

Ультразвуком называются звуковые колебания, лежащие выше порога восприятия органом слуха человека, т. е. имеющие частоту более 20 кГц. Физической основой УЗИ является открытый в 1881 г. братьями Кюри пьезоэлектрический эффект.

Сущность пьезоэлектрического эффекта заключается в том, что при деформации монокристаллов некоторых химических соединений (кварца, титана-та бария, сернистого кадмия и др.), в частности, под воздействием ультразвуковых волн, на поверхностях этих кристаллов возникают противоположные по знаку электрические заряды. Это так называемый прямой пьезоэлектрический эффект (пьезо по-гречески означает давить). Наоборот, при подаче на эти монокристаллы переменного электрического заряда в них возникают механические колебания с излучением ультразвуковых волн. Таким образом, один и тот же пьезоэлемент может быть попеременно то приемником, то источником ультразвуковых волн. Эта часть в ультразвуковых аппаратах называется акустическим преобразователем, трансдюсером или датчиком.

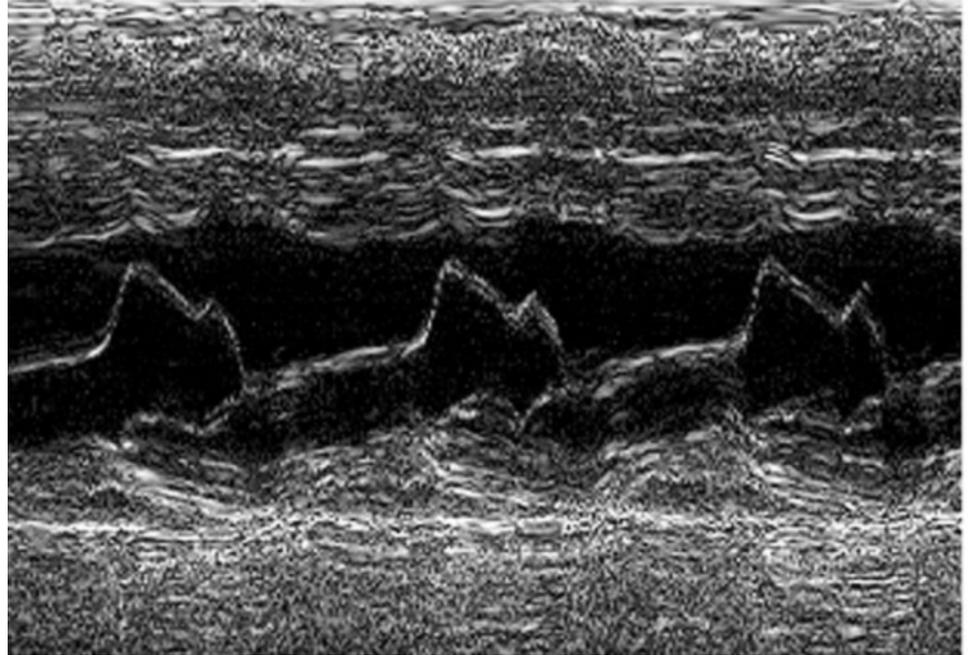
Ультразвук распространяется в средах в виде чередующихся зон сжатия и разрежения молекул вещества, которые совершают колебательные движения. Звуковые волны, в том числе и ультразвуковые, характеризуются периодом колебания - временем, за которое молекула (частица) совершает одно полное колебание; частотой - числом колебаний в единицу времени; длиной - расстоянием между точками одной фазы и скоростью распространения, которая зависит главным образом от упругости и плотности среды. Длина волны обратно пропорциональна ее частоте. Чем меньше длина волн, тем выше разрешающая способность ультразвукового аппарата.

Любая среда, в том числе и различные ткани организма, препятствует распространению ультразвука, т. е. обладает различным акустическим сопротивлением, величина которого зависит от их плотности и скорости ультразвука. Чем выше эти параметры, тем больше акустическое сопротивление. Такая общая характеристика любой эластической среды обозначается термином «импеданс».

Достигнув границы двух сред с различным акустическим сопротивлением, пучок ультразвуковых волн претерпевает существенные изменения: одна его часть продолжает распространяться в новой среде, в той или иной степени поглощаясь ею, другая - отражается. Коэффициент отражения зависит от разности величин акустического сопротивления граничащих друг с другом тканей: чем это различие больше, тем больше отражение и, естественно, больше амплитуда зарегистрированного сигнала, а значит, тем светлее и ярче он будет выглядеть на экране аппарата. Полным отражателем является граница между тканями и воздухом.

M режим

При этом режиме используется также единственный уз луч, а отраженные сигналы представлены серией точек вдоль вертикальной линии. Положение точки на этой линии определяется глубиной отражающих структур, а насыщенность цветом выявляет силу. По вертикальной оси откладывается расстояние от датчика до лоцируемой структуры, а по горизонтальной время. Этот режим даёт информацию в виде кривых, отражающих амплитуду и скорость движения кардиальных структур.



В режим

Это методика, дающая информацию в виде двумерных серошкальных томографических изображений анатомических структур в масштабе реального времени, что позволяет оценивать их морфологическое состояние. Этот режим является основным, во всех случаях с его использования начинается УЗИ.

В современной ультразвуковой аппаратуре улавливаются самые незначительные различия уровней отраженных эхосигналов, которые отображаются множеством оттенков серого цвета. Это дает возможность разграничивать анатомические структуры, даже незначительно отличающиеся друг от друга по акустическому сопротивлению. Чем меньше интенсивность эха, тем темнее изображение, и, наоборот, чем больше энергия отраженного сигнала, тем изображение светлее.

D режим (доплер)

Это методика, основанная на использовании физического эффекта Допплера (по имени австрийского физика). Сущность этого эффекта состоит в том, что от движущихся объектов ультразвуковые волны отражаются с измененной частотой. Этот сдвиг частоты пропорционален скорости движения лоцируемых структур, причем если их движение направлено в сторону датчика, частота отраженного сигнала увеличивается, и, наоборот, - частота волн, отраженных от удаляющегося объекта, уменьшается. С этим эффектом мы встречаемся постоянно, наблюдая, например, изменение частоты звука от проносящихся мимо машин, поездов, самолетов.

Непрерывная потоковая доплерография

Непрерывная доплерография основана на постоянном излучении и постоянном приеме отраженных ультразвуковых волн. При этом величина сдвига частоты отраженного сигнала определяется движением всех структур на всем пути ультразвукового луча в пределах глубины его проникновения. Получаемая информация оказывается, таким образом, суммарной. Невозможность изолированного анализа потоков в строго определенном месте является недостатком непрерывной доплерографии. В то же время она обладает и важным достоинством: допускает измерение больших скоростей потоков крови.

Импульсная потоковая потоковая

Импульсная доплерография основана на периодическом излучении серий импульсов ультразвуковых волн, которые, отразившись от эритроцитов, последовательно воспринимаются тем же датчиком. В этом режиме фиксируются сигналы, отраженные только с определенного расстояния от датчика, которое устанавливается по усмотрению врача. Место исследования кровотока называют контрольным объемом (КО). Возможность оценки кровотока в любой заданной точке является главным достоинством импульсной доплерографии.

Тканевый доплер

Похож на импульсно волновой доплер, за исключением того, что используется для измерения скорости движения тканей. Применяется в частности для определения сократительной способности миокарда

Цветное доплеровское картирование

Основано на кодировании в цвете значения доплеровского сдвига излучаемой частоты. Методика обеспечивает прямую визуализацию потоков крови в сердце и в относительно крупных сосудах. Красный цвет соответствует потоку, идущему в сторону датчика, синий - от датчика. Темные оттенки этих цветов соответствуют низким скоростям, светлые оттенки - высоким. Эта методика позволяет оценивать как морфологическое состояние сосудов, так и состояние кровотока. Ограничение методики - невозможность получения изображения мелких кровеносных сосудов с малой скоростью кровотока.

Энергетическая доплерография

Основана на анализе не частотных доплеровских сдвигов, отражающих скорость движения эритроцитов, как при обычном доплеровском картировании, а амплитуд всех эхосигналов доплеровского спектра, отражающих плотность эритроцитов в заданном объеме. Результирующее изображение аналогично обычному цветовому доплеровскому картированию, но отличается тем, что отображение получают все сосуды независимо от их хода относительно ультразвукового луча, в том числе кровеносные сосуды очень небольшого диаметра и с незначительной скоростью потока крови. Однако по энергетическим доплерограммам невозможно судить ни о направлении, ни о характере, ни о скорости кровотока. Информация ограничивается только самим фактом кровотока и числом сосудов. Оттенки цвета (как правило, с переходом от темно-оранжевого к светло-оранжевому и желтому) несут сведения не о скорости кровотока, а об интенсивности эхосигналов, отраженных движущимися элементами крови. Диагностическое значение энергетической доплерографии заключается в возможности оценки васкуляризации органов и патологических участков.

Возможности цветного доплеровского картирования и энергетического доплера объединены в методике *конвергентной цветовой доплерографии*.

Сочетание В-режима с потоковым или энергетическим цветовым картированием обозначается как дуплексное исследование, дающее наибольший объем информации.

В современной ультразвуковой аппаратуре улавливаются самые незначительные различия уровней отраженных эхо-сигналов, которые отображаются множеством оттенков серого цвета. Это дает возможность разграничивать анатомические структуры, даже незначительно отличающиеся друг от друга по акустическому сопротивлению. Чем меньше интенсивность эха, тем темнее изображение, и, наоборот, - чем больше энергия отраженного сигнала, тем изображение светлее.

Биологические структуры могут быть анэхогенными, гипоэхогенными, средней эхогенности, гиперэхогенными . Анэхогенное изображение (черного цвета) свойственно образованиям, заполненным жидкостью, которая практически не отражает ультразвуковые волны; гипоэхогенное (темно-серого цвета) - тканям со значительной гидрофильностью. Эхопозитивное изображение (серого цвета) дают большинство тканевых структур. Повышенной эхогенностью (светло-серого цвета) обладают плотные биологические ткани. Если ультразвуковые волны полностью отражаются, то объекты выглядят гиперэхогенными (ярко-белыми), а за ними есть так называемая акустическая тень, имеющая вид темной дорожки.



абвгд **Рис. 3.2.** Шкала уровней эхогенности биологических структур: а - анэхогенный; б - гипозэхогенный; в - средней эхогенности (эхопозитивный); г - повышенной эхогенности; д - гиперэхогенный

Общие закономерности формирования эхографического серошкального изображения проявляются конкретными картинками, свойственными тому или иному органу, анатомической структуре, патологическому процессу. При этом подлежат оценке их форма, размеры и положение, характер контуров (ровные/неровные, четкие/нечеткие), внутренняя эхоструктура, смещаемость, а для полых органов (желчный и мочевой пузыри), кроме того, состояние стенки (толщина, эхоплотность, эластичность), присутствие в полости патологических включений, прежде всего камней; степень физиологического сокращения. Полостные образования с патологическим содержимым (абсцессы, туберкулезные каверны) отличаются от кист неровностью контуров и, самое главное, неоднородностью эхонегативной внутренней эхоструктуры.

Эхографическая картина гематомы паренхиматозных органов зависит от времени, прошедшего с момента травмы. В первые несколько суток она гомогенно эхонегативна. Затем в ней появляются эхопозитивные включения, являющиеся отображением кровяных сгустков, число которых постоянно нарастает. Через 7-8 сут начинается обратный процесс - лизис сгустков крови. Содержимое гематомы вновь становится однородно эхонегативным.

Эхоструктура злокачественных опухолей гетерогенная, с зонами всего спектра эхогенности: анэхогенные (кровоизлияния), гипоэхогенные (некроз), эхопозитивные (опухолевая ткань), гиперэхогенные (обызвествления).



12.2. Лучевая семиотика заболеваний мочевых органов

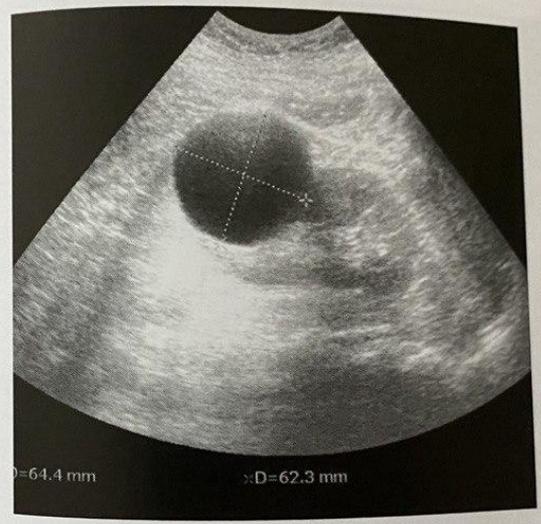


Рис. 12.50. Эхограмма. Солитарная киста почки



Рис. 12.51. Киста, выполненная лежа на животе. почки



Рис. 12.46. Линейная томограмма. Опухоль почки (стрелка)



Рис. 12.47. Эхограмма. Опухоль почки (маркёр)



Рис. 12.48. Эхограмма. Диаметр почки



Рис. 12.37. УЗИ правой почки (В-режим). Проявления хронического пиелонефрита. Паренхима неравномерно истончена, бугристая (стрелки), кортико-медуллярная дифференцировка утрачена. Имеются участки повышения эхогенности паренхимы. Почечный синус неоднороден за счет участков повышения эхогенности (фиброз) и снижения эхогенности (расширение чашечно-лоханочного комплекса)

Радионуклидная ренографическая сцинтиграфия преимущественно паренхиматозной кривой. Показатель Винтернографии — более 55%.

12.2.6. Туберкулез почки

УЗИ, КТ, МРТ: локальные изменения контуров почки; обрывки паренхимы различной толщины; полости каверн неправильной формы, сообщаются с чашечно-лоханочным комплексом узкими каналами, которые заполнены жидкостью (рис. 12.38); визуализируются рубцово-атрофические изменения паренхимы, рубцово-кавернозные изменения мочеточника, кистозные изменения мочевого пузыря.

Традиционные рентгенологические методики малоинформативны.

ЭРХПГ: обрыв, «культя» главного панкреатического контуром с незаполненными дистальными отделами. Единичное сужение с супрастенотическим расширением протоков



Рис. 11.31. Эхограмма. Рак поджелудочной железы. Хвост и тело поджелудочной железы сегментарно увеличены за счет новообразования

протоков с
панкреати

Ангиограф

судов, отте
стых стволо
сплетения
очагового о

УЗИ:

лезы с гипс
генным обр
контурами,
системы, ин
холи в сосед
чение регио
узлов, очагов
(метастазы) (р



Рис. 11.27. Эхограмма. Острый панкреатит



КТ: острый панкреатит характеризуется увеличением размеров железы, нечеткостью контуров, неоднородной или дряблой структурой паренхимы с участками повышенной плотности паренхимы, наличием жидкостных образований (псевдокисты, абсцессы). При контрастном исследовании паренхима поджелудочной железы снижена, не выявляются четкие участки, не выявляется контрастируемое вещество. Возможны скопления жидкости, инфильтрация окружающих тканей, инфильтрация клетчатки. Героты (рис.



Рис. 11.23. Магнитно-резонансная холангиограмма. Камень в холедохе (стрелка)



Рис. 11.24. Эхограмма желчного пузыря. Острый холецистит. Утолщение стенок желчного пузыря и нарушение их эхоструктур

МРХПГ позволяет неинвазивно визуализировать камни и стриктуры желчных протоков на всем их протяжении.

...таще, чем
личают холестериновые, пигментные, известковые и смешан-

фия: 25—30% конкрементов содержат кальций, что позволяет
обзорных снимках в виде обызвествленной структуры.



но-резонансная томо-
ное изображение с кон-
тастазы злокачествен-
ния в печень



Рис. 11.21. Эхограмма желчного пузыря.
Желчнокаменная болезнь. В просвете опре-
деляются множественные гиперэхогенные
образования с плотной акустической тенью

НО

Ри
ал
же
из



Рис. 11.18. Эхограмма. Метастазы рака толстой кишки в печени

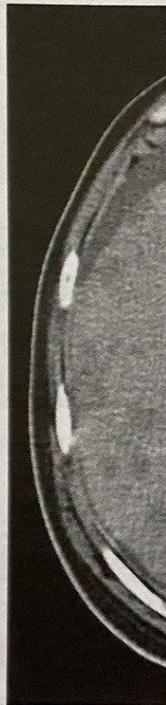


Рис. 11.19. Множественные метастазы рака толстой кишки в печени

енение размеров печени,
, узловатая поверхность,
сосудов печени, выпот
юлость (рис. 11.12).

неоднородность структу-
ы органа (узелки регене-
ки разрастания соедини-
и); признаки портальной
(расширение воротной
ение селезенки, жидкость
вота); визуализация пор-
цунтов (рис. 11.13).

Птиграфия: значительное
накопления РФП селе-
ношению к печени; вы-
днородность структуры



Рис. 11.12. Эхограмма. Цирроз печени, стрелками указан бугристый контур печени

показаний, а также высокой информативности, отсутствию противопоказаний. В настоящее время с него начинается практически любое обследование пациентов с заболеваниями печени и желчных путей.

Печень определяется как однородное образование с мелкозернистой структурой и четкими, ровными контурами, на фоне которого можно различить внутрипеченочные сосуды (преимущественно печеночные вены и ветви воротной вены). В области ворот печени визуализируется так называемая печеночная триада: воротная вена (диаметр основного ствола — 0,9–1,4 см), печеночная артерия (диаметр — 0,45–0,51 см) и общий желчный проток (диаметр — около 0,7 см). Желчный пузырь выглядит как эхонегативное образование овальной формы с четкими, ровными контурами размером от 6 до 12 см в длину и от 2,5 до 4 см в поперечнике. Толщина его стенки составляет от 2 мм в области дна и тела до 3 мм у воронки и шейки (рис. 11.6).



Рис. 11.6. На эхограммах желчный пузырь выглядит как эхонегативное образование овальной формы с четкими ровными контурами размерами от 6 до 12 см в длину и от 2,5 до 4 см в поперечнике

Допплерография (эхоангиография). С помощью ультразвукового доплерографического исследования можно

Рис. 10.60. Рентгенограммы. Болезнь Крона: *а* — поражение кишки (стрелка); *б* — поражен дистальный отдел нисходящей



Рис. 10.61. Эхограмма тонкой кишки. Болезнь Крона (сужение просвета кишки)

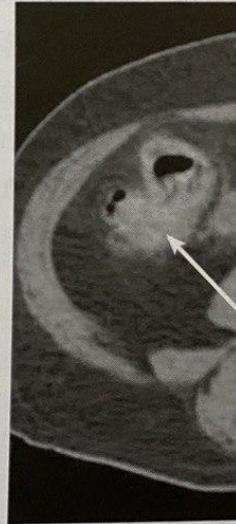


Рис. 10.62. Компьютерная томография. Болезнь Крона, поражение дистального отдела нисходящей кишки (стрелка)



Рис. 10.31. Эндоскопическая эхограмма пищевода — рак пищевода с метастазами в регионарные лимфатические узлы

ПЭТ позволяет выявлять регионарные и отдаленные метастазы, а также рецидивы рака после оперативных вмешательств (рис. 10.30, см. цв. вклейку).

Эндоскопическая сонография: определение глубины инвазии опухоли, выявление увеличенных регионарных лимфатических узлов (рис. 10.31).

б

Рис. 10.12. Магнитно-резонансные томограммы желудка в аксиальной (а) и фронтальной (б) плоскостях. Норма. В качестве контрастного вещества используется вода, имеющая гиперинтенсивный сигнал на T2-взвешенном изображении



Рис. 10.13. Эндоскопическая эхограмма пищевода. Норма

расширяются импульсных позволяют от органа и окру МРТ помо ную стадию о палительных свищи и абсц МРТ пока холей пищева ления регион при злокачес выявления ре

10.1.4. Ультразвук

Ультразвук применяется для выявления ренхиматозных изменений в пространенно (определения в стенки пище показано эндо