое» цветовое кодирование).



Рис. 1.20. Маточная артерия (конвергентное цветовое кодирование).

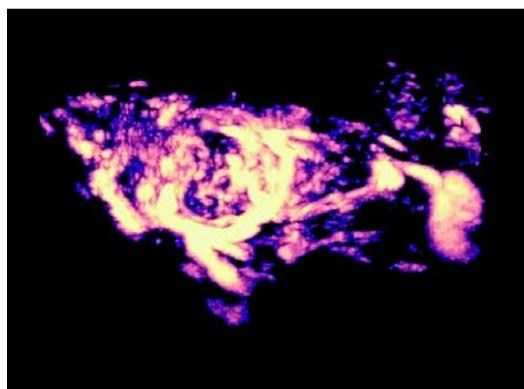


Рис. 1.21. Трехмерная реконструкция сосудов миоматозного узла («энергетическое» цветовое кодирование).

тканей, сосудов) с одновременным получением цветовой картограммы или доплеровского спектра (рис. 1.24). Существует также режим триплексного сканирования, в котором одновременно работают, помимо серошкальной эхографии, два доплеровских режима (цветовой и спектральный). Такое сочетание называют триплексным сканированием. Работа дуплексного и триплексного режимов гораздо сложнее, чем каждого из них в отдельности. Принципиально важно, что чем больше режимов задействовано, тем ниже качество изображения каждого из них. Это связано с тем, что ультразвуковой датчик не может одновременно посылать импульсы для получения информации о структуре ткани (серошкальное сканирование),

доплеровском сдвиге частот (спектральный доплер), а также пространственном его распределении (цветовое кодирование). Поэтому все эти импульсы посылаются последовательно, соответственно, последовательно и принимаются. Если учесть существующие для каждого вида излучения-приема ограничения, становятся понятным и задержка работы системы и снижение качества изображений. Следствием этого является временная «заморозка» (выключение) работы одного из действующих режимов для повышения качества изображения второго. Так, для регистрации качественного доплеровского спектра работу В-режима и CD-режима чаще всего приостанавливают (функция update). При этом работает

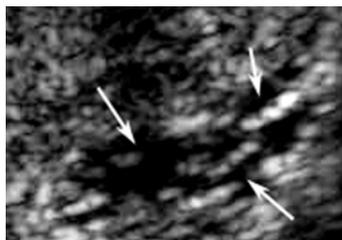


Рис. 1.22. Вены маточно-прямокишечного сплетения (стрелки). В-режим.

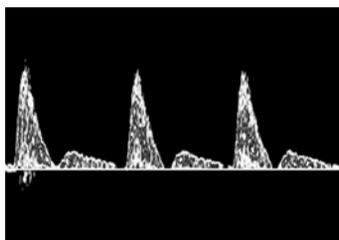


Рис. 1.23. Допплеровский спектр потока в маточной артерии.

рамма фиксируются и остаются неизменными.

Терминологически правильное обозначать дуплексные режимы в соответствии с наименованием их компонентов, например «сонография с цветовым кодированием» или «сонография с цветовым кодированием и спектральным доплеровским анализом».

Однако в литературе все эти названия чаще всего объединяются термином «дуплексное сканирование».

только импульсный доплеровский режим, а изображение и цветовая картог-

рамма фиксируются и остаются неизменными.

## МЕТОДЫ ОПТИМИЗАЦИИ ИЗОБРАЖЕНИЙ

**Оптимизация изображения в режиме цветового доплеровского кодирования (CD-режим) [1, 14, 21].** Пространственное распределение в цвете доплеровских сдвигов частот (в различных вариантах) дает важную информацию о состоянии сосудистого русла. Для повышения качества изображения можно изменить размер, положение и направление лучей зоны опроса, уровень шкалы, базовую линию, мощность на передаче, фокусировку на передаче, усиление на приеме, уровень фильтра, предобработку, усреднение, размер окна опроса, постобработку.

Размер зоны опроса (площадь части пространства, из которой анализируются доплеровские сдвиги частот) должен строго соответствовать интересующей области. При немотивированном увеличении зоны опроса уменьшается количество лучей на единицу площади и, кроме того, снижается частота кадров. Поэтому оптимален следующий принцип проведения исследования: сначала осуществляется обзорное сканирование с широким полем цветового опроса, после чего зона сужается и малым окном инsonируются инте-

ресующие области (рис. 1.25). Удобно также одновременно использовать функцию увеличения зоны интереса: при этом увеличивается частота кадров и густота линий, что повышает качество изображения.

Положение зоны цветового опроса зависит от размеров и расположения объекта. При прочих равных условиях и при адекватности размеров окна более качественно кодируются зоны в центральной области озвучиваемого поля.

Направление лучей не может быть изменено при использовании конвексного, секторного и векторного сканирования. При исследовании линейным датчиком за счет наличия вариантных карт можно произвольно менять угол распространения ультразвуковых доплеровских волн. Способ изменения зависит от направления потоков. В связи с тем что цветовое коди-

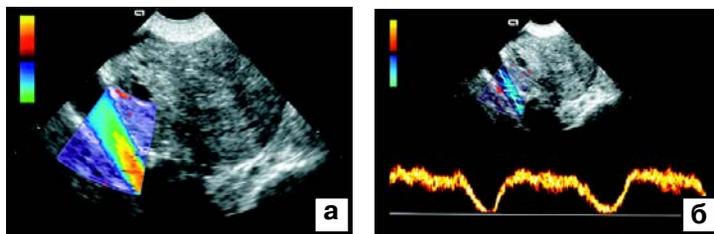


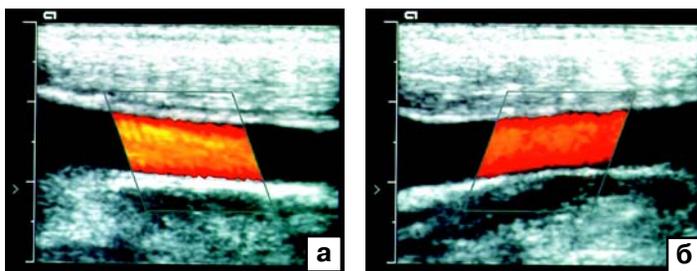
Рис. 1.24. Внутренняя подвздошная вена. а — внутренняя подвздошная вена (трансвагинальное исследование, цветовое кодирование скорости); б — кровоток во внутренней подвздошной вене.



**Рис. 1.25.** Трансвагинальное дуплексное сканирование с «энергетическим» цветовым кодированием. а — цветовая картограмма сосудов матки (обзорное сканирование с широким окном опроса); б — цветовая картограмма сосудов эндометрия (прицельное сканирование с увеличением и малым окном опроса).

рование является углозависимой величиной, следует стремиться к уменьшению угла между вектором скорости потока и направлением ультразвуковых лучей (рис. 1.26). В случаях, когда применение вариантных карт затруднено или малорезультативно (строго параллельное положение поверхности датчика положение сосуда, когда доплеровский угол составляет около  $90^\circ$ ), либо при конвексном, векторном или секторном сканировании возможна коррекция направления ультразвуковых лучей путем изменения расположения датчика и плоскости сканирования (рис. 1.27). Наиболее высоко качество цветового кодирования, когда доплеровский угол меньше  $60^\circ$ , к чему и следует стремиться всеми изложенными выше способами.

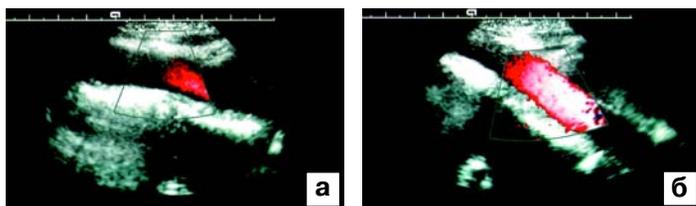
Уровень шкалы отражает частоту повторения импульсов (уравнение 1.3): чем



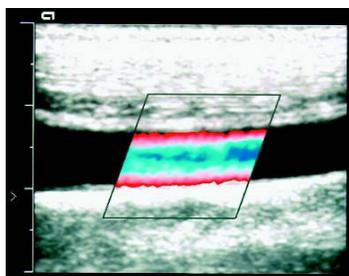
**Рис. 1.26.** Вариантные карты при линейном сканировании. а, б — различные положения вариантных карт (доплеровский угол в обоих случаях не превышает  $90^\circ$ ).

выше значения установленной шкалы, тем выше частота повторения импульсов. На экране значения шкалы отражаются обычно в значениях скорости кровотока (в см/с). Уровень шкалы адекватен, если все скоростные параметры укладываются в установленный диапазон. Когда значения анализируемых скоростей превышают установленные рамки (или частота повторения импульсов меньше удвоенного значения доплеровского сдвига частоты), возникает цветовой aliasing-эффект [38]. Если отражатель движется «к датчику» и его скорость превышает установленное максимальное значение верхней шкалы, данный доплеровский сигнал будет закодирован цветом из области максимальных величин нижней шкалы. При движении «от датчика» значения скоростей, не укладывающиеся в максимально установленный уровень

нижней шкалы, будут кодироваться цветом, соответствующим максимальным значениям верхней шкалы. Следовательно, шкалу можно представить в виде замкнутого кольца (рис. 1.28). Иногда (при неудовлетворительном качестве серошкальной визуализации стенки сосуда или ее отсутствии для сосудов малого диаметра либо залегающих в трудных



**Рис. 1.27.** Изменение доплеровского угла посредством перемены положения датчика. а – сканирование аорты (угол около 85°), качество цветовой картограммы низкое; б – сканирование аорты после перемены положения датчика (угол около 60°), высокое качество цветового кодирования.



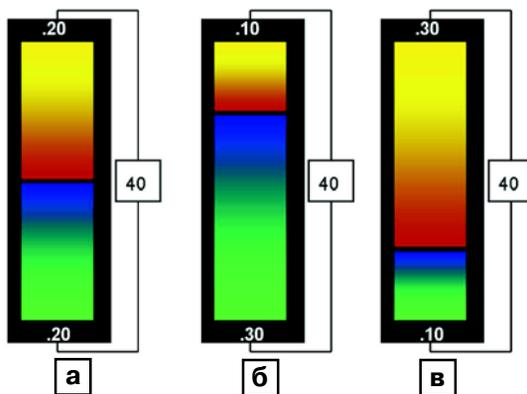
**Рис. 1.28.** Aliasing-эффект в цветовом доплеровском режиме (объяснение в тексте).

для визуализации зонах) приходится прибегать к искусственному созданию aliasing-эффекта для изучения сосудистой геометрии и правильной постановки метки контрольного объема спектрального доплеровского режима.

Базовой в цветовом доплеровском режиме является линия, разделяющая верхнюю и нижнюю цветовые шкалы. По сути базовая линия соответствует 0, т.е. означает отсутствие кодирования. Смещение базовой линии оправдано в ситуациях, когда имеются разнонаправленные потоки и скорость одного из них значительно превышает скорость второго, т.е. для одной из шкал (верхней или нижней) требуются большие значения, чем для второй. Смещение базовой линии позволяет исключить «ненужную» область диапазона скоростей одной из шкал, но суммарный диапазон при этом не изменяется (рис. 1.29). Например, исходно установленные значения шкал равны 20 см/с. При срединном положении базовой линии это означает, что цветом верхней шкалы кодируются

скорости от 0 до 20 см/с объектов, движущихся «к датчику», цветом нижней шкалы – те же скорости объектов, но движущихся «от датчика» (весь диапазон скоростей, кодируемый цветом, равен 40 см/с). Смещая базовую линию вниз на 10 см/с, получим увеличение верхней шкалы (максимальное значение будет равно 30 см/с) и уменьшение нижней (максимальное значение будет равно 10 см/с), но суммарный диапазон останется неизменным – 40 см/с. Неадекватное изменение базовой линии может привести к возникновению цветового aliasing-эффекта (за счет непопадания высоких скоростей частиц, движущихся в одном из направлений, в измененный

скоростной диапазон соответствующей шкалы) (рис. 1.30). Изменение положения базовой линии может быть использовано также с целью устранения aliasing-эффекта при кодировании высокоскоростных потоков, когда скорость превышает максимально возможные для кодирования значения шкал на данной глубине в связи



**Рис. 1.29.** Изменения положения базовой линии (объяснение в тексте). а – срединное положение; б – повышение уровня; в – снижение положения базовой линии.

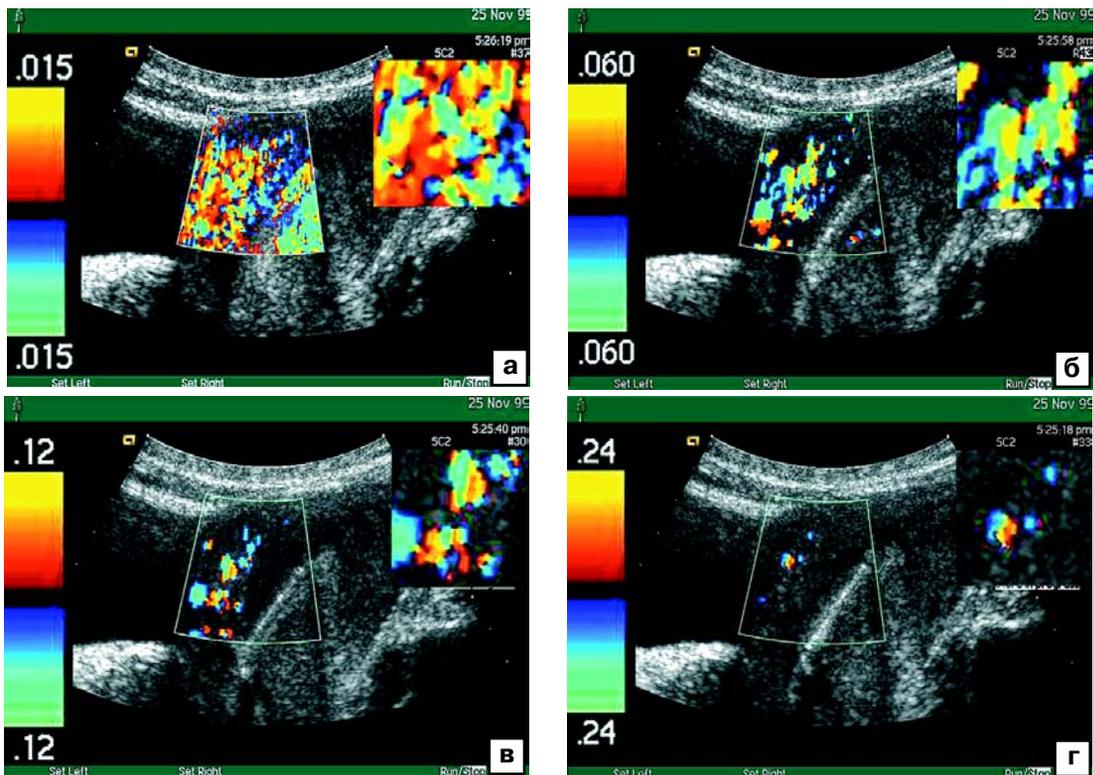


Рис. 1.30. Изменение уровня шкалы (масштаба) при исследовании сосудов матки в режиме цветового кодирования. а – шкала 1,5 см/с; б – шкала 6 см/с; в – шкала 12 см/с; г – 24 см/с.

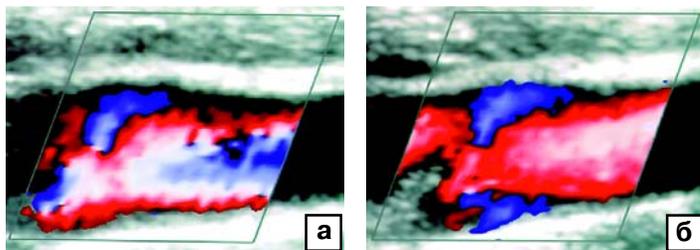
с описанными ограничениями отражения высоких скоростей на больших глубинах для импульсного доплеровского режима (уравнение 1.7).

С наличием базовой линии связана возможность дифференцировки различных цветовых феноменов. Так, aliasing-эффект отличается по характеристикам цветового паттерна от цветового отображения турбулентных (разнонаправленных) потоков – имеется разница в переходе цветов верхней и нижней шкал. Если при aliasing-эффекте цвет максимальных значений одной шкалы переходит в цвет максимальных значений второй шкалы, то при турбулентности цвет минимального уровня скоростей одной шкалы через базовую линию, т.е. черный цвет, переходит в цвет минимального уровня скоростей другой шкалы (рис. 1.31). Во втором случае между разнонаправленными потоками всегда либо отсут-

ствует движение, либо имеется слой частиц, движущихся с минимальными скоростями и в различных направлениях, что имеет следствием отсутствие их цветового кодирования – возникновение черной «прослойки» в структуре результирующего паттерна турбулентного потока.

Мощность на передаче выполняет те же функции, что и в режиме серошкального сканирования. При увеличении мощности увеличивается амплитуда передаваемого и соответственно отраженного сигналов. Повышение мощности излучения улучшает качество цветового кодирования (рис. 1.32). При некоторых исследованиях (особенно в акушерской практике) следует строго соблюдать требования безопасности во избежание нежелательных эффектов взаимодействия ультразвука с тканями.

Усиление на приеме, изменяя амплитуду принятого эхосигнала, существенно



**Рис. 1.31.** Отличия цветового aliasing-эффекта от цветовой картограммы турбулентного потока (объяснение в тексте). а – область каротидной бифуркации: цветовой aliasing-эффект; б – область каротидной бифуркации: зона турбулентности.

влияет на качество цветовой картограммы. Чрезмерно высокий уровень усиления приводит к появлению цветовых артефактов, которые в отличие от потоков крови равномерно распределяются по всему инsonируемому полю, чрезмерно низкий – к полному отсутствию цветового прокрашивания или отсечению средне- и низкоскоростных потоков. Значение данной регулировки необходимо подбирать в зависимости от особенностей кровотока в изучаемых сосудах. В гинекологии используются средние или высокие значения усиления на приеме (рис. 1.33).

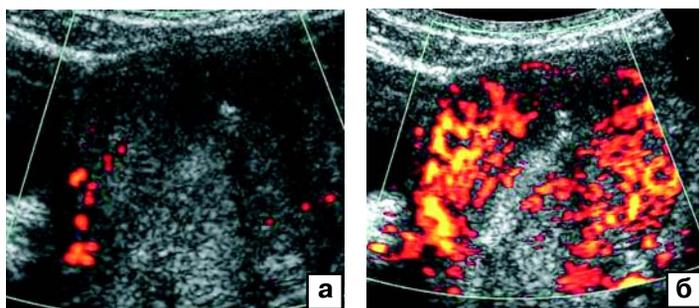
Фокусировка на передаче позволяет изменить конфигурацию несущего ультразвукового потока и сфокусировать основную энергию в зоне интереса, что повышает качество кодирования. На практике удобно устанавливать фокус глубже изучаемой области: при этом все зоны поверхностнее области фокусировки озвучиваются лучше.

Уровень фильтра устанавливается таким образом, чтобы подавить возникающие шумы (цветовые артефакты), обусловленные движением тканей. Неверная установка уровня фильтра

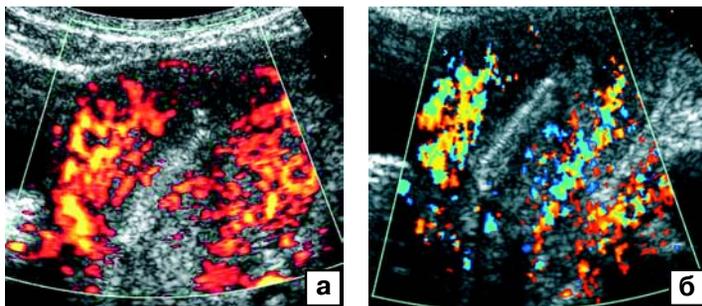
может привести к утрате важной информации (прежде всего о низко- и среднескоростных потоках).

С помощью предобработки в цветовом доплеровском режиме изменяется соотношение частоты кадров и густоты линий. С учетом того, что густота линий определяет пространственное разрешение, а частота кадров – временное, оптималь-

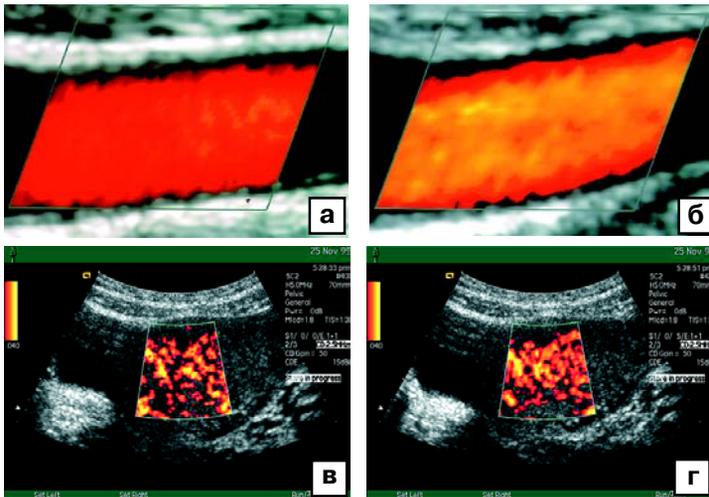
ное соотношение их позволяет в зависимости от целей исследования получить цветovou картограмму высокого качества. В гинекологии частота кадров не играет определяющей роли, гораздо более значимо пространственное разрешение, уровень постобработки при этом должен обеспечивать максимальную густоту линий при средней частоте кадров. Этим условиям



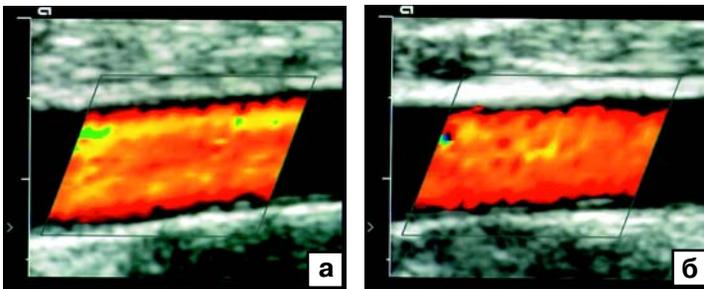
**Рис. 1.32.** Цветовое кодирование матки при разных уровнях мощности на передаче (сосуды матки). а – мощность 50 мВт/см<sup>2</sup>; б – мощность 500 мВт/см<sup>2</sup>.



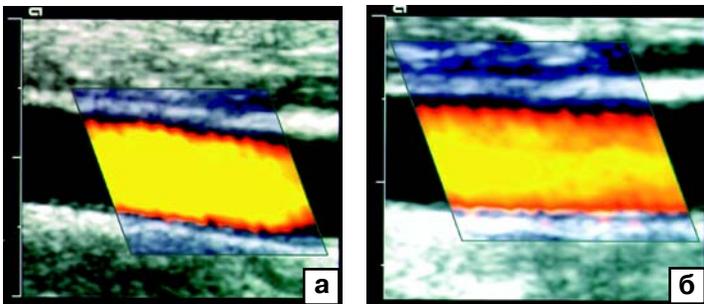
**Рис. 1.33.** Цветовое кодирование матки при разных уровнях усиления на приеме (сосуды матки). а – низкий уровень; б – высокий уровень.



**Рис. 1.34.** Разные уровни предобработки (а, б) и усреднения (в, г) в цветовом доплеровском режиме. а – уровень, обеспечивающий большую плотность линий; б – уровень с меньшей плотностью линий; в – отсутствие усреднения; г – усреднение 5 кадров (5 в 1).



**Рис. 1.35.** Размер окна опроса (gate) в цветовом доплеровском режиме. а – низкое значение gate: частый опрос вдоль линии луча, большая детализация потоков; б – высокое значение gate: менее частый опрос вдоль линии луча большего размера окнами: слабая детализация потоков.



**Рис. 1.36.** Логарифмическое сжатие (динамический диапазон) в режиме энергетического цветового кодирования. а – динамический диапазон 20 дБ: кодируются в основном наибольшие по интенсивности потоки; б – динамический диапазон 40 дБ: кодируются, помимо высокоинтенсивных, средне- и низкоинтенсивные потоки (более темные цвета).

соответствует высокий уровень предобработки (рис. 1.34, а, б).

Усреднение позволяет сгладить цветовую картограмму, сделать контуры окрашивания более плавными, повысить интенсивность цвета. Как и в В-режиме, при цветовом кодировании процесс усреднения состоит в суммации нескольких последовательных кадров в одном, т.е. изображение на экране является результатом наложения нескольких последовательных срезов. При повышении уровня усреднения уменьшаются частота кадров и зависящее от нее временное разрешение (рис. 1.34, в, г).

Размер окна опроса (gate) регулирует протяженность окон опроса вдоль ультразвукового луча. При малых размерах окна опрос вдоль линии луча осуществляется часто, поэтому увеличивается детальное разрешение, при высоких значениях за счет большей длительности каждого опроса частота снижается. При менее протяженном окне (частом опросе) цветовая картограмма мелкозерниста, при более протяженном – крупнозерниста (вплоть до цветовых «мазков») (рис. 1.35).

Логарифмическая компрессия (только в режиме «энергетического» цветового кодирования) имеет те же функции, что для В-режима (изменяя динамический диапазон), и более значима

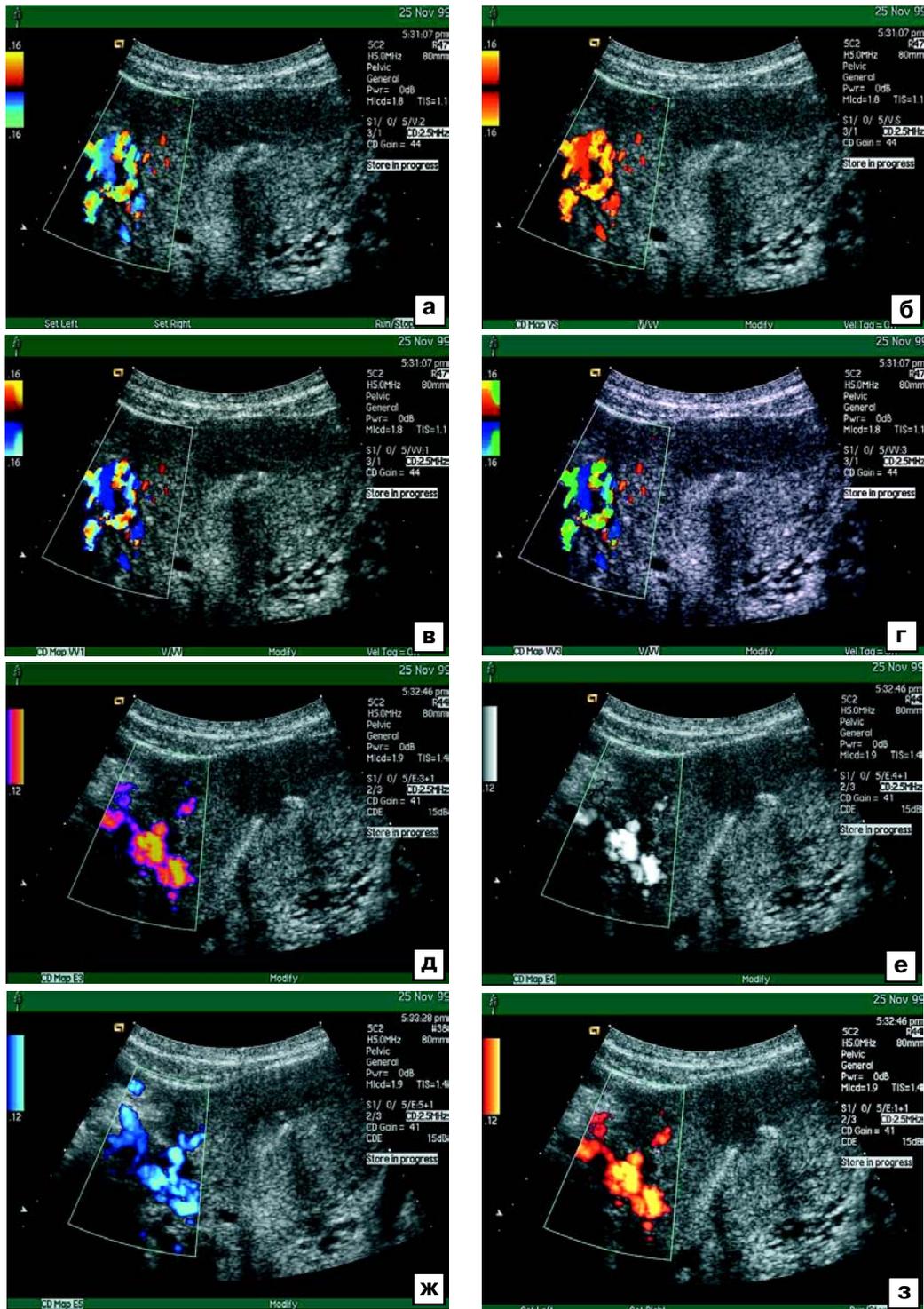


Рис. 1.37. Разные виды постобработки в режиме цветового кодирования. а–г – виды постобработки при цветовом кодировании доплеровского сдвига частот; д–з – различные виды постобработки при энергетическом цветовом кодировании доплеровского сдвига частот.

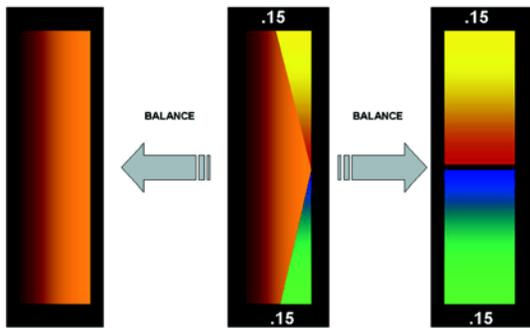


Рис. 1.38. Функция баланса (balance) в конвергентном цветовом доплеровском кодировании (объяснение в тексте).

для «энергетического» цветового кодирования (рис. 1.36).

Постобработка состоит в изменении цветовых шкал. В отличие от таковой при серошкальном сканировании, постобработка в цветовом доплеровском режиме состоит в изменении соответствия динамического диапазона (интервала анализируемых интенсивностей доплеровских сигналов) различным цветам, а не интенсивности свечения одного цвета. Шкалы подбираются таким образом, чтобы в одних интенсивности доплеровских сигналов распределялись равномерно по радужному переливу, в других яркими цветами подчеркивались высокие интенсивности (скорости), в третьих – низкие. Уровень постобработки, как правило, заложен в программах применения, но может быть произвольно изменен вручную (рис. 1.37).

Для режима конвергентного цветового кодирования актуальной является функция баланса, которая регулирует соотношение степени кодирования по скорости и «энергии». Крайними положениями данной функции являются чисто скоростное цветовое доплеровское кодирование или чисто энергетическое доплеровское кодирование (рис. 1.38).

Все методы оптимизации цветового доплеровского режима, кроме постобработки, могут использоваться

только в режиме реального времени, т.е. в процессе сканирования. Постобработку можно выполнять отсроченно, т.е. после попадания изображения в экранную память.

**Оптимизация изображения в спектральном доплеровском режиме (PW, CW-режимы) [1, 14].** Основными методами, позволяющими получить корректный доплеровский спектр, максимально полно отражающий характеристики изучаемого потока, являются положение доплеровского луча, положение окна опроса (точки фокусировки доплеровского луча для CW-режима), размер окна опроса, коррекция доплеровского угла, масштаб, базовая линия, мощность на передаче, усиление, логарифмическое сжатие, уровень фильтра, постобработка.

Положение доплеровского луча и окна опроса должно соответствовать локализации изучаемого сосуда (его просвета). Точку фокусировки в постоянно-волновом доплеровском режиме устанавливают на уровне изучаемого потока или глубже. Положение доплеровского луча может быть изменено как с помощью прибора (перемещение линии сканирования), так и вручную (изменением положения датчика).

Размер окна опроса может быть произвольно изменен. Для исследования магистральных сосудов величина окна опроса должна составлять не менее  $2/3$  диаметра просвета, что обеспечивает условия для анализа основных составляющих потока. При сканировании внутриорганных сосу-

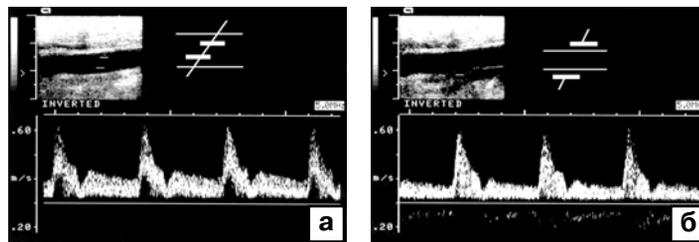
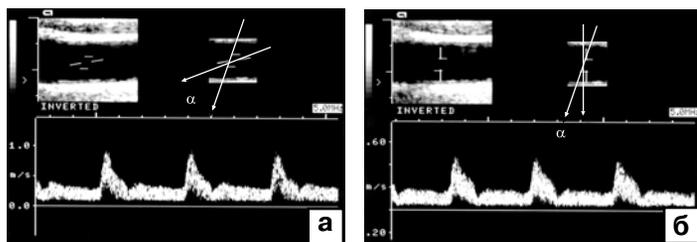


Рис. 1.39. Размер окна опроса в спектральном доплеровском режиме. а – нормальный (качественный доплеровский спектр); б – слишком большой (появление артефактов).



**Рис. 1.40.** Электронная коррекция доплеровского угла. а — угол электронного маркера  $60^\circ$  (корректный), отражает истинную величину доплеровского угла, соответствующее значение шкалы 0–100 см/с; б — угол  $20^\circ$  (корректный), не отражает истинной величины доплеровского угла, соответствующее значение скорости 0–60 см/с.

дов, просвет которых визуализировать невозможно, размер окна должен приблизительно соответствовать диаметрам изучаемых сосудов. К расширению окна опроса можно прибегать в случае поискового исследования (при пролонгированных критических стенозах, поиске сосудов малого диаметра и т.п.). Окна опроса малых размеров используются при изучении компонентов потока, а также в целях уменьшения количества шумов (рис. 1.39).

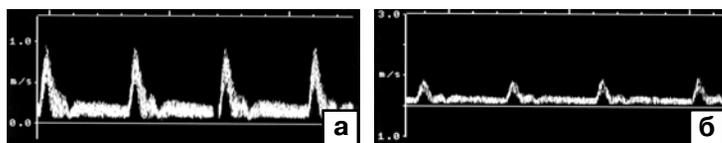
Доплеровский угол, как следует из уравнения 1.1 для расчета величины доплеровского сдвига частот, играет основную роль в определении линейных характеристик потока. Существуют два способа коррекции угла: аппаратный и ручной. Аппаратный способ состоит в совмещении оси электронного маркера направления метки контрольного объема с осью исследуемого потока (рис. 1.40). Изменения положения электронного маркера приводят к автоматической коррекции значений шкалы. При линейном сканировании с целью коррекции угла можно изменить его направление за счет вариантных карт (ана-

логично цветовому режиму). Если все эти меры недостаточны (величина угла более  $60^\circ$ , например при параллельном линии апертуры расположении потока), необходимо изменить положение датчика; в противном случае получаемый доплеровский спектр не подлежит дальнейшему анализу (реальны только визуальная оценка и получение прибли-

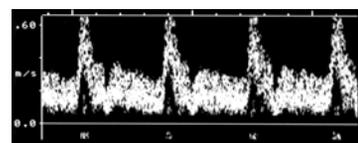
зительных значений доплеровских индексов, мало зависящих от угла).

Масштаб (величина шкалы), устанавливаемый в спектральном доплеровском режиме, должен включать все значения скоростей частиц, проходящих через метку контрольного объема (окно опроса). При чрезмерно высоком уровне шкалы получаемый доплеровский спектр представляется корректно, однако его анализ затруднен, в связи с чем желательно использовать такие значения, при которых спектр занимает большую часть поля (рис. 1.41). Установление масштаба на уровне ниже максимальных значений анализируемых скоростей движения отражателей приводит к превышению предела Найквиста и возникновению спектрального aliasing-эффекта (единичного при незначительном превышении и множественного при существенном) (рис. 1.42).

Базовая линия, как и в цветовом доплеровском режиме, является средним положением, на уровне которого значения скорости кровотока (доплеровского сдвига частот) равно 0. Положение базо-



**Рис. 1.41.** Установка уровня шкалы. а — оптимальная (спектр отражен полностью, занимает все поле, отсутствуют доплеровские артефакты, удобно проводить анализ); б — слишком высокое значение (спектр отражен полностью, занимает лишь малую часть поля, артефактов не регистрируется, анализ неудобен).



**Рис. 1.42.** Aliasing-эффект в спектральном доплеровском режиме (низкое значение установленной шкалы).

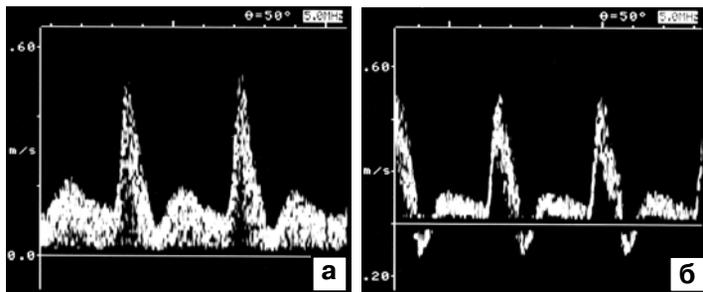


Рис. 1.43. Положение базовой линии. а – крайнее положение при спектральной оценке однонаправленного потока; б – положение при спектральной оценке разнонаправленного потока (двухнаправленная шкала оценки скорости).

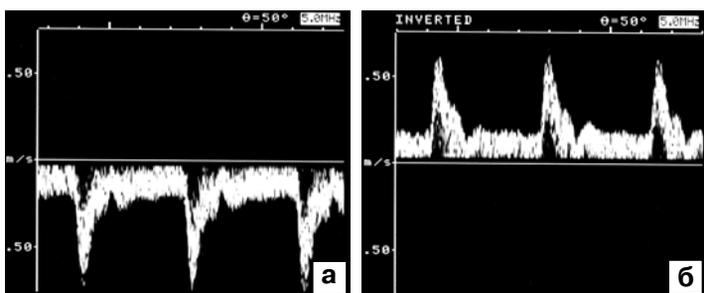


Рис. 1.44. Оценка направления потока (инверсия шкалы). а – нормальная шкала (направление потока «от датчика»); б – инверсия шкалы (маркировка «inverted») – направление потока «от датчика».

вой линии определяется наличием в анализируемом спектре разнонаправленных потоков: в случае однонаправленного потока положение базовой линии целесообразно устанавливать как крайнее (верхнее или нижнее), при этом шкала становится фактически однонаправленной; если име-

ются разнонаправленные потоки, положение определяет соотношение максимальных скоростей (рис. 1.43). Изменение положения базовой линии может являться причиной спектрального aliasing-эффекта, в то же время корректировка данного положения способствует его преодолению.

Направление потока, который отражает доплеровский спектр, обычно определяют так же, как и в режиме цветового кодирования: верхняя (над базовой линией) часть спектра характеризует движение «к датчику», нижняя (под изолинией) – «от датчика». В большинстве приборов ориентация основного потока происходит автоматически. Однако шкала скоростей может быть произвольно инвертирована, поэтому перед оценкой направления следует убедиться в отсутствии маркировки «invert», высвечиваемой на экране, тогда часть спектра над изолинией соответствует направлению «от датчика», под изолинией – «к датчику» (рис. 1.44).

Мощность на передаче влияет на отражение в спектре низко- и в меньшей мере

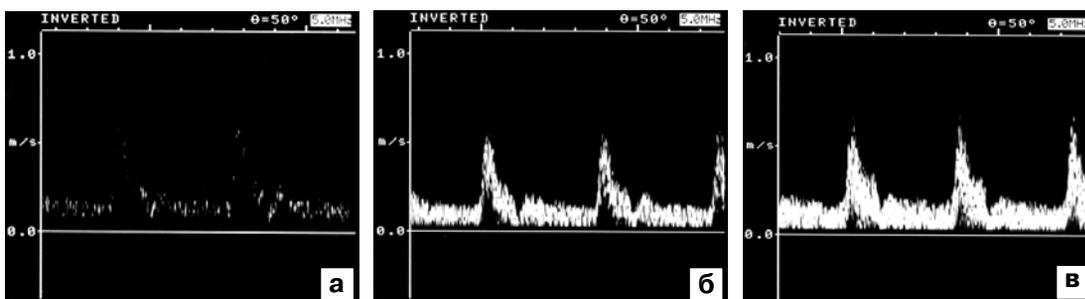


Рис. 1.45. Доплеровский спектр при различных уровнях мощности при передаче. а – мощность 50 мВт/см<sup>2</sup> – отражение только высокоинтенсивных потоков; б – мощность 500 мВт/см<sup>2</sup> – отражение высоко- и среднеинтенсивных потоков (в гораздо меньшей степени низкоинтенсивных); в – мощность 800 мВт/см<sup>2</sup> – оптимальное отражение всех потоков.

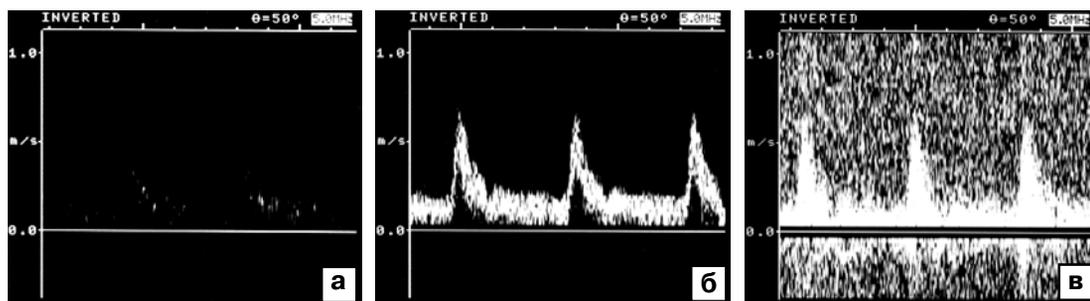


Рис. 1.46. Допплеровский спектр при разных уровнях усиления на приеме. а – низкие значения – слпбое отражение доплеровского спектра; б – средние значения – качественное отражение спектра; в – высокие значения – множественные артефакты.

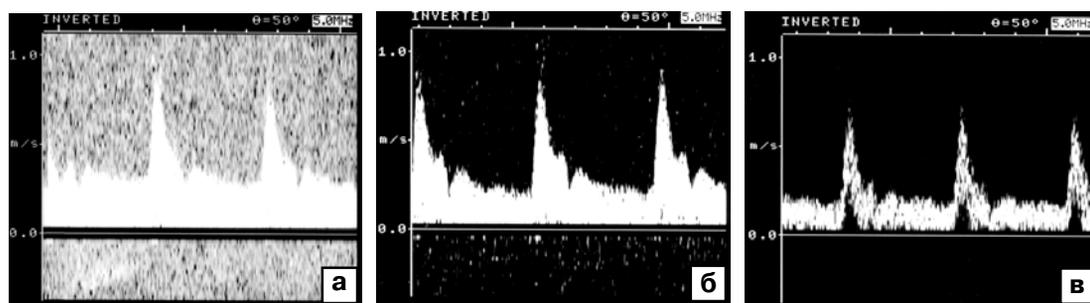


Рис. 1.47. Логарифмическое сжатие (динамический диапазон). а, б, в – доплеровские спектры по мере уменьшения динамического диапазона.

среднескоростных потоков (за счет увеличения амплитуд посылаемых ультразвуковых сигналов и принимаемых эхо). К увеличению мощности приходится прибегать для более качественного отображения спектра потоков из глубоко залегающих и труднодоступных сосудов (интракраниальные артерии, особенно вены, сосуды брюшной полости и забрюшинного пространства у «сложных» пациентов и пр.) (рис. 1.45). Еще раз необходимо подчеркнуть, что использование высоких уровней мощности чревато опасностью возникновения эффектов взаимодействия ультразвука с тканями.

Усиление позволяет изменить амплитуду принятого эхосигнала. Оптимальным является усиление, при котором отсутствуют спектральные доплеровские артефакты (неизменно возникающие при превышении уровня шума, равномерно покрывая все поле). Недостаточный уровень усиления приводит к снижению качества доплеровского спек-

тра, прежде всего исключая из него потоки низкой интенсивности (рис. 1.46).

Логарифмическое сжатие регулирует значение динамического диапазона, отражаемого в спектре. Увеличение логарифмического сжатия приводит к увеличению динамического диапазона и возрастанию в спектре низко- и среднескоростных составляющих, причем при превышении некоторого предела (когда анализу начинают подвергаться низкоинтенсивные сигналы), помимо доплеровского спектра, появляется и побочный шум (также характеризующийся низкими интенсивностями колебаний). Снижение уровня логарифмического сжатия приводит к исчезновению шума, одновременно из спектра вычитаются низкоскоростные потоки (рис. 1.47). Сочетание шум/низкоскоростные потоки должно быть подобрано оптимально. Это наиболее значительно при исследовании сосудов, с низкоинтенсивными низкоскоростными потоками (вены, мелкие артерии).

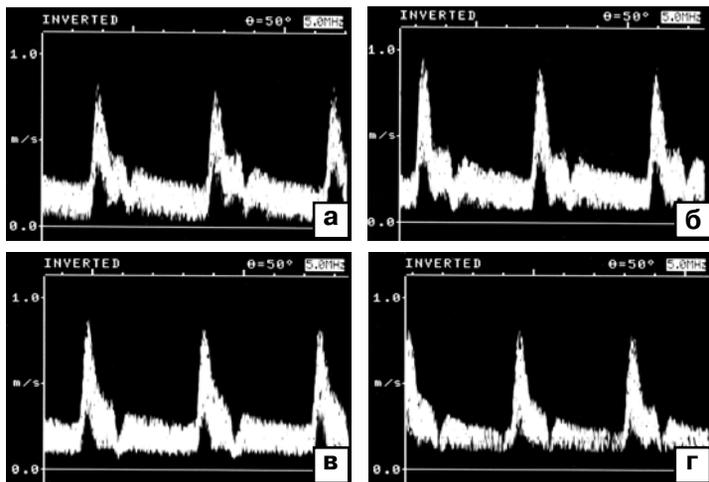


Рис. 1.48. Применение фильтра в спектральном доплеровском режиме. а – минимальное; б – низкое; в – среднее; г – высокое значение фильтра. а – г – заметно повышение уровня отсеечения низких скоростей.

Уровень фильтра определяет уровень отсеечения низкоскоростных потоков. Необходимость в этом возникает, как уже говорилось выше, при схожести характеристик амплитуд (интенсивностей) низкоскоростных потоков и шумов, появляющихся вследствие множественного отражения ультразвуковых лучей от движущихся тканей, а также в результате взаимодействия отраженных, преломленных и рассеянных сигналов. Чем выше уровень фильтра, тем выше уровень отсеечения, т.е. с тем большими скоростями потоки удаляются (рис. 1.48).

Постобработка доплеровского спектра осуществляется аналогично таковой в В-режиме. Спектр представляет собой множество точек (пикселей экрана монитора) (см. рис. 1.7), в черно-белом режиме соответ-

ствующих 256 оттенкам серого цвета. Кривые постобработки отражают зависимость интенсивности свечения от скорости (доплеровского сдвига частоты). Применение различных видов постобработки приводит к подчеркиванию – увеличению интенсивности свечения пикселей, соответствующих одним скоростным показателям, и уменьшению соответствующих другим (рис. 1.49). Для лучшего восприятия глазом спектр вместо серошкального представления может быть окрашен с применением различных цветовых шкал. Удобнее всего шкалы, в которых имеется не 256 оттенков одного цвета, а сочетание меньшего количества разных цветов (например, 15–20), когда средняя часть шкалы представлена яркими цветами, а периферическая – более темными. Это позволяет резко обозначить зону скоростей наибольшей интенсивности (с которыми движется большее количество отражателей, проходящих через метку контрольного объема), что удобно для быстрого визуального анализа спектральных характеристик (рис. 1.50).

В последние годы появились ультразвуковые сканеры, в которых реализован принцип цифровой обработки сигнала. По сравнению с предыдущими поколениями машин (аналоговых, аналогово-цифровых)

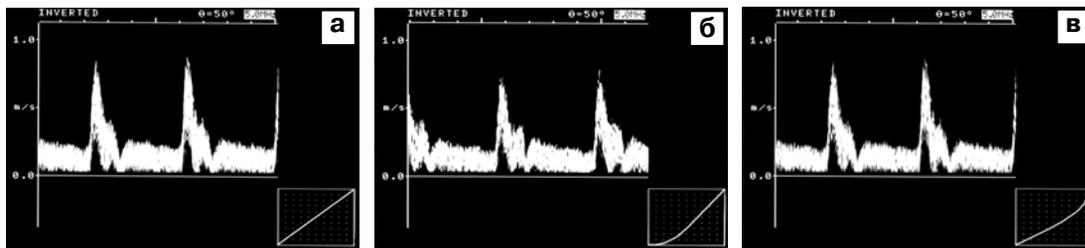


Рис. 1.49. Постобработка в спектральном доплеровском режиме. а – регулярная кривая постобработки (равномерно отражены все значения скоростей); б – кривая со снижением вклада низких скоростей; в – кривая со снижением вклада высоких скоростей.

такие платформы обеспечивают значительно более высокое качество изображения [39]. Следует заметить, что основные методы оптимизации изображения применительно к новому пулу машин практически не изменились.

Заканчивая обзор возможностей оптимизации изображений в различных режимах, необходимо сказать, что умелое пользование широким арсеналом регулировок, представленных в современных ультразвуковых сканерах, является залогом получения максимально возможной диагностически значимой информации. Безусловно, гораздо проще и быстрее использовать предоставляемые фирмами-производителями программы применения, в которых большинство регулировок уже установлены. Однако многообразие индивидуальных характеристик пациентов и конкретных ситуаций, возни-

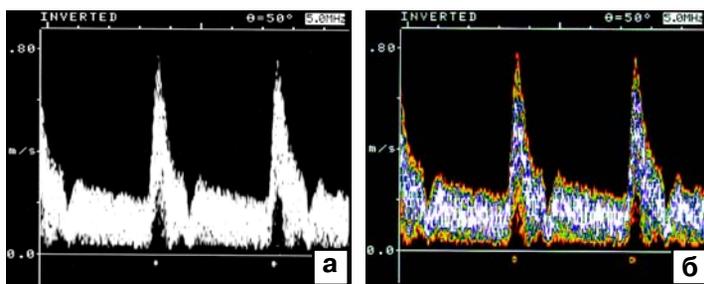


Рис. 1.50. Цветовое окрашивание спектра. а – серошкальное представление доплеровского спектра; б – тот же спектр с применением функции цветового окрашивания.

кающих ежедневно при проведении исследований, практически исключает возможность разработки на современном уровне развития техники абсолютно универсальных программ, не требующих коррекции. Поэтому мы предпочитаем широкое использование всех имеющихся способов регулировки с опорой на базовые программы, что, как показывает опыт, значительно улучшает качество визуализации, и повышает уровень диагностики.

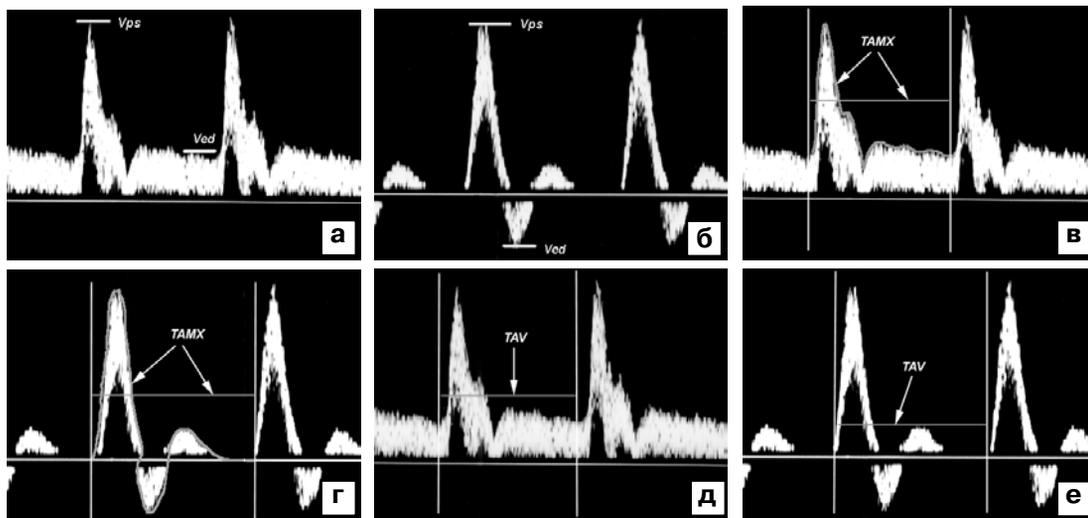


Рис. 1.51. Допплеровские измерения для артерий с высоким и низким периферическим сопротивлением. а – измерения пиковой систолической и максимальной диастолической скоростей для артерий с низким периферическим сопротивлением; б – измерения пиковой систолической и максимальной диастолической скоростей для артерий с высоким периферическим сопротивлением; в – измерение усредненной по времени максимальной скорости (обводка спектра и значение указаны стрелками) для артерий с низким периферическим сопротивлением; г – измерение усредненной по времени максимальной скорости (обводка спектра и значение указаны стрелками) для артерий с высоким периферическим сопротивлением; д – измерение усредненной по времени средней скорости (значение указано стрелкой) для артерий с низким периферическим сопротивлением; е – измерение усредненной по времени максимальной скорости (значение указано стрелкой) для артерий с высоким периферическим сопротивлением.

**Оценка параметров кровотока. Допплеровские измерения.** При проведении исследования в цветовом доплеровском режиме во всех группах артерий оценивают следующие параметры: проходимость сосуда; сосудистую геометрию; наличие дефектов заполнения цветовой картограммы, зон турбуленции, цветового aliasing-эффекта. В группе артерий, в которых визуализация сосудистой стенки невозможна, всю качественную информацию о состоянии просвета получают косвенно из данных исследования в цветовом доплеровском режиме [40].

Исследование в спектральном доплеровском режиме позволяет получить представление о количественных параметрах кровотока. Об их изменении судят косвенно по качественным спектральным характеристикам потока, среди которых выделяют форму доплеровской кривой (огibaющей доплеровского спектра), локализацию максимума спектрального распределения, наличие и выраженность спектрального окна. Форма огibaющей доплеровского спектра отражает тип артерии (с низким или высоким периферическим сопротивлением), степень функциональной активности органа, кровоснабжаемого артерией, наличие, характер и степень локального гемодинамического сдвига и системных гемодинамических нарушений при сосудистых поражениях, возрастные структурные и функциональные изменения сосудов. Локализация максимума спектрального распределения отражает тип потока, наличие локальных нарушений гемодинамики, ориентировочные базовые характеристики потока. Наличие и выраженность спектрального окна отражает тип потока (ламинарный, турбулентный).

К количественным (линейным) параметрам относятся:

- 1) пиковая систолическая скорость кровотока ( $V_{ps}$ );
- 2) максимальная конечная диастолическая скорость кровотока ( $V_{ed}$ );
- 3) усредненная по времени максимальная скорость кровотока ( $TAMX$ );

4) усредненная по времени средняя скорость кровотока ( $TAV$ );

5) индекс периферического сопротивления (Pourcelot) ( $RI$ );

6) индекс пульсации (Gosling) ( $PI$ );

7) индексы спектрального расширения ( $SBI, SBI'$ );

8) систолодиастолическое соотношение ( $S/D$ );

9) время ускорения ( $AT$ );

10) индекс ускорения ( $AI$ ).

**Принципы оценки количественных параметров.** Пиковая систолическая скорость кровотока ( $V_{ps}$  – peak systolic velocity) – это максимальная скорость кровотока в систолу (рис. 1.51, а, б). Максимальная конечная диастолическая скорость кровотока ( $V_{ed}$  – end diastolic velocity) – его максимальная скорость в конце диастолы (см. рис. 1.51, а, б). Усредненная по времени максимальная скорость кровотока ( $TAMX$  – time average maximum velocity) – является результатом усреднения скоростных составляющих огibaющей доплеровского спектра за один сердечный цикл (рис. 1.51, в, г). Усредненная по времени средняя скорость кровотока ( $TAV$  – time average velocity) есть результат усреднения всех составляющих доплеровского спектра за один сердечный цикл (рис. 1.51, д, е).

Индекс периферического сопротивления (Pourcelot,  $RI$  – resistive index) – отношение разности пиковой систолической и максимальной конечной диастолической скоростей кровотока к пиковой систолической скорости:

$$RI = \frac{V_{ps} - V_{ed}}{V_{ps}} \quad (1.8).$$

Индекс пульсации (Gosling,  $PI$  – pulsatility index) – отношение разности пиковой систолической и максимальной конечной диастолической скоростей кровотока к его усредненной по времени максимальной скорости:

$$PI = \frac{V_{ps} - V_{ed}}{TAMX} \quad (1.9).$$

Иногда используют также модифицированный пульсативный индекс, при вычислении которого параметр усредненной по времени максимальной скорости кровотока заменяют на усредненную по времени его среднюю скорость:

$$PI' = \frac{V_{ps} - V_{ed}}{TAV} \quad (1.10).$$

Перечисленные индексы (RI, PI, PI') позволяют косвенно судить о величине периферического сопротивления.

Индекс спектрального расширения (SBI – spectral broadening index) вычисляется как отношение разности пиковой систолической скорости кровотока и усредненной по времени его средней скорости к пиковой систолической скорости:

$$SBI = \frac{V_{ps} - TAV}{V_{ps}} = 1 - \frac{TAV}{V_{ps}} \quad (1.11).$$

По значению этого индекса можно судить о степени турбулентности потока, что актуально при изучении гемодинамики при стенозах и деформациях. Иногда применяется также модифицированный индекс спектрального расширения, при вычислении которого параметр пиковой систолической скорости кровотока заменяется на его усредненную по времени максимальную скорость:

$$SBI' = 1 - \frac{TAV}{TAMX} \quad (1.12).$$

Систолодиастолическое соотношение (S/D) – отношение пиковой систолической скорости кровотока к его конечной диастолической скорости – является косвенной характеристикой состояния сосудистой стенки, в частности ее эластичности:

$$S/D = \frac{V_{ps}}{V_{ed}} \quad (1.13).$$

Время ускорения (AT – acceleration time) вычисляется от времени начала систолической фазы до времени максимального возрастания скорости кровотока в систолу. Оно

характеризует скорость распространения пульсовой волны кровотока.

Индекс ускорения (AI – acceleration index), вычисляемый как отношение разности между минимальной и максимальной скоростью подъема систолического (основного) пика к времени ускорения, характеризует скорость распространения пульсовой волны кровотока [40–43] (рис. 1.52):

$$AI = \frac{\Delta V}{AT} \quad (1.14).$$

Кроме линейных параметров кровотока в спектральном доплеровском режиме могут быть оценены его объемные параметры, в частности объемная скорость ( $V_{vol}$  – volume velocity) – произведение площади поперечного сечения сосуда на усредненную по времени среднюю скорость кровотока:

$$V_{vol} = A \cdot TAV = \frac{\pi \cdot D^2}{4} \cdot TAV \quad (1.15).$$

где  $V_{vol}$  – объемная скорость кровотока,  $A$  – площадь поперечного сечения сосуда,  $TAV$  – усредненная по времени средняя скорость,  $D$  – диаметр сосуда в диастолу,  $\pi$  – константа).

Максимально приближенные к реальным объемные параметры кровотока по-

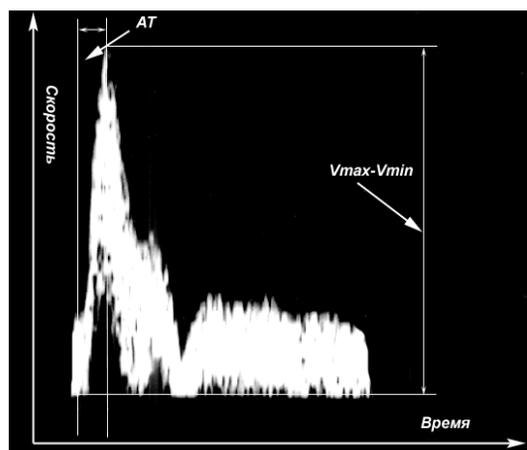


Рис. 1.52. Время и индекс ускорения (пояснения в тексте).

лучают при введении в формулу значения индекса пульсации сосудистой стенки (IP) — отношения диаметра сосуда в диастолу к диаметру сосуда в систолу, при этом в расчетах площади поперечного сечения сосуда используют диаметр в диастолу:

$$V_{vol} = \frac{\pi \cdot D^2}{4} \cdot TAV \cdot IP \quad (1.16).$$

Однако в большинстве артериальных бассейнов корректная оценка индекса пульсации стенки артерии и диаметра артерии в диастолу невозможна, поэтому объемные параметры кровотока определяются по вышеприведенной формуле [40, 44-46].

Параллельно с артериальным бассейном во всех отделах сосудистой системы оценивается состояние вен, осуществляющих отток крови от соответствующих органов и систем, поскольку при большинстве патологических состояний довольно сложно на первичном этапе диагностики оценить превалирующий вклад артериальных или венозных циркуляторных нарушений в развитие их патогенетических и клинических эквивалентов.

Вены исследуют также в трех режимах, и данные дополняют друг друга при постановке достоверного ультразвукового диагноза. При оценке состояния вен, в которых возможна визуализация их стенок, а именно внутренних и наружных яремных, глубоких и поверхностных вен верхних и нижних конечностей, нижней полой вены, основных стволов (внеорганных) почечных, печеночных, воротной, селезеночной, верхней брыжеечной вен, оценивают: проходимость сосуда, сосудистую геометрию, наличие пульсации сосудистой стенки, диаметр сосуда, состояние сосудистой стенки и просвета сосуда, венозных клапанов, состояние периваскулярных тканей. Качество и полнота оценки всех перечисленных параметров зависят от глубины расположения вены и ее размеров.

В венах, в которых визуализация стенки принципиально невозможна, оценка кровотока, включая органный, в В-режиме не проводится.

В цветовом доплеровском режиме во всех венозных бассейнах оцениваются проходимость сосуда, наличие дефектов заполнения на цветовой картограмме, наличие зон турбулентности, зон регургитации (на клапанах — если они есть в просвете вен).

Качественную и количественную информацию о состоянии венозной гемодинамики получают по данным исследования в спектральном доплеровском режиме. Поскольку спонтанный венозный кровоток на разных уровнях крайне вариабелен по амплитудным характеристикам, что не приводит к развитию клинической симптоматики, количественная оценка параметров венозной гемодинамики имеет ограниченное применение. Из количественных параметров венозного кровотока чаще всего оценивают его максимальную скорость за сердечный цикл и усредненную по времени максимальную и средние скорости, проводя анализ по тем же принципам, что и в артериальной системе [1]. В большинстве же случаев ориентируются на такие качественные спектральные параметры, как наличие спонтанного кровотока, его фазность, синхронизация с актом дыхания, характер изменения кровотока (его направления, амплитуды, фазности) при функциональных нагрузочных пробах. К последним относятся кашлевая, дыхательная, проба Вальсальвы, проба с натуживанием, направленные на оценку состоятельности клапанного аппарата [1, 40, 47–51]. Физиологической основой всех используемых проб является искусственное повышение давления в просвете вены проксимальнее клапана. В норме она приводит к смыканию створок клапана и прекращению кровотока. При функциональной или органической несостоятельности клапанного аппарата в ответ на функциональные нагрузочные пробы возникает ретроградный ток крови, амплитуда которого определяется степенью клапанной патологии.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Лелюк В.Г., Лелюк С.Э. Ультразвуковая ангиология. М.: Реальное Время, 1999.
2. Evans D., McDicken W., Skidmore R.,

- Woodcock J. Doppler ultrasound physics, instrumentation and clinical applications // New York: Wiley. 1989. P. 87–105.
3. Taylor K.J.W., Burns P.N. Doppler sonography: continuous and pulsed, superficial and deep. Categorical course. // Radiology. 1984. V.153(P). P. 225–226.
  4. Evans D.H. Doppler Ultrasound: physics, instrumentation and clinical applications. Colchester: John Wiley & Sons. 1989.
  5. Nelson T.R., Pretorius D.H. The Doppler Signal: where does it come from and what does it mean? // Am. J. Rad. 1988. V. 151. P. 439–447.
  6. Creekmore S.P., Graham M.M., Jahn G.E., Targett R.C., McIlroy M.B. Comparison of methods of recording and analysis of Doppler blood velocity signals in normal subjects // Ultrasound Med. Biol. 1982. №8. P. 525–535.
  7. Guyton A.C., Physics of blood, blood flow and pressure: hemodynamics // Textbook of medical physiology / Philadelphia: Saunders. 1971. P. 204–217.
  8. Gill R.W. Pulsed Doppler with B-mode imaging for quantitative blood flow measurement // Ultrasound Med. Biol. 1979. №5. P. 223–235.
  9. Walter J.P., McGahan J.P., Lantz B.M. Absolute flow measurements using pulsed Doppler ultrasound // Radiology. 1988. V.159. P. 545–548.
  10. Holland S.K., Orphandoudakis S.C., Jaffe C.C. Frequency dependent attenuation effects impeded Doppler sonography: experimental results // IEEE Trans. Biomed. Eng. 1984. BME-31. P. 626–631.
  11. Baker D.W., Forster F.K., Daigle R.E. Doppler principles and techniques in ultrasound // Its application in medicine and biology / Ed. Fry F.J. Amsterdam: Elsevier. 1978. P. 161–287.
  12. Woodcock J.P., Skidmore R. Principles and applications of Doppler ultrasound // Clin. Diagn. Ultrasound. 1980. №5. P. 166–185.
  13. Reutern G.-M., Budingen H.J. Ultrasound diagnosis of cerebrovascular disease. New York: Georg Thieme Verlag. 1993. P. 1–36.
  14. Миролубов С. Учебные семинары Acuson Corp. 1994–1997.
  15. Spencer M., Reid J., Hileman R. On line dual-directional spectral display in Doppler diagnosis of stenotic and nonstenotic plaque // Abstracts 25th Annual Meeting of the American Institute of Ultrasound in Medicine. New Orleans, Louisiana. 1980. P. 106.
  16. Pinkney M.N. Physics // Ultrasonography: an introduction to normal structure and functional anatomy / Ed. Curry R.A., Tempkin B.B. Philadelphia: W.B. Saunders. 1995. P. 2–8.
  17. Reading C.C., Charboneau J.W., Allison J.W., Cooperberg P.L. Color and spectral Doppler mirror-image artifact of the subclavian artery // Radiology. 1990. V.174. P. 41–42.
  18. Mitchell D.G., Burns P., Needleman L. Color Doppler artifact in anechoic regions // J. Ultrasound Med. 1990. №9. P. 255–260.
  19. Derchi L.E., Rizzatto G., Solbiati L. Color-Doppler instruments: their design principles and modes of use // Radiol. Med. (Torino). 1992. V.84. №5. P. 523–531.
  20. Fish P.J., Hoskins P.R., Moran C., McDicken W.N. Developments in cardiovascular ultrasound: Part 1: Signal processing and instrumentation // Med. Biol. Eng. Comput. 1997. V35. №6. P. 561–569.
  21. Лелюк В.Г., Лелюк С.Э. Основные принципы гемодинамики и ультразвукового исследования сосудов // Клиническое руководство по ультразвуковой диагностике / Под ред. Митькова В.В. М.: Видар, 1997. Т.4. С. 221–256.
  22. Wetzner S.M., Kiser L.C., Berzreh J.S. Duplex sonography imaging: vascular applications // Radiology. 1984. V.150. P. 507–514.
  23. Kasai C., Namekawa K., Koyano A., Omoto R. Real-time two-dimensional blood flow imaging using an autocorrelation technique // IEEE Trans Ultrasonics Ferroelectrics Frequency Control. 1985. V.32. P. 458–464.
  24. Turetschek K., Kollmann C., Dorffner R., Wunderbaldinger P., Mostbeck G. Amplitude-coded color doppler: clinical applications // Eur. Radiol. 1999. V.9. №1. P. 115–121.
  25. Martinoli C., Derchi L.E., Rizzatto G., Solbiati L. Power Doppler sonography: general principles, clinical applications, and future prospects // Eur. Radiol. 1998. V.8. №7. P. 1224–1235.
  26. Kollmann C., Turetschek K., Mostbeck G. Amplitude-coded color Doppler sonography: basic physics and technique // Eur. Radiol. 1998. №8. P. 649–656.

27. Rubin J.M., Bude R.O., Carson P.L. Power Doppler US: a potentially useful alternative to mean frequency-based color Doppler US // 1994. Radiology. V.190. P. 853–856.
28. Bude R.O., Rubin J.M., Adler R.S. Power versus conventional color Doppler sonography: comparison in the depiction of normal intracranial vasculature // Radiology. 1994. V.192. P. 777–780.
30. Burns P.N., Powers J.E., Hope-Simpson D. Power Doppler imaging combined with contrast-enhancing harmonic Doppler: new method for small-vessel imaging. (Abstract) // Radiology. 1994. V.193. P. 337.
31. Goldberg B.B., Merton D.A., Forsberg F. Color amplitude imaging: preliminary results using vascular sonographic contrast agents // J. Ultrasound Med. 1996. V.15. P. 127–134.
32. Nilsson A., Olofsson P.A., Lorjñ I., Carlstedt L., Nilsson P. Color Doppler energy: computer analysis of color to assess angle dependency and detection of volume flow differences // J. Ultrasound Med. 1997. V.16. №4. P. 275–279.
33. MacSweeney J.E., Cosgrove D.O., Arenson J. Colour Doppler energy (power) mode ultrasound // Clin. Radiol. 1996. V.51. №6. P. 387–390.
34. Arenson J., Peressini C., Jackson J. Convergent™ colour doppler // Acuson Corp., 10/09/96
35. Berger G., Rusc P., Steffgen L. 3-D reconstruction of intracranial vessels using a color Doppler energy method—initial experiences // Ultraschall Med. 1996. V.17. №6. P. 277–280.
36. Downey D.B., Fenster A. Vascular imaging with a three-dimensional power Doppler system // Am. J. Rad. 1995. V.165. P. 665–668.
37. Ritchie C.J., Edwards W.S., Mack L.A., Cyr D.R., Kim Y. Three-dimensional ultrasonic angiography using power-mode Doppler // Ultrasound Med. Biol. 1996. V.22. P. 277–286.
38. Poznaniak M.A., Zagzebski J.A., Scanlan K.A. Spectral and color doppler artifacts // RadioGraphics. 1992. V.12. №1. P. 35–44.
39. Изучение цифрового ультразвука // Sonoace international. Вып. 2. I квартал. 1998. С. 67–70.
40. Лелюк В.Г., Лелюк С.Э. Основные принципы гемодинамики и ультразвукового исследования сосудов // Клиническое руководство по ультразвуковой диагностике / Под ред. Митькова В.В. М.: Видар. 1997. С. 185–220.
41. Von Reutern G.-M., Von Budingen Y.J. Ultrasound diagnosis of cerebrovascular disease. Doppler sonography of the extra- and intracranial arteries, duplex scanning Georg. Thieme Verlag Stuttgart. New York. Thieme Medical Publishers. Inc. New York. 1992. P. 53–70
42. Clinical applications of Doppler Ultrasound. / 2nd ed. / Ed. Taylor J.W., Burns P.N., Wells P.N. New York. Raven Press., 1995. P. 35–53.
43. Introduction to vascular ultrasonography. 2nd ed. / Ed. Zwiebel W.J.. Crune Stratton. 1986. P. 24–56.
44. Schoning M., Walter J., Scheel P. Estimation of cerebral blood flow through color duplex sonography of the carotid and vertebral arteries in healthy adults // Stroke. 1994. V.25. P. 17–22.
45. Pourcelot L. Application cliniques de l'examen doppler transcutane // Ed. Peronneau P. Velocimetre ultrasonore doppler. Paris: Institute National de la Sante e de la Recherche Medicale. 1979. P. 213.
46. Gosling R.G., King D.H. Continuous wave ultrasound as an alternative and complement to x-rays in vascular examination // Ed. Reneman R.E. Cardiovascular application of ultrasound. Amsterdam. The Netherlands: North-Holland. 1974. P. 266–282.
47. Shadeck M. Duplex phlebology // Napoli. Gnocchi. 1994. P. 17–58.
48. Moneta G.L., Bedford G., Beach K., Strandness E. Duplex ultrasound assessment of venous diameters, peak velocities, and flow patterns // J.Vasc. Surg. 1988. V.8. P. 286–291.
49. Semrow C., Ryan T.J., Rollins D.L. Assessment of valve function using Real-time B-mode ultrasound // First United Kingdom meeting. London sept. 1985. Book of abstracts. P.30–32.
50. Van Cleef J.F., Griton Ph., Cloarec M. Venous valves and tributary veins // Phlebology. 1991. V.6. P. 219–222.
51. Leitfeld K., Terwort A., Hirche H. Venous-calibre measurements in 3800 participators with ultrasound (B-scan) // Phlebology. 1991. V.6. P. 187–195.

---



# 10

## ЧАСТНЫЕ ВОПРОСЫ ВЕНОЗНОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ ВНУТРЕННИХ ПОЛОВЫХ ОРГАНОВ ЖЕНЩИНЫ



*О.В. Проскуракова*



Исследователи венозной части сердечно-сосудистой системы всегда настойчиво подчеркивали необходимость детального изучения этого отдела кровообращения, и их призывы были весьма эмоциональны. Так, Б.К. Персиянинов еще в 1912 г. говорил: «...вены играют большую роль в регуляции кровообращения, чем это обыкновенно полагают. Желательно, чтобы вены не оставались пасынком в науке, как до сих пор, а наравне с общей сосудистой системой служили предметом изучения...Если заглянем в любой учебник по физиологии, даже из наиболее пространных, то увидим, что в то время как артериям посвящаются целые главы, венам уделяются лишь немногие страницы» [1]. А спустя почти 50 лет Б.Н. Клосовский писал: «Мало изучалось венозное кровообращение, несмотря на то что артериальное и венозное кровообращение представляет собой и в анатомическом, и особенно в физиологическом отношении единую кровеносную систему» [2]. Приходится констатировать, что пожелания знаменитых исследователей актуальны и сегодня.

Нам хотелось бы избежать упрощенного взгляда на венозное звено гемодинамики, так как вены не являются пассивным

компонентом сосудистой системы, а, напротив, по мнению ряда исследователей [3, 4], более реактивны, чем артерии. Функциональная нагрузка венозного русла значительно больше по сравнению с артериальным. Многообразие функций венозного отдела сосудистой системы обусловило особенности строения ее стенок и специфические черты нейрогуморальной регуляции их просвета. Вены содержат 75–80% объема всей крови [3], поэтому венозная система тонко и надежно регулируется. Доказано влияние симпатической нервной системы [5], адренергического воздействия [6], вазоактивных веществ (гистамин, серотонин, брадикинин, ацетилхолин, ангиотензин, вазопрессин, простагландины), гормонов [7], а также различных ионов, гиперосмолярности, изменений pH и pCO<sub>2</sub> [3] на состояние венозных сосудов, что необходимо и учитывать при исследовании вен.

Среди методик, позволяющих оценивать состояние венозного русла репродуктивных органов женщины, известны ретроградная флебография [8, 9], компьютерно-томографическая [10] и магнитно-резонансная [11] ангиография, а также лапароскопия [12]. Высокоинформатив-



ные неинвазивные и безопасные ультразвуковые методики, позволяющие объективно оценивать состояние органного венозного кровообращения, имеют небольшой опыт применения, так как сама возможность оценки во многом определяется разрешающей способностью используемой аппаратуры. Кроме того, вариабельность количества, внутри- и внеорганной топографии, формы, размеров вен, сложность идентификации принадлежности сосуда к определенному источнику в связи с большим количеством сплетений и анастомозов обуславливают известные трудности их визуализации и изучения.

В связи с вышеизложенным в данной главе рассматриваются лишь немногие, достаточно хорошо изученные особенности венозного кровообращения внутренних половых органов женщины. Так как закономерности гемодинамики венозного звена матки в норме рассмотрены в главе 2, в начале настоящего раздела охарактеризуем венозный отток от яичников.

Яичники относятся к хорошо васкуляризированным органам. Венозный отток из коры и стромы осуществляется комплексом мелких венул, диаметр которых значительно превышает диаметр артериальных сосудов. В воротах яичника, сосудистом формировании, может определяться от двух до нескольких более крупных вен. Одни из них сливаются в яичниковую вену, другие формируют яичниковую ветвь маточной вены и, спускаясь по боковому краю матки, входят в состав маточно-влагалищного сплетения. Основной путь венозного оттока — яичниковые вены, которые являются главным коллектором дренажной системы яичников. Венозный отдел сосудистого русла построен по принципу конвергенции: по пути тока крови от органа к сердцу происходит процесс последовательного слияния сосудов. Так и начало яичниковой вены после выхода из ворот яичника носит характер сплетения, окружающего одноименную артерию. По мере подъема вена становится беднее ветвями и в месте впадения спра-

ва в нижнюю полую, а слева в почечную вену превращается в один ствол. Место происхождения яичниковых сосудов соответствует месту первоначального появления зародышевых половых желез. А так как впоследствии развившиеся яичники перемещаются в полость малого таза, яичниковые сосуды вытягиваются в длинные и несоизмеримо с длиной тонкие ветви [13].

**Ультразвуковое исследование венозных сосудов яичников.** Внутрияичниковые венозные сосуды у практически здоровых женщин репродуктивного возраста в В-режиме не визуализируются как сосудистые структуры ввиду малого диаметра. Для оценки кровотока в них используется сочетание цветового и спектрального доплеровских режимов. Для получения оптимальной качественной информации о внутрияичниковом венозном кровотоке предпочтительнее использовать технологию энергетического доплеровского кодирования кровотока (рис. 10.1). Спектральный доплеровский режим позволяет получать количественную информацию о кровотоке. Допплеровский спектр носит монофазный характер, не синхронизированный с актом дыхания при низких значениях линейной скорости. В среднем она составляет  $3,8 \pm 0,7$  см/с (рис. 10.2). При наличии желтого тела в лютеиновой фазе цикла четко визуализируются сосуды его стенки в режиме цветового доплеровского кодирования. В спектральном режиме фиксируется монофазный кровоток с низкими значениями максимальной скорости (рис. 10.3).

У женщин в постменопаузе в норме уровень перфузии яичников снижается, что, в частности, обусловлено прекращением продукции факторов ангиогенеза (фактор роста фибробластов, фактор роста сосудистого эндотелия), вырабатываемых фолликулами и желтым телом [14]. Поэтому идентификация сосудов во многом зависит от разрешающей способности используемой ультразвуковой аппаратуры и выбранного режима исследования.

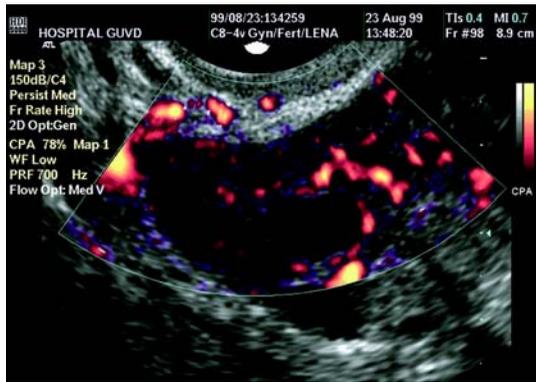


Рис. 10.1. Трансвагинальное сканирование. Внутрияичниковые сосуды в режиме энергетического доплеровского кодирования.

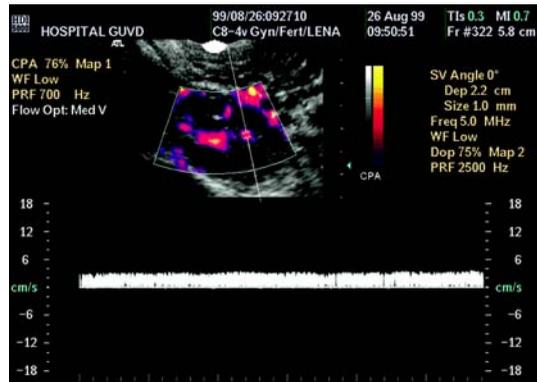


Рис. 10.2. Трансвагинальное сканирование. Монофазный кровоток в органной вене яичника.

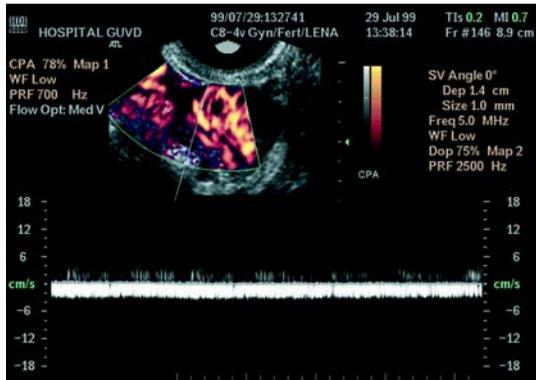


Рис. 10.3. Трансвагинальное сканирование. Кровоток в стенке желтого тела при исследовании в спектральном доплеровском режиме.

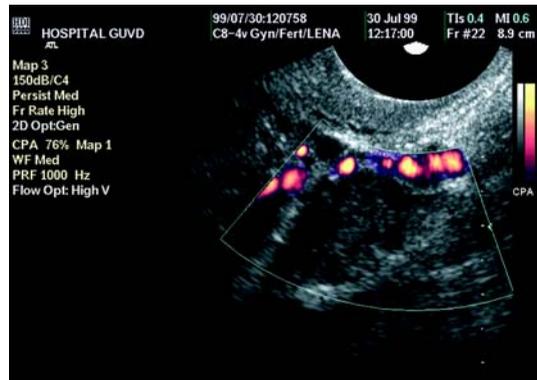


Рис. 10.4. Трансвагинальное сканирование. Яичник в постменопаузальном периоде длительностью более 10 лет.

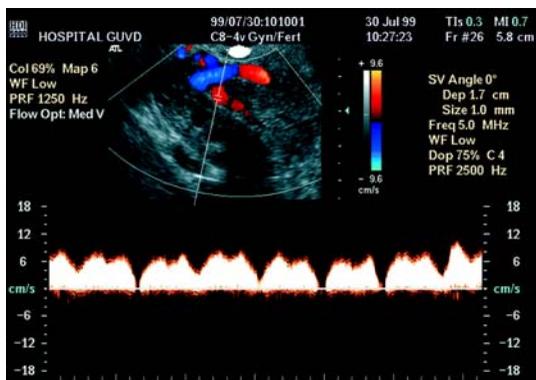


Рис. 10.5. Трансвагинальное сканирование. Сосуды ворот яичника.

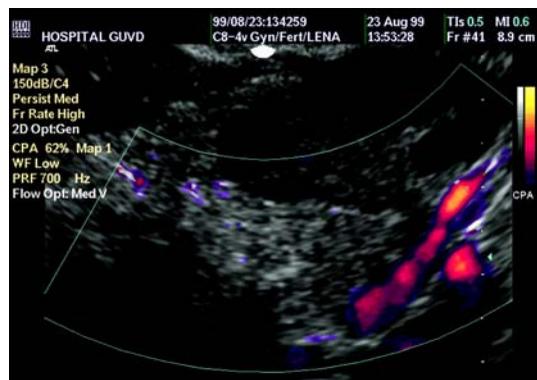


Рис. 10.6. Трансвагинальное сканирование. Яичниковая вена в режиме энергетического доплеровского кодирования.

Так, мы определяли внутриорганные вены в 11,7% случаев при использовании технологии цветового кодирования кровотока и в 34,8% – режима энергетического доплеровского кодирования [15, 16]. Для выявленного внутрияичникового венозного кровотока в постменопаузе характерна низкая линейная скорость, среднее значение которой составляет  $2,9 \pm 0,6$  см/с. В большинстве случаев (65,2%) в постменопаузе длительностью более 10 лет при неизменном во время исследования в В-режиме изображении яичников внутрияичниковый кровоток не определяется (рис. 10.4).

Обычно венозный отток из яичников оценивается на уровне их ворот (рис. 10.5). Среднее значение максимальной скорости кровотока в венах ворот справа составляет  $9,9 \pm 3,8$  см/с, слева –  $9,7 \pm 3,9$  см/с. Однако в ряде случаев однозначная дифференциальная диагностика кровотока в яичниковой и маточной венах невозможна из-за близости их анатомического расположения. Четкая же визуализация собственно яичниковой вены возможна при сканировании области выше и медиальнее яичника (рис. 10.6). В спектральном доплеровском режиме форма доплеровской кривой справа имеет выраженную фазность (чаще трехфазная) (рис. 10.7), слева – демпфирована (рис. 10.8), что обусловлено особенностью топографии, так как правая яичниковая вена впадает в нижнюю полую, а левая – в почечную вену.

В постменопаузе форма огибающей доплеровского спектра яичниковых вен переменчива – от монофазной до трехфазной без четкой зависимости фазности венозного кровотока от морфологических изменений в яичнике (рис. 10.9, 10.10).

**Ультразвуковое исследование клапанного аппарата вен малого таза.** Функция венозных сосудов в значительной мере обеспечивается клапанным аппаратом. Венозные клапаны являются основным препятствием распространению гидростатического давления в дистальном направлении. Клапаны в венах обнаруживаются на вену-

лярном и поственулярном уровнях, что свидетельствует о сложности механизма передвижения крови уже в начальном отделе венозной системы [17–19].

При ультразвуковом исследовании удается визуализировать клапаны маточных вен (рис. 10.11). Частота их визуализации тем больше, чем выше частота датчика и разрешающая способность используемой аппаратуры. Невозможность визуализации клапанов в более мелких венозных сосудах малого таза обусловлена малой толщиной их стенок, в связи с чем экзогенность клапанов оказывается сопоставимой с экзогенностью просвета вены.

**Ультразвуковое исследование расширенных вен малого таза.** Венозная система малого таза женщины сформирована многочисленными тонкостенными сосудами, адвентиция которых рыхло соединена с окружающей соединительной тканью. Сравнительно небольшая толщина стенок вен и возможность пассивных изменений их просвета определяют условия для значительного влияния экстравазкулярных факторов на венозный кровоток.

В отличие от венозных сосудов нижних конечностей тазовые венозные сосуды испытывают недостаток клапанов, и их функциональные возможности в значительной степени зависят от внешней поддерживающей системы. Эта особенность позволяет венам удлиняться и расширяться во время беременности, но делает их и уязвимыми при возможной перегрузке объемом, тем более что циклическое повышение уровня эстрогенов на протяжении репродуктивных лет создает дополнительную предпосылку для расширения просвета вен [20].

Дилатация вен, по-видимому, является универсальной реакцией при различных функциональных и патологических состояниях женского организма и в большинстве случаев носит обратимый характер в отличие от истинно варикозного расширения.

Поскольку стенки венозных сосудов являются обширной рефлексогенной зоной [3], расширение их просвета всегда

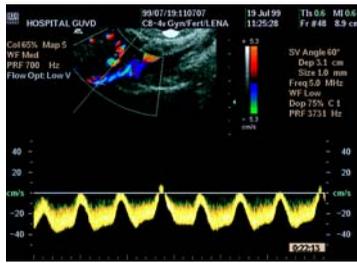


Рис. 10.7. Трансвагинальное сканирование. Кровоток в правой яичниковой вене.

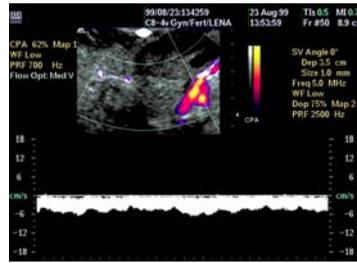


Рис. 10.8. Трансвагинальное сканирование. Кровоток в левой яичниковой вене.

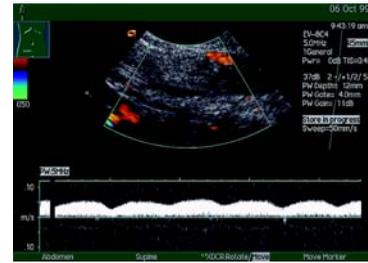


Рис. 10.9. Трансвагинальное сканирование. Монофазный кровоток в яичниковой вене у женщины в постменопаузе.

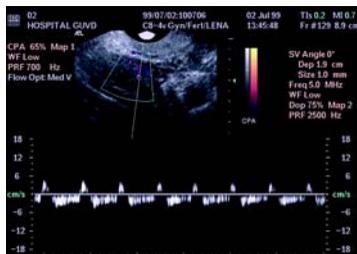


Рис. 10.10. Трансвагинальное сканирование. Трехфазный кровоток в яичниковой вене у женщины в постменопаузе.

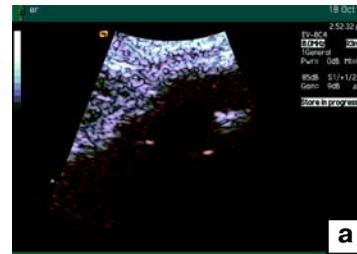
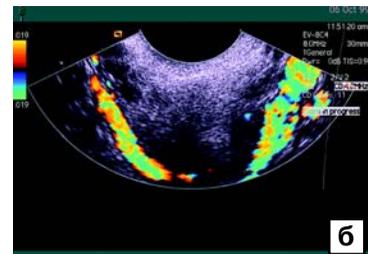


Рис. 10.11. Трансвагинальное сканирование. Клапан в маточной вене. а – V-режим; б – режим цветового доплеровского кодирования.



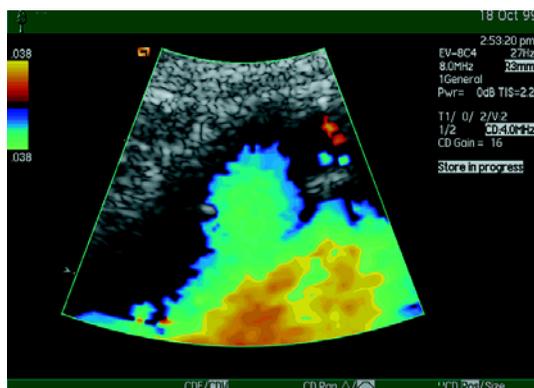
сопровождается болевым синдромом. Еще в 1831 г. R. Goosch [21] отмечал предменструальный болевой синдром и выявлял чувствительную и болезненную матку при пальпации во время бимануального исследования. Он назвал такое состояние «раздраженной маткой» и высказал предположение, что это является следствием «болезненного состояния тазовых кровеносных сосудов». На протяжении многих десятилетий это предположение многократно опровергалось или доказывалось. Тазовые боли – причина приблизительно трети обращений к гинекологам и половины производимых лапароскопий [22]. Только в небольшом проценте случаев хирурги находят органические повреждения или воспалительный процесс как причину тазовых болей. В подавляющем же большинстве наблюдений органическая причина отсутствует [23].

В настоящее время благодаря ультразвуковому исследованию женщин с жалобами на тазовые боли в отсутствие органической

патологии имеется возможность неинвазивной визуализации вен таза и определения кровотока в них, что в некоторых случаях позволяет с высокой степенью точности определять функциональные или патологические венозные нарушения.

**Гиперэстрогемия.** Многочисленными клиническими исследованиями доказана роль эстрогенов в расширении венозных сосудов таза [20, 24]. Косвенным подтверждением этого являются то, что болевой синдром часто встречается в период становления менструальной функции [25], что варикозное расширение сосудов нижних конечностей встречается в четыре раза чаще у женщин, чем у мужчин [26, 27], что при поликистозных яичниках, сочетающихся с гиперэстрогемией болевой синдром встречается у 56% женщин [28].

При гиперэстрогемии наблюдается стойкое значительное расширение всех отделов венозного русла внутренних поло-

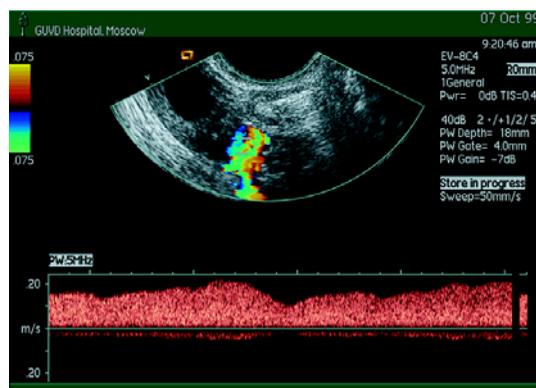


**Рис. 10.12.** Трансвагинальное сканирование. Расширенная аркуатная вена у женщины с гиперэстрогемией.

вых органов женщины — от аркуатных вен до овариальных (рис. 10.12, 10.13), сопровождающееся болевым синдромом, но имеющее обратимый характер при динамическом наблюдении. Исследование в спектральном доплеровском режиме демонстрирует возрастание скоростных параметров с сохранностью фазности и соотношения с актом дыхания. Подавление овариальной функции путем хирургической или медикаментозной кастрации приводит к сужению, а в ряде случаев к стенозу венозных сосудов [27].

#### ***Особенности венозной гемодинамики внутренних половых органов при воспалении.***

При воспалении кровотоков в органе усиливается. Во всех режимах исследования увеличивается количество визуализируемых сосудов (рис. 10.14). Если ультразвуковое исследование совпадает с начальной стадией воспалительного процесса, визуализируемые сосуды соответствуют расширенным артериолам. В более позднем периоде воспалительной реакции при использовании спектрального доплеровского режима регистрируется усиление кровотока в венозных посткапиллярах и венулах с одновременным увеличением периферического сопротивления в артериальных сосудах. Эти изменения соответствуют патофизиологическим закономерностям развития воспаления в микроцир-



**Рис. 10.13.** Трансвагинальное сканирование. Расширенная яичниковая вена у женщины с гиперэстрогемией.

куляторном русле [4, 29]. В аркуатных венах при эндомиометрите в спектральном доплеровском режиме максимальная скорость кровотока возрастает до 15 см/с (рис. 10.15) и может изменяться его фазность, что связано с дилатацией резистивных сосудов прекапиллярного уровня и передачей пульсации с артериального отдела сосудистой системы. Подобные изменения наблюдаются в венах боковых краев матки, сплетений и маточной вене.

При кольпите и эндоцервиците использование спектрального доплеровского режима также позволяет регистрировать усиление венозного кровотока в венах шейки матки (рис. 10.16).

При остром оофорите внутрияичниковые сосуды в В-режиме определяются как множественные анэхогенные или гипоэхогенные полости, в ряде случаев имитирующие мультифолликулярную структуру яичников (рис. 10.17). При воспалении в постменопаузе расширенные сосуды яичников могут быть ошибочно приняты за фолликулярный аппарат (рис. 10.18).

#### ***Возможности ультразвуковой диагностики тромбоза вен малого таза.***

Венозную гемодинамику отличает ряд особенностей, обусловленных низким давлением, замедленным кровотоком, малой толщиной венозной стенки и наклоном венозной крови к тромбообразованию. Венозный

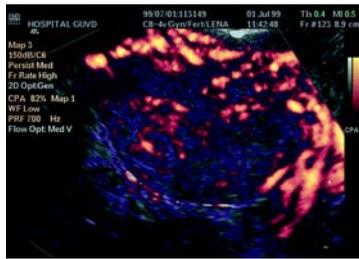


Рис. 10.14. Трансвагинальное дуплексное сканирование матки при воспалении.

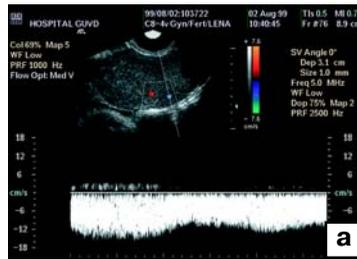
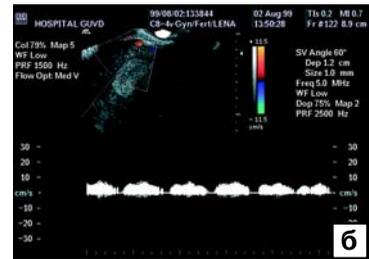


Рис. 10.15. Трансвагинальное сканирование. а – усиленный кровоток в аркуатной вене; б – двухфазный кровоток в аркуатной вене при воспалении.



стаз как следствие воспалительного процесса может способствовать образованию тромба.

Тромбоэмболические осложнения в акушерстве и гинекологии являются самой частой причиной летального исхода [30–33]. В странах Центральной Европы и Скандинавии материнская смертность от тромбоэмболии легочной артерии достигает 1% [34].

Современная ультразвуковая аппаратура позволяет в ряде случаев обнаруживать тромбы в венозных сосудах малого таза (рис. 10.19). Визуальными признаками тромботического процесса является обнаружение тромботических масс разной экзогенности в просвете вены, частично или полностью нарушающих ее проходимость [35]. При исследовании в режиме цветового доплеровского кодирования при частичном тромбозе отмечается дефект заполнения цветовой картограммы потока, при полном тромбозе – отсутствие цветового прокрашивания просвета сосуда. В

спектральном доплеровском режиме в области частичного тромбоза может наблюдаться локальное возрастание скорости кровотока. При полном тромбозе доплеровский спектр отсутствует. Кроме того, может отмечаться усиление кровотока по венам, осуществляющим отток крови коллатеральным путем (рис. 10.20). Как правило, в острой стадии тромбоза в артериях, осуществляющих приток крови к органу, выявляются признаки повышения сопротивления (рис. 10.21), что сопровождается в ряде случаев снижением скорости кровотока. В хронической стадии изменения артериального кровотока, как правило, отсутствуют.

**Ультразвуковая диагностика варикозно-го расширения вен малого таза.** Развивающиеся при варикозной болезни дистрофические и склеротические процессы в стенке венозных сосудов приводят к их постепенному, прогрессирующему расширению, удлинению и извитости. Все это ста-

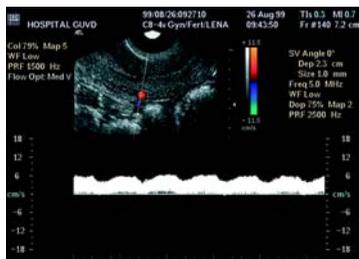
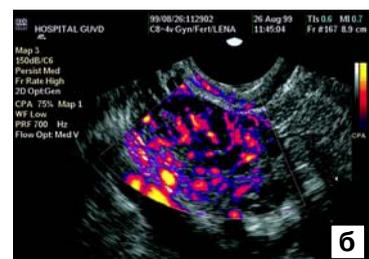


Рис. 10.16. Трансвагинальное сканирование. Кровоток в интрамуральной вене шейки матки при воспалении.



Рис. 10.17. Трансвагинальное сканирование. Внутриорганные вены яичника при воспалении. а – В-режим; б – режим энергетического доплеровского кодирования.

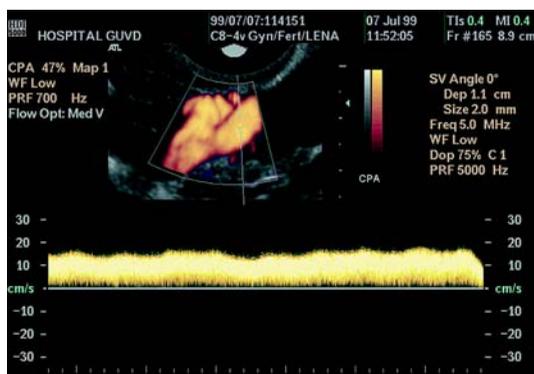




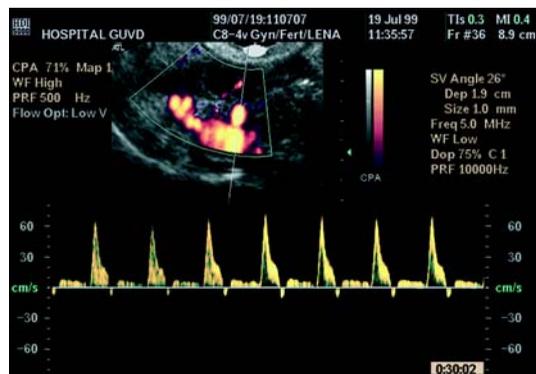
**Рис. 10.18.** Трансвагинальное сканирование. Внутривенные сосуды яичника при воспалении у женщины в постменопаузе.



**Рис. 10.19.** Трансвагинальное сканирование. Тромб в маточной вене.



**Рис. 10.20.** Трансвагинальное сканирование. Кровоток в вене сплетения при тромбозе маточной вены.



**Рис. 10.21.** Трансвагинальное сканирование. Кровоток в маточной артерии при тромбозе маточной вены.

новится причиной замедления кровотока, депонирования в органах малого таза и выключения из циркуляции значительной части крови. По мере затруднения и замедления кровотока нарушаются процессы микроциркуляции и транскапиллярного обмена, что приводит к трофическим нарушениям в тканях: при гистологическом исследовании обнаруживается отек соединительной ткани матки с расширением лимфатических и кровеносных сосудов. Наряду с этим определяются расширенные сосуды венозных сплетений, фиброз интимы, гипертрофия мышечного слоя и эндотелия капилляров в яичниках [36]. Возникновение варикозной болезни можно представить как результат несоответствия воздействия венозного давления на

стенки сосуда возможностям их противодействия этому давлению. При врожденной или приобретенной слабости мышечно-эластических структур венозной стенки и клапанного аппарата механические свойства вен перестают соответствовать гемодинамическим нагрузкам. В результате расширения, удлинения, извитости сосудов возникает относительная несостоятельность клапанного аппарата. В дегенеративный процесс, представляющий сущность варикозной болезни, могут вовлекаться первично и сами клапанные структуры. Поражение клапанного аппарата приводит к формированию абсолютной клапанной недостаточности. Поражение клапанного аппарата венозной системы малого таза при варикозной болезни явля-

ется причиной развития вертикальных и горизонтальных рефлюксов, т.е. противостоенных, патологических потоков крови. С целью оценки состоятельности клапанного аппарата применяется дыхательная проба, в основе которой лежит искусственное повышение давления в просвете вены проксимальнее клапана [37]. В случае несостоятельности клапанов при глубоком вдохе в спектральном доплеровском режиме регистрируется ретроградный кровоток.

Варикозное расширение вен малого таза сопровождается повышением внутрипросветного давления, что может приводить к открытию физиологически неактивных артерио-венозных анастомозов, осуществляющих прямой сброс крови из артерий в вены. При исследовании в спектральном доплеровском режиме выявляются типичные признаки артерио-венозного шунтирования: усиление кровотока со снижением индексов периферического сопротивления в приводящих артериях и усиление венозного кровотока с появлением псевдопульсации в варикозно-расширенных венах (рис. 10.22).

Ультразвуковая верификация варикозного расширения вен таза в В-режиме представляется сомнительной, если учесть многочисленность и изначально извитой ход сосудов, а также имеющиеся в норме расширения просвета вен непосредственно над клапанами. Кроме того, существует определенная цикличность визуализируемых расширенных вен на протяжении менструального цикла. В первую очередь

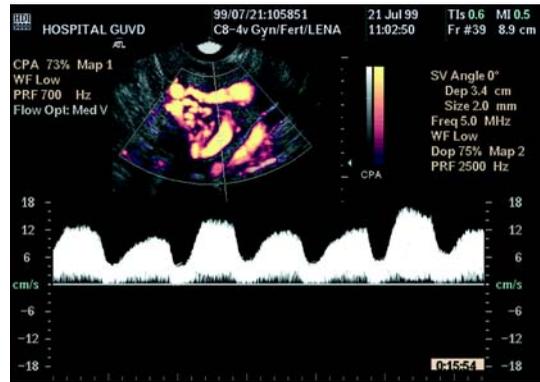


Рис. 10.22. Трансвагинальное сканирование. Кровоток в шунтирующем сосуде при варикозном расширении вен малого таза.

это относится к яичниковым венам овулирующего яичника. В течение фолликулярной фазы, когда продукция эстрогенов достигает максимума, яичниковая вена овулирующего яичника имеет больший диаметр по сравнению с контралатеральной [27]. Визуализация только в В-режиме совокупности извитых венозных сосудов в области воронкотазовых (латеральнее трубных углов) и широких (латеральнее перешейка) связок свидетельствует всего лишь о наличии в указанных местах венозных сплетений, тогда как для выявления варикозных деформаций требуется комплексное использование доплеровских режимов. Кроме того, в случаях сохранения стойкой клинической симптоматики в сочетании с постоянным (при динамическом наблюдении) расширением венозных сосудов и характерными нарушениями кровотока необходима верификация воз-



Рис. 10.23. Трансвагинальное поперечное сканирование матки. Аркуатная вена при миоме. а – В-режим; б – режим цветового доплеровского кодирования; в – двухфазный тип кровотока.

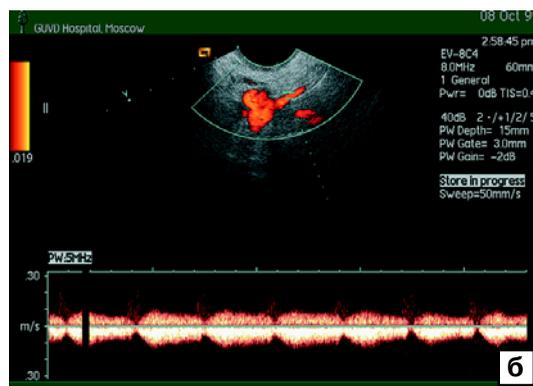
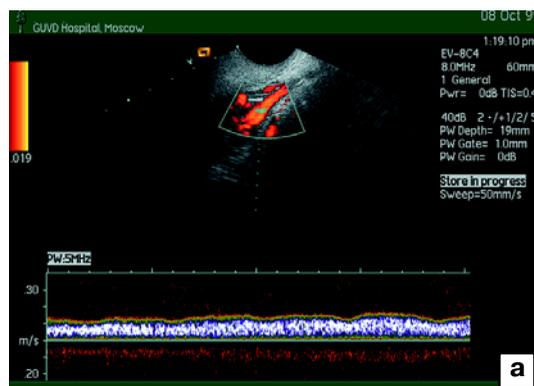


Рис. 10.24. Трансвагинальное сканирование. Кровоток в маточной вене при интерстициальной (а) и субсерозной (б) миоме.

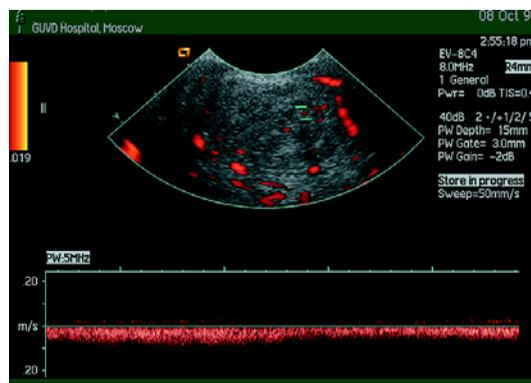


Рис. 10.25. Трансвагинальное сканирование. Внутриопухольный венозный кровоток в миоматозном узле.

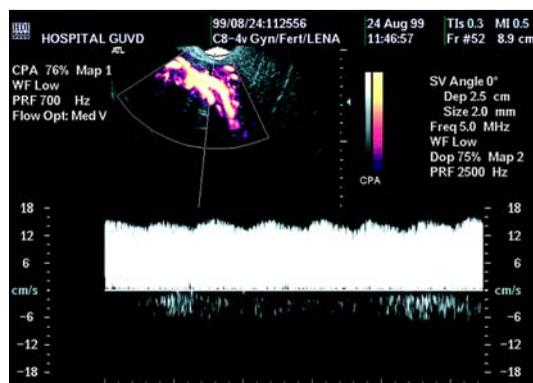


Рис. 10.26. Кровоток во внутриопухольном шунтирующем сосуде пролиферирующей миомы матки.

можных варикозных деформаций с применением одного из референтных методов, например ЯМРТ-венографии.

**Особенности венозного кровообращения матки при миоме.** Стойкое расширение аркуатных вен определяется при миоме матки в абсолютном большинстве наблюдений вне зависимости от размеров узлов и их локализации (рис. 10.23). Допплеровская кривая имеет двухфазный характер при использовании спектрального режима. Расширение внутриматочных сосудов, с одной стороны, обусловлено нарушением механизма контрактильной активности миометрия при его опухолевом поражении, с другой — наличием механического препятствия в виде опухолевого узла на пути венозного сосуда [38]. При неболь-

ших размерах миоматозных узлов и их межмышечной локализации параметры кровотока в маточной вене не отличаются от нормативных (рис. 10.24). В случае субсерозных узлов больших размеров, компрессирующих крупные вены, фазность доплеровской кривой может изменяться.

Внутриопухольный венозный кровоток в узлах миомы характеризуется монофазным типом доплеровской кривой и низкими скоростями (рис. 10.25). Однако интерес могут представлять шунтирующие сосуды с характерной формой огибающей доплеровского спектра, характеризующейся высокой скоростью кровотока с низким сопротивлением в артериях и признаками пульсации в венах. Подобные сосуды определяются в узлах пролиферирующей миомы (рис. 10.26).

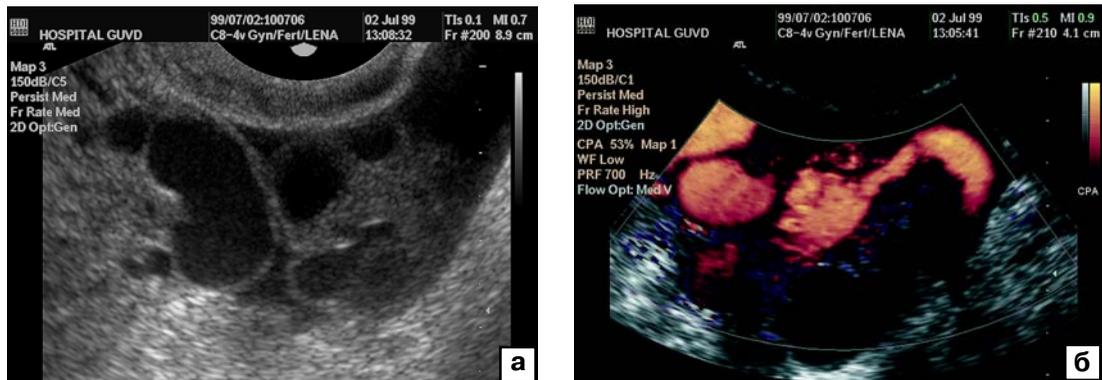


Рис. 10.27. Трансвагинальное сканирование. Расширенные овариальные вены при карциноидном синдроме. а – В-режим; б – режим энергетического доплеровского кодирования.

Вены органов малого таза реагируют не только на местные, но и на системные изменения возврата крови к сердцу. Например, при карциноидном синдроме с локализацией первичного очага в печени и вторичном поражении клапанного аппарата сердца мы наблюдали значительное расширение овариальных вен (рис. 10.27).

Учитывая морфологические особенности строения венозных сосудов, выраженную вариабельность топографии внутриорганных вен, многочисленность путей оттока, богатство анастомозов, превосходство протяженности и емкости венозного русла, широкие колебания размеров венул, приходится признать, что все это далеко не случайные, совсем не хаотические количественные и качественные специфические особенности конструкции путей оттока крови.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Персиянинов Б.К. Клинические наблюдения над соотношением между стазом и венозным давлением: Дисс. СПб., 1912.
2. Кловский Б.Н. Общие вопросы патофизиологии мозгового кровообращения // Научные труды Института неврологии АМН СССР. М., 1960. В. 1. С. 17–34.
3. Ткаченко Б.И. Венозное кровообращение. М.: Медицина, 1979.
4. Куприянов В.В., Караганов Я.Л., Козлов В.И. Микроциркуляторное русло. М.: Медицина, 1975.
5. Теплов С.И. Механизмы нейрогенной вазодилатации // Успехи физиол. наук. 1977. № 3. С. 74–96.
6. Кудряшов Ю.А. Периферические механизмы адренергической регуляции емкостных сосудов: Автореф. дисс. ... канд. мед. наук. Л., 1978.
7. Красильников В.Г. Изменения сопротивления и емкости сосудистого русла под влиянием вазоактивных веществ // Физиол. журн. СССР. 1975. № 10. С. 1531–1538.
8. Giacchetto C., Catizone F., Cotroneo G.B. et al. Radiologic anatomy of the genital venous system in female patients with varicocele // Surg. Gynecol. Obstet. 1989. V. 169. № 5. P. 403–407.
9. Tarazov P.G., Prozorovskij K.V., Ryzhkov V.K. Pelvic pain syndrom caused by ovarien varices. Treatment by transcatheter embolization // Acta Radiol. 1997. V. 38. № 6. P. 1023–1025.
10. Paulowitz H.P., Fenzl G., Spitzer D. et al. Postpartum ovarian vein thrombophlebitis – case report // Wein Med. Wochenschr. 1994. B. 144. № 10–11. S. 280–282.
11. Rizk B., Georgy B., Snow R. et al. Absence of flow in ovarian vein by time-of-flight magnetic resonance angiography without evidence of thrombosis // Clin. Imaging. 1997. V. 21. № 3. P. 203–206.
12. Goswany R.K., Williams G., Steptoe P.C. Decreased uterine perfusion: a cause of infertility // Hum. Reprod. 1988. № 3. P. 955–958.

13. Воробьев В.П. Атлас анатомии человека. Т. 4. М.-Л.: Медгиз, 1940. С. 262.
14. Redmer D.A., Reynolds L.P. Angiogenesis in the ovary // *Rev. Reprod.* 1996. № 3. P. 182–192.
15. Проскуракова О.В. Возможности ультразвукового исследования сосудов малого таза у женщин в постменопаузе // *Материалы научно-практической конференции, посвященной 10-летию клинического госпиталя ГУВД г. Москвы.* М., 1999. С. 126–127.
16. Проскуракова О.В., Лелюк С.Э. Ультразвуковое исследование венозных сосудов неизмененных внутренних половых органов женщины // *Эхография.* 2000. Т. 1. № 1. С. 115–122.
17. Kamina P., Chansigaud J.P. Functional anatomy of pelvic veins in women // *Phlebologie.* 1989. V. 42. № 3. P. 363–379.
18. Ванков В.Н. Строение вен. М.: Медицина, 1974.
19. Яровая И.М. Органные особенности гистологического строения стенки венозных сосудов и возрастные их изменения // *Очерки по гемодинамической перестройке сосудистой стенки.* М., 1971. С. 40.
20. Beard R.W., Reginald P.W., Wadsworth J. Clinical features of women with chronic lower abdominal pain and pelvic congestion // *Br. J. Obstet. Gynaec.* 1988. V. 95. P. 153–161.
21. Goosch R. One some of the most important diseases peculiar to women. Republished by Sydenham society. London, 1831.
22. Adams J., Beard R.W., Franks S. Pelvic ultrasound finding in women with chronic pelvic pain: correlation with laparoscopy and venography // *Abstr. XXIV British Congress of Obst. & Gynaec.* 1986. P. 80–81.
23. Renaer M. Chronic pelvis pain without obvious pathology // *Chronic pelvis pain in women.* NY: Springer, 1981. P. 162–175.
24. Ericson F. The ovary: a physiology // *Endocrinology and metabolism / Ed. Felig P.* McGraw-Hill, Inc., 1987. P. 905–908.
25. Maubon A., Ferru J.M., Thiebalt C. et al. Left ovarian vein syndrome // *J. Radiol.* 1997. V. 78. № 3. P. 223–225.
26. Вилянкий М.П., Проценко Н.В., Голубев В.В. и др. Рецидив варикозной болезни. М.: Медицина, 1984. С. 168.
27. Bonilla-Musoles F., Ballester M.J. Transvaginal color Doppler in the diagnosis of pelvic congestion syndrom // *Atlas of Transvaginal Color Doppler / Ed. A. Kurjak.* L., 1994. P. 207–214.
28. Sterns H.C., Sneed U.D. Observation on the clinical and pathological aspects of the pelvic congestion syndrom // *Am. J. Obstet. Gynecol.* 1966. V. 94. P. 718–732.
29. Евдокимов В.В. Нарушения микролимфоциркуляции при разлитом перитоните и их коррекция: Дисс. ... канд. мед. наук. М., 1981.
30. Макацария А.Д., Просвирякова И.Г. Тромбофилические состояния, тромбозы и тромбоэмболии в акушерской практике // *Акуш. гин.* 1987. № 12. С. 62–67.
31. Макацария А.Д., Просвирякова И.Г. Врожденные и наследственные дефекты гемостаза, предрасполагающие к рецидивирующим тромбозам, и беременность // *Акуш. гин.* 1989. № 11. С. 3–6.
32. Яблоков Е.Г., Прокубовский В.И., Мурадян Р.А. и др. Эндovasкулярная профилактика тромбоэмболии легочной артерии в акушерстве и гинекологии // *Акуш. гин.* 1990. № 9. С. 76–78.
33. Perguin D.A., Warmerdam P.E., Yedema C.A. et al. Ovarian vein thrombosis // *Ned. Tijdschr. Geneesk.* 1997. V. 141. P. 2350–2353.
34. Султанова И.О. Беременность и роды у больной с искусственным клапаном сердца и ридививирующим артериальным и венозным тромбозом // *Акуш. гин.* 1990. № 12. С. 14–16.
35. Johnson S.C., Esclapes M. Sonography of postpartum ovarian vein thrombophlebitis // *J. Clin. Ultrasound.* 1998. V. 26. № 3. P. 143.
36. Beard R.W., Highman J.H., Pearce S. et al. Diagnosis of pelvic varicosities in women with chronic pelvis pain // *Lancet.* 1984. № 2. P. 946–949.
37. Лелюк В.Г., Лелюк С.Э. Ультразвуковая ангиология. М.: Реальное Время, 1999. С. 100.
38. Akerlund M. Uterine contraction in non-pregnant women. How are they handled? what is their significance? // *Lakartidningen.* 1998. V. 95. № 4. P. 284–287.

---



# 11

## ЭКТОПИЧЕСКАЯ БЕРЕМЕННОСТЬ

*М.В. Медведев, Н.А. Алтынник*



Эктопическая беременность характеризуется аномальной имплантацией плодного яйца за пределами полости матки. Учитывая, что nidация плодного яйца возможна в области перешейка и шейки матки, более правильно использование термина не внематочной, а эктопической беременности. Большинство исследователей указывают, что распространенность эктопической беременности составляет в среднем 12–14 на 1000 беременностей или 1 случай на 100–200 родов. Следует отметить, что частота эктопической беременности значительно варьирует в зависимости от региона.

Эктопическая беременность составляет 9% от всех случаев материнской смертности и занимает первое место среди причин смерти в I триместре в США [1]. В России в структуре причин материнской смертности в 1993 г. на долю внематочной беременности приходилось 7,4% [2].

У 95% пациенток с эктопической беременностью плодное яйцо локализуется в ампулярном и истмическом отделах ма-

точной трубы, реже nidация отмечается в шейке матки, рудиментарном роге, яичнике и в различных отделах брюшной полости [3, 4]. Наиболее частыми проявлениями эктопической беременности являются болевые ощущения в нижних отделах живота, кровянистые выделения из половых путей и наличие придатковых образований. Однако клинический диагноз оказывается правильным не более чем в 50% случаев [5], так как нередко эктопическая беременность характеризуется стертой клинической картиной. Поэтому актуальной является ее ранняя диагностика, которая наряду со своевременным оперативным лечением, может оказать существенное влияние на снижение материнской смертности, а также на предотвращение осложнений, потенциально приводящих к потере репродуктивного здоровья.

Для диагностики эктопической беременности в современных условиях используются различные диагностические методы, особое значение среди которых имеет ультразвуковое исследование.

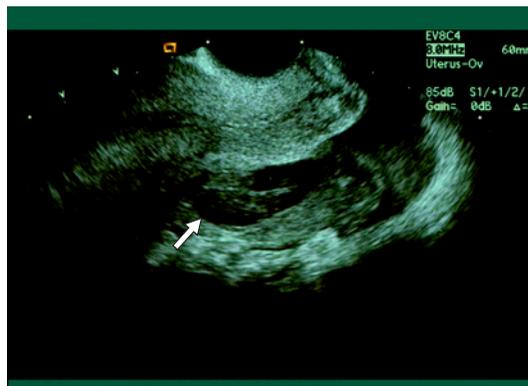
### ЭХОГРАФИЯ

Согласно данным многочисленных исследований трансвагинальная эхография имеет существенные преимущества в диагностике эктопической беременности [6].

При этом существенное значение приобретает опыт врача ультразвуковой диагностики. Так, в исследованиях J. Wojak и соавт. [7], ретроспективно проанализировав-



**Рис. 11.1.** Трансвагинальное сканирование. Прогрессирующая левосторонняя трубная беременность. Стрелкой указано плодное яйцо с эмбрионом в просвете маточной трубы.



**Рис. 11.2.** Трансвагинальное сканирование. Прервавшаяся левосторонняя трубная беременность. Стрелкой указана свободная жидкость в позадидиматочном пространстве.

ших 267 случаев оперативного лечения эктопической беременности, была установлена достоверно более высокая частота обнаружения придаткового образования, свободной жидкости в позадидиматочном пространстве и кист желтого тела при проведении ультразвукового обследования врачами с большим опытом работы по сравнению с врачами-резидентами, осуществлявшими обследование на протяжении дежурства в ночное время.

При проведении ультразвукового исследования органов малого таза у пациенток с подозрением на эктопическую беременность необходимо последовательно тщательно осматривать полость матки, придатки и позадидиматочное пространство.

Для прогрессирующей эктопической беременности характерны абсолютные эхографические признаки, позволяющие практически в 100% случаев поставить правильный диагноз. К ним относится выявление эктопически расположенного плодного яйца с эмбрионом (рис. 11.1). Однако эта картина обнаруживается не так часто (5–12,5% от всех случаев эктопической беременности), так как большинство пациенток направляется на ультразвуковое исследование уже с клиническими симптомами нарушенной внематочной беременности.

Суммируя ультразвуковые признаки прервавшейся эктопической беременности, особо следует выделить: умеренное увеличение размеров матки, гравидарную гиперплазию эндометрия, ложное плодное яйцо в полости матки, свободную жидкость в позадидиматочном пространстве, придатковое образование. Диагностическая ценность каждого из этих признаков в отдельности невелика. Поэтому необходимо учитывать совокупность всех эхографических критериев.

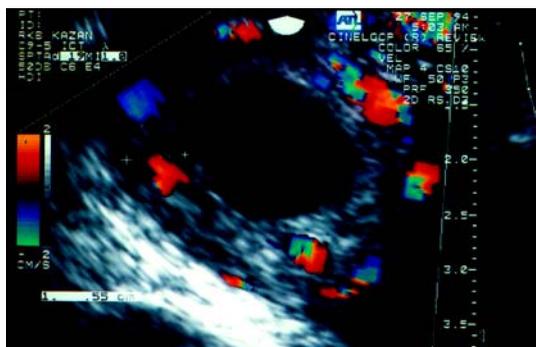
Наиболее важными эхографическими признаками нарушенной эктопической беременности являются придатковое образование и свободная жидкость в позадидиматочном пространстве (рис. 11.2). Придатковое образование характеризуется неоднородной структурой, имеет нечеткие и неровные контуры. При трубном аборте эхографическая картина обычно представлена сгустками крови, тогда как разрыв маточной трубы сопровождается скоплением крови в позадидиматочном пространстве и выглядит гомогенной гипозоногенной структурой. Частота эктопической беременности значительно возрастает при умеренном и выраженном скоплении крови в позадидиматочном пространстве, но ее отсутствие не позволяет полностью исключить эктопическую беременность.

## ДОПЛЕРОГРАФИЯ

В последние годы для диагностики эктопической беременности дополнительно стала применяться доплерография. Обнаружение эктопической беременности с помощью этого метода основано на визуализации кровотока в сосудах эктопического трофобласта с оценкой численных значений индексов сосудистого сопротивления, а также изучение особенностей кровотока желтого тела.

М. Budowick и соавт. [8] установили, что после эктопической имплантации плодного яйца в слизистую оболочку маточной трубы отмечается дальнейшее его внедрение в стенку вплоть до брюшинного покрова. При этом процесс идет параллельно как вглубь трубы, так и по ее окружности. Учитывая, что трофобласт проникает в подлежащие сосуды, отмечается значительное усиление кровотока. Это объясняет различия кровотока в артерии маточной трубы в норме и у пациенток с эктопической беременностью.

Особенностью изображения кровотока эктопически расположенного трофобласта является выраженная яркость цветовых сигналов, указывающих на высокую интенсивность кровотока (рис. 11.3), кото-



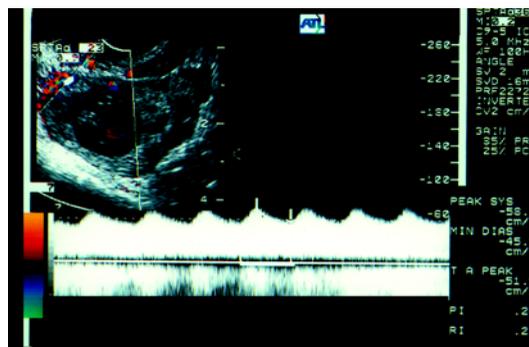
**Рис. 11.3.** Трансвагинальная эхограмма поперечного сечения левой маточной трубы с использованием цветового доплеровского картирования при трубной беременности 5 нед. Отчетливо видна выраженная васкуляризация стенки маточной трубы в области имплантации плодного яйца.

рый характеризуется высокой пиковой систолической скоростью и низким сопротивлением (рис. 11.4).

В качестве диагностического критерия большинством исследователей используются численные значения индекса резистентности менее 0,40–0,45. Проведенные исследования указывают на высокую информативность доплерографии при эктопической беременности.

По мнению большинства исследователей доплерография позволяет повысить чувствительность ультразвуковой диагностики эктопической беременности. Согласно проведенным исследованиям чувствительность трансвагинальной доплерографии составляет 71–96%, а специфичность — 93–99% [6].

Наряду с этим некоторые авторы считают, что цветовое доплеровское картирование не несет дополнительной информации и обладает меньшими диагностическими возможностями по сравнению с трансвагинальной эхографией. Так, по данным R. Achiron и соавт. [9], чувствительность трансвагинальной эхографии при эктопической беременности составляет 95%, тогда как доплерографии только 48%.



**Рис. 11.4.** Кривые скоростей профобластического кровотока в стенке правой маточной трубы, полученные при трансвагинальном сканировании в случае трубной беременности 7 нед 4 дня. Индекс резистентности составляет 0,21, пиковая систолическая скорость — 58,2 см/с.

Согласно результатам ряда авторов, доплеровское исследование в цветовом и импульсном режимах позволяет дифференцировать истинное и ложное плодное яйцо [5]. Истинное плодное яйцо характеризуется наличием перитрофобластического кровотока, при этом численные значения индекса резистентности находятся в пределах 0,40–0,45. В случаях ложного плодного яйца усиление кровотока не отмечается, а индекс резистентности составляет более 0,55. Кроме этого для ложного плодного яйца характерна невысокая скорость пиковой систолической скорости кровотока ( $< 21$  см/с), что может быть использовано для исключения маточной беременности малого срока с чувствительностью 84%.

D. Jurković и соавт. [10] провели сравнительный анализ индексов сосудистого сопротивления в артериях матки, спиральных артериях и сосудах желтого тела с маточной и эктопической беременностью. Ими установлено, что при маточной беременности отмечается уменьшение численных значений индекса резистентности с увеличением срока гестации, тогда как при эктопической беременности численные значения индекса резистентности практически не меняются. Максимальная систолическая скорость кровотока в маточных артериях также увеличивается с возрастанием срока маточной беременности и ее численные значения выше, чем при эктопической беременности.

I. Zalud и A. Kurjak [11] провели изучение кровотока желтого тела у беременных и небеременных пациенток. Типичный низкорезистентный характер кровотока был выявлен у 82,8% женщин в ранние сроки нормально развивающейся маточной беременности, у 80,8% пациенток с эктопической беременностью и у 69,3% небеременных женщин в лютеиновую фазу менструального цикла. Наименьшие численные значения индекса резистентности ( $0,42 \pm 0,12$ ) были обнаружены у небеременных женщин, а наибольшие ( $0,53 \pm 0,09$ ) — у пациенток с маточной беременностью. Индекс резистентности при эк-

топической беременности составил в среднем  $0,48 \pm 0,07$ . При этом лютеиновый кровоток был зарегистрирован на стороне эктопической беременности.

Как и другие диагностические методы трансвагинальное цветовое доплеровское картирование может приводить к ложноположительным и ложноотрицательным результатам. Ложноположительные результаты преимущественно бывают обусловлены желтым телом, в некоторых случаях сами придатковые образования дают изображение, аналогичное эктопической беременности. Ложноотрицательные результаты чаще всего связаны с неадекватным использованием технических настроек цветового доплеровского картирования, а также с недостаточным опытом у врача.

В последнее время предприняты попытки применения энергетического доплера для диагностики эктопической беременности [12]. В ходе проведенных исследований установлено, что точность этого метода составляет 92%, однако для окончательного суждения о диагностических возможностях энергетического доплера необходимы дальнейшие проспективные исследования.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Nederlof K.P., Lawson H.W., Saftlas A.F., Atrask H.K., Finch E.L. Ectopic pregnancy surveillance // United States. Mortal. Morbid. Weekly ReP. 1990. Vol. 39. P. 9–15.
2. Кулаков В.И., Фролова О.Г., Ландеховский Ю.Д. и др. Актуальные вопросы внематочной беременности (информационное письмо). М.: МЗ РФ, 1995.
3. Hickey J., Goldberg F. Ultrasound Review of Obstetrics and Gynecology. Philadelphia, NY: Lippicott-Raven Publ., 1996.
5. Dillon E.H., Feyock A.L., Taylor K.J.W. Pseudogestational sacs: Doppler US differentiation from normal or abnormal intrauterine pregnancies // Radiology. 1990. V. 176. P. 359–364.
6. Медведев М.В., Озерская И.А. Ультразвуковое исследование маточных труб // Кли-

- ническое руководство по ультразвуковой диагностике / Под ред. Митькова В.В., Медведева М.В. III том. М.: Видар, 1997. С. 175–200.
7. Wojak J.C., Clayton M.J., Nolan T.E. Outcomes of ultrasound diagnosis of ectopic pregnancy. Dependence on observer experience // Invest. Radiol. 1995. V. 30. № 2. P. 115–117.
  8. Budowick M., Johnson T.R.B., Genadry R. The histopathology of the developing tubal ectopic pregnancy // Fertil. Steril. 1980. V. 34. P. 169–173.
  9. Achiron R., Goldenberg M., Lipitz S. Transvaginal Doppler sonography for detecting ectopic pregnancy: is it really necessary // Isr. J. Med. Sci. 1994. V. 30. № 11. P. 820–825.
  10. Jurkovic D., Bourne T.H., Jauniaux E. et al. Transvaginal color Doppler study of blood flow in ectopic pregnancies // Fertil. Steril. 1992. V. 57. P. 68–73.
  11. Zalud I., Kurjak A. The assessment of luteal blood flow in pregnant and non-pregnant women by transvaginal color Doppler // J. Perinat. Med. 1990. V. 18. P. 215–221.
  12. Cacciatore B. Power Doppler in diagnosis and management of ectopic pregnancy // Ultrasound Obstet. Gynecol. 1996. V. 8. Suppl. 1. P. 205.

---

Подготовлено к печати в издательстве «Реальное Время»

113545, Москва, Варшавское шоссе, 125, стр. 18 тел./факс: 781-26-47

Лицензия ЛР №065207 от 5. 06. 1997 г.

Директор издательства Логвиненко Т.В.  
Оформление обложки Касьяненко О.П.  
Верстка Касьяненко О.П., Савельева Е.В.  
Технический редактор Харланова О.А.

Энциклопедию распространяет

Российская ассоциация врачей ультразвуковой диагностики в перинатологии и гинекологии  
125008, Москва, Коптевский б-р, 5, тел./факс: (095) 450-50-20

Подписано в печать 17.12.99. Формат 60x90/8. Печ.л 19,0

Печать офсетная. Бумага мелованная. Заказ №

Отпечатано в ОАО «Типографии «Новости», 107005, Москва, ул. Ф. Энгельса 46.

---

При оформлении обложки использовано изображение диагностической китайской статуэтки из коллекции Национального музея Великобритании. На четвертой странице обложки рисунок «В ожидании Адама», любезно предоставленный художником А.В.Щегловым

---



## 2

# ДОППЛЕРЭХОГРАФИЯ МАТКИ

О.В. Проскурякова, Б.И. Зыкин



Кровообращение внутренних половых органов женщины представляет собой высокообъемную и высокоскоростную систему с огромной возможностью изменяться на протяжении всего репродуктивного периода. Богатое кровоснабжение матки необходимо для возобновления регенерации эндометрия после менструации, имплантации оплодотворенной яйцеклетки и развития плаценты. Знание качественных и количественных параметров гемодинамики оказывает существенную помощь в оценке различных клинических ситуаций.

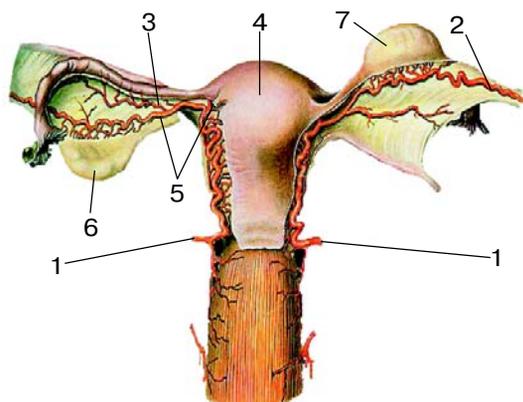
В целом сосудистая анатомия малого таза женщины относительно постоянна. Однако размеры сосудов и характер кровотока в них могут изменяться в зависимости от возраста, репродуктивного состояния и перенесенных заболеваний.

**Артерии.** Кровоснабжение матки осуществляется маточной и яичниковой артериями. Основным питающим сосудом является маточная артерия – *a. uterina*, которая отходит от внутренней подвздошной артерии и, располагаясь в основании широкой связки, направляется к матке. В области перешейка она разветвляется на две ветви – нисходящую и восходящую. Нисходящая – *a. vaginalis* питает шейку и стенки влагалища, образуя позади него большой анастомоз со своей контралатеральной парой. Восходящая ветвь – соб-

ственно маточная артерия располагается вдоль линии прикрепления к матке широкой связки, где и соединяется с маточной ветвью яичниковой артерии, являющейся дополнительным питающим источником. В результате соединения двух сосудов образуется артериальная дуга, лежащая по периферии матки между листками широкой связки, откуда идут многочисленные ветви к передней и задней поверхностям, а также в толщу стенок матки (рис. 2.1).

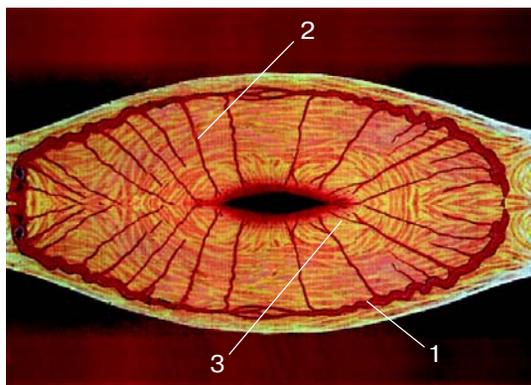
Сам ствол маточной артерии, дуга, образуемая ею вместе с яичниковой артерией и ветви этой дуги к матке отличаются резко выраженной извилистостью. Следует отметить, что при беременности этот своеобразный характер хода артерий не исчезает – напротив, извилины увеличиваются параллельно увеличению поперечника и удлинению самой артерии.

Ветви маточной артерии проникают в матку и, следуя параллельно его внешнему контуру, образуют одну из разновидностей *rete mirabile* (чудесная сеть) – аркуатное сплетение, состоящее из сосудов трех типов, различающихся как расположением, так и строением. Наиболее крупные по диаметру артериальные сосуды проходят в виде дуги между наружным (продольным) и средним (круговым) мышечными слоями, образуя *stratum vasculosum*. От дуговой артерии в перпендикулярном ее ходу направлении идут



**Рис. 2.1.** Схема кровоснабжения матки. 1 – маточная артерия; 2 – яичниковая артерия; 3 – яичниковая ветвь маточной артерии; 4 – дно матки; 5 – связка яичника; 6 – правый яичник; 7 – левый яичник.

многочисленные радиальные сосуды, гораздо меньшие по диаметру. Во внутреннем (продольном) мышечном слое располагаются спиральные сосуды, продолжающиеся из радиальных. Они обеспечивают кровоснабжение эндометрия и представляют сеть анастомозирующих между собой капилляров с очень малым диаметром (в пределах 0,005–0,01 мм) [1]. Прежде чем радиальные магистрали входят в эндометрий, они делятся на два вида артериол. Прямые артериолы снабжают базальный слой эндометрия. Спиральные артериолы



**Рис. 2.2.** Схема расположения внутриматочных сосудов. 1 – аркуатные сосуды; 2 – радиальные сосуды; 3 – спиральные сосуды.

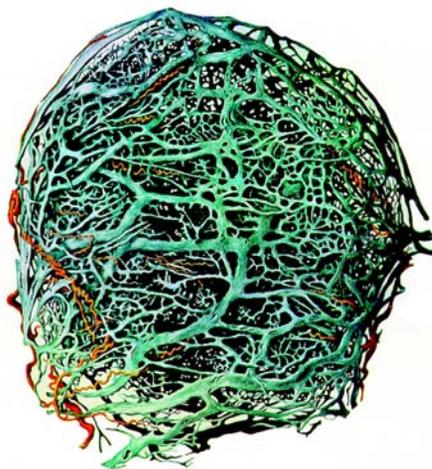
снабжают функциональный слой, и их изменения заметны на протяжении менструального цикла (рис. 2.2).

Строение стенок артерий определяет их функцию. Так, маточная артерия относится к сосудам с выраженным мышечным слоем, богатым эластическими волокнами. Во внутриматочных артериях *media* не имеет эластических волокон.

**Вены.** Кровоснабжение органа и его дренаж осуществляются артерио-венозным комплексом, сосуды которого самым непосредственным образом связаны друг с другом. Поэтому совершенно очевидна целесообразность рассмотрения закономерностей гемодинамики в совокупности с ее венозным звеном.

Венозный отток от внутренних половых органов женщины осуществляется по сосудам, которые своим ходом и названием соответствуют артериальным ветвям.

Венозные сосуды миометрия многочисленнее артериальных и образуют своеобразный каркас матки (рис. 2.3). Для вен матки характерна значительная вариабельность размеров: от микроскопических в области базального слоя эндометрия до 2 мм в диаметре в наружном слое миометрия. Спиральные вены, обеспечивающие отток от эндометрия, продолжают в ра-



**Рис. 2.3.** Венозный каркас матки.



Визуализация внутренних подвздошных артерий возможна в 100% наблюдений [5]. Расположенные ретроперитонеально, они определяются при продольном сканировании выше и латеральнее яичников в виде гипоэхогенных линейных структур, ограниченных сосудистой стенкой, которая имеет высокую эхогенность. Диаметр сосудов варьирует от 5 до 6 мм. При использовании цветового режима просвет сосуда равномерно заполняется цветом. Исследование в спектральном доплеровском режиме позволяет получить форму доплеровской кривой, характерную для сосудов с высоким периферическим сопротивлением (рис. 2.4).

Маточные артерии имеют меньший диаметр, извитой ход и более выраженную вариабельность локализации. Поэтому визуализация и идентификация их в течение ультразвукового исследования может быть затруднена. Наиболее четкое изображение маточных артерий удается получить при поперечном сканировании области внутреннего зева латеральнее маточно-влагалищного сосудистого сплетения (рис. 2.5). Визуализация маточных сосудов значительно упрощается при использовании 3D технологии (рис. 2.6).

В репродуктивном возрасте качественные (форма огибающей доплеровского спектра) и количественные (пиковая систолическая скорость кровотока, максимальная конечная диастолическая скорость, индекс периферического сопротивления, индекс пульсации) параметры кровотока изменяются соответственно фазе менструального цикла. Так, в течение овуляторного цикла отмечается статистически достоверное увеличение перфузии матки к началу второй фазы цикла. Этот процесс характеризуется увеличением пиковой систолической скорости от 40 см/с в средней стадии фолликулярной фазы до 50 см/с и выше в средней стадии лютеиновой фазы. При этом значение индекса периферического сопротивления снижается от 0,9 в середине первой фазы до 0,7 в середине второй фазы менструального цикла (рис. 2.7, 2.8).

Подобная модель изменений встречается во всех ветвях маточных артерий.

В постменопаузе в связи с уменьшением перфузии органа кровотоки в маточных артериях претерпевают значительные изменения. Индекс периферического сопротивления имеет высокие значения: от 0,9 до 1,0 при отсутствии циклических изменений скоростей (рис. 2.9).

При исследовании в В-режиме боковых краев матки маточные сосуды визуализируются как многочисленные эхонегативные структуры (рис. 2.10). Использование одного из цветовых доплеровских режимов позволяет легко идентифицировать их как сосуды (рис. 2.11).

Следует иметь в виду, что эхографическое изображение структуры миометрия и внутриматочных кровеносных сосудов во многом определяется контрактильной активностью матки. Маточные сокращения регистрируются при трансвагинальном исследовании во всех фазах цикла. Эти волнообразные движения перед менструацией возникают с частотой 2,3 (от 1 до 6) сокращения в минуту и направлены к внутреннему зеву. В других фазах цикла частота сокращений составляет в среднем 3,3 (от 1 до 9) в минуту в направлении дна. Самая высокая частота сократительных движений и наибольшая задействованная в этом процессе площадь миометрия регистрируются в перiovуляторном периоде [6–8].

Своеобразная мелкоячеистая структура матки в В-режиме отражает наличие большого количества кровеносных сосудов в миометрии, которые четко определяются при использовании цветового режима (рис. 2.12).

При продольном исследовании матки аркуатные сосуды эхографически визуализируются как линейные структуры во внешнем слое миометрия, следующие параллельно наружному контуру органа. При динамическом наблюдении в разные фазы цикла диаметр их изменяется от 3 мм в первой фазе до 1–2 мм во второй (рис. 2.13–2.15).

Наиболее четкое их изображение может быть получено в фазе пролиферации. Од-

нако непосредственно до и во время менструации внутриматочные сосуды визуализировать трудно. Некоторое сужение сосудов в позднюю лютеиновую фазу, а затем их дилатация в фолликулярную фазу обусловлены как циклическим действием эстрогенов, так и сократительной активностью матки [8, 9].

Исследование кровеносных сосудов матки в спектральном доплеровском режиме позволяет констатировать значительные различия параметров кровотока в зависимости как от типа исследуемого сосуда (аркуатная, радиальная артерия, спиральная артериола), так и от фазы менструального цикла у женщин репродуктивного возраста. Так, скорость кровотока и индексы периферического сопротивления снижаются по мере деления сосудов на более мелкие ветви. Вместе с тем в пролиферативной фазе встречаются относительно высокие скорости и индексы периферического сопротивления по сравнению с секреторной фазой (рис. 2.16, 2.17).

**Ультразвуковое исследование венозных сосудов матки.** Лучшая визуализация и оптимальная возможность изучения венозных сосудов малого таза обеспечиваются использованием трансвагинальной методики.

Органые вены матки изучают в средней трети миометрия (сосудистом слое) — месте локализации наиболее крупных аркуатных вен. Маточные ветви маточной вены визуализируются при сканировании боковых краев органа, венозные сосуды сплетения в воронкотазовой связке — в области трубных углов, а сосуды маточно-влагалищного сплетения — латеральнее боковых краев перешейка при сканировании на уровне внутреннего зева. Гемодинамику в маточных венах исследуют при получении их четкого изображения дистальнее маточно-влагалищных сплетений. Внутренние подвздошные вены, расположенные ретроперитонеально, определяются в непосредственной связи с внутренними подвздошными артериями выше и

латеральнее яичников при исследовании медиальной поверхности боковой стенки малого таза. В ряде случаев, в частности в постменопаузе, они благодаря постоянству локализации являются основным ориентиром при поиске постменопаузальных яичников.

В В-режиме оценивают геометрию сосуда, его диаметр, наличие пульсации и состояние сосудистой стенки. При цветовом доплеровском картировании определяют проходимость сосуда, наличие зон турбулентности и регургитации. Спектральный доплеровский режим применяют для оценки фазности доплеровской кривой и ее синхронизации с актом дыхания, расчета максимальной и усредненной по времени максимальной скоростей кровотока [10, 11].

При неизменном изображении матки у женщин как в постменопаузе, так и в репродуктивном возрасте поиск венозных сосудов миометрия может быть затруднен. Это связано с особенностью анатомического строения вен миометрия, относящихся к сосудам со слабым развитием мышечных элементов, а также с контрактильной активностью матки. У женщин репродуктивного возраста сократительные движения миометрия обуславливают кратковременную полную компрессию внутриорганных вен. Поэтому четкая, но фрагментарная визуализация вен миометрия возможна лишь в отсутствие сократительных движений миометрия. Кроме того, изучение органного кровотока возможно при комплексном использовании цветового и спектрального доплеровских режимов, поскольку исследование сосудов только в В-режиме не позволяет получать достоверной информации о сосудистых структурах ввиду отсутствия патогномичных критериев их визуальной идентификации.

Максимальный диаметр аркуатных венозных сосудов миометрия не превышает 2 мм. Изучение состояния стенки вен невозможно, так как ее экзогенность идентична таковой окружающего миометрия. В цветовом доплеровском режиме сосу-

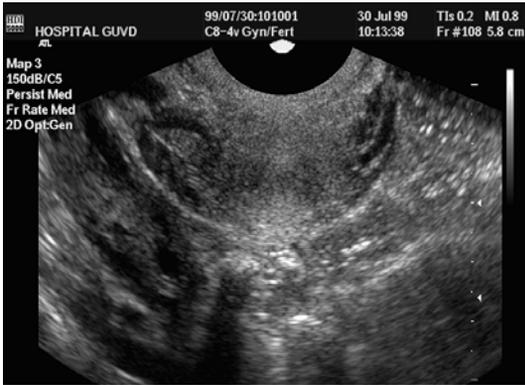


Рис. 2.10. Трансвагинальное сканирование. Кровеносные сосуды парацервикальной области в В-режиме.

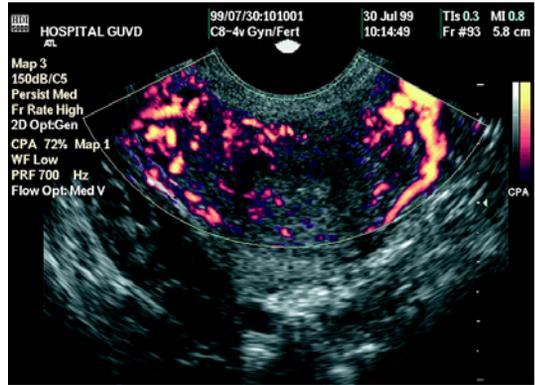


Рис. 2.11. Трансвагинальное сканирование. Кровеносные сосуды парацервикальной области.

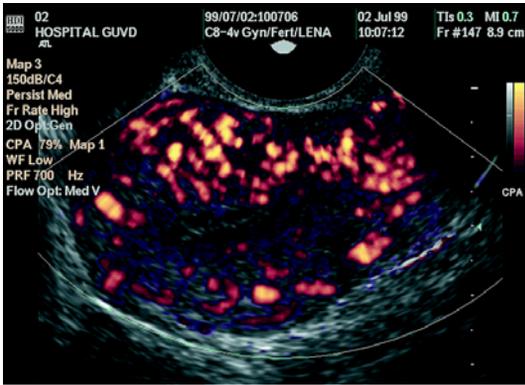


Рис. 2.12. Трансвагинальное продольное сканирование тела матки в режиме энергетического доплера.



Рис. 2.13. Трансвагинальное сканирование. Аркуатные сосуды в В-режиме.



Рис. 2.14. Трансвагинальное сканирование. Радиальные сосуды миометрия.

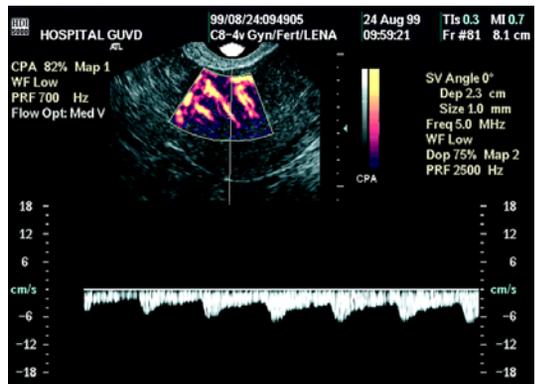


Рис. 2.15. Трансвагинальное сканирование. Спиральные сосуды миометрия.

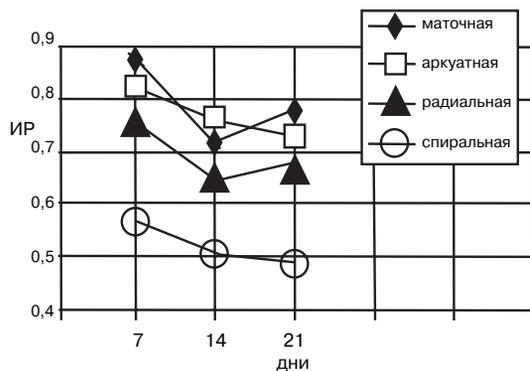


Рис. 2.16. Динамика изменений показателя индекса периферического сопротивления (ИР) в сосудах матки в течение овуляторного менструального цикла.

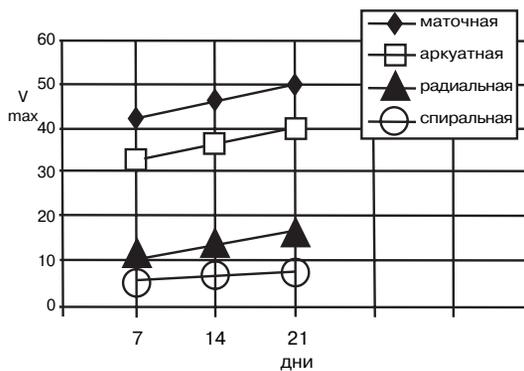


Рис. 2.17. Динамика изменений показателей пиковой систолической скорости кровотока (Vmax) в сосудах матки в течение овуляторного менструального цикла.

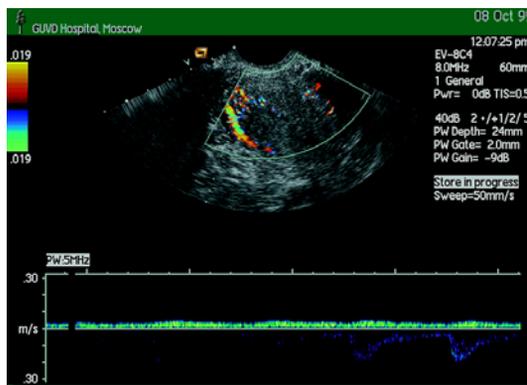


Рис. 2.18. Трансвагинальное сканирование. Монофазная форма спектра кровотока в аркуатной вене.

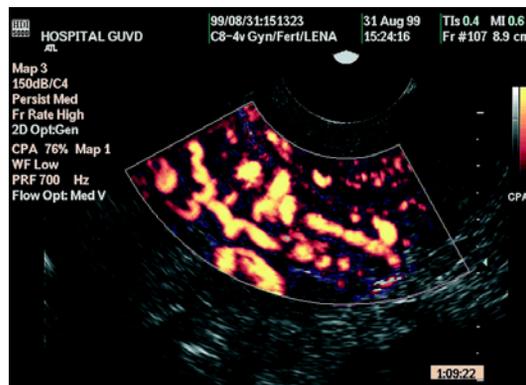


Рис. 2.19. Трансвагинальное сканирование. Кровеносные сосуды бокового края матки.

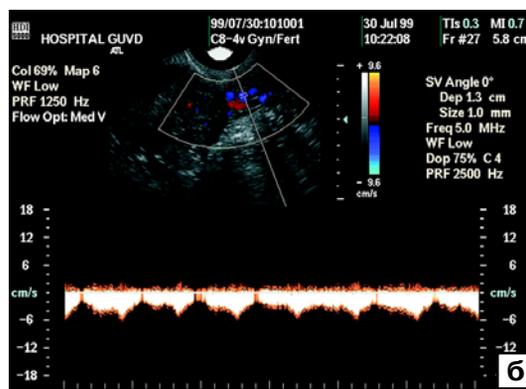
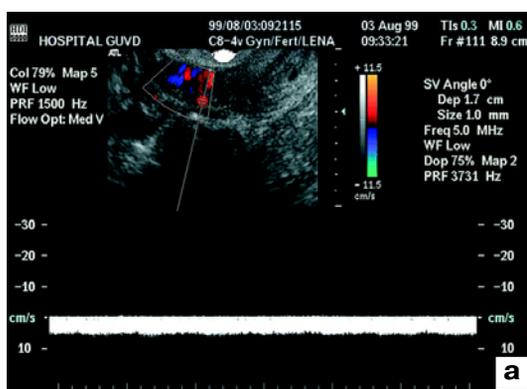


Рис. 2.20. Трансвагинальное сканирование. Монофазная форма спектра кровотока в вене маточно-яичникового сплетения (а) и двухфазная – в сплетении области трубного угла матки (б).

ды миометрия равномерно заполняются цветом, длина визуализируемых фрагментов может быть разной в зависимости от особенностей расположения и сократительной деятельности матки. При использовании спектрального доплеровского режима в аркуатных венах миометрия выявляется монофазный кровоток, не синхронизированный с актом дыхания (рис. 2.18). Средняя максимальная скорость кровотока во внутриматочных венах составляет  $5,87 \pm 3,41$  см/с.

В наших наблюдениях венозное русло миометрия не удалось визуализировать у 73,6% женщин в постменопаузальном периоде длительностью более 5 лет с неизменным изображением внутренних половых органов [11, 12]. Следует заметить, что у 22,3% женщин в периоде постменопаузы длительностью более 10 лет определяются линейные структуры повышенной эхогенности в месте, соответствующем в репродуктивном возрасте локализации аркуатных сосудов. Признаки кровотока в них отсутствуют. Наличие у женщин в постменопаузе гиперэхогенных линейных структур в средней трети миометрия — месте сосудистого слоя обусловлено, по-видимому, петрификацией сосудистых стенок в этом возрасте [13].

Маточные ветви маточных вен четко определяются в боковых краях матки в виде извитых сосудов диаметром от 3 до 5 мм с однородно эхонегативным просветом и равномерным заполнением цветом (рис. 2.19). В спектральном режиме фиксируется двухфазный кровоток, синхронизированный с дыханием и со средним значением максимальной скорости  $6,2 \pm 2,1$  см/с.

Выявление в В-режиме совокупности венозных сосудов и их извитого хода в области воронкотазовых (латеральное трубных углов) и широких (латеральное перешейка) связок свидетельствует всего лишь о наличии в указанных местах венозных сплетений. Для выявления варикозных деформаций требуется комплексное использование доплеровских режимов.

В сосудах венозных сплетений воронкотазовых и широких связок у здоровых женщин имеют место значительная вариабельность диаметров вен (от 1 до 5 мм, в среднем 3 мм) и извилистый ход сосудов. Просвет вен выглядит однородно эхонегативным и от окружающих тканей отграничивается тонкой эхопозитивной стенкой. Клапаны в венозных сосудах сплетений не визуализируются ввиду настолько малой толщины их створок, что их эхогенность идентична эхогенности просвета вен. В режиме цветового доплеровского кодирования просветы вен сплетений равномерно заполняются цветом. В спектральном доплеровском режиме обнаруживается монофазный кровоток в маточно-влагалищном сплетении и двухфазный кровоток, синхронизированный с актом дыхания в сплетении воронкотазовой связки (рис. 2.20). Средняя максимальная скорость кровотока в сосудах венозных сплетений воронкотазовых и широких связок составляет  $8,5 \pm 3,3$  и  $6 \pm 2,5$  см/с соответственно.

Визуализация и идентификация маточных вен не представляют сложностей во всех возрастных группах и осуществляются дистальнее маточно-влагалищного сплетения. Диаметр сосудов варьирует от 4 до 7 мм, составляя в среднем  $5,1 \pm 0,99$  мм.

Эхографические характеристики маточных вен при исследовании их в цветовом доплеровском режиме не отличаются от таковых в сосудах венозных сплетений. Однако, среднее значение максимальной скорости кровотока в маточных венах выше и составляет справа и слева  $10,3 \pm 3,7$  и  $9,9 \pm 3,9$  см/с соответственно (рис. 2.21).

Не выявлено достоверных различий показателей венозной гемодинамики в разные фазы менструального цикла, однако в небольшой части наблюдений изменялась фазность кровотока в маточных ветвях маточных вен.

Диаметр внутренних подвздошных вен характеризуется меньшей вариабельнос-

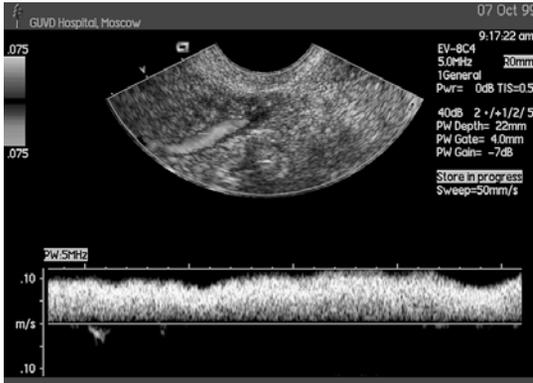


Рис. 2.21. Трансвагинальное сканирование. Монофазная форма спектра кровотока в маточной вене.

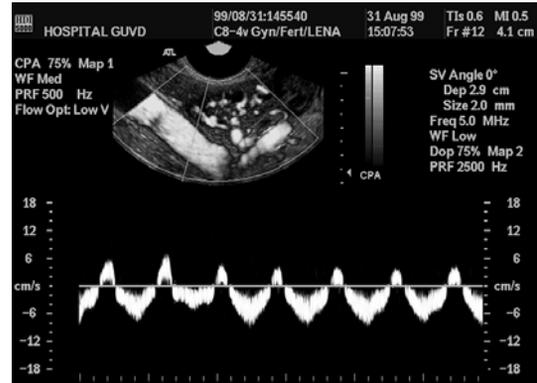


Рис. 2.22. Трансвагинальное сканирование. Трехфазная форма спектра кровотока во внутренней подвздошной вене.

тью от 10 до 12 мм. При использовании цветового режима просвет сосудов равномерно заполняется цветом (рис. 2.22). При использовании спектрального доплеровского режима определяется трехфазный кровотоки, синхронизированный с актом дыхания. Фазность доплеровской кривой венозного кровотока отражает фазы сердечного цикла. Средняя максимальная скорость кровотока справа составляет  $20,3 \pm 7,2$  см/с (максимальная 35 см/с, минимальная 15 см/с), слева –  $18,8 \pm 8,3$  см/с, (соответственно 40 и 12 см/с).

**Ультразвуковое исследование сосудов шейки матки. Исследование шейки матки**

начинают после получения ее четкого изображения в В-режиме. По сравнению с основным стволом в нисходящей ветви маточной артерии спектральный доплеровский режим демонстрирует более низкие значения пиковой систолической скорости – в среднем 12 см/с. Показатели периферического сопротивления в сосудах шейки и сосудах тела матки практически одинаковы.

Как в артериальных, так и в венозных интрамукулярных сосудах регистрируются более низкие значения скорости кровотока (рис. 2.23, 2.24). Использование цветового режима позволяет четко оценить расположение экстра- и интрамукуляр-

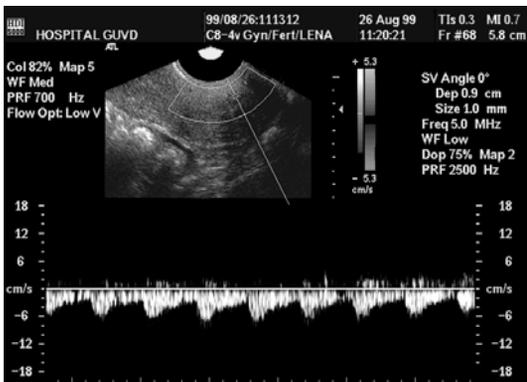


Рис. 2.23. Трансвагинальное сканирование. Кровоток в артерии шейки матки.

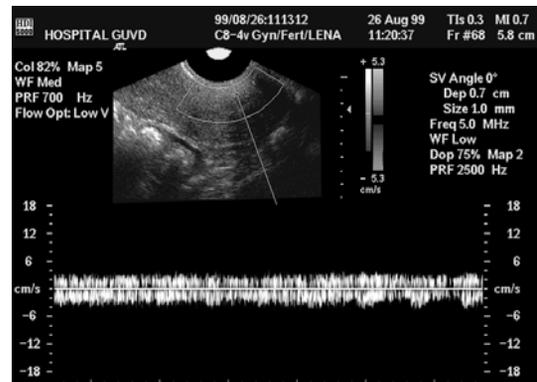


Рис. 2.24. Трансвагинальное сканирование. Кровоток в вене шейки матки.



Рис. 2.25. Трансвагинальное сканирование шейки матки.

ных сосудов (рис. 2.25), что может иметь значение в дифференциальной диагностике различных патологических состояний шейки матки.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Berek J.S., Adashi E.Y., Hillard P.A. *Novak's gynecology*. Williams & Wilkins, 1996.
2. Воробьев В.П. Атлас анатомии человека. Т. 4. М.-Л.: Медгиз, 1940. С. 264–280.
3. Зернов Д. Руководство по описательной анатомии человека. Издание тринадцатое (2-е посмертное)//Под ред. Дешина А.А. М.-Л.: Медгиз, 1938. Т. II. С. 28–30, 64–67, 102–105.
4. Kamina P., Chansigaud J.P. Functional anatomy of pelvic veins in women // *Phlebologie*. V. 42. № 3. P. 363–379.
5. Стрижаков А.Н., Медведев М.В., Давыдов А.И. и др. Возможности ультразвуковой доплерографии в изучении кровотока в подвздошных и яичниковых артериях у здоровых женщин // *Акуш. и гин.* 1989. С. 28–31.
6. Akerlund M. Uterine contraction in non-pregnant women. How are they handled? what is their significance? // *Lakartidningen*. 1998. V. 95. № 4. P. 284–287.
7. de Vries K., Lyons E.A., Ballard G. et al: Contractions of the inner third myometrium // *Am.J. Obstet. Gynecol.* 1990. V. 172. P. 679–682.
8. Abramowicz J.S., Archer D.F.: Uterine endometrial peristalsis, a transvaginal ultrasound study // *Fertility*. 1990. V. 54. P. 451–454.
9. Lyons E.A., Taylor P.J., Zheng X.H. et al. Characterization of sub-endometrial myometrical contractions throughout the menstrual cycle in normal fertile women // *Fertil. Steril.* 1991. V. 55. P. 771–774.
10. Лелюк В.Г., Лелюк С.Э. Ультразвуковая ангиология. М.: Реальное Время, 1999. С. 27–116.
11. Проскурякова О.В., Лелюк С.Э. Ультразвуковое исследование венозных сосудов неизмененных внутренних половых органов женщины // *Эхография*. 2000. Т. I. N. I. С. 115–122.
12. Проскурякова О.В. Возможности ультразвукового исследования сосудов малого таза у женщин в постменопаузе / Материалы научно-практической конференции, посвященной 10-летию клинического госпиталя ГУВД г.Москвы. М., 1999. С. 126–127.
14. Goldstein S.R., Timor-Tritsch I.E. *Ultrasound in Gynecology*. Churchill Livingstone Inc., 1995. P. 60–61.

# 3

## МИОМА МАТКИ

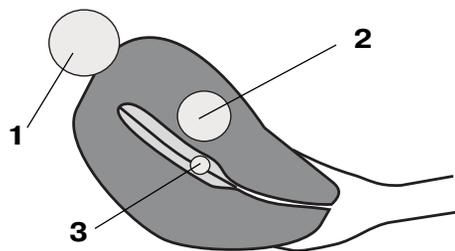
*М.В. Медведев, Е.Д. Лютая*

Миома матки представляет собой доброкачественную гормонально-зависимую опухоль мышечной оболочки органа. В Международной гистологической классификации опухолей женского полового тракта это заболевание названо лейомиомой [1]. В клинической практике используются также термины «фибромиома», «фиброма» для уточнения гистологического строения опухоли и определения соотношения в ней мышечных и соединительнотканых элементов. В небольших опухолях фиброзная соединительная ткань практически отсутствует, а в крупных узлах может замещать гладкомышечные волокна на значительном протяжении (фиброма). В фибромиомах мышечный и соединительнотканый элементы обычно представлены в равном соотношении. В широкой клинической практике наибольшее распространение получил термин «миома матки», объединяющий все возможные варианты гистологического строения опухоли.

Заболевание обычно возникает в репродуктивном возрасте, чаще у женщин старше 35 лет. Согласно данным литературы, оно выявляется в среднем у каждой пятой женщины, достигшей 40 лет [2–4]. С внедрением эхографии в широкую гинекологическую практику детского и подросткового возраста миому матки иногда выявляют даже в период становления менструальной функции [5], но это скорее казуистические наблюдения.

Для миомы матки характерны округлая форма и плотная консистенция. Чаще обнаруживаются множественные узлы разных размеров. Миоматозные узлы растут только в репродуктивном возрасте — это гормонально-зависимый процесс. В постменопаузальном периоде их размеры, как правило, уменьшаются, что объясняется снижением секреции эстрогенов. Если рост миоматозного узла отмечен в постменопаузальном периоде, в первую очередь следует исключить малигнизацию.

Миоматозные узлы локализуются преимущественно в теле матки. Выделяют три основные локализации: субмукозную, интерстициальную, субсерозную (табл. 3.1, рис. 3.1). Чаще всего встречаются интерстициальные миоматозные узлы, несколько реже — субсерозные, а на долю субмукозных миоматозных узлов приходится только 5–13% случаев. Шеечные миомы составляют лишь 8% [6].



**Рис. 3.1.** Схематическое изображение основных локализаций миоматозных узлов. 1 – субсерозная; 2 – интерстициальная; 3 – субмукозная.

**Таблица 3.1.** Частота основных видов локализации миоматозных узлов

Авторы	Основная локализация узлов		
	субсерозная	интерстициальная	субмукозная
D. Kulenkampff и соавт., 1995 [7]	35%	50%	5%
М.В. Медведев и В.Л. Хохолин, 1997 [8]	38%	56%	6%
W. Sawicki и соавт., 1997 [9]	28%	60%	12%
H. Tsuda и соавт., 1998 [10]	26%	61%	13%
Е.Д. Лютая, 1999 [11]	33%	61%	6%

## ЭХОГРАФИЯ

При ультразвуковом исследовании в большинстве наблюдений миомы отмечается увеличение размеров матки. Исключение составляют случаи миоматозных узлов небольших размеров. Эхография позволяет легко диагностировать миоматозные узлы диаметром более 10 мм. Интерпретация визуализируемых в структуре миометрия очаговых включений диаметром менее 10 мм как миоматозных узлов может привести к ложноположительному ответу, поскольку такие включения могут представлять собой другие заболевания матки (например, внутренний эндометриоз) или артефакты [8]. При больших размерах миомы матки предпочтительнее использовать трансабдоминальную эхографию, при небольших – трансвагинальную. Особое значение трансвагинальная эхография приобретает в диагностике субмукозных миоматозных узлов.

Миоматозные узлы обычно визуализируются в виде округлых или овальных образований. Отличает их наличие капсулы, которая в большинстве случаев четко определяется при ультразвуковом исследовании.

Эхографическая картина при миоматозных узлах нередко зависит от их гистологических характеристик, однако не следует использовать особенности ультразвуковой картины узлов для заключения об их морфологическом строении. При выраженной васкуляризации и превалировании мышечного компонента узел обычно выглядит гипоехогенным по сравнению с

нормальным миометрием. В структуре однородных гиперэхогенных узлов, которые нередко подвержены регрессивным изменениям, преобладает фиброзно-соединительная ткань. Диагностика некротических или кистозных изменений основывается на обнаружении гипо- либо анэхогенных зон в миоматозных узлах. Некроз миоматозного узла может быть ошибочно принят за кисту яичника (рис. 3.2). Гиперэхогенные включения с дистальным акустическим эффектом поглощения чаще всего соответствуют кальцинированным дегенеративным изменениям. Размеры кальцинатов могут варьировать от маленького включения до большой зоны или выраженной периферической кальцификации. Кальцинаты обнаруживаются приблизительно в 25% случаев миомы матки [9].

Среди миоматозных узлов различной локализации наиболее часто отмечается интерстициальная миома матки. В зависимости от отношения интерстициальных узлов к полости матки и ее серозной оболочке выделяют узлы с центральным ростом (когда узел располагается в среднем слое миометрия и, увеличиваясь, растет одновременно в сторону серозной оболочки и полости матки), с центрипетальным и центрифугальным ростом. Интерстициальный миоматозный узел с центральным ростом при небольших размерах, как правило, не деформирует полость и наружный контур матки – это происходит по мере его увеличения. Интерстициальный миоматозный узел с центрипетальным ростом уве-

личивается в сторону полости матки и может деформировать ее. Интерстициальный миоматозный узел с центрифугальным ростом (в клинической практике такие узлы называют интерстициосубсерозными) растет в сторону серозной оболочки матки и также может деформировать наружный контур до половины своего диаметра [8].

Субсерозные миоматозные узлы обычно имеют широкое или узкое (ножка) основание. Узлы на ножке необходимо дифференцировать с солидными яичниковыми образованиями, нередко имеющими аналогичное эхографическое строение. Аргументация в пользу субсерозного миоматозного узла на ножке должна основываться на: 1) выявлении собственно ножки между узлом и маткой; 2) обнаружении на одноименной стороне интактного яичника; 3) наличии других миоматозных узлов матки [8].

Субмукозный миоматозный узел при ультразвуковом исследовании визуализируется как образование чаще всего средней эхогенности, округлой формы, деформирующее полость матки более чем на половину своего диаметра. При дифференциальной диагностике полипа эндометрия и субмукозного миоматозного узла необходимо учитывать форму выявленного образования: миоматозный узел чаще всего округлый, а полип стремится принять форму полости и потому обычно имеет вытянутую овальную форму. Субмукозные миоматозные узлы на ножке могут экспульсироваться из полости матки.

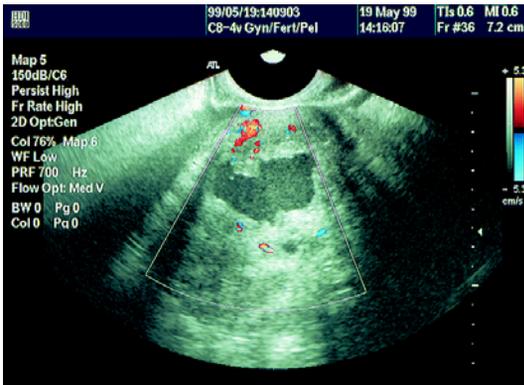
Хотя эхография обладает высокой точностью в диагностике субмукозных миоматозных узлов, далеко не во всех случаях их удается дифференцировать с полипами эндометрия, имеющими идентичную эхографическую структуру. В таких случаях целесообразно использовать эхогистероскопию. Трансвагинальная эхография с использованием эхоконтрастных веществ успешно применяется в последние годы для диагностики самых разных видов внутриматочной патологии. Обычно эхогистероскопию проводят на 10–13-й день менструального цикла [10].

Первые публикации, посвященные роли эхогистероскопии в дифференциальной диагностике интерстициальных миоматозных узлов с центрипетальным ростом и субмукозных миом, принадлежат R. Nannini и соавт. [12] и появились в 1981 г. Однако широкое распространение метод получил только в начале 90-х годов, а пик опубликованных работ приходится на середину 90-х годов.

В качестве эхоконтрастного вещества, вводимого в полость матки, обычно используется стерильный эхонегативный физиологический раствор, на фоне которого лучше визуализируется внутриматочная патология. Раствор целесообразнее вводить с помощью специального внутриматочного баллонного катетера, чтобы исключить обратный отток и ограничиться минимальным количеством контрастного вещества (рис. 3.3). В большинстве случаев его объем составляет 5–30 мл. Продолжительность эхогистероскопии 5–15 мин [13].

Побочных реакций и осложнений как во время, так и после процедуры никем из исследователей не отмечено. Однако проведение эхогистероскопии не всегда бывает удачным, что обычно связано с атрезией цервикального канала, синехиями, а чаще всего с обратным оттоком контрастного вещества. По данным разных авторов, частота таких ситуаций не превышает 5% [13]. С целью предотвращения обратного оттока контрастного вещества следует использовать специальные внутриматочные катетеры. Вместе с тем многие авторы сообщают о практически 100% успешности процедуры. Диагностические возможности эхогистероскопии при различных видах внутриматочной патологии представлены в табл. 3.2.

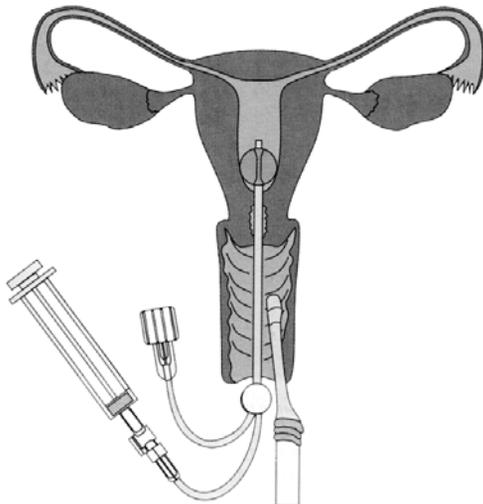
В ряде работ авторов приводится сравнительная оценка трансвагинальной эхографии и эхогистероскопии. Так, по данным P. Shwarzler и соавт. [24], при обследовании 104 пациенток с нерегулярными маточными кровотечениями, не поддающимися консервативному лечению, чув-



**Рис. 3.2.** Трансвагинальное продольное сканирование субсерозного миоматозного узла с зоной некроза. Отчетливо видны сосуды по периферии узла.

ствительность эхогистероскопии составила 87%, специфичность — 91%. При трансвагинальной эхографии аналогичные показатели были ниже — 67 и 89% соответственно. В исследовании R. Rudigoz и соавт. [25] в 27,5% случаев эхогистероскопия оказалась информативнее трансвагинальной эхографии.

Для оценки характера внутриматочной патологии у 39 пациенток с бесплодием M. Narada и соавт. [26] использовали эхогистероскопию с физиологическим раствором. Это позволило установить диагноз интерстициальных миоматозных узлов неболь-



**Рис. 3.3.** Схема проведения эхогистероскопии.

ших размеров, из которых 6 не визуализировались при трансвагинальной эхографии.

G. Ayida и соавт. [18] также отметили некоторые преимущества эхогистероскопии (чувствительность — 87,5%, специфичность — 100%) перед трансвагинальной эхографией (чувствительность — 81%, специфичность — 95%). Авторы пришли к выводу о меньшей информативности трансвагинальной эхографии в распознавании субмукозных миоматозных узлов при множественной миоме матки, дифференциации гиперплазии эндометрия и крупного полипа, а также в идентификации седловидной матки и внутриматочных перегородок.

В исследовании В.Л. Хохолина [23] при субмукозной миоме матки чувствительность и специфичность трансвагинальной эхографии составили соответственно 80,0 и 93,9%, в то время как чувствительность и специфичность эхогистероскопии — 100 и 100% (рис. 3.4, 3.5).

I. Shalev и соавт. [27] показали, что у 6 из 16 пациенток с заподозренными при трансвагинальной эхографии субмукозными миоматозными узлами в ходе эхогистероскопии они оказались интерстициальными.

Учитывая высокую информативность эхогистероскопии, некоторые авторы считают, что она может полностью заменить гистеросальпингографию и быть альтернативой гистероскопии. Так, по данным P. Gaucherand и соавт. [15], эхогистероскопия более эффективна (чувствительность — 94%, специфичность — 98%) в диагностике внутриматочной патологии, чем гистеросальпингография (чувствительность — 67%, специфичность — 94%).

M. Keltz и соавт. [21] у 17 из 34 пациенток при эхогистероскопии обнаружили внутриматочную патологию. У 12 из этих женщин было осуществлено хирургическое лечение, в ходе которого во всех случаях диагноз подтвердился. У 27 из 34 пациенток проведена гистеросальпингография, чувствительность которой составила 90%, а специфичность — только 20%. В ходе операции данные гистеросальпингографии подтвердились лишь в 45,5% случаев.



**Рис. 3.4.** Эхогистерограмма. Стрелкой показан субмукозный миоматозный узел.



**Рис. 3.5.** Эхогистерограмма. Стрелкой показан субмукозный миоматозный узел.

L. Bronz и соавт. [20] в серии обследований с применением эхогистероскопии 139 пациенток с различной внутриматочной патологией показали, что почти в 50% случаев отпала необходимость в проведении диагностической гистероскопии. В наблюдениях О.Ф. Черновой и соавт. [28] данные гистологического исследования в 97% случаев совпали с результатами эхогистероскопии.

Представленные материалы демонстрируют высокую информативность эхогистероскопии в диагностике внутриматочной патологии.

Следует подчеркнуть, что пациентки с миомой матки подлежат динамическому эхографическому наблюдению. При этом повторные исследования целесообразно проводить приблизительно в одни дни менструального цикла, так как в разные фазы цикла размеры и эхографическая структура миоматозных узлов могут различаться. Оценку эхографической структуры миоматозного узла предпочтительнее проводить при трансвагинальном ультразвуковом исследовании, поскольку при трансабдоминальном сканировании миоматозные узлы, располагающиеся в

задней стенке и дне ретрофлексированной матки, обычно выглядят гипоэхогенными, что может дать ложноположительный результат. Кроме того, целесообразно определять не только линейные размеры миоматозного узла, но и его объем, так как при повторном ультразвуковом исследовании не всегда возможно точное определение размеров узла в том же сечении.

**Таблица 3.2.** Диагностическое значение эхогистероскопии при внутриматочной патологии (дополненные данные [13])

Авторы	Чувствительность	Специфичность
Е. Cicinelli и соавт., 1995 [14] (субмукозная миома)	100%	100%
P. Gaucherand и соавт., 1995 [15]	94%	98%
U. Perlitz и соавт., 1996 [16]	80%	85%
J. Shwayder, 1996 [17]	100%	92,8%
G. Ayida и соавт., 1997 [18]	87,5%	100%
J. Bernard и соавт., 1997 [19] (субмукозная миома)	89,6%	95,0%
L. Bronz и соавт., 1997 [20]	92%	86%
M. Keltz и соавт., 1997 [21]	100%	100%
P. Schwarzler и соавт., 1997 [22]	87%	91%
В.Л. Хохлин, 1998 [23] (субмукозная миома)	100%	96,9%
	100%	100%

## ДОППЛЕРОГРАФИЯ

Важную дополнительную информацию о миоматозных узлах дает оценка особенностей их васкуляризации путем доплерографии. Васкуляризацию оценивают на основании как особенностей локализации визуализируемых сосудов, так и состояния сосудистой резистентности маточных артерий, артерий, снабжающих миоматозные узлы кровью, и внутриопухолевых сосудов.

Установлено, что рост миоматозных узлов напрямую зависит от состояния сосудистой сети матки. Кровоснабжение миоматозных узлов осуществляется из сосудов, представляющих собой ответвления терминальных отделов маточной артерии. Миоматозные узлы растут за счет пролиферации гладкомышечных клеток и фиброзно-соединительной ткани, образуя псевдокапсулу. Поэтому при цветовом доплеровском картировании чаще видны сосуды, располагающиеся по периферии узла (рис. 3.6). Расширенные сосуды, визуализируемые в наружной трети миоматозного узла, чаще всего представлены дилатированными венами (рис. 3.7), а сосуды, локализуемые по наружному контуру узла, — артериями (рис. 3.8). Плотность расположения сосудов зависит от гистологического строения узла и его локализации. Большое количество артерий находится на периферии узла, так как они являются продолжением аркуатных и конечных миометральных сосудов [11]. В центральной зоне миоматозных узлов сосуды визуализируются значительно реже (рис. 3.9) В этих случаях нередко отмечаются некротические, дегенеративные и воспалительные изменения миоматозного узла.

Судя по опубликованным данным, частота визуализации внутриопухолевых сосудов и артерий, снабжающих миоматозные узлы кровью, в режиме цветового доплеровского картирования весьма варьирует — от 54 до 100% (табл. 3.3).

По нашему мнению, столь широкий разброс данных обусловлен применением разных методических подходов и прибо-

ров с неодинаковой чувствительностью доплеровского режима, а также использованием разных доступов (трансвагинальное и трансабдоминальное сканирование). Так, в наших исследованиях при трансабдоминальном цветовом доплеровском кодировании зоны васкуляризации в миоматозных узлах визуализировались значительно реже, чем при трансвагинальном, — в 33,3 и 84,3% соответственно. При этом четкие, выраженные сигналы в центре миоматозного узла отмечены только в 48% случаев, в остальных выявлялись мелкие, точечные сигналы.

На практике визуализация внутриопухолевых сосудов в миоматозных узлах не имеет важного прогностического значения и необходима только для быстрой и надежной регистрации кривых скоростей внутриопухолевого кровотока. И все же имеются данные об определенной зависимости между визуализацией внутриопухолевых сосудов и морфологическим типом миоматозных узлов, а также их локализацией. Так, И.С. Сидорова и соавт. [37] в случаях простой миомы матки регистрировали единичный периферический кровоток, тогда как при пролиферирующем типе миоматозных узлов — интенсивный центральный и периферический внутри-

**Таблица 3.3.** Частота визуализации внутриопухолевых сосудов в миоматозных узлах (дополненные данные [8])

Авторы	Процент визуализации
W. Matta и соавт., 1988 [29]	100
A. Kurjak и I. Zalud, 1991 [30]	54
A. Kurjak и соавт., 1992 [31]	70
A. Szantho и соавт., 1994 [32]	100
M. Hira и соавт., 1995 [33]	91
R. Ximenes и соавт., 1996 [34]	90,6
Л.М. Манукян и соавт., 1996 [35]	66,7
М.В. Медведев и В.Л. Хохолин, 1997 [8]	87
I. Szabo и соавт., 1997 [36]	91
H. Tsuda и соавт., 1998 [10]	51,5
Е.Д. Лютая, 1999 [11]	84
И.С. Сидорова и соавт., 1999 [37]	53,3

опухолевый кровоток. В то же время Е.Д. Лютая [11] при аналогичных исследованиях не выявила достоверной зависимости частоты визуализации центрального внутриопухолевого кровотока от морфологической формы опухоли: простая миома – 36%, пролиферирующая миома – 48%.

Н. Tsuda и соавт. [10] визуализировали внутриопухолевые артерии в 84,6% субмукозных миоматозных узлов, 41,9% интерстициальных и 57,7% субсерозных. Кроме того, при четкой визуализации внутриопухолевых артерий авторами в 46,2% случаев отмечен рост миоматозных узлов, а если изображение артерий в миоматозных узлах отсутствовало, то увеличение их размеров обнаружено только в 6,1% случаев. Нами не отмечено зависимости между локализацией миоматозных узлов и частотой визуализации внутриопухолевых сосудов. Так, в интерстициальных миоматозных узлах частота определения внутриопухолевых артерий при цветовом доплеровском кодировании составила 85,9%, в субсерозных – 82,1%, в субмукозных – 84,3%.

Новые перспективы открывает ультразвуковая трехмерная сосудистая ангиография (рис. 3.10) [38], целью которой является изучение архитектоники микрососудов. Однако этот метод находится на стадии разработки и высказывать окончательное суждение о его диагностических возможностях пока рано.

Особый интерес представляет оценка сосудистой резистентности маточных артерий, артерий, кровоснабжающих миоматозные узлы, и внутриопухолевых сосудов у пациенток с миомой матки. Из табл. 3.4 видно, что у больных с миомой матки показатели сосудистой резистентности в маточных артериях снижены. По данным Е.Д. Лютой [11], индекс резистентности у больных миомой матки составляет  $0,73 \pm 0,08$  (рис. 3.11), тогда как в группе здоровых женщин репродуктивного возраста –  $0,82 \pm 0,06$ . Обращают на себя внимание только два исследования [29, 42], в которых отмечено выраженное снижение индекса резистентности маточных артерий

при миоме матки, – такие значения более характерны для внутриопухолевых сосудов, нежели для маточных артерий.

Достоверное снижение у больных миомой матки индекса периферического сопротивления свидетельствует о большей интенсивности кровотока в сосудистом бассейне матки при наличии миоматозных узлов. Уменьшение сосудистой резистентности можно объяснить увеличением концентрации эстрогенов и эстрогенных рецепторов в миоматозных узлах по сравнению с обычным миометрием, что приводит к вазодилатации сосудистой сети матки.

При проведенной нами оценке зависимости индекса периферического сопротивления маточных артерий от локализации миоматозных узлов установлено ее достоверное отсутствие. В то же время более низкие значения индекса резистентности отмечены при интерстициальном и субсерозном расположении узлов. В отличие от этого мы констатировали достоверную ( $p < 0,01$ ) зависимость индекса периферического сопротивления маточных артерий от размеров опухоли. Самые низкие значения индекса зарегистрированы в случаях, когда диаметр миоматозного узла превышал 6 см.

Согласно результатам, полученным И.С. Сидоровой и соавт. [37], индекс сосудистого сопротивления маточных арте-

**Таблица 3.4.** Значения индексов периферического сосудистого сопротивления в маточных артериях при миоме матки (дополненные данные [8])

Авторы	Маточные артерии	
	ИР	ПИ
W. Matta и соавт., 1988 [29]	0,52	
S. Creighton и соавт., 1994 [39]		1,5
J. Carter и соавт., 1994 [40]	0,80	2,2
F. Aleem и M. Predanic, 1995 [41]	0,78	1,48
A.Н. Стрижаков и соавт., 1995 [42]	0,54	
A. Jurisic и соавт., 1996 [43]	0,718	
М.В. Медведев и В.Л. Хохолин, 1997 [8]	0,72	
I. Szabo и соавт., 1997 [36]	0,77	
Е.Д. Лютая, 1999 [11]	0,73	

Примечание: ИР – индекс резистентности; ПИ – пульсационный индекс.

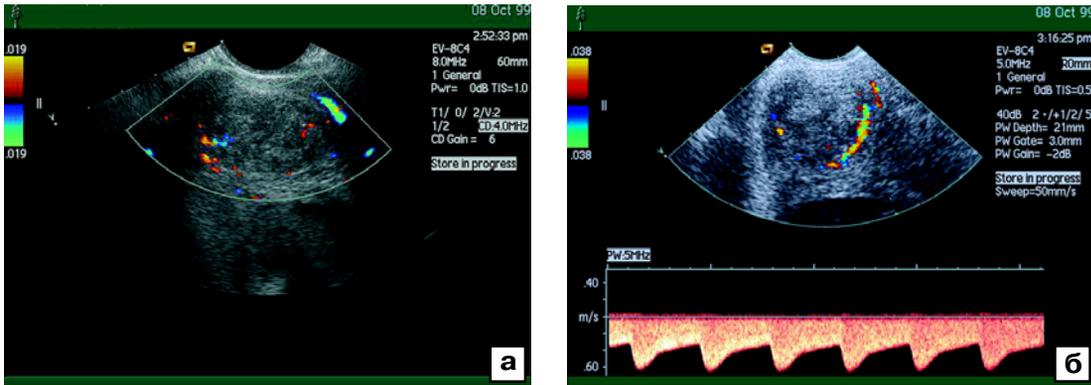


Рис. 3.6. Трансвагинальное сканирование матки с интерстициальным миоматозным узлом. Отчетливо видны сосуды, располагающиеся по периферии узла (а), которые представлены преимущественно артериями (б).

рий зависит от гистологического строения миоматозного узла. Так, при простой миоме матки он составил  $0,78 \pm 0,06$ , тогда как при пролиферирующей миоме —  $0,67 \pm 0,09$ . В наших исследованиях отмечена та же закономерность: простая миома —  $0,75 \pm 0,07$ , пролиферирующая миома —  $0,71 \pm 0,09$ , предсаркома и саркома матки —  $0,69 \pm 0,05$ .

Значения индексов периферического сопротивления в сосудах самих миоматозных узлов существенно ниже, чем в маточных артериях (табл. 3.5).

Оценивая особенности внутриопухолевого кровотока, следует заметить, что в центральной зоне миоматозных узлов значения индекса резистентности ниже по

сравнению с периферической зоной [8, 45]. Однако это не было абсолютной закономерностью. В части наблюдений более низкие (а иногда равные) значения индекса резистентности отмечались в периферической зоне миоматозного узла. Принимая во внимание возможность колебаний численных значений индекса резистентности в разных зонах миоматозного узла, необходимо регистрировать кривые скоростей внутриопухолевого кровотока как минимум в трех участках узла. При этом в первую очередь измерение проводится в «подозрительных» зонах узла (участки сниженной эхогенности), где сосудистые индексы имеют наименьшие значения [35, 43].

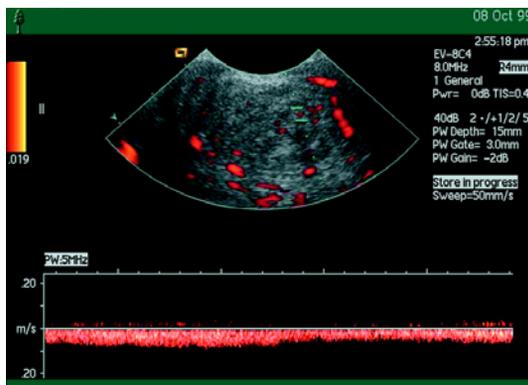


Рис. 3.7. Трансвагинальное сканирование. Спектр кровотока, зарегистрированный в наружной трети миоматозного узла, соответствует вене.

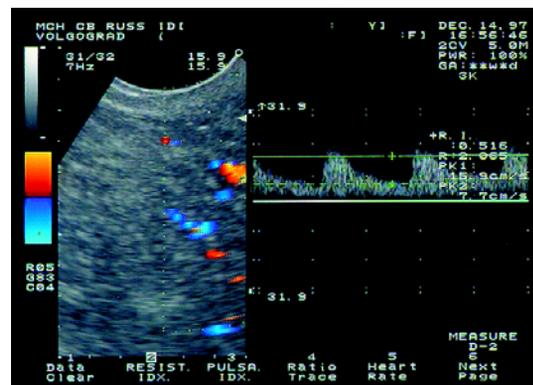
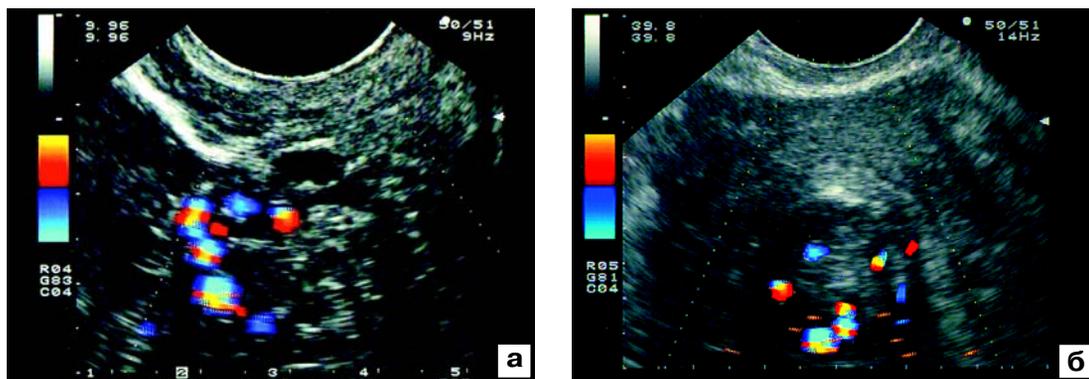


Рис. 3.8. Трансвагинальное сканирование матки. Спектр кровотока, зарегистрированный по наружному контуру узла, соответствует артерии.



**Рис. 3.9.** Трансвагинальное сканирование. Отчетливо видны зоны васкуляризации как по периферии, так и в центре интерстициальных миоматозных узлов (а, б).

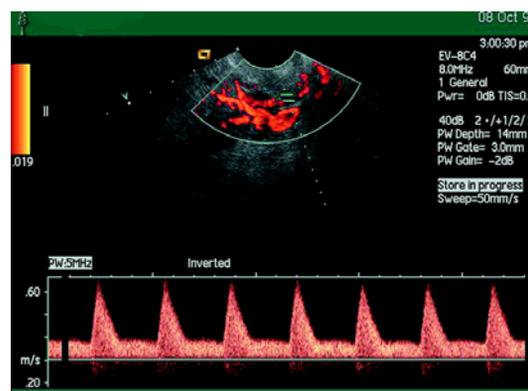
В некоторых исследованиях установлено, что степень выраженности васкуляризации миоматозных узлов зависит не только от их размеров, но и от локализации. По данным F. Aleem и M. Predanic [41], наиболее васкуляризованы субсерозные миоматозные узлы. При изучении кровотока в них авторами зарегистрированы самые низкие значения индекса резистентности (0,43); по-видимому, это объясняется тем, что кровоснабжение субсерозных миоматозных узлов осуществляется сосудами через очень маленькую зону контакта. Эти сосуды значительно дилатированы и оказывают минимальное со-

противление кровотоку. Интерстициальные и субмукозные миоматозные узлы характеризовались более высокой сосудистой резистентностью: индекс резистентности — 0,59 и 0,50 соответственно.

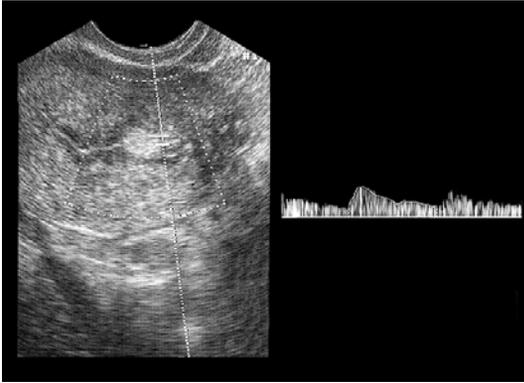
В наших исследованиях подобной закономерности не установлено. Средние значения индекса резистентности были схожи при всех локализациях миоматозных узлов [8]. В исследованиях, проведенных в последующем другими авторами, также не установлено достоверной зависимости степени васкуляризации миоматозных узлов от их топической локализации [11, 37]. Кроме этого, мы констати-



**Рис. 3.10.** Трехмерная реконструкция сосудов интерстициального миоматозного узла. Видна выраженная сосудистая сеть только по периферии опухолевого узла, что позволяет исключить злокачественный характер образования.



**Рис. 3.11.** Допплерограмма кривых скоростей кровотока маточной артерии у пациентки с интерстициальным миоматозным узлом. Индекс резистентности кровотока маточной артерии составляет 0,73.



**Рис. 3.12.** Допплерограмма кривых скоростей внутриопухолевого кровотока в полипе эндометрия. Индекс резистентности составляет 0,62.

ровали существенные ограничения доплеровского исследования в дифференциальной диагностике субмукозных миоматозных узлов и полипов эндометрия, при которых индексы сосудистого сопротивления имели практически одинаковые значения (рис. 3.12) [8]. Для дифференциации этих форм патологии целесообразнее использовать трансвагинальную эхографию и эхогистероскопию.

Некоторыми авторами отмечены наиболее низкие значения индекса резистентности опухолевых сосудов при васкуляризированной форме миоматозных узлов и их дегенеративных изменениях [35, 43]. При подобных изменениях достаточно сложна дифференциальная диагностика со злокачественной неоваскуляризацией, так как злокачественные опухоли матки имеют сходные значения индексов сосудистого сопротивления.

В исследованиях Е.Д. Лютой [11], И.С. Сидоровой и соавт. [37] отмечена связь между показателями внутриопухолевого кровотока и морфологическим строением миоматозного узла: чем ниже степень дифференцировки мышечного компонента в пролиферирующем узле, тем интенсивнее внутриопухолевый кровоток. Так, при простой миоме матки индекс резистентности внутриопухолевого кровотока в среднем составляет  $0,61 \pm 0,05$  (рис.



**Рис. 3.13.** Допплерограмма кривых скоростей внутриопухолевого кровотока при простой миоме матки. Индекс резистентности 0,70, пиковая систолическая скорость кровотока 17,7 см/с.

3.13), при пролиферирующей миоме —  $0,45 \pm 0,04$  (рис. 3.14).

Мы используем доплеровское исследование и для дифференциальной диагностики миомы и липомы матки. В отличие от миомы матки при липоме отсутствуют зоны васкуляризации как по периферии, так и в центре образования (рис. 3.15).

С помощью доплеровского исследования также оценивают эффективность консервативного лечения больных миомой матки. В последние годы в терапии таких больных стали применяться агонисты гонадотропин-рилизинг-гормона (АГТРГ). Синтетические АГТРГ препятствуют продукции эстрогенов, вызывающих рост опухолей матки.

Впервые о применении доплерографии для оценки кровотока в маточных артериях у 8 пациенток с миомой матки на фоне терапии АГТРГ сообщили W. Matta и соавт. [29]. После 4 мес приема АГТРГ они отметили значительное увеличение сосудистой резистентности матки. В качестве критерия был использован индекс резистентности кровотока маточных артерий и крупных артерий миоматозных узлов. В маточных артериях до лечения он составлял в среднем 0,52, в крупных артериях миоматозных узлов — 0,48, а после лечения увеличился соответственно до 0,92 и 0,91. Авторы пришли к заключению, что

**Таблица 3.5.** Значения индексов сосудистого сопротивления в сосудах миоматозных узлов (дополненные данные [8])

Авторы	Миоматозный узел		Комментарий
	ИР	ПИ	
W. Matta и соавт., 1988 [29]	0,48		
K. Hata и соавт., 1991 [44]	0,68		
A. Kurjak и соавт., 1992 [31]	0,54	0,89	
A. Szanthy и соавт., 1994 [32]	0,62 (0,37–1,0)		
S. Creighton и соавт., 1994 [39]		0,9	
J. Carter и соавт., 1994 [40]	0,6	1,2	
F. Aleem и M. Predanic, 1995 [41]	0,55	0,96	
M. Hirai и соавт., 1995 [33]	0,57 (0,48–0,68)		
P. Sladkevicius и соавт., 1995 [45]		0,80 (0,52–1,14)	В периферической зоне узла
		0,67 (0,37–1,08)	В центральной зоне узла
A. Jurisic и соавт., 1996 [43]	0,34 ± 0,01		Для васкуляризованных узлов
R. Ximenes и соавт., 1996 [34]	0,64 (0,41–1,0)	1,21 (0,59–2,74)	
Л.М. Манукян и соавт., 1996 [35]	0,49–0,68 0,32–0,52		При дегенеративных изменениях узла
M.В. Медведев, В.Л. Хохолин, 1997 [8]	0,61 ± 0,06 0,53 ± 0,08		В периферической зоне узла В центральной зоне узла
H. Tsuda и соавт., 1998 [10]		1,384 ± 0,643 1,612 ± 0,719	При увеличении размеров узлов При стабильных размерах узлов
Е.Д. Лютая, 1999 [11]	0,61 ± 0,05 0,45 ± 0,04 0,35 ± 0,02		Простая миома Пролиферирующая миома Саркома и предсаркома
И.С. Сидорова и соавт., 1999 [37]	0,59 ± 0,06 0,42 ± 0,06		Простая миома Пролиферирующая миома

Примечание: ИР – индекс резистентности; ПИ – пульсационный индекс.

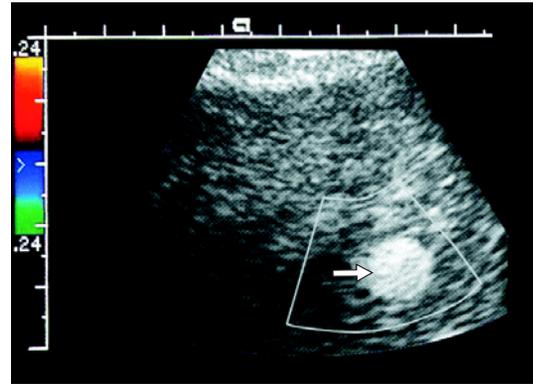
достоверное уменьшение объема матки на фоне терапии АГТРГ обусловлено снижением ее васкуляризации.

S. Creighton и соавт. [39], применяя для лечения миомы матки гозерелин, отметили наряду с достоверным уменьшением размеров органа и миоматозных узлов повышение пульсационного индекса как в маточ-

ных артериях (с 1,5 до 1,8), так и в сосудах узлов (с 0,9 до 1,6). F. Aleem и M. Predanic [41] объясняют значительное увеличение численных значений индексов сосудистого сопротивления в артериях миоматозных узлов после 1 мес приема АГТРГ тем, что высокий уровень кровотока в узлах определяется большим количеством эстрогенных



**Рис. 3.14.** Допплерограмма кривых скоростей внутриопухолевого кровотока при пролиферирующей миоме матки. Индекс резистентности составляет 0,5.



**Рис. 3.15.** Трансвагинальное сканирование матки. Стрелкой указан липоматозный узел, который не имеет зон васкуляризации в режиме цветового доплеровского картирования.

рецепторов, которое довольно быстро уменьшается при приеме АГТРА. С этим, по-видимому, связана более медленная редукция кровотока в маточных артериях.

В заключение скажем, что доплерография при миоме матки в настоящее время носит больше исследовательский характер, нежели практический. Однако этот метод открывает широкие перспективы в дифференциальной диагностике миомы и саркомы матки, чему посвящена следующая глава.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Поулсен Г.Е., Тейлор К.У., Собин Л.Г. Гистологическая классификация опухолей женского полового тракта: Пер. с англ. М.: Медицина, 1981. С. 61–62.
2. Hale R.W., Krieger J. Gynecology: A Concise Textbook. Garden City; NY: Medical Examination Publ. Co., 1983.
3. Novak E.R., Woodruff J.D. Novak's Gynecologic and Obstetric Pathology. 8th ed. Philadelphia: W.B. Saunders Co., 1979.
4. Dewhurst J. Benign disease of the uterus // Dewhurst's Textbook of Obstetrics and Gynaecology for Post-Graduates / Ed. Whitfield C.R. 4th Ed. London: Blackwell Publishers, 1986. P. 726.
5. Кулаков В.И., Кузнецова М.Н., Мартыш Н.С. Ультразвуковая диагностика в гинекологии детского и подросткового возраста. М.: Медицина, 1994. С. 86–90.
6. Merz E. Uterustumoren // Sonographische Diagnostik in Gynakologie und Geburtshilfe. Lehrbuch und Atlas / Eds. Merz E. Stuttgart; N.Y.: Georg Thieme Verlag, 1988. P. 40–44.
7. Kulenkampff D., Puchta J., Osmers R. Sonographic appearance of the myometrium // Ultrasound and the Uterus / Eds. Osmers R., Kurjak A. N.Y.; L.: The Parthenon Publ. Gr., 1995. P. 53–59.
8. Медведев М.В., Хохлин В.Л. Ультразвуковое исследование матки // Клиническое руководство по ультразвуковой диагностике / Под ред. Митькова В.В., Медведева М.В. III том. М.: Видар, 1997. С. 76–119.
9. Sawicki W., Cendrowski K., Spiewankiewicz B., Stelmachow J. Transvaginal color Doppler in assessment of uterine leiomyoma's vascularization // Ultrasound Obstet. Gynecol. 1997. V. 9. P. 121.
10. Tsuda H., Kawabata M., Nakamoto O., Yamamoto K. Clinical predictors in the natural history of uterine leiomyoma: preliminary study // J. Ultrasound Med. 1998. V. 17. № 1. P. 17–20.
11. Лютая Е.Д. Прогностическое значение доплерографии у больных миомой матки: Дисс. ... канд. мед. наук. М., 1999.
12. Nannini R., Chelo E., Branconi F. et. al. Dynamic echohysteroscopy: a new diagnostic

- technique in the study of female infertility // *Acta Eur. Fert.* 1981. V. 12. P. 165–171.
13. Медведев М.В., Хохолин В.Л., Зыкин Б.И. Возможности эхогистероскопии в диагностике внутриматочной патологии // *Ультразвук. диагн.* 1998. № 2. С. 6–12.
  14. Cicinelli E., Romano F., Anastasio P.S. et al. Transabdominal sonohysterography, transvaginal sonography and hysteroscopy in the evaluation of submucous myomas // *Obstet. Gynecol.* 1995. V. 85. № 1. P. 42–47.
  15. Gaucherand P., Piacenza J.M., Salle B., Rudigoz R.C. Sonohysterography of the uterine cavity: preliminary investigations // *J. Clin. Ultrasaund.* 1995. V. 23. № 6. P. 339–348.
  16. Perlitz U., Eliyahu S., Romano S. et al. Relative accuracy of transvaginal sonography in the diagnosis of endometrial polyps and submucous myomas: hysteroscopic biopsy for validation in 61 patients // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1996. V. 8. Suppl. 1. P. 106.
  17. Shwayder J.M. Sonohysterography: an alternative to office hysteroscopy // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1996. V. 8. Suppl. 1. P. 124.
  18. Ayida G., Chamberlain P., Barlow D., Kennedy S. Uterine cavity assessment prior to in vitro fertilization: comparison of transvaginal scanning, saline contrast hysterosonography and hysteroscopy // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1997. V. 10. № 1. P. 59–62.
  19. Bernard J.P., Lecuru F., Darles C. et al. Saline contrast sonohysterography as first-line investigation for women with uterine bleeding // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1997. V. 10. № 2. P. 121–125.
  20. Bronz L., Suter T., Rusca T. The value of transvaginal sonography with and without saline instillation in the diagnosis of uterine pathology in pre- and postmenopausal women with abnormal bleeding or suspect sonographic findings // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1997. V. 9. № 1. P. 53–58.
  21. Keltz M.D., Olive D.L., Kim A.H., Arici A. Sonohysterography for screening in recurrent pregnancy loss // *Fertil. Steril.* 1997. V. 67. № 4. P. 670–674.
  22. Schwarzler P., Kirchler H., Muller-Holzner E. Sonographic classification of postmenopausal endometrium // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1991. V. 1. Suppl. 1. P. 61.
  23. Хохолин В.Л. Значение эхогистероскопии в диагностике внутриматочной патологии: Дисс. ... канд. мед. наук. М., 1998.
  24. Schwarzler P., Concin H., Bosch H. et al. Evaluation of the use of sonohysterography and diagnostic hysteroscopy for the assessment of intrauterine pathology // *Abstracts of 7th world congress on Ultrasound in Obstetrics and Gynecology.* Washington. 1997. P. 48.
  25. Rudigoz R.C., Salle B., Sergeant Ph., Gaucherand P. Results of hysterosonography with saline solution in study of uterine cavity // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1996. V. 8. Suppl. 1. P. 48.
  26. Harada M., Ando H., Kato M. et al. Transvaginal hysterosonography in the evaluation of uterine abnormalities in infertile women // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1996. V. 8. Suppl. 1. P. 59.
  27. Shalev I., Levi T., Barkan Y. et al. Evaluation of uterine cavity defects by hydrososonography: benefits and pitfalls of the procedure // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1994. V. 4. Suppl. 1. P. 80.
  28. Чернова О.Ф., Рогачев А.А., Макарова О.В., Сторожилов С.А. Ультразвуковая гидрогистерография как метод дифференциальной диагностики патологии эндометрия // *Визуализация в клинике.* 1997. № 10. С. 42–46.
  29. Matta W.H.M., Stabile I., Shaw R.W., Campbell S. Doppler assessment of uterine blood flow changes in patients with fibroids receiving the gonadotropinreleasing hormone agonist Buserelin // *Fertil. Steril.* 1988. V. 49. P. 1083–1085.
  30. Kurjak A., Zalud I. The characterization of uterine tumors by transvaginal color Doppler // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1991. V. 1. № 1. P. 50–52.
  31. Kurjak A., Kupesic-Urek S., Miric D. The assessment of benign uterine tumor vascularization by transvaginal color Doppler // *Ultrasound Med. Biol.* 1992. V. 18. P. 645–649.
  32. Szantho A., Szabo I., Nemer J. et al. Transvaginal color Doppler for assessment of uterine tumor vascularity // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1994. V. 4. Suppl. 1. P. 68.
  33. Hirai M., Shibata K., Sagai H. et al. Transvaginal pulsed and color Doppler sonography for the

- evaluation of adenomyosis // *J. Ultrasound Med.* 1995. V. 14. № 7. P. 529–532.
34. Ximenes R.Z.S., Acacio G.Z., Rodrigues M.M. The assessment of leiomyoma vascularity and blood flow characteristics by transvaginal color Doppler // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1996. V. 6. Suppl. 1. P. 54.
35. Манукян Л.М., Ильина А.В., Колесникова Т.Н. Значение цветовой доплерографии в оценке состояния миомы матки // *Ультразвук. диагн.* 1996. № 3. С. 57.
36. Szabo I., Szcintoth A., Csabay L., Papp Z. Transvaginal color Doppler for assessment of uterine vascularity in cases of uterine fibroids and sarcomas // *Abstr. 7th World Congress on Ultrasound in Obstetrics and Gynecology.* Washington, October 26–30, 1997. A121.
37. Сидорова И.С., Капустина И.Н., Леваков С.А. Цветовое доплеровское картирование у больных миомой матки // *Ультразвук. диагн. акуш. гин. педиат.* 1999. Т. 7. № 4. С. 308–311.
38. Kurjak A., Kupesic S., Breyer B. et al. The assessment of ovarian tumor angiogenesis: what does three-dimensional power Doppler add? // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1998. V. 12. № 2. P. 136–146.
39. Creighton S., Bourne T.H., Lawton F.G. et al. Use of transvaginal ultrasonography with color Doppler imaging to determine an appropriate treatment regimen for uterine fibroids with a GnRH agonist before surgery: a preliminary study // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1994. V. 4. № 6. P. 494–498.
40. Carter J.R., Lau N., Saltzman A.K. et al. Gray scale and color flow Doppler characterization of uterine tumors // *J. Ultrasound Med.* 1994. V. 13. № 11. P. 835–840.
41. Aleem F., Predanic M. Uterine leiomyoma: transvaginal color Doppler studies and new aspects of management // *Ultrasound and the Uterus* / Eds. Osmers R., Kurjak A. N.Y.; L.: The Parthenon Publishing Group, 1995. P. 61–70.
42. Стрижаков А.Н., Давыдов А.И., Кондриков Н.И. и др. Клиническое значение доплерометрического исследования кровотока в подвздошных, маточных и яичниковых артериях в норме, при миоме и внутреннем эндометриозе тела матки // *Акуш. гинек.* 1995. № 2. С. 30–35.
43. Jurisic A., Djukic M., Markovic A. et al. The role of color Doppler in differentiation between vascular myoma and uterine sarcoma // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1996. V. 8. Suppl. 1. P. 235.
44. Hata K., Makihara K., Hata T. Transvaginal color Doppler imaging for hemodynamic assessment of reproductive tract tumors // *Jpn. Int. J. Gynecol. Obstet.* 1991. V. 36. P. 301–308.
45. Sladkevicius P., Valentin L., Marsal K. Transvaginal Doppler examination for the differential diagnosis of solid pelvic tumors // *J. Ultrasound Med.* 1995. V. 14. № 5. P. 377–380.

---



## 4

# САРКОМА МАТКИ

*М.А. Чекалова, М.В. Медведев*



Опухоли матки по частоте занимают второе место в структуре онкологической заболеваемости у женщин. Саркома матки встречается довольно редко, составляя в среднем 2–6% среди злокачественных опухолей органа и около 1% среди всех злокачественных новообразований женских гениталий.

В западных странах, где рак эндометрия занимает одно из ведущих мест в структуре заболеваемости, на саркомы матки приходится около 3%, тогда как в популяциях с низкой заболеваемостью раком эндометрия эти опухоли относительно распространены. В связи с отсутствием обобщающих сведений о заболеваемости саркомой матки в России целесообразно использовать данные двух самых крупных онкологических центров. Так, в Санкт-Петербурге за период с 1980 по 1989 г. было зарегистрировано 186 случаев саркомы тела матки – в среднем 19 в год, в Москве в ОНЦ РАМН ежегодно регистрируется в среднем 11 наблюдений.

Понятие «саркомы матки», или «злокачественные неэпителиальные и смешанные опухоли», является собирательным, объединяя несколько больших групп неоплазм гениталий мезодермального происхождения.

Наиболее важные в клиническом отношении злокачественные неэпителиальные и смешанные опухоли матки в порядке убывания частоты распределяются следующим образом: карциносаркома – 40%, лейомиосаркома – 40%, эндометриальная стромальная саркома – 15%, другие (мюллеровская аденосаркома, ангиосаркома, лимфосаркома и пр.) – 5%.

Классификации сарком матки по стадиям FIGO не существует, и многие исследователи и клиницисты используют классификацию для рака эндометрия, которая является хирургической и основывается на данных анализа операционного материала.

Пути распространения сарком матки, их клиническое течение, методы диагностики и лечения принято рассматривать в зависимости от морфологического типа опухоли [1].

Карциносаркома матки (злокачественная смешанная мезодермальная опухоль, злокачественная мюллеровская мезодермальная опухоль) состоит из клеток двух типов: аденокарциномы эндометрия и саркоматозного элемента. Эти опухоли называют гомологическими, если саркоматозный компонент состоит из клеток, свойственных матке, и гетерологически-

ми, если ткани опухоли нехарактерны для матки (поперечнополосатые мышцы, хрящевая, костная, жировая ткани). Карциносаркома матки протекает очень агрессивно, прогноз зависит от стадии заболевания к моменту установления диагноза. Как правило, опухоль растет в форме больших полиповидных масс и выполняет полость матки, включает видимые участки некрозов и кровоизлияний. Практически во всех случаях имеет место инвазия миометрия. Наиболее характерное распространение карциносаркомы: малый таз, регионарные лимфатические узлы, органы брюшной полости, легкие.

Лейомиосаркома матки развивается из гладкомышечной ткани миометрия, при этом 2/3 ее узлов располагаются интрамурально, 1/4 – субмукозно и 1/10 – субсерозно. В теле матки опухоль локализуется в 3,5 раза чаще, чем в шейке. Специфичных симптомов лейомиосарком, позволяющих отличать их от лейомиом, не обнаружено. Подозрение на лейомиосаркому должно возникнуть при выявлении быстрого роста матки, особенно у женщин в периоде постменопаузы. Диагностичес-

кое выскабливание матки может быть информативным лишь при наличии субмукозного узла опухоли, но и при этом установление точного диагноза возможно менее чем у 1/3 больных. Процесс распространяется по лимфатическим путям на другие органы таза, а также гематогенно в легкие и печень.

Эндометриальная стромальная саркома относится к опухолям матки чисто стромального типа; она состоит исключительно из неопластических клеток, напоминающих строму эндометрия в фазе пролиферации. Визуально эндометриальную стромальную саркому формируют опухолевые массы, растущие внутрь полости матки, в 50% случаев это сопровождается инвазией в миометрий до серозной оболочки. Основным симптомом заболевания являются кровянистые выделения из половых путей. Диагноз устанавливают на основании результатов диагностического выскабливания или после операции по поводу миомы матки, однако у 1/3 больных к моменту установления диагноза процесс уже имеет распространенный характер.

## ЭХОГРАФИЯ

Учитывая разнообразие морфологического строения, клинического течения, метастазирования сарком матки различного гистогенеза, правомерно предположить существование специфических признаков в ультразвуковом изображении этих новообразований.

Большинство исследователей указывают на практически полную идентичность эхографического изображения саркомы и миомы матки [2–6]. Так, В.Н. Демидов и Б.И. Зыкин [3], проведя ретроспективный анализ у 9 больных с морфологически подтвержденным диагнозом саркомы, не выявили четких эхографических признаков этой опухоли. По мнению авторов, косвенными признаками, позволяющими заподозрить саркому, являются наличие в

миоматозной матке зоны пониженной эхогенности без признаков акустического усиления, появление кистозной дегенерации опухоли и ее увеличение в периоде менопаузы. Однако подобная картина может наблюдаться и при выраженных вторичных изменениях миоматозных узлов.

Г.Л. Доронин [7] к дополнительным эхографическим критериям саркомы матки относит наличие крупной, преимущественно солидной, опухоли матки, которая либо имеет дольчатое строение, либо не обладает характерными признаками зрелой, длительно существующей миомы, а также отсутствие изображения полости матки и эндометрия.

М.А. Чекалова и соавт. [8] выявили некоторые различия ультразвукового изоб-

ражения сарком матки в зависимости от их морфологической принадлежности.

**Лейомиосаркома** представляет собой опухоль больших, иногда гигантских размеров, занимающую всю брюшную полость. При этом увеличение матки может быть обусловлено наличием множественных интерстициальных и субсерозных узлов либо единичного субсерозного узла на широком основании. При ультразвуковом исследовании подозрение на саркому возникает в тех случаях, когда уменьшается плотность миоматозного узла и в его структуре определяются единичные либо

множественные гипэхогенные участки или зоны неправильной формы без отражений (рис. 4.1, 4.2).

В некоторых случаях лейомиосаркоме соответствует смешанная солидно-кистозная структура (рис. 4.3), что затрудняет дифференциальную диагностику с опухолями яичников.

Для других видов сарком преобладающей является локализация опухолевых узлов в полости матки.

Ультразвуковое изображение **карциносаркомы** матки определяется практически теми же признаками, что и рак эндомет-



Рис. 4.1. Трансабдоминальное сканирование. Лейомиосаркома матки.



Рис. 4.2. Трансабдоминальное сканирование. Лейомиосаркома матки.



Рис. 4.3. Трансабдоминальное сканирование. Лейомиосаркома матки (фрагмент опухоли гигантских размеров).



Рис. 4.4. Трансвагинальное сканирование. Карциносаркома матки.



Рис. 4.5. Трансвагинальное сканирование. Эндометриальная стромальная саркома матки.

рия, а именно диффузной или полиповидной формой, неровностью, прерывистостью субэндометриального контура с гипо-

эхогенным ореолом, эхогенной или смешанной структурой с отражениями различной интенсивности (рис. 4.4).

С увеличением размеров опухоли ее структура становится более неоднородной в связи с появлением беспорядочных отражений средней и пониженной интенсивности.

Для **эндометриальной стромальной саркомы**, в отличие от других неэпителиальных опухолей, характерным признаком является визуализация субмукозно расположенного узла, деформирующего контур полости матки. Отметим, что в половине наблюдений определяемая опухоль не превышает 2,5–3 см в диаметре (рис. 4.5).

Как правило, эндометриальная стромальная саркома имеет округлую форму и при небольших размерах – четкие, ровные

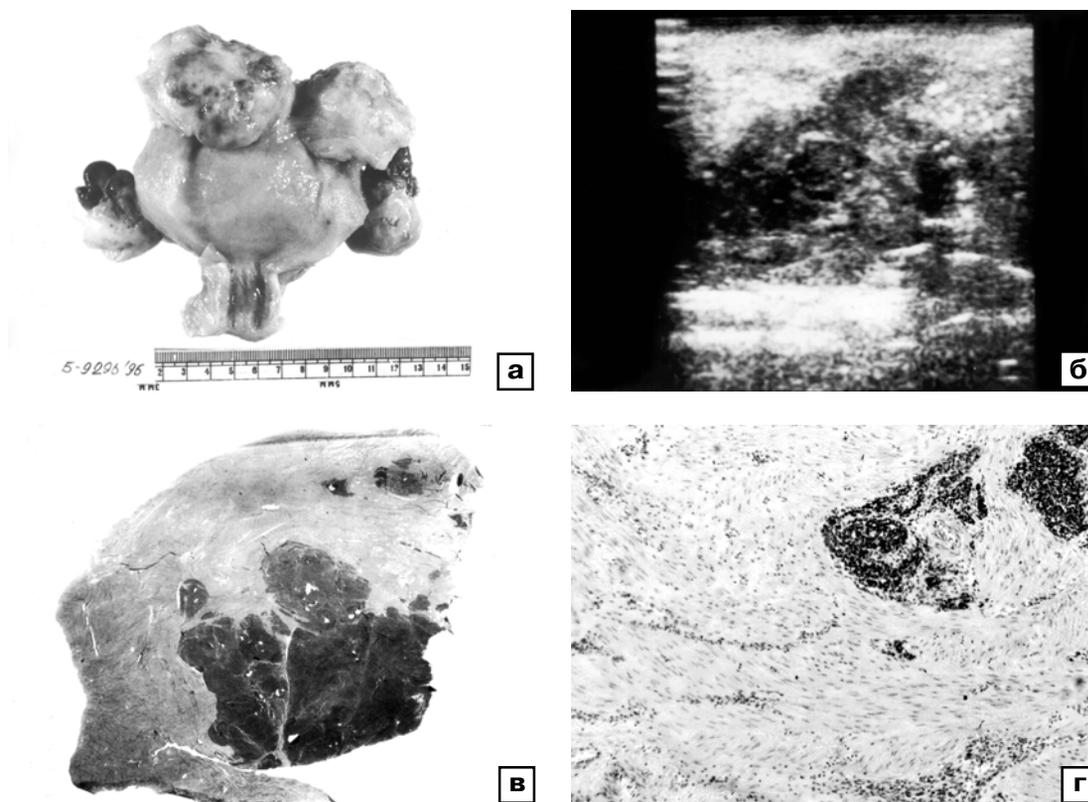
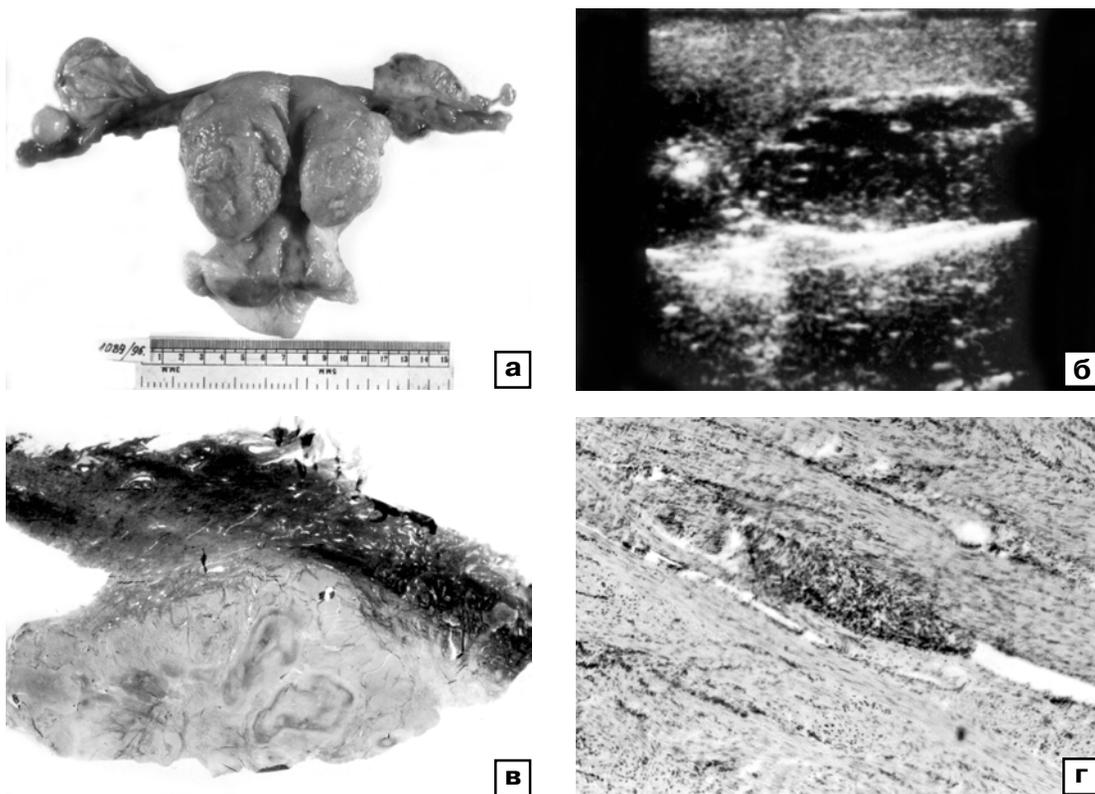


Рис. 4.6. Эндометриальная стромальная саркома матки. а – макропрепарат; б – ультразвуковая томограмма опухоли; в – гистотопографический срез; г – микроскопическое исследование (отсевы саркомы; окраска гематоксилином и эозином, х 63).



**Рис. 4.7.** Эндометриальная стромальная саркома матки. а – макропрепарат; б – ультразвуковая томограмма опухоли; в – гистотопографический срез; г – микроскопическое исследование (эмболы саркомы в межклеточных щелях; окраска гематоксилином и эозином, х 63).

контуры. Другой особенностью эндометриальной стромальной саркомы, на наш взгляд, можно считать мелкоячеистую, «ноздреватую» структуру, поскольку при изучении других вариантов неэпителиальных злокачественных опухолей матки не обнаружено подобного ультразвукового изображения.

Морфоультразвуковые сопоставления удаленной матки с эндометриальной стромальной саркомой обнаружили определенную зависимость ультразвуковых характеристик от гистологической структуры опухоли. Наиболее интересным оказался вопрос формы роста. Известно, что наиболее типична эндометриальная стромальная саркома в виде полипа, и эта макроскопическая форма при ультразвуковом исследовании выявляется достаточно от-

четливо. Что же касается варианта эндометриальной стромальной саркомы в виде эндолимфатического стромального миоза, когда опухолевые клетки не формируют сплошного массива, единого узла и распространяются в межклеточных щелях в виде крупных тяжей, «шнуров» и т.д., то он для диагностики крайне труден.

Морфоультразвуковые параллели свидетельствуют об отсутствии жестких границ между макроскопическими вариантами роста эндометриальной стромальной саркомы. Полиповидный компонент может сочетаться с диссеминацией опухолевых клеток по межклеточным щелям в разных объемных соотношениях. Отсюда некоторая расплывчатость ультразвуковой семиотики, включая размеры и структуру самой опухоли.

Размеры эндометриальной стромальной саркомы, определяемые при ультразвуковом исследовании, чаще меньше реальных, поскольку в основу размера берутся эхографические данные основного массива опухоли без учета ее периферических отделов (рис. 4.6, 4.7).

Таким образом, очевидно, что изучение семиотических признаков злокачественных неэпителиальных новообразований матки расширяет представление об особенностях ультразвукового изображения этих опухолей и вместе с тем повышает качество пре-

доперационной диагностики. Выявление при ультразвуковом исследовании субмукозного узла, гиперпластических изменений эндометрия, гипо- или анэхогенных участков неправильной формы в структуре миоматозного узла без клинических признаков нарушения питания, а также быстрый рост миоматозного узла при динамическом наблюдении являютсястораживающими симптомами в отношении саркомы матки и говорят о необходимости дальнейшего обследования пациентки, включая доплерографию.

## ДОППЛЕРОГРАФИЯ

С учетом идентичности эхографической картины саркомы и миомы матки в последние годы были предприняты попытки использовать для их дифференциальной диагностики цветное доплеровское картирование с анализом кривых скоростей внутриопухолевого кровотока.

Проведенный нами анализ опубликованных данных убедительно свидетельствует о том, что при саркоме матки в 100% случаев имеет место выраженная васкуляризация опухоли [9] (рис. 4.8). В то же время и в большинстве миоматозных узлов визуализируются внутриопухолевые сосуды [10].

Характерным признаком является визуализация в ходе цветowego доплеровского картирования нерегулярных, тонких, хаотично разбросанных сигналов от сосудов или зон высокой васкуляризации в узле, а также регистрация низкорезистентного кровотока в опухолевых артериях (рис. 4.9, табл. 4.1).

При саркоме матки отмечается значительное снижение индекса резистентности маточных артерий. Согласно данным большинства авторов, его средние значения составляют менее 0,7. В исследованиях А. Kurjak и S. Kupesic [2], обследовавших 10 женщин с саркомой матки, индекс

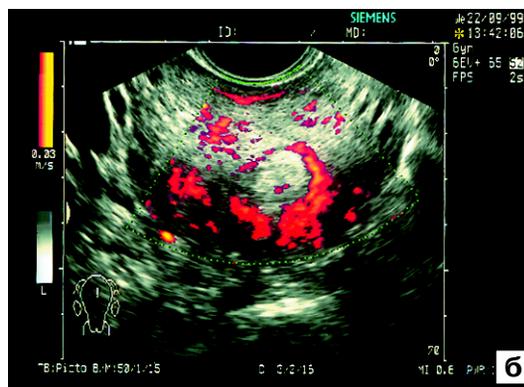
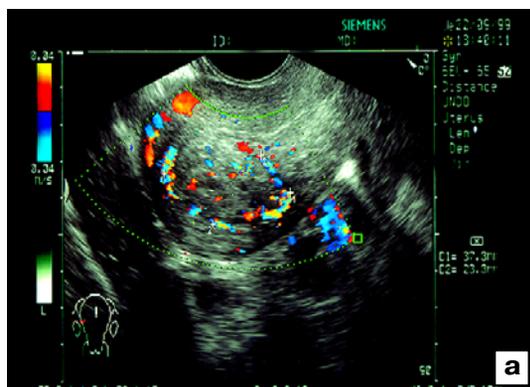
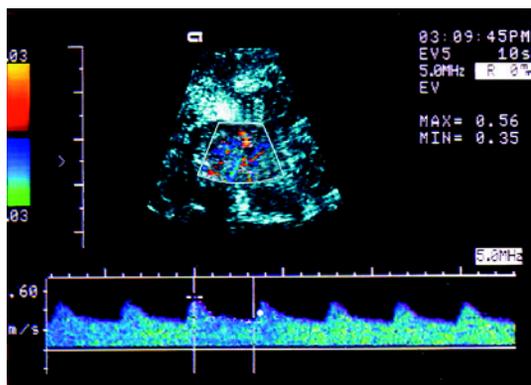
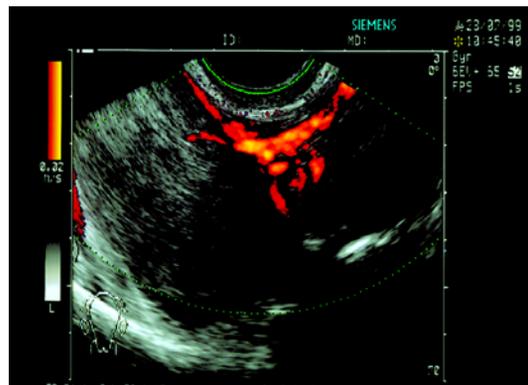


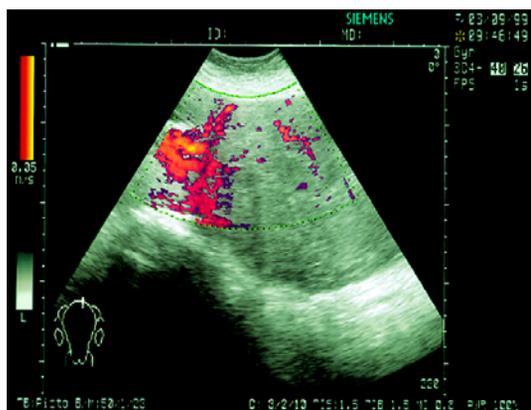
Рис. 4.8. Продольное трансвагинальное сканирование матки при эндометриальной стромальной саркоме в режимах цветowego доплеровского картирования (а) и энергетического доплера (б).



**Рис. 4.9.** Саркома матки. Допплерограмма кривых скоростей внутриопухолевого кровотока. Индекс резистентности – 0,38; пиковая систолическая скорость кровотока – 56 см/с.



**Рис. 4.10.** Трансвагинальное сканирование в режиме энергетического доплера. Лейомиосаркома матки. Отчетливо видно расширение сосудов, питающих опухоль.



**Рис. 4.11.** Трансбрюшное сканирование в режиме энергетического доплера. Лейомиосаркома матки. Хорошо видна разветвленная сосудистая сеть, питающая опухоль.

резистентности маточных артерий составил в среднем 0,62, тогда как при миоме матки – 0,74 (норма 0,88). О наибольшем числе обследованных пациенток (с лейомиосаркомой – 3, с эндометриальной стромальной саркомой – 5, со смешанной мезодермальной саркомой – 4) сообщают I. Szabo и соавт. [19]. В их исследованиях индекс резистентности маточных артерий в норме в среднем составил  $0,84 \pm 0,06$ , при миоме матки –  $0,77 \pm 0,08$ , при саркоме матки –  $0,74 \pm 0,05$ .

В наших исследованиях были получены сходные результаты: миома матки –  $0,73 \pm 0,08$ , саркома матки –  $0,69 \pm 0,05$ . Следует заметить что хотя достоверных различий между группами женщин с миомой и с саркомой матки не было выявлено, обе группы достоверно отличались от контрольной ( $0,82 \pm 0,06$ ).

В случаях саркомы матки часто при исследовании в режимах цветового доплеровского картирования и энергетического доплера визуализируются патологические, расширенные сосуды, питающие опухоль (рис. 4.10, 4.11).

Более выраженные изменения при саркоме матки отмечаются на уровне внутриопухолевого кровотока. Согласно данным практически всех исследователей, индекс резистентности внутриопухолевых сосудов при саркоме матки имеет наименьшие значения.

По мнению K. Taylor и соавт. [11], эти особенности кровотока обусловлены наличием среди новообразованных сосудов большого количества артерио-венозных анастомозов, что объясняет высокую кинетическую энергию кровотока и широкую вариабельность его направления. Такой тип кровообращения является особенностью злокачественных опухолей и

**Таблица 4.1.** Значения индексов периферического сосудистого сопротивления в маточных артериях и сосудах опухолевых узлов при саркоме матки (дополненные данные [9])

Автор	Маточные артерии	Опухолевый узел
A. Szanthy и соавт., 1994 [13]	0,5 (0,35–0,79)	0,9 (0,4–1,7) – ПИ*
R. Terper и соавт., 1994 [14]	0,56, 0,57 0,55, 0,73	0,286 ± 0,01** 0,523 ± 0,014***
M. Hirai, 1997 [15]		0,40 ± 0,07
A. Kurjak и S. Kupesic, 1995 [2]	0,62 ± 0,07	0,37 ± 0,03
C. Chen и соавт., 1995 [16]		0,38–0,41
A. Jurisic и соавт., 1996 [17]	0,583 ± 0,040	0,332 ± 0,007
K. Hata и соавт., 1997 [18]		0,63 ± 0,18
I. Szabo и соавт., 1997 [19]	0,74 ± 0,05	0,39 ± 0,07 0,65 ± 0,10***
Е.Д. Лютая, 1999 [20]	0,69 ± 0,05	0,35 ± 0,02

Примечание. \*Значения пульсационного индекса; во всех остальных случаях приведены значения индекса резистентности.

\*\* Эндометриальная стромальная саркома высокой степени злокачественности.

\*\*\* Эндометриальная стромальная саркома низкой степени злокачественности.

подтверждает гипотезу М. Фолькмана, согласно которой все быстро растущие злокачественные новообразования продуцируют свои собственные сосуды для обеспечения своего дальнейшего роста.

Эта гипотеза была подтверждена данными морфологических исследований. К. Hata и соавт. [12] обнаружили достоверное превалирование микрососудов в саркоме при сравнении ее с миомой матки. Авторы установили, что в миоматозном узле на единицу площади приходится в среднем 24 микрососуда с индивидуальными колебаниями от 14 до 44 сосудов, тогда как в лейомиосаркоме – 97 (82–140) микрососудов. С помощью доплерографии они продемонстрировали также достоверное превышение пиковой систолической скорости кровотока в саркомах – 66,4 см/с (58,3–124,0) по сравнению с миомами матки – 21,6 см/с (6,3–48,6) [12]. Аналогичные данные были получены Е.Д. Лютой [20]: саркома матки – 67,4 см/с, простая миома матки – 16,5 см/с, пролиферирующая миома матки – 29,6 см/с.

С целью дифференциальной диагнос-

тики миомы и саркомы матки А. Kurjak и S. Kupesic [21] предлагают использовать пороговое значение индекса резистентности внутриопухолевого кровотока, равное 0,40. Согласно их данным, чувствительность доплерографии в диагностике саркомы матки составляет 90,91%, специфичность – 99,82%, прогностическая ценность положительного результата – 71,43%, отрицательного – 99,96%.

К. Hata и соавт. [12] для разграничения саркомы и миомы матки применили пороговое значение максимальной систолической скорости внутриопухолевого кровотока, соответствующее 41 см/с. В их исследованиях чувствительность доплерографии в дифференциальной диагностике саркомы и миомы матки составила 80%, специфичность – 97,6%, прогностическая ценность положительного результата – 80%, отрицательного – 97,6%.

Е.Д. Лютая [20] считает оптимальным использовать оба показателя внутриопухолевого кровотока в дифференциальной диагностике миомы и саркомы матки. Предлагаемое ею пороговое значение индекса

резистентности – 0,40, пиковой систолической скорости кровотока – 45 см/с. По данным автора, при использовании этих критериев чувствительность доплерографии в дифференциальной диагностике саркомы и миомы матки составляет 100%, специфичность – 89,6%.

В заключение следует отметить, что первый опыт применения доплерографии в дифференциальной диагностике миомы и саркомы матки свидетельствует об очевидной перспективности этого метода. Однако для окончательных выводов необходимы дальнейшие исследования. В настоящее время следует рекомендовать во всех случаях эхографически «необычной» картины миомы матки дополнительно использовать доплеровское исследование внутриопухолевого кровотока.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Чекалова М.А. Ультразвуковая диагностика в онкогинекологии // Клиническое руководство по ультразвуковой диагностике / Под ред. Митькова В.В., Медведева М.В. III том. М.: Видар, 1997. С. 201–226.
2. Kurjak A., Kupesic S. Malignant uterine tumors // Ultrasound and the Uterus / Ed. Osmer R., Kurjak A. L., NY: The Parthenon Publishing Group, 1995. P. 105–113.
3. Демидов В.Н., Зыкин Б.И. Ультразвуковая диагностика в гинекологии. М.: Медицина, 1990. С. 100–102.
4. Демидов В.Н., Струков А.В., Коверина Е.И., Красикова С.П. Эхографическая диагностика сарком матки // Акуш. гинек. 1991. № 3. С. 56–58.
5. An Atlas of Transvaginal Color Doppler / Ed. Kurjak A. L. NY: The Parthenon Publ. Gr., 1993.
6. Hiskey J., Goldberg F. Ultrasound review of obstetrics and gynecology. Philadelphia, NY: Lippincott-Raven Publ., 1996.
7. Доронин Г.Л. Ультразвуковая диагностика саркомы матки // Ультразвук. диагн. акуш. гин. педиат. 1993. № 1. С. 55–59.
8. Чекалова М.А., Козаченко В.П., Лазарева Н.И. Возможности эхографии в диагностике сарком матки // Ультразвук. диагн. 1997. № 1. С. 26–34.
9. Медведев М.В., Хохолин В.Л. Ультразвуковое исследование матки // Клиническое руководство по ультразвуковой диагностике / Под ред. Митькова В.В., Медведева М.В. III том. М.: Видар, 1997. С. 76–119.
10. Медведев М.В., Зыкин Б.И., Хохолин В.Л., Стручкова Н.Ю. Дифференциальная ультразвуковая диагностика в гинекологии. М.: Видар, 1997.
11. Taylor K., Ramos I., Carter D. et al. Correlation of Doppler ultrasound tumor signals with neovascular morphologic features // Radiology. 1988. V. 166. P. 57–61.
12. Hata K., Hata T., Iida K., Miyazaki K. Expression of thymidine phosphorylase in uterine sarcoma and uterine leiomyoma: association with microvessel density and Doppler blood flow analysis // Ultrasound Obstet. Gynecol. 1997. V. 10. P. 54–58.
13. Szantho A., Szabo I., Nemet J. et al. Transvaginal color Doppler for assessment of uterine tumor vascularity // Ultrasound Obstet. Gynecol. 1994. V. 4. Suppl. 1. P. 68.
14. Tepper R., Altazas M., Goldberger S. et al. Color Doppler ultrasound findings in low- and high-grade endometrial stromal sarcomas // Ultrasound Obstet. Gynecol. 1994. V. 4. Suppl. 1. P. 55.
15. Hirai M. Transabdominal and transvaginal pulsed and color Doppler sonography of adenomyosis // Ultrasound and the Endometrium / Ed. Fleischer A.C., Kurjak A., Granberg S. NY, L.: The Parthenon Publishing Group, 1997. P. 121–126.
16. Chen C., Huang C., Wu C. et al. Sonographic characteristics in low grade endometrial stromal sarcoma: a report of two cases // J. Ultrasound Med. 1995. V. 14. № 2. P. 165–168.
17. Jurisic A., Djukic M., Markovic A. et al. The role of color Doppler in differentiation between vascular myoma and uterine sarcoma // Ultrasound Obstet. Gynecol. 1996. V. 8. Suppl. 1. P. 235.
18. Hata K., Hata T., Maruyama R., Hirai M. Uterine sarcoma: can it be differentiated from uterine leiomyoma with Doppler ultrasonography? A preliminary report // Ultrasound Obstet. Gynecol. 1997. V. 9. P. 101.

19. Szabo I., Szcintoth A., Csabay L., Papp Z. Transvaginal color Doppler for assessment of uterine vascularity in cases of uterine fibroids and sarcomas // Abstr. 7th World Congress on Ultrasound in Obstetrics and Gynecology. Washington, October 26–30, 1997. A121.
20. Лютая Е.Д. Прогностическое значение доплерографии у больных миомой матки: Дисс. ... канд. мед. наук. М., 1999.
21. Kurjak A., Kupesic S. Textbook on color Doppler in gynecology, infertility and obstetrics. 1999.

# 5

## РАК ЭНДОМЕТРИЯ

*М.В. Медведев, М.А. Чекалова, Л.Е. Тергулова*

Рак эндометрия занимает одно из первых мест среди злокачественных заболеваний женских половых органов [1]. В США ежегодно регистрируется 34–38 тыс. новых случаев рака эндометрия [2, 3]. По данным А. Fleischer [4], в 1997 г. в США им заболело уже около 50 тыс. женщин. В нашей стране заболеваемость раком эндометрия ежегодно увеличивается в среднем на 6% [5]. Согласно результатам большинства проведенных исследований, пик заболеваемости приходится на возраст 56–65 лет [1, 6–8], и только в 16% случаев рак эндометрия диагностируется у женщин репродуктивного возраста [1], а в 5% наблюдений – в возрасте до 40 лет – [9]. По данным R. Rudelstorfer и соавт. [10], рак эндометрия диагностируется в постменопаузальном периоде у 90% пациенток. В Швеции до 94% новых случаев заболевания обнаруживается в возрастной группе женщин старше 50 лет [11].

В настоящее время наибольшее распространение получила международная морфохирургическая классификация FIGO (1989 г.):

Ia – опухоль локализуется в пределах эндометрия;

Ib – инвазия опухоли до 1/2 миометрия;

Ic – инвазия опухоли более 1/2 миометрия;

IIa – опухоль локализуется в пределах слизистой оболочки цервикального канала;

IIb – опухоль с инвазией в мышечную оболочку шейки матки;

IIIa – опухоль прорастает до серозной оболочки и/или имеются метастазы в придатки матки и/или клетки рака обнаружены в смывах тазовой брюшины (цитологическое исследование);

IIIb – имеются метастазы во влагалище;

IIIc – имеются метастазы в подвздошные и/или парааортальные лимфатические узлы;

IVa – инвазия опухоли слизистой оболочки мочевого пузыря и/или прорастание мочевого пузыря;

IVb – имеются метастазы в брюшную полость и/или в паховые лимфатические узлы.

Несмотря на улучшение диагностики рака эндометрия, смертность остается достаточно высокой. Ежегодно в мире из 100 000 женщин от рака матки умирают 9–10, в нашей стране – 7–8 [12]. По данным А. Fleischer [4], в США ежегодно от рака эндометрия умирает около 3000 женщин. Прогноз во многом зависит от стадии заболевания на момент его обнаружения. Так, пятилетняя выживаемость при раке матки I стадии составляет 95%, тогда как II стадии – менее 60% [13].

Наиболее частым клиническим проявлением заболевания являются кровянистые выделения из половых путей. Однако при наличии этого симптома рак эндомет-

рия обнаруживается только у 10–14% обследованных [9, 10, 14–16]. В.Л. Огрызкова [17] отмечала аномальные кровянистые выделения из половых путей в перименопаузе только у 7,8% женщин с раком эндометрия. При бессимптомном течении заболевания в постменопаузальном периоде частота рака эндометрия

составляет 3–7 случаев на 1000 женщин [18–21].

Диагностика рака эндометрия основывается на совокупности данных анамнеза, бимануального и дополнительных методов исследования, среди которых в последние годы наибольшее распространение получила эхография.

## ЭХОГРАФИЯ

По мнению М.А. Чекаловой и соавт. [6], поскольку преобладающее большинство женщин с диагнозом рака эндометрия страдают ожирением, трансабдоминальное ультразвуковое исследование внутренних половых органов у них малоинформативно. Применение трансвагинальной эхографии у данного контингента наиболее целесообразно. В. Coleman и соавт. [22] считают, что при трансабдоминальном доступе у женщин в периоде постменопаузы визуализация М-эхо возможна только в 27% случаев, тогда как при трансвагинальном – в 100%.

Эхографическое исследование при раке эндометрия имеет целью оценку размеров первичной опухоли, ее формы, структуры, локализации, глубины инвазии в миометрий, определение распространенности процесса на шейку и яичники, а также выявление региональных и отдаленных метастазов.

**Толщина М-эхо.** При диагностике рака эндометрия многие авторы сейчас уделяют особое внимание толщине М-эхо матки. При определении этого параметра следует строго соблюдать следующие правила [23] (рис. 5.1).

1. Измерять толщину М-эхо при продольном сканировании матки с одновременной визуализацией цервикального канала.

2. Толщиной эндометрия считать максимальное значение переднезаднего размера М-эхо (два слоя эндометрия).

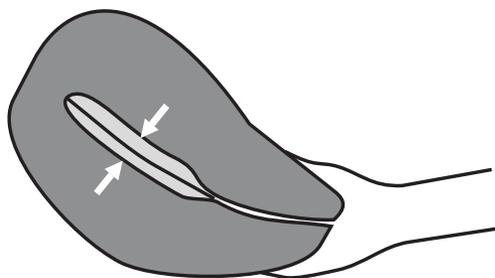


Рис. 5.1. Схема определения толщины М-эхо матки.

3. Измерение проводить по наружным контурам М-эхо перпендикулярно продольной оси матки.

В табл. 5.1 представлены данные литературы о толщине М-эхо при раке эндометрия.

Как видно из табл. 5.1, несмотря на определенные различия, толщина М-эхо матки при раке эндометрия составляет в среднем около 20 мм (рис. 5.2). У 90% пациенток толщина эндометрия при карциноме превышает 10 мм [50]. В то же время, согласно результатам проведенных исследований, толщина М-эхо при атрофии эндометрия у пациенток с постменопаузальным кровотечением достоверно меньше (табл. 5.2).

По мнению большинства авторов, наиболее ценным эхографическим показателем при раке эндометрия является величина переднезаднего размера М-эхо более 8 мм [16, 28, 42, 52–54]. D. Dordoni и соавт. [16], F. Aleem и соавт. [43],

**Таблица 5.1.** Толщина М-эхо матки при раке эндометрия у пациенток в постменопаузальном периоде (дополненные данные [24])

Авторы	Толщина М-эхо, мм
R. Auslender и соавт., 1991 [25]	17,8
T. Bourne и соавт., 1991 [26]	20,0
S. Granberg и соавт., 1991 [27]	18,2
M. Wikland и соавт., 1991 [28]	18,0
D. Botsis и соавт., 1992 [29]	16,6
T. Bourne и соавт., 1992 [30]	20,2
B. Karlsson и соавт., 1992 [31]	20,3
R. Mancini и соавт., 1992 [32]	16,2
R. Auslender и соавт., 1993 [33]	18,1
A. Dorum и соавт., 1993 [34]	20
A. Kurjak и соавт., 1993 [35]	20
P. Sladkevicius, L. Valentin, 1993 [36]	24
O. Bakos и соавт., 1994 [37]	13,9
J. Carter и соавт., 1994 [38]	14
C. Exacoustos и соавт., 1994 [19]	19,5
K. Gruboeck и соавт., 1994 [18]	24,9
B. Karlsson и соавт., 1994 [39]	21,1
А.Н. Стрижаков, А.И. Давыдов, 1994 [40]	20,1
T. Van de Bosch и соавт., 1994 [41]	13–35
В.В. Баринов и соавт., 1995 [42]	20–24
М.В. Медведев, В.Л. Хохолин, 1995 [24]	19,3
F. Aleem и соавт., 1995 [43]	22,6
G. Weber и соавт., 1995 [44]	17,1
K. Gruboeck и соавт., 1996 [45]	29,5
B. Gull и соавт., 1996 [46]	19
L. Bronz и соавт., 1997 [47]	10–21
I. Fistonis и соавт., 1997 [48]	14,1
J. Alcazar и соавт., 1998 [49]	14,7*
	20,2**

Примечание: \* – при инвазии в миометрий на глубину до 50%; \*\* – при инвазии в миометрий на глубину более 50%.

С. Exacoustos и соавт. [54] при толщине М-эхо менее 8 мм ни у одной из пациенток с кровотечением в постменопаузе не констатировали рака эндометрия при гистологическом исследовании.

Однако есть сообщения об обнаружении карциномы при толщине М-эхо менее 8 мм. Так, согласно полученным группой немецких исследователей результатам ультразвукового обследования 159 пациенток в постменопаузальном периоде, включая 62 женщин с карциномой эндометрия, при толщине М-эхо матки до 5 мм карцинома

**Рис. 5.2.** Трансвагинальное продольное сканирование матки у больной раком эндометрия. Толщина М-эхо 23 мм.

имелась в 1 (3%) случае, 6–10 мм – в 10 (31%), 11–15 мм – в 14 (43%) и более 15 мм – в 37 (67%) наблюдениях [55].

В мультицентровом исследовании, осуществленном в 18 клиниках Италии и охватившем 930 пациенток с кровянистыми выделениями из половых путей в постменопаузальном периоде, рак эндометрия диагностирован у 107 женщин. Его частота при толщине эндометрия до 4 мм составила 0,6%, 5–8 мм – 5,4%, 9–11 мм – 12,5%, более 11 мм – 33,5% [56].

Суммированные нами ранее данные литературы свидетельствуют о том, что большинство исследователей в качестве порогового диагностического критерия гиперпластических процессов эндометрия в постменопаузальном периоде выбирают

**Таблица 5.2.** Толщина М-эхо матки при атрофии эндометрия у пациенток с постменопаузальным кровотечением

Авторы	Толщина М-эхо, мм
T. Bourne и соавт., 1991 [26]	4,0 ± 2,0
S. Granberg и соавт., 1991 [27]	3,4 ± 1,2
D. Botsis и соавт., 1992 [29]	3,2 ± 1,1
R. Auslender и соавт., 1993 [33]	2,6 ± 1,4
A. Dorum и соавт., 1993 [34]	4,0
O. Bakos и соавт., 1994 [37]	4,6
B. Karlsson и соавт., 1994 [39]	3,9 ± 2,5
Л.А. Ашрафян и соавт., 1999 [51]	До 4

толщину М-эхо 4 или 5 мм [24]. При этом чувствительность трансвагинальной эхографии для всех нозологических форм патологии эндометрия составляла 78,2–100%, специфичность – 60–100%, точность – 82–96,2%. Однако, несмотря на достаточно высокие показатели и то, что при раке эндометрия значения толщины М-эхо наиболее высоки, карцинома была констатирована и при толщине эндометрия менее 5–6 мм. По данным А. Kuřak и S. Kupesic [50], при карциноме эндометрия у 10% женщин значения толщины М-эхо находятся в диапазоне 5–10 мм.

При обследовании пациенток с подозрением на рак эндометрия необходимо учитывать их возраст. Так, Н.В. Харченко [57], взяв за основной критерий толщину М-эхо 6 мм в ранней, первой фазе менструального цикла при обследовании женщин в репродуктивном и перименопаузальном периодах, обнаружила низкую информативность этого ультразвукового признака в диагностике рака эндометрия: точность диагностики в репродуктивном возрасте была 48,3%, в перименопаузальном периоде – 56,8%. В то же время в постменопаузальном периоде ее точность составила 96,5% (!), чувствительность – 90,9%, специфичность – 92,3%. Поэтому чрезвычайно важным представляется вы-

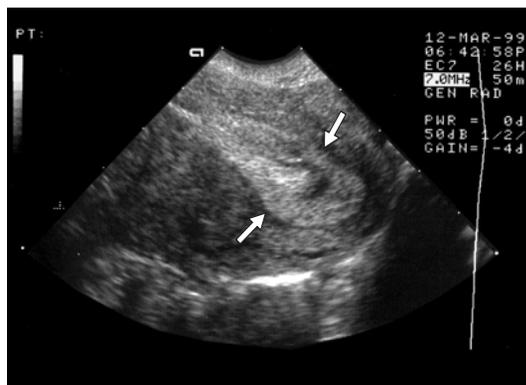
бор порогового значения диагностического критерия, учет которого обеспечивает высокие показатели не только специфичности, но и чувствительности.

В качестве иллюстрации целесообразно привести данные R. Osmer и соавт. [53]. Если в качестве критерия для отбора пациенток в постменопаузальном периоде с подозрением на рак эндометрия выбрать толщину М-эхо 8 мм и более, то в 2,2% случаев карцинома эндометрия может быть не замечена. С другой стороны, при толщине М-эхо 5 мм и более риск ложноотрицательных заключений практически отсутствует, но существенно возрастает частота неоправданных диагностических выскабливаний. Конечно, количество инвазивных манипуляций можно уменьшить до 5,4% при выборе в качестве диагностического критерия толщину М-эхо 12 мм, но процент недиагностированных случаев карциномы эндометрия возрастет с 2,2 до 4,6.

Кроме этого, следует учитывать отсутствие достоверных различий в толщине М-эхо при разных нозологических формах патологии эндометрия (рис. 5.3, 5.4). Так, по данным R. Auslender и соавт. [25], в случаях полипов эндометрия у пациенток с постменопаузальным кровотечением толщина М-эхо составила в среднем 14,3 мм,



**Рис. 5.3.** Трансвагинальная эхограмма при продольном сканировании матки. Толщина М-эхо при крупном полипе эндометрия (стрелки) достигает 22 мм.



**Рис. 5.4.** Трансвагинальная эхограмма при продольном сканировании матки. Толщина М-эхо при гиперплазии эндометрия (стрелки) в постменопаузальном периоде достигает 16 мм.

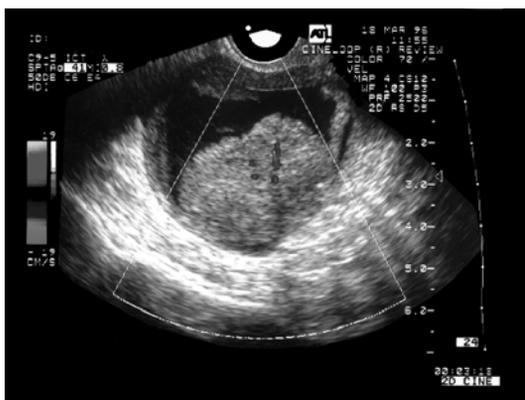
при кистозной гиперплазии — 15,8 мм, при карциноме — 17,8 мм. В работе I. Fistonis и соавт. [48] при простой гиперплазии толщина эндометрия при ультразвуковом исследовании у женщин в постменопаузальном периоде составила в среднем 12,4 мм, при сложной гиперплазии — 13,4 мм, при карциноме — 14,1 мм. Поэтому абсолютно справедливо мнение G. Conoscenti и соавт. [58], что при трансвагинальной эхографии у женщин в периоде постменопаузы невозможно точно дифференцировать нозологические формы патологии эндометрия на основании только его толщины. При ультразвуковой диагностике рака эндометрия необходимо ориентироваться не только на толщину М-эхо, но и на другие эхографические характеристики.

**Структура М-эхо.** При раке эндометрия нередко изменяется его эхоструктура. По данным В.Н. Демидова и А.И. Гуса [59], наиболее характерными признаками являются: 1) неоднородность внутренней структуры образования; 2) неровность контуров; 3) более высокая эхогенность по сравнению с мышцей матки; 4) большие размеры образования — половина толщины матки и более; 5) повышенная звукопроводимость; 6) наличие жидкостных включений неправильной формы и разной

величины; 7) заметное увеличение размеров образования при динамическом наблюдении; 8) нечеткость контуров матки вследствие перехода опухолевого процесса на смежные органы.

Е. Andolf и соавт. [60] при изучении М-эхо матки у женщин с неосложненным течением постменопаузального периода установили, что в 85% случаев эндометрий более эхогенен, чем миометрий, в 9% обладает меньшей эхогенностью и в 6% имеет смешанную эхогенность. При карциноме эндометрия значительно (до 45%) возрастает частота случаев смешанной эхогенности М-эхо, в таком же проценте наблюдений отмечается гиперэхогенная структура эндометрия, а на долю гипоехогенного М-эхо приходится 10% случаев [35]. Н.А. Максимова [61] выявила при раке эндометрия неоднородность структуры М-эхо в 57% наблюдений. При этом не обнаружена зависимость эхогенности опухоли от ее дифференцировки и гистологического типа.

В среднем у каждой второй пациентки с карциномой эндометрия обнаруживается жидкость в полости матки: у 25% в минимальном, у 25% в значительном количестве (рис. 5.5). В то же время отсутствие жидкости в полости матки не дает основания исключить малигнизацию эндометрия [35].



**Рис. 5.5.** Трансвагинальное продольное сканирование матки у больной раком эндометрия. Полость матки расширена, в просвете определяется значительное скопление жидкости.



**Рис. 5.6.** Трансвагинальное сканирование. Высокодифференцированная аденокарцинома эндометрия.

По нашим данным, при клинически выраженном раке эндометрия возможности ультразвукового исследования достаточно широки. Эхография позволяет определить достоверные размеры и локализацию опухоли. Так, наименьший размер выявленного нами новообразования составил 0,6 x 0,3 см, однако следует заметить, что визуализация подобных новообразований, как правило, возможна на фоне жидкости в полости матки (рис. 5.6). Вместе с тем только у 16,9% больных раком эндометрия в ней была обнаружена жидкость (рис. 5.7).

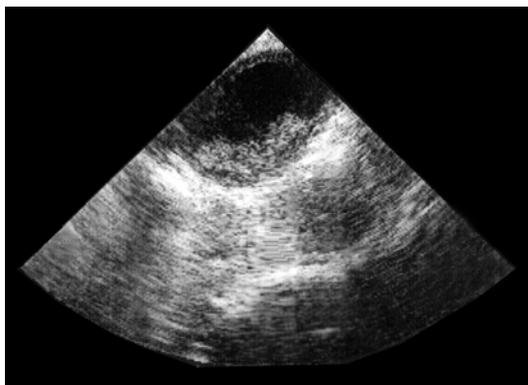
Вариабельность ультразвукового изображения раковой опухоли эндометрия достоверно обусловлена ее размерами и степенью дифференцировки (табл. 5.3).

Нами обнаружено, что только при размере М-эхо до 1,5 см структура остается гиперэхогенной, с увеличением размера опухоли до 2 см и более она становится более гетерогенной, определяются беспорядочные отражения как повышенной, так и средней и пониженной интенсивности. При размере опухоли более 3 см преобладают изоэхогенная и смешанная, «пятнистая» структура (рис. 5.8). Следовательно, с увеличением размеров опухоли увеличивается гетерогенность ультразвукового изображения рака эндометрия.

Прослеживается также четкая зависимость характера ультразвукового изображения раковой опухоли тела матки от ее морфологического типа (рис. 5.9). В наших наблюдениях высоко- и умеренно дифференцированную аденокарциному характеризовала гиперэхогенная структура, в то время как для низкодифференцированного рака были специфичны только отражения средней и пониженной интенсивности, неоднородная, смешанная структура (рис. 5.10).

**Оценка степени инвазии.** Оценка степени инвазии в миометрий является одной из основных задач при раке эндометрия. К эхографическим признакам инвазивного характера роста опухоли относятся нарушение целостности ореола вокруг слизистой, резкое истончение и исчезновение нормального изображения ткани миометрия. По данным И.С. Назаровой [62], характерные эхографические признаки инвазии, как правило, выявляются при поражении 1/3 толщины миометрия. Точность трансвагинальной эхографии в оценке степени инвазии при карциноме эндометрия колеблется от 68 до 97% [31, 63–68] (табл. 5.4).

По мнению I. Szabo и соавт. [63], трансвагинальная эхография позволяет оцени-



**Рис. 5.7.** Трансвагинальное ультразвуковое исследование у больной раком тела матки. Определяются жидкость в полости матки, опухолевые разрастания по задней стенке и в области дна.



**Рис. 5.8.** Трансвагинальное продольное сканирование матки. Аденокарцинома эндометрия.

**Таблица 5.3.** Изменения ультразвукового изображения в зависимости от размеров опухоли эндометрия

Эхоструктура опухоли	Размер, см					
	1,0 (n=15)	1,5 (n=13)	2,5 (n=25)	3,0 (n=8)	4,0 (n=13)	более 4,0 (n=12)
Гиперэхогенная	15 (17,4%)	13 (15,2%)	19 (22,1%)	2 (2,3%)	2 (2,3%)	
Изоэхогенная			6 (6,9%)	4 (4,7%)	7 (8,1%)	
Смешанная, «пятнистая»				2 (2,3%)	4 (4,7%)	12 (14%)

вать степень инвазии при карциноме эндометрия с чувствительностью 86%, специфичностью 90%, предсказательной ценностью положительного результата 92%, отрицательного 83%.

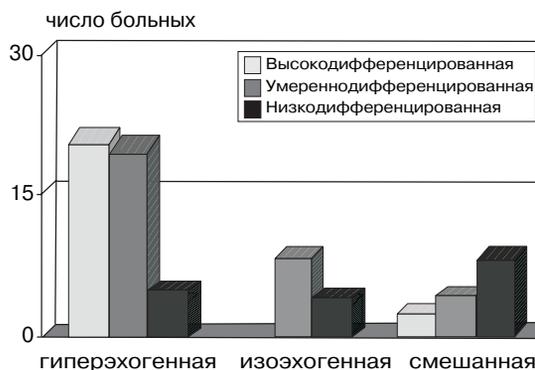
При оценке степени инвазии в миометрий большинство авторов используют такой критерий, как распространение процесса на глубину до 50% и более 50% (рис. 5.11).

Результаты исследований, проведенных В. Karlsson и соавт. [31], свидетельствуют, что чувствительность трансвагинальной ультразвуковой диагностики инвазии миометрия менее половины его толщины при карциноме эндометрия составляет 79%, специфичность – 100%.

Как полагают М. Couste и соавт. [66], возможности трансвагинальной эхогра-

**Таблица 5.4.** Диагностическая ценность эхографии в оценке степени инвазии при карциноме эндометрия

Авторы	Чувствительность, %	Специфичность, %
В. Karlsson и соавт., 1992 [31]	79	100
G. Weber и соавт., 1995 [44]	85	89
I. Szabo и соавт., 1997 [63]	86	90
J. Alcazar и соавт., 1998 [49]	100	91,7
S. Gabrielli и соавт., 1998 [64]	79	–
S. Kupesic, A. Kurjak, 1998 [65]	100	94,4



**Рис. 5.9.** Зависимость ультразвукового изображения рака эндометрия от морфологического варианта опухоли.



**Рис. 5.10.** Трансвагинальное сканирование матки. Низкодифференцированная аденокарцинома эндометрия, прорастающая все слои стенки органа.

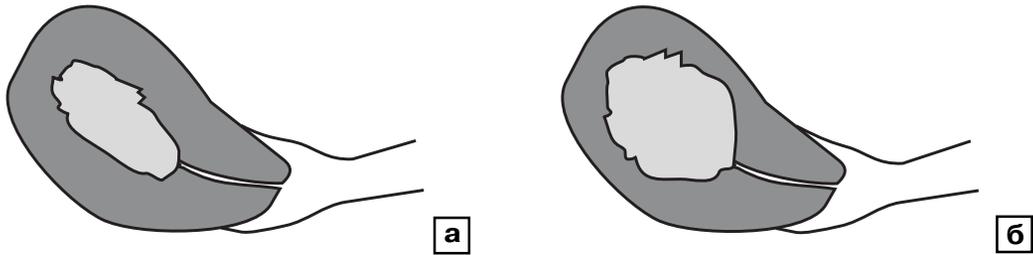


Рис. 5.11. Схема оценки степени инвазии рака эндометрия. а – инвазия на глубину до 50%; б – инвазия на глубину свыше 50%.

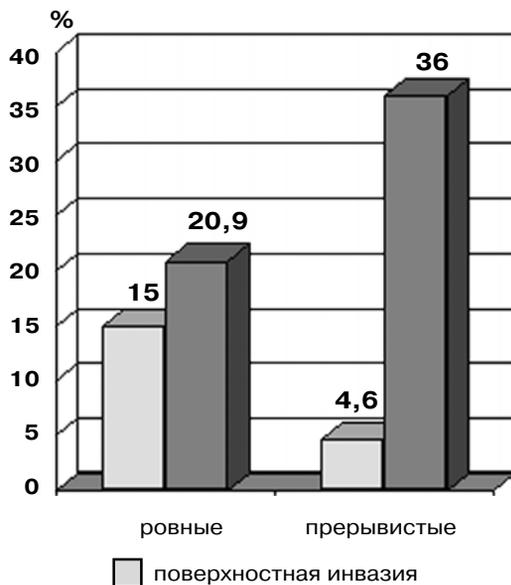
фии, компьютерной и ЯМР-томографии одинаковые в предоперационной оценке инвазии рака эндометрия в миометрий.

Наиболее высокие результаты в оценке степени инвазии карциномы эндометрия при использовании эхографии приводят S. Kupesic и A. Kurjak [65]: чувствительность – 100%, специфичность – 94,4%, предсказательная ценность положительного результата – 83,3%, отрицательного результата – 100%. Столь высокие показатели авторами получены при использовании трехмерной сосудистой энергетической доплерографии.

Вместе с тем до сих пор отсутствуют четкие ультразвуковые признаки инвазивного роста рака эндометрия в миометрий. В основном специалисты в этом вопросе исходят из субъективных восприятий. И здесь на первый план выступают опыт исследователя, глубокое знание анатомии, особенностей злокачественного процесса и другие факторы. Клиницистов же интересуют достаточно определенные диагностические критерии инвазии рака тела матки в плане предоперационной уточняющей диагностики.

Проведенное нами исследование дало возможность выявить некоторые досто-

КОНТУРЫ ГИПОЭХОГЕННОГО ОБОДКА



КОНФИГУРАЦИЯ ГРАНИЦЫ МЕЖДУ ОПУХОЛЬЮ И МИОМЕТРИЕМ

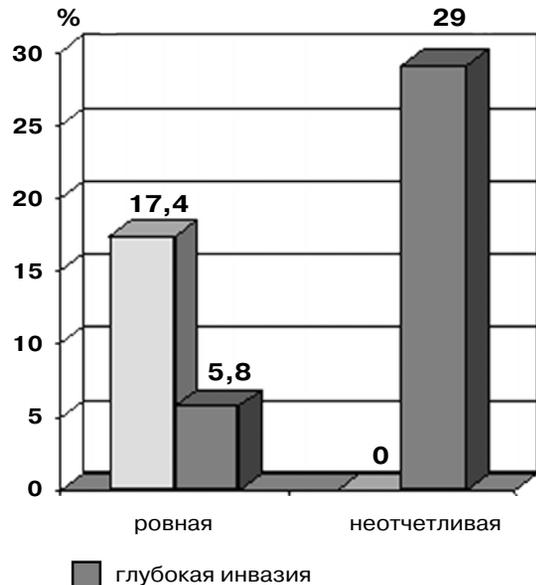


Рис. 5.12. Ультразвуковые признаки инвазии опухоли эндометрия в миометрий.

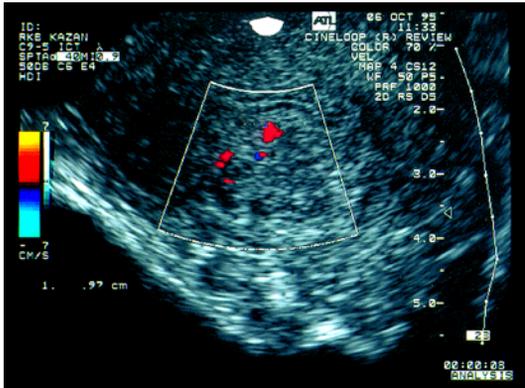


Рис. 5.13. Трансвагинальное исследование матки при поверхностной инвазии рака эндометрия.



Рис. 5.14. Трансвагинальное исследование матки при глубокой инвазии рака эндометрия.

верные ультразвуковые признаки, позволяющие судить о наличии инвазии опухоли в миометрий (рис. 5.12).

Согласно нашим наблюдениям, признак гипоехогенного ободка может быть выявлен как в случае отсутствия инвазии, так и при поверхностной или глубокой инвазии всего у 79% больных (68 обследованных). Однако сплошные, ровные контуры гипоехогенного ободка определялись у 13 (15%) больных при поверхностной инвазии и у 18 (20,9%) при глубокой инвазии рака эндометрия, в то время как прерывистые, «изъеденные» контуры визуализировались почти в 8 раз чаще при глубокой инвазии рака тела матки в срав-

нении с поверхностной инвазией — соответственно в 36 и 4,6% наблюдений (рис. 5.13).

Немаловажным признаком при определении инвазии в миометрий, по нашим данным, является также конфигурация границы между опухолью и миометрием. Отчетливый, ровный контур нами отмечен в 15 (17,4%) наблюдениях при поверхностной и в 5 (5,8%) при глубокой инвазии опухоли, т.е. при первой в 3 раза чаще. В то же время такой признак, как неотчетливая, «стертая» граница, выявлен только при глубокой инвазии рака эндометрия в миометрий (25–29% наблюдений); волнистая граница между опухолью и мышечной

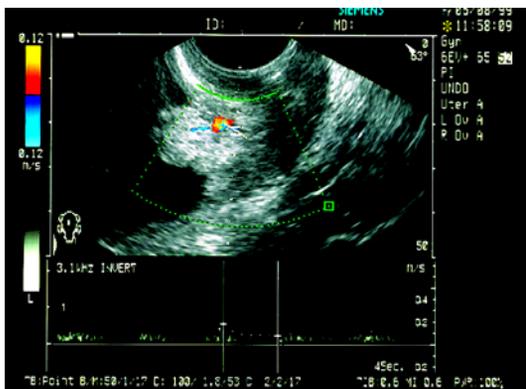


Рис. 5.15. Трансвагинальное исследование матки при раке эндометрия в режиме цветового доплеровского картирования.



Рис. 5.16. Трансвагинальное исследование матки при раке эндометрия в режиме энергетического доплера.

оболочкой матки визуализировалась у 6 (6,9%) больных при поверхностной и у 25 (29%) при глубокой инвазии рака эндометрия (рис. 5.14).

Таким образом, с увеличением глубины инвазии рака эндометрия в мышечную оболочку матки возрастает выраженность таких ультразвуковых признаков, как прерывистые контуры гипоехогенного ободка и неотчетливая, «стертая» граница с опухолью.

По нашему мнению, перспективно дальнейшее исследование диагностических возможностей ультразвукового метода в определении глубины инвазии в миометрий и выявлении микроинвазивного рака эндометрия.

В последние годы в клинической практике стала использоваться внутриматочная эхография [66–70]. Расположение ультразвукового датчика в полости матки увеличивает разрешающую способность ме-

тода. Поскольку внутриматочная эхография позволяет четко визуализировать функциональный слой эндометрия, она открывает новые перспективы в оценке инвазии в миометрий. По данным А. Kikuchi и соавт. [67], при применении трансвагинальной эхографии диагностировать степень инвазии в миометрий при раке эндометрия удается с точностью 77%, а при использовании внутриматочной эхографии – 87%. Согласно мнению Н. Tsuda и соавт. [68], внутриматочная эхография обладает одинаковыми с ЯМР-томографией возможностями при оценке инвазии рака эндометрия в миометрий. При этом точность обоих методов составила 85%. Однако внутриматочная эхография является достаточно дорогостоящим и технически сложным диагностическим методом, использование которого требует соблюдения всех условий, необходимых для выполнения внутриматочного вмешательства.

## ДОППЛЕРОГРАФИЯ

В последние годы были предприняты попытки использования цветового доплеровского картирования для диагностики рака эндометрия. В норме в сосудах эндометрия кровотоки настолько медленные, что в большинстве случаев не регистрируются при цветовом доплеровском картировании, и только в отдельных сообщениях отмечается такая возможность при применении аппаратов с высокой чувствительностью [71]. Эндометрий получает кровь из ветвей маточных артерий, образующих аркуатные артерии. Далее кровоснабжение осуществляется через радиальные артерии, которые проходят через миометрий и дают начало терминальным ветвям двух типов – прямым и извитым. Прямые ветви, обозначаемые также как базальные артерии, снабжают кровью базальный слой эндометрия. Извитые ветви, известные как спиральные артерии, осуществляют кровоснабжение функционального слоя. Спиральные артерии и эндометрий

в отличие от базальных артерий подвержены гормональным влияниям на протяжении менструального цикла.

Цель применения цветового доплеровского картирования и импульсной доплерографии в случаях обнаружения измененного М-эхо у пациенток с подозрением на рак эндометрия – выявление и оценка особенностей внутриопухолевого кровотока. Поэтому доплерографию следует считать не первичным методом диагностики рака эндометрия, а методом, позволяющим уточнить васкуляризацию

**Таблица 5.5.** Частота визуализации внутриопухолевого кровотока при карциноме эндометрия

Авторы	Частота визуализации, %
А. Kurjak и соавт., 1993 [35]	91
F. Allem и соавт., 1995 [43]	93
К. Ilijas и соавт., 1996 [73]	93
Л.Е. Терегулова, 1999 [74]	96
А.Н. Востров, 1999 [75]	82

**Таблица 5.6.** Показатели кровотока при патологии эндометрия в постменопаузальном периоде [74]

Патология эндометрия	n	Визуализация кровотока			
		ЦДК		ЭД	
		n	%	n	%
Атрофия	10	–	–	–	–
Полипы	43	10	23	10	23
Гиперплазия	28	6	21	7	25
Рак	25	3	92	24	96

Примечание: ЦДК – цветное доплеровское картирование; ЭД – энергетический доплер.

эндометрия в случае его аномального изображения в В-режиме.

Карцинома эндометрия характеризуется наличием большого количества артерио-венозных анастомозов и новообразованных сосудов [72]. Поэтому при цветовом доплеровском картировании у большинства пациенток с карциномой эндометрия в нем визуализируются зоны высокой васкуляризации или нерегулярные, хаотично разбросанные сигналы от новообразованных сосудов (рис. 5.15, 5.16, 5.17). По данным большинства исследователей, при карциноме эндометрия зоны опухолевого кровотока обнаруживаются более чем в 90% случаев (табл. 5.5).

Следует отметить, что при карциноме эндометрия внутриопухольный кровоток визуализируется в режиме цветового доплеровского картирования значительно чаще, чем при других патологических изменениях эндометрия (рис. 5.18, 5.19, 5.20). Так, F. Allem и соавт. [43] в случаях гиперплазии эндометрия обнаружили кровоток в нем только в 12% случаев, тогда как при карциноме – в 93%. Сходные данные приводят A. Kurjak и соавт. [35] – 8 и 91% соответственно. Результаты проведенных нами исследований у пациенток в постменопаузальном периоде представлены в табл. 5.6 [74].

Необходимо также учитывать, что новообразованные сосуды подразделяются на внутриопухольные, выявляемые в виде цветовых сигналов внутри эндометрия, и перипухольные, визуализируемые в не-

посредственной близости от эндометрия (рис. 5.21).

Как видно из табл. 5.6, при атрофии эндометрия в постменопаузальном периоде ни в одном из 10 наблюдений не был выявлен эндометриальный кровоток, при полипах эндометрия он был зарегистрирован у 23%, при гиперплазии – у 25%, при раке эндометрия – у 96% пациенток. При этом начиная с I стадии рака эндометрия внутриопухольный кровоток обнаруживался в 100% случаев (рис. 5.22).

Наибольший интерес представляют данные импульсной доплерографии. Установлено, что при раке эндометрия регистрируется низкорезистентный опухолевый кровоток в сравнении с нормой и с другой патологией эндометрия (рис. 5.23). По данным K. Nata и соавт. [76], индекс резистентности в аркуатных артериях при

**Таблица 5.7.** Значения индекса резистентности (ИР) опухолевого кровотока при карциноме эндометрия

Авторы	n	ИР
K. Nata и соавт., 1991 [76]	10	0,54
A. Kurjak и соавт., 1993 [35]	35	0,42
F. Allem и соавт., 1995 [43]	14	0,50
Л.Е. Терегулова, 1996 [77]	18	0,36
K. Ilijas и соавт., 1996 [73]	14	0,39
M. Hirai, 1997 [78]	9	0,40
S. Rakic, 1997 [79]	8	0,40
С.Я. Кателина,		
А.М. Сидоренков, 1998 [80]	12	0,45
А.Н. Востров, 1999 [75]	–	0,40
Собственные данные	24	0,35

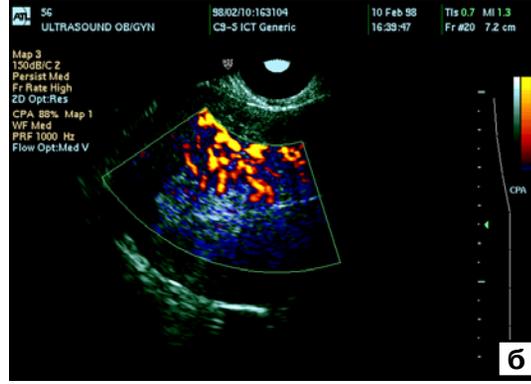
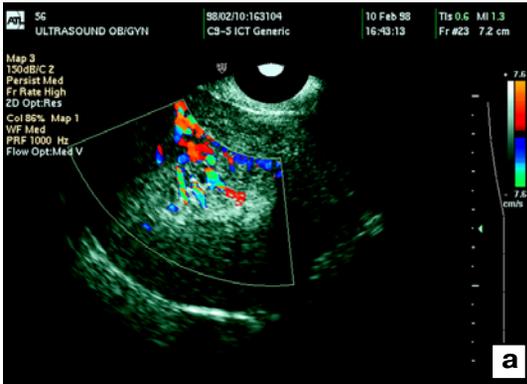


Рис. 5.17. Трансвагинальное исследование матки при раке эндометрия в режимах цветового доплеровского картирования (а) и энергетического доплера (б).

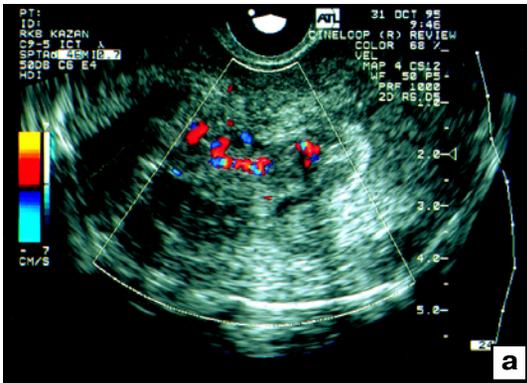


Рис. 5.18. Трансвагинальные эхограммы матки в режиме цветового доплеровского картирования при раке (а) и гиперплазии эндометрия (б). В обоих случаях виден кровоток в эндометрии.

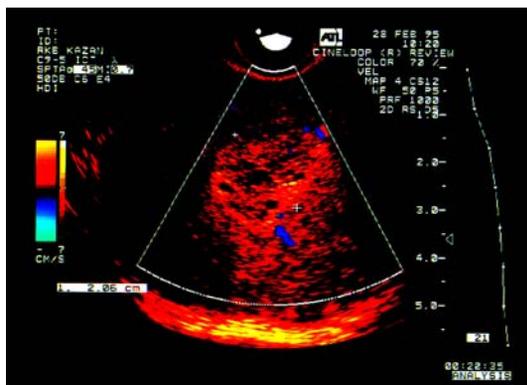


Рис. 5.19. Трансвагинальная эхограмма матки в режиме цветового доплеровского картирования при гиперплазии эндометрия, сопровождающейся визуализацией только питающих сосудов.

Рис. 5.20. Трансвагинальная эхограмма матки в режиме цветового доплеровского картирования при гиперплазии эндометрия. Отмечается отсутствие изображения питающих сосудов.

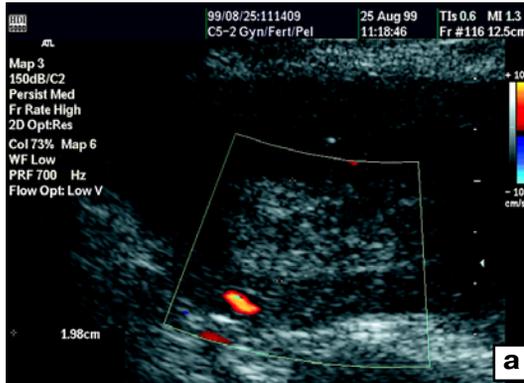


Рис. 5.21. Трансвагинальные эхограммы матки в режиме энергетического доплера при гиперплазии (а) и полипе (б) эндометрия. Отсутствие цветового изображения сосудов эндометрия, видны только сосуды вблизи эндометрия.

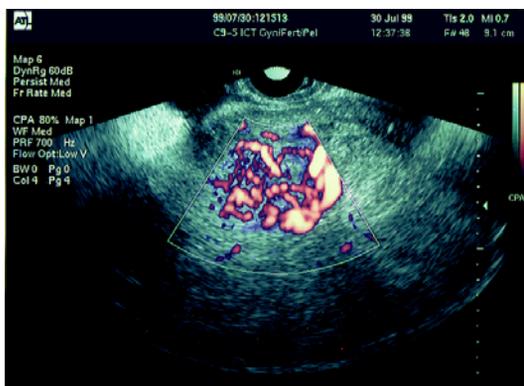


Рис. 5.22. Трансвагинальное продольное сканирование матки в режиме энергетического доплера при аденокарциноме эндометрия. В значительно утолщенном эндометрии видна разветвленная сосудистая сеть.

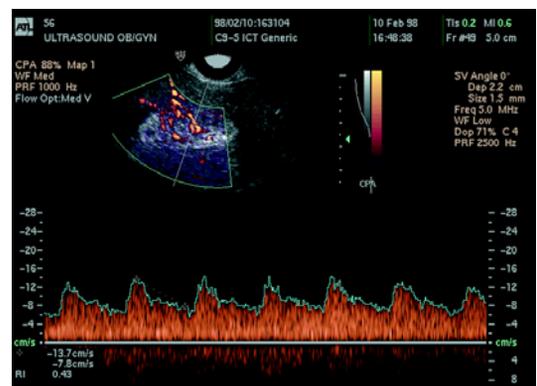


Рис. 5.23. Допплерограмма кривых скоростей внутриопухолевого кровотока при раке эндометрия. Индекс резистентности 0,43.

карциноме эндометрия составляет в среднем  $0,54 \pm 0,16$ , в контрольной группе —  $0,77 \pm 0,75$ . В большинстве опубликованных работ индекс резистентности внутриопухолевого кровотока в среднем составляет около 0,4 (табл. 5.7).

Проведенный нами анализ значений индекса резистентности не выявил достоверной зависимости его от стадии рака матки. Следует заметить, что значения индекса резистентности внутриопухолевого кровотока несколько ниже, чем перипухолевого артериального кровотока. Так, в работе К. Пийас и соавт. [73], индекс резистентности внутриопухолевого

кровотока при карциноме эндометрия составил  $0,39 \pm 0,03$ , перипухолевого —  $0,43 \pm 0,03$ .

Значения индекса резистентности при раке эндометрия достоверно ниже, чем при другой патологии эндометрия. В исследованиях А. Курџак и соавт. [35] при гиперплазии эндометрия он составлял в среднем  $0,65 \pm 0,05$ , а при карциноме —  $0,42 \pm 0,02$ . Согласно недавно опубликованным А. Курџак и S. Kupesic [81] данным, при гиперплазии эндометрия этот показатель составляет  $0,50 \pm 0,08$ . Исследования, проведенные Л.Е. Терегуловой [74], показали, что при полипах эндометрия индекс

резистентности равен  $0,53 \pm 0,017$ , при гиперплазии –  $0,65 \pm 0,014$ , при раке эндометрия –  $0,35 \pm 0,005$ .

А. Kurjak и S. Kupesic [81] приводят также три наблюдения диагностированной карциномы эндометрия на стадии Ia и Ib у пациенток без клинических симптомов заболевания. Во время ультразвукового исследования у них были обнаружены утолщение (более 10 мм) и неоднородная структура эндометрия с интактной субэндометриальной зоной. При применении цветового доплеровского картирования в эндометрии выявлены зоны высокой васкуляризации. Индекс резистентности составил менее 0,42.

Индекс периферического сопротивления имеет разную величину в спиральных и радиальных артериях при доброкачественных и злокачественных заболеваниях эндометрия. По данным А.Н. Вострова [75], индекс резистентности при доброкачественных изменениях эндометрия составляет в среднем  $0,5 \pm 0,18$ , тогда как при раке эндометрия –  $0,4 \pm 0,09$ .

Таким образом, визуализация зон высокой васкуляризации в эндометрии и низкие значения индекса резистентности могут служить дополнительными диагностическими критериями рака эндометрия. Кроме того, при карциноме эндометрия значительно изменяется пиковая систолическая скорость кровотока. А. Kurjak и соавт. [35] показали, что при гиперплазии эндометрия пиковая систолическая скорость внутриопухолевого кровотока составляет в среднем  $7,2 \pm 2,1$  см/с, при карциноме –  $12,04 \pm 3,1$  см/с. При карциноме эндометрия пиковая систолическая скорость кровотока была выше и в перипухолевых сосудах –  $17,12 \pm 2,7$  см/с [80]. Л.Е. Терегулова [74] установила аналогичную закономерность.

И тем не менее некоторые исследователи не считают индекс сосудистого сопротивления в сосудах эндометрия надежным критерием в дифференциальной диагностике злокачественных и доброкачественных заболеваний [80, 82]. А по

мнению P. Sladkevicius и соавт. [83], метод измерения толщины М-эхо при трансвагинальной эхографии у женщин с постменопаузальным кровотечением даже более информативен в дифференциальной диагностике злокачественных и доброкачественных заболеваний эндометрия, а также нормы и патологии эндометрия, чем доплерография.

По-видимому, для окончательного ответа на вопрос о реальных диагностических возможностях доплерографии при карциноме эндометрия необходимы дополнительные исследования. Однако уже сегодня очевидно, что если на фоне обнаруженных при трансвагинальной эхографии у пациенток в постменопаузальном периоде изменений толщины, структуры, формы, наружных контуров эндометрия и/или скопления жидкости в полости матки дополнительно при доплеровском исследовании выявлены зоны высокой васкуляризации в эндометрии, низкие значения индекса резистентности и высокие значения пиковой систолической скорости кровотока, то вероятность рака эндометрия значительно возрастает.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Бохман Я.В. Лекции по онкогинекологии. Ташкент, 1985.
2. Silverberg E., Lubera J.A. Cancer statistics // J. Clin. Cancer. 1988. Vol. 38. № 1. P. 5–9.
3. Benrubi G.I. Carcinoma of the uterus // Clinical Manual of Gynecology / Eds. Stovall T.G., Summitt R.L., Beckmann C.R.B., Ling F.W. NY: McGraw-Hill, 1992. P. 502–519.
4. Fleischer A.C. Transvaginal sonography of endometrial cancer // Ultrasound and the Endometrium / Eds. Fleischer A.C., Kurjak A., Granberg S. NY, L.: The Parthenon Publishing Group, 1997. P. 69–74.
5. Ашрафян Л.А. Стандартизированная диагностика рака эндометрия. Дисс. ... канд. мед. наук. М., 1989.
6. Чекалова М.А., Миронова Г.Т., Шолохов В.М., Карпов С.А. Возможности ультразву-

- ковой диагностики в онкогинекологии // Ультразвук. диагн. акуш. гин. педиат. 1993. № 4. С. 107–116.
7. Kurman R.J., Norris H.J. Endometrial carcinoma // Blaustein's pathology of the female genital tract / Ed. Kurman R.J. NY: Springer, 1987. P. 257–291.
  8. Bachet W., Brunner P., Dodenhof J.D.J., Strolxl E. Diagnostische treffsicherheit der endometriumzytologis mit prevical. // Geburt. Frauenh. 1983. Bd. 43. S. 11–14.
  9. Cowan B.D., Morrison J.C. Management of abnormal genital bleeding in girls and women // N. Engl. J. Med. 1991. V. 324. P. 1710–1715.
  10. Rudelstorfer R., Nanz S., Bernaschek G. Vaginosonography and its diagnostic value in patiens with postrnenopausal bleeding // Arch. Gynecol. Obstet. 1990. V. 248. P. 37–44.
  11. The Swedish Cancer Registry // Cancer Incidence in Sweden 1990. Stockholm: The National Board of Health and Welfare, 1993. P. 31.
  12. Черквиани Л.И., Черквиани Т.Л. Состояние и перспективы развития проблемы карциномы эндометрия // Материалы симпозиума «Карцинома эндометрия». Тбилиси, 1988. С. 3–9.
  13. Currie J.L. Malignant tumours of the uterine corpus // Te Linde's Operative Gynecology. Philadelphia: Lippincott, 1992. P. 1253–1302.
  14. Granberg S., Wikland K., Karlsson B. Endometrial thickness as rneasured by endovaginsl ultrasonography for identifiung endometrial abnormality // Amer. J. Obstet. Gynecol. 1991. V. 164. P. 47–52.
  15. Osmers R., Volkse M., Kuhn W. Vaginosonographic screening for endometrial cancer in postmenopausal women // Ultrasound Obstet. Gynecol. 1991. V. 1. Suppl. 1. P. 29.
  16. Dordoni D., Grolì C., Polo C., Tassi P.G. The possible role of transvaginal sonography (TVS) in case of postmenopausal uterine bleeding // Ultrasound Obstet. Gynecol. 1992. V. 2. Suppl. 1. P. 93.
  17. Огрызкова В.Л. Диагностическая тактика при аномальных маточных кровотечениях в пери- и постменопаузе. Автореф. дисс. ... канд. мед. наук. М., 1996.
  18. Gruboeck K., Jurkovic D., Lawton F. et al. Endometrial thickness and volume in patients with postmenopausal bleeding // Ultrasound Obstet. Gynecol. 1994. V. 4. Suppl. 1. P. 157.
  19. Exacoustos C., Chiaretti M., Cangi B. et al. Screening for endometrial cancer: transvaginal color doppler sonographic findings in postmenopausal women // Ultrasound Obstet. Gynecol. 1994. V. 4. Suppl. 1. P. 132.
  20. Schulman H., Conway C., Zalud I. et al. Prevalence in a volunteer population of pelvic cancer detected with transvaginal ultrasound and color flow doppler // Ultrasound Obstet. Gynecol. 1994. V. 4. № 5. P. 414–420.
  21. Mestwerdt W., Kranzfelder D. Neue diagnostische moglichkeiten beim endometrium karzinom und seinen vorstufen // Gynekologie. 1983. Bd. 16. S. 87–92.
  22. Coleman B.G., Arger P.H., Grumbach K. et al. Transvaginal and transabdominal sonography: prospective comparison // Radiology. 1988. V. 168. P. 639–643.
  23. Медведев М.В., Хохолин В.Л. Ультразвуковое исследование матки // Клиническое руководство по ультразвуковой диагностике / Под ред. Митькова В.В., Медведева М.В. III том. М.: Видар, 1997. С. 76–119.
  24. Медведев М.В., Хохолин В.Л. Ультразвуковая диагностика рака эндометрия в постменопаузе // Ультразвук. диагн. 1995. № 3. С. 14–20.
  25. Auslender R., Dirnfeld M., Kogan O. et al. The correlation between transvaginal sonography parametrs and hystological findings in postmenopausal bleeding // Ultrasound Obstet. Gynecol. 1991. V. 1. Suppl. 1. P. 27.
  26. Bourne T., Campbell S., Steer C. et al. Detection of endometrial cancer by transvaginal ultrasonography with color flow imaging and blood flow analysis: a preliminary report // Gynecol. Oncol. 1991. V. 40. P. 253–259.
  27. Granberg S., Wikland M., Karlsson et al. Endometrial thickness as measured by endovaginal ultrasound for identifying endometrial abnormality // Amer. J. Obstet. Gynecol. 1991. V. 164. P. 47–52.
  28. Wikland M., Granberg S., Karlsson B., Norstrom A. Endometrial thickness as measured by

- endovaginal ult,rasound a reliable parameter for excluding endometrial pathology in women with postmenopausal bleeding? // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1991. V. 1. Suppl. 1. P. 1.
29. Botsis D., Kassanos D., Pyrgiotis E., Zourlas P. Vaginasonography of the endometrium in postmenopausal women // *Clin. Exp. Obstet. Gynecol.* 1992. V. 19. P. 189–192.
30. Bourne T., Grayford T., Hanapson J. et al. Transvaginal color doppler ultrasonography for the diagnosis of uterine cancer // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1992. V. 2. Suppl. 1. P. 75.
31. Karlsson B., Norstrom A., Granberg S., Wikland M. The use of endovaginal ultrasound to diagnose invasion of endometrial carcinorna // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1992. V. 2. № 1. P. 35–39.
32. Mancini R., Petrone M., Gussoni D., Schettino F. Evaluation of endometrium with transvaginal sonography in symptomatic perimenopausal and menopausal patients // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1992. V. 2. Suppl. 1. P. 131.
33. Auslender R., Bornstein J., Dirmfeld M. et al. Vaginal ultrasonography in patients with postmenopausal bleeding // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1993. V. 3. P. 426–428.
34. Dorum A., Kristensen B., Langebrekke A. et al. Evaluation of endometrial thickness measured by endovaginal ultrasound in women with postmenopausal bleeding // *Acta Obstet. Gynecol. Scand.* 1993. V. 72. P. 116–119.
35. Kurjak A., Shalan H., Sobic A. et al. Endometriai carcinoma in postmenopausal women: evaluation by transvaginal color Doppler ultrasonography // *Amer. J. Obstet. Gynecol.* 1993. V. 169. P. 1597–1603.
36. Sladkevicius P., Valentin L. Transvaginal colour doppler examination of women with postmenopausal bleeding // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1993. V. 3. Suppl. 1. P. 25.
37. Bakos O., Smith P., Heimer G. Transvaginal ultrasonography for identifying endometrial pathology in postmenopausal women. Thesis, Uppasala, Sweden. 1994.
38. Carter J.R., Lau N., Saltzman A.K. et al. Gray scale and color flow Doppler characterization of uterine tumors // *J. Ultrasound Med.* 1994. V. 13. № 11. P. 835–840.
39. Karlsson B., Granberg S., Ridell S., Wikland M. Endometrial thickness as measured by transvaginal sonography. Interobserver variation // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1994. V. 4. P. 320–325.
40. Стрижаков А.Н., Давыдов А.И. Клиническая трансвагинальная эхография. М., 1994.
41. Van de Bosch T., Vandenael A., Van Scholbroeck D. et al. Vaginal ultrasonography in the diagnosis of endometrial pathology in postmenopausal women // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1994. V. 4. Suppl. 1. P. 127.
42. Баринов В.В., Чекалова М.А., Миронова Г.Т. и др. Ультразвуковое исследование в диагностике рака эндометрия // 2-й съезд Ассоциации специалистов ультразвуковой диагностики в медицине. М., 1995. С. 25.
43. Aleem F., Predanic M., Calame R. et al. Transvaginal color and pulsed Doppler sonography of the endometrium: a possible role in reducing the number of dilatation and curretage procedures // *J. Ultrasound Med.* 1995. V. 14. № 2. P. 139–145.
44. Weber G., Merz E., Bahlmann F. et al. Assessment of myometrial infiltration and preoperative staging by transvaginal ultrasound in patients with endometrial carcinoma // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1995. V. 5. № 5. P. 362–367.
45. Gruboeck K., Jurkovic D., Lawton F. et al. The diagnostic value of endometrial thickness and volume measurements by three-dimensional ultrasound in patients with postmenopausal bleeding // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1996. V. 8. P. 272–276.
46. Gull B., Karlsson B., Milsom I. et al. Transvaginal sonography of the endometrium in a representative sample of postmenopausal women // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1996. V. 7. № 5. P. 322–327.
47. Bronz L., Suter T., Rusca T. The value of transvaginal sonography with and without saline instillation in the diagnosis of uterine pathology in pre- and postmenopausal women with abnormal bleeding or suspect sonographic findings // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1997. V. 9. № 1. P. 53–58.
48. Fistonc I., Hodek B., Klaric P. et al. Transvaginal sonographic assessment of

- premalignant and malignant changes in the endometrium in postmenopausal bleeding // *J. Clin. Ultrasound*. 1997. V. 25. № 8. P. 431–435.
49. Alcazar J.L., Errasti T., Zornoza A. et al. Transvaginal ultrasonography and serum CA-125 levels in the preoperative evaluation of myometrial invasion in patients with endometrial carcinoma // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1998. V. 12. Suppl. 1. P. 187.
50. Kurjak A., Kupesic S. Malignant uterine tumors // *Ultrasound and the Uterus* / Eds. Osmers R., Kurjak A. N J, L.: The Parthenon Publishing Group, 1995. P. 105–113.
51. Ашрафян Л.А., Харченко Н.В., Огрызкова В.Л. и др. Реален ли скрининг рака эндометрия? // Тез. докл. 3-го съезда Российской ассоциации специалистов ультразвуковой диагностики в медицине. Москва, 25–28 октября 1999 г. С. 6.
52. Malinova M., Pehlivanov B., Jainbazova S. et al. Transvaginal ultrasonography for identifying endometrial cancer // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1994. V. 4. Suppl. 1. P. 125.
53. Osmers R.G.W., Puchta J., Suren A. Pathological findings of the postmenopausal endometrium // *Ultrasound and the Uterus* / Eds. Osmers R., Kurjak A. N J, L.: The Parthenon Publishing Group, 1995. P. 31–44.
54. Exacoustos C., Chiaretti M., Candi B. et al. Endometrial transvaginal sonography evaluation in asymptomatic postmenopausal women // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1995. V. 5. Suppl. 1. P. 45.
55. Weber G., Merz E., Bahlmann F., Rosch B. Evaluation of different transvaginal sonographic diagnostic parameters in women with postmenopausal bleeding // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1998. V. 12. № 4. P. 265–270.
56. Ferrazzi E., Torri V., Trio D. et al. Sonographic endometrial thickness: a useful test to predict atrophy in patients with postmenopausal bleeding. An Italian multicenter study // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1996. V. 7. № 5. P. 315–321.
57. Харченко Н.В. Возможности эхографии в первичной и уточняющей диагностике рака эндометрия: Автореф. дисс. ... канд. мед наук. М., 1996.
58. Conoscenti G., Meir Y.J., D'Ottavo G. et al. Assessment of endometrial pathology by transvaginal sonography in patients with postmenopausal bleeding // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1995. V. 5. Suppl. 1. P. 43.
59. Демидов В.Н., Гус А.Й. Ультразвуковая диагностика гиперпластических и опухолевых процессов эндометрия // Клиническое руководство по ультразвуковой диагностике / Под ред. Митькова В.В., Медведева М.В. III том. М.: Видар, 1997. С. 120–131.
60. Andolf E., Dahlander K., Aspenberg P. Ultrasonic thickness of the endometrium correlated to body weight in asymptomatic postmenopausal women // *Obstet. Gynecol.* 1993. V. 82. P. 936–940.
61. Максимова Н.А. Некоторые аспекты ультразвуковой диагностики рака эндометрия // *Ультразвук. диагн. акуш. гин. педиат.* 1999. Т. 7. № 3. С. 196–201.
62. Назарова И.С. Ультразвуковое сканирование в диагностике злокачественных опухолей яичников и матки // *Ультразвуковая диагностика в онкологии. Сборник материалов первой Всесоюзной школы. М.: Высшая школа, 1988. С. 108–111.*
63. Szabo I., Szantho A., Nemet J. et al. A myometrium invaziojanak meghatarozasa endometriumcarcinomaban transvaginalis ultrahangvizsgalattal // *Orv. Hetil.* 1997. V. 138. № 21. P. 1323–1327.
64. Gabrielli S., Falco P., Bevini M. et al. Receiver operator characteristic curves for the sonographic prediction of myometrial invasion in endometrial cancer // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1998. V. 12. Suppl. 1. P. 33.
65. Kupesic S., Kurjak A. Three dimensional power Doppler in the staging of endometrial carcinoma // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1998. V. 12. Suppl. 1. P. 33.
66. Coute M., Guariglia L., Benedetti P.L. et al. Endometrial cancer: transvaginal sonographic evaluation of myometrial invasion // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1991. V. 1. Suppl. 1. P. 27.
67. Kikuchi A., Sultana J., Okai T. et al. Intrauterine sonography for preoperative assessment of cervical invasion in endometrial

- carcinoma // *Gynecol. Oncol.* 1997. V. 65. № 3. P. 415–420.
68. Tsuda H., Murata K., Kawabata M., Yamamoto K. Preoperative assessment of myometrial invasion of endometrial cancer by MR imaging and intrauterine ultrasonography with a high-frequency probe: preliminary study // *J. Ultrasound Med.* 1997. V. 16. № 8. P. 545–548.
69. Yamashita Y., Mizutani H., Torashima M. et al. Assessment of miometrical invasion by endometrial carcinoma: transvaginal sonography vs. contrast-enhanced MR imaging // *Amer. J. Radiol.* 1993. V. 161. P. 595–599.
70. Саркисов С.Э., Азиева А.А., Кузнецов Р.Э. Первый опыт применения внутриматочной эхографии // *Ультразвук. диагн.* 1998. № 2. С. 22–26.
71. Applebaum M. Ultrasound visualization of endometrial vascularity in normal premenopausal women // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1993. V. 3. Suppl. 1. P. 11.
72. Abulafia O., Triest W.E., Sherer D.M. et al. Angiogenesis in endometrial hyperplasia and stage I endometrial carcinoma // *Obstet. Gynecol.* 1995. V. 86. P. 479–485.
73. Ilijas K., Marton U., Hanzevacki M. Color Doppler in the assessment of endometrial carcinoma // *Doppler in Gynecology and Infertility* / Eds. Kurjak A., Kupesic S. Rome: Edizioni Internazionali, 1996. P. 134–137.
74. Терегулова Л.Е. Значение трансвагинальной эхографии и доплерографии в диагностике патологии эндометрия в постменопаузальном периоде: Дисс. ... канд. мед наук. Казань, 1999.
75. Востров А.Н. Комплексная ультразвуковая диагностика рака эндометрия с применением цветного доплеровского картирования и анализом кривых скоростей кровотока // Тез. докл. 3-го съезда Российской ассоциации специалистов УЗД в медицине. Москва, 25–28 октября 1999 г. С. 8.
76. Hata K., Makihara K., Hata T. Transvaginal color Doppler imaging for hemodynamic assessment of reproductive tract tumors // *Jpn. Int. J. Gynecol. Obstet.* 1991. V. 36. P. 301–308.
77. Терегулова Л.Е. Трансвагинальная эхография с использованием цветowego доплеровского картирования у больных с раком эндометрия // *Ультразвук. диагн.* 1996. № 4. С. 21–23.
78. Hirai M. Transabdominal and transvaginal pulsed and color Doppler sonography of adenomyosis // *Ultrasound and the Endometrium* / Eds. Fleischer A.C., Kurjak A., Granberg S. NY, L.: The Parthenon Publishing Group, 1997. P. 121–126.
79. Rakic S. Диагностика рака эндометрия с помощью трансвагинальной цветной доплеровской ультразвуковой диагностики // *SonoAce International.* 1997. Выпуск 1. С. 16–22.
80. Кателина С.Я., Сидоренков А.М. Сравнительная информативность трансвагинальной эхографии и доплерометрии в диагностике неопластических процессов эндометрия // Тез. докл. V съезда Российской ассоциации врачей ультразвуковой диагностики в перинатологии и гинекологии. С.-П., 1998. С. 73.
81. Kurjak A., Kupesic S. Textbook on color Doppler in gynecology, infertility and obstetrics. 1999.
82. Sheth S., Hamper U.M., McCollum M.E. et al. Endometrial blood flow analysis in postmenopausal women: can it help differentiate benign from malignant causes of endometrial thickening? // *Radiology.* 1995. V. 195. P. 661–665.
83. Sladkevicius P., Valentin L., Marsal K. Endometrial thickness and Doppler velocimetry of the uterine arteries as discriminators of endometrial status in women with postmenopausal bleeding: a comparative study // *Amer. J. Obstet. Gynecol.* 1994. V. 171. P. 722–728.



## 6

# АРТЕРИО-ВЕНОЗНАЯ АНОМАЛИЯ МАТКИ

*М.В. Медведев, И.М. Басист*



Артерио-венозная аномалия матки является очень редкой патологией. Ее называют также артерио-венозной фистулой, ветвистой аневризмой, гемангиомой, пульсирующей ангиомой, кавернозной ангиомой [1, 2]. Впервые это заболевание было описано G. Dubreuil и E. Loubat в 1926 г. [3] как «ветвистая аневризма».

Эта аномалия является причиной необъяснимых маточных кровотечений, выраженность которых во многом зависит от непосредственной причины их возникновения и диаметра кровоточащего сосуда. Нередко единственным способом остановки такого кровотечения является хирургический.

Описываемая аномалия представляет собой непосредственные коммуникации между артериями и венами, формирующиеся из внутренней подвздошной артерии или ее ветвей. Они состоят из диспластических сосудов с аномальным строением стенки и обычно сохраняются на протяжении всей жизни, часто не проявляясь длительное время какими-либо симптомами. Все сосудистые аномалии делятся на два основных типа: с медленным кровотоком (капиллярные, венозные, лимфатические) и с бы-

стрым кровотоком (артерио-венозные соустья). Иногда встречаются образования смешанного типа [4].

Хотя есть данные о том, что артерио-венозная аномалия матки может выявляться у пациенток моложе 18 лет [5], обычно она диагностируется в возрасте старше 30 лет. Артерио-венозные аномалии могут быть врожденными. J. Kasznica и N. Nissar [6] приводят наблюдение изолированной артерио-венозной аномалии матки у мертвого плода. Большинство описанных врожденных артерио-венозных аномалий были диагностированы с помощью эхографии в пренатальном и постнатальном периодах при обследовании головного мозга [7].

Приобретенные артерио-венозные аномалии матки чаще всего обнаруживаются у пациенток после трофобластической болезни [8] или перенесенных операций на матке. Следует отметить, что артерио-венозные аномалии матки редко встречаются у женщин, которые не были беременными. По-видимому, беременность имеет определенное значение в их возникновении [9]. Нередко заболевание сочетается с самопроизвольными выкидышами.

## ЭХОГРАФИЯ

Эхография является одним из наиболее информативных неинвазивных методов исследования, позволяя оценить размеры артерио-венозной аномалии матки, ее анатомическое расположение и строение. Впервые об ультразвуковой диагностике этого заболевания сообщили W. Torges и соавт. в 1979 г. [10].

При ультразвуковом исследовании артерио-венозные аномалии матки визуализируются в миометрии в виде одиночных или множественных анэхогенных либо гипоэхогенных образований округлой или неправильной формы (рис. 6.1) [11]. В не-

которых случаях отмечается пульсирующий характер образования [12]. Согласно опубликованным данным, максимальный диаметр образований обычно составляет 3 см [12, 13]. В некоторых наших наблюдениях он превышал 4 см (рис. 6.2).

Несмотря на то что артерио-венозная аномалия может быть легко обнаружена при ультразвуковом исследовании, установление точного, окончательного диагноза невозможно при использовании только В-режима, поскольку аналогичная эхографическая картина бывает и при других заболеваниях матки. На рис. 6.3 пред-

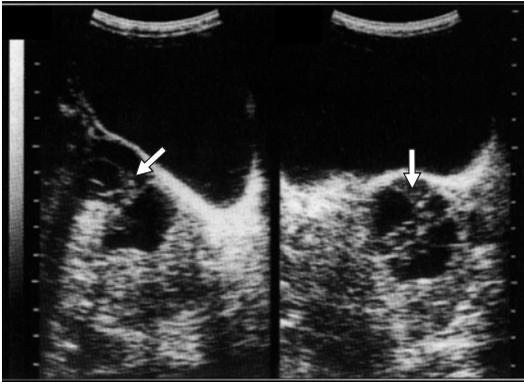


Рис. 6.1. Эхограммы трансабдоминального продольного и поперечного сканирования матки при артерио-венозной аномалии (стрелки).



Рис. 6.2. Трансвагинальная эхограмма матки при артерио-венозной аномалии (стрелка).



Рис. 6.3. Трансвагинальная эхограмма матки. В миометрии отчетливо видно анэхогенное образование (стрелка).

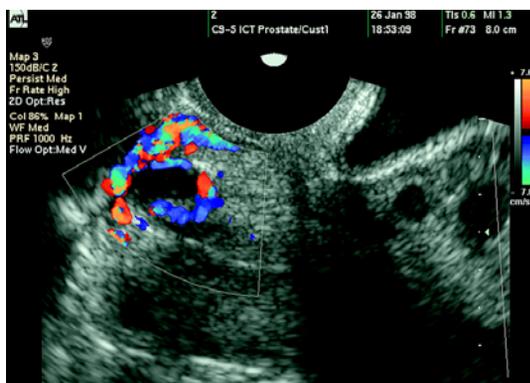
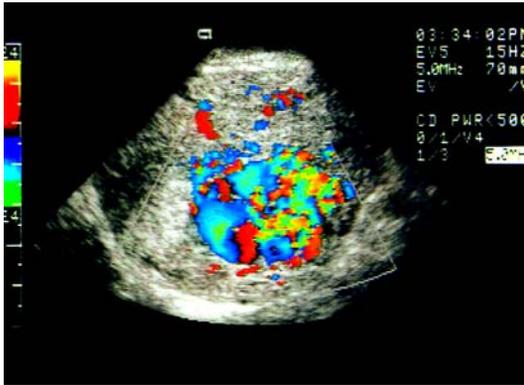
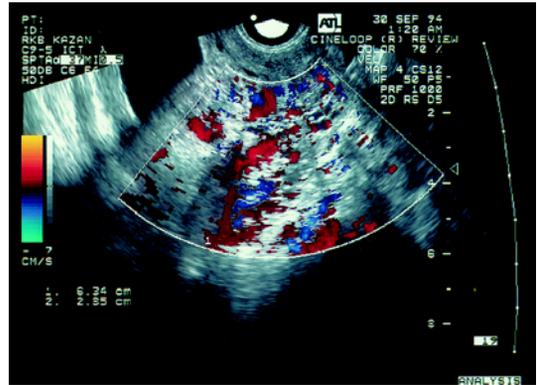


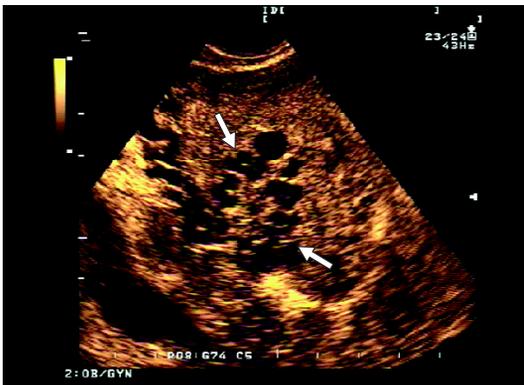
Рис. 6.4. То же наблюдение в режиме цветового доплеровского картирования. Объяснение в тексте.



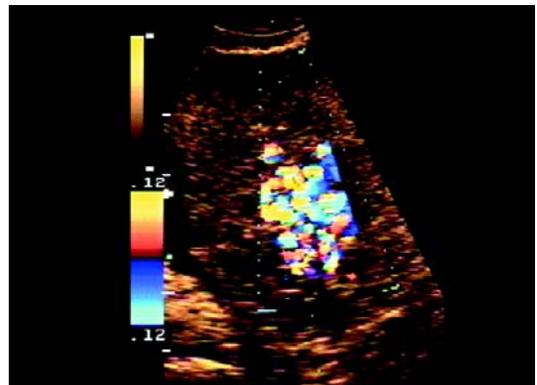
**Рис. 6.5.** Трансвагинальное сканирование поперечного сечения тела матки. Отчетливо виден турбулентный характер кровотока в артерио-венозной аномалии матки.



**Рис. 6.6.** Эхограмма матки при артерио-венозной аномалии в режиме цветового доплеровского картирования при трансректальном доступе.



**Рис. 6.7.** Трансвагинальная эхограмма матки при артерио-венозной аномалии (стрелки). Отчетливо видны множественные анэхогенные включения в миометрии.



**Рис. 6.8.** То же наблюдение при использовании цветового доплеровского картирования. Отчетливо виден турбулентный характер кровотока в артерио-венозной аномалии.

ставлена трансвагинальная эхограмма матки с анэхогенным образованием округлой формы, расположенным в миометрии. Такая эхографическая картина может быть при артерио-венозной аномалии, однако при применении цветового доплеровского картирования отчетливо обозначилась

выраженная васкуляризация вокруг, а не внутри образования (рис. 6.4). Следовательно, для окончательного заключения о наличии артерио-венозной аномалии следует использовать цветовое доплеровское картирование (рис. 6.5).

## ДОПЛЕРОГРАФИЯ

Авторы публикаций, посвященных ультразвуковой диагностике артерио-венозных аномалий матки, единодушны во мнении, что данные цветового доплеров-

ского картирования имеют решающее значение в установлении правильного диагноза. Учитывая небольшое число приводимых в отечественной и зарубежной ли-

температуре наблюдений, считаем целесообразным сообщить о некоторых из них.

Т. Sugiyama и соавт. [12] диагностировали артерио-венозную аномалию матки у пациентки 33 лет, перенесшей инвазивный пузырный занос. При трансвагинальном ультразвуковом исследовании в левой боковой стенке матки было обнаружено пульсирующее образование диаметром 3 см, для которого при цветовом доплеровском картировании было характерно наличие турбулентного артериального и венозного кровотока. Индекс резистентности составил 0,432.

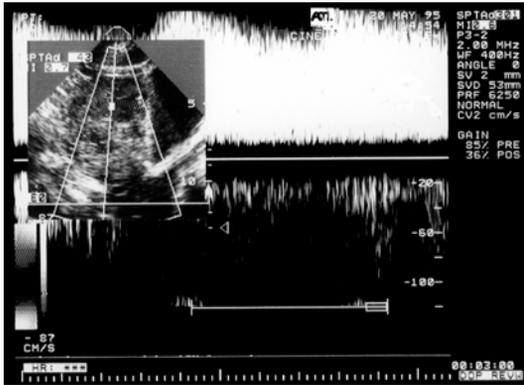
В наблюдении, представленном Б.С. Демидовым [13], при исследовании в В-режиме в толще миометрия были выявлены множественные анэхогенные образования, локализовавшиеся преимущественно в передней стенке и по периферии тела матки. Образования имели округлую или неправильную форму. Наибольшее из них достигало 27 мм и деформировало полость матки. В ходе исследования в режиме цветового доплеровского картирования в этих анэхогенных образованиях были зарегистрированы турбулентные потоки крови. Скорость кровотока варьировала от 0,25 до 1,9 м/с. При этом систоло-диастолическое отношение составило в среднем 1,7. В ходе ангиографического исследования было подтверждено наличие артерио-венозной аномалии матки. Она представляла собой множественные артерио-венозные шунты, расположенные преимущественно в толще миометрия, а приносящий сосуд являлся ветвью левой внутренней подвздошной артерии.

N. Ginsberg и соавт. [14] удалось диагностировать артерио-венозную аномалию матки у пациентки 42 лет, перенесшей операцию кесарева сечения. У женщины отмечались кровянистые эпизодические выделения из половых путей на протяжении первого месяца после кюретажа в связи с несостоявшимся абортom. При обычном ультразвуковом исследовании патологических изменений матки обнаружено не было. Однако при цветовом доплеровском

картировании был выявлен выраженный турбулентный поток крови в передней стенке перешейка матки. Проведенная ангиография подтвердила диагноз артерио-венозной аномалии матки. Была предпринята попытка облитерации аномалии с использованием поливинила; она оказалась успешной. После операции кровотечение прекратилось, при цветовом доплеровском картировании турбулентный поток крови в зоне локализации артерио-венозной аномалии не регистрировался.

В. McFarlin и соавт. [15] описывают два наблюдения артерио-венозной аномалии матки, диагностированной у женщин с кровотечением, возникшим через 5–8 мес после родов. В обоих случаях при трансвагинальном ультразвуковом исследовании в миометрии в области дна матки были обнаружены анэхогенные образования с четкими контурами. Применение магнитно-резонансной томографии не дало дополнительной информации, а при использовании цветового доплеровского картирования установлен сосудистый генез образований. На основании полученных данных был поставлен диагноз артерио-венозной аномалии. Одной женщине произведена успешная эмболизация, другой – гистерэктомия.

В наблюдении Л.Е. Терегуловой [5] диагноз артерио-венозной аномалии матки установлен у девочки 10 лет. При трансабдоминальном ультразвуковом исследовании в матке выявлено опухолевидное образование диаметром 5 см. Эхоструктура его была гетерогенной, крупноячеистой, контуры – неровными, границы с окружающими тканями – четкими. При цветовом доплеровском картировании образование интенсивно окрашивалось во всех участках. При спектральном анализе регистрировались кривые, характерные для артерио-венозных анастомозов. С целью уточнения диагноза было проведено трансректальное ультразвуковое исследование, которое показало, что сосудистое образование занимает все слои передней стенки и дна матки (рис. 6.6).



**Рис. 6.9.** Артерио-веннозная аномалия матки. Кровоток характеризуется высокой скоростью и низким сопротивлением.

В.С. Бойчук и соавт. [16] диагностировали артерио-веннозную аномалию матки у больной 30 лет с обильными кровянистыми выделениями из половых путей. При трансвагинальном ультразвуковом исследовании в толще миометрия выявлена зона размером 33,1 x 26,3 мм неправильной овальной формы без четких контуров с множеством анэхогенных участков, имеющая вид многокамерного кистозного образования. При исследовании в режиме цветового доплеровского картирования кровотока в образовании характеризовался выраженной мозаичной картиной и низким периферическим сопротивлением. Произведена надвлагалищная ампутация матки. Патогистологическое исследование подтвердило диагноз артерио-веннозной аномалии.

Суммируя представленные наблюдения, следует отметить, что артерио-веннозная аномалия может быть заподозрена уже при исследовании матки в В-режиме. При этом в толще миометрия обычно определяются одиночные или множественные анэхогенные образования, средний диаметр которых, как правило, составляет менее 2–4 см (рис. 6.7). Для подтверждения диагноза необходимо использовать цветовое доплеровское картирование, в ходе которого устанавливается сосудистый генез образований (рис. 6.8). При исследовании

в режиме цветового доплеровского картирования кровотока в артерио-веннозной аномалии характеризуется выраженной турбулентностью, что проявляется яркой мозаичной картиной. Обычно кровотоку в артерио-веннозной аномалии матки присуще низкое периферическое сосудистое сопротивление (рис. 6.9).

### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Ggosh T. Arteriovenous malformation of the uterus and pelvis // *Obstet. Gynecol.* 1986. V. 68. P. 40–43.
2. Медведев М.В., Хохолин В.Л. Ультразвуковое исследование матки // *Клиническое руководство по ультразвуковой диагностике* / Под ред. Митькова В.В., Медведева М.В. III том. М.: Видар, 1997. С. 76–119.
3. Dubreuil G., Loubat E. Aneurisme circoid de l'uterus // *Ann. Anat. Pathol.* 1926. V. 3. P. 697–718.
4. Enjolras O., Mulliken J.B. The current management of vascular birthmarks // *Pediatr. Dermatol.* 1993. V. 10. № 4. P. 311–313.
5. Терегулова Л.Е. Ультразвуковая диагностика гемангиом с помощью цветового доплеровского картирования // *Ультразвук. диагн.* 1996. № 2. С. 14–16.
6. Kasznica J., Nissar N. Congenital vascular malformation of the uterus in a stillborn: a case report // *Hum. Pathol.* 1995. V. 26. № 2. P. 240–241.
7. Медведев М.В., Алтынник Н.А. Применение доплерэхографии при экстракардиальных аномалиях у плода // *Допплерография в акушерстве* / Под ред. Медведева М.В., Курьяка А., Юдиной Е.В. М.: РАВУЗДПГ, Реальное Время, 1999. С. 113–144.
8. Чекалова М.А. Трофобластическая болезнь // *Допплерография в акушерстве* / Под ред. Медведева М.В., Курьяка А., Юдиной Е.В. М.: РАВУЗДПГ, Реальное Время, 1999. С. 145–157.
9. Vogelzang R., Nemcek A., Skrtic Z. et al. Uterine arteriovenous malformations: primary treatment with therapeutic embolization // *J. Vascular International Radiol.* 1991. V. 2. P. 517–522.

10. Torres W.E., Stones P.J., Thames F.M. Ultrasound appearance of pelvic arteriovenous malformation // *J. Clin. Ultrasound*. 1979. V. 7. P. 383–385.
11. Медведев М.В., Зыкин Б.И., Хохолин В.Л., Стручкова Н.Ю. Дифференциальная ультразвуковая диагностика в гинекологии. М.: Видар, 1997.
12. Sugiyama T., Honda S., Kataoka A. et al. Diagnosis of uterine arteriovenous malformation by color and pulsed Doppler ultrasonography // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1996. V. 8. № 5. P. 359–360.
13. Демидов Б.С. Артерио-венозная аномалия матки // *Ультразвук. диагн.* 1996. № 1. С. 55–63.
14. Ginsberg N.A., Hammer R., Parihk S. et al. Arteriovenous malformation of the uterus associated with a missed abortion // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1994. V. 4. № 3. P. 235–237.
15. McFarlin B.L., Toffle R.C., Gibson M., Stoltfus P.B. Color Doppler diagnosis of arteriovenous malformations of the uterus presenting as delayed postpartum hemorrhage // *Abstr. 7th World Congress on Ultrasound in Obstetrics and Gynecology*. Washington, October 26–30, 1997. A24.
16. Бойчук В.С., Павлов В.В., Керцман Я.И. Случай ультразвуковой диагностики артерио-венозной аномалии матки // *Ультразвук. диагн.* 1999. № 3. С. 45–46.

# 7

## ДОППЛЕРЭХОГРАФИЯ ЯИЧНИКОВ

Б.И. Зыкин, М.Н. Буланов

Яичники имеют богатую васкуляризацию, что необходимо для выполнения их многочисленных функций, из которых основными являются:

- сохранение первичных ооцитов и создание условий для их созревания до стадии зрелого фолликула;
- синтез половых гормонов.

Яичники получают артериальное кровоснабжение из двух сосудистых ветвей [1]: собственно яичниковых артерий и ветвей маточных артерий. Яичниковые артерии отходят от аорты немного ниже, чем почечные артерии, и проникают в яичник через *lig. suspensorium*. Проходя далее через брыжейку яичника, они анастомозируют с яичниковыми ветвями маточной артерии. Эти анастомозы формируют аркуатное сплетение, расположенное параллельно яичниковым воротам. Ветви сплетения проникают в яичники через яичниковые ворота и формируют сеть спиральных стромальных сосудов. Их спиральный

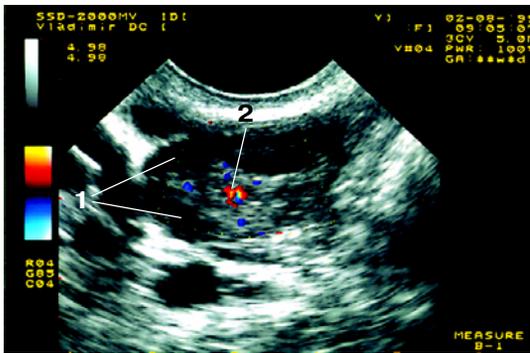


Рис. 7.1. Нормальный яичник в раннюю фолликулярную фазу менструального цикла. Фолликулярный аппарат (1) и стромальные артерии яичника (2).

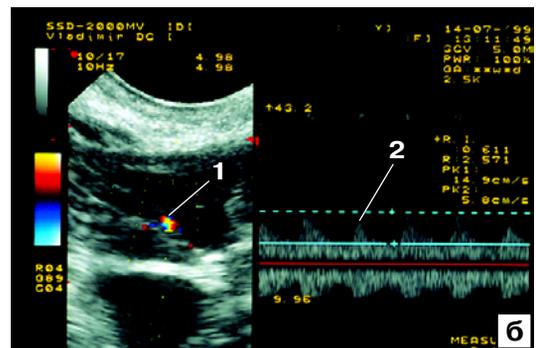


Рис. 7.2. Нормальные яичники в позднюю фолликулярную фазу менструального цикла. а – овулирующий, б – неовулирующий яичники. 1 – кровоток в стенке фолликула; 2 – КСК.

ход играет важную роль в гемодинамике и циклической адаптации сосудов яичников. Во-первых, такое строение контролирует сопротивление и давление крови. Во-вторых, оно облегчает приспособление артериальных сосудов к изменениям размеров яичников: при развитии фолликула и желтого тела, когда яичники увеличиваются, спираль артерий растягивается, при атрезии фолликула или регрессе желтого тела она возвращается к своему обычному состоянию.

К сказанному следует добавить, что и сама картина кровоснабжения яичников циклически меняется. Морфофункциональные изменения овулирующего яичника сопровождаются выраженной динамикой яичниковой артериальной перфузии, объем которой в течение менструального цикла может варьировать в широком диапазоне [2, 3].

Артериальная система стромы яичников дренируется сетью вен, которые формируют большие вены, выходящие через яичниковые ворота в яичниковую вену.

Осмотр области придатков матки с помощью цветовой доплерографии может поразить неспециалиста обилием самых разнообразных сосудов. Действительно, в этой зоне располагаются многочисленные ветви маточных и яичниковых артерий и вен, а также подвздошные сосуды. Без тщательного исследования трудно сказать, какой из перечисленных выше сосудов представлен на экране. Например, очень непросто уверенно идентифицировать основную яичниковую артерию даже в области ворот. В связи с этим мы рекомендуем, не тратя сил и времени на поиск яичниковых артерий, изучать внутрияичниковый кровоток.

Стромальные сосуды легко определяются внутри яичников с помощью современной аппаратуры (рис. 7.1). Кривые скорости кровотока (КСК) характеризуются более низкими пиковыми скоростями, чем в маточных или яичниковых артериях, относительно высокими диастолическими скоростями, отсутствием протодиастоли-

ческой вырезки и низким импедансом. Следует вновь подчеркнуть, что исследовать сосуды в воротах яичников необходимо с осторожностью: целесообразно пробный объем расположить чуть наружу, и вместо внутрияичникового кровотока будет зарегистрирован кровоток в одной из ветвей маточной артерии.

Кровоснабжение доминантного фолликула обычно происходит за счет двух-трех стромальных артерий. Сеть спиральных сосудов вокруг развивающегося фолликула возникает уже в тот момент, когда в фолликуле начинает формироваться полость. Тем не менее современное оборудование позволяет обнаружить в это время только отдельные цветочные локусы. Васкуляризация доминантного фолликула становится субъективно более заметной по сравнению с другими фолликулярными структурами только накануне овуляции (рис. 7.2).

«Жизнь» *corpus luteum* начинается медленно после овуляции. После разрыва фолликула сосуды *theca interna* заполняют полость образующегося желтого тела кровью. В течение 3–4 дней после овуляции вокруг него формируется плотная, многослойная сеть капилляров, которые дренируются многочисленными венами. На эхограммах вокруг желтого тела появляется выраженное цветочное кольцо (рис. 7.3 а). Типичная форма КСК характеризуется высокими значениями максимальной систолической скорости, заметным диастолическим кровотоком и низким импедансом (рис. 7.3 б). Подобная форма волн типична для бурного развития сосудов.

В отсутствие беременности кровоснабжение *corpus luteum* начинает меняться приблизительно к 9-му дню после овуляции (рис. 7.4). Ткань желтого тела подвергается лютеолизу, капилляры сокращаются и редуцируются. В результате циркуляция крови в сосудах прекращается, а сами сосуды исчезают в течение первых 3 дней менструации. Желтое тело заменяется соединительной тканью, превращаясь в *corpus albicans*.

При наступлении беременности желтое тело увеличивается, иногда достигая 5 см в диаметре. Беременность поддерживает его перфузию, что отчетливо видно на цветовых доплерограммах. Импеданс становится максимально низким. Следует подчеркнуть отсутствие значительных различий в гемодинамических характеристиках corpus luteum второй фазы и I триместра беременности.

М.В. Медведев и соавт. [4] первыми в нашей стране изучили показатели периферического сосудистого сопротивления в артериях яичников у здоровых женщин. В их исследованиях пульсационный индекс (ПИ) в артерии овулирующего яичника постепенно снижался от  $1,59 \pm 0,11$  в ранней пролиферативной фазе до  $1,18 \pm 0,09$  в преовуляторном периоде, снова повышаясь до  $1,39 \pm 0,14$  в позднюю лютеиновую фазу. В артериях неовулирующего яичника ПИ в течение менструального цикла колебался незначительно — от  $1,63 \pm 0,10$  до  $1,56 \pm 0,11$ .

В исследованиях других авторов [5–7] индекс резистентности (ИР) в артериях доминантного фолликула незначительно снижался — в среднем от 0,55 в позднюю пролиферативную фазу) до 0,48 (в день, предшествующий овуляции). В сосудах

желтого тела [8] снижение ИР в среднем до 0,44 отмечалось уже на 2-й день после овуляции, причем этот показатель практически не менялся в течение первых 5 дней лютеиновой фазы. В лютеиновую фазу ИР ступенчато повышался в среднем до 0,47 и в дальнейшем постепенно увеличивался в среднем до 0,53 к концу лютеиновой фазы.

J. Zaidi и соавт. [9] обратили внимание на значительные суточные колебания ПИ в перивуляторном периоде (в овулирующем яичнике — от 0,6 до 1, в неовулирующем — от 0,8 до 1,03).

В ряде исследований [5, 9] показатели максимальной систолической скорости в артериях (МАС) яичников также претерпевали значительные циклические изменения: увеличивались в среднем с 13–14 см/с в перивуляторный период (за 2 дня до овуляции) до 20–25 см/с в фазу расцвета желтого тела. При этом соответствующие показатели МАС в неовулирующем яичнике оказались противоположными, составив в среднем 11,5 см/с за 2 дня до овуляции и 8,2 см/с на 2-й день после овуляции.

Результаты наших исследований (табл. 7.1) также демонстрируют циклические из-

**Таблица 7.1.** Допплерометрические показатели нормального интраовариального кровотока

День цикла	МАС		ИР		ПИ	
	1	2	1	2	1	2
5–7-й	$13,6 \pm 0,8$ (9,8–19,8)	$8,7 \pm 0,8$ (4,7–14,3)	$0,49 \pm 0,01$ (0,45–0,55)	$0,54 \pm 0,01$ (0,48–0,61)	$0,68 \pm 0,02$ (0,62–0,83)	$0,79 \pm 0,03$ (0,66–0,99)
8–10-й	$16,6 \pm 0,7$ (13,4–19,5)	$10,6 \pm 1,0$ (8,0–18,4)	$0,51 \pm 0,02$ (0,38–0,60)	$0,52 \pm 0,02$ (0,40–0,62)	$0,79 \pm 0,04$ (0,52–0,94)	$0,80 \pm 0,05$ (0,54–1,05)
11–14-й	$18,6 \pm 0,5$ (16,3–20,9)	$9,6 \pm 0,5$ (8,6–10,6)	$0,49 \pm 0,02$ (0,45–0,52)	$0,51 \pm 0,02$ (0,42–0,57)	$0,68 \pm 0,03$ (0,64–0,71)	$0,68 \pm 0,03$ (0,55–0,79)
15–17-й	$23,2 \pm 0,7$ (16,8–26,1)	$8,9 \pm 0,6$ (6,6–14,5)	$0,43 \pm 0,02$ (0,41–0,49)	$0,51 \pm 0,03$ (0,46–0,62)	$0,59 \pm 0,04$ (0,53–0,71)	$0,82 \pm 0,04$ (0,71–1,02)
18–22-й	$29,8 \pm 2,1$ (21,6–46,5)	$11,7 \pm 1,1$ (4,9–17,2)	$0,41 \pm 0,02$ (0,34–0,48)	$0,52 \pm 0,03$ (0,41–0,56)	$0,57 \pm 0,03$ (0,44–0,72)	$0,64 \pm 0,03$ (0,52–0,85)
23–26-й	$18,46 \pm 0,8$ (15,4–22,4)	$10,8 \pm 0,9$ (5,1–17,4)	$0,46 \pm 0,01$ (0,45–0,48)	$0,50 \pm 0,01$ (0,45–0,56)	$0,62 \pm 0,03$ (0,52–0,75)	$0,73 \pm 0,02$ (0,62–0,84)

Примечание: 1 – овулирующий яичник; 2 – неовулирующий яичник.



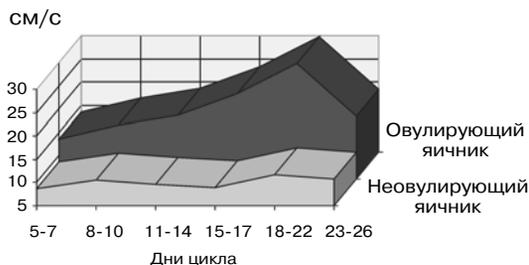


Рис. 7.5. Изменение значений МАС в течение нормального менструального цикла.

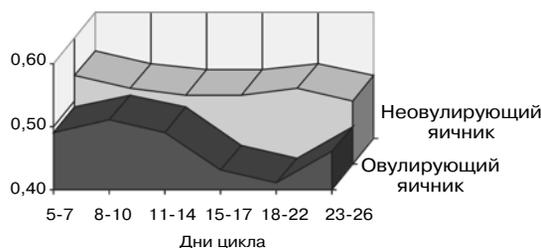


Рис. 7.6. Изменение показателей ИР в течение нормального менструального цикла.

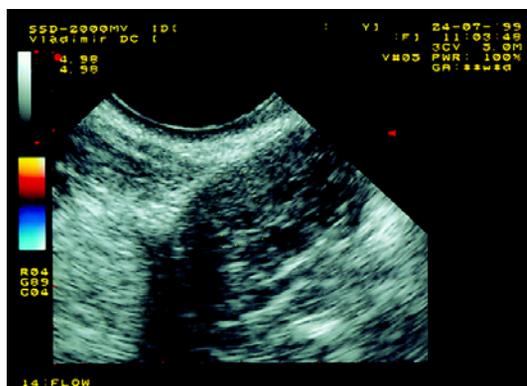


Рис. 7.7. Цветовая доплерограмма нормального яичника в постменопаузе.

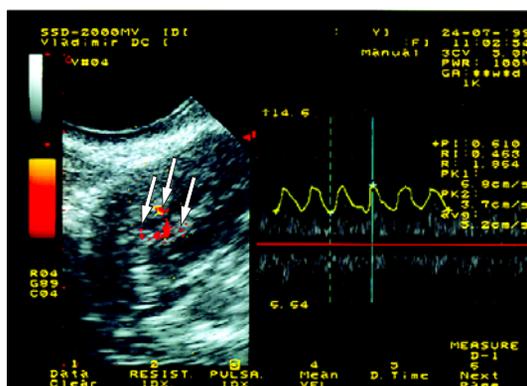


Рис. 7.8. Энергетическая доплерограмма нормального яичника в постменопаузе. Видны единичные цветные локусы в строме яичника (стрелки).

снова повышались до  $0,46 \pm 0,01$ . В неовулирующем яичнике ИР сохранял высокие значения как в фолликулярную, так и в лютеиновую фазу менструального цикла, незначительно колеблясь – от  $0,54 \pm 0,01$  до  $0,5 \pm 0,03$ . Подобные изменения обнаружены и при изучении динамики ПИ.

По нашему мнению, такие важные особенности нормального интраовариального кровотока в репродуктивном возрасте, как значительное повышение скорости и снижение резистентности артериального кровотока в фазу расцвета желтого тела, имеют большое значение при доплерографической оценке самых разнообразных патологических состояний яичников.

В постменопаузальном периоде кровообращение яичников характеризуется крайне незначительным объемом перфузии. При доплерографическом исследо-

вании мы обнаруживали в яичниках в это время единичные цветные локусы (рис. 7.7), что согласуется с данными I. Zalud и соавт. [11], установивших, что в раннем периоде постменопаузы интраовариальный кровоток выявляется при цветовой и энергетической доплерографии только в 10 и 35% случаев соответственно.

По данным разных исследователей [8, 9], величина ИР в паренхиме яичников в постменопаузе колеблется в большинстве случаев от 0,6 до 0,67–0,7, величина ПИ – от 1,20 до 1,31. Вместе с тем обращает на себя внимание ряд исследований [12, 13], в которых у женщин в постменопаузе обнаружена КСК с ИР ниже 0,4. Мы в абсолютном большинстве случаев регистрировали КСК с низкой скоростью (менее 6 см/с) и высоким (выше, чем у женщин в пременопаузе) импедансом (рис. 7.8).

В заключение следует подчеркнуть, что знание особенностей интраовариального кровотока в постменопаузе имеет большое практическое значение, поскольку именно в этом периоде жизни женщины значительно возрастает риск возникновения злокачественных опухолей яичников.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Berek J.S., Adashi E.Y., Hillard P.A. Novak's gynecology. Williams & Willkins, 1996.
2. Niswender J., Moore R., Akbar A. et al. Flow of blood flow to the ovaries of ewes throughout the estrous cycle // *Biol. Reprod.* 1975. V. 13. P. 381–388.
3. Jaffe R., Warsof S.L. Color Doppler imaging in obstetrics and gynecology. McGraw-Hill, 1992.
4. Медведев М.В., Давыдов А.И., Бунин И.А., Подзолкова Н.Н. Возможности ультразвуковой диагностики в изучении кровотока в повздошных и яичниковых артериях у здоровых женщин // *Акуш. Гинек.* 1989. № 7. С. 28–31.
5. Kurjak A. An atlas of transvaginal color Doppler. The current state of the art. NY, L.: The Parthenon Publ. Gr., 1994.
6. Sen C., Sepni I., Erel T. et al. Doppler assessment of ovulation period // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1996. V. 8. Suppl. 1. P. 105.
7. Schurz B., Schon H.J., Wenzl R. et al. Endovaginal Doppler flow measurements of the ovarian artery in patients with a normal menstrual cycle and with polycystic ovary syndrome during in vitro fertilization // *J. Clin. Ultrasound.* 1993. V. 21. № 1. P. 19–24.
8. Parsons A.K. Sonographic demonstration and analysis of the vascular structure of the human corpus luteum // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1996. V. 8. Suppl. 1. P. 252.
9. Zaidi J., Collins W., Campbell S. et al. Blood flow changes in the intraovarian arteries during the periovalatory period: relationship to the time of day // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1996. V. 7. P. 135–140.
10. Hata K., Collins W. Color Doppler imaging and ovarian tumor angiogenesis: the Janus approach // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1997. V. 9. № 5. P. 297–299.
11. Zalud I., Maulik D., Conway C. Pelvic blood flow in postmenopausal women: color, power Doppler // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1996. V. 8. Suppl. 1. P. 8.
12. Platt L.D., Karlan B.Y., Raffel L.J. et al. Familial ovarian cancer screening: results from the Gilda Radner ovarian cancer detection program // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1995. V. 6. Suppl. 2. P. 34.
13. Буланов М.Н., Зыкин Б.И. Низкорезистентный кровоток в нормальных яичниках и доброкачественных новообразованиях матки и яичников – казуистика или повседневная реальность? // *Ультразвук. Диагн.* 1997. № 2. С. 9.

# 8

## ОПУХОЛЕВИДНЫЕ ОБРАЗОВАНИЯ ЯИЧНИКОВ

*Б.И. Зыкин, М.Н. Буланов*

**Поликистозные яичники.** Заболевание и синдром «поликистозных яичников» (ПКЯ) характеризуются возникающей в результате нейрообменных и эндокринных нарушений выраженной и стойкой атрезией фолликулов с последующей неизбежной ановуляцией. Частота этого патологического состояния в структуре гинекологической заболеваемости составляет от 0,6 до 11% [1–5], что указывает на некоторую неопределенность в его трактовке и подходах к диагностике.

Классическими эхографическими признаками ПКЯ являются увеличение яичников более 13 см<sup>3</sup> и наличие в паренхиме яичника (при сканировании по длинной оси) более 10 эхонегативных включений диаметром от 2–3 до 9–10 мм.

Динамические исследования интраовариального кровотока, проведенные рядом исследователей [3, 6, 7], обнаружили монотонность значений индекса резистентности (ИР) в течение всего менструального цикла, колеблющихся в пределах 0,52–0,56.

Наряду с этим С. Battaglia и соавт. [8] выявили зависимость интраовариального кровотока от вариантов эхоструктуры ПКЯ: при диффузном типе расположения измененных фолликулов пульсационный индекс (ПИ) в сосудах стромы яичников в начале цикла составил  $1,42 \pm 0,09$ , при пе-

риферическом –  $0,74 \pm 0,18$ . Интересно, что эти цифры коррелировали с измененным соотношением лютеинизирующего и фолликулостимулирующего гормонов ( $3,08 \pm 0,53$  и  $3,58 \pm 0,36$  соответственно). Вместе с тем значения ПИ маточных артерий при диффузном ( $3,75 \pm 0,52$ ) и периферическом ( $3,67 \pm 0,41$ ) типах эхоструктуры ПКЯ практически не различались.

По данным J. Zaidi и соавт. [9], у женщин с ПКЯ максимальная систолическая скорость в артериях (МАС) для интраовариального кровотока в начале менструального цикла ( $16,89 \pm 2,36$  см/с) была достоверно выше нормы ( $8,74 \pm 0,68$  см/с). Авторы считают, что высокие значения скорости кровотока могут служить новым критерием ультразвуковой диагностики ПКЯ.

Согласно нашим данным, полученным при обследовании 26 больных с ПКЯ, в строме яичников, особенно в первые 5–7 дней цикла, определяется большее по сравнению с нормой количество цветковых локусов (рис. 8.1, 8.2). Заметна монотонность относительно высоких значений ИР и МАС в течение всего менструального цикла (табл. 8.1, рис. 8.3, 8.4).

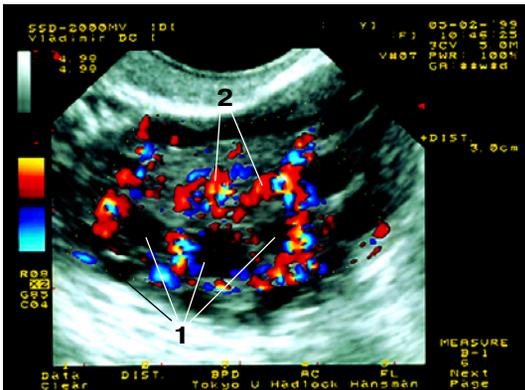
Однако многое по-прежнему остается спорным. Так, С. Battaglia и соавт. [8, 10, 11] обнаруживали у пациенток с ПКЯ высокие значения ПИ маточных артерий,

**Таблица 8.1.** Допплерометрические показатели интраовариального кровотока у больных с ПКЯ

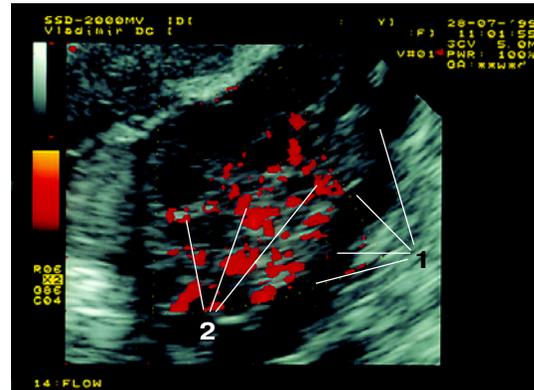
День цикла	MAC		ИР	
	левый яичник	правый яичник	левый яичник	правый яичник
6–8-й	11,7 ± 0,8 (8,6–15,3)	12,7 ± 0,8 (7,7–18,3)	0,63 ± 0,01 (0,51–0,57)	0,59 ± 0,01 (0,51–0,61)
14–15-й	11,9 ± 0,5 (9,6–13,9)	10,9 ± 0,5 (8,6–14,6)	0,56 ± 0,02 (0,51–0,55)	0,6 ± 0,02 (0,50–0,57)
24–26-й	10,8 ± 1,1 (6,9–17,2)	12,4 ± 1,1 (8,9–17,2)	0,59 ± 0,02 (0,53–0,56)	0,64 ± 0,03 (0,52–0,58)

которые коррелировали с уровнем андростендиона в сыворотке крови. Нами также обнаружено повышение периферического сопротивления в маточных артериях

при ПКЯ по сравнению с нормой. Вместе с тем J. Zaidi и соавт. [9] не выявили значительных различий в значениях ПИ между больными с ПКЯ и здоровыми женщи-



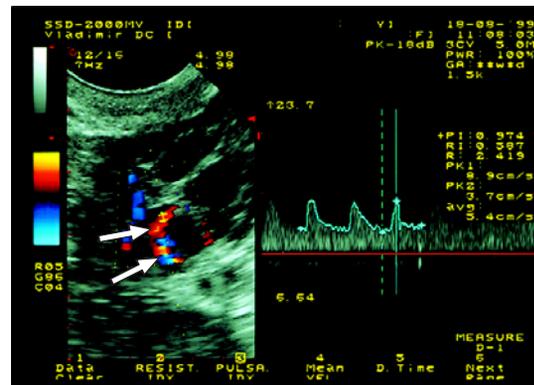
**Рис. 8.1.** Цветовая доплерограмма поликистозного яичника. Видны кистозные включения (1) и стромальные артерии яичника (2).



**Рис. 8.2.** Энергетическая доплерограмма поликистозного яичника. Видны кистозные включения (1) и стромальные артерии яичника (2).



**Рис. 8.3.** Кривые скорости кровотока (КСК) в стромальных артериях (стрелка) поликистозного яичника в первую половину менструального цикла.



**Рис. 8.4.** КСК в стромальных артериях (стрелки) поликистозного яичника во вторую половину менструального цикла.

нам и при исследовании интраовариального кровотока.

Согласно данным С. Battaglia и соавт. [8, 10, 11], у больных с ПКЯ и ожирением ПИ ( $3,68 \pm 0,26$ ) оказался достоверно выше, чем у женщин без ожирения ( $3,31 \pm 0,26$ ). Однако есть сообщения [10] об отсутствии достоверных различий ( $p > 0,05$ ) в значениях ИР при ПКЯ у больных с ожирением и без ожирения ( $0,52 \pm 0,06$  и  $0,54 \pm 0,07$  соответственно).

**Синдром лютеинизации неовулировавшего фолликула.** Синдром лютеинизации неовулировавшего фолликула (ЛНФ) представляет преждевременную лютеинизацию преовуляторного фолликула и харак-

теризуется циклической секрецией прогестерона, но несколько запоздалой секреторной трансформацией эндометрия. Основным проявлением ЛНФ является ановуляция. Частота синдрома при необъяснимом бесплодии колеблется от 15 до 30% [12]. При лапароскопии, когда ее проводят во второй половине менструального цикла, в яичнике обнаруживается геморрагическое тело без овуляторной стигмы [12]. Ультразвуковое исследование играет существенную роль в установлении диагноза. Эхографически ЛНФ характеризуется персистенцией доминантного фолликула во второй фазе цикла, нередко с появлением в его полости эхогенных включений.

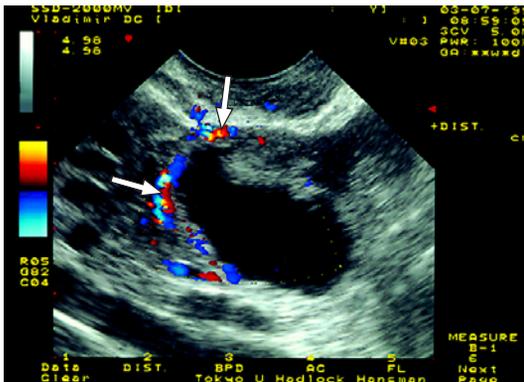


Рис. 8.5. Лютеинизация неовулировавшего фолликула. Стрелками отмечен кровоток в стенке фолликула.

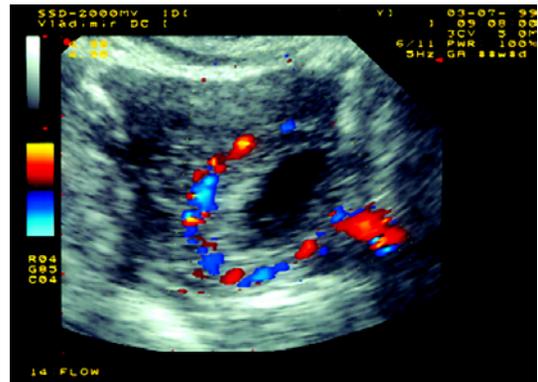


Рис. 8.6. Цветовая доплерограмма яичника при недостаточности лютеиновой фазы.

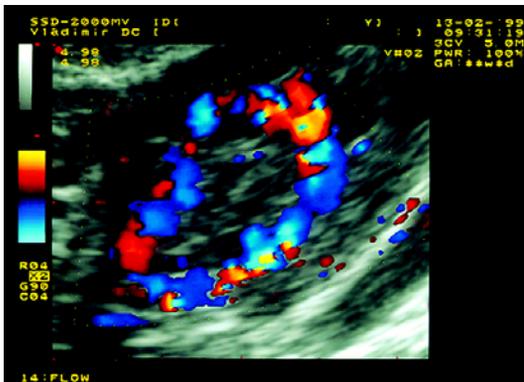


Рис. 8.7. Цветовая доплерограмма нормального желтого тела.



Рис. 8.8. КСК в артериях стенки желтого тела (стрелка) при недостаточности лютеиновой фазы.

По нашим данным, при ЛНФ в перивуляторном периоде незначительно усиливается кровоток в стенке фолликула. МАС кровотока в окружающих неовулировавший фолликул сосудах, зарегистрированная в начале второй фазы, практически не отличается от МАС в стенке фолликула в фолликулярной фазе и от МАС в стромальных сосудах контралатерального яичника. При этом в отличие от нормального кистозного желтого тела сосудистый рисунок персистирующего фолликула значительно беднее (рис. 8.5). В последующие дни такой фолликул постепенно уменьшается в размерах и в большинстве случаев к концу менструального цикла перестает выявляться.

**Недостаточность лютеиновой фазы (НЛФ).** Данное патологическое состояние характеризуется гипофункцией желтого тела, бесплодием, олигоменореей. Среди причин бесплодия НЛФ составляет 3–25% [12]. По нашему мнению, единственным надежным эхографическим признаком является уменьшенная толщина эндометрия во второй фазе цикла, так как адекватная оценка желтого тела в В-режиме в настоящее время не представляется возможной, хотя есть интересные публикации на эту тему.

При цветовом доплеровском картировании по периферии недоразвитого желтого тела выявляется бедный сосудистый рисунок (рис. 8.6). Напомним, что в норме кровоток вокруг активно функционирующего желтого тела определяется в виде большого количества цветковых локусов, как правило, сливающихся в сплошное цветковое кольцо (рис. 8.7). По данным D. Kalogirou и соавт. [14], показатели периферического сосудистого сопротивления у пациенток с недостаточностью лютеиновой фазы достоверно выше нормы ( $p < 0,03$ ). S. Kupesic и соавт. [15] обнаружили значительные различия периферического сосудистого сопротивления при НЛФ с нормой не только в сосудах желтого тела, но также во всех ветвях маточных артерий.

В наших исследованиях у больных с НЛФ во второй фазе цикла в артериях

стенки желтого тела отмечено снижение МАС до 12,7 см/с и повышение ИР более 0,55 (рис. 8.8).

**Фолликулярные кисты.** Очевидное практическое значение имело бы получение надежного способа дифференциальной диагностики фолликулярных кист и однокамерных гладкостенных цистаденом. Однако анализ немногочисленных проведенных исследований не дает повода для оптимизма. Судите сами – достаточно устоявшимся является мнение о весьма характерном для кист отсутствии кровотока в стенках [16]. Однако в исследованиях С. Anandakumar и соавт. [17] в 7 из 9 (!) случаев рака яичников опухоли имели вид простых аваскулярных кист и, естественно, были неправильно оценены при доплерографии.

По нашим данным, фолликулярные кисты характеризуются довольно бедным сосудистым рисунком (рис. 8.9), а кровоток в сосудах их стенок (табл. 8.2) напоминает интраовариальный кровоток в среднюю и позднюю фолликулярную фазу менструального цикла.

Представленные нами значения МАС и ИР в целом согласуются с данными других исследователей. Например, у S. Kupesic и соавт. [7] ИР в фолликулярных кистах составил в среднем  $0,52 \pm 0,06$ . В то же время в исследованиях A. Jurisic и соавт. [18] ИР был относительно выше – в среднем 0,64 (0,51–0,78).

В наблюдениях M. Pascual и соавт. [19] у больных с фолликулярными кистами чувствительность и специфичность доплерографии составили соответственно 84,6 и 99,2%. Однако с учетом результатов, полученных С. Anandakumar и соавт. [17], по на-

**Таблица 8.2.** Показатели кровотока в стенках фолликулярных кист

Фолликулярные кисты	n	МАС	ИР
	12	12,4 ± 9,8 (4,2–18,1)	0,5 ± 0,02 (0,49–0,58)

шему мнению, единственно надежным способом дифференциальной диагностики фолликулярных кист остается динамическое наблюдение в течение 6–10 нед.

**Кисты желтого тела.** Как и все геморагические образования, кисты желтого тела имеют различное эхографическое строение и могут принимать вид опухоли яичника, внематочной беременности или дегенеративно-измененного миоматозного узла.

Цветовая доплерография помогает в дифференциации кист желтого тела с перечисленными образованиями, поскольку «внутренние перегородки и структуры» представляющие собой организованные сгустки крови и нити фибрина, лишены сосудов и, следовательно, никогда не могут иметь цветových локусов.

По периферии кист наблюдается заметное усиление васкуляризации (рис. 8.10). В исследованиях S. Kupesic и A. Kurjak [20] ИР в лютеиновых кистах в среднем составил  $0,46 \pm 0,08$ . По нашим данным, кровотоки в стенке кисты желтого тела характеризуется высокой скоростью в артериях и низкой резистентностью (табл. 8.3).

**Эндометриоз яичников.** Эндометриоз — эта «загадочная» [27] болезнь с неизвестной этиологией и непонятным патогенезом —

**Таблица 8.3.** Показатели кровотока в лютеиновых кистах яичников

Лютеиновые кисты	n	MAC	ИР
	19	$24,2 \pm 7,4$ (11,3–42,4)	$0,43 \pm 0,1$ (0,32–0,46)

наблюдается у 7–50% менструирующих женщин. Очаги эндометриоза, как правило, поражают оба яичника, образуя перивариальные и перитубарные спайки, а также сращения с мочевым пузырем и кишечником. Прогрессируя, очаги эндометриоза перерождаются в эндометриодные кисты.

При цветовой доплерографии частота выявления кровотока в стенках эндо-

**Таблица 8.4.** Показатели кровотока в эндометриодных кистах яичников

Эндометриодные кисты	n	MAC (см/с)	ИР
	37	$11,4 \pm 5,2$ (8,9–22,4)	$0,54 \pm 0,03$ (0,49–0,59)

метриодных кист составляет около 70% [21]. По данным S. Kupesic и соавт. [22], цветочные локусы располагаются преимущественно в области ворот (36%) и стенок кисты (12%), ИР варьирует от 0,40 до 0,59.

По нашему мнению, отсутствие в большинстве случаев в стенках эндометриодных кист цветочных локусов (рис. 8.11) помогает дифференцировать их с такими богато васкуляризованными образованиями, как кисты желтого тела.

В нашей практике был ряд наблюдений, когда двусторонние эндометриодные кисты, примыкающие друг к другу (рис. 8.12), или сосуд, пронизывающий полость кисты (рис. 8.13), при цветочной доплерографии создавали иллюзию многокамерного образования с «кровоотком» в перегородке.

Наши исследования показали, что для кровотока в стенке эндометриодных кист характерны низкая скорость и высокая периферическая резистентность (табл. 8.4). При этом MAC равна в среднем  $11,4 \pm 5,2$  см/с. Исключение могут представлять эндометриодные кисты с гнойно-некротическими изменениями в стенке, когда пиковая систолическая скорость достигает 10–22 см/с. Значения ИР колеблются от  $0,54 \pm 0,03$  (наши данные) до  $0,59 \pm 0,02$  [22].

Оценивая значимость цветочной доплерографии в выявлении эндометриодных кист, некоторые авторы полагают, что этот метод обладает не большей диагностической точностью, чем обычная трансвагинальная эхография. Так, по данным J. Alcazar и соавт. [23], чувствительность и специфичность трансвагинальной эхографии составили соответственно 88,9 и 91%, в то время как доплерографии — 76,2 и 88,9%. В целом нельзя не согласиться с этими цифрами. Вместе с тем, по нашему

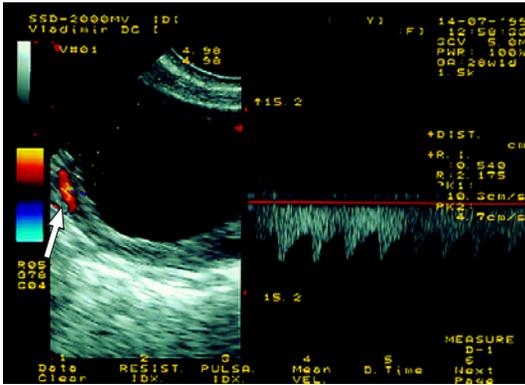


Рис. 8.9. Фолликулярная киста яичника. Кровоток в ее стенке отмечен стрелкой.

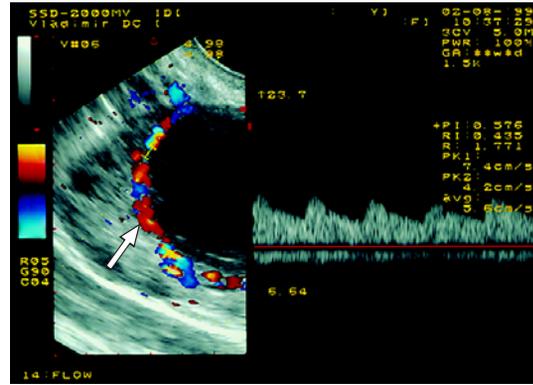


Рис. 8.10. Киста желтого тела. Кровоток в ее стенке отмечен стрелкой.



Рис. 8.11. Эндометриоидная киста яичника. Кровоток в ее стенке отмечен стрелкой.

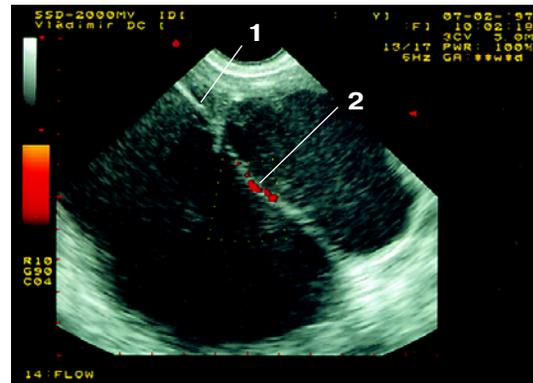


Рис. 8.12. Эндометриоидные кисты, примыкающие друг к другу. 1 – псевдопергородка; 2 – кровоток в стенках кист.

мнению, значение доплерографии в дифференциации эндометриоидных кист или кист желтого тела и злокачественных новообразований яичников очевидно.

#### **Воспалительные заболевания яичников.**

Для острого воспаления яичников характерна повышенная васкуляризация тканей, которая может быть достаточно легко выявлена с помощью цветовой и/или энергетической доплерографии (рис. 8.14, 8.15).

Частота визуализации кровотока в воспалительных образованиях непостоянна. Так, S. Kupesic и соавт. [24] в воспалительно-измененном и увеличенном яичнике

при цветовой доплерографии кровотоки визуализировали в 100% случаев, в tuboовариальном воспалительном образовании – в 75,7%, в сактосальпинксе – в 54,5%.

При остром воспалении придатков отмечается повышение скорости и снижение резистентности артериального кровотока. В наших исследованиях МАС в tuboовариальных абсцессах составила в среднем  $26,1 \pm 11,5$  см/с, ИР –  $0,47 \pm 0,02$ . По данным литературы, значения ИР в tuboовариальных воспалительных образованиях варьируют от 0,44 [7] до  $0,53 \pm 0,09$  [24].

В целом диагностическая ценность доплерографии при воспалительных про-



Рис. 8.13. Эндометриоидная киста. Стрелкой отмечен кровоток в сосуде яичника, пронизывающем кисту.

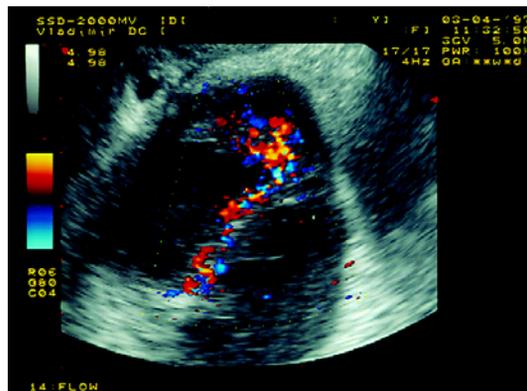


Рис. 8.14. Цветовая доплерограмма пиовара.



Рис. 8.15. Энергетическая доплерограмма пиовара.

цессах в яичниках невысока. В исследованиях А. Papadimitriou и соавт. [25] чувствительность и специфичность цветовой доплерографии составили всего 47,1 и 52,4% соответственно.

Особый интерес представляют результаты исследований С. Alatas и соавт. [26], согласно которым в процессе лечения острого воспаления придатков показатели резистентности нормализовались раньше, чем клиничко-лабораторные. Авторы полагают, что доплерография может выступать в качестве метода оценки регрессии острого воспалительного процесса.

При хроническом воспалении в придатках обычно определяются небольшое количество цветowych пятен и относитель-

но высокие показатели периферической резистентности ( $0,71 \pm 0,07$ ) [26].

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Hamilton-Fairby D., Pearce D. Polycystic ovary syndrome // Annual. Progr. Reprod. Med. 1993. P. 71–80.
2. Демидов В.Н., Зыкин Б.И. Ультразвуковая диагностика в гинекологии. М.: Медицина, 1990.
3. Зыкин Б.И., Проскурякова О.В., Буланов М.Н. Ультразвуковое исследование яичников // Клиническое руководство по ультразвуковой диагностике / Под ред. Митькова В.В., Медведева М.В. Т. 3. М.: Видар, 1997. С. 132–174.
4. Кирющенко А.П., Совчи М.Г. Поликистозные яичники // Акуш. Гинек. 1994. № 1. С. 11–14.
5. Adams J., Polson D.W., Franks S. Prevalence of polycystic ovaries in women with anovulation and idiopathic hirsutism // Br. Med. J. 1986. V. 293. P. 355–359.
6. Kupesic S., Kurjak A., Stilinovic K. The assessment of female infertility // An Atlas of transvaginal color Doppler. The current state of the art / Ed. Kurjak A. L.: The Parthenon Publ. Gr., 1994.
7. Kupesic S., Marton U., Kurjak A. Polycystic ovary syndrome - Doppler parameters // Lijec. Vjesn. 1996. V. 118. Suppl. 1. P. 42–44.
8. Battaglia C., Artini P., Salvatori M. et.al. Ultrasonographic patterns of polycystic ovaries: color Doppler and hormonal correlations //

- Ultrasound Obstet. Gynecol. 1998. V. 11. № 5. P. 332–337.
9. Zaidi J., Campbell S., Pittrof R. et al. Ovarian stromal blood flow in women with polycystic ovaries—a possible new marker for diagnosis? // Hum. Reprod. 1995. V. 10. P. 1992–1996.
  10. Battaglia C., Artini P.G., D'Ambrogio G. et al. The role of color Doppler imaging in the diagnosis of polycystic ovary syndrome // Am. J. Obstet. Gynecol. 1995. V. 172. P. 108–113.
  11. Battaglia C., Artini P.G., Genazzani A.D. et al. Color Doppler analysis in lean and obese women with polycystic ovary syndrome // Ultrasound Obstet. Gynecol. 1996. V. 7. P. 342–346.
  12. Сметник В.П., Тумилович Л.Г. Неоперативная гинекология. М.: МИА, 1998.
  13. Zaidi J., Jurkovic D., Campbell S. et al. Luteinized unruptured follicle: morphology, endocrine function and blood flow changes during the menstrual cycle // Hum. Reprod. 1995. V. 10. P. 44–49.
  14. Kalogirou D., Antoniou G., Botsis D. et al. Transvaginal Doppler ultrasound with color flow imaging in the diagnosis of luteal phase defect (LPD) // Clin. Exp. Obstet. Gynecol. 1997. V. 24. P. 95–97.
  15. Kupesic S., Kurjak A., Vujisic S., Petrovic Z. Luteal phase defect., comparison between Doppler velocimetry, histological and hormonal markers // Ultrasound Obstet. Gynecol. 1997. V. 9. P. 105–112.
  16. Cacciatore B., Tommola-Rossi., Wahlstrom T. et al. Transvaginal power doppler evaluation of adnexal tumors // Ultrasound Obstet. Gynecol. 1996. V. 8. Suppl. 1. P. 203.
  17. Anandakumar C., Chew S., Wong Y.C. et al. Role of transvaginal ultrasound color flow imaging and Doppler waveforms analysis in differentiating between benign and malignant ovarian tumors // Ultrasound Obstet. Gynecol. 1996. V. 7. № 4. P. 280–284.
  18. Jurisic A., Djukic M., Rakic S. et al. The value of color Doppler ultrasound in detection of ovarian malignancies in women under 30 years of age // Ultrasound Obstet. Gynecol. 1995. V. 6. Suppl. 2. P. 103.
  19. Pascual M.A., Hereter L., Carreras O. et al. Transvaginal ultrasound diagnosis of ovarian lesions // Program of 7<sup>th</sup> Congress on Ultrasound Obstet. Gynecol. 1997. P. 127.
  20. Kupesic S., Kurjak A. Development of an early human being from conception to implantation - transvaginal color Doppler study // An Atlas of transvaginal color Doppler. The current state of the art / Ed. Kurjak A. L.: The Parthenon Publ. Gr., 1994.
  21. Aleem F., Pennisi J., Zeitoun K., Predanic M. The role of color Doppler in diagnosis of endometriomas // Ultrasound Obstet. Gynecol. 1995. V. 5. № 1. P. 51–54.
  22. Kupesic S., Kopjar M., Kurjak A. Scoring system for endometriosis // Ultrasound Obstet. Gynecol. 1995. V. 6. Suppl. 2. P. 112.
  23. Alcazar J., Laparte C., Jurado M. et al. The role of transvaginal ultrasonography combined with color velocity imaging and pulsed Doppler in the diagnosis of endometrioma // Fertil. Steril. 1997. V. 67. P. 487–491.
  24. Kupesic S., Kurjak A., Pasalic L. et al. The value of transvaginal color Doppler in the assessment of pelvic inflammatory disease // Ultrasound Med. Biol. 1995. V. 21. P. 733–738.
  25. Papadimitriou A., Kalogirou D., Antoniou G. et al. A Power Doppler ultrasound, a potentially useful alternative in diagnosing pelvic pathologic conditions // Clin. Exp. Obstet. Gynecol. 1996. V. 23. № 4. P. 229–232.
  26. Alatas C., Aksoy E., Akarsu C. et al. Hemodynamic assessment in pelvic inflammatory disease by transvaginal color Doppler ultrasonography // Eur. J. Obstet. Gynecol. Reprod. Biol. 1996. V. 70. № 1. P. 75–78.
  27. Серов В.Н., Прилепская В.Н., Пшеничникова Т.Я. и др. Практическое руководство по гинекологической эндокринологии. М.: Русфармамед, 1995.

---



# 9

## ОПУХОЛИ ЯИЧНИКОВ

*Б.И. Зыкин, М.Н. Буланов*



Патофизиологическая основа доплерографии как метода диагностики новообразований яичников заложена исследованиями американского патоморфолога J. Folkman [1], доказавшего, что необходимым условием роста опухолей является адекватное кровоснабжение. Характерно, что опухолевые клетки сами индуцируют рост новых капилляров путем выработки ангиогенных факторов, таких как тимидинфосфорилаза, эндотелиальный фактор роста и пр. Этот процесс получил название «патологический ангиогенез», или «патологическая неоваскуляризация» [2] в отличие от широко известной ранее физиологической неоваскуляризации, возникающей, например, при формировании желтого тела или регенерации раневых поверхностей [3]. Интересно, что интенсивность выделения ангиогенных факторов прямо пропорциональна злокачественному потенциалу опухолевых клеток [4].

Макро- и микроархитектура опухолевых сосудов существенно отличается от таковой в норме. И если в доброкачественных новообразованиях эти отличия не очень заметны, то в злокачественных сосудах изменяются значительно: имеют чаще извитый характер, большее количество анастомозов и артериовенозных шунтов. Микроархитектура сосудов злокачественных опухолей характеризуется недо-

статком гладкомышечной ткани, что приводит к потере эластичности сосудистой стенки и как следствие к снижению их резистентности [5, 6] и более высоким скоростям кровотока [7].

Первые сообщения об использовании цветовой доплерографии (ЦД) в диагностике злокачественных новообразований яичников были опубликованы в 1989 г. тремя независимыми группами исследователей – А. Kurjak и соавт [8], Т. Bourne и соавт. [9], Т. Nata и соавт. [10]. Все авторы обнаружили выраженную разницу периферического сопротивления в сосудах злокачественных и доброкачественных опухолей. Это позволило сделать вывод, что доплерография может быть использована для дифференциальной диагностики новообразований яичников. Т. Bourne и соавт. [9], А. Kurjak и соавт. [11, 12] ввели понятие пороговых значений сосудистого импеданса: индекс резистентности (ИР) – 0,4, пульсационный индекс (ПИ) – 1,0.

Однако очень скоро стали появляться сообщения о неинформативности указанных критериев [13, 14]. Были предложены новые пороговые значения показателей сосудистой резистентности. В это же время ряд авторов вообще высказали мнение о преждевременности введения пороговых значений ПИ и ИР [15].

Последующие исследования разделили авторов на три группы.

Первые – А. Kurjak и соавт. [8, 11, 12, 16–36], Н. Schulman и соавт. [37], А. Fleischer и соавт. [38–46], А. Pascual и соавт. [47], Z. Weiner и соавт. [48, 49], I. Timor-Tritch и соавт. [50, 51], М. Kawai и соавт. [52, 53], Т. Bourne и соавт. [54–56], С. Jeng и соавт. [57], А. Caruso и соавт. [58], М. Пуас и соавт. [59], Б.И. Зыкин [60] – считают, что доплерэхография дает достаточно точный ответ о наличии или отсутствии злокачественного процесса в случае неоднозначной картины при В-режиме. Например, А. Fleischer и соавт. [39] выявляли признаки злокачественного процесса в среднем у 70% женщин с начальными (I–II стадия) проявлениями рака яичников.

Вторые – А. Tekay и P. Jouppila и соавт. [61, 62], В. Bromley и соавт. [63], В. Leeners и соавт. [64, 65], М. Rehn и соавт. [66, 67] – либо отрицают существование пороговых значений доплерометрических показателей, либо (L. Valentin [68, 69], L. Platt [70–72]) вообще считают нецелесообраз-

ным скрининговое использование доплерографии.

Третья группа авторов – V. Schneider и соавт. [73], D. Brown и соавт. [74], К. Hata и соавт. [75–77], К. Jain и соавт. [78], J. Carter и соавт. [79, 80], Н. Prompeleg и соавт. [81–85] и др. [86–89] – склоняются к тому, что изолированное использование любого диагностического метода нерационально и только комплексное применение разных методик и методов реально повышает точность диагностики.

В связи с этим представляется целесообразным подробно рассмотреть данные современной литературы и, сравнив с ними результаты собственных исследований, представить интегральную оценку качественных (число цветовых локусов и особенности их расположения) и количественных (индексы периферического сосудистого сопротивления, скорость кровотока) доплерографических показателей.

**Таблица 9.1.** Частота (в %) визуализации внутриопухолевого кровотока в доброкачественных и злокачественных новообразованиях яичников при использовании ЦД

Авторы	Опухоли яичников	
	доброкачественные	злокачественные
J. Antonic и S. Rakar [90]	–	100
F. Dambrosio и соавт. [91]	14	100
A. Kurjak и соавт. [29, 32]	22	99
C. Jeng и соавт. [57]	52,2	–
H. Shulman и соавт. [92]	35	93
B. Salle и соавт. [93]	30	100
M. Emoto и соавт. [6]	54,8	84,2
A. Desroches и соавт. [94]	54	100
K. Hata и соавт. [76]	40,3	100
A. Tekay и P. Jouppila [95]	89	–
C. Chou и соавт. [96]	59	100
Z. Maly и соавт. [97]	60	98
A. Kurjak и соавт. [31]	61	97
M. Pascual и соавт. [98]	62	96
J. Alkazar и соавт. [99]	64,8	95,7
D. Brown и соавт. [74]	67	75
I. Timor-Tritsch и соавт. [50]	70,4	100
H. Prompeleg и соавт. [83]	89	89
A. Lissoni и соавт. [100]	85	98
Т.В. Чернова и И.Ю. Ефремова [101]	78	95
Собственные данные [102]	69,2	100

**Визуализация внутриопухолевого кровотока.** При ЦД, как показывают исследования (табл. 9.1), кровотоков регистрируется в 75–100% злокачественных и в 14–98,9% доброкачественных новообразований яичников.

В наших исследованиях [102] внутриопухолевый кровоток был обнаружен во всех злокачественных опухолях (15 из 15 наблюдений) и большинстве доброкачественных (13 из 15 – 86,7%). При этом артериальный кровоток зарегистрировали во всех злокачественных и 69,2% доброкачественных опухолей, венозный – соответственно в 73,3 и 53,8% новообразований.

Безусловно, обращает на себя внимание выраженная разница данных в графе доброкачественных опухолей.

По нашему мнению, одной из основных причин расхождений является отсутствие единого протокола исследований и унифицированной настройки приборов. С другой стороны, естественно, что опухоли имеют индивидуальные особенности строения сосудистого дерева (пока еще плохо изученные). Например, Y. Zalel и соавт. [103], A. Kurjak и M. Predanic [30] смогли зарегистрировать кровоток в доброкачественных тератомах только в 24–25% случаев.

Следует подчеркнуть, что цифровые данные о наличии или отсутствии локусов неоваскуляризации в доброкачественных и злокачественных новообразованиях существенно изменились после внедрения в клиническую практику энергетической доплерографии (ЭД) [104, 105].

Большинство авторов, использовавших трансвагинальную ЭД, смогли визуализировать кровоток уже в 98,4–100% злокачественных и 76–98% доброкачественных опухолей (табл. 9.2).

Справедливости ради следует сделать ссылку на исследование A. Tailor и соавт. [106], не заметивших определенной разницы между этими двумя разновидностями

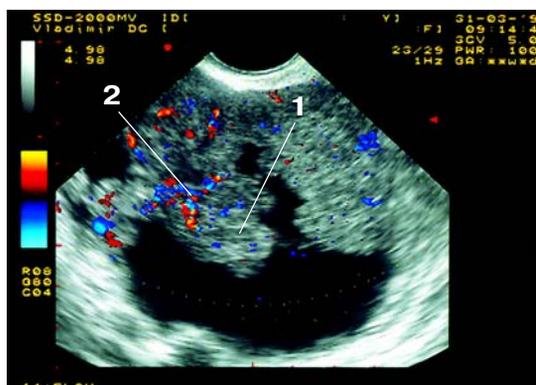
**Таблица 9.2.** Частота (в %) визуализации внутриопухолевого кровотока в доброкачественных и злокачественных новообразованиях яичников при использовании трансвагинальной ЭД

Авторы	Опухоли яичников	
	доброкачественные	злокачественные
A. Tailor и соавт. [106]	76	100
S. Guerriero и соавт. [107]	94	100
A. Valcamonico и соавт. [108]	96	96
Cacciatore и соавт. [29]	98	100
Собственные данные [109]	87	98,4

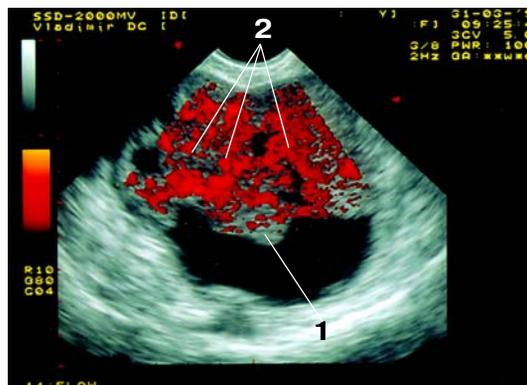
доплерографии и, более того, отдавших предпочтение ЦД.

Используя визуализацию внутриопухолевого кровотока в качестве самостоятельного диагностического критерия при дифференциальной диагностике доброкачественных и злокачественных новообразований яичников, ряд авторов получили сравнительно невысокие показатели диагностической точности. Так, по данным S. Stein и соавт. [110], чувствительность, специфичность, предсказательная ценность положительного и отрицательного результатов составили 77, 69, 49 и 89% соответственно, по данным С. Anandakumar и соавт. [157] – 77, 68, 40 и 91%.

Действительно, точность этой методики невысока. Однако нельзя не отметить ее высокую специфичность и не согла-



**Рис. 9.1.** Цветовая доплерограмма злокачественной опухоли. 1 – солидный компонент опухоли; 2 – внутриопухолевый кровоток.



**Рис. 9.2.** Энергетическая доплерограмма злокачественной опухоли. 1 – солидный компонент опухоли; 2 – внутриопухолевый кровоток.

ситься с мнением I. Timor-Tritsch и соавт. [50], M. Pascual и соавт. [98], что отсутствие в новообразовании кровотока при ЦД позволяет в большинстве случаев исключить злокачественный процесс.

**Количество внутриопухолевых локусов неоваскуляризации.** А. Kurjak и соавт. [31] в свое время пришел к заключению, что в злокачественных новообразованиях яичников выявляются, как правило, множественные внутриопухолевые сосуды, в то время как в доброкачественных – единичные.

В работе Н. Prompeler и соавт. [83] в доброкачественных новообразованиях среднее число визуализируемых в одной опухоли цветочных локусов составило 3, а в злокачественных – 9 ( $p < 0,0001$ ). Парадоксально, но наибольшее число сосудов (19) встретилось как в одной доброкачественной, так и в одной злокачественной опухоли.

Р. Albertis и соавт. [111] во всех обследованных злокачественных опухолях выявили кровоток по меньшей мере в 6 участках. В работе J. Alcazar и соавт. [99] среднее количество сосудов в злокачественных опухолях яичников составило  $7,5 \pm 5,5$ , в доброкачественных –  $1,4 \pm 1,4$  ( $p < 0,05$ ).

Согласно нашим наблюдениям, количество цветочных локусов (при настройке PRF около 1 кГц) в расчете на одно новообразование составляет в доброкачественных опухолях  $2,4 \pm 0,8$  (колебания от 1 до 6), в злокачественных (рис. 9.1) –  $6,4 \pm 1,8$  (колебания от 1 до 14) ( $p < 0,05$ ).

Следует добавить, что в наших исследованиях при использовании ЭД количество визуализируемых цветочных локусов резко возрастало, причем в большинстве случаев как в злокачественных, так и в доброкачественных опухолях зоны неоваскуляризации часто сливались в единое сосудистое дерево и подсчет цветочных локусов оказывался практически невозможным (рис. 9.2).

**Внутриопухолевая топография локусов неоваскуляризации.** А. Fleischer и соавт. [38] в 1991 г. первыми опубликовали результаты исследования топографии внутриопухо-

левых сосудов. Авторы разделили васкуляризацию опухолей на периферическую и центральную. Измерения, проведенные в разных участках опухолей яичников, обнаружили снижение сосудистого импеданса от периферии к центру как в доброкачественных, так и в злокачественных новообразованиях.

В дальнейшем А. Fleischer и соавт. [42] пришли к выводу, что преимущественно центральная локализация сосудов характерна для большинства солидных раковых опухолей яичников. Вместе с тем авторы не сочли возможным предлагать этот признак в качестве самостоятельного критерия малигнизации, лишь отметив необходимость его использования в комплексе с другими показателями.

А. Kurjak и соавт. [31] также полагают, что периферическую локализацию единичных сосудов следует ассоциировать с доброкачественной патологией яичников, в то время как наличие кровеносных сосудов, расположенных в центре, перегородках, папиллярных разрастаниях опухоли, – с малигнизацией.

В работе J. Alcazar и соавт. [112] при ЭД сосуды злокачественных образований визуализировались в большинстве случаев (90%) в центральной зоне, тогда как в доброкачественных – по периферии (88,6%). Результаты исследований других авторов согласуются с этими данными [97, 113].

Проведенное нами изучение топографии внутриопухолевых зон неоваскуляризации подтвердило факт преимущественно центрального кровотока в злокачественных новообразованиях (рис. 9.3) и периферического – в доброкачественных (рис. 9.4). Вместе с тем при использовании ЭД мы нередко обнаруживали кровоток в периферической части злокачественных новообразований яичников (рис. 9.5), равно как и в центральной части доброкачественных (рис. 9.6).

Очевидным прогрессом следует считать появление новой методики оценки неоваскуляризации опухолей яичников – технологии трехмерной энергетической доп-

плерографии. Н. Pairleitner и соавт. [114, 115] полагают, что данный метод может существенно помочь в качественной оценке неоваскуляризации, однако для окончательного вывода о его диагностических возможностях требуются дальнейшие исследования (рис. 9.7).

### **Индекс резистентности (табл. 9.3).**

А. Kurjak и соавт. [35] в 1992 г. впервые опубликовали данные о величине ИР: во всех исследованных ими злокачественных новообразованиях она колебалась от 0,28 до 0,4, а во всех случаях доброкачественных опухолей превышала 0,4.

В ряде исследований это подтвердилось. Например, по данным I. Такас и со-

авт. [113], F. Dambrosio и соавт. [91], Н. Schulman и соавт. [37], I. Timor-Tritsch и соавт. [51], Н. Prompeler и соавт. [83], S. Guerriero и соавт. [107], пороговые значения ИР находились в пределах 0,4–0,47.

В наших исследованиях [102] в злокачественных опухолях ИР составил  $0,35 \pm 0,03$ , в доброкачественных –  $0,60 \pm 0,03$ .

В ряде других работ получены более высокие средние пороговые значения ИР. Например, в работах М. Emoto и соавт. [6], М. Shieber и С. Sohn [116], G. Zanetta и соавт. [117], К. Hata и соавт. [76, 118], U. Hamper и соавт. [119], В.Н. Демидова и Ю.И. Липатенковой [120], Т. Udo и соавт. [121], К. Jain [78] этот порог находится в границах 0,5–0,55.

**Таблица 9.3.** Диагностическая ценность пороговых значений ИР

Авторы	Год	ЗН/ДН	Пороговое значение ИР	Ч	С	ПЦПР	ПЦОР
А. Kurjak и соавт. [12]	1991	56/624	< 0,4	96	99,8	98	99,7
Н. Vaccaro-Cerva, [122]	1991	4/17	< 0,7	100	94	80	100
А. Kurjak и I. Zalud [35]	1992	38/136	≤ 0,4	97,3	100	–	–
Н. Schulman и соавт. [37]	1992	29/54	≤ 0,4	96	95	96	95
А. Tescay и P. Jouppila [61]	1992	11/61	< 0,5	46	89	42	90
P. Gaussherand и соавт. [123]	1992	12/40	< 0,5	–	–	100	89
А. Tescay и P. Jouppila [61]	1992	11/61	< 0,6	82	72	35	96
С. Spreafico и соавт. [124]	1993	–	< 0,4	87,5	88,8	–	–
М. Kawai и соавт. [53]	1993	–	< 0,4	75	79	75	–
С. Spreafico и соавт. [124]	1993	–	≤ 0,5	88	89	–	–
G. Zanetta и соавт. [117]	1993	23/37	< 0,56	87	94	–	–
V. Shneider и соавт. [73]	1993	16/39	< 0,8	93,8	56	47	96
D. Brown и соавт. [74]	1994	–	≤ 0,4	50	96	–	–
Н. Prompeler и соавт. [82]	1994	41/42	≤ 0,5	85	77	84	–
J. Carter и соавт. [79]	1995	–	≤ 0,4	13	97	–	–
S. Stein и соавт. [110]	1995	–	< 0,4	24	90	50	73
А. Desroches и соавт. [94]	1995	–	< 0,5	94	83	71	97
Z. Maly и соавт. [97]	1995	–	< 0,6	100	57	–	–
К. Hata и соавт. [76]	1995	–	≤ 0,72	93	73	–	–
J. Carter и соавт. [79]	1995	–	≤ 0,8	94	59	–	–
I. Такас и соавт. [113]	1996	–	< 0,4	82	97,4	94	92
B. Leeners и соавт. [64]	1996	47/186	< 0,4	75	58	–	–
J. Alkazar и соавт. [99]	1996	–	≤ 0,45	96	91	80	98
B. Leeners и соавт. [64]	1996	47/186	< 0,5	50	79	–	–
S. Guerriero и соавт. [107]	1998	33/159	≤ 0,4	58	87	48	91
Собственные данные	1999	64/81	≤ 0,44	83	95	93	88

Примечание: ЗН и ДН – число наблюдений соответственно злокачественных и доброкачественных новообразований; Ч – чувствительность; С – специфичность; ПЦПР и ПЦОР – предсказательная ценность соответственно положительного и отрицательного результата.

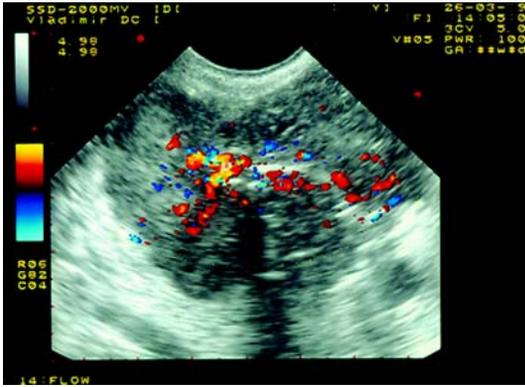


Рис. 9.3. Топография внутриопухолевого кровотока в злокачественном новообразовании. Кровоток определяется преимущественно в центральных отделах опухоли.

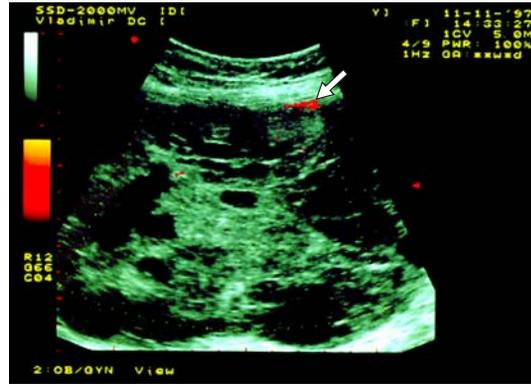


Рис. 9.4. Топография внутриопухолевого кровотока в доброкачественном новообразовании. Кровоток определяется преимущественно в периферических отделах опухоли (стрелка).



Рис. 9.5. Нетипичная топография внутриопухолевого кровотока в злокачественном новообразовании. Кровоток определяется преимущественно в периферических отделах опухоли (стрелки).

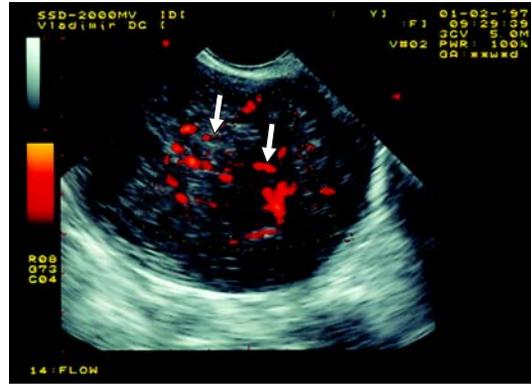


Рис. 9.6. Нетипичная топография внутриопухолевого кровотока в доброкачественном новообразовании при энергетической доплерографии. Кровоток определяется преимущественно в центральных отделах опухоли (стрелки).

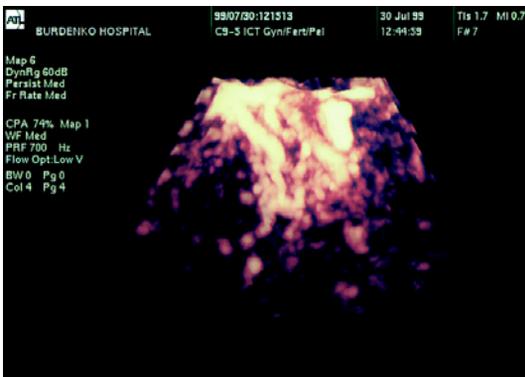


Рис. 9.7. Трехмерная энергетическая доплерограмма сосудов яичника.

Согласно результатам других исследователей, пороговое значение составляет от 0,6 до 0,7.

**Пульсационный индекс.** Наиболее низкие средние значения ПИ в злокачественных опухолях (0,45) привели I. Timog-Tritsch и соавт. [51]. В доброкачественных опухолях ПИ составил в среднем 1,15.

По данным I. Takas и соавт. [113], P. Albertis и соавт. [111], U. Hamper и соавт. [119], Z. Weiner и соавт. [48], G. Zanetta и соавт. [117], A. Fleisher и соавт. [44], M. Kawai и соавт. [52, 53], В.Н. Демидова и

Ю.И. Липатенковой [120], значения ПИ в злокачественных новообразованиях варьируют от 0,56 до 0,93, в доброкачественных – от 0,83 до 1,93.

В наших исследованиях [102] в злокачественных опухолях ПИ составил  $0,47 \pm 0,05$ , в доброкачественных –  $1,04 \pm 0,09$ .

В табл. 9.4 представлены результаты оценки диагностической значимости различных пороговых значений ПИ.

#### **Сравнительная характеристика индексов периферического сопротивления.**

I. Timor-Tritsch и соавт. [50] считают, что использование ИР в сочетании с ПИ повышает чувствительность метода до 94%, специфичность – до 99%. А. Kurjak и соавт. [29] при сочетанном использовании ИР ( $< 0,4$ ) и ПИ ( $< 0,65$ ) также получили более высокие значения чувствительности, специфичности и предсказательной ценности положительного теста – 100, 98 и 90% соответственно.

Интересны результаты исследований с противопоставлением этих индексов друг

другу. Например, при изучении 85 образований яичников А. Pascual и соавт. [47] регистрировали минимальные значения ИР и ПИ. При использовании пограничного значения ИР = 0,4 чувствительность, специфичность и предсказательная ценность положительного и отрицательного тестов составили соответственно 100, 96, 73 и 100%. Для порога ПИ = 1,0 они были равны 100, 98, 89 и 100%.

По данным К. Vairojanavong и соавт. [127], в злокачественных новообразованиях ИР  $< 0,4$  определялся в 66,6% случаев, ПИ  $< 1,0$  – в 85,7%. Авторы делают вывод, что для дифференциальной диагностики злокачественных и доброкачественных опухолей яичников более информативно использование ПИ. В то же время в исследовании I. Takas и соавт. [113] при использовании пограничных значений чувствительность и специфичность составили для ИР соответственно 82,1 и 97,4%, а для ПИ – только 59,0 и 87,2%.

А. Текау и Р. Jourpila [95] считают, что изолированно используемые ИР и ПИ не

**Таблица 9.4.** Диагностическая ценность пороговых значений ПИ

Авторы	Год	ЗН/ДН	Пороговое значение ПИ	Ч	С	ПЦПР	ПЦОР
T. Bourne [13]	1989	8/9	$< 1,5$	88	100	–	–
A. Fleisher и соавт. [44]	1991	11/32	$< 1,0$	100	83	73	100
Z. Weiner и соавт. [49]	1992	17/36	$< 1,0$	94	97	97	94
M. Kawai и соавт. [52]	1992	9/15	$\leq 1,25$	–	–	–	–
Z. Weiner и соавт. [48]	1993	4/11	$< 1,0$	–	99,8	60	–
M. Натори и соавт. [125]	1993	15/15	$< 1,0$	80	67	71	77
G. Zanetta и соавт. [126]	1993	23/37	$< 1,0$	95	89	–	–
H. Prompeler и соавт. [85]	1994	41/42	$\leq 0,7$	83	77	–	–
P. Albertis и соавт. [111]	1994	16/69	$< 1,0$	95	91	75	95
D. Brown и соавт. [74]	1994	–	$< 1,0$	100	46	–	–
Z. Maly и соавт. [97]	1995	–	$< 0,7$	86	100	–	–
S. Stein и соавт. [110]	1995	–	$< 1,0$	67	66	46	83
B. Leeners и соавт. [64]	1996	47/186	$< 0,7$	86	100	–	–
I. Takas и соавт. [113]	1996	–	$< 1,0$	59	87	84	70
B. Leeners и соавт. [64]	1996	47/186	$< 1,0$	19	94	–	–
S. Guerriero и соавт. [107]	1998	33/159	$\leq 0,8$	85	67	35	96
S. Guerriero и соавт. [107]	1998	33/159	$\leq 1,0$	88	47	25	95
Собственные данные	1999	64/81	$\leq 0,67$	81	94	91	86

Примечание: ЗН и ДН – число наблюдений соответственно злокачественных и доброкачественных новообразований; Ч – чувствительность; С – специфичность; ПЦПР и ПЦОР – предсказательная ценность соответственно положительного и отрицательного результата.

могут служить маркером злокачественности.

***Сочетанное использование индексов периферического сопротивления и других эхографических и доплерографических показателей.***

Многие авторы, не ограничиваясь показателями импеданса, применяемыми изолированно или в сочетании друг с другом, предлагают различные варианты их сочетания с классическими эхографическими критериями новообразований яичников (табл. 9.5).

J. Perhonen и J. Makinen [131], сравнивая такие критерии, как объем яичников, отсутствие гомогенности образования и значение ПИ, пришли к выводу об эффективности трансвагинальной доплерографии выявлении злокачественного процесса, добавив к этому, что само по себе ЦД не увеличивает числа неоправданных оперативных вмешательств.

S. Guerriero и соавт. [107] предлагают в качестве диагностических критериев визуализацию артериального кровотока в эхогенных зонах новообразований, в интимно прилегающих к стенкам кист эхогенных структурах толщиной более 3 мм, в неровных и утолщенных до 3 мм и более стен-

ках или перегородках. Чувствительность, специфичность, предсказательная ценность положительного и отрицательного результатов у авторов составили соответственно 100, 92, 73 и 100%.

H. Prompeleg и соавт. [84] считают, что комбинация В-метода и ЦД повышает точность диагностики у больных в постменопаузе с 84 до 90%.

Следует отметить, что в исследовании F. Strigini и соавт. [132] при использовании ИР и ПИ в комплексе с эхографическими и цветовыми доплерографическими критериями чувствительность, специфичность, предсказательная ценность положительного и отрицательного результатов не опускались ниже 58, 80, 49 и 91% соответственно, тогда как при использовании ИР и ПИ в качестве самостоятельных диагностических критериев эти показатели снижались до 13, 46, 25 и 70%.

Часть авторов достаточно аргументированно делают вывод об отсутствии каких-либо порогов и отмечают, что доплерография вообще не повышает точности выявления рака яичников по сравнению с методом обычной эхографической оценки структуры опухоли [68, 107].

**Таблица 9.5.** Диагностическая ценность сочетанных признаков

Авторы	Год	ЗН/ДН	Критерии	Ч	С	ПЦПР	ПЦОР
H. Schulman и соавт. [37]	1992	29/54	ИР ≤ 0,41 + В	90	–	90	96
A. Kurjak [29]	1992	65/657	ИР ≤ 0,40 + ЦД	90	99	94	99
K. Vairojanavong и соавт. [127]	1995	14/21	ИР < 0,4 + В	–	–	–	–
M. Djukic и соавт. [128]	1995	–	ИР < 0,4 + ЦД + В	92	99	78	99
J. Alkazar и соавт. [129]	1996	–	ИР ≤ 0,45 + В	96	98	96	98
M. Djukic и соавт. [130]	1996	–	ИР < 0,4 + В	96	–	93	–
C. Anandakumar [157]	1996	36/95	ИР ≤ 0,66 + ЦД	71	80	49	91
F. Dambrosio и соавт. [91]	1996	–	ИР ≤ 0,4 + В + ЦД	100	96	–	–
S. Guerriero и соавт. [107]	1998	33/159	ИР ≤ 0,4 + В	100	92	73	100
S. Guerriero и соавт. [107]	1998	33/159	ПИ ≤ 1,0 + В	88	87	59	97
Собственные данные	1999	64/81	ИР ≤ 0,44 + (или) MAC ≥ 19 см/с + (или) MBC ≥ 5 см/с	95	93	91	96

Примечание: ЗН – число наблюдений злокачественных новообразований; ДН – количество наблюдений с доброкачественными новообразованиями; В – эхографические критерии; ЦД – критерии цветовой доплерографии; Ч – чувствительность; С – специфичность; ПЦПР – предсказательная ценность положительного результата; ПЦОР – предсказательная ценность отрицательного результата; MAC – максимальная систолическая скорость артериального кровотока; MBC – максимальная скорость венозного кровотока.

S. Stein и соавт. [110], основываясь на 170 наблюдениях, считают, что если чувствительность при пороговом значении ИР = 0,4 составляет всего 24%, то доплерография не может быть использована в качестве надежного метода диагностики злокачественного процесса.

К такому же выводу о возможностях доплерографии пришли J. Carter и соавт. [80]. Они обследовали 228 женщин и обнаружили 88 злокачественных и 140 доброкачественных образований яичников. При использовании порога ИР = 0,4 были получены самые низкие значения чувствительности – 13% (!).

V. Leeners и соавт. [64], обследовав 233 женщин, у 186 (79,8%) выявили доброкачественные и у 47 (20,2%) – злокачественные новообразования яичников. Авторы использовали разные значения ИР и ПИ для дифференциальной диагностики злокачественных и доброкачественных опухолей. Чувствительность и специфичность составили 74,2 и 57,5% при ИР = 0,4; 50 и 78,7% при ИР = 0,5; 19,4 и 93,6% при ПИ = 1; 47,3 и 83% при ПИ = 0,7. На основании проведенных исследований авторы делают вывод, что этот метод не может быть использован для дооперационной дифференциальной диагностики злокачественных и доброкачественных опухолей яичников.

В исследованиях А. Текау и Р. Юурпила [62] подпороговые значения ИР < 0,4 определялись у 25% женщин контрольной группы, значения ПИ < 1,0 – у 80%.

В работе А. Valcamonico и соавт. [108] приводятся данные обследования 85 женщин с доброкачественными (55) и злокачественными (30) опухолями яичников. Полученные при оценке кривых скоростей кровотока значения ИР и ПИ существенно не различались. При пороговом значении ИР = 0,4 отмечена очень низкая чувствительность (40%) при высокой специфичности (98%), а в случае ПИ = 1,0 – относительно высокая чувствительность (86%) и низкая специфичность (47%). Это дало основание авторам сделать вывод о невозможности использования данных

доплерографии в качестве надежного диагностического критерия при дифференциальной диагностике злокачественных и доброкачественных опухолей яичников.

По данным В. Вауер и соавт. [133, 134], при использовании ПИ более чем у 50% женщин в пременопаузе был получен ложноположительный результат (рак яичников). В группе женщин в постменопаузе частота такого результата составила только 10%.

В. Karlan и соавт. [135, 136], Р. Schwartz и соавт. [137], V. Schneider и соавт. [73] пришли к заключению о неприменимости доплерографии в скрининговом обследовании.

Заключить данный раздел можно прекрасным обзором (32 источника) А. Текау и Р. Юурпила [62], в котором дана суммарная оценка диагностической точности доплерографии: чувствительность – от 25 до 100%, специфичность – от 46 до 100%, предсказательная ценность положительного результата – от 29 до 100%, предсказательная ценность отрицательного результата – от 63 до 100%. Авторы обзора делают вывод, что существующие пороговые уровни не имеют решающего значения для клинической практики.

Мы считаем этот вывод вполне правомочным и, более того, практически неизбежным, так как, по нашему мнению, отсутствие стандартизации доплерографических исследований (единого протокола, унифицированной схемы настройки приборов и т.д.) неизбежно приводит к подобным результатам.

Предлагаем свой небольшой обзор, с тем чтобы показать, что различие результатов (и иногда очень существенное) может быть обусловлено рядом причин:

– *опытом*: G. Vogner и соавт. [138] определили, что в группе исследователей с небольшим опытом работы в режиме ЦД чувствительность и специфичность метода составили соответственно 88 и 91%, в то время как в группе исследователей с более значительным опытом – 100 и 96%;

– *банальными погрешностями измерений*: А. Текау и Р. Юурпила [139] показали,

что при расчете ПИ в группе исследователей расхождения результатов достигали 25% , а при расчете скорости кровотока – 33%;

– *разным возрастом обследованных женщин* [17];

– *проведением исследований без учета фазы менструального цикла* [17];

– *исследованием кровотока в маточных трубах, которые ошибочно принимались за сосуды яичника* [140];

– *неучтенным приемом гормональных препаратов (особенно при обследовании пациенток в постменопаузе)* [140];

– *методом исследования (трансабдоминальное или трансвагинальное)* [17];

– *различиями в настройке и качестве ультразвуковой техники* [17];

– *отсутствием единого протокола исследований* [16]

– *различиями морфологического строения опухоли* [10, 109];

– *различиями размеров опухоли* [109].

**Максимальная скорость внутриопухолевого артериального кровотока.** Несмотря на то что еще в 1993 г. появились первые сообщения о возможности измерения скорости кровотока в новообразованиях яичников [31, 42], только в 1995 г. впервые была опубликована работа о применении максимальной систолической скорости артериального кровотока (МАС) в качестве нового дифференциально-диагностического критерия

По данным авторов этой работы К. Nata и соавт. [75, 76], МАС в доброкачественных новообразованиях яичников составила в среднем  $13,1 \pm 9,1$  см/с, в злокачественных –  $23,9 \pm 11,5$  см/с ( $p < 0,05$ ). При пороговом значении МАС, равном 16 см/с, чувствительность достигала 83,3%, специфичность – 91,6%.

J. Alkazar и соавт. [112] также обнаружили достоверную разницу значений МАС в доброкачественных и злокачественных опухолях яичников, но с иными средними значениями:  $27,3 \pm 11,8$  и  $45,3 \pm 22,6$  см/с соответственно.

В работе I. Szabo и соавт. [141], обследовавших 188 женщин с новообразованиями яичников, средние значения МАС для доброкачественных опухолей составили 21,9 см/с, для злокачественных – 40,8 см/с. Авторы не отметили достоверных различий в значениях скорости кровотока.

Величины МАС в злокачественных опухолях яичников, полученные M. Rehn и соавт. [66, 67], оказались значительно ниже –  $19 \pm 0,8$  см/с. Авторы добавляют, что ПИ уступает МАС в оценке овариального кровотока.

Ряд авторов зафиксировали еще меньшие пороговые значения МАС для злокачественных новообразований: J. Vuу и соавт. [142]  $\geq 15$  см/с, а A. Sosic и соавт. [143]  $\geq 10$  см/с.

Однако по мнению ряда других исследователей [64, 144], измерение МАС не несет дополнительной информации по сравнению с данными эхографии и показателями периферического сосудистого сопротивления.

Например, H. Prompeler и соавт. [83] при обследовании 83 пациенток в постменопаузе (41 со злокачественными и 42 с доброкачественными опухолями) использовали в качестве пограничного значения МАС  $\geq 30$  см/с. Полученный ими результат: чувствительность и специфичность – около 82 и 77% соответственно. Авторы убеждены в том, что изолированное использование МАС не обеспечивает высокой точности диагностики.

B. Leepers и соавт. [64], изучая только скорость кровотока в злокачественных опухолях, также не получили каких-либо положительных результатов. Такой же вывод о диагностическом значении МАС делают и другие исследователи.

**Средняя скорость внутриопухолевого артериального кровотока.** В 1995 г. A. Tailor и соавт. [106] сообщили об успешном (чувствительность – 88,9%, специфичность – 78,6%) использовании показателя средней скорости внутриопухолевого артериального кровотока (САС) в качестве дифферен-

циально-диагностического критерия с пороговым значением  $\geq 12$  см/с. Тем не менее в дальнейшем и эти авторы пришли к выводу о необходимости применять показатели скорости в комплексе с показателями сосудистого импеданса [145, 146].

**Максимальная скорость внутриопухолевого венозного кровотока.** Следует сразу сказать, что нам не удалось найти в доступной литературе сообщений об анализе показателей внутриопухолевого венозного кровотока в новообразованиях яичников, поэтому мы вправе считать этот показатель оригинальным. В проведенных нами исследованиях [102, 109, 147, 148] венозный кровоток был выявлен в 66% доброкачественных и 80% злокачественных опухолей. При этом максимальная скорость внутриопухолевого венозного кровотока (МВС) была равна в доброкачественных новообразованиях  $3,64 \pm 1,17$  см/с, в злокачественных  $8,53 \pm 1,07$  см/с ( $p < 0,01$ ). Чувствительность и специфичность признака составили 62,5 и 96,3% соответственно.

Заключая данный раздел, нельзя не обратить внимание на выраженные различия значений скорости кровотока. Разброс величин МАС в злокачественных опухолях в известных нам исследованиях составляет 19–45 см/с. При этом минимальные значения МАС в злокачественных опухолях оказывались в ряде случаев существенно ниже максимальных значений МАС в доброкачественных новообразованиях. Возможно, этот феномен объясняется принятой практикой не проводить коррекцию угла при измерении данного показателя (угол зависимо по существу). Возможно и то, что так проявляет себя наше незнание особенностей кровотока в различных новообразованиях. Очевидной причиной имеющих место расхождений остается отсутствие единого протокола исследований.

**Интегральный мультилокусный анализ внутриопухолевого кровотока.** Безусловно, представляет интерес поиск причин столь

противоречивой ситуации, когда одни авторы, высоко оценивая дифференциально-диагностические возможности показателей резистентности, принижают значимость показателей скорости кровотока, другие, отрицая диагностическую ценность показателей резистентности, делают вывод о целесообразности использования с этой целью показателей скорости артериального кровотока, а третьи вообще не считают доплерографию эффективным методом диагностики. Нам представляется, что мы нашли одно из решений этой задачи.

Прежде всего нами обнаружено некоторое противоречие в самой методологии оценки доплерографических показателей. С самого начала мы пошли по пути изучения всех цветовых локусов опухоли и определения в них всех доплерометрических показателей. В результате были выделены четыре основных типа цветовых локусов:

локус 1 — с наибольшим значением МАС ;

локус 2 — с минимальным значением ИР (рис. 9.8);

локус 3 — с максимальным ИР (рис. 9.9);

локус 4 — с наибольшей скоростью венозного кровотока (рис. 9.10).

При этом оказалось, что в одном и том же цветовом локусе при максимальных значениях МАС мы сталкиваемся и с максимальными значениями ИР, а если оценивается локус с минимальным значением ИР, то в нем и значения МАС оказываются существенно сниженными. В наших наблюдениях (табл. 9.6), например, в злокачественных опухолях в локусе с максимальной МАС (29,9 см/с) ИР составил 0,5. В этой же опухоли в локусе с минимальным значением ИР (0,35) и МАС была снижена до 13 см/с.

Мы убеждены в том, что в оценке внутриопухолевого гемодинамики необходимо учитывать только максимальные значения МАС и только минимальные значения ИР ( $ИР_{\min}$ ), но полученные из  $n$  а  $z$  н  $y$  х локусов. Мы уверены, что именно сравнение

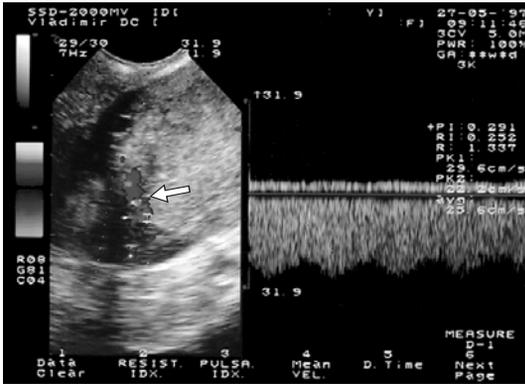


Рис. 9.8. Цветовой локус (стрелка) с минимальным значением ИР в опухоли.

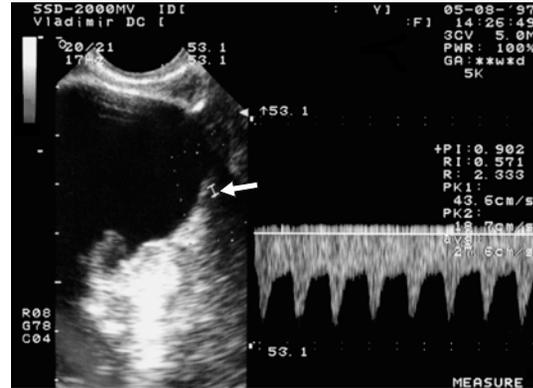


Рис. 9.9. Локус (стрелка) с максимальным значением ИР в опухоли.

показателей из одного локуса и явилось причиной перечисленных выше разногласий.

Этот метод мы назвали интегральным мультилокусным анализом внутриопухолевого кровотока и решили применить его для оценки изменения показателей доплерографии в зависимости от эхографического строения опухоли, ее размеров, морфологического строения, наличия или отсутствия в ней воспалительных изменений, а также от стадии и степени дифференцированности злокачественного процесса.

Еще одно know-how, видимо, заключается в практически полном отсутствии выраженных различий между показателя-

ми кровотока в разных локусах доброкачественных опухолей. Так, в доброкачественных опухолях разница значений МАС в локусах 1 и 2 была невелика — соответственно  $13,9 \pm 9,2$  и  $10,0 \pm 5,5$  см/с ( $p > 0,05$ ), как и значений  $ИР_{\min}$  в локусах 2 и 3 —  $0,53 \pm 0,12$  и  $0,59 \pm 0,08$  ( $p > 0,05$ ).

В то же время различия показателей кровотока в локусах 1, 2 и 3 злокачественных опухолей оказались значительно более выраженными. Например, в злокачественных новообразованиях величина МАС в локусах 1 и 2 составила соответственно  $29,9 \pm 27,6$  и  $13,0 \pm 10,4$  см/с ( $p < 0,05$ ), значение  $ИР_{\min}$  в локусах 2 и 3 —  $0,35 \pm 0,14$  и  $0,55 \pm 0,16$  ( $p < 0,05$ ).



Рис. 9.10. Локус (стрелка) с наибольшей скоростью венозного кровотока в опухоли.

*Изменение показателей доплерометрии в зависимости от эхографического строения опухоли.* Этой теме посвятили в 1996 г. свою работу А. Fleicher и соавт. [43]. В качестве диагностического критерия использовали минимальные значения ПИ. Для опухолей кистозно-солидного строения с преобладанием солидного компонента значения ПИ составили в среднем 1,4 в доброкачественных опухолях и 0,7 в злокачественных. Для преимущественно кистозных образований с солидным компонентом минимальные значения ПИ были около 1,1 в доброкачественных и 0,6 в злокачественных. В доброкачественных многокамерных кистозных образованиях средние значения ПИ равня-

**Таблица 9.6.** Общая характеристика доплерометрических показателей ( $M \pm SD$ ) в доброкачественных и злокачественных опухолях яичников

Показатель	Доброкачественные опухоли				Злокачественные опухоли			
	локус 1	локус 2	локус 3	локус 4	локус 1	локус 2	локус 3	локус 4
МАС, см/с	13,9 ± 9,2 (3,9–43,6)	10,0 ± 5,5 (3,3–22,0)	12,5 ± 7,2 (3,9–35,4)	–	29,9 ± 27,6 (3,6–182,0)	13,0 ± 10,4 (3,2–49,4)	22,9 ± 25,8 (3,6–148,0)	–
САС, см/с	8,6 ± 6,1 (2,4–27,6)	6,4 ± 3,5 (2,1–14,4)	7,6 ± 4,9 (2,4–24,6)	–	19,4 ± 15,1 (2,6–78,4)	10,4 ± 8,9 (2,5–40,1)	14,3 ± 13,6 (2,6–71,4)	–
ИР	0,58 ± 0,09 (0,42–0,77)	0,53 ± 0,12 (0,21–0,77)	0,59 ± 0,08 (0,42–0,78)	–	0,50 ± 0,19 (0,09–1,00)	0,35 ± 0,14 (0,09–0,87)	0,55 ± 0,16 (0,13–1,00)	–
ПИ	0,99 ± 0,32 (0,55–1,85)	0,86 ± 0,36 (0,23–1,85)	1,0 ± 0,31 (0,55–1,85)	0,83 ± 0,51 –	0,49 ± 0,35 (0,10–2,4)	0,94 ± 0,48 (0,10–2,20)	–	–
МВС, см/с	–	–	–	3,5 ± 2,2 (1,4–12,2)	–	–	–	8,6 ± 6,0 (2,1–45,8)

лись 1,8, в злокачественных – 0,61. В доброкачественных образованиях, имеющих вид кист, ПИ был в среднем 2,1, в злокачественных – 1,9. Исследование А. Fleicher и соавт., безусловно, интересно тем, что в нем показано существование отличий, хотя и не во всех случаях статистически достоверных, сосудистого импеданса в новообразованиях, имеющих разное строение.

В нашем исследовании в доброкачественных опухолях преимущественно эхонегативного строения (см. классификацию Российской ассоциации врачей ультразвуковой диагностики в перинатологии и гинекологии [149]) отмечена определенная тенденция к увеличению МАС в эхогенных включениях (18,1 см/с) по сравнению со стенками опухоли (12,2 см/с) и ее перегородками (10,9 см/с) (рис. 9.11).

В злокачественных новообразованиях преимущественно эхонегативного строения (см. рис. 9.11) МАС в эхогенных включениях составила 30,6 см/с, в стенках – 33,9 см/с, в перегородках – 31,7 см/с. Следует добавить, что в злокачественных новообразованиях этого типа выявлено достоверное повышение МВС в эхогенных включениях (8,9 см/с) по сравнению с перегородками (4,9 см/с).

В доброкачественных новообразованиях преимущественно эхонегативного типа

(рис. 9.12) значения  $IP_{min}$  практически не менялись, находясь в пределах 0,48–0,59 ( $p > 0,05$ ). В злокачественных новообразованиях преимущественно эхонегативного типа (см. рис. 9.12) мы отметили достоверное ( $p < 0,05$ ) снижение  $IP_{min}$  в эхогенных включениях ( $0,34 \pm 0,08$ ) по сравнению со стенками ( $0,48 \pm 0,21$ ). Обращало на себя внимание отсутствие достоверных различий ( $p > 0,05$ ) значений  $IP_{min}$  в стенках доброкачественных и злокачественных новообразований этого типа (соответственно  $0,59 \pm 0,1$  и  $0,48 \pm 0,2$ ).

В доброкачественных новообразованиях преимущественно эхопозитивного строения (рис. 9.13). МАС в зависимости от локализации практически не менялась, составив на периферии опухоли  $16,9 \pm 7,2$  см/с, в центре –  $18,2 \pm 15,9$  см/с ( $p < 0,05$ ). В злокачественных новообразованиях преимущественно эхопозитивного строения (см. рис. 9.13) также не обнаружено достоверных изменений МАС в зависимости от локализации. Отмечена только тенденция к увеличению этого показателя от периферии ( $24,5 \pm 15,2$  см/с) к центру ( $32,9 \pm 10,2$  см/с).

В доброкачественных новообразованиях преимущественно эхопозитивного строения (рис. 9.14) показатели  $IP_{min}$  в

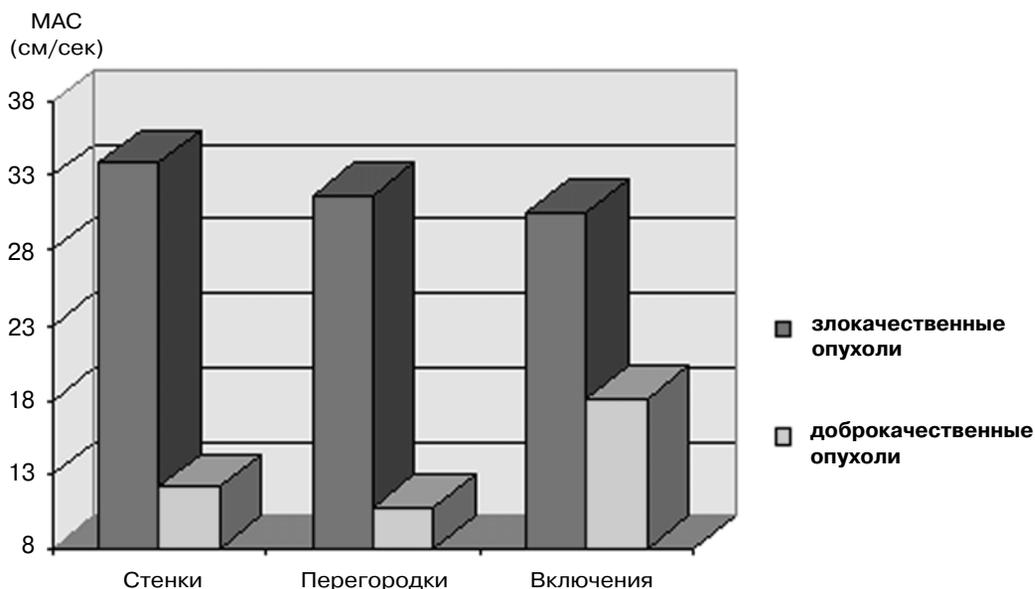


Рис. 9.11. MAC в разных цветовых локусах опухолей преимущественно эконегативной структуры.

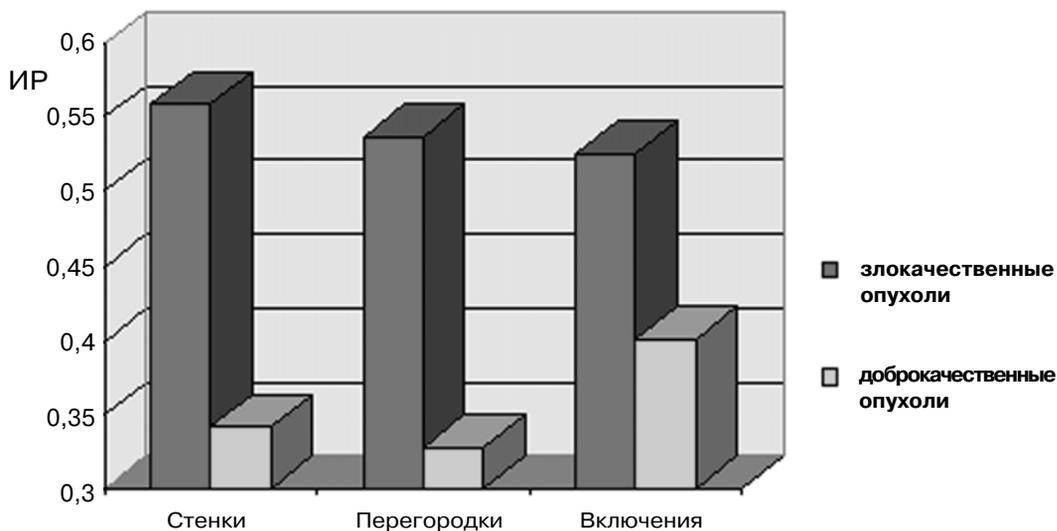


Рис. 9.12. IP<sub>min</sub> в разных цветовых локусах опухолей преимущественно эконегативной структуры.

зависимости от локализации локусов достоверно не менялся, составив  $0,53 \pm 0,02$  на периферии и  $0,45 \pm 0,12$  в центре ( $p > 0,05$ ). В злокачественных новообразованиях преимущественно экопозитивного строения (см. рис. 9.14) нами отмечено достоверное снижение IP<sub>min</sub> по периферии ( $0,32 \pm 0,11$ ) и в центре ( $0,32 \pm$

$0,11$ ) по сравнению с контуром ( $0,42 \pm 0,12$ ).

К этому можно добавить, что мы не обнаружили достоверной разницы между показателями МВС в зависимости от локализации в доброкачественных и злокачественных новообразованиях преимущественно экопозитивного типа.

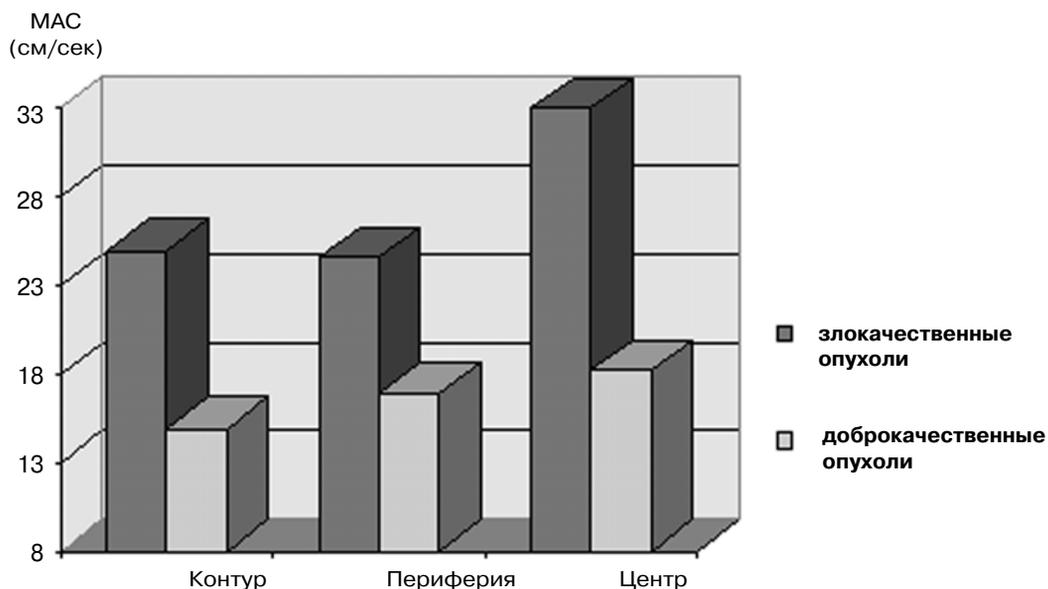


Рис. 9.13. MAC в разных топографических цветовых локусах опухолей преимущественно экзопозитивной структуры.

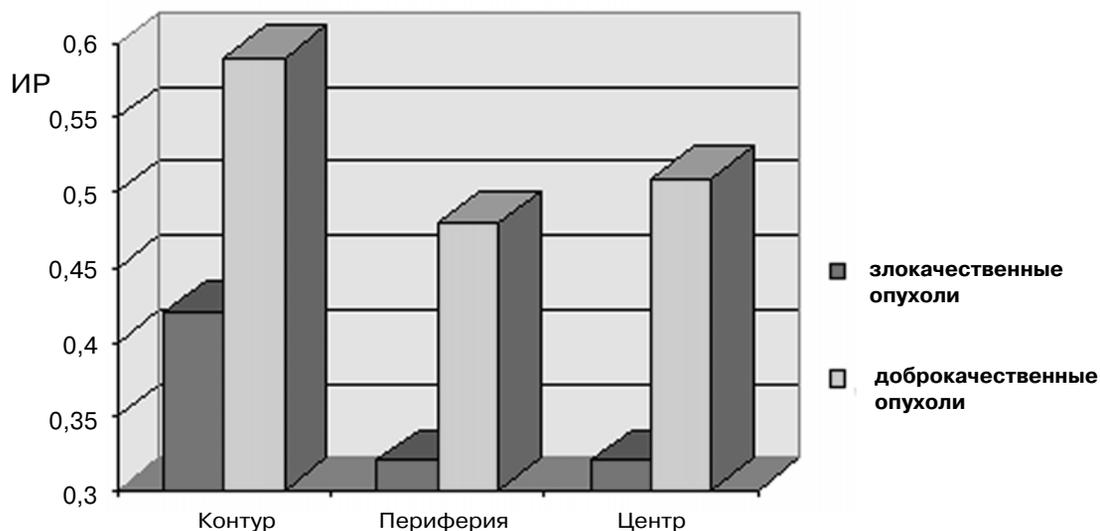


Рис. 9.14. IP<sub>min</sub> в разных топографических цветовых локусах опухолей преимущественно экзопозитивной структуры.

*Изменение показателей доплерометрии в зависимости от морфологического строения опухоли.* Еще в 1993 г. М. Наттори и соавт. [125] отметили, что значения ПИ зависят от морфологического

типа опухоли. Многочисленные исследования подтверждают это [150–154, 158].

Y. Zalel и соавт. [103], С. Exacoustos и соавт. [155], а также S. Jukic и соавт. [152]

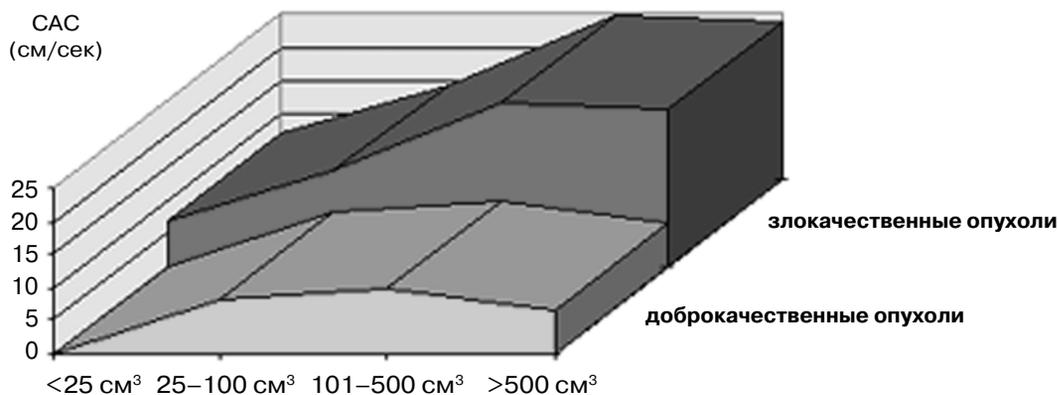


Рис. 9.15. Изменение САС в зависимости от размеров опухоли.

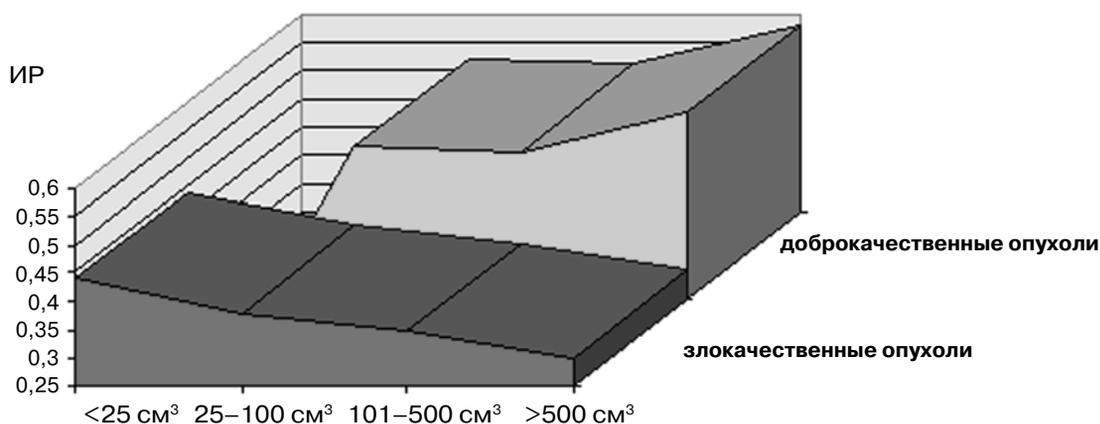


Рис. 9.16. Изменение  $IP_{\min}$  в зависимости от размеров опухоли.

считают, что своеобразным кровотоком отличаются тератомы яичников.

К. Nata и Т. Nata [75] констатировали в злокачественной опухоли Бреннера низкую скорость кровотока (6,7 см/с) и относительно высокий ИР (0,49).

По мнению G. Zanetta и соавт. [156], пограничные опухоли по гемодинамике напоминают злокачественные опухоли, а по топографии цветковых локусов — доброкачественные.

Проведенный нами анализ внутриопухолевого кровотока в зависимости от гистологического типа опухоли не обнаружил достаточных различий доплерометрических показателей как в доброкачественных, так и в злокачественных

опухолях. Мы отметили лишь незначительное повышение МАС в серьезных злокачественных опухолях ( $31,3 \pm 28,8$  см/с) и злокачественных опухолях строма полового тяжа ( $32,1 \pm 37,5$  см/с) по сравнению со злокачественными муцинозными ( $24,0 \pm 14,9$ ) и метастатическими ( $22,0 \pm 20,4$ ) опухолями. Значения  $IP_{\min}$  в злокачественных опухолях всех гистологических типов практически не различались (0,32–0,35).

**Изменение показателей доплерометрии в зависимости от размера опухоли яичников.** В наших исследованиях значения МАС в доброкачественных опухолях практически не зависели от их размеров.

В злокачественных опухолях размером более 100 см<sup>3</sup> отмечалось заметное увеличение САС (рис. 9.15).

ИР<sub>min</sub> в злокачественных опухолях имел тенденцию к снижению по мере увеличения размера опухоли (рис. 9.16), а в доброкачественных был почти постоянен, заметно увеличиваясь только в новообразованиях размером более 500 см<sup>3</sup>. Интересно, что при размере опухоли более 500 см<sup>3</sup> различия ИР<sub>min</sub> в доброкачественных и злокачественных новообразованиях приобретали характер вилки.

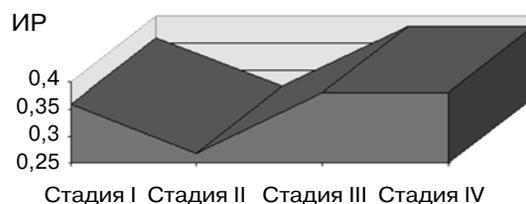
**Изменение показателей доплерометрии в зависимости от наличия или отсутствия воспалительных изменений в опухоли.** По нашим данным, в доброкачественных опухолях яичников с гнойно-некротическими изменениями имеет место достоверное ( $p < 0,05$ ) повышение МАС и снижение ИР<sub>min</sub> по сравнению с доброкачественными опухолями без гнойно-некротических процессов (табл. 9.7). Совершенно очевидно, что наличие изменений в доброкачественных опухолях является причиной установления ложноположительного диагноза рака яичника.

**Изменение показателей доплерометрии в зависимости от стадии и степени дифференцированности злокачественного процесса.** В наших исследованиях по мере прогрессирования злокачественного процесса обнаружена тенденция ( $p > 0,05$ ) к снижению МАС. Наряду с этим отмечено достоверное снижение ИР<sub>min</sub> во II стадии по сравнению с I стадией ( $0,27 \pm 0,04$  и  $0,36 \pm 0,06$  соответственно) (рис. 9.17).

При анализе доплерометрических показателей в зависимости от степени дифференцированности злокачественных опухолей обнаружено достоверное повышение МАС в низкодифференцированных опухолях ( $30,5 \pm 16,9$  см/с) по сравнению с высокодифференцированными ( $20,5 \pm 13,7$  см/с), а также выявлена тенденция ( $p > 0,05$ ) к снижению ИР<sub>min</sub> в низкодифференцированных ( $0,35 \pm 0,12$ ) и

**Таблица 9.7.** Показатели внутриопухолевого кровотока в зависимости от отсутствия (А) или наличия (Б) гнойно-некротических изменений в доброкачественных новообразованиях яичников (М ± SD)

Показатель	А (n=39)	Б (n=5)
МАС, см/с	12,9 ± 7,5	25,8 ± 25,1
ИР <sub>min</sub>	0,55 ± 0,09	0,29 ± 0,03
МВС, см/с	3,5 ± 2,3	4,0 ± 0,6



**Рис. 9.17.** Изменение ИР<sub>min</sub> в зависимости от стадии онкологического процесса.

недифференцированных ( $0,34 \pm 0,12$ ) опухолях по сравнению с высокодифференцированными ( $0,44 \pm 0,27$ ) (рис. 9.18).

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Подводя итог, можно с уверенностью констатировать, что в целом для доброкачественных опухолей яичников характерны низкая скорость и высокая резистентность артериального внутриопухолевого кровотока, тогда как для злокачественных – высокая скорость и низкая резистентность.

При этом для эффективной дифференциальной диагностики доброкачественных и злокачественных опухолей яичников мы считаем оптимальным сочетанное использование разработанных нами пороговых значений показателей: МАС  $\geq 19,0$  см/с, ИР<sub>min</sub>  $\leq 0,44$ , МВС  $\geq 5,0$  см/с. При комплексном использовании этих критериев для дифференциальной диагностики доброкачественной и злокачественной патологии чувствительность метода достигала 95,3 %.

В доброкачественных новообразованиях яичников важной особенностью кровотока является монотонность значений

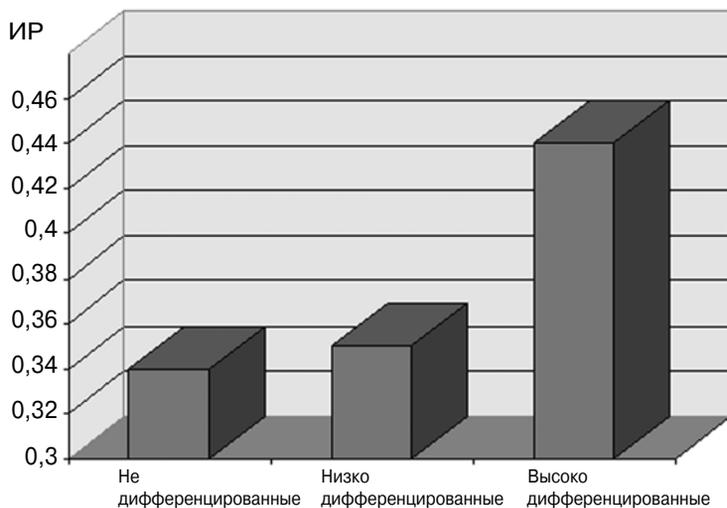


Рис. 9.18. Изменение  $IP_{\min}$  в зависимости от дифференцированности онкологического процесса.

доплерометрических показателей. Для злокачественных опухолей характерна их значительная вариабельность.

Для доброкачественных новообразований нехарактерно достоверное изменение доплерометрических показателей в зависимости от гистологического типа и размера опухоли, а также от локализации внутриопухолевых цветовых локусов.

При возникновении гнойно-некротических изменений доброкачественным новообразованиям свойственны высокая скорость и снижение резистентности артериального кровотока, что может являться причиной установления ложноположительного диагноза рака яичников.

При ЦД злокачественную опухоль яичника отличают большее количество сосудов, преимущественно центральное расположение зон васкуляризации, наличие множественных цветовых локусов в перегородках и экзогенных пристеночных включениях.

Для злокачественных новообразований характерны: 1) увеличение скорости артериального и венозного кровотока, а также снижение резистентности артериального кровотока в зависимости от размера опухоли; 2) снижение резис-

тентности артериального кровотока от периферии к центру опухоли; 3) снижение скорости артериального и венозного кровотока, а также понижение резистентности артериального кровотока по мере прогрессирования злокачественного процесса; 4) увеличение скорости и снижение резистентности артериального кровотока в зависимости от степени дифференцированности злокачественного процесса; 5) более высокая максимальная скорость внутриопухолевого венозного кровотока по сравнению с

доброкачественными новообразованиями.

Отсутствие внутриопухолевого кровотока позволяет исключить злокачественный процесс.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Folkman J., Long D., Becker F. Growth and metastasis of tumor in jrgan culture // *Tumor Res.* 1963. V.16. P. 453–467.
2. Folkman J. Tumor angiogenesis // *Adv. Cancer Res.* 1985. V. 43. P. 175–200.
3. Folkman J., Watson K., Ingber D. Induction of angiogenesis during the transition from hyperplasia to neoplasia // *Nature.* 1989. V. 339. P. 58–61.
4. Reynolds K., Farzanex F., Collins W. at al. Correlation of ovarian cancer malignancy with expression of platelet-derived endothelial cell growth factor // *J. Natl. Cancer Inst.* 1994. V. 86. P. 1234–1238.
5. Emoto V., Kawarabayashi T., Iwasaki K. et al. Different angiogenetic natures between benign and malignant ovarian tumors // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1996. V. 8. Suppl. 1. P. 116.
6. Emoto M., Kawarabayashi T., Eguchi F. et. al. Transvaginal color Doppler sonography in the diagnosis of ovarian tumors // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1995. V. 6. Suppl. 2. P. 173.

7. Медведев М.В., Куница И.М. Цветовое доплеровское картирование в онкогинекологии // Ультразвук. Диагн. Акуш. Гин. Педиат. 1994. № 1. С. 26–35.
8. Kurjak A., Zalud I., Jurkovic D. et al. Transvaginal color Doppler for the assessment of pelvic circulation // Acta Obstet. Gynecol. Scand. 1989. V. 68. P. 131–135.
9. Bourne T., Campbell S., Steer C. et al. Transvaginal color flow imaging: a possible screening technique for ovarian cancer // Br. Med. J. 1989. V. 299. P. 13670.
10. Hata T., Hata K., Senoh D. et al. Doppler ultrasound assessment of tumor vascularity in gynecologic disorders // J. Ultrasound Med. 1989. V. 8. P. 309–314.
11. Kurjak A., Zalud I., Alfirevic Z. et al. The assessment of abnormal pelvic blood flow by transvaginal color Doppler // Ultrasound Med. Biol. 1991. V. 16. P. 437–442.
12. Kurjak A., Zalud I., Alfirevic Z. Evaluation of adnexal masses with transvaginal color ultrasound // J. Ultrasound Med. 1991. V. 10. P. 295.
13. Bourne T. Transvaginal color Doppler in gynecology // Ultrasound Obstet. Gynecol. 1991. V. 1. P. 359–373.
14. Hata K. Transvaginal color Doppler examination for evaluation of the benign or malignant nature of ovarian tumors // Announcement in the 2nd Abdominal Doppler Study Meeting of the Japan Society of Ultrasonics in Medicine. 1991.
15. Levine D., Feldstein V.A., Babcock C.J. et al. Sonography of ovarian masses: poor sensitivity of resistive index for identifying malignant lesions // Am. J. Roentgenol. 1994. V. 162. № 6. P. 1355–1359.
16. Kurjak A., Zalud I. Transvaginal color Doppler for different diagnosis between benign and malignant ovarian tumors // Br. Med. J. 1990. V. 30. P. 243–245.
17. Kurjak A. Conflicting Doppler data on the assessment of pelvic tumors vascularity // Eur. J. Obstet. Gynecol. Reprod. Biol. 1995. V. 62. P. 1–2.
18. Kurjak A. Screening for pelvic malignancy: how to reduce false positives // Program of 7<sup>th</sup> Congress on Ultrasound Obstet. Gynecol. 1997. P. 96.
19. Kurjak A. Significance of color Doppler and velocimetry in diagnosis of ovarian malignancy // Ultrasound Obstet. Gynecol. 1995. V. 6. Suppl. 2. P. 16.
20. Kurjak A. Transvaginal Color Doppler. L.: Parthenon Publ. Gr., 1990.
21. Kurjak A. Transvaginal color Doppler is reliable in detecting ovarian malignancy // Ultrasound. Obstet. Gynecol. 1996. V. 8. Suppl. 1. P. 20.
22. Kurjak A., Jurkovic D., Alfirevic Z. et al. Transvaginal color Doppler Imaging // J. Clin. Ultrasound. 1990. V. 18. P. 227–234.
23. Kurjak A., Kupesic S. Color Doppler imaging for the detection of ovarian malignancy is reliable // Ultrasound Obstet. Gynecol. 1996. V. 7. № 5. P. 380–383.
24. Kurjak A., Kupesic S. Scoring system for prediction of ovarian endometriosis based on transvaginal color and pulsed Doppler sonography // Fertil. Steril. 1994. V. 62. № 1. P. 81–88.
25. Kurjak A., Kupesic S. The value of transvaginal color Doppler in preoperative assessment of ovarian tumors of borderline malignancy // Ultrasound Obstet. Gynecol. 1994. V. 4. Suppl. 1. P. 51.
26. Kurjak A., Kupesic S. Transvaginal color Doppler and pelvic tumor vascularity: lessons learned and future challenges // Ultrasound Obstet. Gynecol. 1995. V. 6. № 2. P. 145–159.
27. Kurjak A., Kupesic S., Goldenberg M., Skenderovic S. Prelaparoscopic evaluation of adnexal masses by transvaginal color and pulsed Doppler // Ultrasound Obstet. Gynecol. 1996. V. 8. Suppl. 1 P. 191.
28. Kurjak A., Lukic S., Kupesic S. A combined Doppler and morphopathological study of ovarian tumors // Eur. J. Obstet. Gynecol. Reprod. Biol. 1997. V. 71. P. 147–150.
29. Kurjak A., Predanic M. New scoring system for prediction of ovarian malignancy based on transvaginal color Doppler sonography // J. Ultrasound Med. 1992. V. 11. № 12. P. 631–638.
30. Kurjak A., Predanic M. Ovarian cancer screening // Curr. Opin. Obstet. Gynecol. 1994. V. 6. № 1. P. 67–74.
31. Kurjak A., Predanic M., Kupesic-Urek S., Jukic S. Transvaginal color and pulsed Doppler

- assessment of adnexal tumor vascularity // *Gynecol. Oncol.* 1993. V. 50. P. 3–9.
32. Kurjak A., Schulman H., Sosic A. Transvaginal ultrasound, color flow, and Doppler waveform of the postmenopausal adnexal mass // *Obstet. Gynecol.* 1992. V. 80. № 6. P. 917–921.
33. Kurjak A., Shalan H., Malyevic R., Predanic M., Kupesic-Urek S. Stage I ovarian cancer by transvaginal color Doppler sonography: a report of 18 cases // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1993. V. 3. № 3. P. 195–198.
34. Kurjak A., Shalan S., Kupesic S. et al. Transvaginal color Doppler sonography in the assessment of pelvic tumor vascularity // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1993. V. 3. P. 137–154.
35. Kurjak A., Zalud I. Ultrasound assessment of adnexal masses // *Color Doppler imaging in obstetrics and gynecology* / Jaffe R., Warsof S.L., McGraw-Hill, 1992. P. 265–282.
36. Kurjak A., Zalud I., Crvenkovic G. The assessment of pelvic circulation by transvaginal color Doppler // *Ultrasound Med. Biol.* 1990. V. 17. P. 116–121.
37. Shulman H., Sosic A., Shalan H. Transvaginal ultrasound, color flow and Doppler waveform of the postmenopausal adnexal mass // *Obstet. Gynecol.* 1992. V. 80. № 6. P. 917–921.
38. Fleischer A., Campbell S., Rao B. et al. Assessment of ovarian tumor vascularity with transvaginal color Doppler sonography // *J. Ultrasound Med.* 1991. V. 10. P. 563–568.
39. Fleischer A.C. Color Doppler sonography of ovarian masses: correlation with histomorphology // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1996. V. 5. Suppl. 1. P. 23.
40. Fleischer A.C. Resistance versus pulsatility index // *J. Ultrasound Med.* 1993. V. 3 P. 173–174.
41. Fleischer A.C., Cullinan J.A., Peery J. et al. Early detection of ovarian carcinoma with transvaginal color Doppler ultrasonography // *Am. J. Obstet. Gynecol.* 1996. V. 174. P. 101–106.
42. Fleischer A.C., Rodgers W.H., Kepple D.M. et al. Color Doppler sonography of ovarian masses: a multiparameter analysis // *J. Ultrasound Med.* 1993. V. 12. P. 41–48.
43. Fleischer A.C., Cullinan J.A., Jones H.W., Page D.L. Correlation of histomorphology of ovarian masses with color Doppler sonography // *Ultrasound. Med. Biol.* 1996. V. 22. P. 555–559.
44. Fleisher A., Rodgers W., Rao B. et al. Assessment of ovarian tumor vascularity with transvaginal color Doppler sonography // *J. Ultrasound Med.* 1991. V. 10. P. 563–568.
45. Fleisher A.C., Cullinan J.A., Jones H.W. et al. Serial assessment of adnexal masses with transvaginal color Doppler sonography // *J. Ultrasound Med. Biol.* 1995. V. 21. № 4. P. 435–441.
46. Fleisher A.C., Cullinan J.A., Kepple D.M., Williams L.L. Conventional and color Doppler transvaginal sonography of pelvic masses: a comparison of relative histologic specificities // *J. Ultrasound Med.* 1993. V. 12. P. 705–712.
47. Pascual A., Carreras O., Hereter L. et al. Can benign and malignant lesions differentiated with color Doppler? // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1994. V. 4. Suppl. 1. P. 69.
48. Weiner Z., Beck D., Shteiner M. et al. Screening for ovarian cancer in women with breast cancer with transvaginal sonography and color flow imaging // *J. Ultrasound Med.* 1993. V. 12. № 7. P. 387–393.
49. Weiner Z., Thaler I., Beck D. et al. Differentiating malignant from benign ovarian tumors with transvaginal color flow imaging // *Obstet. Gynecol.* 1992. V. 79. P. 159–162.
50. Timor-Tritsch I.E., Lerner J.P., Monteagudo A., Santos R. Transvaginal ultrasonographic characterization of ovarian masses by means of color flow-directed Doppler measurements and a morphologic scoring system // *Am. J. Obstet. Gynecol.* 1993. V. 168. P. 909–913.
51. Timor-Tritsch I.E., Lerner J.P., Monteagudo A. et al. Transvaginal ultrasonographic characterization of ovarian masses using color flow-directed Doppler measurements // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1992. V. 2. Suppl. 1. P. 171.
52. Kawai M., Kano T., Kikkawa F. et al. Transvaginal Doppler ultrasound with color flow imaging in the diagnosis of ovarian cancer // *Obstet. Gynecol.* 1992. V. 79. P. 163–167.
53. Kawai M., Kikkawa F., Ishikawa H. et al. Differential diagnosis of ovarian tumors by transvaginal color-pulse Doppler sonography // *Gynecol. Oncol.* 1994. V. 54. № 2. P. 209–214.
54. Bourne T., Campbell S., Reynolds K. et al. Screening for early familial ovarian cancer with transvaginal ultrasonography and colour blood

- flow imaging // *Brit. Med. J.* 1993. V. 306. P. 1025–1029.
55. Bourne T.H. Should clinical decisions be made about ovarian masses using transvaginal color Doppler? // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1994. V. 4. № 5. P. 357–360.
56. Bourne T.H., Taylor A., Hacket E. et al. Familial ovarian cancer screening using vaginal ultrasound color Doppler, and the limited role of CA–125 // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1995. V. 6. Suppl. 2. P. 33.
57. Jeng C.J., Lin S.Y., Wang K.L. et al. Transvaginal color Doppler sonography in the prediction of adnexal malignancy // *Ultrasound Med. Biol.* 1994. V. 20. P. 180.
58. Caruso A., Caforio L., Testa A.C. et al. Transvaginal color Doppler ultrasonography in the presurgical characterization of adnexal masses // *Gynecol. Oncol.* 1996. V. 63. P. 184–191.
59. Пыас М., Куржак А., Купесич С. Advanced ovarian carcinoma – follow up with transvaginal color Doppler // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1995. V. 6. Suppl. 2. P. 104.
60. Зыкин Б.И. Ультразвуковая диагностика в гинекологии. Атлас. М.: Видар, 1994.
61. Tekay A., Jouppila P. Validity of pulsatility and resistance indices in classification of adnexal tumors with transvaginal color Doppler ultrasound // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1992. V. 2. P. 338–344.
62. Tekay A., Jouppila P. Controversies in assessment of ovarian tumors with transvaginal color Doppler ultrasound // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1996. V. 8. Suppl. 1. P. 203.
63. Bromley B., Goodman H., Benacerraf B.R. Comparison between sonographic morphology and Doppler waveform for the diagnosis of ovarian malignancy // *J. Obstet. Gynecol.* 1994. V. 84. P. 434–437.
64. Leeners B., Funk A., Schroder W. et al. The current role of coloured doppler sonography in the preoperative evaluation of adnexal masses: pulsatility index (PI), resistance index (RI) and peak velocity (Vmax) // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1996. V. 8. Suppl. 1. P. 226.
65. Leeners B., Schild R., Funk A., Rath W. Pulsatility index (PI), resistance index (RI), peak velocity (Vmax), or S/D-ratio: which parameter shows best results for preoperative approximation of histology in adnexal masses? // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1995. V. 5. Suppl. 1. P. 25.
66. Rehn M., Lohmann K., Rempen A. Transvaginal ultrasonography of pelvic masses: evaluation of B-mode technique and Doppler ultrasonography // *Am. J. Obstet. Gynecol.* 1996. V. 175. P. 97–104.
67. Rehn M., Sutterin M., Muller T. Transvaginal color Doppler sonography of adnexal masses: comparison of flow velocity profiles in tumor vessels and unaffected ovaries // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1996. V. 8. Suppl. 1. P. 220.
68. Valentin L. Gray scale sonography, subjective evaluation of the color Doppler image and measurement of blood flow velocity for distinguishing benign and malignant tumors of suspected adnexal origin // *Eur. J. Obstet. Gynecol. Reprod. Biol.* 1997. V. 72. P. 63–72.
69. Valentin L. Update on gynecological cancer screening and diagnosis // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1996. V.8. Suppl.1. P. 157.
70. Platt L. Карцинома яичника. Значение ультразвукового скрининга в ранней диагностике // V съезд Российской ассоциации ультразвуковой диагностики в перинатологии и гинекологии. I Российский семинар Международного общества ультразвуковой диагностики в акушерстве и гинекологии (ISUOG) 15-17 июня 1998 г. Санкт-Петербург, 1998. С. 43–47.
71. Platt L.D. Ovarian cancer screening: the Los Angeles experience // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1994. V. 4. Suppl. 1. P. 92.
72. Platt L.D., Karlan B.Y., Lopez E. et al. Color Doppler and evaluation of ovarian masses // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1996. V. 8. Suppl. 1. P. 243.
73. Shneider V., Shneider A., Reed K. et al. Comparison of Doppler with two-dimensional sonography and CA-125 for prediction of malignancy of pelvic masses // *Obstet. Gynecol.* 1993. V. 81. P. 983–988.
74. Brown D.L., Frates M.C., Laing F.C. et al. Ovarian masses: can benign and malignant lesions be differentiated with color and pulsed Doppler US? // *Radiology.* 1994. V. 190. № 2. P. 333–336.

75. Hata K., Hata T. Intratumoral blood flow analysis in ovarian cancer: what does it mean? // *J. Ultrasound Med.* 1996. V. 15. № 1. P. 571–575.
76. Hata K., Hata T., Kitao M. Intratumoral peak systolic velocity as a new possible predictor for detection of adnexal malignancy // *Am. J. Obstet. Gynecol.* 1995. V. 172. № 5. P. 1496–1500.
77. Hata K., Hata T., Kitao M. Objective evaluation of adnexal tumors with transvaginal gray-scale and Doppler ultrasound // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1995. V. 6. Suppl. 2. P. 15.
78. Jain K.A. Prospective evaluation of adnexal masses with endovaginal gray-scale and duplex and color Doppler US: correlation with pathologic findings // *Radiology.* 1994. V. 191. № 1. P. 63–67.
79. Carter J.R., Lau M., Fowler J.M. et al. Blood flow characteristics of ovarian tumors: implications for ovarian cancer screening // *Am. J. Obstet. Gynecol.* 1995. V. 172. № 3. P. 901–907.
80. Carter J.R., Saltzman A., Hartenbach E. et al. Flow characteristics in benign and malignant gynecologic tumors using transvaginal color flow Doppler // *J. Obstet. Gynecol.* 1994. V. 83. P. 125–130.
81. Prompeler H.J., Madjar H., Sauerbrei W. Classification of adnexal tumors by transvaginal color Doppler // *Gynecol. Oncol.* 1996. V. 61. P. 354.
82. Prompeler H.J., Madjar H., Sauerbrei W. et al. Quantitative flow measurements for classification of ovarian tumors by transvaginal color Doppler sonography in postmenopausal patients // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1994. V. 4. № 5. P. 406–413.
83. Prompeler H.J., Madjar H., Sauerbrei W. et al. Transvaginale Farbdopplersonographie bei Ovarialtumoren // *Geburt. Frauenh.* 1994. T. 54. S. 216–221.
84. Prompeler H.J., Madjar H., Sauerbrei W., Lattermann U., Pfeleiderer A. Kombinierte Beurteilung von Ovarialtumoren mit transvaginaler B-Bild und Farbdoppler-Sonographie // *Geburt. Frauenh.* 1996. T. 56. S. 345–350.
85. Prompeler H.J., Madjar H., Sauerbrei W., Pfeleiderer A. Quantitative flow criteria for classification of ovarian tumors by transvaginal color Doppler sonography // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1994. V. 4. Suppl. 1. P. 213.
86. Bonilla-Musoles F., Ballester M.J., Simon C. et al. Is avoidance of surgery possible in patients with perimenopausal ovarian tumors using transvaginal ultrasound and duplex color Doppler sonography // *J. Ultrasound Med.* 1993. V. 12. P. 33–39.
87. Exacoustos C., Mosciatti L., Benvenuto P. et al. Accuracy of transvaginal sonography and color Doppler in identifying malignant adnexal masses // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1995. V. 5. Suppl. 1. P. 27.
88. Exacoustos C., Tallone E., Carusotti C. et al. Transvaginal sonographic and color flow Doppler appearance of low malignant potential ovarian tumors // *Book of Abstracts of Sixth World Congress on Ultrasound in Obstetrics and Gynecology.* Washington, DC, 1997. P. 124.
89. Goldstein S.R., Timor-Tritsch I.E. *Ultrasound in Gynecology.* NY: Churchill Livingstone Inc, 1995.
90. Antonic J., Rakar S. Colour and pulsed Doppler US and tumor marker CA 125 in differentiation between benign and malignant ovarian masses // *Anticancer Res.* 1995. V. 15. P. 1527–1532.
91. Dambrosio F., Bussacca M., Candiani M. B-mode Color and color Doppler sonography of ovarian lesions // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1996. V. 8. Suppl. 1. P. 100.
92. Schulman H., Sosic A., Zalud I., Shalan H. Transvaginal ultrasound, color flow and Doppler waveform of the postmenopausal adnexal mass // *Obstet. Gynecol.* 1992. V. 80. P. 917–921.
93. Salle B., Gaucherand P., Ecochard R., Rudigoz R.C. Transvaginal color Doppler in assessment of pelvic tumor vascularity // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1994. V. 4. Suppl. 1. P. 59.
94. Desroches A., Mekari B., Megier P. Interest of color Doppler and pulsed Doppler in differential diagnosis between benign and malignant tumors of ovary // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1995. V. 6. Suppl. 2. P. 102.
95. Tekay A., Jouppila P. Transvaginal color Doppler evaluation of blood flow in benign ovarian tumors and normal ovaries during the follicular phase // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1995. V. 5. Suppl. 1. P. 26.
96. Chou C.Y., Chang C.H., Yao B.L. et al. Color Doppler ultrasonography and serum CA 125

- in the differentiation of benign and malignant ovarian tumors // *J. Clin. Ultrasound*. 1994. V. 22. № 8. P. 491–496.
97. Maly Z., Riss P., Deutinger J. Localization of blood vessels and qualitative assessment of blood flow in ovarian tumors // *Obstet. Gynecol*. 1995. V. 85. № 1. P. 33–36.
98. Pascual M.A., Hereter L., Tresserra F. et al. Transvaginal sonographic appearance of functional ovarian cysts // *Hum. Reprod*. 1997. V. 12. P. 1246–1249.
99. Alcazar J., Jurado M., Rovira J. Role of Color Velocity imaging and pulsed doppler ultrasonography to differetiate benign from malignant adnexal vasses // *Ultrasound Obstet. Gynecol*. 1996. V. 8. Suppl. 1. P. 41.
100. Lissoni A., Dordoni D., Ferrazzi E. et al. Transvaginal color Doppler ultrasound in small adnexall masses: a multicenter study // *Book of Abstracts of Sixth World Congress on Ultrasound in Obstetrics and Gynecology*. Washington, DC, 1997. P. 123.
101. Чернова Т.В., Ефремова И.Ю. Значение цветового доплеровского картирования и индекса резистентности в диагностике опухолей яичников // *Ультразвук. Диагн*. 1997. № 4. С. 35.
102. Boulanov M.N., Zykin B.I. Velocity of intratumoral venous bloodflow in benign and malignant ovarian tumors // *Program of 7th Congress on Ultrasound Obstet. Gynecol*. 1997. P. 145.
103. Zalel Y., Caspi B., Tepper R. Doppler flow characteristics of dermoid cysts: unique appearance of struma ovarii // *J. Ultrasound Med*. 1997. V. 16. № 5. P. 355–358.
104. Зыкин Б.И., Буланов. М.Н. Ультразвуковая ангиография // *Медицинская визуализация*. 1996. № 2. С. 4–13.
105. Crvenkovic G., Platt L.D. Color and Power Doppler sonography assessment of ovarian blood flow // *Ultrasound Obstet. Gynecol*. 1996. V. 8. Suppl. 1. P. 97.
106. Tailor A., Jurkovic D., Bourne T.H. et al. Comparison of blood flow indices for the diagnosis of ovarian cancer using color Doppler imaging and color Doppler energy // *Ultrasound Obstet. Gynecol*. 1995. V. 6. Suppl. 2. P. 16.
107. Guerriero S., Ajoss S., Risalvato A. et al. Diagnosis of adnexal malignancies by using color Doppler energy imaging as a secondary test in persistent masses // *Ultrasound. Obstet. Gynecol*. 1998. V. 11. № 4. P. 277–283.
108. Valcamonico A., Dordoni D., Zaglio S., Guandalini F. How useful is color Doppler study to distinguish benign from malignant ovarian masses // *Ultrasound Obstet. Gynecol*. 1994. V. 4. Suppl. 1. P. 59.
109. Буланов М.Н. Значение трансвагинальной цветовой доплерографии в сочетании с импульсной доплерометрией для дифференциальной диагностики доброкачественных и злокачественных новообразований яичников: Автореф. дисс. ... канд. мед. наук. М., 1999.
110. Stein S.M., Laifer-Narin S., Johnson M.B. et al. Differentiation of benign and malignant adnexal masses: relative value of gray-scale, color Doppler, and spectral Doppler sonography // *Am. J. Roentgenol*. 1995. V. 164. № 2. P. 381–386.
111. Albertis P., Serafini G., Cavallo A. et al. Eco-color-Doppler e valutazioni flussimetriche nei tumori ovarici nelle pazienti nell'eta postmenopausale // *Radiol. Med. Torino*. 1994. V. 87. P. 488–492.
112. Alcazar J.L., Jurado M., Ruiz M.L. et al. Use of logistic model to predict adnexal malignancy based on patient's age, sonographic characteristics, color Doppler findings and CA-125 levels // *Program of 7th Congress on Ultrasound Obstet. Gynecol*. 1997. P. 142.
113. Takac I., Arko D., Gavric V. et al. Color Doppler ultrasound of the ovarian tumors // *Ultrasound Obstet. Gynecol*. 1996. V. 8. Suppl. 1. P. 35.
114. Pairleitner H., Steiner H., Bogner G. et al. Quantification of perfusion and vascularisation using power Doppler sonography in adnexal masses // *Program of 7th Congress on Ultrasound Obstet. Gynecol*. 1997. P. 92.
115. Pairleitner H., Steiner H., Hasenoehrl G. et al. Three dimensional power Doppler sonography in ovarian tumors reproducibility of scanning and computer analyses // *Program*

- of 7<sup>th</sup> Congress on Ultrasound Obstet. Gynecol. 1997. P. 118.
116. Shieber M., Sohn C. Sonographic diagnosis of blood flow in tumors of uterus and ovary - a help in diagnosis? // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1995. V. 6. Suppl. 2. P. 104.
117. Zanetta G., Della Valle C., Trio D. et al. Usefulness of Color Doppler ultrasound in discriminating benign from malignant ovarian masses before surgery // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1993. V. 3. Suppl. 1. P. 21.
118. Hata H., Hata K. Manabe A. et al. A critical evaluation of transvaginal Doppler studies, transvaginal sonography, magnetic resonance imaging, and CA-125 in detection ovarian cancer // *Obstet. Gynecol.* 1992. V. 80. P. 922–926.
119. Hamper U.M., Sheth S., Abbas F.M. et al. Transvaginal color Doppler sonography of adnexal masses: differences in blood flow impedance in benign and malignant lesions // *Amer. J. Radiol.* 1993. V. 160. P. 1225–1228.
120. Демидов В.Н., Липатенкова Ю.И. Оценка информативности компьютерного анализа внутриорганный кровотока при дифференциации опухолей яичников // V съезд Российской ассоциации ультразвуковой диагностики в перинатологии и гинекологии. I Российский семинар Международного общества ультразвуковой диагностики в акушерстве и гинекологии (ISUOG) 15-17 июня 1998 г. Санкт-Петербург, 1998. С. 73.
121. Udo T., Emoto M., Makino Y. Characteristics of the intratumoral blood flow in borderline ovarian tumors // *Ultrasound. Obstet. Gynecol.* 1996. V. 8. Suppl. 1. P. 115.
122. Vaccaro-Cerva H., Amor-Lillo F. Evaluacion de masas ovaricas con Doppler color transabdominal // *Rev. Chil. Obstet. Ginecol.* 1991. V. 56. P. 194–198.
123. Gausherand P., Auberson G., Rudigoz R. et al. Malignant and benign ovarian cysts and transvaginal color flow imaging // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1992. V. 2. Suppl. 1. P. 105.
124. Spreafico C., Frigerio L., Lanocita R. et al. Color-Doppler ultrasound in ovarian masses: anatomo-pathologic correlation // *Tumor.* 1993. V. 79. P. 262–267.
125. Натори М., Коуно Х., Нозава Ш. Анализ кривых скоростей кровотока в диагностике рака яичников // *Ультразвук. Диагн. Акуш. Гин. Педиат.* 1993. № 3. С. 65–72.
126. Zanetta G., Trio D., Lissoni A. et al. Early and short-term complications after US-guided puncture of gynecologic lesions: evaluation after 1,000 consecutive cases // *Radiology.* 1993. V. 189. P. 161–164.
127. Vairojanavong K., Karnchanawat S., Sirichar-eonthai S. Ovarian tumor: comparison of morphology, resistance index and pulsatility index // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1995. V. 6. Suppl. 2. P. 15.
128. Djukic M., Markovic A., Jurisic A. et al. Diagnostic value of color Doppler ultrasonography in detection of ovarian malignancies // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1995. V. 6. Suppl. 2. P. 103.
129. Alcazar J.L., Ruiz-Perez M.L., Errasti T. Transvaginal color Doppler sonography in adnexal masses: which parameter performs best? // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1996. V. 8. № 2. P. 114–119.
130. Djukic M., Jurisic A., Markovic A. et al. Color Doppler ultrasonography in detection of ovarian cancer in women in generative period // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1996. V. 8. Suppl. 1. P. 234.
131. Pirhonen J.P., Makinen J.I. Evaluation of ovarian findings in asymptomatic postmenopausal women with color Doppler ultrasound // *Cancer.* 1995. V. 76. P. 1214.
132. Strigini F., Gadducci A., Del Bravo B. et al. Differential diagnosis of adnexal masses with transvaginal sonography, color flow imaging, and serum CA-125 assay in pre- and postmenopausal women // *Gynecol. Oncol.* 1996. V. 61. P. 68–72.
133. Bauer B., Gruboeck K., Campbell S. et al. Ovarian mapping: blood flow and histology // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1994. V. 4. Suppl. 1. P. 105.
134. Bauer B., Hugo R., Campbell S. et al. Intraovarian blood flow indices in histologically confirmed normal and abnormal ovaries of pre- and postmenopausal women // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1995. V. 5. Suppl. 1. P. 24.

135. Karlan B.Y., Raffel L.J., Crvenkovic G. et al. A multidisciplinary approach to the early detection of ovarian carcinoma: rationale protocol design and early results // *Am. J. Obstet. Gynecol.* 1993. V. 169. P. 494–501.
136. Karlan B.Y. The status of ultrasound and color Doppler imaging for the early detection of ovarian carcinoma // *Cancer Invest.* 1997. V. 15. P. 265–269.
137. Schwartz P.E., Chambers J.T., Taylor K.J. Early detection and screening for ovarian cancer // *Cell. Biochem. Suppl.* 1995. V. 23. P. 233–237.
138. Bogner G., Gruber R., Steiner H. Is the assessment of ovarian masses with colour Doppler ultrasound dependent of training? // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1996. V. 8. Suppl. 1. P. 152.
139. Tekay A., Jouppila P. Intraobserver variation in transvaginal Doppler blood flow measurements in benign ovarian tumors // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1997. V. 9. P. 120–124.
140. Dodson M.J. Transvaginal ultrasound. Churchill Livingstone, 1995.
141. Szabo I., Szantho H., Nemet J. et al. The assessment of ovarian tumor vascularity and blood flow characteristics by transvaginal color Doppler // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1994. V. 4. Suppl. 1. P. 6.
142. Buy J., Ghossain M., Hugol D. et al. Characterisation of adnexal masses: combination of color Doppler and conventional sonography compared with spectral Doppler analysis alone and conventional sonography alone // *Amer. J. Roentgen.* 1996. V. 166. P. 385–393.
143. Soscic A., Jun H., Elowitz M. et al. Sonographic detection of ovarian carcinoma: compined use of multiple parameters // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1996. V. 8. Suppl. 1. P. 4.
144. Zanetta S., Ferrazzi E., Dordoni D. et al. Transvaginal ultrasound and color Doppler ultrasound for the diagnosis of small adnexal masses: a pilot multicenter study // *Ultrasound. Obstet. Gynecol.* 1996. V. 8. Suppl. 1. P. 146.
145. Taylor A., Bourne T.H., Campbell S. et al. An update from the Familial Ovarian Cancer Screening Programme at King College Hospital // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1996. V. 8. Suppl. 1. P. 140.
146. Taylor A., Jurcovic D., Bourne T. et al. A comparison of intratumoral indices of blood flow velocity and impedance for the diagnosis of ovarian cancer // *Ultrasound Med. Biol.* 1996. V. 22. P. 837–843.
147. Boulanov M., Zykin B., Novikova T. Intratumoral blood flow in benign and malignant ovarian tumors - our experience // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1998. V. 12. Suppl. 1. P. 178.
148. Буланов М.Н., Зыкин Б.И. Первый опыт изучения скорости внутриопухолевого венозного кровотока в новообразованиях яичников с помощью трансвагинальной цветовой доплерографии в сочетании с импульсной доплерометрией // *Ультразвук. Диагн.* 1997. № 4. С. 9.
149. Зыкин Б.И., Медведев М.В. Эхографическая классификация опухолей и опухолевидных образований малого таза Российской ассоциации врачей ультразвуковой диагностики в перинатологии и гинекологии // *Ультразвук. Диагн.* 1998. № 1. С. 8–15.
150. Aleem F., Zeitoun K., Calame R. et al. The characterization of flow signals from tubal and ovarian arteries using intraoperative continuous wave Doppler // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1994. V. 4. P. 303–309.
151. Hata H., Hata K., Kitao M. Correlation between blood flow analysis and thymidine phosphorylase expression in tissue in the normal ovary and ovarian tumor // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1996. V. 8. Suppl. 1. P. 10.
152. Jukic S., Kurjak A., Babic D., Kupesic S. Histopathological aspects of neovascularisation in ovarian neoplasms // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1995. V. 6. Suppl. 2. P. 14.
153. Sladkevicius P. Do the Doppler measurements of blood flow velocities and flow impedance help for differentiation between malignant and benign ovarian masses? // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1996. V. 8. Suppl. 1. P. 124.
154. Monteagudo A., Heller D., Husami N. et al. Ovarian steroid cell tumors: sonographic characteristics // *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 1997. V. 10. № 4. P. 282–289.

155. Exacoustos C., Carusotti C., Rinaldo D. et al. Transvaginal sonographic detection of dermoid cysts: accuracy and management // Program of 7th Congress on Ultrasound Obstet. Gynecol. 1997. P. 125.
156. Zanetta G., Lissoni A., Cha S. et. al. Pre-operative morphological and colour Doppler features of borderline ovarian tumours // Br. J. Obstet. Gynaecol. 1995. V. 102. P. 990–996.
157. Anandakumar C., Chew S., Wong Y.C. et al. Role of transvaginal ultrasound color flow imaging and Doppler waveforms analysis in differentiating between benign and malignant ovarian tumors // Ultrasound Obstet. Gynecol. 1996. V. 7. № 4. P. 280–284.

ЭНЦИКЛОПЕДИЯ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ДИАГНОСТИКИ  
В АКУШЕРСТВЕ И ГИНЕКОЛОГИИ

Авторский коллектив Предисловие

Глава 1 **Получение изображений в доплеровских режимах и методы их оптимизации.**

**Допплеровские измерения**

В.Г. Лелюк, С.Э. Лелюк

Глава 2 **Допплерэхография матки**

О.В. Проскурякова, Б.И. Зыкин

Глава 3 **Миома матки**

М.В. Медведев, Е.Д. Лютая

Глава 4 **Саркома матки**

М.А. Чекалова, М.В. Медведев

Глава 5 **Рак эндометрия**

М.В. Медведев, М.А. Чекалова, Л.Е. Терегулова

Глава 6 **Артерио-венозная аномалия матки**

М.В. Медведев, И.М. Басист

Глава 7 **Допплерэхография яичников**

Б.И. Зыкин, М.Н. Буланов

Глава 8 **Опухолевидные образования яичников**

Б.И. Зыкин, М.Н. Буланов

Глава 9 **Опухоли яичников**

Б.И. Зыкин, М.Н. Буланов

Глава 10 **Частные вопросы венозного кровообращения внутренних половых органов женщины**

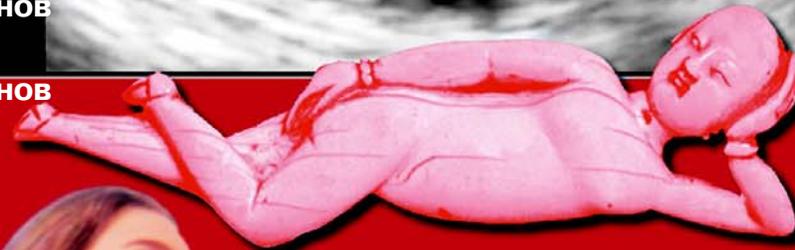
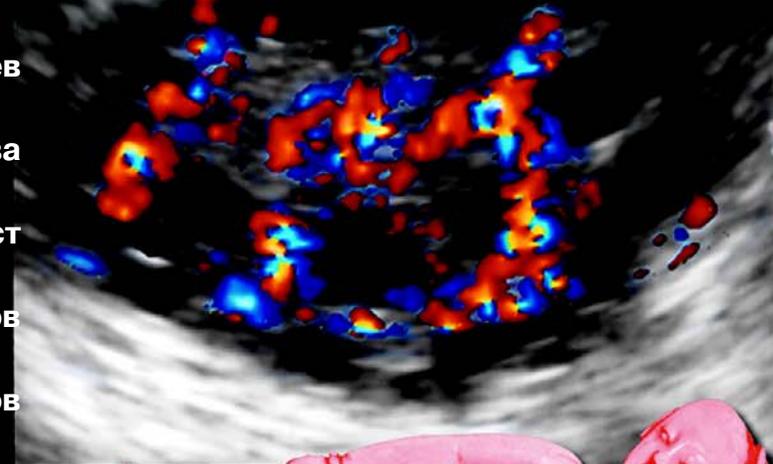
О.В. Проскурякова

Глава 11 **Эктопическая беременность**

М.В. Медведев, Н.А. Алтынник

Под редакцией Б.И.Зыкина, М.В.Медведева

# ДОППЛЕРОГРАФИЯ В ГИНЕКОЛОГИИ



Выберите нужную главу и  
щелкните кнопкой мыши