

УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ДИАГНОСТИКА В УРОЛОГИИ

2-е издание на русском языке

Под редакцией

Пэта Ф. Фулхэма, Брюса Р. Гилберта

Перевод с английского под редакцией

академика РАН **Д.Ю. Пушкаря,**

профессора **А.В. Зубарева**



Москва
ИЗДАТЕЛЬСКАЯ ГРУППА
«ГЭОТАР-Медиа»
2023

Оглавление

Предисловие к изданию на русском языке	7
Предисловие к изданию на английском языке	8
Авторы	9
Благодарности	13
Список сокращений и условных обозначений	15
Глава 1. История ультразвукового исследования в урологии. <i>Виняя П. Бхатия и Брюс Р. Гилберт</i>	17
Глава 2. Физические принципы ультразвука. <i>Пэт Ф. Фулхэм</i>	30
Глава 3. Биологические эффекты и безопасность ультразвука. <i>Пэт Ф. Фулхэм</i>	51
Глава 4. Оптимизация качества изображения: параметры, настраиваемые пользователем. <i>Пэт Ф. Фулхэм</i>	60
Глава 5. Ультразвуковое исследование почек. <i>Даниэль Б. Руксталис и Пэт Ф. Фулхэм</i>	76
Глава 6. Ультразвуковое исследование органов мошонки. <i>Этаи Гольденберг, Тавья Г.Р. Бенджамин и Брюс Р. Гилберт</i>	102
Глава 7. Ультразвуковое исследование полового члена. <i>Эндрю Нг, Гидеон Ричардс и Брюс Р. Гилберт</i>	157
Глава 8. Трансабдоминальное ультразвуковое исследование органов малого таза. <i>Пэт Ф. Фулхэм</i>	195
Глава 9. Ультразвуковое исследование тазового дна. <i>Льюис Чан, Винсент Це и Том Джарвис</i>	209
Глава 10. Трансректальное ультразвуковое исследование предстательной железы. <i>Кэтрин Е. Сментковски, Ахил К. Дас и Эдуард Дж. Трабулси</i>	226
Глава 11. Биопсия под контролем ультразвукового исследования. <i>Кристофер Р. Портер и Джейсон К. Франкель</i>	242

Оглавление

Предисловие к изданию на русском языке	7
Предисловие к изданию на английском языке	8
Авторы	9
Благодарности	13
Список сокращений и условных обозначений	15
Глава 1. История ультразвукового исследования в урологии. <i>Виняя П. Бхатия и Брюс Р. Гилберт</i>	17
Глава 2. Физические принципы ультразвука. <i>Пэт Ф. Фулхэм</i>	30
Глава 3. Биологические эффекты и безопасность ультразвука. <i>Пэт Ф. Фулхэм</i>	51
Глава 4. Оптимизация качества изображения: параметры, настраиваемые пользователем. <i>Пэт Ф. Фулхэм</i>	60
Глава 5. Ультразвуковое исследование почек. <i>Даниэль Б. Руксталис и Пэт Ф. Фулхэм</i>	76
Глава 6. Ультразвуковое исследование органов мошонки. <i>Этаи Гольденберг, Тавья Г.Р. Бенджамин и Брюс Р. Гилберт</i>	102
Глава 7. Ультразвуковое исследование полового члена. <i>Эндрю Нг, Гидеон Ричардс и Брюс Р. Гилберт</i>	157
Глава 8. Трансабдоминальное ультразвуковое исследование органов малого таза. <i>Пэт Ф. Фулхэм</i>	195
Глава 9. Ультразвуковое исследование тазового дна. <i>Льюис Чан, Винсент Це и Том Джарвис</i>	209
Глава 10. Трансректальное ультразвуковое исследование предстательной железы. <i>Кэтрин Е. Сментковски, Ахил К. Дас и Эдуард Дж. Трабулси</i>	226
Глава 11. Биопсия под контролем ультразвукового исследования. <i>Кристофер Р. Портер и Джейсон К. Франкель</i>	242

Глава 12. Ультразвуковое исследование в детской урологии. <i>Лейн С. Палмер и Джеффри С. Палмер</i>	257
Глава 13. Ультразвуковое исследование во время беременности. <i>Маджид Эшги и Джонатан Вагмайстер</i>	284
Глава 14. Ультразвуковое исследование при тазовой дистопии и после трансплантации почки. <i>Маджид Эшги и Самех Наим</i>	305
Глава 15. Интраоперационное применение ультразвука в урологии. <i>Фернандо Дж. Ким и Родриго Доналисиу да Силва</i>	325
Глава 16. Ультразвуковое исследование органов репродуктивной системы у мужчин. <i>Майкл Лао, Шеннон Смит и Брюс Р. Гилберт</i>	349
Глава 17. Прикладная ультрасонография в урологии. <i>Уэйланд Дж. Ву, Дариан Андреас и Брюс Р. Гилберт</i>	369
Глава 18. Протоколы ультразвукового исследования в урологии. <i>Брюс Р. Гилберт</i>	391
Глава 19. Оценка качества и инициативы по проведению ультразвукового исследования в урологии. <i>Томас Уильямс, Даниэл Нетала и Брюс Р. Гилберт</i>	436
Глава 20. Аккредитация проведения ультразвуковых исследований в урологии. <i>Захари Козел, Нихил Гупта и Брюс Р. Гилберт</i>	453
Глава 21. Врач ультразвуковой диагностики в урологической практике. <i>Аджай Бхатнагар и Брюс Р. Гилберт</i>	470
Глава 22. Технологические инновации в ультразвуковом исследовании. <i>Донгун Хен</i>	519
Предметный указатель	537

Пэт Ф. Фулхэм

Введение

Использование ультразвука в урологии относится к фундаментальным методам. Для наилучшего применения этой технологии на благо пациентов необходимо знать физические принципы ультразвука. Огромное значение для эффективного использования УЗИ имеет понимание того, как настраивать оборудование и управлять датчиком для получения изображения наилучшего качества. Необходимые технические умения для выполнения и интерпретации ультразвукового изображения в урологии сочетают практические навыки сканирования и знание патологических процессов в исследуемых органах. Урологи должны понимать, как ультразвук влияет на биологические ткани, чтобы применять метод безопасно и по показаниям. При хорошем понимании физических принципов ультразвука уролог будет знать все его преимущества и недостатки.

Механика ультразвуковых волн

Ультразвуковое изображение создается в результате взаимодействия механических волн с биологическими тканями и материалами. Поскольку ультразвуковые волны испускаются с определенной частотой, а отраженные волны воспринимаются датчиком, происходит быстрое создание и обновление изображений, что позволяет исследовать органы в режиме реального времени.

Ультразвуковые волны — это механические волны, которым для распространения необходима физическая среда (например, ткань или жидкость). В медицине используется частота ультразвуковых волн в диапазоне млн/с (или МГц). В зависимости от показаний большинство датчиков, используемых в урологии, имеют частоту от 2,5 до 29 МГц.

Ультразвуковые волны создаются при воздействии переменного тока на пьезоэлектрические кристаллы в датчике. Периодическое расширение и сжатие пьезоэлектрических элементов создает механическую волну, которая передается через контактную среду (обычно гель) к коже и в тело пациента. Создаваемые волны имеют продольный характер, поскольку движение частиц происходит в том же направлении, что и распространение волны (рис. 2.1). Продольные волны создают зоны разрежения и сжатия тканей в направлении движения ультразвуковой волны.

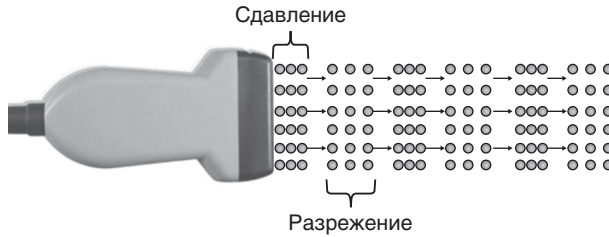


Рис. 2.1. Продольные волны. Расширение и сдвигание пьезоэлектрических кристаллов, создаваемое при контакте с переменным током, вызывает сдвигание и разрежение молекул в теле человека

Сдвигание и разрежение молекул представляется графически как синусовая волна с периодическим положительным и отрицательным отклонением от исходного уровня. Длина волны определяется как расстояние между пиками двух соседних волн. Один полностью пройденный волной путь называется циклом. Один цикл в секунду составляет 1 Гц. Амплитуда волны — это максимальное отклонение в положительном или отрицательном направлении от исходного уровня, а период — это время, необходимое для завершения одного цикла волны (рис. 2.2).

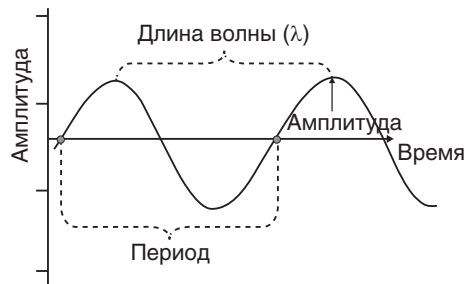


Рис. 2.2. Характеристики звуковой волны: амплитуда волны — это функция акустической мощности, используемой для создания механической волны сжатия и среды, через которую она передается

$$v = f \lambda$$

Скорость = частота × длина волны

Рис. 2.3. Поскольку скорость звука в тканях постоянная, частота и длина волны обратно пропорциональны

Скорость, с которой звуковая волна проходит через ткани, зависит от ее частоты и длины волны. Скорость звука в ткани постоянная, и, следовательно, при изменении частоты должна меняться длина волны. Средняя скорость звука в тканях человека составляет 1540 м/с. Длина волны и частота находятся в обратно пропорциональной зависимости (рис. 2.3). При уменьшении частоты от 10 до 1 МГц длина волны увеличивается от 0,15 до 1,5 мм. Это имеет важное значение при выборе датчика в зависимости от показаний к исследованию.

Создание ультразвукового изображения

Изображение, создаваемое ультразвуковым аппаратом, начинается с датчика (англ. *transducer* — «преобразователь»; лат. *transducere* — «преобразовать»). В этом случае электрические импульсы превращаются в механические звуковые волны посредством пьезоэлектрического эффекта.

При создании ультразвукового изображения датчик имеет двойную функцию, выступая в роли источника и приемника. Звуковые волны передаются в тело пациента, где они частично или полностью отражаются. Пьезоэлектрический эффект возникает при воздействии переменного тока на кристаллы, содержащие диполи [1]. Области положительного и отрицательного заряда внутри пьезоэлектрического элемента распределены таким образом, что они имеют сетчатую ориентацию. При контакте переменного заряда с поверхностью двух элементов возникает относительное сжатие или удлинение заряженных областей, что приводит к механическому расширению с последующим сжатием элемента. В результате этого создается механическая волна, передаваемая пациенту (рис. 2.4).

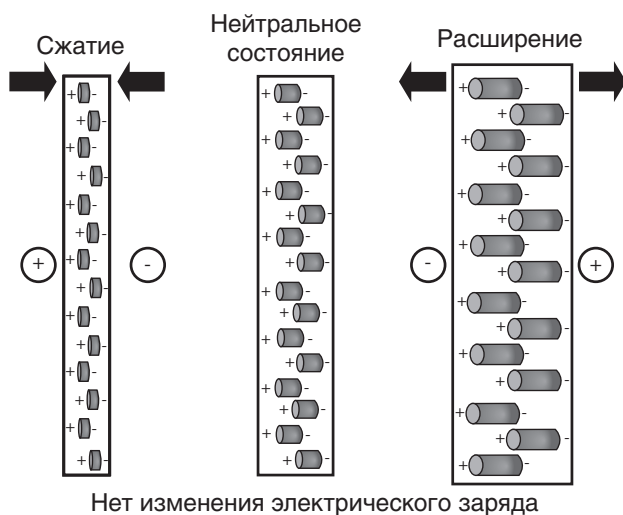


Рис. 2.4. Пьезоэлектрический эффект. Под воздействием переменного тока области заряда в кристаллах расширяются или сжимаются, в результате чего создается механическая волна. Когда возвратная волна достигает кристалла, создается электрический ток

Отраженные механические звуковые волны принимаются датчиком и по обратному пьезоэлектрическому эффекту превращаются в электрическую энергию, которая интерпретируется в ультразвуковом аппарате, создающем изображение на экране.

В большинстве режимов датчик излучает ограниченное количество циклов волн (обычно от 2 до 4), называемых сигналом. Частота от 2 до 4 волн в каждом цикле обычно находится в диапазоне 2,5–14 МГц. После этого датчик переходит в состояние «покоя», поскольку ожидает возвращения отраженных волн (рис. 2.5). Датчик находится в режиме приемника более 99% времени. Сигналы испускаются через одинаковые интервалы, которые называются частотой повторения импульсов и, как правило, составляют от 1 до 10 кГц. По времени от передачи до получения сигнала можно определить ультразвуковую дальнометрию — расстояние от датчика до объекта, отразившего волну (рис. 2.6). Такая последовательность называется импульсным ультразвуком.



Рис. 2.5. Режим импульсного ультразвука зависит от излучаемого импульса из 2–4 циклов волн с последующим периодом «покоя», поскольку датчик ожидает возвращения излученных импульсов

Амплитуда отраженной волны определяет яркость пикселей, соответствующих отражателю на ультразвуковом изображении. Чем больше амплитуда возвратной волны, тем ярче ее пиксель. Таким образом, ультразвуковой аппарат создает «изображение» путем излучения датчиком серии ультразвуковых волн с определенной частотой и интервалами, с последующей интерпретацией длительности пути и амплитуды отраженных эхосигналов. Это «изображение» быстро обновляется на мониторе, создавая впечатление непрерывного движения. Частота обновления изображения обычно составляет 12–30 кадров/с. Последовательность событий, отображенная на рис. 2.7, представляет собой основу для всех режимов ультразвукового сканирования, включая привычный серошкальный режим.

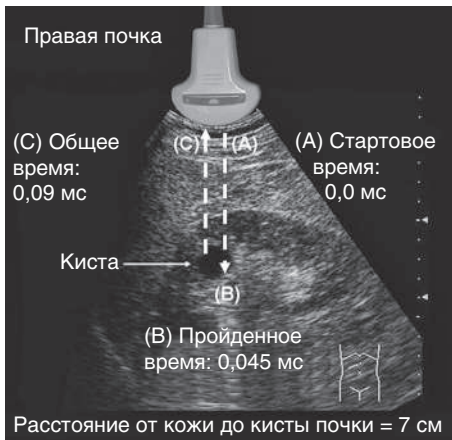


Рис. 2.6. Определение расстояния до отражателя в ультразвуковом поле основано на предположении средней скорости ультразвука в тканях. Время, прошедшее от момента передачи до получения датчиком того же импульса, позволяет определить расположение от отражателя в ультразвуковом поле

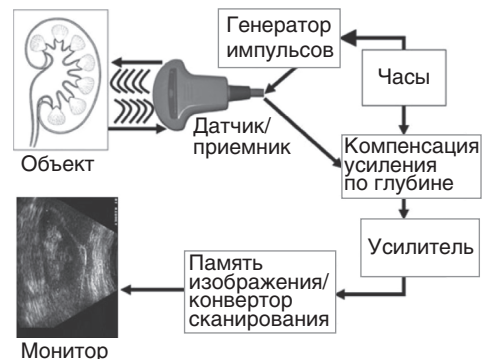


Рис. 2.7. Схематическое изображение последовательности создания изображения в ультразвуковом аппарате

Взаимодействие ультразвука с биологическими тканями

По мере распространения ультразвуковых волн через ткани происходит ряд изменений, включая потерю энергии, изменение направления и частоты. Для получения изображения максимального качества и правильной интерпретации результатов необходимо понимать эти взаимодействия.

Затухание определяется как потеря кинетической энергии при взаимодействии звуковой волны с тканями и жидкостью в теле человека [2]. Различные ткани обладают разным потенциалом к затуханию. Например, коэффициент затухания воды составляет 0,0, почки — 1,0, а мышц — 3,3. В связи с этим звуковые волны намного быстрее затухают при прохождении через мышцы по сравнению с распространением через воду (рис. 2.8) (коэффициент затухания измеряется в дБ/см/МГц).

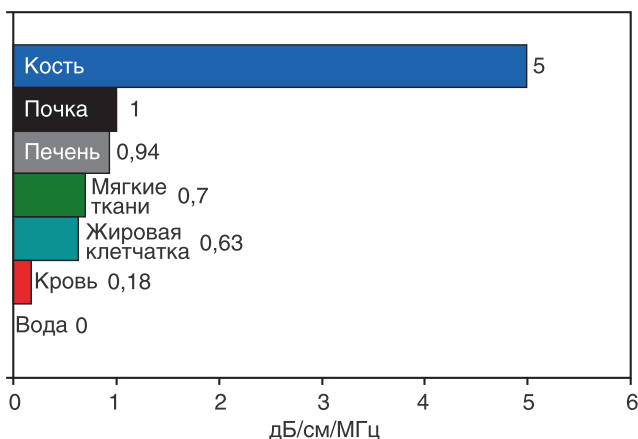


Рис. 2.8. Затухание волн в тканях (модифицировано из Diagnostic Ultrasound, Third Ed., Vol 1) определяется как часть энергии ультразвуковой волны, которая теряется при прохождении ткани. Чем выше коэффициент затухания ткани, тем выше потеря энергии звуковой волны при ее прохождении

Три основных механизма затухания включают поглощение, отражение и рассеяние. Поглощение возникает при превращении механической кинетической энергии в тепловую энергию в тканях. Оно зависит от частоты звуковой волны и характеристик ткани. Затухание высокочастотных волн путем поглощения происходит быстрее, чем низкочастотных волн. Поскольку звуковые волны постепенно затухают по мере распространения, глубокие структуры (например, почку) сложнее визуализировать. Для компенсации потерь акустической энергии за счет затухания можно использовать настройку усиления (повышение чувствительности датчика к отраженным звуковым волнам) и выбрать более низкую частоту.

Преломление волны возникает при ее попадании на поверхность между двумя тканями под углом, отличным от 90° . Когда волна падает на поверхность под углом, часть ее отражается, а часть распространяется в прилегающую среду.

Направление распространения волны изменяется (преломляется), что приводит к потере части информации, поскольку волна частично не возвращается к датчику, и вызывает возможные ошибки в определении локализации объекта из-за преломления (изменения направления) волны. Оптимальный угол инсонации для минимизации ослабления путем преломления составляет 90° (рис. 2.9).

Отражение звуковой волны происходит при попадании на объект или границу между тканями или структурами. Если объект имеет относительно большую поверхность, звуковые волны отражаются в прогнозируемом направлении в зависимости от угла инсонации. Если отражатель звука имеет небольшой размер или неровный контур, он называется диффузным. Такой отражатель относится к диффузным рассеивающим объектам и создает помехи волнами, идущими от прилежащих диффузных отражателей. В результате формируется «пятнистая» структура, характерная для твердых органов (например, яичко или печень) (рис. 2.10).

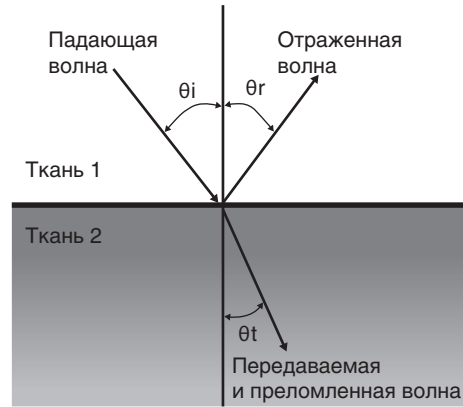


Рис. 2.9. На границе двух тканей с разным акустическим сопротивлением часть волны отражается, а часть преломляется, продолжая прямолинейное распространение. Волна отражается под углом (θ_r), равным углу инсонации (θ_i); другая часть волны продолжает распространение во вторую ткань под углом преломления (θ_t)

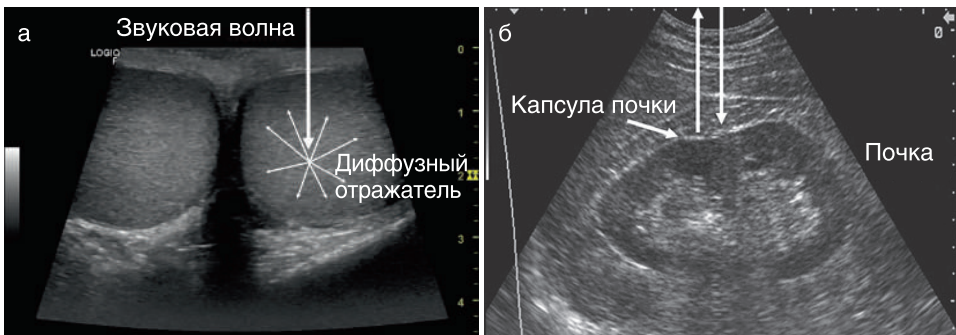


Рис. 2.10. (а) Диффузный отражатель. На изображении представлены яички с небольшими структурами в паренхиме, рассеивающими ультразвуковые волны. Характер помех при таком рассеянии создает «пятнистую» картину структуры. (б) Зеркальный отражатель. Он отражает звуковую волну под таким же углом, без создания помех за счет рассеяния. При визуализации почки ее капсула выступает в роли зеркального отражателя

Когда звуковая волна переходит из одной ткани в другую, на их границе отражается определенная часть энергии. Процент отражаемой энергии зависит от различий в акустическом сопротивлении тканей. Оно, в свою очередь, относится к характеристикам ткани и связано с жесткостью и скоростью, с кото-

рой распространяется звуковая волна [3]. При небольшом различии в акустическом сопротивлении двух прилежащих тканей отражается небольшая часть энергии. Различие в акустическом сопротивлении почки (1,63) и печени (1,64) минимально, поэтому при близком расположении определить границу между ними затруднительно (табл. 2.1).

Таблица 2.1. Акустическое сопротивление тканей

Ткань	Плотность (кг/м ³)	Акустическое сопротивление (рейлы)
Воздух и другие газы	1,2	0,0004
Жировая ткань	952	1,38
Вода и другие жидкости	1000	1,48
Почки (средняя плотность мягкой ткани)	1060	1,63
Печень	1060	1,64
Мышцы	1080	1,70
Кости и другие кальцинированные структуры	1912	7,8

Источник. С изменениями из Diagnostic Ultrasound, 3rd Ed, Vol. 1. Акустическое сопротивление (Z) зависит от плотности среды (ρ) и скорости распространения в ней звука (c). Акустический импеданс определяется по формуле: Z (рейлы) = ρ (кг/м³) \times c (м/с).

Жир достаточно сильно отличается по акустическому сопротивлению от почки и печени, поэтому границы этих двух органов хорошо дифференцируются от жировой ткани (рис. 2.11).

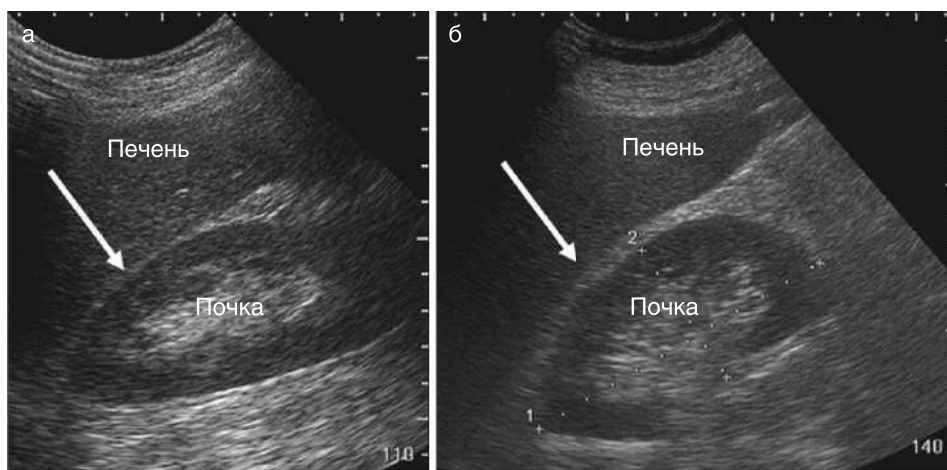


Рис. 2.11. Когда почка и печень прилежат друг к другу, сложно определить границу (стрелка) между их капсулами (а). Граница между капсулой печени (стрелка) и жировой клетчаткой определяется без труда благодаря значительно более низкому акустическому сопротивлению жировой ткани (б)

Если различие акустического сопротивления между тканями очень высоко, может наблюдаться полное отражение звуковых волн с формированием акустической тени (рис. 2.12).



Рис. 2.12. В мочевом пузыре отражение звуковых волн происходит в результате большого различия в акустическом сопротивлении между мочой и камнем мочевого пузыря (тонкая стрелка). Акустическая тень связана с практически полным отражением звуковых волн (стрелки)

Артефакты

Звуковые волны испускаются датчиком с известной амплитудой, направлением и частотой. Взаимодействие с тканями в организме приводит к изменению этих параметров. Отраженные звуковые волны подвергаются изменениям, согласно ожидаемым физическим принципам, включая ослабление на расстоянии и изменение частоты, в зависимости от скорости и направления объекта, на который они попадают. Время возвращения волны зависит от ожидаемой скорости распространения звука в тканях человека. Если эти параметры не соответствуют, получаемые изображения и измерения могут не отражать реальных физических условий. Такие искажения называются «артефактами». Если правильно определять артефакты, они могут помочь в диагностике.

Усиление передачи возникает при прохождении звуковой волны через ткань с меньшим коэффициентом затухания, чем в окружающих тканях. Например, когда звуковая волна проходит через заполненную жидкостью структуру, такую как киста почки, она подвергается относительно меньшему затуханию по сравнению с волной, проходящей через паренхиму почки. Таким образом, когда волна достигает задней стенки кисты и почечной ткани за ней, она несет большую энергию (имеет большую амплитуду), чем соседние волны. Возвратный эхосигнал будет иметь намного большую амплитуду, чем у волн, отражающихся от паренхимы этой же части почки. В связи с этим пиксели, соответствующие области дистальнее кисты, будут иметь более высокую яркость. Ткань выглядит более гиперэхогенной по сравнению с прилегающей паренхимой, хотя они гистологически идентичны (рис. 2.13). Для уменьшения этого артефакта необходимо изменить угол инсонации или настроить компенсацию усиления по глубине.



Рис. 2.13. Дорсальное усиление сигнала с гиперэхогенностью (стрелка), возникающее в результате уменьшения затухания волны в кисте, заполненной жидкостью. Этот артефакт представляет собой пример неправильного отображения характеристик ткани, и о нем необходимо помнить, чтобы избежать неправильной интерпретации

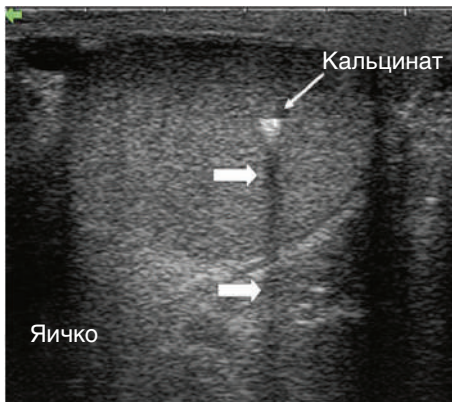


Рис. 2.14. Акустическая тень дистальнее кальцината в яичке (крупные стрелки). Информация по эхоструктуре паренхимы яичка, расположенной дистальнее, потеряна

Акустическая тень появляется при значительном затухании звуковых волн на поверхности ткани, приводящей к потере информации о структурах, расположенных дистальнее. Это затухание может быть связано с отражением или поглощением и сопровождается появлением анэхогенной или гипозэхогенной тени. Значительное затухание или потеря эхосигналов от тканей, расположенных дистальнее поверхности, может привести к неправильным выводам по их структуре. Например, когда звуковые волны попадают на поверхность между тканью яичка и кальцинатами, большое различие в акустическом сопротивлении приводит к выраженному затуханию и отражению, в связи с чем теряется или значительно уменьшено число сигналов от тканей, расположенных дистальнее (рис. 2.14). Таким образом, в некоторых случаях сферические объекты могут выглядеть как серповидные, и при этом сложно определить точные размеры объемных структур. Кроме того, в зоне акустической тени могут скрываться небольшие детали. Для уменьшения акустической тени необходимо изменить угол инсонации.

Артефакт краевой тени возникает при попадании волны на изогнутую поверхность или поверхность с критическим углом. Критический угол инсонации определяется как угол, при котором звуковые волны распростра-

няются вдоль поверхности без значимого отражения к датчику. Таким образом, сигналы от структур, расположенных дистальнее этой поверхности, отсутствуют или значительно снижены. Это очень распространенный артефакт в урологии, и иногда он может быть полезным. Артефакт краевой тени наблюдается во многих клинических ситуациях, но чаще всего при исследовании яичек. Он часто возникает в верхнем и нижнем полюсах яичка, поскольку звуковые волны попадают на круглые структуры под критическим углом. Этот артефакт помогает дифференцировать головку придатка и верхний полюс яичка. Артефакт краевой тени также встречается при ТРУЗИ, в зоне, где две круглые доли ПЖ соединя-

ются по средней линии, а переходная зона граничит с периферической по бокам (рис. 2.15) и на уровне латерального края самой ПЖ. Это создает артефакт, который появляется в непосредственной близости от уретры и распространяется в дистальном направлении. Его можно также наблюдать в любой ситуации, когда падающая волна попадает на поверхность под критическим углом (см. рис. 2.15). Для преодоления артефакта краевой тени необходимо изменить угол инсонации.

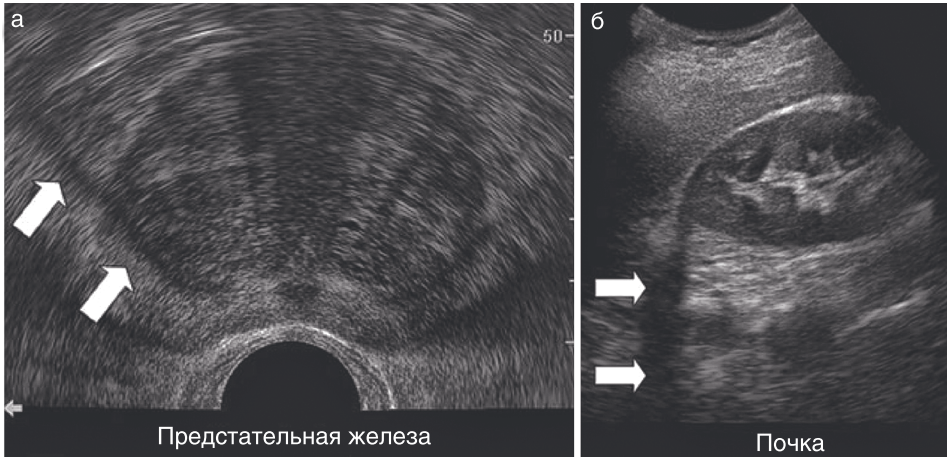


Рис. 2.15. На изображении предстательной железы в поперечной проекции определяется артефакт краевой тени (стрелки) в результате отражения звуковой волны вдоль неровной латеральной поверхности переходной зоны (а). Артефакт краевой тени (стрелки), создаваемый закругленным верхним полюсом почки (б)

Артефакт реверберации появляется, когда ультразвуковая волна по очереди отражается между двумя и более поверхностями (реверберирует). Когда звуковая волна попадает на отражатель и возвращается к датчику, фиксируется определенное положение объекта. При втором прохождении звуковой волны аппарат интерпретирует сигнал таким образом, что второй объект находится в 2 раза дальше, чем первый. Продолжающееся затухание звуковых волн с каждой последующей реверберацией дает немного менее интенсивное изображение на экране. В связи с этим создаются сигналы, которые расположены на одинаковом расстоянии от датчика, но постепенно теряют свою интенсивность (рис. 2.16). Этот эффект часто называют артефактом «занавеса».

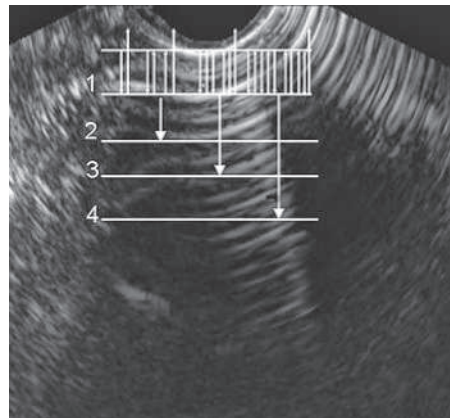


Рис. 2.16. Артефакт реверберации возникает при повторном отражении звуковой волны между отражающими поверхностями. В результате эхосигнал включает несколько гиперэхогенных искусственных отражений дистальнее структуры с прогрессивным затуханием звуковой волны

Артефакт реверберации также наблюдается при попадании испускаемой волны на несколько небольших отражателей (например, смесь газа и жидкости в тонком кишечнике), что создает множество отраженных звуковых волн с различными углами и интенсивностью (рис. 2.17). Такой тип реверберации обычно называют артефактом «хвоста кометы». Он может скрывать важную анатомическую информацию и часто наблюдается при исследовании почек. Для его уменьшения необходимо изменить положение датчика и угол инсонации или механически сдавить кишечник и его содержимое датчиком.

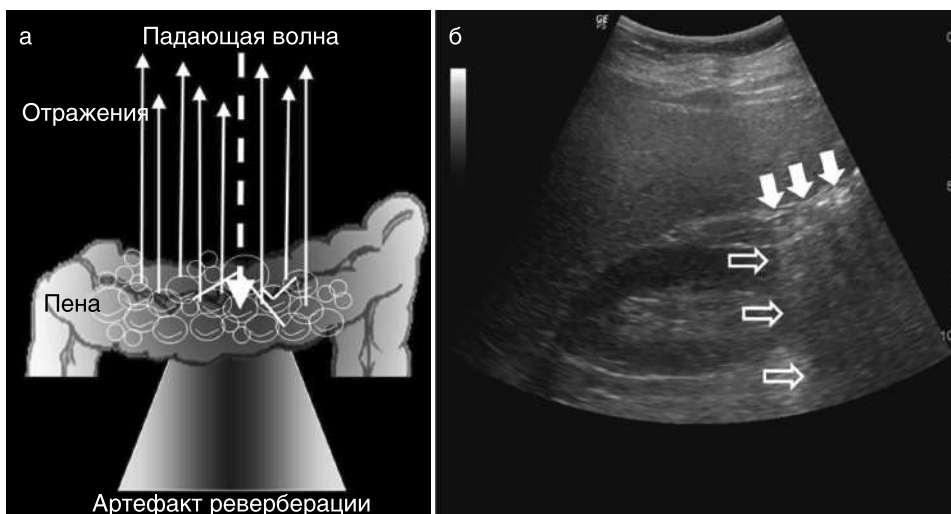


Рис. 2.17. Артефакт реверберации создается при попадании звуковых волн на смесь жидкости и газа в кишечнике (а). Этот тип реверберации (артефакт многолучевого распространения) характеризуется гиперэхогенными зонами (закрытые стрелки) и дистальным затуханием падающей волны (открытые стрелки) (б)

Режимы ультразвука

Серошкальный, В-режим

В серошкальном, или В-режиме ультразвука (режиме яркости) изображение создается датчиком, который испускает ультразвуковые волны с определенной последовательностью (импульсные волны). Отраженные волны попадают на датчик, после чего происходит оценка расстояния и амплитуды. Время распространения волны определяет положение на мониторе, а интенсивность — «яркость» соответствующего пикселя. Каждое последовательное эхо в поле зрения отображается одно за другим с частотой обновления изображения в 15–40 кадров/с. Это приводит к иллюзии непрерывного движения или сканирования в режиме реального времени. Интенсивность отраженных звуковых волн может варьировать в зависимости от фактора 10^{12} или 120 дБ.

Хотя датчик может реагировать на такие экстремальные изменения интенсивности, большинство мониторов или дисплеев имеют эффективный диапазон всего 10^6 или 60 дБ. Каждый из 512×512 или 512×640 пикселей может отображать 2^8 или 256 оттенков серого [3]. Большинство ультразвуковых аппаратов обрабатывают и сжимают ультразвуковые данные для отображения на стандартном мониторе. Для интерпретации серошкального изображения необходимо распознавать нормальный характер эхогенности анатомических структур. Отклонения от ожидаемой эхогенности указывают на изменение анатомии или физиологии или могут представлять собой артефакты.

Ультразвуковое исследование в режиме доплера

УЗИ в режиме доплера основано на физическом принципе изменения частоты при отражении звуковых волн от движущегося объекта. Основной принцип режима доплера заключается в том, что звуковые волны определенной частоты будут сдвигаться или изменяться в зависимости от направления движущегося объекта и угла инсонации. Этот феномен позволяет охарактеризовать движение, чаще всего крови по кровеносным сосудам, а также определить выделение мочи.

Эффект Доплера заключается в изменении частоты передаваемой звуковой волны в зависимости от скорости объекта, на который направлены волны. Если объект неподвижен относительно датчика, то возвратная частота будет равна передаваемой. Если отражающий объект движется в направлении к датчику, возвратная частота будет выше передаваемой. Если отражающий объект движется в направлении от датчика, возвратная частота будет ниже передаваемой. Это явление известно как изменение частоты, или доплеровский сдвиг (рис. 2.18).

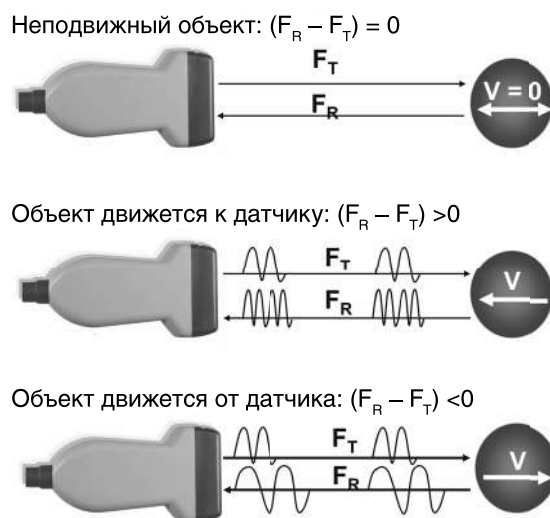


Рис. 2.18. Эффект Доплера. F_T — это частота передаваемой волны. Когда F_T попадает на неподвижный объект, она равна частоте получаемой волны (F_R). При попадании F_T на движущийся объект F_R изменяется и может иметь более высокую или низкую частоту

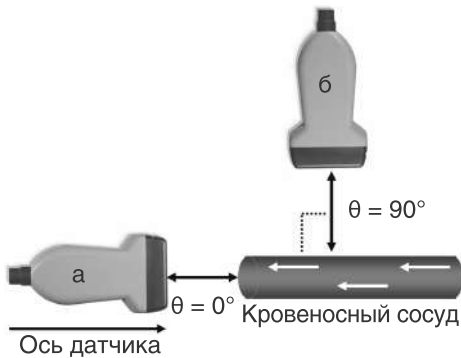


Рис. 2.19. Максимальное изменение частоты определяется при установке датчика параллельно направлению движения (а). При установке датчика перпендикулярно направлению движения изменение частоты не фиксируется (б)

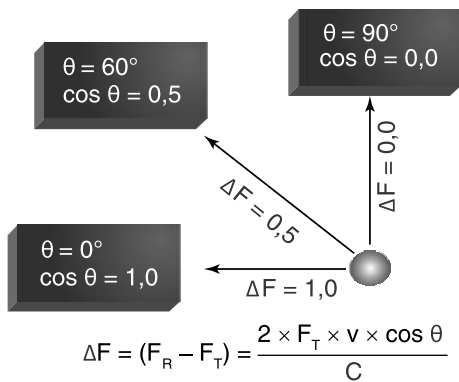


Рис. 2.20. Угол инсонации. Рассчитанная скорость объекта при использовании эффекта Допплера зависит от угла датчика (θ), где ΔF — частота сдвига; v — скорость объекта по отношению к датчику; c — скорость распространения звука в тканях. Если ось датчика установлена перпендикулярно направлению потока (90°), то угол инсонации θ составляет 0. На основании формулы для эффекта Допплера изменение частоты составит 0 (с изменениями из Radiographics, 1991. Vol. 11. P. 109–119)

екту. В большинстве случаев угол между датчиком и направлением движения должен составлять 60° и ниже (рис. 2.22).

При невозможности добиться угла 60° и менее путем отклонения датчика можно автоматически наклонить ультразвуковой луч для создания необходимого угла θ (рис. 2.23).

Изменение частоты передаваемой волны также зависит от угла датчика по отношению к движущемуся объекту. Максимальное изменение частоты наблюдается при ориентации датчика вдоль оси движения объекта. Таким образом, изменение частоты становится максимальным при ориентации датчика параллельно направлению движения (угол $\theta = 0^\circ$). Напротив, при ориентации датчика перпендикулярно направлению движения (угол $\theta = 90^\circ$) изменение частоты не определяется (рис. 2.19).

В связи с этим точное определение скорости кровотока зависит от угла инсонации между датчиком и осью движения объекта (рис. 2.20).

Режим цветной доплерографии позволяет оценить скорость и направление движение объекта. Для оценки направления можно использовать цветовую карту. Наиболее частая цветовая карта отображает движение от датчика голубым, а к датчику — красным цветом (рис. 2.21).

Скорость движения определяется по интенсивности цвета. Чем выше скорость, тем ярче цвет. Режим цветной доплерографии используют для оценки кровотока в почках, яичке, половом члене и ПЖ. Он также позволяет определить выброс мочи из устья мочеточников. Для точного отображения характеристик потока следует уделять внимание ориентации датчика по отношению к движущемуся объекту.

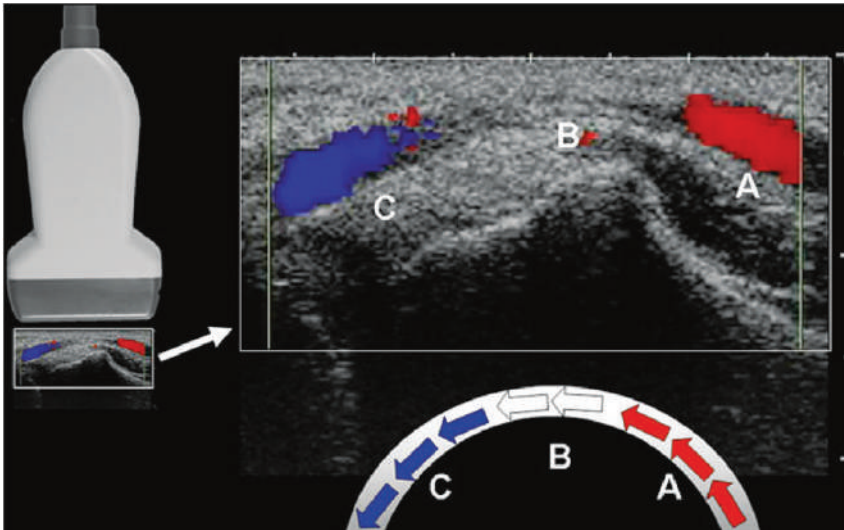


Рис. 2.21. На изображении показано движение крови через изгибающуюся лучевую артерию из точки А в точку С. Направление кровотока к датчику (А) отображается красным цветом. Кровоток в средней части сосуда (В) перпендикулярен оси датчика и не создает эффекта Доплера, поэтому он не отображается цветом, хотя скорость и интенсивность кровотока одинаковы во всем сосуде. Кровоток в направлении от датчика (С) отображается синим цветом

В режиме энергетической доплерографии цветовая карта отражает амплитуду изменения частоты. Он не позволяет оценить скорость или направление кровотока, но в меньшей степени зависит от обратного рассеяния энергии. В связи с этим режим энергетической доплерографии меньше зависит от угла, чем цветная доплерография, и обладает большей чувствительностью в определении кровотока [4].

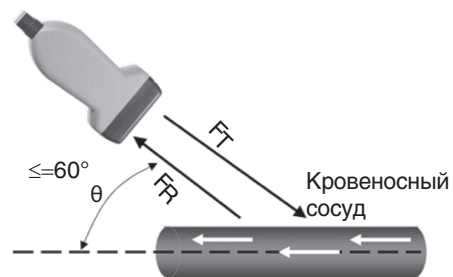


Рис. 2.22. Для более точного расчета скорости движения угол наклона датчика должен составлять $\le 60^\circ$ по отношению к потоку жидкости

Когда звуковая волна попадает на объект внутри организма, она претерпевает ряд изменений, включая изменение частоты и амплитуды (рис. 2.24).

В то время как режим цветной доплерографии позволяет преобразовать изменение частоты в цветовую карту, режим энергетической доплерографии преобразовывает в цветовую карту изменения интегрированной амплитуды (или мощности). С его помощью низкий уровень обратного рассеяния преобразуется в цвет, который не выделяется ярко на цветовой карте, позволяя увеличить усиление без создания помех от обратного рассеяния энергии (рис. 2.25). Режим энергетической доплерографии более чувствителен в определении низкоскоростного кровотока, чем режим цветной

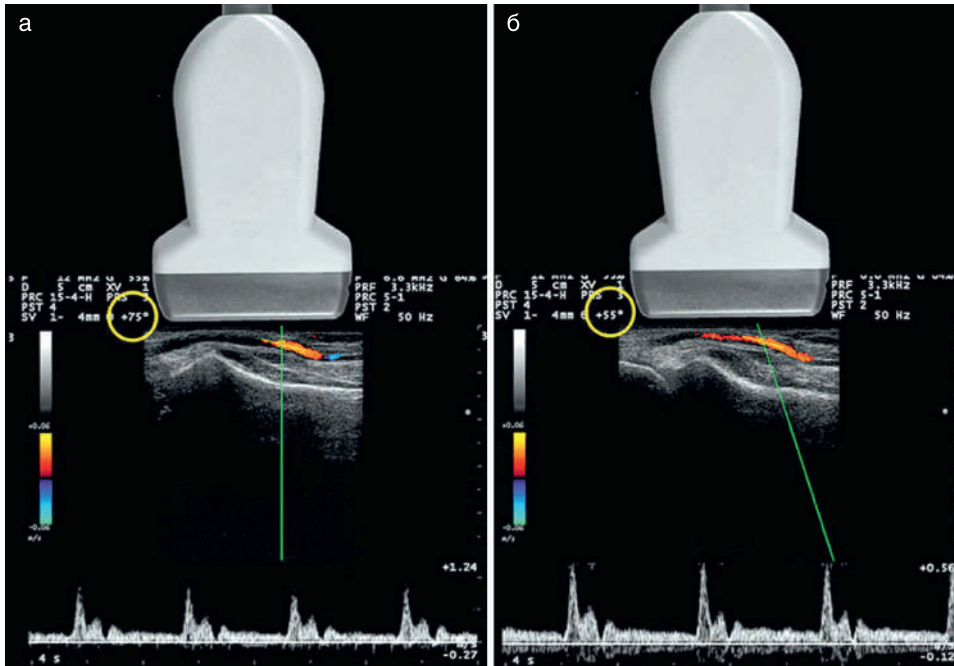


Рис. 2.23. Отклонение ультразвукового луча: а — угол инсонации составляет 75° (желтый круг) и не позволяет точно определить скорость кровотока. Это связано с перпендикулярным положением датчика по отношению к сосуду; б — отклонение луча без изменения положения датчика с углом инсонации 55° (желтый круг). При таком угле расчет скорости кровотока более точный

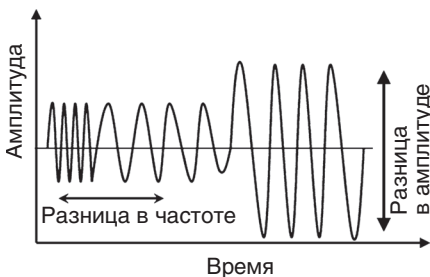


Рис. 2.24. Обратное рассеяние определяется как комбинация изменений частоты и амплитуды, которые возникают в отраженной звуковой волне первичной частоты

возможности отображать направленный кровоток путем комбинации ряда аспектов режима цветной и энергетической доплерографии.

Интегрированная амплитуда (мощность) доплеровского сигнала определяет яркость цвета. Поскольку в стандартном режиме энергетической доплерографии не оценивается изменение частоты, направление и скорость потока жидкости не отображаются.

доплерографии [4]. В ряде случаев цветовая карта в режиме энергетической доплерографии (поскольку она накладывается на изображение в серошкальном режиме) может быть настолько яркой, что скрывает анатомическую картину (см. рис. 2.25, б). Разработан ряд модификаций стандартного режима энергетической доплерографии (так называемый направленный доплер, или доплер с высоким разрешением) с целью преодоления этого феномена и добавления

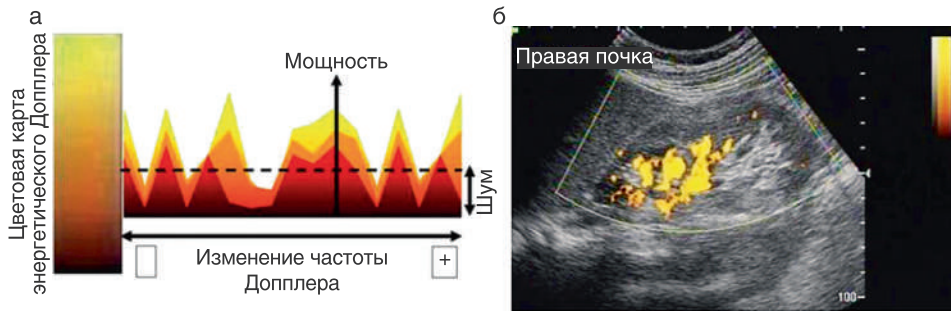


Рис. 2.25. В режиме энергетической доплерографии интенсивность цвета связана с изменением амплитуды (силы), а не с изменением частоты (а). Почка в сагиттальной проекции в режиме энергетической доплерографии (б). Обратите внимание, что цветовая карта, представленная справа сверху, не имеет масштаба, поскольку в стандартном режиме скорость кровотока не отображается количественно. Также следует отметить, что отображаемая зона кровотока намного больше по размеру, чем сосуды

Режим цветной доплерографии со спектральным изображением представляет собой режим, в котором одновременно отображается цветное изображение и поток жидкости в виде волны в дискретной зоне запроса. Этот режим часто используют для оценки характера и скорости кровотока в почке и яичке (рис. 2.26).

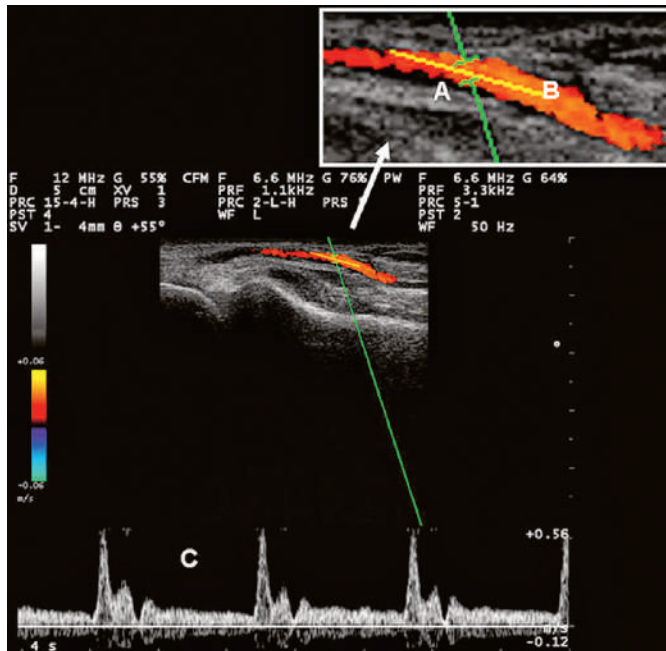


Рис. 2.26. Лучевая артерия в серошкальном режиме с наложением цветового картирования: А — ворота доплера установлены над сосудом интереса. Их расположение и размер выбирают таким образом, чтобы они покрывали около 75% просвета сосуда; В — угол инсонации показан с помощью пометки ориентации сосуда курсором; С — на спектральном дисплее представлено количественное определение скорости кровотока в сосуде

Спектральные волны дают информацию по периферическом сосудистому сопротивлению в тканях. Чаще всего используется такой показатель скорости, как резистивный индекс (РИ) (рис. 2.27).

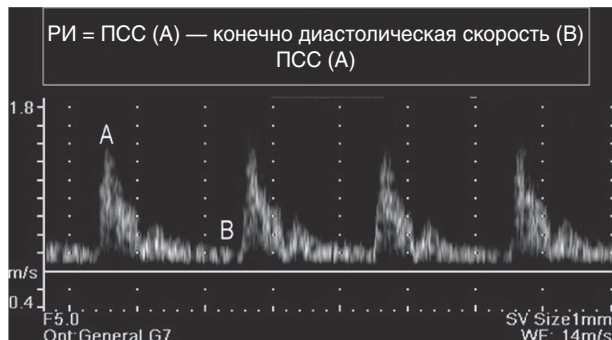


Рис. 2.27. Резистивный индекс равен отношению разности пиковой систолической (А) и конечно-диастолической скорости (В) к пиковой систолической (А)

РИ рассчитывают при диагностике различных патологий, включая стеноз почечной артерии, тромбоз почечной вены и обструкцию мочеточника. Поскольку скорость представлена на оси скалера, необходимо установить правильные пределы, чтобы не создавать артефакты. В связи с этим необходимо знать ожидаемую скорость кровотока в сосудах, изучаемых урологом (табл. 2.2). Клиническое применение РИ описано в последующих главах.

Таблица 2.2. Ожидаемая скорость кровотока в сосудах, оцениваемых урологом

Сосуд	Скорость
Пенильная артерия	>35 см/с (после введения вазодилататоров) [5]
Почечная артерия	<100 см/с [6]
Капсулярная артерия мошонки	5–14 см/с [7]

Примечание. Измеряемая скорость зависит от различных физиологических и анатомических факторов.

Артефакты в режиме доплера

Артефакт мерцания появляется при попадании ультразвуковой волны на поверхность, которая отражает энергию. В таких режимах, как энергетическая и цветная доплерография, это может приводить к искажению возвратной волны, создавая картину движения дистальнее поверхности. Получаемый доплеровский сигнал выглядит как акустическая тень различной интенсивности и направления и называется артефактом мерцания. Хотя он может наблюдаться в различных клинических ситуациях (например, при попадании ультразвуковых волн на баллон катетера Фолея в мочевом пузыре), наибольшее значение он имеет в оценке гиперэхогенных структур в почке. Камни часто дают артефакт мерцания (рис. 2.28) в отличие от дугообразных сосудов

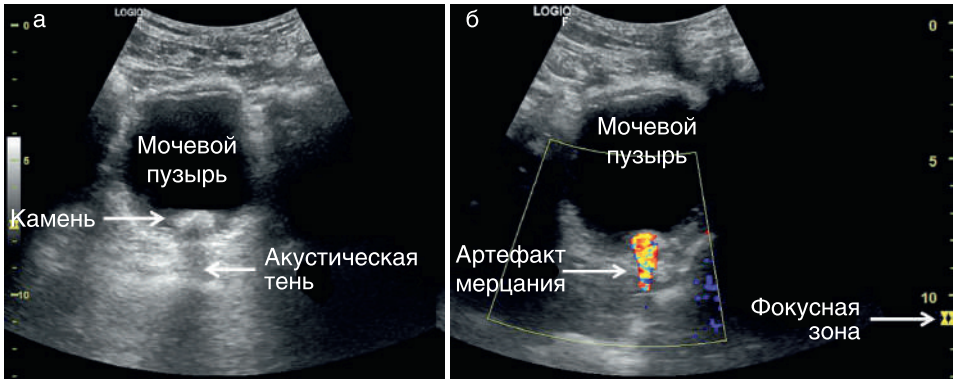


Рис. 2.28. Артефакт мерцания: а — камень в мочевом пузыре с акустической тенью в серошальном режиме; б — артефакт мерцания, связанный с камнем, в режиме цветной доплерографии. Для усиления артефакта необходимо установить фокусную зону дистальнее камня

и других гиперэхогенных структур в почке. Не все кальцификаты создают артефакт мерцания, но он может наблюдаться при кальцификатах почечной артерии и внутри опухоли или кисты, а также в амилоидных тельцах в ПЖ [5].

Наложение — это артефакт, который возникает, когда частота запроса события (определяемая частотой повторения импульса) недостаточна для его точного воспроизведения. При запросе с нерегулярными интервалами отображается только часть события. Наложение появляется в тех случаях, когда частота запроса меньше удвоенного сдвига частоты доплера (рис. 2.29).

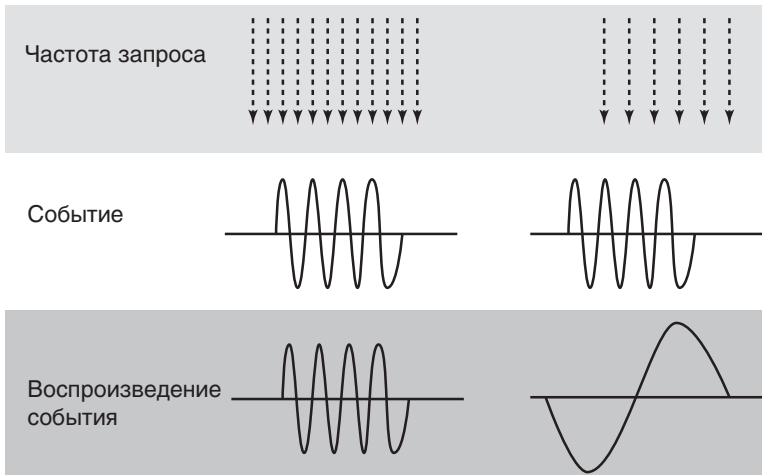


Рис. 2.29. Наложение. На рисунке, на котором синусоида — это событие, формирующееся в режиме реального времени, а вертикальные стрелки в верхней части экрана представляют собой частоту запроса, видно, что частый запрос дает точное воспроизведение события. Точное описание ультразвукового события должно соответствовать условию, известному как предел Найквиста: $f_s \geq 2b$, где f_s — частота дискретизации, а $2b$ — максимальная частота полезного сигнала. Меньшая частота дискретизации (справа) приводит к неправильной интерпретации события (диаграмма взята из Diagnostic Ultrasound, 3rd Ed., Figs. 1–40. P. 33)

Нормальный ламинарный однонаправленный кровоток при цветном картировании отображается одним цветом. В режиме спектральной доплерографии определяется полная волна (рис. 2.30). Во время сканирования в режиме цветной доплерографии наложение чаще всего выглядит как псевдотурбулентность и изменение направления кровотока в сосуде. В режиме спектральной доплерографии феномен наложения наблюдается при укорочении пиковой систолической скорости (ПСС) ниже исходного уровня (рис. 2.31). Для уменьшения этого артефакта необходимо снизить частоту падающей звуковой волны, увеличить угол инсонации (θ) или частоту повторения импульсов.

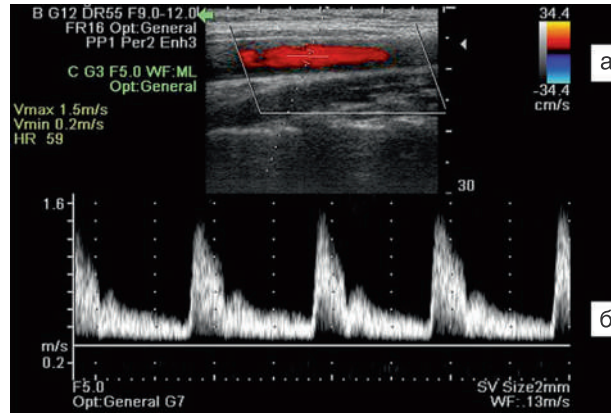


Рис. 2.30. Спектральная доплерография: а — при цветном картировании со спектральным анализом кровотоков выглядит однонаправленным; б — спектральный анализ позволяет точно отобразить кровотоки

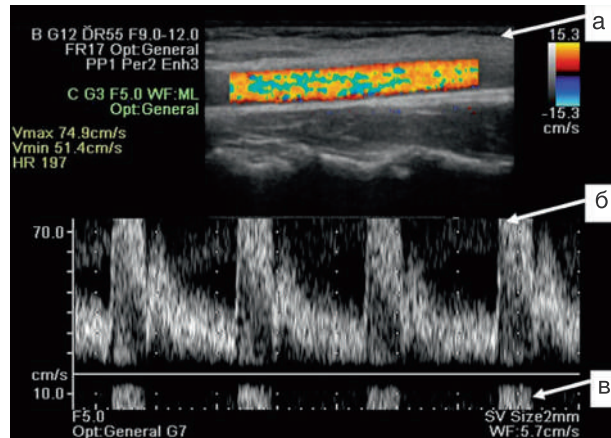


Рис. 2.31. На изображении в режиме цветной доплерографии со спектральным потоком наложение определяется по видимым изменениям в скорости и направлении цветового картирования, соответствующим сосуду (а). Наложение спектральной волны выглядит как укорочение пиковой систолической скорости (б) с проекцией пика ниже исходного уровня (в)

Сканирование в режиме тканевой гармоники

Сканирование в режиме тканевой гармоники позволяет использовать отклонения, связанные с нелинейным распространением звуковой волны в тканях. Несимметрично распространяющиеся волны создают меньше гармоник, но они имеют более высокую амплитуду (рис. 2.32).

Поскольку эти гармоники реже подвергаются рассеянию, связанному с падающей волной, отраженный сигнал имеет меньше шума. Путем селективного отображения гармонических частот, которые возникают в теле пациента и возвращаются к датчику, можно получить изображение с меньшим числом артефактов и более высоким разрешением.

Пространственное смешивание представляет собой режим сканирования, при котором последовательно автоматически изменяется направление инсоциации для создания сложного изображения. Данный режим позволяет уменьшить количество артефактов и шумов и улучшить качество изображения [6] (рис. 2.33).

Трехмерное сканирование позволяет создать ряд изображений (набор данных), которыми затем можно управлять для создания дополнительных изображений определенной анатомической зоны. Трехмерное построение используют для планирования вмешательства и точного определения объема [7]. Оно позволяет оценить некоторые характеристики тканей, которые не визуализируются в двухмерном режиме [8].

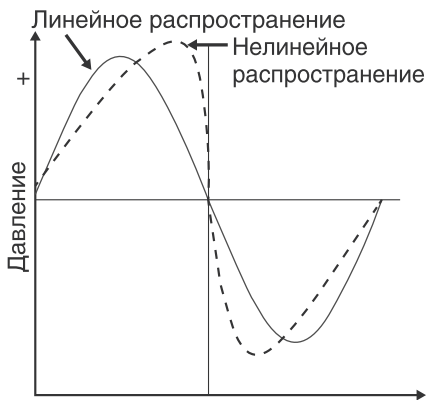


Рис. 2.32. Нелинейное распространение звуковых волн в тканях приводит к меньшему числу гармоник, имеющих более высокую энергию, которые можно селективно оценивать в возвращающихся эхосигналах

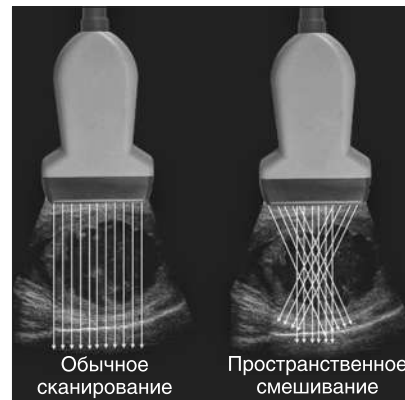


Рис. 2.33. Технология пространственного смешивания позволяет создавать композитное изображение путем комбинации данных из нескольких углов сканирования, создаваемых путем автоматического отклонения луча. Получаемое изображение имеет более высокое разрешение с меньшим числом артефактов

Контрастные препараты для ультразвукового исследования

Для усиления эхогенности крови и тканей используют внутривенные препараты, содержащие микропузырьки. Они распределяются в сосудистой системе и при разрушении ультразвуковыми волнами создают сильные эхотени с гармоникой. Микропузырьки быстро разрушаются под воздействием ультразвуковых волн. Для уменьшения их разрушения рекомендуется использовать настройки с низким механическим индексом (см. главу 4). Контрастные препараты используют при УЗИ ПЖ для более точного определения зоны повышенного кровотока [9]. Применение внутривенных контрастных препаратов остается исследовательским методом, хотя получены перспективные результаты в различных клинических ситуациях.

Технология разрушения/заполнения (flash replenishment) основана на ультразвуковых импульсах с высоким механическим индексом для разрушения микропузырьков в зоне интереса с целью оценки неоваскуляризации в тканях, которая часто наблюдается при злокачественных опухолях и может служить в качестве ориентира при биопсии ПЖ [13]. Возможность определить интенсивный кровоток без использования токсичных контрастных препаратов или ионизирующего излучения делает УЗИ с контрастным усилением перспективным методом диагностики в урологии.

Список литературы



Оглавление

Предисловие к изданию на русском языке	7
Предисловие к изданию на английском языке	8
Авторы	9
Благодарности	13
Список сокращений и условных обозначений	15
Глава 1. История ультразвукового исследования в урологии. <i>Виняя П. Бхатия и Брюс Р. Гилберт</i>	17
Глава 2. Физические принципы ультразвука. <i>Пэт Ф. Фулхэм</i>	30
Глава 3. Биологические эффекты и безопасность ультразвука. <i>Пэт Ф. Фулхэм</i>	51
Глава 4. Оптимизация качества изображения: параметры, настраиваемые пользователем. <i>Пэт Ф. Фулхэм</i>	60
Глава 5. Ультразвуковое исследование почек. <i>Даниэль Б. Руксталис и Пэт Ф. Фулхэм</i>	76
Глава 6. Ультразвуковое исследование органов мошонки. <i>Этаи Гольденберг, Тавья Г.Р. Бенджамин и Брюс Р. Гилберт</i>	102
Глава 7. Ультразвуковое исследование полового члена. <i>Эндрю Нг, Гидеон Ричардс и Брюс Р. Гилберт</i>	157
Глава 8. Трансабдоминальное ультразвуковое исследование органов малого таза. <i>Пэт Ф. Фулхэм</i>	195
Глава 9. Ультразвуковое исследование тазового дна. <i>Льюис Чан, Винсент Це и Том Джарвис</i>	209
Глава 10. Трансректальное ультразвуковое исследование предстательной железы. <i>Кэтрин Е. Сментковски, Ахил К. Дас и Эдуард Дж. Трабулси</i>	226
Глава 11. Биопсия под контролем ультразвукового исследования. <i>Кристофер Р. Портер и Джейсон К. Франкель</i>	242

Глава 12. Ультразвуковое исследование в детской урологии. <i>Лейн С. Палмер и Джеффри С. Палмер</i>	257
Глава 13. Ультразвуковое исследование во время беременности. <i>Маджид Эшги и Джонатан Вагмайстер</i>	284
Глава 14. Ультразвуковое исследование при тазовой дистопии и после трансплантации почки. <i>Маджид Эшги и Самех Наим</i>	305
Глава 15. Интраоперационное применение ультразвука в урологии. <i>Фернандо Дж. Ким и Родриго Доналисиу да Силва</i>	325
Глава 16. Ультразвуковое исследование органов репродуктивной системы у мужчин. <i>Майкл Лао, Шеннон Смит и Брюс Р. Гилберт</i>	349
Глава 17. Прикладная ультрасонография в урологии. <i>Уэйланд Дж. Ву, Дариан Андреас и Брюс Р. Гилберт</i>	369
Глава 18. Протоколы ультразвукового исследования в урологии. <i>Брюс Р. Гилберт</i>	391
Глава 19. Оценка качества и инициативы по проведению ультразвукового исследования в урологии. <i>Томас Уильямс, Даниэл Нетала и Брюс Р. Гилберт</i>	436
Глава 20. Аккредитация проведения ультразвуковых исследований в урологии. <i>Захари Козел, Нихил Гупта и Брюс Р. Гилберт</i>	453
Глава 21. Врач ультразвуковой диагностики в урологической практике. <i>Аджай Бхатнагар и Брюс Р. Гилберт</i>	470
Глава 22. Технологические инновации в ультразвуковом исследовании. <i>Донгун Хен</i>	519
Предметный указатель.....	537

Пэт Ф. Фулхэм

Введение

Использование ультразвука в урологии относится к фундаментальным методам. Для наилучшего применения этой технологии на благо пациентов необходимо знать физические принципы ультразвука. Огромное значение для эффективного использования УЗИ имеет понимание того, как настраивать оборудование и управлять датчиком для получения изображения наилучшего качества. Необходимые технические умения для выполнения и интерпретации ультразвукового изображения в урологии сочетают практические навыки сканирования и знание патологических процессов в исследуемых органах. Урологи должны понимать, как ультразвук влияет на биологические ткани, чтобы применять метод безопасно и по показаниям. При хорошем понимании физических принципов ультразвука уролог будет знать все его преимущества и недостатки.

Механика ультразвуковых волн

Ультразвуковое изображение создается в результате взаимодействия механических волн с биологическими тканями и материалами. Поскольку ультразвуковые волны испускаются с определенной частотой, а отраженные волны воспринимаются датчиком, происходит быстрое создание и обновление изображений, что позволяет исследовать органы в режиме реального времени.

Ультразвуковые волны — это механические волны, которым для распространения необходима физическая среда (например, ткань или жидкость). В медицине используется частота ультразвуковых волн в диапазоне млн/с (или МГц). В зависимости от показаний большинство датчиков, используемых в урологии, имеют частоту от 2,5 до 29 МГц.

Ультразвуковые волны создаются при воздействии переменного тока на пьезоэлектрические кристаллы в датчике. Периодическое расширение и сжатие пьезоэлектрических элементов создает механическую волну, которая передается через контактную среду (обычно гель) к коже и в тело пациента. Создаваемые волны имеют продольный характер, поскольку движение частиц происходит в том же направлении, что и распространение волны (рис. 2.1). Продольные волны создают зоны разрежения и сжатия тканей в направлении движения ультразвуковой волны.

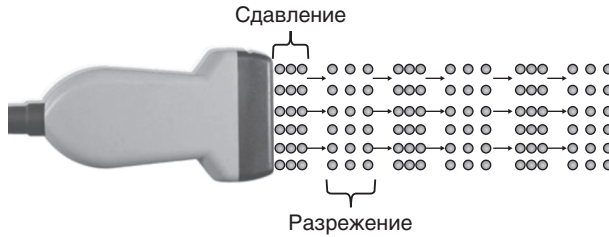


Рис. 2.1. Продольные волны. Расширение и сдвигание пьезоэлектрических кристаллов, создаваемое при контакте с переменным током, вызывает сдвигание и разрежение молекул в теле человека

Сдвигание и разрежение молекул представляется графически как синусовая волна с периодическим положительным и отрицательным отклонением от исходного уровня. Длина волны определяется как расстояние между пиками двух соседних волн. Один полностью пройденный волной путь называется циклом. Один цикл в секунду составляет 1 Гц. Амплитуда волны — это максимальное отклонение в положительном или отрицательном направлении от исходного уровня, а период — это время, необходимое для завершения одного цикла волны (рис. 2.2).

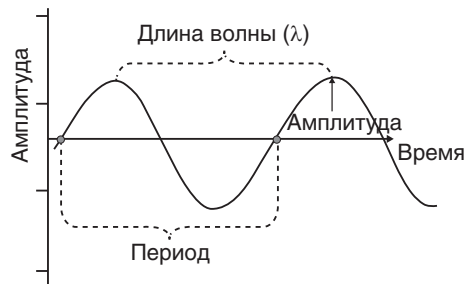


Рис. 2.2. Характеристики звуковой волны: амплитуда волны — это функция акустической мощности, используемой для создания механической волны сжатия и среды, через которую она передается

$$v = f \lambda$$

Скорость = частота × длина волны

Рис. 2.3. Поскольку скорость звука в тканях постоянная, частота и длина волны обратно пропорциональны

Скорость, с которой звуковая волна проходит через ткани, зависит от ее частоты и длины волны. Скорость звука в ткани постоянная, и, следовательно, при изменении частоты должна меняться длина волны. Средняя скорость звука в тканях человека составляет 1540 м/с. Длина волны и частота находятся в обратно пропорциональной зависимости (рис. 2.3). При уменьшении частоты от 10 до 1 МГц длина волны увеличивается от 0,15 до 1,5 мм. Это имеет важное значение при выборе датчика в зависимости от показаний к исследованию.

Создание ультразвукового изображения

Изображение, создаваемое ультразвуковым аппаратом, начинается с датчика (англ. *transducer* — «преобразователь»; лат. *transducere* — «преобразовать»). В этом случае электрические импульсы превращаются в механические звуковые волны посредством пьезоэлектрического эффекта.

При создании ультразвукового изображения датчик имеет двойную функцию, выступая в роли источника и приемника. Звуковые волны передаются в тело пациента, где они частично или полностью отражаются. Пьезоэлектрический эффект возникает при воздействии переменного тока на кристаллы, содержащие диполи [1]. Области положительного и отрицательного заряда внутри пьезоэлектрического элемента распределены таким образом, что они имеют сетчатую ориентацию. При контакте переменного заряда с поверхностью двух элементов возникает относительное сжатие или удлинение заряженных областей, что приводит к механическому расширению с последующим сжатием элемента. В результате этого создается механическая волна, передаваемая пациенту (рис. 2.4).

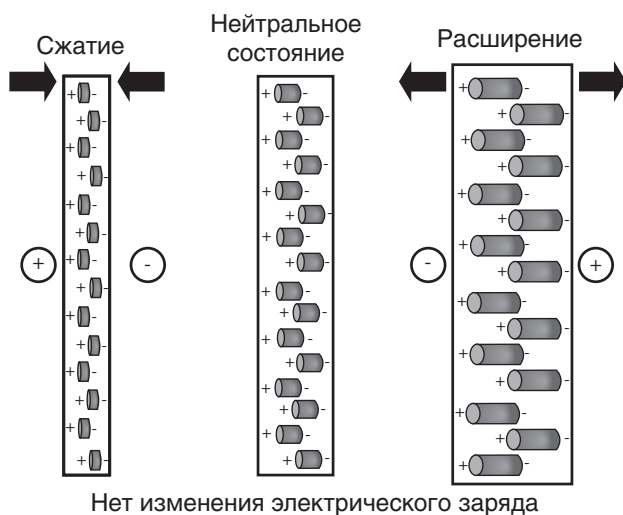


Рис. 2.4. Пьезоэлектрический эффект. Под воздействием переменного тока области заряда в кристаллах расширяются или сжимаются, в результате чего создается механическая волна. Когда возвратная волна достигает кристалла, создается электрический ток

Отраженные механические звуковые волны принимаются датчиком и по обратному пьезоэлектрическому эффекту превращаются в электрическую энергию, которая интерпретируется в ультразвуковом аппарате, создающем изображение на экране.

В большинстве режимов датчик излучает ограниченное количество циклов волн (обычно от 2 до 4), называемых сигналом. Частота от 2 до 4 волн в каждом цикле обычно находится в диапазоне 2,5–14 МГц. После этого датчик переходит в состояние «покоя», поскольку ожидает возвращения отраженных волн (рис. 2.5). Датчик находится в режиме приемника более 99% времени. Сигналы испускаются через одинаковые интервалы, которые называются частотой повторения импульсов и, как правило, составляют от 1 до 10 кГц. По времени от передачи до получения сигнала можно определить ультразвуковую дальнометрию — расстояние от датчика до объекта, отразившего волну (рис. 2.6). Такая последовательность называется импульсным ультразвуком.



Рис. 2.5. Режим импульсного ультразвука зависит от излучаемого импульса из 2–4 циклов волн с последующим периодом «покоя», поскольку датчик ожидает возвращения излученных импульсов

Амплитуда отраженной волны определяет яркость пикселей, соответствующих отражателю на ультразвуковом изображении. Чем больше амплитуда возвратной волны, тем ярче ее пиксель. Таким образом, ультразвуковой аппарат создает «изображение» путем излучения датчиком серии ультразвуковых волн с определенной частотой и интервалами, с последующей интерпретацией длительности пути и амплитуды отраженных эхосигналов. Это «изображение» быстро обновляется на мониторе, создавая впечатление непрерывного движения. Частота обновления изображения обычно составляет 12–30 кадров/с. Последовательность событий, отображенная на рис. 2.7, представляет собой основу для всех режимов ультразвукового сканирования, включая привычный серошкальный режим.

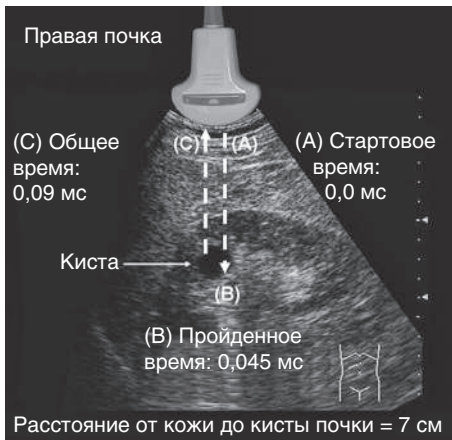


Рис. 2.6. Определение расстояния до отражателя в ультразвуковом поле основано на предположении средней скорости ультразвука в тканях. Время, прошедшее от момента передачи до получения датчиком того же импульса, позволяет определить расположение от отражателя в ультразвуковом поле

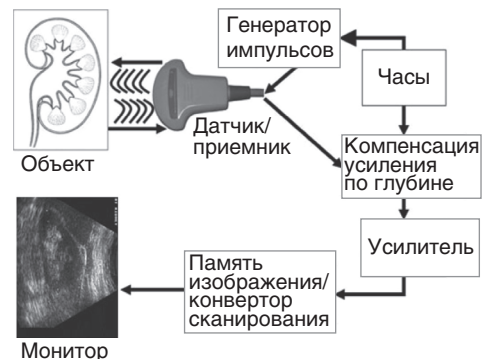


Рис. 2.7. Схематическое изображение последовательности создания изображения в ультразвуковом аппарате

Взаимодействие ультразвука с биологическими тканями

По мере распространения ультразвуковых волн через ткани происходит ряд изменений, включая потерю энергии, изменение направления и частоты. Для получения изображения максимального качества и правильной интерпретации результатов необходимо понимать эти взаимодействия.

Затухание определяется как потеря кинетической энергии при взаимодействии звуковой волны с тканями и жидкостью в теле человека [2]. Различные ткани обладают разным потенциалом к затуханию. Например, коэффициент затухания воды составляет 0,0, почки — 1,0, а мышц — 3,3. В связи с этим звуковые волны намного быстрее затухают при прохождении через мышцы по сравнению с распространением через воду (рис. 2.8) (коэффициент затухания измеряется в дБ/см/МГц).

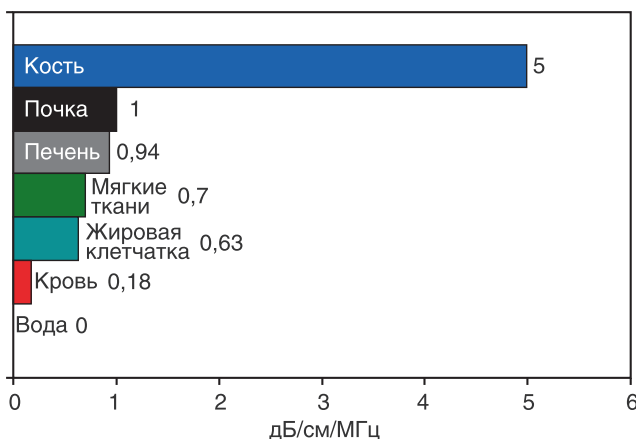


Рис. 2.8. Затухание волн в тканях (модифицировано из Diagnostic Ultrasound, Third Ed., Vol 1) определяется как часть энергии ультразвуковой волны, которая теряется при прохождении ткани. Чем выше коэффициент затухания ткани, тем выше потеря энергии звуковой волны при ее прохождении

Три основных механизма затухания включают поглощение, отражение и рассеяние. Поглощение возникает при превращении механической кинетической энергии в тепловую энергию в тканях. Оно зависит от частоты звуковой волны и характеристик ткани. Затухание высокочастотных волн путем поглощения происходит быстрее, чем низкочастотных волн. Поскольку звуковые волны постепенно затухают по мере распространения, глубокие структуры (например, почку) сложнее визуализировать. Для компенсации потерь акустической энергии за счет затухания можно использовать настройку усиления (повышение чувствительности датчика к отраженным звуковым волнам) и выбрать более низкую частоту.

Преломление волны возникает при ее попадании на поверхность между двумя тканями под углом, отличным от 90° . Когда волна падает на поверхность под углом, часть ее отражается, а часть распространяется в прилегающую среду.

Направление распространения волны изменяется (преломляется), что приводит к потере части информации, поскольку волна частично не возвращается к датчику, и вызывает возможные ошибки в определении локализации объекта из-за преломления (изменения направления) волны. Оптимальный угол инсонации для минимизации ослабления путем преломления составляет 90° (рис. 2.9).

Отражение звуковой волны происходит при попадании на объект или границу между тканями или структурами. Если объект имеет относительно большую поверхность, звуковые волны отражаются в прогнозируемом направлении в зависимости от угла инсонации. Если отражатель звука имеет небольшой размер или неровный контур, он называется диффузным. Такой отражатель относится к диффузным рассеивающим объектам и создает помехи волнами, идущими от прилежащих диффузных отражателей. В результате формируется «пятнистая» структура, характерная для твердых органов (например, яичко или печень) (рис. 2.10).

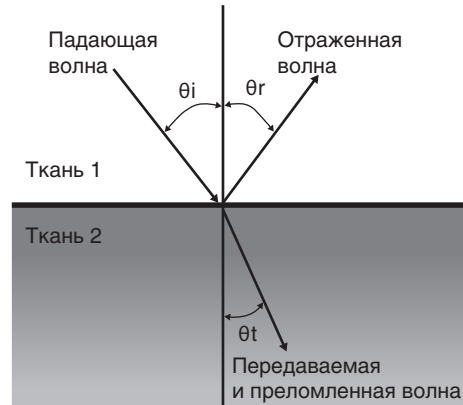


Рис. 2.9. На границе двух тканей с разным акустическим сопротивлением часть волны отражается, а часть преломляется, продолжая прямолинейное распространение. Волна отражается под углом (θ_r), равным углу инсонации (θ_i); другая часть волны продолжает распространение во вторую ткань под углом преломления (θ_t)

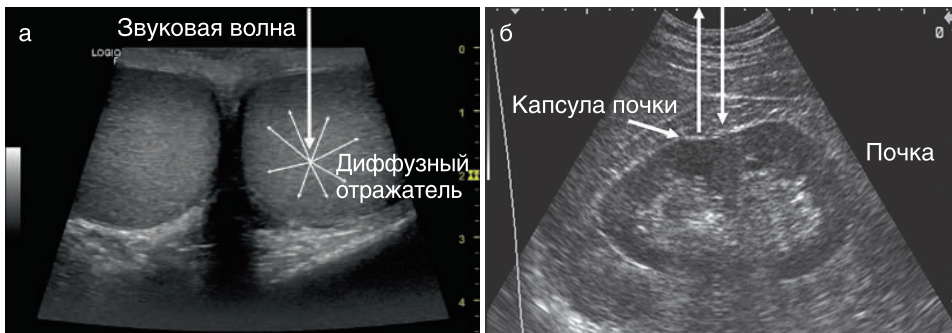


Рис. 2.10. (а) Диффузный отражатель. На изображении представлены яички с небольшими структурами в паренхиме, рассеивающими ультразвуковые волны. Характер помех при таком рассеянии создает «пятнистую» картину структуры. (б) Зеркальный отражатель. Он отражает звуковую волну под таким же углом, без создания помех за счет рассеяния. При визуализации почки ее капсула выступает в роли зеркального отражателя

Когда звуковая волна переходит из одной ткани в другую, на их границе отражается определенная часть энергии. Процент отражаемой энергии зависит от различий в акустическом сопротивлении тканей. Оно, в свою очередь, относится к характеристикам ткани и связано с жесткостью и скоростью, с кото-

рой распространяется звуковая волна [3]. При небольшом различии в акустическом сопротивлении двух прилежащих тканей отражается небольшая часть энергии. Различие в акустическом сопротивлении почки (1,63) и печени (1,64) минимально, поэтому при близком расположении определить границу между ними затруднительно (табл. 2.1).

Таблица 2.1. Акустическое сопротивление тканей

Ткань	Плотность (кг/м ³)	Акустическое сопротивление (рейлы)
Воздух и другие газы	1,2	0,0004
Жировая ткань	952	1,38
Вода и другие жидкости	1000	1,48
Почки (средняя плотность мягкой ткани)	1060	1,63
Печень	1060	1,64
Мышцы	1080	1,70
Кости и другие кальцинированные структуры	1912	7,8

Источник. С изменениями из Diagnostic Ultrasound, 3rd Ed, Vol. 1. Акустическое сопротивление (Z) зависит от плотности среды (ρ) и скорости распространения в ней звука (c). Акустический импеданс определяется по формуле: Z (рейлы) = ρ (кг/м³) × c (м/с).

Жир достаточно сильно отличается по акустическому сопротивлению от почки и печени, поэтому границы этих двух органов хорошо дифференцируются от жировой ткани (рис. 2.11).

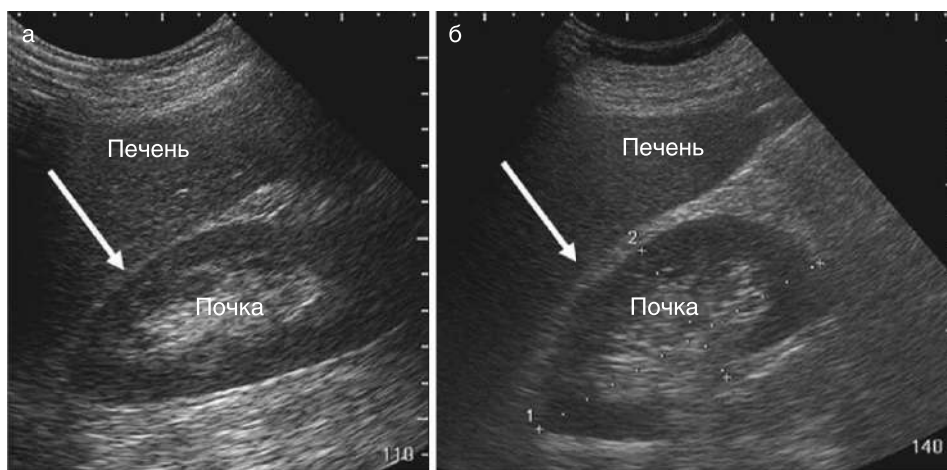


Рис. 2.11. Когда почка и печень прилежат друг к другу, сложно определить границу (стрелка) между их капсулами (а). Граница между капсулой печени (стрелка) и жировой клетчаткой определяется без труда благодаря значительно более низкому акустическому сопротивлению жировой ткани (б)

Если различие акустического сопротивления между тканями очень высоко, может наблюдаться полное отражение звуковых волн с формированием акустической тени (рис. 2.12).



Рис. 2.12. В мочевом пузыре отражение звуковых волн происходит в результате большого различия в акустическом сопротивлении между мочой и камнем мочевого пузыря (тонкая стрелка). Акустическая тень связана с практически полным отражением звуковых волн (стрелки)

Артефакты

Звуковые волны испускаются датчиком с известной амплитудой, направлением и частотой. Взаимодействие с тканями в организме приводит к изменению этих параметров. Отраженные звуковые волны подвергаются изменениям, согласно ожидаемым физическим принципам, включая ослабление на расстоянии и изменение частоты, в зависимости от скорости и направления объекта, на который они попадают. Время возвращения волны зависит от ожидаемой скорости распространения звука в тканях человека. Если эти параметры не соответствуют, получаемые изображения и измерения могут не отражать реальных физических условий. Такие искажения называются «артефактами». Если правильно определять артефакты, они могут помочь в диагностике.

Усиление передачи возникает при прохождении звуковой волны через ткань с меньшим коэффициентом затухания, чем в окружающих тканях. Например, когда звуковая волна проходит через заполненную жидкостью структуру, такую как киста почки, она подвергается относительно меньшему затуханию по сравнению с волной, проходящей через паренхиму почки. Таким образом, когда волна достигает задней стенки кисты и почечной ткани за ней, она несет большую энергию (имеет большую амплитуду), чем соседние волны. Возвратный эхосигнал будет иметь намного большую амплитуду, чем у волн, отражающихся от паренхимы этой же части почки. В связи с этим пиксели, соответствующие области дистальнее кисты, будут иметь более высокую яркость. Ткань выглядит более гиперэхогенной по сравнению с прилегающей паренхимой, хотя они гистологически идентичны (рис. 2.13). Для уменьшения этого артефакта необходимо изменить угол инсонации или настроить компенсацию усиления по глубине.



Рис. 2.13. Дорсальное усиление сигнала с гиперэхогенностью (стрелка), возникающее в результате уменьшения затухания волны в кисте, заполненной жидкостью. Этот артефакт представляет собой пример неправильного отображения характеристик ткани, и о нем необходимо помнить, чтобы избежать неправильной интерпретации

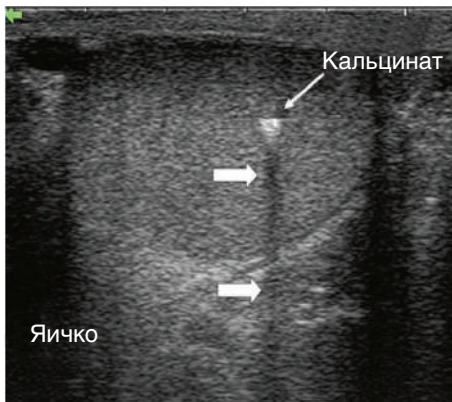


Рис. 2.14. Акустическая тень дистальнее кальцината в яичке (крупные стрелки). Информация по эхоструктуре паренхимы яичка, расположенной дистальнее, потеряна

Акустическая тень появляется при значительном затухании звуковых волн на поверхности ткани, приводящей к потере информации о структурах, расположенных дистальнее. Это затухание может быть связано с отражением или поглощением и сопровождается появлением анэхогенной или гипозэхогенной тени. Значительное затухание или потеря эхосигналов от тканей, расположенных дистальнее поверхности, может привести к неправильным выводам по их структуре. Например, когда звуковые волны попадают на поверхность между тканью яичка и кальцинатами, большое различие в акустическом сопротивлении приводит к выраженному затуханию и отражению, в связи с чем теряется или значительно уменьшено число сигналов от тканей, расположенных дистальнее (рис. 2.14). Таким образом, в некоторых случаях сферические объекты могут выглядеть как серповидные, и при этом сложно определить точные размеры объемных структур. Кроме того, в зоне акустической тени могут скрываться небольшие детали. Для уменьшения акустической тени необходимо изменить угол инсонации.

Артефакт краевой тени возникает при попадании волны на изогнутую поверхность или поверхность с критическим углом. Критический угол инсонации определяется как угол, при котором звуковые волны распростра-

няются вдоль поверхности без значимого отражения к датчику. Таким образом, сигналы от структур, расположенных дистальнее этой поверхности, отсутствуют или значительно снижены. Это очень распространенный артефакт в урологии, и иногда он может быть полезным. Артефакт краевой тени наблюдается во многих клинических ситуациях, но чаще всего при исследовании яичек. Он часто возникает в верхнем и нижнем полюсах яичка, поскольку звуковые волны попадают на круглые структуры под критическим углом. Этот артефакт помогает дифференцировать головку придатка и верхний полюс яичка. Артефакт краевой тени также встречается при ТРУЗИ, в зоне, где две круглые доли ПЖ соединя-

ются по средней линии, а переходная зона граничит с периферической по бокам (рис. 2.15) и на уровне латерального края самой ПЖ. Это создает артефакт, который появляется в непосредственной близости от уретры и распространяется в дистальном направлении. Его можно также наблюдать в любой ситуации, когда падающая волна попадает на поверхность под критическим углом (см. рис. 2.15). Для преодоления артефакта краевой тени необходимо изменить угол инсонации.

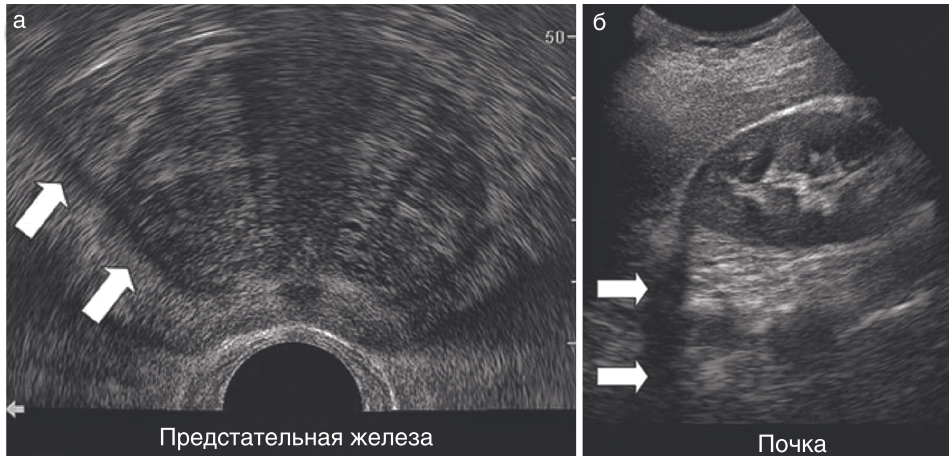


Рис. 2.15. На изображении предстательной железы в поперечной проекции определяется артефакт краевой тени (стрелки) в результате отражения звуковой волны вдоль неровной латеральной поверхности переходной зоны (а). Артефакт краевой тени (стрелки), создаваемый закругленным верхним полюсом почки (б)

Артефакт реверберации появляется, когда ультразвуковая волна по очереди отражается между двумя и более поверхностями (реверберирует). Когда звуковая волна попадает на отражатель и возвращается к датчику, фиксируется определенное положение объекта. При втором прохождении звуковой волны аппарат интерпретирует сигнал таким образом, что второй объект находится в 2 раза дальше, чем первый. Продолжающееся затухание звуковых волн с каждой последующей реверберацией дает немного менее интенсивное изображение на экране. В связи с этим создаются сигналы, которые расположены на одинаковом расстоянии от датчика, но постепенно теряют свою интенсивность (рис. 2.16). Этот эффект часто называют артефактом «занавеса».

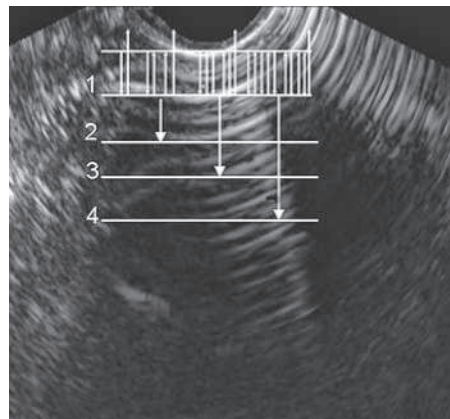


Рис. 2.16. Артефакт реверберации возникает при повторном отражении звуковой волны между отражающими поверхностями. В результате эхосигнал включает несколько гиперэхогенных искусственных отражений дистальнее структуры с прогрессивным затуханием звуковой волны

Артефакт реверберации также наблюдается при попадании испускаемой волны на несколько небольших отражателей (например, смесь газа и жидкости в тонком кишечнике), что создает множество отраженных звуковых волн с различными углами и интенсивностью (рис. 2.17). Такой тип реверберации обычно называют артефактом «хвоста кометы». Он может скрывать важную анатомическую информацию и часто наблюдается при исследовании почек. Для его уменьшения необходимо изменить положение датчика и угол инсонации или механически сдавить кишечник и его содержимое датчиком.

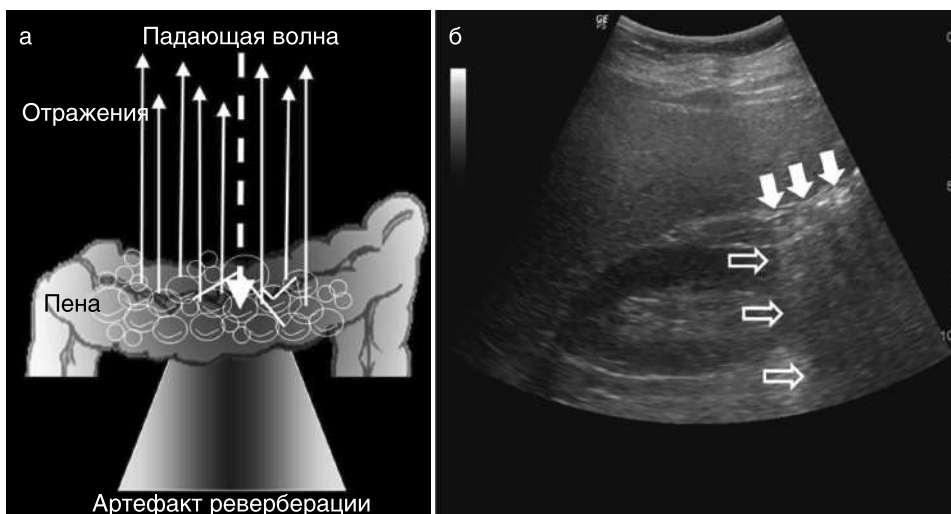


Рис. 2.17. Артефакт реверберации создается при попадании звуковых волн на смесь жидкости и газа в кишечнике (а). Этот тип реверберации (артефакт многолучевого распространения) характеризуется гиперэхогенными зонами (закрытые стрелки) и дистальным затуханием падающей волны (открытые стрелки) (б)

Режимы ультразвука

Серошкальный, В-режим

В серошкальном, или В-режиме ультразвука (режиме яркости) изображение создается датчиком, который испускает ультразвуковые волны с определенной последовательностью (импульсные волны). Отраженные волны попадают на датчик, после чего происходит оценка расстояния и амплитуды. Время распространения волны определяет положение на мониторе, а интенсивность — «яркость» соответствующего пикселя. Каждое последовательное эхо в поле зрения отображается одно за другим с частотой обновления изображения в 15–40 кадров/с. Это приводит к иллюзии непрерывного движения или сканирования в режиме реального времени. Интенсивность отраженных звуковых волн может варьировать в зависимости от фактора 10^{12} или 120 дБ.

Хотя датчик может реагировать на такие экстремальные изменения интенсивности, большинство мониторов или дисплеев имеют эффективный диапазон всего 10^6 или 60 дБ. Каждый из 512×512 или 512×640 пикселей может отображать 2^8 или 256 оттенков серого [3]. Большинство ультразвуковых аппаратов обрабатывают и сжимают ультразвуковые данные для отображения на стандартном мониторе. Для интерпретации серошкального изображения необходимо распознавать нормальный характер эхогенности анатомических структур. Отклонения от ожидаемой эхогенности указывают на изменение анатомии или физиологии или могут представлять собой артефакты.

Ультразвуковое исследование в режиме доплера

УЗИ в режиме доплера основано на физическом принципе изменения частоты при отражении звуковых волн от движущегося объекта. Основной принцип режима доплера заключается в том, что звуковые волны определенной частоты будут сдвигаться или изменяться в зависимости от направления движущегося объекта и угла инсонации. Этот феномен позволяет охарактеризовать движение, чаще всего крови по кровеносным сосудам, а также определить выделение мочи.

Эффект Доплера заключается в изменении частоты передаваемой звуковой волны в зависимости от скорости объекта, на который направлены волны. Если объект неподвижен относительно датчика, то возвратная частота будет равна передаваемой. Если отражающий объект движется в направлении к датчику, возвратная частота будет выше передаваемой. Если отражающий объект движется в направлении от датчика, возвратная частота будет ниже передаваемой. Это явление известно как изменение частоты, или доплеровский сдвиг (рис. 2.18).

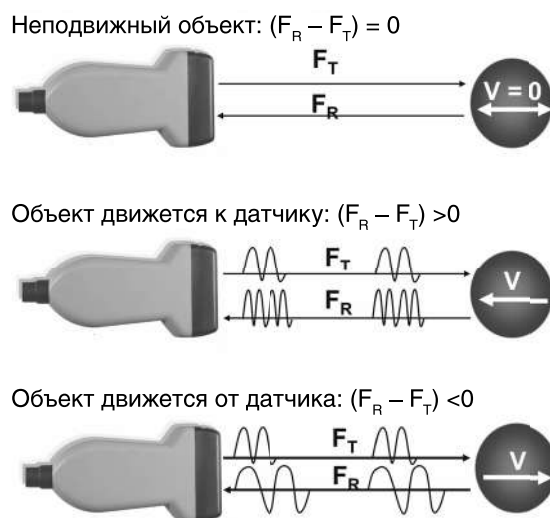


Рис. 2.18. Эффект Доплера. F_T — это частота передаваемой волны. Когда F_T попадает на неподвижный объект, она равна частоте получаемой волны (F_R). При попадании F_T на движущийся объект F_R изменяется и может иметь более высокую или низкую частоту

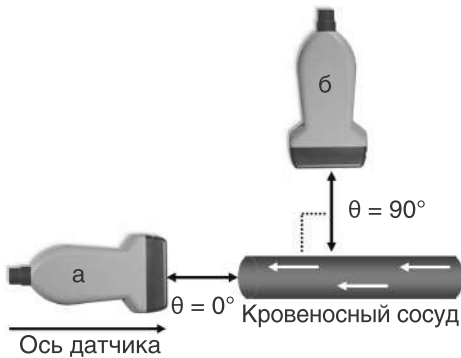


Рис. 2.19. Максимальное изменение частоты определяется при установке датчика параллельно направлению движения (а). При установке датчика перпендикулярно направлению движения изменение частоты не фиксируется (б)

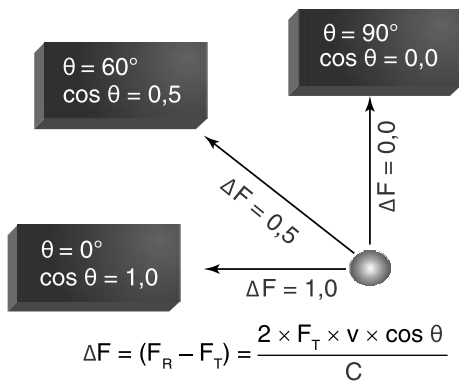


Рис. 2.20. Угол инсонации. Рассчитанная скорость объекта при использовании эффекта Допплера зависит от угла датчика (θ), где ΔF — частота сдвига; v — скорость объекта по отношению к датчику; c — скорость распространения звука в тканях. Если ось датчика установлена перпендикулярно направлению потока (90°), то угол инсонации θ составляет 0. На основании формулы для эффекта Допплера изменение частоты составит 0 (с изменениями из Radiographics, 1991. Vol. 11. P. 109–119)

екту. В большинстве случаев угол между датчиком и направлением движения должен составлять 60° и ниже (рис. 2.22).

При невозможности добиться угла 60° и менее путем отклонения датчика можно автоматически наклонить ультразвуковой луч для создания необходимого угла θ (рис. 2.23).

Изменение частоты передаваемой волны также зависит от угла датчика по отношению к движущемуся объекту. Максимальное изменение частоты наблюдается при ориентации датчика вдоль оси движения объекта. Таким образом, изменение частоты становится максимальным при ориентации датчика параллельно направлению движения (угол $\theta = 0^\circ$). Напротив, при ориентации датчика перпендикулярно направлению движения (угол $\theta = 90^\circ$) изменение частоты не определяется (рис. 2.19).

В связи с этим точное определение скорости кровотока зависит от угла инсонации между датчиком и осью движения объекта (рис. 2.20).

Режим цветной доплерографии позволяет оценить скорость и направление движение объекта. Для оценки направления можно использовать цветовую карту. Наиболее частая цветовая карта отображает движение от датчика голубым, а к датчику — красным цветом (рис. 2.21).

Скорость движения определяется по интенсивности цвета. Чем выше скорость, тем ярче цвет. Режим цветной доплерографии используют для оценки кровотока в почках, яичке, половом члене и ПЖ. Он также позволяет определить выброс мочи из устья мочеточников. Для точного отображения характеристик потока следует уделять внимание ориентации датчика по отношению к движущемуся объекту.

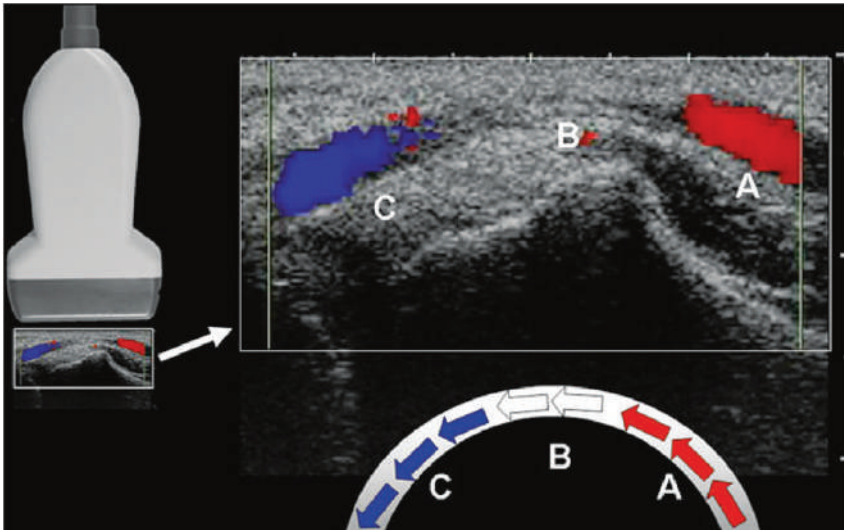


Рис. 2.21. На изображении показано движение крови через изгибающуюся лучевую артерию из точки А в точку С. Направление кровотока к датчику (А) отображается красным цветом. Кровоток в средней части сосуда (В) перпендикулярен оси датчика и не создает эффекта Доплера, поэтому он не отображается цветом, хотя скорость и интенсивность кровотока одинаковы во всем сосуде. Кровоток в направлении от датчика (С) отображается синим цветом

В режиме энергетической доплерографии цветовая карта отражает амплитуду изменения частоты. Он не позволяет оценить скорость или направление кровотока, но в меньшей степени зависит от обратного рассеяния энергии. В связи с этим режим энергетической доплерографии меньше зависит от угла, чем цветная доплерография, и обладает большей чувствительностью в определении кровотока [4].

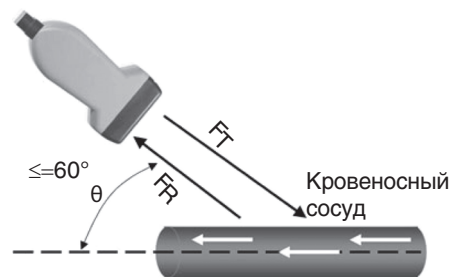


Рис. 2.22. Для более точного расчета скорости движения угол наклона датчика должен составлять $\leq 60^\circ$ по отношению к потоку жидкости

Когда звуковая волна попадает на объект внутри организма, она претерпевает ряд изменений, включая изменение частоты и амплитуды (рис. 2.24).

В то время как режим цветной доплерографии позволяет преобразовать изменение частоты в цветовую карту, режим энергетической доплерографии преобразовывает в цветовую карту изменения интегрированной амплитуды (или мощности). С его помощью низкий уровень обратного рассеяния преобразуется в цвет, который не выделяется ярко на цветовой карте, позволяя увеличить усиление без создания помех от обратного рассеяния энергии (рис. 2.25). Режим энергетической доплерографии более чувствителен в определении низкоскоростного кровотока, чем режим цветной

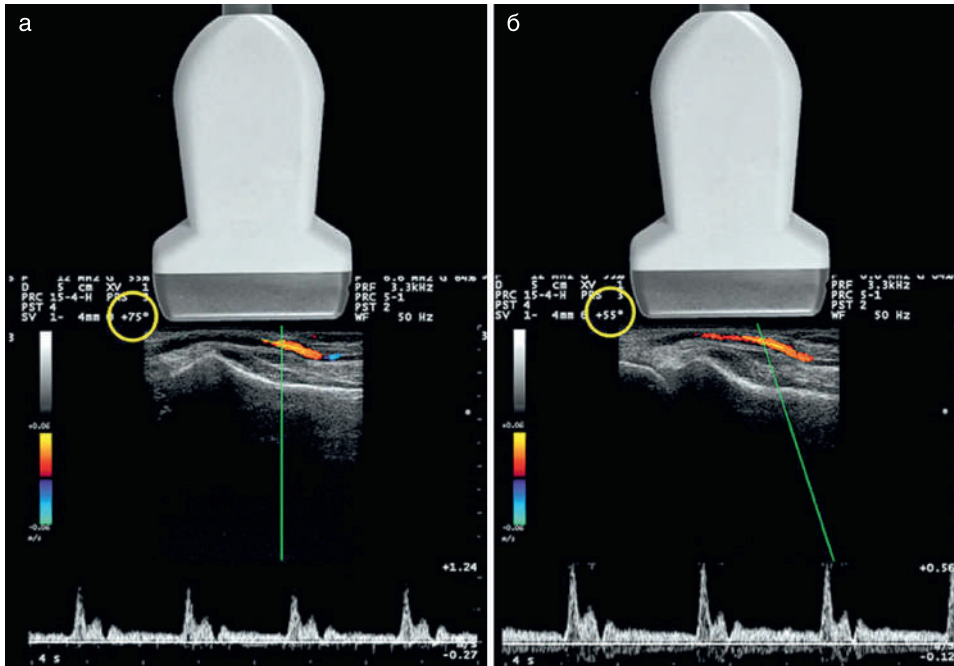


Рис. 2.23. Отклонение ультразвукового луча: а — угол инсонации составляет 75° (желтый круг) и не позволяет точно определить скорость кровотока. Это связано с перпендикулярным положением датчика по отношению к сосуду; б — отклонение луча без изменения положения датчика с углом инсонации 55° (желтый круг). При таком угле расчет скорости кровотока более точный

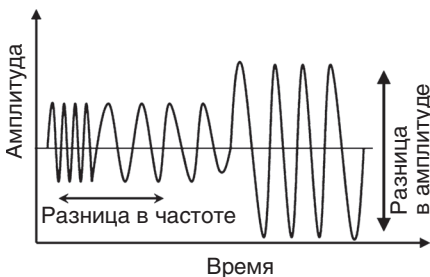


Рис. 2.24. Обратное рассеяние определяется как комбинация изменений частоты и амплитуды, которые возникают в отраженной звуковой волне первичной частоты

возможности отображать направленный кровоток путем комбинации ряда аспектов режима цветной и энергетической доплерографии.

Интегрированная амплитуда (мощность) доплеровского сигнала определяет яркость цвета. Поскольку в стандартном режиме энергетической доплерографии не оценивается изменение частоты, направление и скорость потока жидкости не отображаются.

доплерографии [4]. В ряде случаев цветная карта в режиме энергетической доплерографии (поскольку она накладывается на изображение в серошкальном режиме) может быть настолько яркой, что скрывает анатомическую картину (см. рис. 2.25, б). Разработан ряд модификаций стандартного режима энергетической доплерографии (так называемый направленный доплер, или доплер с высоким разрешением) с целью преодоления этого феномена и добавления

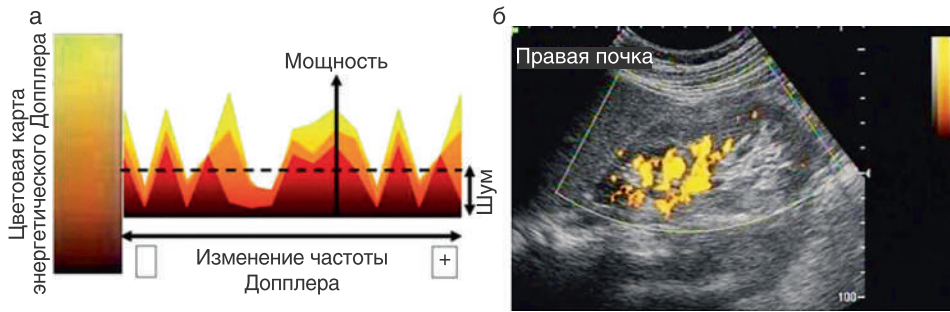


Рис. 2.25. В режиме энергетической доплерографии интенсивность цвета связана с изменением амплитуды (силы), а не с изменением частоты (а). Почка в сагиттальной проекции в режиме энергетической доплерографии (б). Обратите внимание, что цветовая карта, представленная справа сверху, не имеет масштаба, поскольку в стандартном режиме скорость кровотока не отображается количественно. Также следует отметить, что отображаемая зона кровотока намного больше по размеру, чем сосуды

Режим цветной доплерографии со спектральным изображением представляет собой режим, в котором одновременно отображается цветное изображение и поток жидкости в виде волны в дискретной зоне запроса. Этот режим часто используют для оценки характера и скорости кровотока в почке и яичке (рис. 2.26).

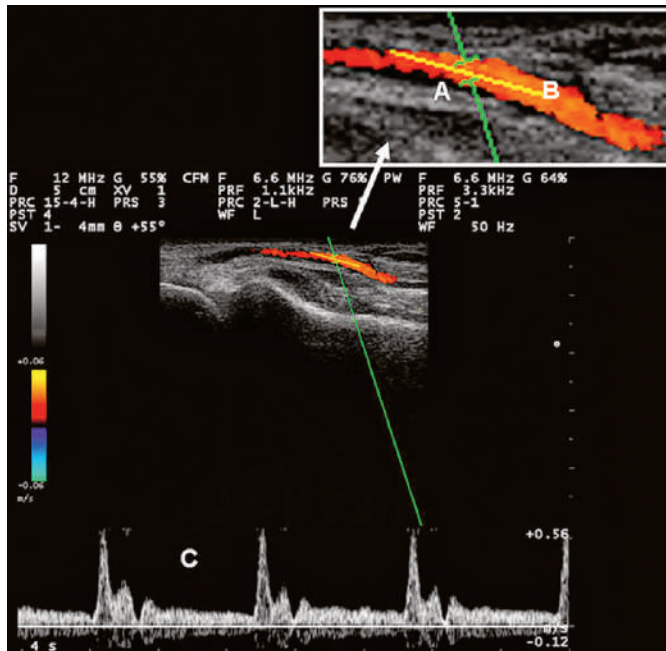


Рис. 2.26. Лучевая артерия в серошкальном режиме с наложением цветового картирования: А — ворота доплера установлены над сосудом интереса. Их расположение и размер выбирают таким образом, чтобы они покрывали около 75% просвета сосуда; В — угол инсонации показан с помощью пометки ориентации сосуда курсором; С — на спектральном дисплее представлено количественное определение скорости кровотока в сосуде

Спектральные волны дают информацию по периферическом сосудистому сопротивлению в тканях. Чаще всего используется такой показатель скорости, как резистивный индекс (РИ) (рис. 2.27).

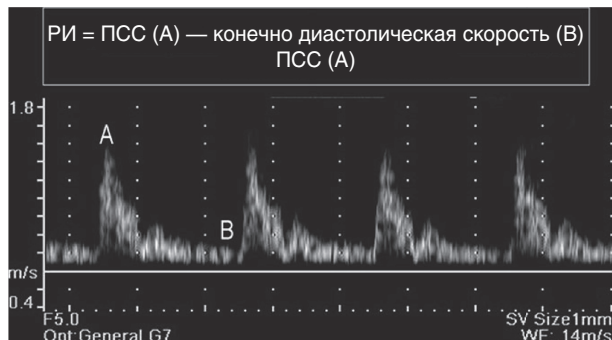


Рис. 2.27. Резистивный индекс равен отношению разности пиковой систолической (А) и конечно-диастолической скорости (В) к пиковой систолической (А)

РИ рассчитывают при диагностике различных патологий, включая стеноз почечной артерии, тромбоз почечной вены и обструкцию мочеточника. Поскольку скорость представлена на оси скалера, необходимо установить правильные пределы, чтобы не создавать артефакты. В связи с этим необходимо знать ожидаемую скорость кровотока в сосудах, изучаемых урологом (табл. 2.2). Клиническое применение РИ описано в последующих главах.

Таблица 2.2. Ожидаемая скорость кровотока в сосудах, оцениваемых урологом

Сосуд	Скорость
Пенильная артерия	>35 см/с (после введения вазодилататоров) [5]
Почечная артерия	<100 см/с [6]
Капсулярная артерия мошонки	5–14 см/с [7]

Примечание. Измеряемая скорость зависит от различных физиологических и анатомических факторов.

Артефакты в режиме доплера

Артефакт мерцания появляется при попадании ультразвуковой волны на поверхность, которая отражает энергию. В таких режимах, как энергетическая и цветная доплерография, это может приводить к искажению возвратной волны, создавая картину движения дистальнее поверхности. Получаемый доплеровский сигнал выглядит как акустическая тень различной интенсивности и направления и называется артефактом мерцания. Хотя он может наблюдаться в различных клинических ситуациях (например, при попадании ультразвуковых волн на баллон катетера Фолея в мочевом пузыре), наибольшее значение он имеет в оценке гиперэхогенных структур в почке. Камни часто дают артефакт мерцания (рис. 2.28) в отличие от дугообразных сосудов

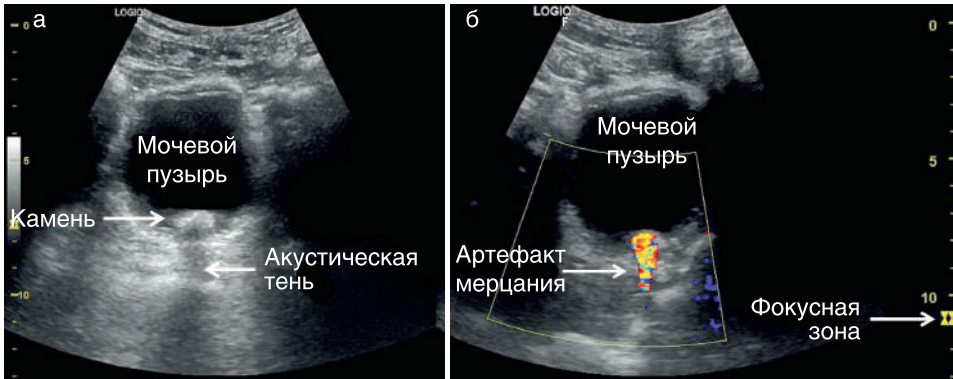


Рис. 2.28. Артефакт мерцания: а — камень в мочевом пузыре с акустической тенью в серошальном режиме; б — артефакт мерцания, связанный с камнем, в режиме цветной доплерографии. Для усиления артефакта необходимо установить фокусную зону дистальнее камня

и других гиперэхогенных структур в почке. Не все кальцификаты создают артефакт мерцания, но он может наблюдаться при кальцификатах почечной артерии и внутри опухоли или кисты, а также в амилоидных тельцах в ПЖ [5].

Наложение — это артефакт, который возникает, когда частота запроса события (определяемая частотой повторения импульса) недостаточна для его точного воспроизведения. При запросе с нерегулярными интервалами отображается только часть события. Наложение появляется в тех случаях, когда частота запроса меньше удвоенного сдвига частоты доплера (рис. 2.29).

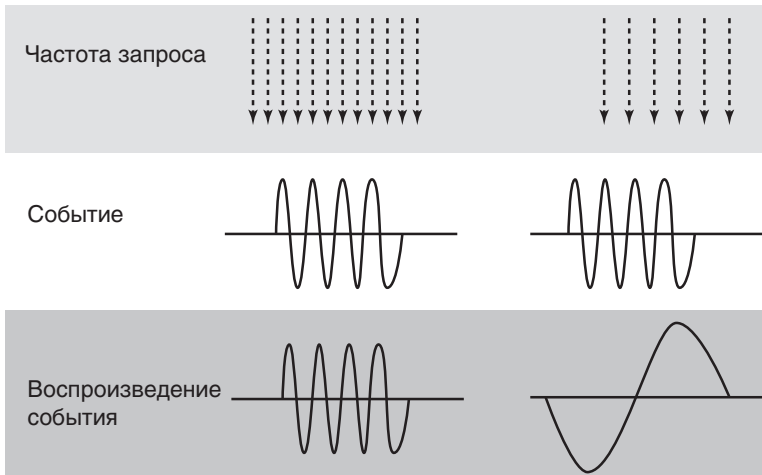


Рис. 2.29. Наложение. На рисунке, на котором синусоида — это событие, формирующееся в режиме реального времени, а вертикальные стрелки в верхней части экрана представляют собой частоту запроса, видно, что частый запрос дает точное воспроизведение события. Точное описание ультразвукового события должно соответствовать условию, известному как предел Найквиста: $f_s \geq 2b$, где f_s — частота дискретизации, а $2b$ — максимальная частота полезного сигнала. Меньшая частота дискретизации (справа) приводит к неправильной интерпретации события (диаграмма взята из Diagnostic Ultrasound, 3rd Ed., Figs. 1–40. P. 33)

Нормальный ламинарный однонаправленный кровоток при цветном картировании отображается одним цветом. В режиме спектральной доплерографии определяется полная волна (рис. 2.30). Во время сканирования в режиме цветной доплерографии наложение чаще всего выглядит как псевдотурбулентность и изменение направления кровотока в сосуде. В режиме спектральной доплерографии феномен наложения наблюдается при укорочении пиковой систолической скорости (ПСС) ниже исходного уровня (рис. 2.31). Для уменьшения этого артефакта необходимо снизить частоту падающей звуковой волны, увеличить угол инсонации (θ) или частоту повторения импульсов.

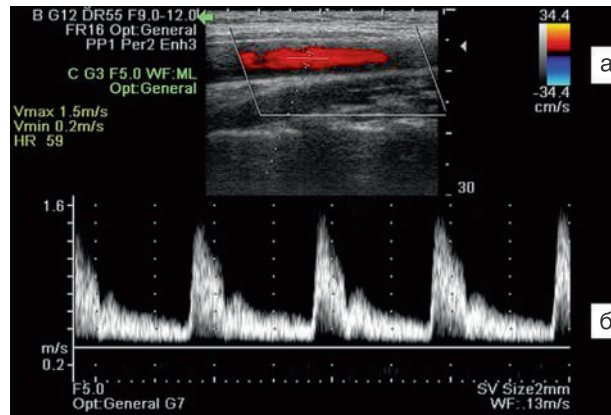


Рис. 2.30. Спектральная доплерография: а — при цветном картировании со спектральным анализом кровотоков выглядит однонаправленным; б — спектральный анализ позволяет точно отобразить кровотоки

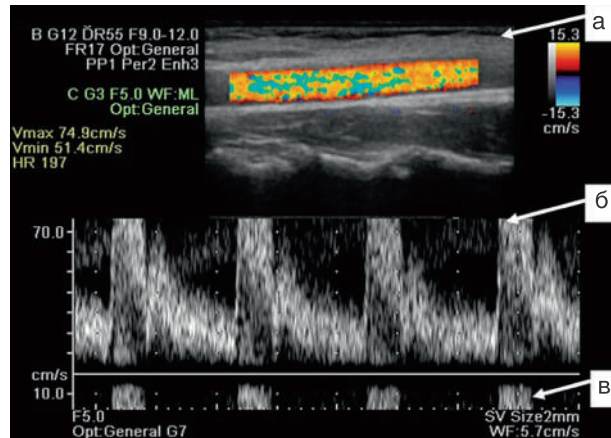


Рис. 2.31. На изображении в режиме цветной доплерографии со спектральным потоком наложение определяется по видимым изменениям в скорости и направлении цветового картирования, соответствующим сосуду (а). Наложение спектральной волны выглядит как укорочение пиковой систолической скорости (б) с проекцией пика ниже исходного уровня (в)

Сканирование в режиме тканевой гармоники

Сканирование в режиме тканевой гармоники позволяет использовать отклонения, связанные с нелинейным распространением звуковой волны в тканях. Несимметрично распространяющиеся волны создают меньше гармоник, но они имеют более высокую амплитуду (рис. 2.32).

Поскольку эти гармоники реже подвергаются рассеянию, связанному с падающей волной, отраженный сигнал имеет меньше шума. Путем селективного отображения гармонических частот, которые возникают в теле пациента и возвращаются к датчику, можно получить изображение с меньшим числом артефактов и более высоким разрешением.

Пространственное смешивание представляет собой режим сканирования, при котором последовательно автоматически изменяется направление инсоциации для создания сложного изображения. Данный режим позволяет уменьшить количество артефактов и шумов и улучшить качество изображения [6] (рис. 2.33).

Трехмерное сканирование позволяет создать ряд изображений (набор данных), которыми затем можно управлять для создания дополнительных изображений определенной анатомической зоны. Трехмерное построение используют для планирования вмешательства и точного определения объема [7]. Оно позволяет оценить некоторые характеристики тканей, которые не визуализируются в двухмерном режиме [8].

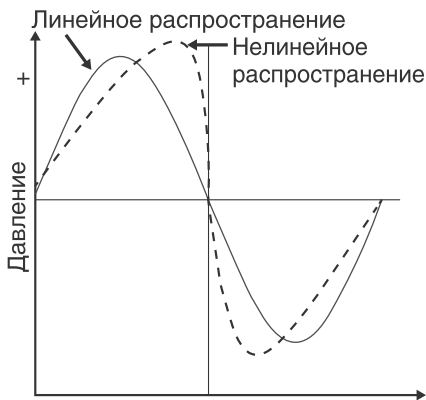


Рис. 2.32. Нелинейное распространение звуковых волн в тканях приводит к меньшему числу гармоник, имеющих более высокую энергию, которые можно селективно оценивать в возвращающихся эхосигналах

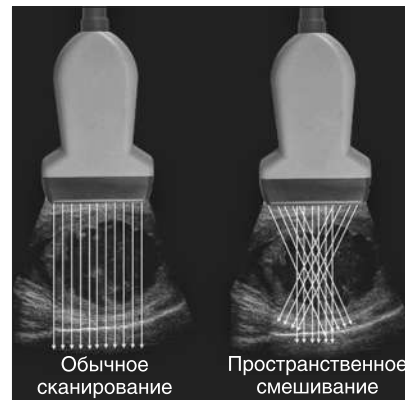


Рис. 2.33. Технология пространственного смешивания позволяет создавать композитное изображение путем комбинации данных из нескольких углов сканирования, создаваемых путем автоматического отклонения луча. Получаемое изображение имеет более высокое разрешение с меньшим числом артефактов

Контрастные препараты для ультразвукового исследования

Для усиления эхогенности крови и тканей используют внутривенные препараты, содержащие микропузырьки. Они распределяются в сосудистой системе и при разрушении ультразвуковыми волнами создают сильные эхотени с гармоникой. Микропузырьки быстро разрушаются под воздействием ультразвуковых волн. Для уменьшения их разрушения рекомендуется использовать настройки с низким механическим индексом (см. главу 4). Контрастные препараты используют при УЗИ ПЖ для более точного определения зоны повышенного кровотока [9]. Применение внутривенных контрастных препаратов остается исследовательским методом, хотя получены перспективные результаты в различных клинических ситуациях.

Технология разрушения/заполнения (flash replenishment) основана на ультразвуковых импульсах с высоким механическим индексом для разрушения микропузырьков в зоне интереса с целью оценки неоваскуляризации в тканях, которая часто наблюдается при злокачественных опухолях и может служить в качестве ориентира при биопсии ПЖ [13]. Возможность определить интенсивный кровоток без использования токсичных контрастных препаратов или ионизирующего излучения делает УЗИ с контрастным усилением перспективным методом диагностики в урологии.

Список литературы



Глава 12. Ультразвуковое исследование в детской урологии. <i>Лейн С. Палмер и Джеффри С. Палмер</i>	257
Глава 13. Ультразвуковое исследование во время беременности. <i>Маджид Эшги и Джонатан Вагмайстер</i>	284
Глава 14. Ультразвуковое исследование при тазовой дистопии и после трансплантации почки. <i>Маджид Эшги и Самех Наим</i>	305
Глава 15. Интраоперационное применение ультразвука в урологии. <i>Фернандо Дж. Ким и Родриго Доналисиу да Силва</i>	325
Глава 16. Ультразвуковое исследование органов репродуктивной системы у мужчин. <i>Майкл Лао, Шеннон Смит и Брюс Р. Гилберт</i>	349
Глава 17. Прикладная ультрасонография в урологии. <i>Уэйланд Дж. Ву, Дариан Андреас и Брюс Р. Гилберт</i>	369
Глава 18. Протоколы ультразвукового исследования в урологии. <i>Брюс Р. Гилберт</i>	391
Глава 19. Оценка качества и инициативы по проведению ультразвукового исследования в урологии. <i>Томас Уильямс, Даниэл Нетала и Брюс Р. Гилберт</i>	436
Глава 20. Аккредитация проведения ультразвуковых исследований в урологии. <i>Захари Козел, Нихил Гупта и Брюс Р. Гилберт</i>	453
Глава 21. Врач ультразвуковой диагностики в урологической практике. <i>Аджай Бхатнагар и Брюс Р. Гилберт</i>	470
Глава 22. Технологические инновации в ультразвуковом исследовании. <i>Донгун Хен</i>	519
Предметный указатель.....	537

Пэт Ф. Фулхэм

Введение

Использование ультразвука в урологии относится к фундаментальным методам. Для наилучшего применения этой технологии на благо пациентов необходимо знать физические принципы ультразвука. Огромное значение для эффективного использования УЗИ имеет понимание того, как настраивать оборудование и управлять датчиком для получения изображения наилучшего качества. Необходимые технические умения для выполнения и интерпретации ультразвукового изображения в урологии сочетают практические навыки сканирования и знание патологических процессов в исследуемых органах. Урологи должны понимать, как ультразвук влияет на биологические ткани, чтобы применять метод безопасно и по показаниям. При хорошем понимании физических принципов ультразвука уролог будет знать все его преимущества и недостатки.

Механика ультразвуковых волн

Ультразвуковое изображение создается в результате взаимодействия механических волн с биологическими тканями и материалами. Поскольку ультразвуковые волны испускаются с определенной частотой, а отраженные волны воспринимаются датчиком, происходит быстрое создание и обновление изображений, что позволяет исследовать органы в режиме реального времени.

Ультразвуковые волны — это механические волны, которым для распространения необходима физическая среда (например, ткань или жидкость). В медицине используется частота ультразвуковых волн в диапазоне млн/с (или МГц). В зависимости от показаний большинство датчиков, используемых в урологии, имеют частоту от 2,5 до 29 МГц.

Ультразвуковые волны создаются при воздействии переменного тока на пьезоэлектрические кристаллы в датчике. Периодическое расширение и сжатие пьезоэлектрических элементов создает механическую волну, которая передается через контактную среду (обычно гель) к коже и в тело пациента. Создаваемые волны имеют продольный характер, поскольку движение частиц происходит в том же направлении, что и распространение волны (рис. 2.1). Продольные волны создают зоны разрежения и сжатия тканей в направлении движения ультразвуковой волны.

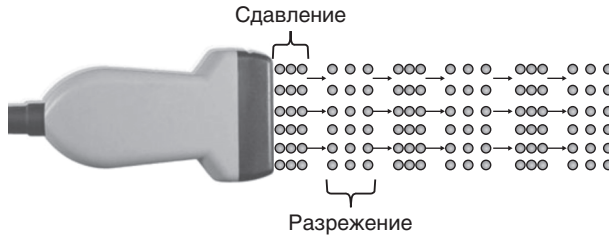


Рис. 2.1. Продольные волны. Расширение и сдвигание пьезоэлектрических кристаллов, создаваемое при контакте с переменным током, вызывает сдвигание и разрежение молекул в теле человека

Сдвигание и разрежение молекул представляется графически как синусовая волна с периодическим положительным и отрицательным отклонением от исходного уровня. Длина волны определяется как расстояние между пиками двух соседних волн. Один полностью пройденный волной путь называется циклом. Один цикл в секунду составляет 1 Гц. Амплитуда волны — это максимальное отклонение в положительном или отрицательном направлении от исходного уровня, а период — это время, необходимое для завершения одного цикла волны (рис. 2.2).

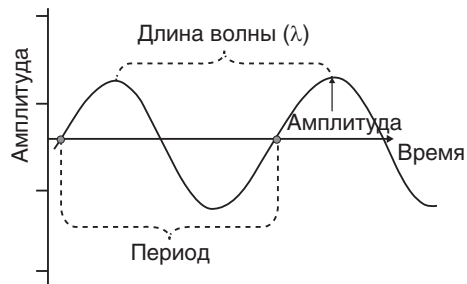


Рис. 2.2. Характеристики звуковой волны: амплитуда волны — это функция акустической мощности, используемой для создания механической волны сжатия и среды, через которую она передается

$$v = f \lambda$$

Скорость = частота × длина волны

Рис. 2.3. Поскольку скорость звука в тканях постоянная, частота и длина волны обратно пропорциональны

Скорость, с которой звуковая волна проходит через ткани, зависит от ее частоты и длины волны. Скорость звука в ткани постоянная, и, следовательно, при изменении частоты должна меняться длина волны. Средняя скорость звука в тканях человека составляет 1540 м/с. Длина волны и частота находятся в обратно пропорциональной зависимости (рис. 2.3). При уменьшении частоты от 10 до 1 МГц длина волны увеличивается от 0,15 до 1,5 мм. Это имеет важное значение при выборе датчика в зависимости от показаний к исследованию.

Создание ультразвукового изображения

Изображение, создаваемое ультразвуковым аппаратом, начинается с датчика (англ. *transducer* — «преобразователь»; лат. *transducere* — «преобразовать»). В этом случае электрические импульсы превращаются в механические звуковые волны посредством пьезоэлектрического эффекта.

При создании ультразвукового изображения датчик имеет двойную функцию, выступая в роли источника и приемника. Звуковые волны передаются в тело пациента, где они частично или полностью отражаются. Пьезоэлектрический эффект возникает при воздействии переменного тока на кристаллы, содержащие диполи [1]. Области положительного и отрицательного заряда внутри пьезоэлектрического элемента распределены таким образом, что они имеют сетчатую ориентацию. При контакте переменного заряда с поверхностью двух элементов возникает относительное сжатие или удлинение заряженных областей, что приводит к механическому расширению с последующим сжатием элемента. В результате этого создается механическая волна, передаваемая пациенту (рис. 2.4).

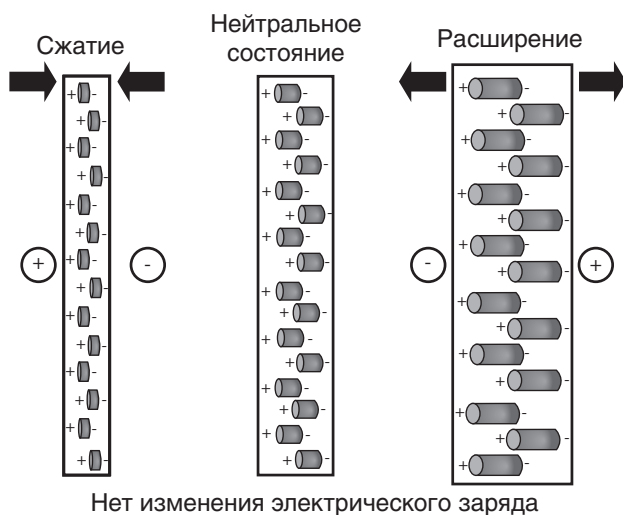


Рис. 2.4. Пьезоэлектрический эффект. Под воздействием переменного тока области заряда в кристаллах расширяются или сжимаются, в результате чего создается механическая волна. Когда возвратная волна достигает кристалла, создается электрический ток

Отраженные механические звуковые волны принимаются датчиком и по обратному пьезоэлектрическому эффекту превращаются в электрическую энергию, которая интерпретируется в ультразвуковом аппарате, создающем изображение на экране.

В большинстве режимов датчик излучает ограниченное количество циклов волн (обычно от 2 до 4), называемых сигналом. Частота от 2 до 4 волн в каждом цикле обычно находится в диапазоне 2,5–14 МГц. После этого датчик переходит в состояние «покоя», поскольку ожидает возвращения отраженных волн (рис. 2.5). Датчик находится в режиме приемника более 99% времени. Сигналы испускаются через одинаковые интервалы, которые называются частотой повторения импульсов и, как правило, составляют от 1 до 10 кГц. По времени от передачи до получения сигнала можно определить ультразвуковую дальнометрию — расстояние от датчика до объекта, отразившего волну (рис. 2.6). Такая последовательность называется импульсным ультразвуком.



Рис. 2.5. Режим импульсного ультразвука зависит от излучаемого импульса из 2–4 циклов волн с последующим периодом «покоя», поскольку датчик ожидает возвращения излученных импульсов

Амплитуда отраженной волны определяет яркость пикселей, соответствующих отражателю на ультразвуковом изображении. Чем больше амплитуда возвратной волны, тем ярче ее пиксель. Таким образом, ультразвуковой аппарат создает «изображение» путем излучения датчиком серии ультразвуковых волн с определенной частотой и интервалами, с последующей интерпретацией длительности пути и амплитуды отраженных эхосигналов. Это «изображение» быстро обновляется на мониторе, создавая впечатление непрерывного движения. Частота обновления изображения обычно составляет 12–30 кадров/с. Последовательность событий, отображенная на рис. 2.7, представляет собой основу для всех режимов ультразвукового сканирования, включая привычный серошкальный режим.

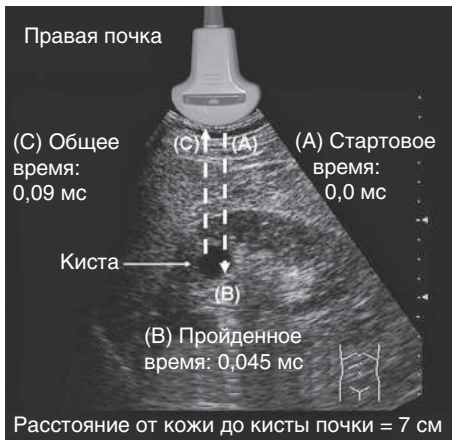


Рис. 2.6. Определение расстояния до отражателя в ультразвуковом поле основано на предположении средней скорости ультразвука в тканях. Время, прошедшее от момента передачи до получения датчиком того же импульса, позволяет определить расположение от отражателя в ультразвуковом поле

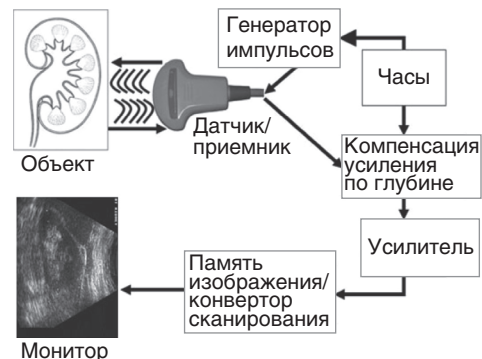


Рис. 2.7. Схематическое изображение последовательности создания изображения в ультразвуковом аппарате

Взаимодействие ультразвука с биологическими тканями

По мере распространения ультразвуковых волн через ткани происходит ряд изменений, включая потерю энергии, изменение направления и частоты. Для получения изображения максимального качества и правильной интерпретации результатов необходимо понимать эти взаимодействия.

Затухание определяется как потеря кинетической энергии при взаимодействии звуковой волны с тканями и жидкостью в теле человека [2]. Различные ткани обладают разным потенциалом к затуханию. Например, коэффициент затухания воды составляет 0,0, почки — 1,0, а мышц — 3,3. В связи с этим звуковые волны намного быстрее затухают при прохождении через мышцы по сравнению с распространением через воду (рис. 2.8) (коэффициент затухания измеряется в дБ/см/МГц).

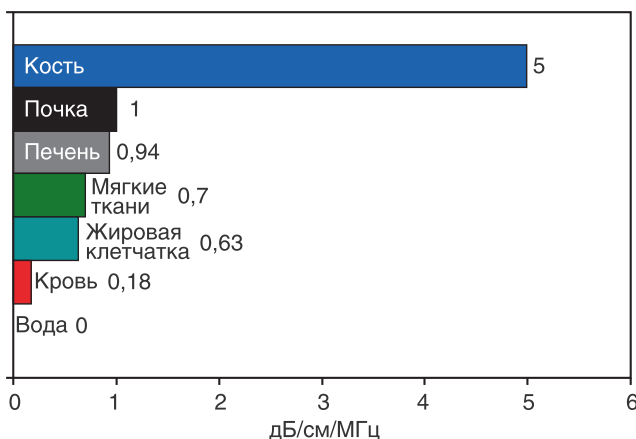


Рис. 2.8. Затухание волн в тканях (модифицировано из Diagnostic Ultrasound, Third Ed., Vol 1) определяется как часть энергии ультразвуковой волны, которая теряется при прохождении ткани. Чем выше коэффициент затухания ткани, тем выше потеря энергии звуковой волны при ее прохождении

Три основных механизма затухания включают поглощение, отражение и рассеяние. Поглощение возникает при превращении механической кинетической энергии в тепловую энергию в тканях. Оно зависит от частоты звуковой волны и характеристик ткани. Затухание высокочастотных волн путем поглощения происходит быстрее, чем низкочастотных волн. Поскольку звуковые волны постепенно затухают по мере распространения, глубокие структуры (например, почку) сложнее визуализировать. Для компенсации потерь акустической энергии за счет затухания можно использовать настройку усиления (повышение чувствительности датчика к отраженным звуковым волнам) и выбрать более низкую частоту.

Преломление волны возникает при ее попадании на поверхность между двумя тканями под углом, отличным от 90° . Когда волна падает на поверхность под углом, часть ее отражается, а часть распространяется в прилегающую среду.

Направление распространения волны изменяется (преломляется), что приводит к потере части информации, поскольку волна частично не возвращается к датчику, и вызывает возможные ошибки в определении локализации объекта из-за преломления (изменения направления) волны. Оптимальный угол инсонации для минимизации ослабления путем преломления составляет 90° (рис. 2.9).

Отражение звуковой волны происходит при попадании на объект или границу между тканями или структурами. Если объект имеет относительно большую поверхность, звуковые волны отражаются в прогнозируемом направлении в зависимости от угла инсонации. Если отражатель звука имеет небольшой размер или неровный контур, он называется диффузным. Такой отражатель относится к диффузным рассеивающим объектам и создает помехи волнами, идущими от прилежащих диффузных отражателей. В результате формируется «пятнистая» структура, характерная для твердых органов (например, яичко или печень) (рис. 2.10).

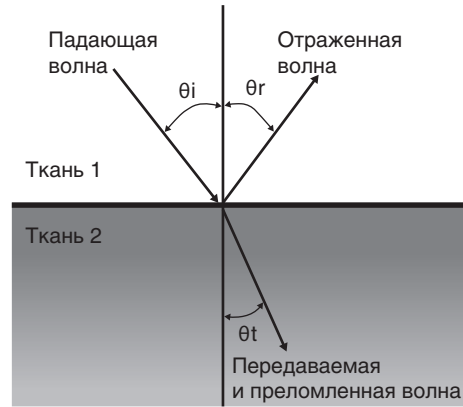


Рис. 2.9. На границе двух тканей с разным акустическим сопротивлением часть волны отражается, а часть преломляется, продолжая прямолинейное распространение. Волна отражается под углом (θ_r), равным углу инсонации (θ_i); другая часть волны продолжает распространение во вторую ткань под углом преломления (θ_t)

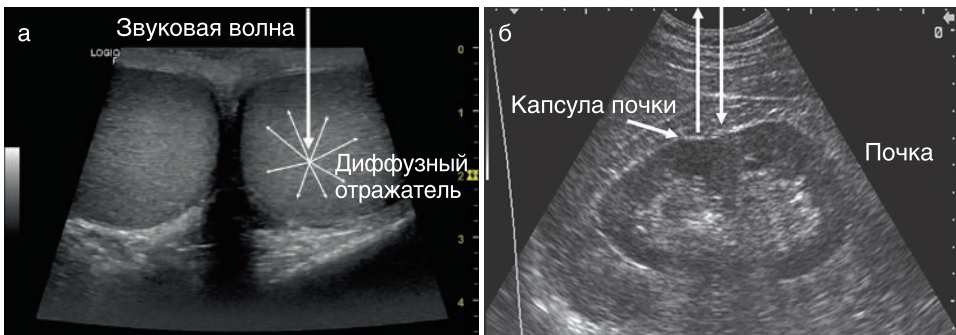


Рис. 2.10. (а) Диффузный отражатель. На изображении представлены яички с небольшими структурами в паренхиме, рассеивающими ультразвуковые волны. Характер помех при таком рассеянии создает «пятнистую» картину структуры. (б) Зеркальный отражатель. Он отражает звуковую волну под таким же углом, без создания помех за счет рассеяния. При визуализации почки ее капсула выступает в роли зеркального отражателя

Когда звуковая волна переходит из одной ткани в другую, на их границе отражается определенная часть энергии. Процент отражаемой энергии зависит от различий в акустическом сопротивлении тканей. Оно, в свою очередь, относится к характеристикам ткани и связано с жесткостью и скоростью, с кото-

рой распространяется звуковая волна [3]. При небольшом различии в акустическом сопротивлении двух прилежащих тканей отражается небольшая часть энергии. Различие в акустическом сопротивлении почки (1,63) и печени (1,64) минимально, поэтому при близком расположении определить границу между ними затруднительно (табл. 2.1).

Таблица 2.1. Акустическое сопротивление тканей

Ткань	Плотность (кг/м ³)	Акустическое сопротивление (рейлы)
Воздух и другие газы	1,2	0,0004
Жировая ткань	952	1,38
Вода и другие жидкости	1000	1,48
Почки (средняя плотность мягкой ткани)	1060	1,63
Печень	1060	1,64
Мышцы	1080	1,70
Кости и другие кальцинированные структуры	1912	7,8

Источник. С изменениями из Diagnostic Ultrasound, 3rd Ed, Vol. 1. Акустическое сопротивление (Z) зависит от плотности среды (ρ) и скорости распространения в ней звука (c). Акустический импеданс определяется по формуле: Z (рейлы) = ρ (кг/м³) \times c (м/с).

Жир достаточно сильно отличается по акустическому сопротивлению от почки и печени, поэтому границы этих двух органов хорошо дифференцируются от жировой ткани (рис. 2.11).

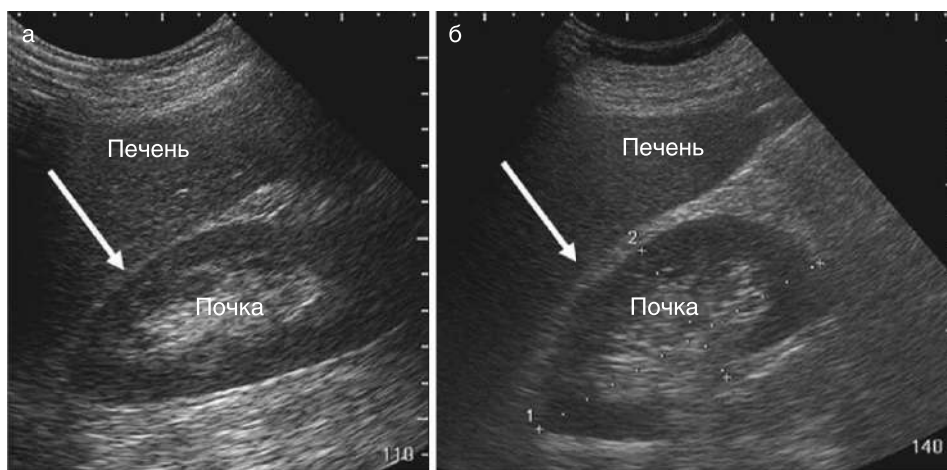


Рис. 2.11. Когда почка и печень прилежат друг к другу, сложно определить границу (стрелка) между их капсулами (а). Граница между капсулой печени (стрелка) и жировой клетчаткой определяется без труда благодаря значительно более низкому акустическому сопротивлению жировой ткани (б)

Если различие акустического сопротивления между тканями очень высоко, может наблюдаться полное отражение звуковых волн с формированием акустической тени (рис. 2.12).



Рис. 2.12. В мочевом пузыре отражение звуковых волн происходит в результате большого различия в акустическом сопротивлении между мочой и камнем мочевого пузыря (тонкая стрелка). Акустическая тень связана с практически полным отражением звуковых волн (стрелки)

Артефакты

Звуковые волны испускаются датчиком с известной амплитудой, направлением и частотой. Взаимодействие с тканями в организме приводит к изменению этих параметров. Отраженные звуковые волны подвергаются изменениям, согласно ожидаемым физическим принципам, включая ослабление на расстоянии и изменение частоты, в зависимости от скорости и направления объекта, на который они попадают. Время возвращения волны зависит от ожидаемой скорости распространения звука в тканях человека. Если эти параметры не соответствуют, получаемые изображения и измерения могут не отражать реальных физических условий. Такие искажения называются «артефактами». Если правильно определять артефакты, они могут помочь в диагностике.

Усиление передачи возникает при прохождении звуковой волны через ткань с меньшим коэффициентом затухания, чем в окружающих тканях. Например, когда звуковая волна проходит через заполненную жидкостью структуру, такую как киста почки, она подвергается относительно меньшему затуханию по сравнению с волной, проходящей через паренхиму почки. Таким образом, когда волна достигает задней стенки кисты и почечной ткани за ней, она несет большую энергию (имеет большую амплитуду), чем соседние волны. Возвратный эхосигнал будет иметь намного большую амплитуду, чем у волн, отражающихся от паренхимы этой же части почки. В связи с этим пиксели, соответствующие области дистальнее кисты, будут иметь более высокую яркость. Ткань выглядит более гиперэхогенной по сравнению с прилегающей паренхимой, хотя они гистологически идентичны (рис. 2.13). Для уменьшения этого артефакта необходимо изменить угол инсонации или настроить компенсацию усиления по глубине.



Рис. 2.13. Дорсальное усиление сигнала с гиперэхогенностью (стрелка), возникающее в результате уменьшения затухания волны в кисте, заполненной жидкостью. Этот артефакт представляет собой пример неправильного отображения характеристик ткани, и о нем необходимо помнить, чтобы избежать неправильной интерпретации

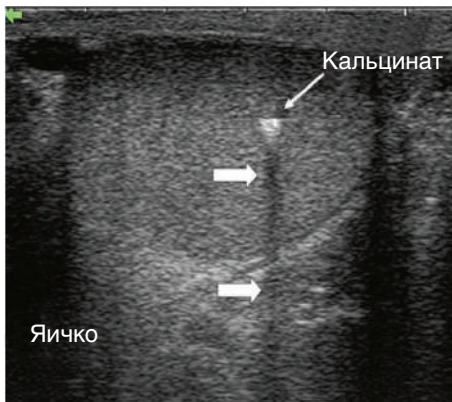


Рис. 2.14. Акустическая тень дистальнее кальцината в яичке (крупные стрелки). Информация по эхоструктуре паренхимы яичка, расположенной дистальнее, потеряна

няются вдоль поверхности без значимого отражения к датчику. Таким образом, сигналы от структур, расположенных дистальнее этой поверхности, отсутствуют или значительно снижены. Это очень распространенный артефакт в урологии, и иногда он может быть полезным. Артефакт краевой тени наблюдается во многих клинических ситуациях, но чаще всего при исследовании яичек. Он часто возникает в верхнем и нижнем полюсах яичка, поскольку звуковые волны попадают на круглые структуры под критическим углом. Этот артефакт помогает дифференцировать головку придатка и верхний полюс яичка. Артефакт краевой тени также встречается при ТРУЗИ, в зоне, где две круглые доли ПЖ соединя-

Акустическая тень появляется при значительном затухании звуковых волн на поверхности ткани, приводящей к потере информации о структурах, расположенных дистальнее. Это затухание может быть связано с отражением или поглощением и сопровождается появлением анэхогенной или гипоэхогенной тени. Значительное затухание или потеря эхосигналов от тканей, расположенных дистальнее поверхности, может привести к неправильным выводам по их структуре. Например, когда звуковые волны попадают на поверхность между тканью яичка и кальцинатами, большое различие в акустическом сопротивлении приводит к выраженному затуханию и отражению, в связи с чем теряется или значительно уменьшено число сигналов от тканей, расположенных дистальнее (рис. 2.14). Таким образом, в некоторых случаях сферические объекты могут выглядеть как серповидные, и при этом сложно определить точные размеры объемных структур. Кроме того, в зоне акустической тени могут скрываться небольшие детали. Для уменьшения акустической тени необходимо изменить угол инсонации.

Артефакт краевой тени возникает при попадании волны на изогнутую поверхность или поверхность с критическим углом. Критический угол инсонации определяется как угол, при котором звуковые волны распростра-

ются по средней линии, а переходная зона граничит с периферической по бокам (рис. 2.15) и на уровне латерального края самой ПЖ. Это создает артефакт, который появляется в непосредственной близости от уретры и распространяется в дистальном направлении. Его можно также наблюдать в любой ситуации, когда падающая волна попадает на поверхность под критическим углом (см. рис. 2.15). Для преодоления артефакта краевой тени необходимо изменить угол инсонации.

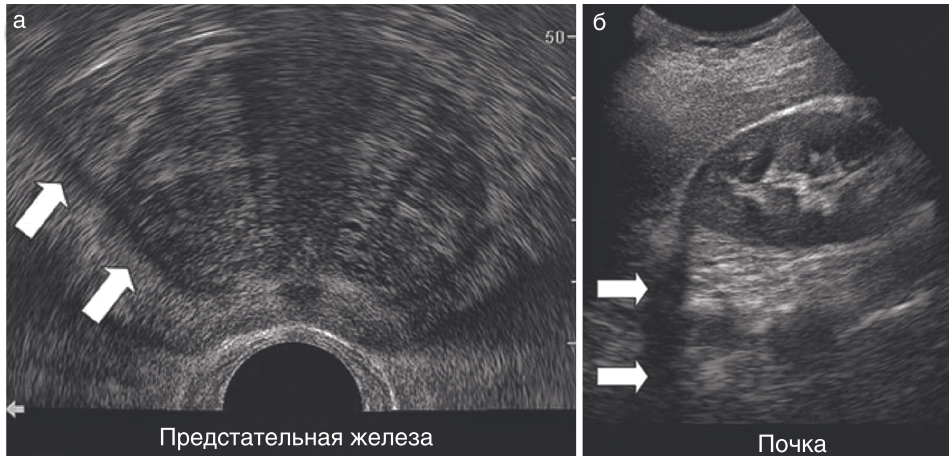


Рис. 2.15. На изображении предстательной железы в поперечной проекции определяется артефакт краевой тени (стрелки) в результате отражения звуковой волны вдоль неровной латеральной поверхности переходной зоны (а). Артефакт краевой тени (стрелки), создаваемый закругленным верхним полюсом почки (б)

Артефакт реверберации появляется, когда ультразвуковая волна по очереди отражается между двумя и более поверхностями (реверберирует). Когда звуковая волна попадает на отражатель и возвращается к датчику, фиксируется определенное положение объекта. При втором прохождении звуковой волны аппарат интерпретирует сигнал таким образом, что второй объект находится в 2 раза дальше, чем первый. Продолжающееся затухание звуковых волн с каждой последующей реверберацией дает немного менее интенсивное изображение на экране. В связи с этим создаются сигналы, которые расположены на одинаковом расстоянии от датчика, но постепенно теряют свою интенсивность (рис. 2.16). Этот эффект часто называют артефактом «занавеса».

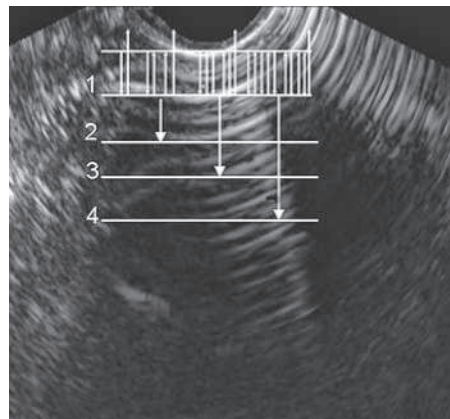


Рис. 2.16. Артефакт реверберации возникает при повторном отражении звуковой волны между отражающими поверхностями. В результате эхосигнал включает несколько гиперэхогенных искусственных отражений дистальнее структуры с прогрессивным затуханием звуковой волны

Артефакт реверберации также наблюдается при попадании испускаемой волны на несколько небольших отражателей (например, смесь газа и жидкости в тонком кишечнике), что создает множество отраженных звуковых волн с различными углами и интенсивностью (рис. 2.17). Такой тип реверберации обычно называют артефактом «хвоста кометы». Он может скрывать важную анатомическую информацию и часто наблюдается при исследовании почек. Для его уменьшения необходимо изменить положение датчика и угол инсонации или механически сдавить кишечник и его содержимое датчиком.

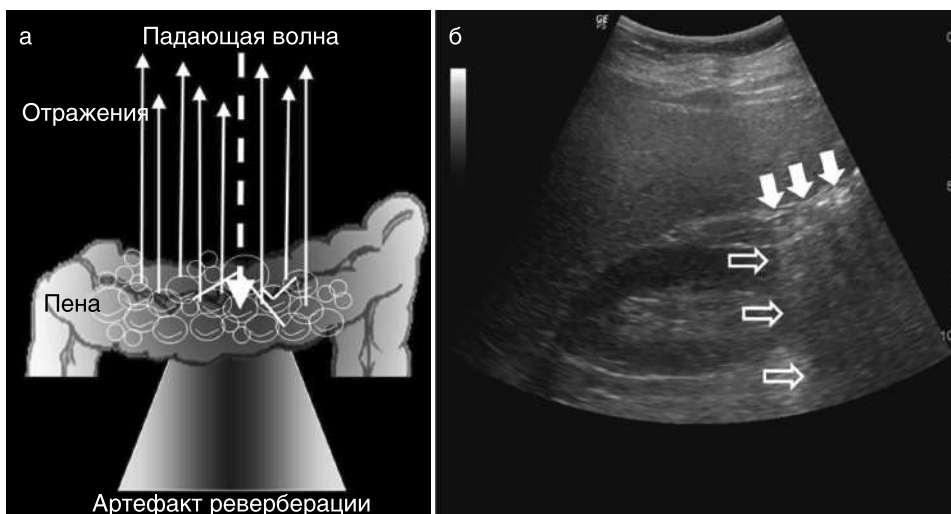


Рис. 2.17. Артефакт реверберации создается при попадании звуковых волн на смесь жидкости и газа в кишечнике (а). Этот тип реверберации (артефакт многолучевого распространения) характеризуется гиперэхогенными зонами (закрытые стрелки) и дистальным затуханием падающей волны (открытые стрелки) (б)

Режимы ультразвука

Серошкальный, В-режим

В серошкальном, или В-режиме ультразвука (режиме яркости) изображение создается датчиком, который испускает ультразвуковые волны с определенной последовательностью (импульсные волны). Отраженные волны попадают на датчик, после чего происходит оценка расстояния и амплитуды. Время распространения волны определяет положение на мониторе, а интенсивность — «яркость» соответствующего пикселя. Каждое последовательное эхо в поле зрения отображается одно за другим с частотой обновления изображения в 15–40 кадров/с. Это приводит к иллюзии непрерывного движения или сканирования в режиме реального времени. Интенсивность отраженных звуковых волн может варьировать в зависимости от фактора 10^{12} или 120 дБ.

Хотя датчик может реагировать на такие экстремальные изменения интенсивности, большинство мониторов или дисплеев имеют эффективный диапазон всего 10^6 или 60 дБ. Каждый из 512×512 или 512×640 пикселей может отображать 2^8 или 256 оттенков серого [3]. Большинство ультразвуковых аппаратов обрабатывают и сжимают ультразвуковые данные для отображения на стандартном мониторе. Для интерпретации серошкального изображения необходимо распознавать нормальный характер эхогенности анатомических структур. Отклонения от ожидаемой эхогенности указывают на изменение анатомии или физиологии или могут представлять собой артефакты.

Ультразвуковое исследование в режиме доплера

УЗИ в режиме доплера основано на физическом принципе изменения частоты при отражении звуковых волн от движущегося объекта. Основной принцип режима доплера заключается в том, что звуковые волны определенной частоты будут сдвигаться или изменяться в зависимости от направления движущегося объекта и угла инсонации. Этот феномен позволяет охарактеризовать движение, чаще всего крови по кровеносным сосудам, а также определить выделение мочи.

Эффект Доплера заключается в изменении частоты передаваемой звуковой волны в зависимости от скорости объекта, на который направлены волны. Если объект неподвижен относительно датчика, то возвратная частота будет равна передаваемой. Если отражающий объект движется в направлении к датчику, возвратная частота будет выше передаваемой. Если отражающий объект движется в направлении от датчика, возвратная частота будет ниже передаваемой. Это явление известно как изменение частоты, или доплеровский сдвиг (рис. 2.18).

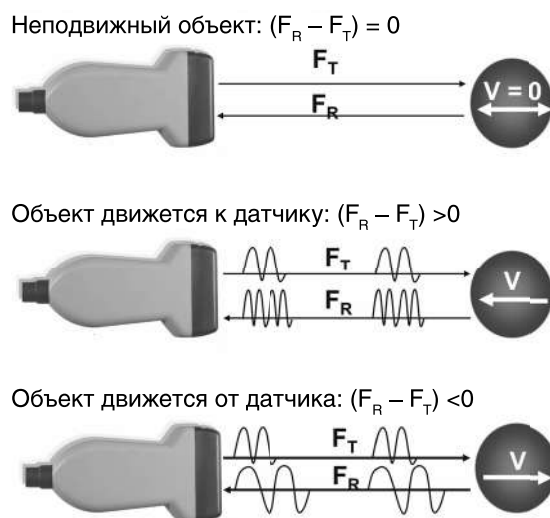


Рис. 2.18. Эффект Доплера. F_T — это частота передаваемой волны. Когда F_T попадает на неподвижный объект, она равна частоте получаемой волны (F_R). При попадании F_T на движущийся объект F_R изменяется и может иметь более высокую или низкую частоту

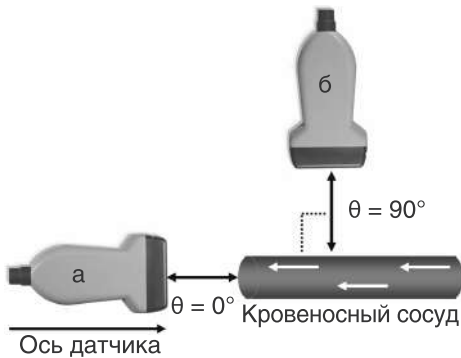


Рис. 2.19. Максимальное изменение частоты определяется при установке датчика параллельно направлению движения (а). При установке датчика перпендикулярно направлению движения изменение частоты не фиксируется (б)

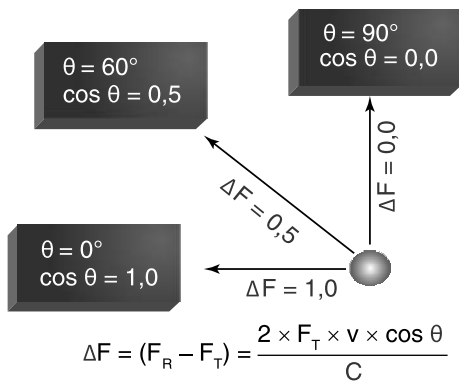


Рис. 2.20. Угол инсонации. Рассчитанная скорость объекта при использовании эффекта Допплера зависит от угла датчика (θ), где ΔF — частота сдвига; v — скорость объекта по отношению к датчику; c — скорость распространения звука в тканях. Если ось датчика установлена перпендикулярно направлению потока (90°), то угол инсонации θ составляет 0. На основании формулы для эффекта Допплера изменение частоты составит 0 (с изменениями из Radiographics, 1991. Vol. 11. P. 109–119)

екту. В большинстве случаев угол между датчиком и направлением движения должен составлять 60° и ниже (рис. 2.22).

При невозможности добиться угла 60° и менее путем отклонения датчика можно автоматически наклонить ультразвуковой луч для создания необходимого угла θ (рис. 2.23).

Изменение частоты передаваемой волны также зависит от угла датчика по отношению к движущемуся объекту. Максимальное изменение частоты наблюдается при ориентации датчика вдоль оси движения объекта. Таким образом, изменение частоты становится максимальным при ориентации датчика параллельно направлению движения (угол $\theta = 0^\circ$). Напротив, при ориентации датчика перпендикулярно направлению движения (угол $\theta = 90^\circ$) изменение частоты не определяется (рис. 2.19).

В связи с этим точное определение скорости кровотока зависит от угла инсонации между датчиком и осью движения объекта (рис. 2.20).

Режим цветной доплерографии позволяет оценить скорость и направление движение объекта. Для оценки направления можно использовать цветовую карту. Наиболее частая цветовая карта отображает движение от датчика голубым, а к датчику — красным цветом (рис. 2.21).

Скорость движения определяется по интенсивности цвета. Чем выше скорость, тем ярче цвет. Режим цветной доплерографии используют для оценки кровотока в почках, яичке, половом члене и ПЖ. Он также позволяет определить выброс мочи из устья мочеточников. Для точного отображения характеристик потока следует уделять внимание ориентации датчика по отношению к движущемуся объекту.

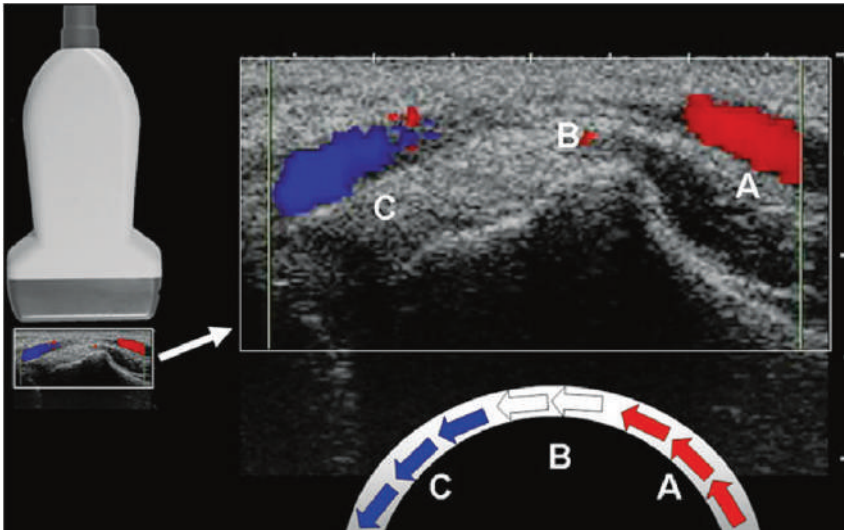


Рис. 2.21. На изображении показано движение крови через изгибающуюся лучевую артерию из точки А в точку С. Направление кровотока к датчику (А) отображается красным цветом. Кровоток в средней части сосуда (В) перпендикулярен оси датчика и не создает эффекта Доплера, поэтому он не отображается цветом, хотя скорость и интенсивность кровотока одинаковы во всем сосуде. Кровоток в направлении от датчика (С) отображается синим цветом

В режиме энергетической доплерографии цветовая карта отражает амплитуду изменения частоты. Он не позволяет оценить скорость или направление кровотока, но в меньшей степени зависит от обратного рассеяния энергии. В связи с этим режим энергетической доплерографии меньше зависит от угла, чем цветная доплерография, и обладает большей чувствительностью в определении кровотока [4].

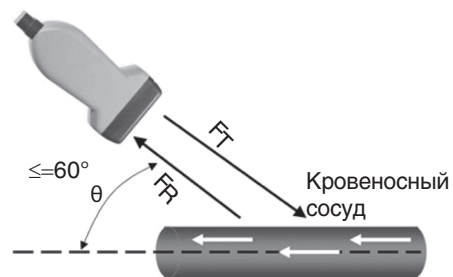


Рис. 2.22. Для более точного расчета скорости движения угол наклона датчика должен составлять $\leq 60^\circ$ по отношению к потоку жидкости

Когда звуковая волна попадает на объект внутри организма, она претерпевает ряд изменений, включая изменение частоты и амплитуды (рис. 2.24).

В то время как режим цветной доплерографии позволяет преобразовать изменение частоты в цветовую карту, режим энергетической доплерографии преобразовывает в цветовую карту изменения интегрированной амплитуды (или мощности). С его помощью низкий уровень обратного рассеяния преобразуется в цвет, который не выделяется ярко на цветовой карте, позволяя увеличить усиление без создания помех от обратного рассеяния энергии (рис. 2.25). Режим энергетической доплерографии более чувствителен в определении низкоскоростного кровотока, чем режим цветной

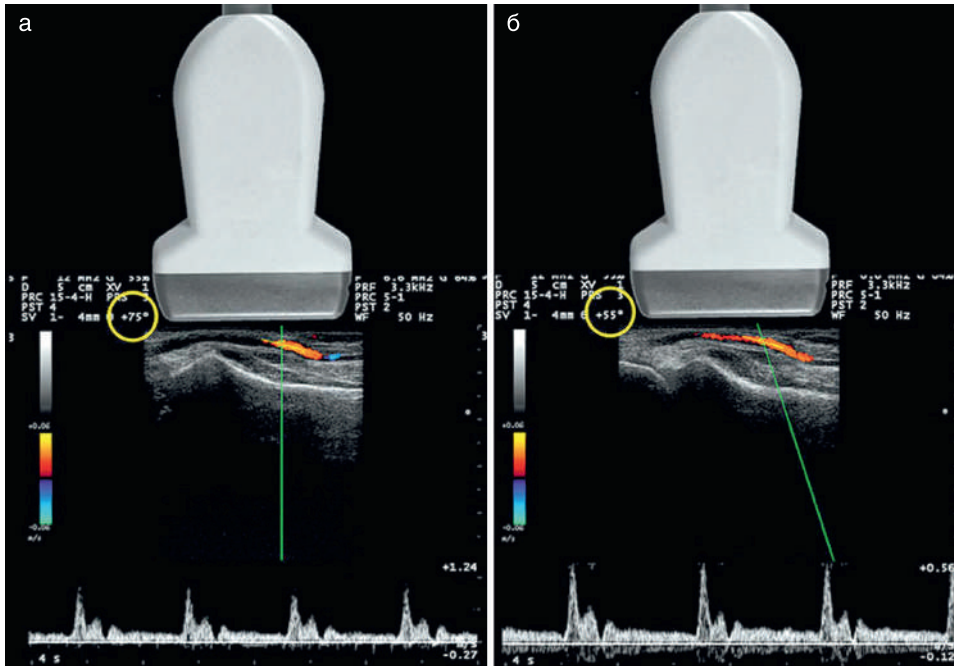


Рис. 2.23. Отклонение ультразвукового луча: а — угол инсонации составляет 75° (желтый круг) и не позволяет точно определить скорость кровотока. Это связано с перпендикулярным положением датчика по отношению к сосуду; б — отклонение луча без изменения положения датчика с углом инсонации 55° (желтый круг). При таком угле расчет скорости кровотока более точный

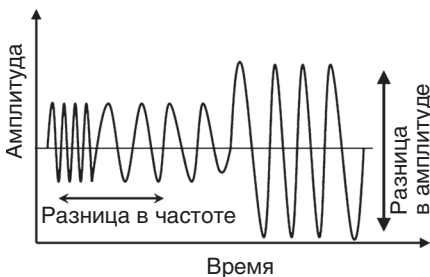


Рис. 2.24. Обратное рассеяние определяется как комбинация изменений частоты и амплитуды, которые возникают в отраженной звуковой волне первичной частоты

возможности отображать направленный кровоток путем комбинации ряда аспектов режима цветной и энергетической доплерографии.

Интегрированная амплитуда (мощность) доплеровского сигнала определяет яркость цвета. Поскольку в стандартном режиме энергетической доплерографии не оценивается изменение частоты, направление и скорость потока жидкости не отображаются.

доплерографии [4]. В ряде случаев цветная карта в режиме энергетической доплерографии (поскольку она накладывается на изображение в серошкальном режиме) может быть настолько яркой, что скрывает анатомическую картину (см. рис. 2.25, б). Разработан ряд модификаций стандартного режима энергетической доплерографии (так называемый направленный доплер, или доплер с высоким разрешением) с целью преодоления этого феномена и добавления

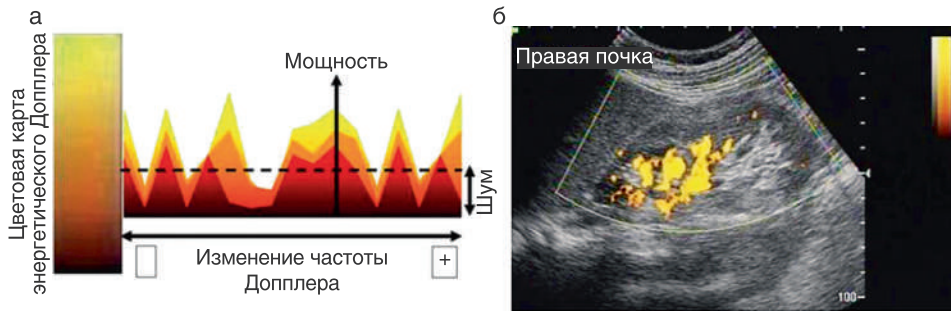


Рис. 2.25. В режиме энергетической доплерографии интенсивность цвета связана с изменением амплитуды (силы), а не с изменением частоты (а). Почка в сагиттальной проекции в режиме энергетической доплерографии (б). Обратите внимание, что цветовая карта, представленная справа сверху, не имеет масштаба, поскольку в стандартном режиме скорость кровотока не отображается количественно. Также следует отметить, что отображаемая зона кровотока намного больше по размеру, чем сосуды

Режим цветной доплерографии со спектральным изображением представляет собой режим, в котором одновременно отображается цветное изображение и поток жидкости в виде волны в дискретной зоне запроса. Этот режим часто используют для оценки характера и скорости кровотока в почке и яичке (рис. 2.26).

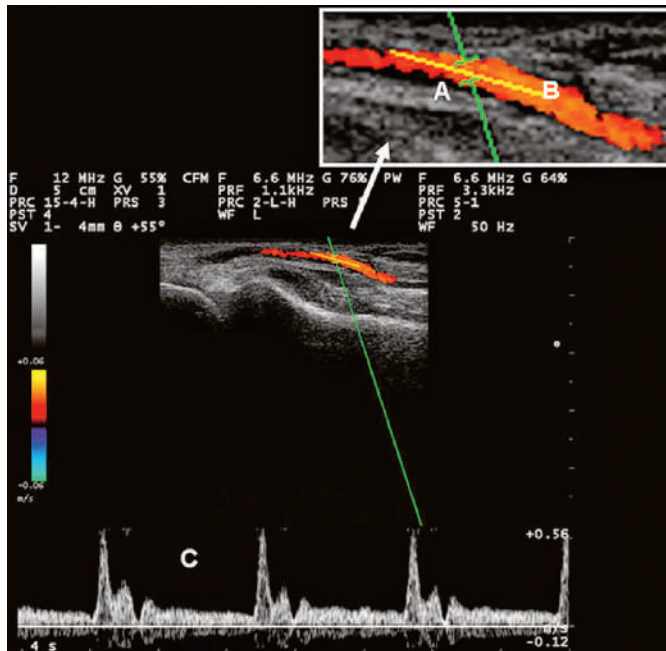


Рис. 2.26. Лучевая артерия в серошкальном режиме с наложением цветового картирования: А — ворота доплера установлены над сосудом интереса. Их расположение и размер выбирают таким образом, чтобы они покрывали около 75% просвета сосуда; В — угол инсонации показан с помощью пометки ориентации сосуда курсором; С — на спектральном дисплее представлено количественное определение скорости кровотока в сосуде

Спектральные волны дают информацию по периферическом сосудистому сопротивлению в тканях. Чаще всего используется такой показатель скорости, как резистивный индекс (РИ) (рис. 2.27).

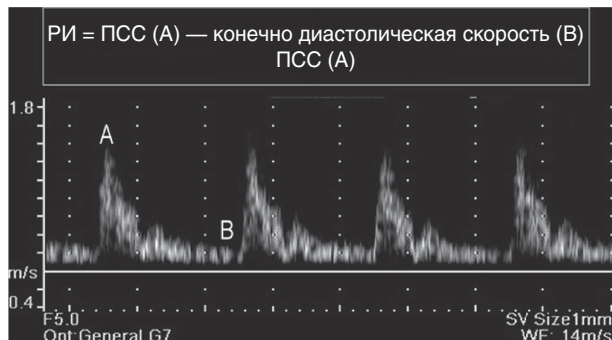


Рис. 2.27. Резистивный индекс равен отношению разности пиковой систолической (А) и конечно-диастолической скорости (В) к пиковой систолической (А)

РИ рассчитывают при диагностике различных патологий, включая стеноз почечной артерии, тромбоз почечной вены и обструкцию мочеточника. Поскольку скорость представлена на оси скалера, необходимо установить правильные пределы, чтобы не создавать артефакты. В связи с этим необходимо знать ожидаемую скорость кровотока в сосудах, изучаемых урологом (табл. 2.2). Клиническое применение РИ описано в последующих главах.

Таблица 2.2. Ожидаемая скорость кровотока в сосудах, оцениваемых урологом

Сосуд	Скорость
Пенильная артерия	>35 см/с (после введения вазодилататоров) [5]
Почечная артерия	<100 см/с [6]
Капсулярная артерия мошонки	5–14 см/с [7]

Примечание. Измеряемая скорость зависит от различных физиологических и анатомических факторов.

Артефакты в режиме доплера

Артефакт мерцания появляется при попадании ультразвуковой волны на поверхность, которая отражает энергию. В таких режимах, как энергетическая и цветная доплерография, это может приводить к искажению возвратной волны, создавая картину движения дистальнее поверхности. Получаемый доплеровский сигнал выглядит как акустическая тень различной интенсивности и направления и называется артефактом мерцания. Хотя он может наблюдаться в различных клинических ситуациях (например, при попадании ультразвуковых волн на баллон катетера Фолея в мочевом пузыре), наибольшее значение он имеет в оценке гиперэхогенных структур в почке. Камни часто дают артефакт мерцания (рис. 2.28) в отличие от дугообразных сосудов

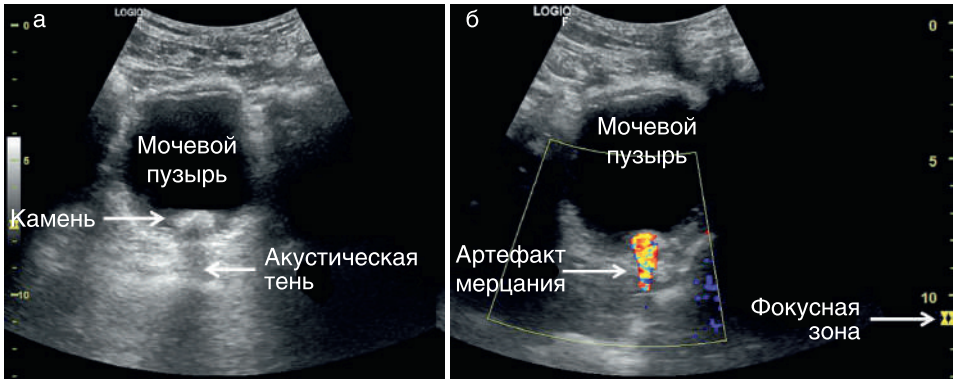


Рис. 2.28. Артефакт мерцания: а — камень в мочевом пузыре с акустической тенью в серошальном режиме; б — артефакт мерцания, связанный с камнем, в режиме цветной доплерографии. Для усиления артефакта необходимо установить фокусную зону дистальнее камня

и других гиперэхогенных структур в почке. Не все кальцификаты создают артефакт мерцания, но он может наблюдаться при кальцификатах почечной артерии и внутри опухоли или кисты, а также в амилоидных тельцах в ПЖ [5].

Наложение — это артефакт, который возникает, когда частота запроса события (определяемая частотой повторения импульса) недостаточна для его точного воспроизведения. При запросе с нерегулярными интервалами отображается только часть события. Наложение появляется в тех случаях, когда частота запроса меньше удвоенного сдвига частоты доплера (рис. 2.29).

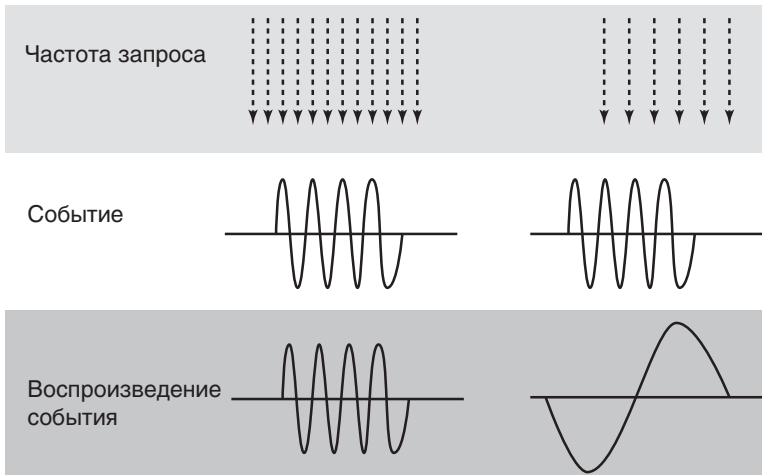


Рис. 2.29. Наложение. На рисунке, на котором синусоида — это событие, формирующееся в режиме реального времени, а вертикальные стрелки в верхней части экрана представляют собой частоту запроса, видно, что частый запрос дает точное воспроизведение события. Точное описание ультразвукового события должно соответствовать условию, известному как предел Найквиста: $f_s \geq 2b$, где f_s — частота дискретизации, а $2b$ — максимальная частота полезного сигнала. Меньшая частота дискретизации (справа) приводит к неправильной интерпретации события (диаграмма взята из Diagnostic Ultrasound, 3rd Ed., Figs. 1–40. P. 33)

Нормальный ламинарный однонаправленный кровоток при цветном картировании отображается одним цветом. В режиме спектральной доплерографии определяется полная волна (рис. 2.30). Во время сканирования в режиме цветной доплерографии наложение чаще всего выглядит как псевдотурбулентность и изменение направления кровотока в сосуде. В режиме спектральной доплерографии феномен наложения наблюдается при укорочении пиковой систолической скорости (ПСС) ниже исходного уровня (рис. 2.31). Для уменьшения этого артефакта необходимо снизить частоту падающей звуковой волны, увеличить угол инсонации (θ) или частоту повторения импульсов.

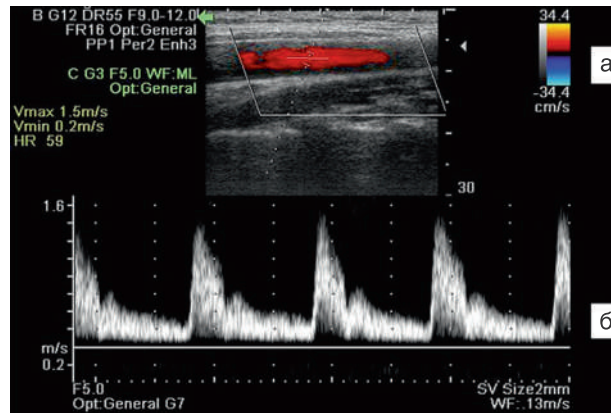


Рис. 2.30. Спектральная доплерография: а — при цветном картировании со спектральным анализом кровотоков выглядит однонаправленным; б — спектральный анализ позволяет точно отобразить кровотоки

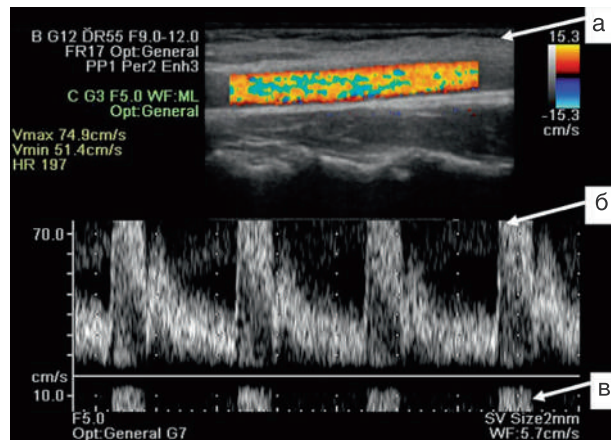


Рис. 2.31. На изображении в режиме цветной доплерографии со спектральным потоком наложение определяется по видимым изменениям в скорости и направлении цветового картирования, соответствующим сосуду (а). Наложение спектральной волны выглядит как укорочение пиковой систолической скорости (б) с проекцией пика ниже исходного уровня (в)

Сканирование в режиме тканевой гармоники

Сканирование в режиме тканевой гармоники позволяет использовать отклонения, связанные с нелинейным распространением звуковой волны в тканях. Несимметрично распространяющиеся волны создают меньше гармоник, но они имеют более высокую амплитуду (рис. 2.32).

Поскольку эти гармоники реже подвергаются рассеянию, связанному с падающей волной, отраженный сигнал имеет меньше шума. Путем селективного отображения гармонических частот, которые возникают в теле пациента и возвращаются к датчику, можно получить изображение с меньшим числом артефактов и более высоким разрешением.

Пространственное смешивание представляет собой режим сканирования, при котором последовательно автоматически изменяется направление инсоциации для создания сложного изображения. Данный режим позволяет уменьшить количество артефактов и шумов и улучшить качество изображения [6] (рис. 2.33).

Трехмерное сканирование позволяет создать ряд изображений (набор данных), которыми затем можно управлять для создания дополнительных изображений определенной анатомической зоны. Трехмерное построение используют для планирования вмешательства и точного определения объема [7]. Оно позволяет оценить некоторые характеристики тканей, которые не визуализируются в двухмерном режиме [8].

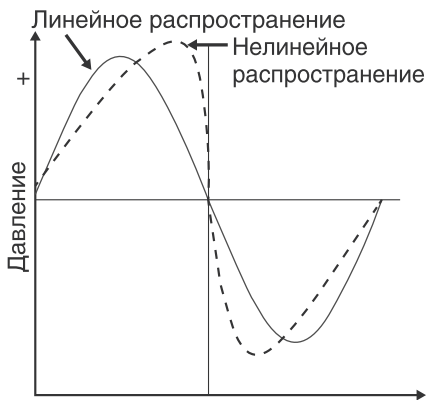


Рис. 2.32. Нелинейное распространение звуковых волн в тканях приводит к меньшему числу гармоник, имеющих более высокую энергию, которые можно селективно оценивать в возвращающихся эхосигналах

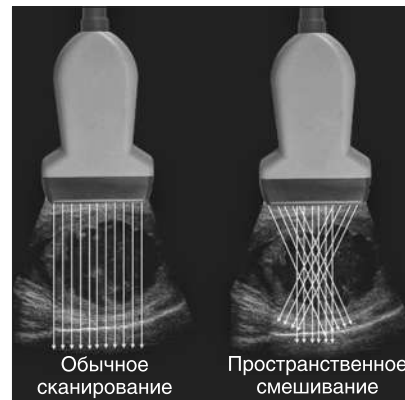


Рис. 2.33. Технология пространственного смешивания позволяет создавать композитное изображение путем комбинации данных из нескольких углов сканирования, создаваемых путем автоматического отклонения луча. Получаемое изображение имеет более высокое разрешение с меньшим числом артефактов

Контрастные препараты для ультразвукового исследования

Для усиления эхогенности крови и тканей используют внутривенные препараты, содержащие микропузырьки. Они распределяются в сосудистой системе и при разрушении ультразвуковыми волнами создают сильные эхотени с гармоникой. Микропузырьки быстро разрушаются под воздействием ультразвуковых волн. Для уменьшения их разрушения рекомендуется использовать настройки с низким механическим индексом (см. главу 4). Контрастные препараты используют при УЗИ ПЖ для более точного определения зоны повышенного кровотока [9]. Применение внутривенных контрастных препаратов остается исследовательским методом, хотя получены перспективные результаты в различных клинических ситуациях.

Технология разрушения/заполнения (flash replenishment) основана на ультразвуковых импульсах с высоким механическим индексом для разрушения микропузырьков в зоне интереса с целью оценки неоваскуляризации в тканях, которая часто наблюдается при злокачественных опухолях и может служить в качестве ориентира при биопсии ПЖ [13]. Возможность определить интенсивный кровоток без использования токсичных контрастных препаратов или ионизирующего излучения делает УЗИ с контрастным усилением перспективным методом диагностики в урологии.

Список литературы

