

ОГЛАВЛЕНИЕ

Предисловие к четвертому изданию	5
Список сокращений и условных обозначений	6
Глава 1. Физико-технические основы ультразвукового исследования сосудов	7
Ультразвук и его основные свойства	7
Ультразвуковое сканирование —	
В-режим исследования	8
Изучение венозного кровотока	12
Выбор датчика для исследования сосудов	14
Глава 2. Ультразвуковая анатомия венозного русла	16
Система нижней поллой вены	16
Система верхней поллой вены	40
Глава 3. Методика обследования систем нижней и верхней полых вен	45
Условия проведения ультразвукового ангиосканирования	45
Необходимые технические приемы	46
Как исследовать вены	48
Рациональные доступы сканирования	53
Глава 4. Тромбоз глубоких вен	59
Как обнаружить тромбоз	59
Каким образом выявить флотирующий тромб	61
Особенности обследования илиокавального сегмента	66
Какая еще информация может иметь значение	68
Специфика сканирования после парциальной окклюзии магистральных вен	73
Выявление тромбоза в системе верхней поллой вены	75
Глава 5. Посттромбофлебитическая болезнь	78
Отдаленные последствия тромбоза глубоких вен	78
Эволюция посттромбофлебитических изменений	80
Методические особенности ультразвукового исследования	86
Как отличить хронические изменения вен от рецидива тромбоза	91
Что важно знать врачу ультразвуковой диагностики	93

Глава 6. Варикозная болезнь нижних конечностей	95
Обследование системы большой подкожной вены	96
Выявление несостоятельных перфорантных вен	102
Исследование малой подкожной вены	106
Оценка состояния глубоких вен	110
Особенности сканирования при рецидиве варикозной болезни	112
Особенности сканирования при варикозной болезни таза	115
Глава 7. Варикотромбофлебит	132
Что нужно знать хирургу	132
Обследование сафено-фemorального соустья	134
Оценка состояния подкожных и перфорантных вен	136
Глава 8. Ангиодисплазии, проявляющиеся симптомами заболеваний вен конечности	140
Аплазия и гипоплазия глубоких вен	141
Венозная гиперплазия	144
Артериовенозные соустья (фистулы)	147
Глава 9. Несосудистые изменения конечностей, выявляемые при обследовании больных с подозрением на венозную патологию	150
Поражение суставов	151
Межмышечная гематома	154
Изменения кожи и подкожной клетчатки	155
Внешняя компрессия	157
Приложения. Протоколы ультразвукового исследования венозной системы	159
Приложение 1	159
Приложение 2	164
Приложение 3	168
Рекомендуемая литература	172

ПРЕДИСЛОВИЕ К ЧЕТВЕРТОМУ ИЗДАНИЮ

Потребность в обновленном, четвертом издании настоящего руководства, с одной стороны, и накопленные новые данные — с другой, определили необходимость переработать и дополнить текст, а также обновить иллюстративный материал. В последнее время ультразвуковое исследование венозной системы малого таза и гонадных вен вызывает повышенный интерес у акушеров-гинекологов и рентгенэндоваскулярных хирургов, эти разделы мы дополнили и расширили. В руководстве мы также постарались соблюсти структуру и стиль, изначально заложенные в этой книге, намеренно не касаемся сложных вопросов ультразвуковой семиотики и венозных гемодинамических нарушений, стремясь максимально привязать представленный материал к реальной клинической практике.

ФИЗИКО-ТЕХНИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ УЛЬТРАЗВУКОВОГО ИССЛЕДОВАНИЯ СОСУДОВ

Знание физических и технических основ ультразвукового исследования (УЗИ) сосудистой системы необходимо как для лучшего понимания врачом получаемой информации, так и для осознанной ее оценки.

УЛЬТРАЗВУК И ЕГО ОСНОВНЫЕ СВОЙСТВА

Ультразвук — это механические волны, распространяющиеся в упругой среде с частотой более 2×10^4 Герц. В диагностических ультразвуковых аппаратах подобные волны генерируются с частотой от 2 до 20×10^6 Герц (2–20 МГц). Распространяется ультразвук в различных средах по тем же законам, что и другие волны (свет, звук). Скорость распространения ультразвуковых волн в среде зависит от ее плотности и однородности. Чем больше плотность среды, тем выше скорость распространения в ней волны. Вместе с тем потеря ее энергии, то есть затухание, происходит тоже быстрее. Аналогичная ситуация наблюдается в газообразных средах, где это связано с низкой плотностью вещества, которая препятствует распространению волн с малой длиной.

Для тканей организма человека важнейшей характеристикой их взаимодействия с ультразвуковыми волнами является **акустический импеданс** (волновое сопротивление). Эта величина прямо пропорциональна физической плотности ткани и скорости распространения в ней ультразвука. Чем больше разница акустических импедансов граничащих друг с другом тканей, тем выше **коэффициент отражения** и меньше **коэффициент проникновения** волны. Таким образом, на границе раздела сред с разным волновым сопротивлением происходит отражение ультразвука, и его интенсивность

зависит, как мы уже отметили, от величины коэффициента отражения для этих тканей.

Регистрация отраженных ультразвуковых волн (а это и есть *эхо*) при распространении их в неоднородной среде является основой *ультразвуковой диагностики*, или, как ее еще называют, *эхографии*. Компьютерное изображение отраженных сигналов, которое мы видим на экране прибора, есть результат анализа количества принятых волн по сравнению с количеством посланных и расстояния, которое прошли отраженные волны. Датчики современных приборов только около 1% времени работают как генераторы ультразвуковых импульсов, в остальное время они принимают отраженные эхосигналы. Квинтэссенцией работы врача-диагноста является оценка изображения совокупности отраженных от тканей организма ультразвуковых сигналов.

УЛЬТРАЗВУКОВОЕ СКАНИРОВАНИЕ — В-РЕЖИМ ИССЛЕДОВАНИЯ

Исследование сосудов, в частности венозной системы, начинают с использования В-режима ультразвукового исследования (В — от слова brightness, то есть «яркость»). В этом режиме интенсивность принятых эхосигналов представлена в виде яркости свечения точки экрана: чем выше интенсивность отражения, тем больше принятых эхосигналов, тем ярче свечение соответствующих им точек изображения. Использование В-режима позволяет определять структурные особенности исследуемого участка организма человека.

В изображениях различных органов и тканей могут встречаться стереотипные изменения, которые получили название «ультразвуковые феномены». При исследовании сосудистых структур наиболее часто встречаются следующие: «акустическая тень», феномены локального псевдоусиления интенсивности отраженного ультразвукового сигнала и спонтанного контрастирования кровотока.

«*Акустическая тень*», видимая на мониторе сканера, охватывает исследуемые зоны, отражение ультразвуковых волн в которых резко ослаблено или не происходит вообще. Как правило, этот феномен наблюдается при наличии

в исследуемой области тканей, акустический импеданс которых значительно отличается друг от друга, и граница их раздела характеризуется значительным коэффициентом отражения, что проявляется в полном или практически полном отражении ультразвука. На **рис. 1.1** схематично представлен механизм формирования акустической тени. Ее интенсивность зависит от степени отражения излучаемых волн. На протяженность тени влияют размеры объекта, глубина его расположения, направленность излучаемых ультразвуковых волн. Пример фиксации акустической тени во время исследования сосудистых структур (кальцинированная атеросклеротическая бляшка) приведен на **рис. 1.2**.

При осмотре ограниченных жидкостных структур, в частности сосудистых, может быть зарегистрирован **феномен локального псевдоусиления интенсивности отраженного ультразвукового сигнала**, который наблюдается в структурах, расположенных глубже жидкостного образования. Его возникновение объясняется отсутствием затухания ультразвуковой волны при прохождении через однородную жидкую среду и ее большей интенсивностью на выходе из жидкости по сравнению с одновременно сгенерированными волнами, но прошедшими за это же время через смежные разнородные тканевые участки. Возможно, играют роль и интерференционные взаимодействия отраженных от нижележащих тканей

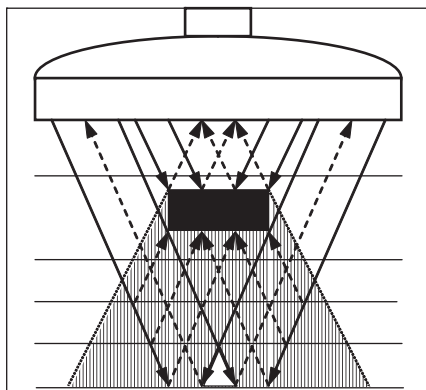


Рис. 1.1. Схема образования акустической тени

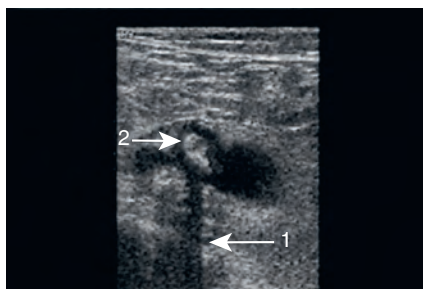


Рис. 1.2. Феномен «акустической тени»: 1 — «акустическая тень»; 2 — кальцинированная атеросклеротическая бляшка

сигналов и сигналов, вызванных многократным отражением ультразвуковых волн от внутренних стенок сосуда, которые представляют собой не что иное, как границу раздела сред (рис. 1.3, 1.4).

Поскольку кровь является неньютоновской жидкостью, ее вязкость зависит от скорости течения. Значительное замедление скорости кровотока (стаз, престаз) и формирование потоков, движущихся с разной скоростью, приводят к тому, что на уровне одного сечения появляются зоны с разной вязкостью, что приводит к появлению своего рода границы между двумя средами, которая отражает ультразвуковую волну, как и при отражении от неподвижных органов (*феномен спонтанного контрастирования*

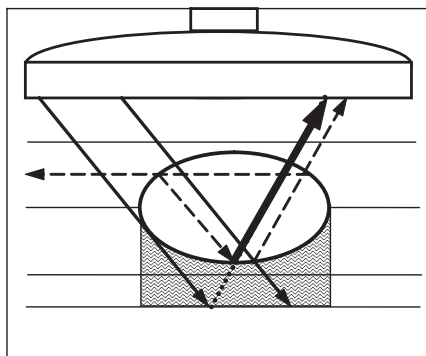


Рис. 1.3. Схема формирования псевдоусиления интенсивности отраженного ультразвукового сигнала

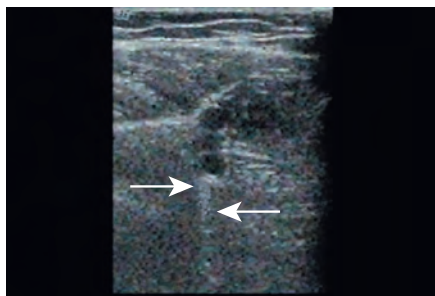


Рис. 1.4. Феномен локального псевдоусиления интенсивности отраженного ультразвукового сигнала (зона усиления показана стрелками) после прохождения через просвет задних большеберцовых сосудов

кровотока) (рис. 1.5). При этом на изображении выявляется неравномерное медленное движение крови внутри сосуда, которое перестает определяться при ускорении кровотока (рис. 1.6).

Разрешающая способность УЗИ заключается в определении наименьшего различимого расстояния между объектами. Этот показатель зависит от длины ультразвуковой волны, которая уменьшается при увеличении ее частоты. Для этого при исследовании мелких объектов используют высокочастотные датчики. Вместе с тем волны с высокой частотой быстро затухают, поэтому с увеличением глубины залегания интересующей зоны разрешающие возможности УЗИ все-таки снижаются.

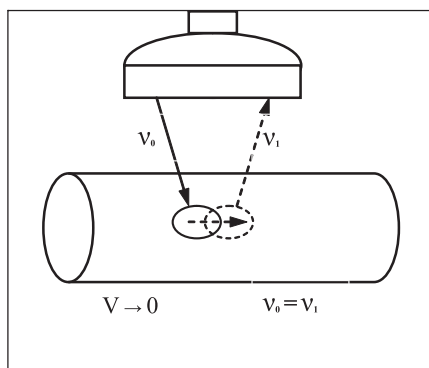


Рис. 1.5. Схема образования эффекта псевдоконтрастирования кровотока

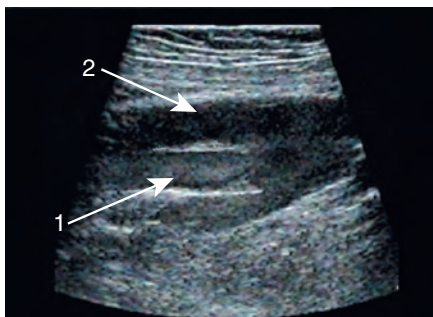


Рис. 1.6. Феномен спонтанного контрастирования кровотока: 1 — замедленный поток крови в просвете вены, контрастирующий при ультразвуковом исследовании; 2 — просвет артерии с анэхогенным содержанием

ИЗУЧЕНИЕ ВЕНОЗНОГО КРОВОТОКА

Одно из основных направлений ультразвукового исследования сосудов — изучение в них кровотока. Большинство методик базируется на использовании эффекта Допплера. Этот физический феномен заключается в изменении частоты волны (в частности, ультразвуковой) при отражении от движущегося объекта. Таким отражателем служат форменные элементы крови. Компьютерная обработка отраженных ультразвуковых волн с оценкой их частоты позволяет получить картину скоростных характеристик потока крови. На этом принципе основаны постоянно-волновое, импульсное и цветное доплеровские исследования (**рис. 1.7, 1.8**), «энергетического доплера» или кодированного по амплитуде цветного доплеровского исследования (amplitude-coded color doppler imaging) (**рис. 1.9**). Другим методом визуализации кровотока служит режим В-потока (В-flow), недопплеровская методика, основанная на усилении отраженных сигналов от потока, полученных в В-режиме (с использованием математических принципов TDA — Time Domain Analysis). Этот способ позволяет визуализировать движение крови по сосудам в В-режиме без использования каких-либо контрастных веществ (**рис. 1.10**).

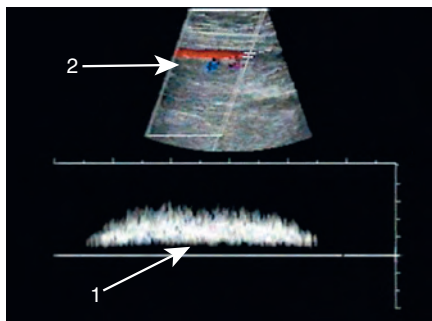


Рис. 1.7. Импульсное доплеровское исследование: 1 — осциллограмма, характеризующая кровоток в исследуемом сосуде; 2 — изучаемый участок сосудистого русла

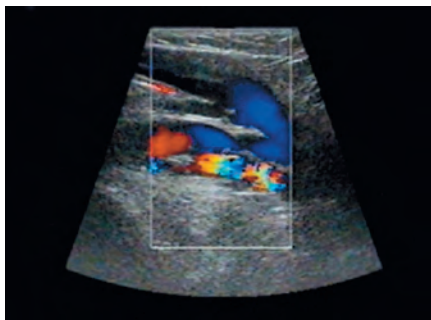


Рис. 1.8. Цветовое доплеровское исследование: потоки крови в зависимости от скорости и направления (по отношению к датчику) картируются оттенками различных цветов

При исследовании венозной системы, где точные скоростные данные зачастую не имеют клинической значимости, доплеровское исследование в основном играет роль в определении самого факта наличия кровотока и его направления. Поскольку скорость кровотока в венах конечностей значительно ниже, чем в артериях, скоростная шкала доплеровского исследования должна быть ориентирована на регистрацию низкоскоростных потоков, оптимальным мы считаем диапазон 6–8 см/с (для исследования пациентов в горизонтальном положении).

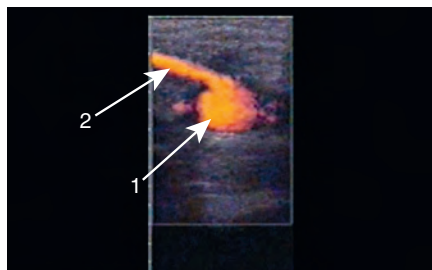


Рис. 1.9. Энергетическое доплеровское исследование: кровоток по бедренной (1) и большой подкожной (2) венам, отображенный оттенками одного цвета

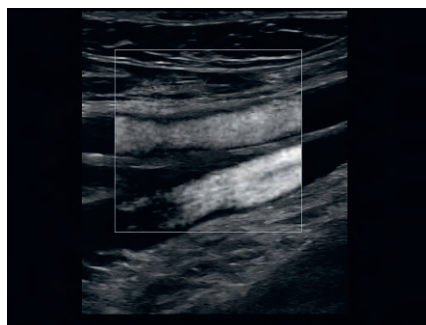


Рис. 1.10. Исследование кровотока в режиме B-flow — визуализация кровотока в B-режиме

ВЫБОР ДАТЧИКА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ СОСУДОВ

Информация, изложенная в этой главе, как мы надеемся, поможет врачу осознанно выбрать определенный частотный режим ангиосканирования, оценив глубину залегания интересующего объекта, необходимую степень детализации его структуры и предполагаемые скоростные параметры кровотока. Обычно для исследования сосудистого русла конечностей применяют ультразвуковые датчики частотой 5–12 МГц. Оптимальным мы считаем использование линейных датчиков, поскольку они минимально искажают изображение. Между тем при необходимости могут быть применены датчики другой конфигурации обследуемой зоны (конвексные, секторные). При обследовании сосудов малого таза и забрюшинного пространства, как правило, используют низкочастотные датчики (2,5–5 МГц), что обусловлено

более глубоким расположением сосудов указанных регионов. Несмотря на это, при достаточной подготовке и определенном типе телосложения пациента возможен осмотр подвздошных сосудов, аорты и нижней полой вены (НПВ) высокочастотными датчиками (рис. 1.11).

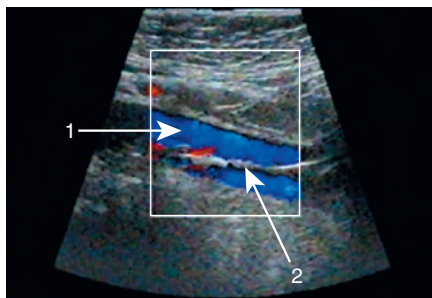


Рис. 1.11. Исследование нижней полой вены датчиком с частотой 7 МГц после имплантации каво-фильтра: 1 — кровоток в нижней полой вене; 2 — каво-фильтр в просвете нижней полой вены

* * *

Завершая изложение физико-технических основ ультразвукового ангиосканирования¹, хочется сказать следующее. Все сказанное выше и изложенное далее в этой книге направлено на выработку у врача-диагноста рационального и гибкого подхода к проведению исследования, понимания возможностей ультразвукового метода, на максимальное использование технических возможностей ультразвуковой аппаратуры. Останавливаться на устройстве и принципах работы современных сканеров, по нашему мнению, нет большой необходимости, поскольку они подробно описаны во многих руководствах и технической документации. Все же нельзя не отметить, что уровень технического обеспечения ультразвукового ангиосканирования во многом определяет качество этого исследования и точность диагностики. Вместе с тем, описывая физические принципы ультразвуковой диагностики, мы рассчитываем на то, что их понимание позволит полнее использовать возможности любой имеющейся медицинской техники.

¹ В отечественной номенклатуре инструментальных диагностических исследований Минздрава России предпочтительными наименованиями для исследования сосудов считаются ультразвуковое исследование сосудов и дуплексное сканирование сосудов. (Примеч. авт.)