Глава 2

Физические аспекты ультразвукового исследования щитовидной железы

Роберт Э. Левин

Звук и звуковые волны

Некоторые виды животных: дельфины, киты и летучие мыши — способны создавать визуальный образ, основанный на получении отраженных звуковых волн. Зрение человека без дополнительных приспособлений ограничивается восприятием электромагнитных волн в спектре видимого света. Для того чтобы использовать звук для создания изображения, людям требуются технологии и знание физики. В этой главе рассмотрено, как была разработана методика создания визуального образа из звуковых волн [1].

В отличие от света, в основе которого лежит электромагнитная энергия, звук передается как механическая энергия, и звуковым волнам требуется среда распространения. К тому же свет, в отличие от звука, способен перемещаться через вакуум. Качества передающей среды непосредственно влияют на распространение звука. Материалы имеют различную скорость передачи звука. Она постоянна для определенного материала и не зависит от частоты звука (рис. 2.1). *Акустический импеданс* — это величина, обратная способности материала к проведению звука. Когда звук проходит через материал и встречает изменения акустического импеданса, одна часть звуковой энергии отражается, а другая проводится дальше. Количество отраженной энергии пропорционально разнице акустического импеданса. Последний зависит от плотности и жесткости материала, а также от скорости звука [2].

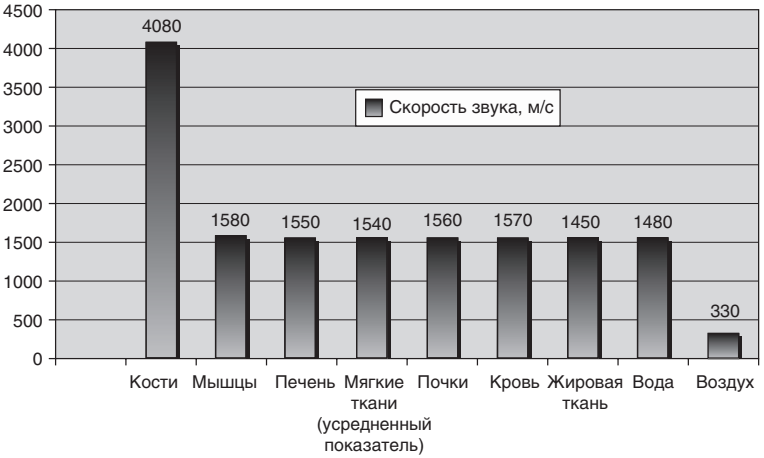

Рис. 2.1. Скорость звука. Она постоянна для определенного материала и не зависит от частоты звука. Показатели скорости звука для различных биологических тканей

Звуковые волны распространяются путем сжатия и разрежения молекул в пространстве (рис. 2.2). Молекулы передающей среды совершают колебания около своего положения покоя и передают свою энергию соседним молекулам. Звуковые волны переносят энергию, а не материю через пространство.

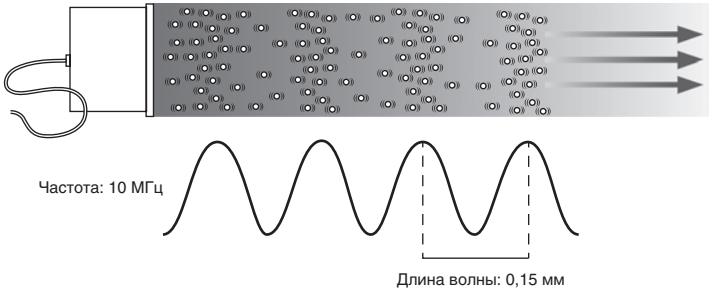

Рис. 2.2. Звуковые волны распространяются в продольном направлении. Как правило, они имеют вид синусоиды, где пик соответствует максимальному сжатию молекул в пространстве, а нисходящая часть — максимальному разрежению

Как показано на рис. 2.2, звуковые волны распространяются в продольном направлении. Как правило, они представлены

синусоидой, где пик соответствует максимальному сжатию молекул в пространстве, а нисходящая часть — максимальному разрежению. Частота — это число циклов УЗ-волн за единицу времени. Герц (Гц) соответствует одному такому циклу в секунду. Спектр, воспринимаемый человеческим ухом, находится в диапазоне от 30 до 20 000 Гц. Ультразвук — это звуковые волны с частотой выше слышимого спектра. Типичные частоты, используемые в диагностическом УЗИ, варьируют от 5 до 15 млн циклов в секунду (5 и 15 МГц) [1, 3].

В диагностических УЗ-приборах используют импульсный режим: после интервала передачи звука следует интервал, в течение которого отраженные волны воспринимаются и анализируются. Обычно в виде импульса передаются 3 цикла. Пространственная протяженность импульса — это длина пространства, заполненного 3 циклами (рис. 2.3). Пространственная протяженность импульса является одним из факторов, определяющих разрешение. Поскольку более высокие частоты имеют меньшую протяженность импульса, при их использовании разрешение всегда выше. Как показано на рис. 2.3, при частоте 15 МГц длина волны в биологических тканях приблизительно составляет 0,1 мм, что позволяет добиться аксиального разрешения 0,15 мм. Хотя с увеличением частоты разрешение улучшается, глубина проникновения УЗ-волн уменьшается, и

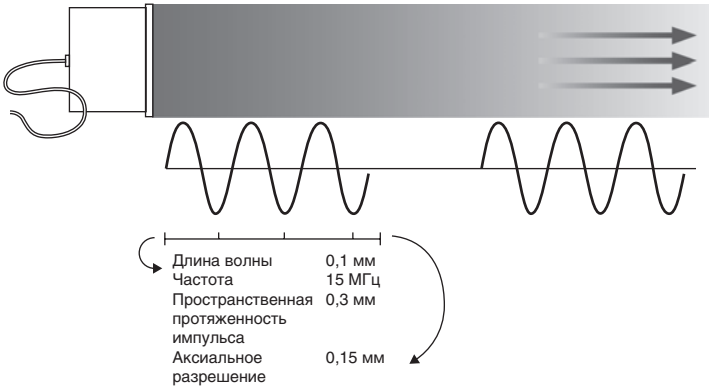

Рис. 2.3. В ультразвуковом исследовании используются импульсные волны, содержащие в том числе интервал передачи звука с последующим интервалом, в течение которого отраженные волны воспринимаются и анализируются. Обычно в виде импульса передаются 3 цикла

это ограничивает визуализацию более глубоко расположенных структур.

Как упоминалось выше, *скорость звука* постоянна для определенного материала или биологической ткани. Она не зависит от частоты или длины волны. Скорость звука увеличивается с повышением жесткости материала и снижается с его уменьшением. Как показано на рис. 2.1, обычно биологические ткани имеют различную скорость распространения. Кость — очень плотная и жесткая ткань — имеет высокую скорость распространения — 4080 м/с. Для жировой ткани (низкие жесткость и плотность) отмечается сравнительно низкая скорость распространения звука — 1450 м/с. Большинство мягких тканей имеет скорость распространения звука около 1540 м/с. Мышцы, печень и ЩЖ имеют немного более высокую скорость распространения звука. Во всем УЗ-оборудовании используется усредненная скорость — 1540 м/с. Расстояние до объекта, отображаемого на УЗ-изображении, рассчитывается путем умножения скорости звука на интервал времени возврата звукового сигнала к преобразователю [2, 3]. Используя 1540 м/с в качестве принятого показателя скорости распространения звука, все УЗ-оборудование обеспечивает одинаковые измерения расстояния или размера.

Отражение — это изменение направления части звуковой волны от границы раздела тканей с разным акустическим импедансом. Бóльшие различия в импедансе приведут к большему

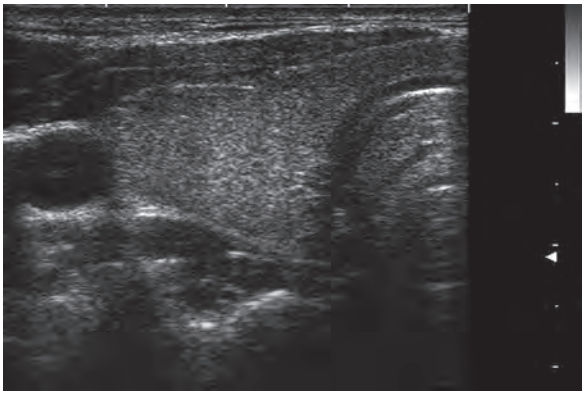

Рис. 2.4. Эхотекстура нормальной ткани щитовидной железы имеет вид матового стекла и ярче, чем мышечная ткань

числу отражений. Однородный по акустическому импедансу материал не генерирует внутренние эхосигналы. Киста — типичный пример анэхогенной структуры. Большинство биологических тканей обладает различной степенью неоднородности как на клеточном, так и на макроскопическом уровне. Соединительная ткань, кровеносные сосуды и клеточные структуры создают разницу акустического импеданса, которая приводит к образованию характерных эхографических картин (рис. 2.4–2.6).

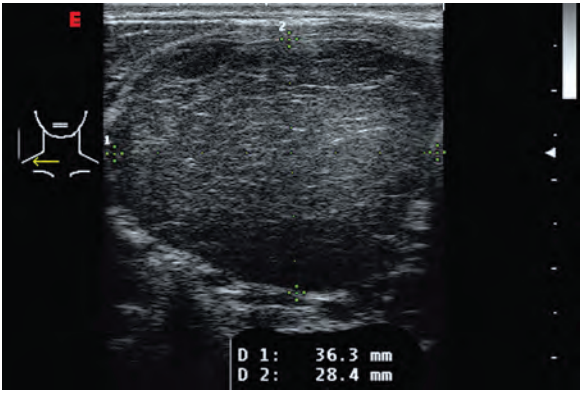

Рис. 2.5. Щитовидная железа пациента с тиреоидитом Хашимото: массивная инфильтрация лимфоцитами снизила эхогенность ткани, рисунок стал более однородным и гипоэхогенным

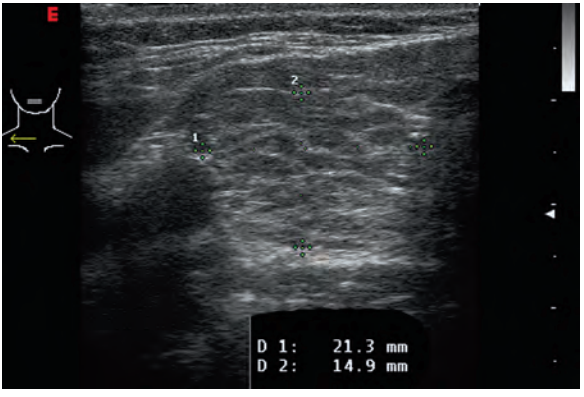

Рис. 2.6. Типичная гетерогенная картина тиреоидита Хашимото: гипоэхогенные измененные зоны, разделенные гиперэхогенной фиброзной тканью

Отражение определяется как зеркальное, если отражающая поверхность гладкая, как зеркало. Диффузное отражение получается при неровной отражающей поверхности. При этом длина волны варьирует от равной до меньшей, чем длина волны падающего звука. Диффузное отражение приводит к рассеиванию звуковых волн и возникновению шума.

Создание ультразвукового изображения

На ранних этапах УЗИ заключалось в проведении звуковых волн через тело, при этом отраженные волны отображались на осциллографе. В 1960–1970-х гг. появилась возможность измерять внутренние структуры, такие как доли ЩЖ, узлы и кисты, в А-режиме. На рис. 2.7 (а) показано УЗ-изображение солидного узла щитовидной железы в А-режиме. Рассеянные эхосигналы по всему узлу. На рис. 2.7 (б) представлена картина кистозного узла. В начале сигнал отражается от проксимальной стенки кисты, при этом отражение от кистозного содержимого не выражено. Затем происходит отражение от задней стенки. На рис. 2.7 (в) показан сложный узел в А-режиме с солидным и кистозным компонентами. УЗИ в А-режиме позволяет измерить размер в одной плоскости, однако не предоставляет изображения структуры [1].

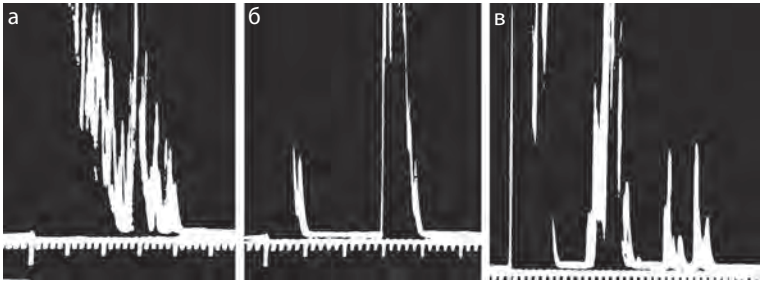

Рис. 2.7. Ультразвуковое исследование в А-режиме: а — ультразвуковая картина солидного узла щитовидной железы в А-режиме, рассеянные эхосигналы по всему узлу; б — изображение кистозного узла: первоначально сигнал отражается от проксимальной стенки кисты, при этом отражение от кистозного содержимого не выражено, затем происходит отражение от задней стенки; в — ультразвуковое исследование сложного узла с солидным и кистозным компонентами в А-режиме

Для того чтобы получить 2D-изображение, в момент, когда датчик проходит над исследуемой структурой, выстраивается серия одномерных изображений в А-режиме. Раньше УЗ-изображения ЩЖ получали при медленном перемещении трансдьюсера по шее. При сканировании исследуемой структуры и сопоставлении изображений в А-режиме формируется 2D-изображение, которое называется изображением в В-режиме (рис. 2.8). Для того чтобы электронно симулировать перемещение передатчика, в настоящее время в датчиках используют линейно расположенные пьезоэлектрические кристаллы. Каждый кристалл последовательно посылает импульс звуковой волны в ткани и получает отражения.

Конечное УЗИ-изображение отображает поперечное сечение ткани, очерченное тонким плоским пучком звуковых волн, излучаемых датчиком. Разрешение — это способность различать 2 отдельных, близко расположенных объекта. Например, при разрешении 0,2 мм 2 близко расположенных объекта размером <0,2 мм будут визуализироваться как один объект. Объекты, размер которых меньше разрешения, не будут изображаться реалистично. Латеральное (азимутальное) разрешение — способность различать объекты в поперечном направлении, перпендикулярном оси УЗ-луча. Осевое разрешение — способность различать объекты вдоль УЗ-луча. Осевое разрешение определяется пространственной протяженностью

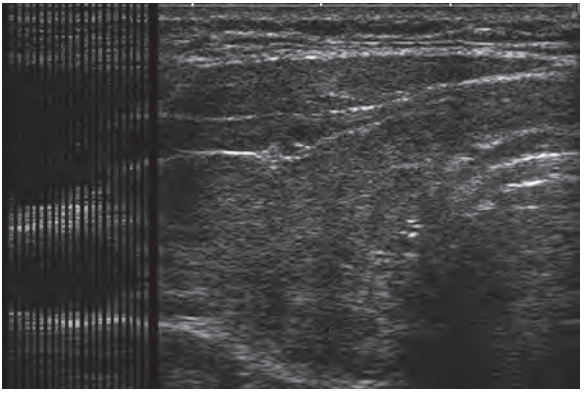

Рис. 2.8. Изображение в В-режиме состоит из серии снимков в А-режиме, которые сопоставляются для получения 2D-изображения

импульса и, соответственно, его частотой. Латеральное (азимутальное) разрешение зависит от фокусировки УЗ-луча.

Важность артефактов в ультразвуковом исследовании

При УЗИ обычно выявляется значительное количество артефактов. В отличие от других визуализирующих методов в УЗИ артефакты играют важную роль в интерпретации изображений. Такие артефакты, как тени позади объектов или неожиданно яркие области, могут помочь в понимании свойств визуализируемого объекта.

Когда звуковые волны попадают на область с сильно выраженной разницей акустического импеданса, например, на границу ткань–воздух или на кальцинат, подавляющее большинство звуковых волн отражается, обеспечивая очень яркий сигнал, исходящий от поверхности объекта, и отсутствие изображения за его пределами. Рис. 2.9 демонстрирует *акустическую тень* за кальцинированным узлом. На рис. 2.10 изображен грубый кальцинат в паренхиме ЩЖ с акустической тенью позади кальцината. Рис. 2.11 показывает типичную картину

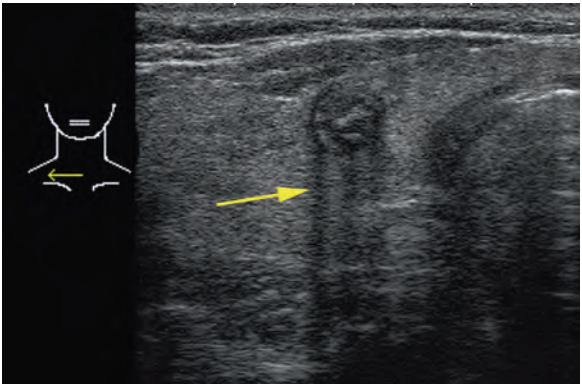

Рис. 2.9. Акустическая тень. Когда звуковые волны попадают на область с выраженной разницей акустического импеданса, например, на границу ткань–воздух или на кальцинат, подавляющее большинство звуковых волн отражается с возникновением тени кзади от исследуемой структуры. Этот кальцинированный узел наблюдался у пациента с семейной формой папиллярного рака

трахеи при УЗИ. Поскольку звук через воздух не проводится, изображение задних структур трахеи отсутствует.

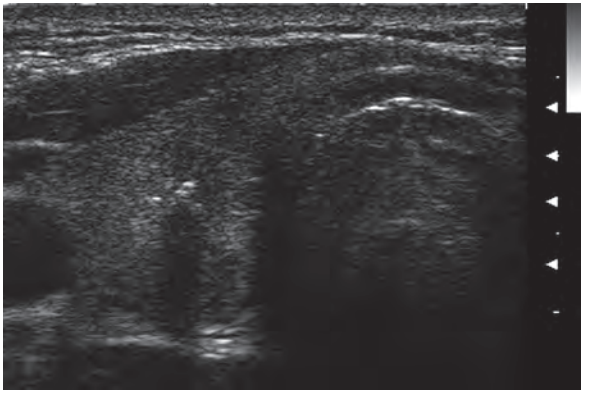

Рис. 2.10. Акустическая тень. Тень наблюдается позади грубого кальцината в паренхиме щитовидной железы. В отличие от кальцификации в узле аморфная кальцификация в паренхиме обычно не ассоциируется со злокачественностью

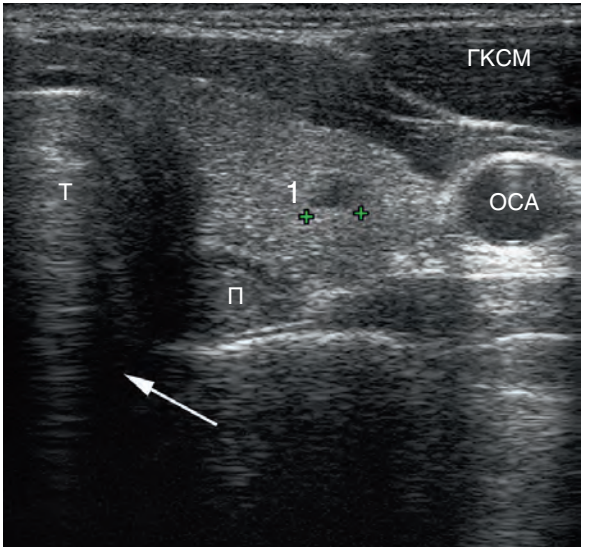

Рис. 2.11. Акустическая тень. Область кзади от трахеи не визуализируется во фронтальной проекции из-за очень высокого отражения на границе ткань–воздух. Т — трахея; П — пищевод; ГКСМ — грудино-ключично-сосцевидная мышца; ОСА — общая сонная артерия

В то же время кистозные структуры проводят звук с очень маленьким затуханием, в результате этого интенсивность звуковых волн за ними намного выше, чем у прилежащих структур. Это приводит к *акустическому усилению* с ярким сигналом позади кистозных или анэхогенных структур. Это усиление может быть использовано для дифференциации кистозных и солидных узлов в ЩЖ. Рис. 2.12 показывает усиление сигнала.

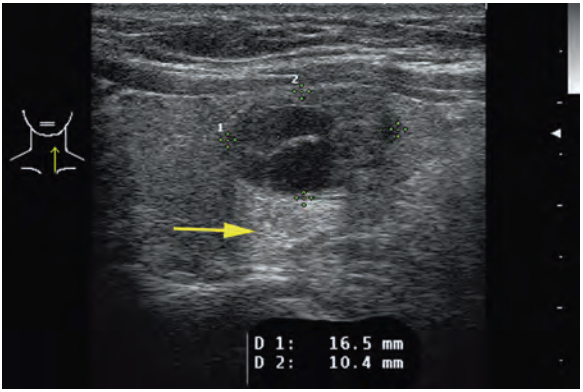

Рис. 2.12. Усиление сигнала. Кистозные структуры проводят звук с незначительным затуханием, что проявляется в большей интенсивности звуковых волн позади таких образований. Усиление сигнала обычно возникает кзади от кистозного узла

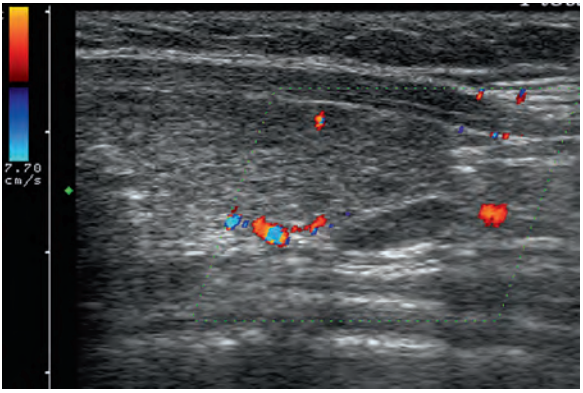

Рис. 2.13. Усиление сигнала. Аденомы паращитовидных желез имеют сравнительно гомогенную ткань и, как кисты паращитовидных желез, могут демонстрировать усиление сигнала позади себя

Однако усиление сигнала происходит не только при наличии кистозных узлов. Любая структура, вызывающая минимальное затухание УЗ-сигнала, будет иметь усиление кзади от себя. На рис. 2.13 продемонстрировано усиление сигнала кзади от солидной аденомы ПЩЖ. На рис. 2.14 показано усиление сигнала позади доброкачественного коллоидного узла. Из-за высокого содержания жидкости и коллоида в узле и, как следствие, уменьшения клеточного компонента затухание сигнала в этом образовании происходит в меньшей степени, чем в окружающей ткани ЩЖ.

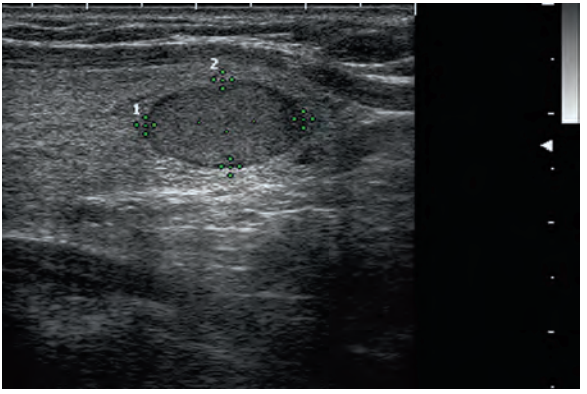

Рис. 2.14. Усиление сигнала. Этот доброкачественный коллоидный узел содержит много жидкости и коллоида, что приводит к уменьшению клеточного компонента. Сниженное затухание сигнала в узле обусловливает усиление сигнала, несмотря на то что этот узел является солидным

На рис. 2.15 изображен узел с кальцификацией по типу «яичной скорлупы». Слой кальция, окружающий узел, приводит к отсутствию сигнала позади узла. Видно, что наибольшее отражение возникает от поверхностей, расположенных перпендикулярно звуковым волнам. Поскольку угол падения приближается к 180° вдоль боковых стенок, большинство отраженных волн не возвращается на датчик, уменьшая интенсивность сигнала, отвечающего за боковые части структуры.

Краевые артефакты крайне полезны для идентификации узлов в ЩЖ. На рис. 2.16 видны темные линии, распространяющиеся кзади от боковых поверхностей узла, вдоль УЗ-луча. Это еще один пример артефакта отражения. Как говорилось

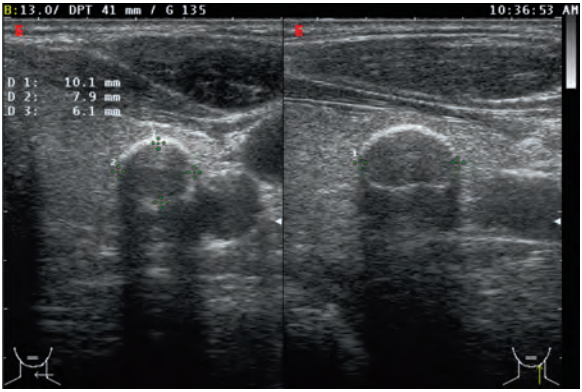

Рис. 2.15. Кальцификация по типу «яичной скорлупы». Слой кальция, окружающий узел, приводит к отражению от поверхности с выраженной акустической тенью по всей линии

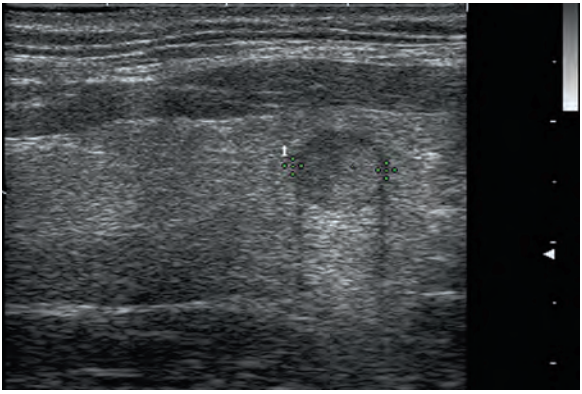

Рис. 2.16. Краевой артефакт. Видны *темные линии*, распространяющиеся кзади от боковых поверхностей узла. Этот артефакт можно использовать для идентификации узла или другой структуры

выше, звуковые волны, попадающие на объект по боковой поверхности, отражаются в сторону, а не обратно на датчик. Если на изображении видны две темные параллельные, вертикально ориентированные линии, прослеживая их кверху, можно выявить узел или другую структуру.

Некоторые артефакты появляются из-за реверберации. Когда звуковые волны отражаются от поверхности с очень высокой отражательной способностью, некоторые из них могут по-

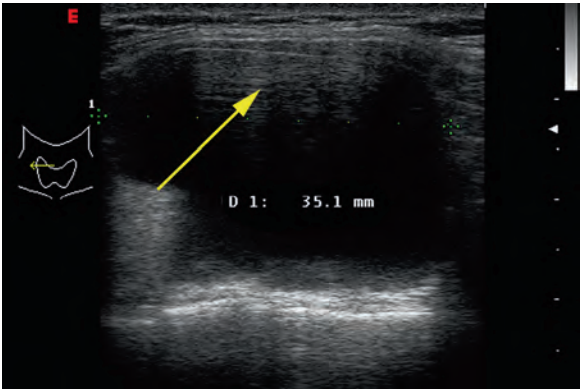

Рис. 2.17. Артефакт реверберации. Очень часто этот артефакт виден на передней поверхности кисты. Он возникает из-за реверберации сигнала между поверхностью кожи и передней стенкой кисты, в результате чего принимаются повторные поздние сигналы и создается видимость солидной ткани на передней поверхности кисты

вторно отразиться от поверхности кожи, создавая множество ложных изображений за подлинным. На рис. 2.17 изображен типичный *реверберационный артефакт*, который возникает из-за реверберации звуковых волн между поверхностью кожи и более глубокими тканями. Поскольку некоторые отраженные волны будут «отскакивать» от поверхности кожи в ткани много раз, появляются фантомные изображения. Чаще всего этот артефакт выявляется на передней поверхности кисты и вызывает сомнения, чем является данное образование: истинной кистой или частично солидной. Изменение угла УЗ-луча относительно образования обычно проясняет эту проблему. Рис. 2.18 показывает этот характерный артефакт кзади от передней стенки трахеи.

Артефакт «хвост кометы» — другая весьма частая находка, появляющаяся из-за реверберации [4] (рис. 2.19, 2.20). Коллоидные узлы могут содержать тонкие кристаллы, образовавшиеся из-за высыхания желатиноподобного коллоидного вещества. Отражение звуковых волн от такого кристалла приводит к возникновению яркого пятна. Однако, в отличие от кальцификации мягких тканей, кристаллы начинают вибрировать под влиянием УЗ-энергии. Вибрация создает звуковые волны, которые возвращаются на датчик после первично отраженного сигнала. Также

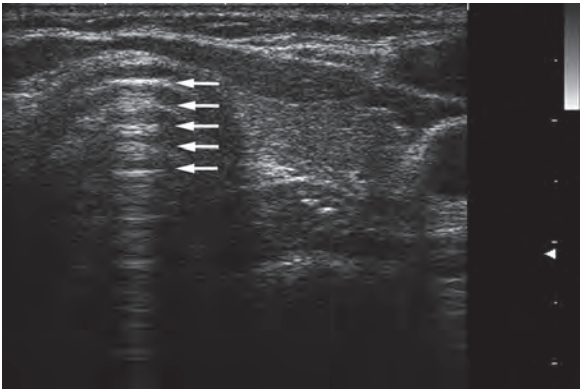

Рис. 2.18. Артефакт реверберации. Видно большое количество *параллельных линий* кзади от передней стенки трахеи. Обычно их принимают за кольца трахеи, но на самом деле это артефакт реверберации

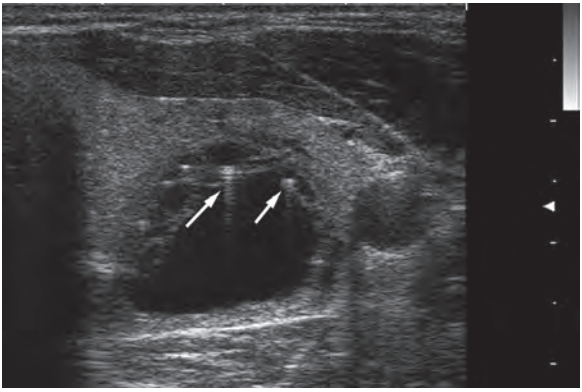

Рис. 2.19. «Хвосты комет». Коллоидные узлы могут содержать тонкие кристаллы, образованные вследствие высыхания желатиноподобного коллоидного вещества. Отражение звуковых волн от кристалла приводит к возникновению яркого пятна. Однако, в отличие от кальцификации мягких тканей, кристаллы начинают вибрировать под влиянием ультразвуковой энергии. Вибрация создает звуковые волны, которые возвращаются на датчик после первично отраженного сигнала

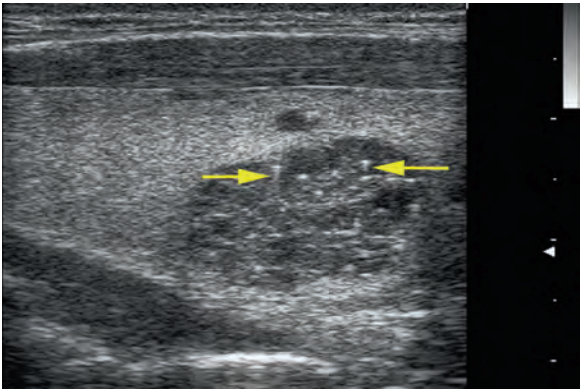

Рис. 2.20. «Хвост кометы». Еще один пример артефакта «хвост кометы» в доброкачественном коллоидном узле

называемые *артефактами «дребезжания сигнала»* (ringdown), «*кошачий глаз*» (cat's eye) (рис. 2.21) или «*стремянка*» (stepladder), эти «хвосты комет» помогают отличить обычно доброкачественные уплотнения в коллоидных узлах от очень подозрительных микрокальцификатов. Несмотря на то что артефакты «хвост кометы» чаще всего появляются в доброкачественных коллоидных узлах, они могут также выявляться в разрешающихся гематомах, а в редких случаях описаны при ПРЩЖ.

Рефракция — это изменение направления проводимого звука в акустической среде при угле падения, отличном от 90°. Звуковая волна, падающая на поверхность под углом в 90°, отражается в обратном направлении. При падении волны под углом, отличном от 90°, прошедшая волна изгибается при распространении через среду. Большая разница акустического импеданса между тканями приводит к большей степени рефракции. Несмотря на то что артефакты рефракции не типичны для УЗИ ЩЖ и других поверхностных структур, они могут приводить к созданию второго «призрачного» изображения, когда преломляющий объект находится на пути УЗ-луча.

При прохождении звуковых волн через любую ткань интенсивность волны *снижается*. Акустическая энергия ослабляется из-за комбинированного действия рефракции, рассеивания и поглощения с преобразованием акустической энергии в тепло. Затухание зависит от частоты: чем выше частота, тем больше

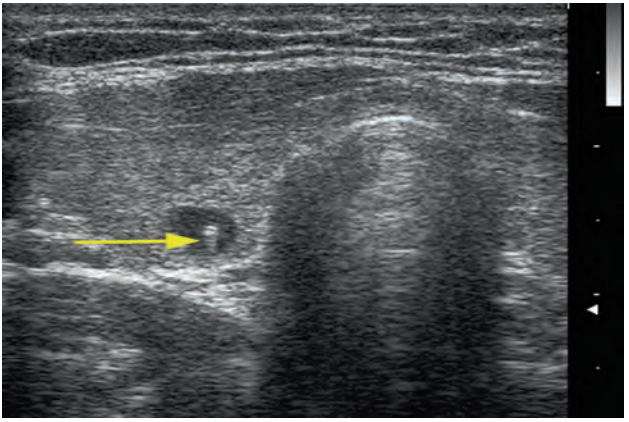

Рис. 2.21. Артефакт «кошачий глаз». Артефакт «хвост кометы» также называется артефактом «дребезжания сигнала» (ringdown), артефактом «стремянка» (stepladder) или, если в маленькой кисте отмечается единственный очаг, «кошачий глаз» (cat's-eye)

затухание. И хотя более высокие частоты дают лучшее разрешение, глубина визуализации с увеличением частоты снижается. В современных УЗ-аппаратах для исследования ЩЖ используется достаточно высокая частота — 16 МГц. Однако при этой частоте исследование можно провести лишь на глубину до 5 см. Визуализация более глубоких структур, как и при УЗИ органов брюшной полости или малого таза, требует более низкой частоты. У тучных пациентов или при исследовании очень глубоких структур для адекватного проникновения луча и визуализации глубоких структур шеи может потребоваться частота 5–7,5 МГц. На рис. 2.22 и рис. 2.23 сравниваются изображения при частоте 7,5 и 13 МГц. Видно, что детализация проксимальных структур при более низкой частоте снижается.

Тень и усиление, как описывалось выше, — это примеры артефактов затухания. Тень возникает позади структур, имеющих очень большую разницу в акустическом сопротивлении с окружающими тканями, из-за почти полного отражения УЗ-волн. Усиление сигнала возникает за структурами, которые совсем не вызывают или вызывают незначительное затухание, и вследствие этого интенсивность звуковых волн за ними оказывается больше по сравнению с окружающими тканями.

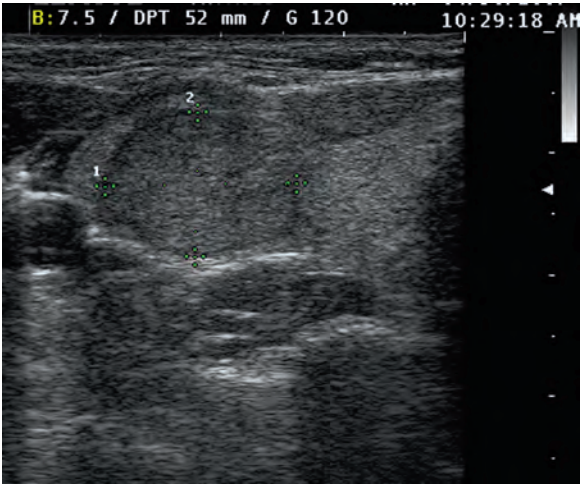

Рис. 2.22. Сравнение изображений, сделанных при частоте в 7,5 и 13 МГц. При использовании датчика с частотой 7,5 МГц узел определяется менее четко, но структуры кзади от него визуализируются лучше. Сравните с рисунком 2.23

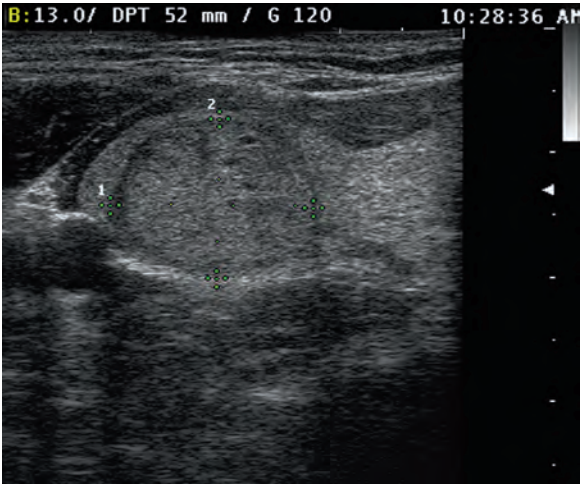

Рис. 2.23. Сравнение изображений при частоте 7,5 и 13 МГц. На этом изображении при частоте 13 МГц узел визуализируется намного четче. Сравните с рисунком 2.22

Достижения в ультразвуковом исследовании

Ультразвуковые датчики состоят из массива кристаллов, способных посылать и принимать УЗ-импульсы. Пьезоэлектрические кристаллы вибрируют при воздействии электрического тока. И наоборот, при воздействии механического напряжения на кристалл возникает электрический сигнал с частотой, соответствующей частоте падающей звуковой волны. При УЗИ ЩЖ в датчике обычно используется линейная решетка из нескольких сотен кристаллов. Поперечник полученного изображения равен длине решетки кристаллов датчика. Конвексные датчики в УЗИ ЩЖ используются реже, как правило, они применяются при исследовании органов брюшной полости, малого таза и сердца. Создавая расходящийся УЗ-пучок, такие датчики позволяют визуализировать структуры больше собственного размера. Иногда их используют в качестве вспомогательного средства при ТАБ, однако полученное изображение имеет пространственное искажение из-за отсутствия линейной зависимости между поперечной и продольной плоскостями (см. главу 12).

Полученный УЗ-сигнал усиливается и используется для реконструкции изображения. Алгоритмы снижения шума и повышения резкости используются для улучшения изображения. Большая часть УЗ-оборудования позволяет оператору выбрать уровень снижения шума, динамический диапазон и резкость для улучшения изображения. УЗ-оборудование позволяет регулировать усиления принимаемого сигнала. При работе с аппаратом УЗИ можно изменить как общее усиление, так и усиление отдельных каналов, отвечающих за определенную глубину (компенсаторное усиление по времени), чтобы получить наилучшее изображение интересующей области. Большая часть УЗ-оборудования также позволяет оператору настроить определенную зону, глубину, на которой УЗ-луч будет сфокусирован идеально. Можно выбрать несколько таких зон. Несмотря на то что использование нескольких фокусных зон дает небольшое увеличение резкости изображения, оно замедляет частоту обновления изображения, что приводит к «дрожанию» изображения при сканировании в режиме реального времени.

Тогда как при стандартном УЗИ принимается только частота, идентичная переданной, тканевая гармоника основывается на способности тканей к реверберации при воздействии высокой энергии ультразвука. Разные ткани обладают различной степенью реверберации и создают уникальные характеристики тканевых гармоник, кратные исходной частоте. Избирательный прием гармонического сигнала образует альтернативное изображение. Вследствие восприятия более высоких частот разрешение может улучшаться, но исходная частота при тканевой гармонике обычно ниже. Так как расстояние, которое проходит гармонический сигнал вдвое меньше, чем пройденное переданным и принятым сигналом, уровень шума ниже. Повышенное разрешение и снижение уровня шума могут привести к улучшению видимости некоторых объектов [5], но тканевая гармоника не нашла широкого применения при визуализации ЩЖ.

С недавнего времени качество УЗ-изображений значительно улучшилось благодаря переходу к полной цифровой обработке. В стандартном УЗИ линейный датчик передает и принимает параллельные УЗ-волны в одном направлении. При сложном сканировании (SCI) УЗ-луч электронно или механически направляется под множеством углов. Сложное сканирование сочетает множество изображений, полученных под разными углами, и реконструирует из них единое изображение [6]. Это приводит к уменьшению зернистости и шума и более достоверному изображению (рис. 2.24, 2.25). Количество артефактов уменьшается, но тщательная настройка уровня снижения шума позволяет оставить полезные артефакты, помогающие при интерпретации изображения: акустическую тень, усиление сигнала и краевые артефакты (рис. 2.26, 2.27) [7].

Итак, передача звука зависит от проводящей среды. Звук отражается от поверхностей с разным акустическим импедансом. Разрешение УЗ-изображения зависит от частоты, ширины сфокусированного луча и качества электронной обработки. При повышении частоты разрешение улучшается, однако глубина, доступная для исследования, уменьшается. Такие артефакты, как акустическая тень и усиление сигнала, предоставляют полезную информацию, хотя и мешают соз-

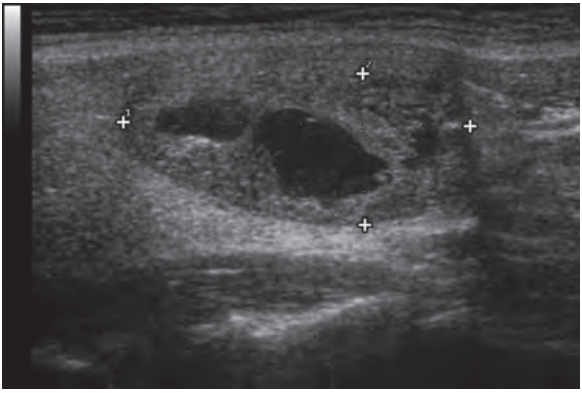

Рис. 2.24. Обычное ультразвуковое изображение, без режима сложного сканирования, зернистое и имеет больше шума, чем обработанное изображение на рисунке 2.25

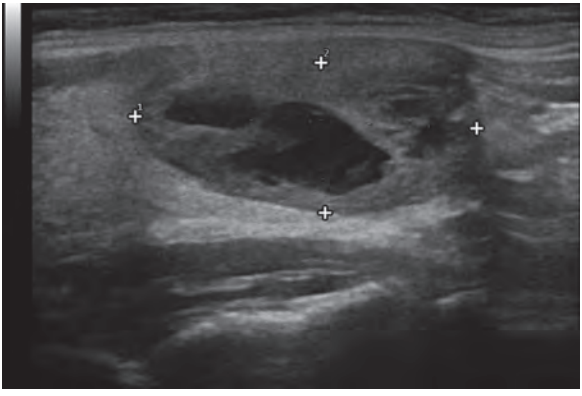

Рис. 2.25. После применения сложного сканирования зернистость уменьшается, снижается уровень шума и улучшается качество изображения в целом

данию чистого изображения. В настоящее время качество изображения, доступная стоимость и простота выполнения делают УЗИ в режиме реального времени неотъемлемой частью клинического обследования пациентов с заболеваниями ЩЖ.

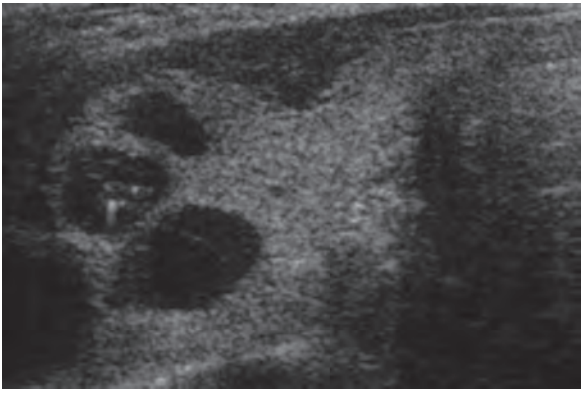

Рис. 2.26. Артефакт «хвост кометы» и акустическое усиление позади объекта до сложного сканирования

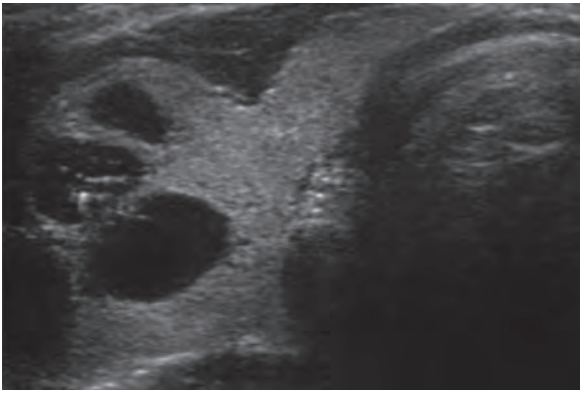

Рис. 2.27. Артефакт «хвост кометы» и акустическое усиление кзади от объекта сохраняются и после сложного сканирования, несмотря на уменьшение зернистости и шума

Список рекомендуемой литературы

1. Meritt C.R.B. Physics of ultrasound // Diagnostic Ultrasound. 4th ed. / eds C.M. Rumack, S.R. Wilson, J.W. Charboneau, D. Levine. St Louis : Mosby, 2011. P. 2–33.
2. Levine R.A. Something old and something new: a brief history of thyroid ultrasound technology // Endocr. Pract. 2004. Vol. 10, N 3. P. 227–233.

3. Coltrera M.D. Ultrasound physics in a nutshell // Otolaryngol. Clin. North Am. 2010. Vol. 43, N 6. P. 1149–1159.
4. Ahuja A., Chick W., King W., Metreweli C. Clinical significance of the comet-tail artifact in thyroid ultrasound // J. Clin. Ultrasound. 1996. Vol. 24, N 3. P. 129–133.
5. Szopinski K.T., Wysocki M., Pajk A.M. et al. Tissue harmonic imaging of thyroid nodules: initial experience // J. Ultrasound Med. 2003. Vol. 22, N 1. P. 5–12.
6. Lin D.C., Nazarian L., O'Kane P.L. et al. Advantages of real-time spatial compound sonography of the musculoskeletal system versus conventional sonography // AJR Am. J. Roentgenol. 2002. Vol. 179, N 6. P. 1629–1631.
7. Shapiro R.S., Simpson W.L., Rauch D.L., Yeh H.C. Compound spatial sonography of the thyroid gland: evaluation of freedom from artifacts and of nodule conspicuity // AJR Am. J. Roentgenol. 2001. Vol. 177. P. 1195–1198.