

Министерство здравоохранения Республики Беларусь
Учреждение образования
"Гродненский государственный медицинский университет"
Кафедра онкологии, лучевой диагностики и лучевой терапии

Волков В.Н.

ОСНОВЫ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ДИАГНОСТИКИ

**Учебно-методическое пособие
для студентов по специальности
лечебное дело**



Гродно 2005

УДК 616-073.432.19 (035)

ББК 53.43.3

Л 43

Рекомендовано Центральным научно-методическим Советом ГрГМУ
(протокол № 5 от "8" июля 2005 г.)г

Автор: асс., канд. мед. наук, В.Н. Волков

Рецензент: заведующий кафедрой госпитальной терапии, д.м.н., В.М. Пырочкин

Волков В.Н.

Л 43 Основы ультразвуковой диагностики: Учеб.-метод. пособие [Электронный ресурс] / В.Н. Волков. – Электрон. дан. – Мн.: ГрГМУ, 2005. – Режим доступа: <http://www.grsmu.by>, свободный.
ISBN 985-496-038-2

В пособии представлены история, физические основы и методы ультразвуковой диагностики, устройство ультразвуковых датчиков и сканнеров, режимы и условия исследования, схема описания сонограмм, ультразвуковая симптоматика и семиотика основных патологических процессов (воспалительного, дегенеративного, травматического, опухолевого и др.).

Учебно-методическое пособие предназначено для студентов III-VI курсов медицинских университетов.

УДК 616-073.432.19 (035)

ББК 53.43.3

ISBN 985-496-038-2

© Волков В.Н., 2005

ОГЛАВЛЕНИЕ

Введение.....	5
История развития УЗД.....	5
Физические основы УЗД.....	6
Ультразвуковое изображение.....	9
Эхоконтрастные препараты.....	13
Ультразвуковые сканеры.....	15
Ультразвуковые датчики.....	16
Безопасность УЗД.....	21
Методика ультразвукового исследования.....	23
Принципы интерпретации сонограмм.....	25
Ультразвуковая симптоматика основных патологических процессов.....	26
Воспалительный процесс.....	26
Дегенеративно-дистрофический процесс.....	28
Травматические повреждения.....	29
Конкременты.....	30
Инфаркт.....	31
Объемные образования.....	31
Схема описания сонограмм (Приложение №1).....	36
Схема описания объемных образований (Приложение №2).....	37
Схема сонографического заключения (Приложение №3).....	38
Пример сонографического заключения (Приложение №4).....	39

СОКРАЩЕНИЯ

2D	двухмерный режим
3D	трехмерный режим
CID	режим цветного доплеровского картирования
CWD	постоянный доплеровский режим
MI	механический индекс
TI	температурный индекс
PD	режим энергетического доплеровского картирования
PWD	импульсный доплеровский режим
ОО	объемное образование
УЗ	ультразвуковой
УЗД	ультразвуковая диагностика
УЗИ	ультразвуковое исследование

ВВЕДЕНИЕ

Ультразвуковое исследование (УЗИ) заняло прочное положение среди методов лучевой диагностики, благодаря информативности и доступности получаемых данных. Популярности ультразвуковой диагностики (УЗД) среди врачей и пациентов способствует ряд факторов:

- достоверность получаемых результатов с высоким процентом совпадений (до 85-100%) по целому ряду заболеваний с патологоанатомическими данными,
- возможность исследования в режиме реального времени,
- доступность исследования, благодаря относительной простоте процедуры и неинвазивности,
- безвредность (по клиническим и экспериментальным данным не выявлено достоверных патологических изменений в тканях после кратковременного УЗ воздействия),
- возможность получения ценной диагностической информации во многих областях медицины. Области применения УЗД постоянно расширяются, включая не только диагностические, но и интервенционные манипуляции.
- низкая себестоимость исследования по сравнению с большинством методов лучевой диагностики.

Несмотря на то, что место и значение УЗД в клинической медицине сегодня не вызывает сомнений, нельзя и переоценивать ее: любой метод имеет свои пределы и ограничения. Основными недостатками УЗД являются:

- ограничения распространения сигнала, связанные с "ультразвуковым окном",
- зависимость результатов исследования от навыков исследователя.

Необходимо помнить, что первостепенное значение в клинике имеют адекватное использование диагностического метода с учетом его возможностей и детальная оценка полученной информации, а знание основ УЗД позволяет более эффективно решать эти задачи.

ИСТОРИЯ РАЗВИТИЯ УЗД

Корни ультразвука в медицинской диагностике уходят к началу девятнадцатого века. От своего скромного начала в военных учреждениях, где ультразвук использовался для дефектоскопии, к рутинной оценке практически всех анатомических областей человеческого организма, ультразвук обеспечил себе положение ключевого диагностического метода, как в настоящее время, так и в будущем. При рассмотрении истории развития УЗД, необходимо остановиться на основных и важнейших научно-практических этапах.

1877 г. – Джон Уильям Струтт (также известный как Лорд Рэйлиф) издал "Теорию Звука", которая стала фундаментом для науки об ультразвуке.

1880 г. – Пьер и Жак Кюри сделали важное открытие, которое привело к развитию современного ультразвукового преобразователя. Братья Кюри заметили, что при оказании давления на кристаллы кварца, генерируется электрический заряд, прямо пропорциональный прикладываемой к кристаллу силе. Это явление было названо "пьезоэлектричеством". Кроме того, они продемонстрировали обратный пьезоэлектрический эффект, который проявлялся тогда, когда быстро изменяющийся электрический потенциал применялся к кристаллу, вызвав его вибрацию.

1915 г. – Константин Чилковский (русский эмигрант, инженер-электрик) совместно с Паулем Ланжевенем, выдающимся французским физиком, разработали работающий гидрофон. Эта работа внесла большой вклад в знания о генерировании и получении ультразвуковых волн, важнейшей части принципа эхоимпульсного гидролокатора.

1937 г. – невропатолог Карл Теодор Дуссик использовал датчик с частотой 1,5 МГц, чтобы зарегистрировать изменения в амплитуде энергии, обнаруженной при

сканировании человеческого мозга. После представления результатов исследования Комитет по ядерной энергии США пришел к выводу, что ультразвук не играет никакой роли в диагностике опухолей мозга.

1950 г. – хирург Джон Джулиан Уайлд опубликовал свои предварительные результаты по определению толщины стенки желудка-кишечного тракта и ее особенностях при раке желудка с помощью ультразвука.

1954 г. – радиолог Дуглас Хоури построил "сомаскоп", первый составной периферический сканер.

1956 г. – Шигео Сатомура издал свои данные по сигналам Допплера, которые генерировались движением сердечного клапана. Работа Сатомуры была непризнана в США из-за языкового барьера.

1958 г. – член Американского общества акушерства и гинекологии Ян Дональд издал статью "Исследование абдоминальных объемных образований импульсным ультразвуком", которая явилась вехой в ультразвуковой диагностике.

1961 г. – Майерс и Райт создали фирму "Physionics Engineering", и в течение года произвели прототип первого переносного контактного сканера в США.

1966 год – создан первый коммерческий ультразвуковой аппарат "Vidoson" (Siemens Medical Systems, Iselin, NJ). Этот аппарат имел ротационный датчик в водном резервуаре и использовался в 1966 г. Хоффманом, а затем в 1968 г. Холландером для оценки структур чашечно-лоханочной системы почки.

1967 г. – кардиолог Инге Эдлер и Карл Герц создали первый двумерный ультразвуковой прибор для исследования сердца.

1967 г. – начало использование контрастных средств в эхокардиографии (ЭхоКГ), когда Ч. Джойнер ввел индоциан зеленый в левый желудочек через катетер для измерения ударного объема методом Фика.

1970 г. – группа из Сиэтла в составе Бейкера, Уоткинса, и Рейда сделала прибор с импульсной доплеровской приставкой.

Прогресс в микропроцессорной технологии диагностических машин послужил развитию цветного доплеровского картирования. Эта новая методика позволила визуально оценивать пространственное распределение кровотока. Дальнейшее направление в развитии доплеровского изображения привело к "энергетическому эффекту Допплера", предложенного Фуксином. "Энергетический эффект Допплера" повысил чувствительность диагностических аппаратов к низкоскоростным потокам крови.

ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ УЗД

Важным условием для объективной интерпретации эхографической картины является правильное представление о свойствах ультразвука, его распространении и отражении.

Ультразвук представляет собой волнообразно распространяющиеся колебательные движения частиц упругой среды. В результате смещения частиц в среде образуются участки повышенного и пониженного давления с частотой повторения более 16 КГц. В ультразвуковой диагностике и терапии используется диапазон частот 0.8-15 МГц, а в акустической микроскопии – от 12 МГц до 1 ГГц и выше.

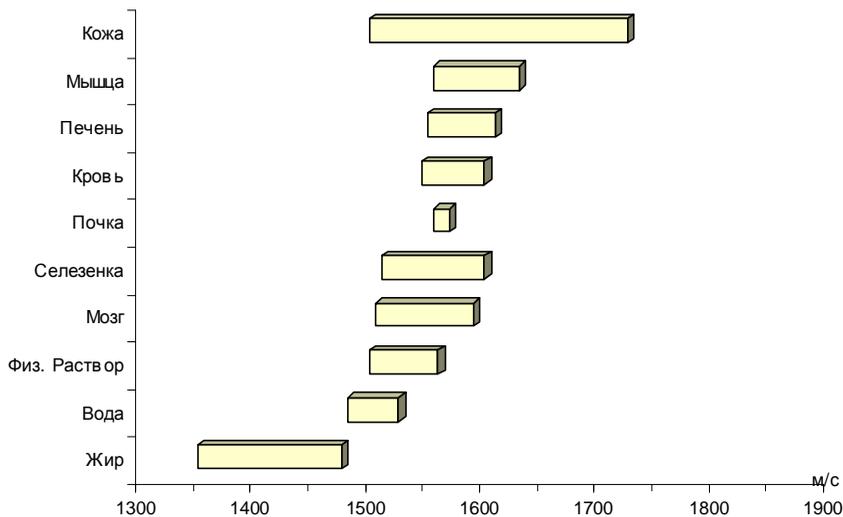
Основные свойства ультразвука, благодаря которым появилась возможность использовать его в диагностике, это:

- **распространение** в средах организма,
- **фокусирование**,
- **отражение**, в т.ч. от границ между средами.

Распространение ультразвуковых волн определяется скоростью, частотой и энергией излучения. Скорость ультразвука (c) зависит от плотности среды (ρ) и адиабатического объемного модуля упругости (K), и описывается уравнением:

$$c = (K / \rho)^{1/2} \quad (1.1)$$

В биологических тканях (за исключением костной и легочной ткани) УЗ волны распространяются так же, как и в жидкостях, со **средней скоростью 1540 м/с** (рис. 1). Данная константа позволяет проводить прижизненную морфометрию с учетом времени регистрации эхо-сигнала.



Согласно работе Bamber J.C. (1986)

Рис. 1. Скорость распространения ультразвука в биологических тканях и совместимых жидкостях.

Необходимо учитывать, что распространение ультразвуковых волн в среде связано с передачей энергии (**интенсивность волны, I**), которая изменяется в зависимости от частоты ультразвука (f) и **акустического импеданса среды (Z)** – волнового сопротивления, определяемого свойствами среды:

$$Z = (K \rho)^{1/2} \tag{1.2}$$

При прохождении в среде интенсивность ультразвука уменьшается за счет:

- **затухания (аттенюации)** – снижения амплитуды волны по экспоненциальному закону в зависимости от пройденного расстояния. Затухание ультразвука зависит от частоты волны и акустического импеданса, причем, оно увеличивается с повышением частоты волны и/или акустического импеданса и носит линейный характер.
- **поглощения** – преобразования энергии волны в тепло. Поглощение ультразвука увеличивается при усложнении молекулярной организации простых растворов. Например, высокое содержание протеина (особенно структурного протеина типа коллагена) и более низкое содержание воды в биологических тканях приводят к большему поглощению ультразвука.
- **рассеяния** – геометрического (отражение и преломление), стохастического (дифракция) и рэлеевского пространственного распределения энергии волны. Рассеяние зависит от частоты волны, однородности структуры среды и угла падения УЗ волны.

Наименьшие потери интенсивности ультразвука будут при его прохождении в гомогенной среде, характеризующейся одинаковой плотностью, структурой и

температурой. Структуры, в которых происходит полное затухание ультразвука, формируют позади себя **"акустическую тень"** (рис. 24).

Для практических целей, учитывая особенности распространения ультразвука в средах, стремятся фокусировать ультразвук – создать сравнительно узкий и достаточно протяженный параллельный пучок излучения. Это позволяет сконцентрировать мощность излучения до 84% по оси пучка и снизить потери энергии за счет рассеяния. Длительность параллельного хода пучка обратно пропорциональна частоте ультразвука.

Кроме того, фокусировка повышает разрешающую способность диагностической системы. Разрешение ультразвуковых систем принято рассматривать раздельно в продольном и поперечном направлениях:

- продольное (аксиальное) разрешение – половина длины волны,
- поперечное (азимутальное) разрешение – полная ширина пучка.

Например, для ультразвуковой волны с частотой 2 МГц продольное разрешение будет составлять около 1 мм. Поперечное разрешение может варьировать и зависеть, главным образом, от ультразвукового датчика и удаления луча от фокуса.

Отражение ультразвука происходит от границы сред с различным акустическим импедансом – так называемый эффект "раздела сред" (interface). Ультразвук, достигший раздела сред, может полностью или частично отразиться и пройти через него. Степень отражения напрямую зависит от разницы между акустическими импедансами соседних сред. Это объясняет, почему ультразвук сильно затухает в легких и плохо проникает через кости. Наличие областей с очень высокой или низкой плотностью по ходу ультразвукового пучка мешает визуализации структур, расположенных за ними. Эти условия определяют понятие **"ультразвукового окна"** и являются одним из основных ограничений в ультразвуковом исследовании. Кроме разности акустического импеданса сред, доля отраженного ультразвука зависит от угла падения УЗ луча и соотношения размеров объекта и длины УЗ волны. Структуры, в которых происходит значительное отражение ультразвука формируют позади себя **"эффект дистального усиления"** (рис. 26).

Следующее свойство отражения ультразвука связано с движущимися объектами. Оно описывается эффектом Допплера как частотный сдвиг эхосигнала (δf), по которому можно определить скорость и направление движущегося объекта:

$$\delta f = f - f_0 = (\pm 2 f_0 v \cos\theta) / c \quad (1.3)$$

Необходимо отметить, что при изменении частоты f_0 в диапазоне 1-10 МГц и величины $v \cos\theta$ в пределах 0-1 м/с, δf составляет \approx 0-13 КГц, т.е. в диапазоне слышимых частот. Данные условия позволяют проводить не только визуальную, но и аускультативную оценку.

Для генерирования и регистрации ультразвука используется пьезоэффект. Основой генератора ультразвука является пьезокристалл. Этот элемент заданного профиля изготавливается из пьезоэлектрической керамики (цирконат-титанат свинца) или пластического материала (поливинилиденфторид). На переднюю и заднюю поверхности элемента напыляются проводящие серебряные электроды, после чего он поляризуется по толщине в постоянном электрическом поле. Поляризованный пьезоэлектрический элемент приобретает способность изменять свою толщину пропорционально электрическому напряжению, подаваемому на электроды (**обратный пьезоэффект**). И, наоборот, при механической деформации пьезоэлемента по толщине на электродах возникает соответствующая разность потенциалов (**прямой пьезоэффект**). Электрический сигнал, подаваемый на электроды пьезоэлемента или снимаемый с них, может обрабатываться аналогово-цифровыми системами для изменения характеристик (частоты, и интенсивности) ультразвуковой волны.

Приведенная характеристика физических свойств ультразвука предполагает использования некоторых **практических рекомендаций**:

- При увеличении глубины исследования необходимо снижать частоту ультразвука и/или повышать его интенсивность.
- Для увеличения разрешающей способности необходимо повышать частоту ультразвука.
- Для получения качественного эхо-сигнала необходимо направлять ось УЗ пучка перпендикулярно к границам раздела сред или параллельно оси потока (для доплеровского эффекта).
- Для устранения артефактов отраженного ультразвука необходимо избегать зон с выраженными перепадами акустического импеданса по ходу УЗ пучка.

УЛЬТРАЗВУКОВОЕ ИЗОБРАЖЕНИЕ

Отраженный ультразвуковой сигнал может быть представлен на экране в следующих режимах:

Одномерные режимы (*Mono-dimension mode*) схематично представлены на рис. 2:

- **А-режим (*Amplitude mode*)** – информация отображается в виде графика амплитуды отраженного сигнала на разном удалении от датчика.
- **В-режим (*Brightness mode*)** – интенсивность отраженного сигнала выражается в виде яркости точки расположенной на определенной глубине. Используется во всех режимах для получения черно-белого (в серой шкале) изображения.
- **М-режим (*Motion mode*)** – развернутый во времени В-режим, используемый для регистрации динамических процессов. Это единственный одномерный режим, широко использующийся до настоящего времени в кардиологических исследованиях.

Двухмерный (2D) режим (*Two-Dimension mode, Bimodal*) позволяет формировать изображение в одной плоскости (томограмму). Этот режим формируется путем последовательного перемещения ультразвукового пучка в одной плоскости методом последовательной активации пьезокристаллов в линейной матрице или ротационным движением пьезокристалла. Данный режим является основным для всех ультразвуковых исследований.

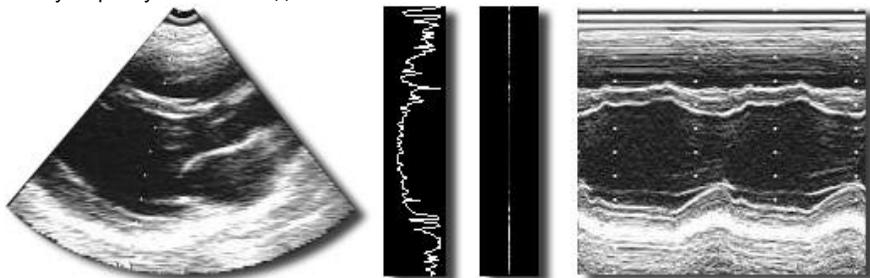


Рис. 2. Схема одномерных и двухмерного режимов на примере исследования сократительной функции базальных отделов левого желудочка.

Примечания. Слева направо: 2D режим изображения сердца по длинной оси (пунктирной линией отображен маркер направления УЗ пучка для одномерных исследований); А-режим в виде вертикального графика эхогенности внутрисердечных структур; В-режим – та же информация в виде степени свечения на электронно-лучевой трубке; М-режим в отличие от предыдущих изображений позволяет оценить характер движения стенок сердца на протяжении всего сердечного цикла.

Трехмерный (3D) режим (*Three-Dimension mode*) – синтезирование объемного изображения, получаемого методом электронного или механического сканирования в двух и более плоскостях (рис. 3).



Рис. 3. Объемное изображение плода.

Четырехмерный (4D) режим (Four-Dimension mode) – формирование объемного изображения в реальном времени.

Допплеровские режимы (Doppler mode) позволяют регистрировать основные параметры кровотока (скорость, направление и ламинарность):

- **Постоянный (CWD) режим (Continuous Wave Doppler mode)** – отображает временной график изменения скорости кровотока на всем протяжении ультразвукового пучка. Широко используется в исследованиях кровотока в периферических сосудах.
- **Импульсный (PWD) режим (Pulse Wave Doppler mode)** – отображает временной график изменения скорости кровотока в заданном контрольном объеме, что выгодно его отличает от CWD (рис. 4). Импульсный режим работы пьезокристалла с выраженной временной задержкой не позволяет регистрировать быстротекающие процессы (предел Найквиста).

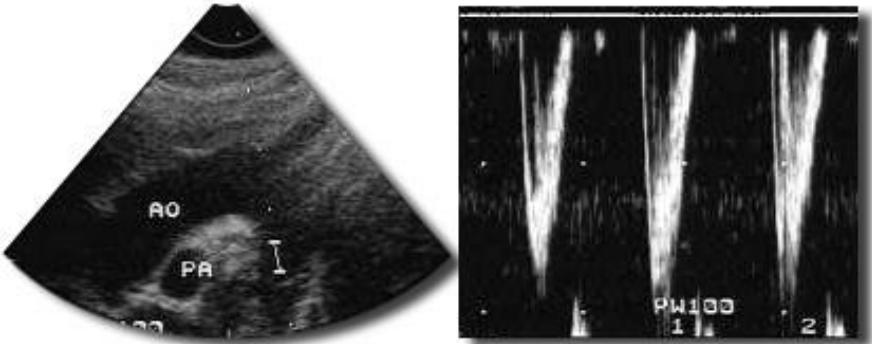


Рис. 4. Изображение графика трансаортального потока крови.

Примечания. Слева двухмерное изображение сердца с меткой контрольного объема (в виде знака =), установленной на уровне нисходящего отдела аорты (АО). Справа график трансаортального кровотока, отображающий направление (от датчика), скорость (величина амплитуды) и ламинарность (зашумленность) потока.

- **Цветовой (CID) режим (Colour Image Doppler mode)** – одновременная регистрация кровотока в 64-256 контрольных объемах с последующей цветовой кодировкой основных параметров (направление–цвет, скорость–интенсивность цвета, ламинарность–однородность цвета). В отличие от предыдущих доплеровских режимов CID дает возможность только качественной (визуальной) оценки нормальных и патологических потоков крови в выбранном сечении (рис. 5).

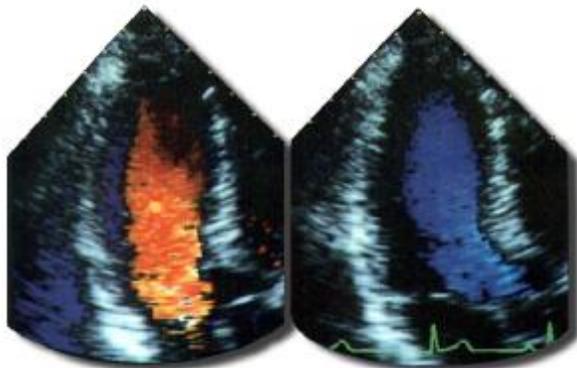


Рис. 5. Изображение внутрисердечных потоков крови в режиме цветового доплеровского картирования.

Примечания. Слева представлено изгнание крови из левого предсердия в диастолу (красный поток). Справа – систолический (синий) поток в области выходного тракта левого желудочка.

- **Энергетический (PD) режим (Power Doppler mode)** – основан на принципе цветного доплеровского режима, для повышения чувствительности которого к низкоскоростным потокам используется интеграл мощности спектра доплеровского сигнала. В отличие от CID энергетический режим позволяет визуализировать кровотоки без дифференциации его скорости, направления и ламинарности потока (рис. 6).



Рис. 6. Изображение сосудистых ветвей гемангиомы печени в режиме энергетического доплеровского картирования.

- **Режим двойной гармоники (Harmonic Imaging)** – вариант доплеровского метода, основанного на свойстве ультразвука, отраженного от микропузырьков

газа (эхоконтраста), удваивать свою частоту по сравнению с исходной. Это позволяет определять кровотоки в мелких сосудах, за счет усиления сигнала от крови и его подавления от окружающих тканей (Рис. 7). Усиление отраженного сигнала возникает, если частота УЗ приближается к резонансной частоте микропузырьков (примерно 3 МГц), которая зависит от размера и механических свойств капсулы.

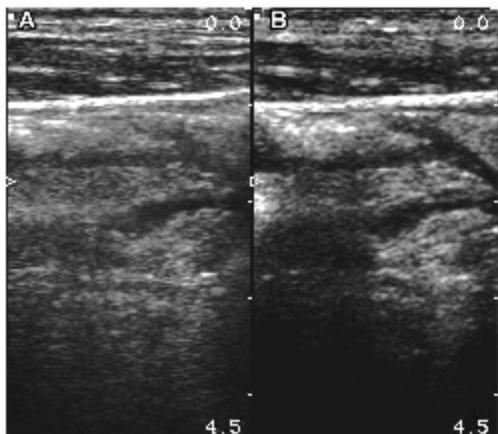


Рис. 7. Сонограмма в стандартном режиме (А) и режиме двойной гармоники (В). В современных ультразвуковых сканерах возможны варианты комбинирования двух и более режимов одновременно (например: 2D + M, 2D + M + CID и т.д.) – **дуплексное, триплексное** и т.д. сканирование. Кроме стандартных режимов отображения в ультразвуковой диагностике могут использоваться вспомогательные режимы:

- **Денситометрия (Densitometry)** – измерение акустической плотности выделенного участка (зоны интереса) в виде графика распределения (рис. 8) или цветового кодирования с наложением на основное изображение.

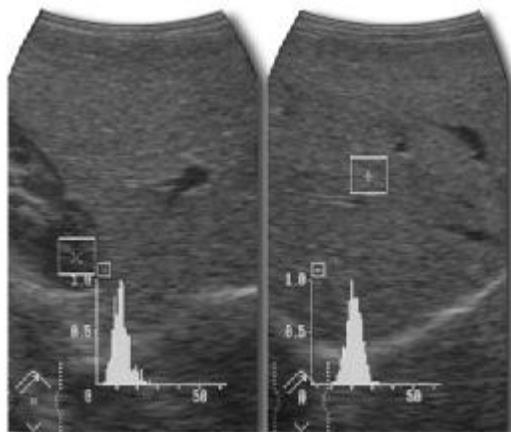


Рис. 8. Денситометрия паренхимы почки (слева) и печени (справа).

- **Кинетометрия (Kinetic Imaging)** – измерение характера и амплитуды движущихся структур (рис. 9).

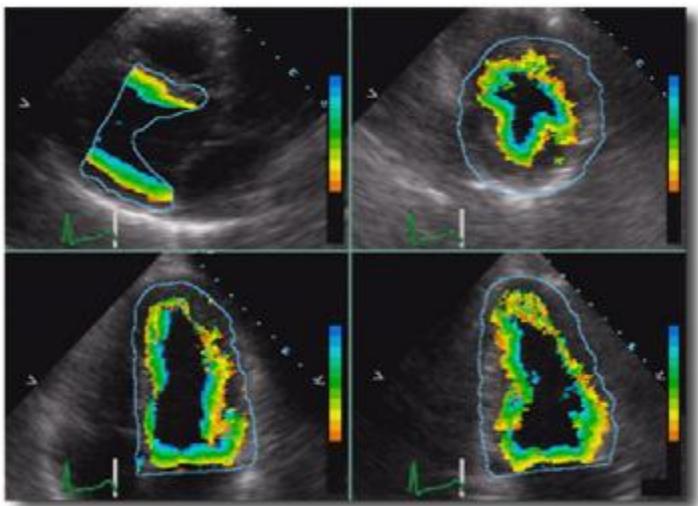


Рис. 9. Кинетограмма стенок левого желудочка.

ЭХОКОНТРАСТНЫЕ ПРЕПАРАТЫ

Ультразвуковые контрасты используются для тех же целей, что и контрастные вещества в других методах лучевой диагностики. Основной принцип формирования контрастного УЗ изображения основан на разности ультразвукового импеданса контраста и среды, где этот контраст находится. При этом возникает либо усиление обратного рассеивания сигнала, либо изменение степени затухания УЗ сигнала, либо изменение частоты отраженного УЗ сигнала. Наибольшая разность в акустическом импедансе возникает на границах ткань-воздух, что и обусловило использование газосодержащих жидкостей в качестве УЗ контрастов.

Можно сформулировать следующие **показания к применению контрастирования в сонографии**:

- детализация контуров внутриорганных структур (внутриполостное контрастирование),
- выявление патологических (в т.ч. переменных) шунтов крови,
- проходимость полостных анатомических структур,
- оценка состояния микроциркуляции внутренних органов,
- экспериментальные исследования.

Внутриполостное контрастирование применяется для улучшения распознавания эндокарда желудочков, с целью оценки движения миокарда в покое, при проведении нагрузочных проб — стресс-ЭхоКГ, расчетов внутрисердечных объемов особенно в случаях плохой визуализации. Другими показаниями для использования контрастов в ЭхоКГ являются улучшение доплеровских сигналов от низкоскоростных потоков, малых внутриполостных сбросов и в случаях плохой визуализации.

Контрастирование миокарда позволяет определять дефекты перфузии с точностью, сопоставимой со сцинтиграфией миокарда, однако без лучевой нагрузки на обследуемого и исследователя (рис. 10).

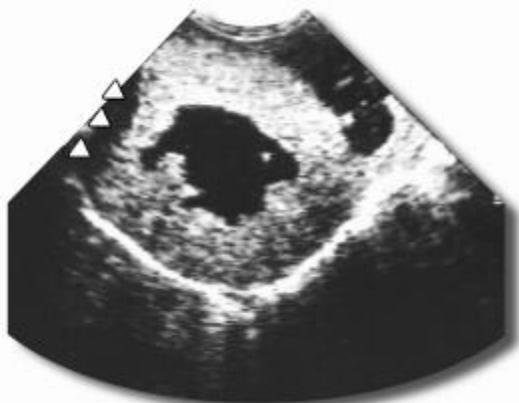


Рис. 10. Эхоконтрастное исследование перфузии миокарда.

Примечания. Сонограмма поперечного сечения среднего отдела левого желудочка после введения эхоконтрастного препарата регистрируется дефект перфузии (указано стрелками).

Среди УЗ контрастных веществ традиционно на первом месте находятся газосодержащие вещества. Имеется ряд требований к этим препаратам. Для того чтобы при введении контрастного вещества в периферическую вену, оно прошло через сосуды малого круга, размер частиц не должен превышать 8 мкм — диаметр легочных капилляров. Вторым условием является длительность жизни микропузырьков контраста, с учетом того, что время прохождения крови от периферической вены до легочных капилляров составляет около 2 секунд, до левого предсердия — 4-10 секунд, от левого предсердия до других внутренних органов — 4-20 секунд. Следовательно, чтобы провести исследование только на фазе первого прохождения требуется не менее 30-35 секунд жизни УЗ контраста.

За исключением специальных УЗ контрастов, все используемые контрастные вещества плохо стандартизуемы по размерам микрочастиц, что значительно уменьшает эффективность их использования. К наиболее популярным стандартным УЗ контрастам относятся Эховист 200, Эховист 300, Левовист (Shering AG, Germany) и Albutex, Optison (Mallinckrodt, USA). Эти контрастные вещества отличаются стабильными размерами микропузырьков (2-8 мкм), периодом полужизни — 1-4 мин, и позволяют получать изображения высокого качества.

Специальные контрасты Эховист 300, Альбунекс, в качестве контрастного вещества содержат воздух, стабилизированный альбумином (Альбунекс), или покрыты оболочкой из галактозы (Эховист). В отличие от Эховиста, Левовист является мелкодисперсным порошком галактозы с добавлением небольшого количества пальмитиновой кислоты, который при смеси со стерильной водой для инъекций также образует микропузырьки воздуха, но меньшего, чем Эховист диаметра — в среднем 2 мкм.

УЗ контрасты нового поколения: Эхоген, Аеросомес, BR1 — не содержат воздуха, а в качестве газа используются фторуглеродные соединения. Эти контрасты отличаются большим периодом полужизни, большей концентрацией газа в пузырьке и низкой растворимостью в окружающей среде. Эхоген при комнатной температуре является жидкостью, но при температуре тела человека переходит в газообразную форму с размером микропузырьков 2-4 мкм.

УЛЬТРАЗВУКОВЫЕ СКАНЕРЫ

Ультразвуковые сканеры являются сложным медицинским оборудованием с большим набором функциональных возможностей, и в мире существует буквально ограниченное количество фирм, которые умеют их делать на необходимом уровне. Среди наиболее известных фирм-производителей ультразвуковой диагностической техники можно перечислить следующие: Acuson™, Aloka™, ATL™, Biosound™, Diasonics™, General Electric™, Hewlett Packard™, Interspec™, Philips™, Siemens™, Toshiba™.

При выборе ультразвукового диагностического аппарата необходимо четко представлять цели и условия исследования. С учетом предъявляемых требований ультразвуковые приборы условно классифицируются следующим образом:

- Типы наиболее используемых приборов:
 - Ультразвуковые сканеры для получения двухмерных акустических изображений
 - Ультразвуковые сканеры с доплеровским каналом, позволяющие дополнительно получать характеристики кровотока
 - Ультразвуковые сканеры с цветным доплеровским картированием с дополнительной возможностью характеристики пространственного кровотока
- По клиническим требованиям ультразвуковые аппараты делятся на (рис. 11):
 - стационарные
 - переносные.
- Класс ультразвукового прибора:
 - простой
 - средний
 - повышенный
 - высокий (так называемый high-end)

Последний пункт является еще более условным, поскольку класс УЗ сканера определяется в основном такими характеристиками, как разрешающая способность и чувствительность, которые не имеют единого общепризнанного метрологического стандарта, и большинством фирм-производителей не указываются.



Рис. 11. Переносной УЗ сканер SonoSite 180 (слева) и стационарный УЗ аппарат Aloka SSD 5500 (справа).

Принципиальная схема всех УЗ сканеров одинакова и включает в себя: базовый блок, монитор, панель управления, УЗ датчики и устройства сохранения диагностических изображений (видеопринтер, видеомагнитофон, дисковод и т.д.). Управление ультразвуковым сканером осуществляется с помощью панели управления, основная раскладка которой сохраняется во всех ультразвуковых аппаратах (рис. 12).

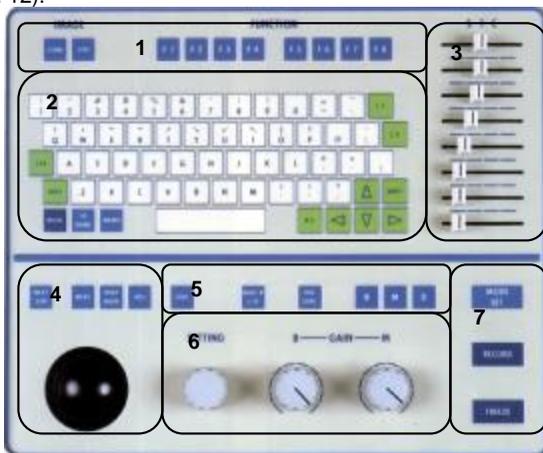


Рис. 12. Панель управления ультразвукового аппарата.

Примечания: 1 – функциональные клавиши; 2 – алфавитная клавиатура; 3 – регулировка усиления сигнала по глубине; 4 – трекбол и кнопки управления маркерами; 5 – кнопки переключения режимов; 6 – регулировка усиления эхосигнала; 7 – кнопки управления изображением.

УЛЬТРАЗВУКОВЫЕ ДАТЧИКИ

Одним из основных узлов любого ультразвукового диагностического прибора является ультразвуковой преобразователь (ultrasound transducer). Он входит в состав датчика, и от него в существенной мере зависит качество получаемой информации.

УЗ преобразователь выполняет следующие функции:

- преобразует электрические сигналы в механические (ультразвуковые) колебания с последующим излучением их в биологические ткани;
- принимает ультразвуковые эхо-сигналы, отражаемые неоднородностями в биологических тканях, и преобразует эти сигналы в электрические для дальнейшего усиления и обработки;
- обеспечивает формирование УЗ луча требуемой формы, как в режиме излучения, так и в режиме приема;
- выполняет сканирование, т.е. перемещение УЗ луча в обследуемой области с помощью специальных переключателей (коммутаторов) и управляющих сигналов.

Для каждого из режимов регистрации используется свой вариант датчика. Для получения изображения в одномерном режиме могут быть использованы самые простые датчики, представленные в виде одного неподвижного пьезокристалла. Двухмерный режим предполагает применение датчиков более сложной конструкции (рис. 13):

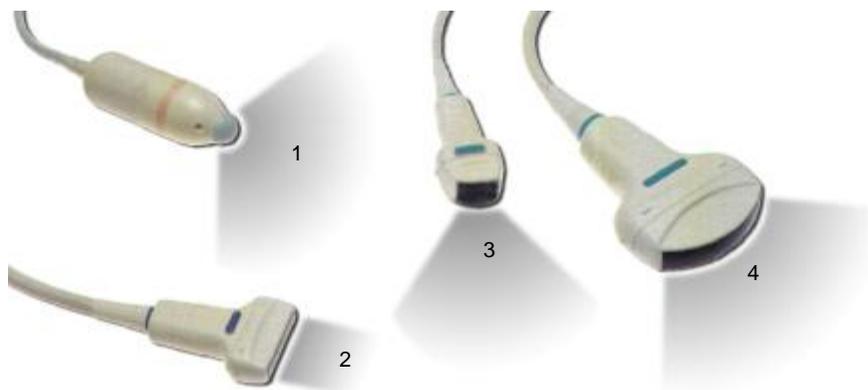


Рис. 13. Основные типы ультразвуковых датчиков.

Примечания: 1 – секторный, 2 – линейный, 3 –матричный, 4 – конвексный.

- Секторный датчик (Sectoral probe)** производит сканирование угловым перемещением УЗ луча за счет вращения или качания вокруг оси УЗ преобразователя, излучающего и принимающего УЗ сигналы. Основной характеристикой секторных механических датчиков помимо рабочей частоты является угловой размер сектора сканирования α , который указывается в маркировке датчика. **Преимущества секторных датчиков:** возможность использования УЗ преобразователей с высокой частотой (10 МГц и более) и малыми размерами; возможность реализации секторного сканирования в диапазоне углов до 360° ; малый размер рабочей поверхности датчика, что позволяет исследовать органы, труднодоступные для датчиков с большой рабочей поверхностью. **Ограничения и недостатки секторного механического сканирования:** малый размер зоны обзора возле рабочей поверхности; наличие в датчике механически движущихся частей, приводящих к снижению надежности и вибрации датчика; невозможность получать информацию с глубин 5-15 мм – "мертвая зона" в ближней области сектора наблюдения; снижение поперечной разрешающей способности по мере увеличения глубины за счет увеличения расстояния между лучами и взаимного смещения направлений излучения и приема из-за движения УЗ преобразователя.
- Линейный датчик (Linear probe)** производит сканирование за счет перемещения УЗ луча параллельно самому себе вдоль рабочей поверхности датчика по прямой линии за счет последовательной активации пьезокристаллов в линейной матрице. В линейных датчиках характерной является длина апертуры L , так как именно она определяет размер прямоугольной зоны обзора. **Основные преимущества линейного сканирования:** широкая зона на малых глубинах, что более предпочтительно для исследования поверхностных структур; одинаково высокая плотность акустических строк на больших и малых глубинах, что позволяет получать на больших глубинах несколько более высокое качество изображения. **Ограничения и недостатки линейного сканирования:** ширина зоны обзора ограничена размером апертуры датчика, что иногда недостаточно для исследования структур на больших глубинах; большой размер апертуры датчика затрудняет использование линейного сканирования в ряде анатомических областей.
- Конвексный датчик (Convex probe)** – это линейный датчик с изогнутой рабочей поверхностью, благодаря которой производится линейное и угловое сканирование. В конвексных датчиках зона обзора определяется двумя

характерными размерами – длиной дуги H (иногда ее хорды), соответствующей выпуклой рабочей части и угловым размером этой дуги α в градусах. В микроконвексных датчиках характерным является R – радиус кривизны рабочей поверхности (апертуры) иногда дополнительно дается угол дуги α , определяющий угловой размер сектора обзора. **Конвексное сканирование сочетает преимущества секторного и линейного:** широкая зона обзора на всех глубинах исследования; лучшая поперечная разрешающая способность на глубине, чем в секторном датчике, за счет меньшей расходимости лучей.

Недостатки конвексного сканирования: выпуклая рабочая поверхность датчика при контакте с телом пациента деформирует поверхностные структуры; большой размер рабочей поверхности затрудняет использование в кардиологии.

- **Матричный датчик (Phase Array probe)** является усовершенствованным линейным датчиком с набором из 32-128 пьезокристаллов в виде двумерной матрицы. При фазированном сканировании формируется линейное и угловое смещение УЗ луча за счет активации всех элементов решетки с временной задержкой. Для фазированного секторного датчика дается угловой размер сектора электронного сканирования в градусах. **Применение датчика оправдано рядом преимуществ:** малый размер датчика и небольшая рабочая поверхность; высокая частота кадров, что важно для наблюдения быстро движущихся структур; большие, чем у других видов секторного сканирования, возможности для одновременной работы в разных режимах (2D, M и доплеровском). **Недостатки фазированного секторного сканирования:** ухудшение качества изображения на краях сектора сканирования, связанное с расширением луча по мере его отклонения от оси сектора; малая ширина зоны обзора на небольших глубинах по сравнению с механическим и микроконвексным сканированием. С целью уменьшения недостатков фазированного секторного сканирования используется его усложненный вариант – **векторное сканирование**. В отличие от фазированного секторного сканирования, при котором оси всех лучей проходят через центр решетки, векторное сканирование формирует мнимый центр решетки, который находится за ее пределами.

Для исследования конкретного органа, а так же, в зависимости от глубины его залегания и требований к разрешающей способности, используются различные датчики.

Классификация датчиков по областям медицинского применения.

1. **Универсальные датчики для наружного обследования.** Универсальные датчики применяются: для обследования абдоминальной области и органов малого таза применяются у взрослых и детей. В основном в качестве универсальных используются конвексные датчики с рабочей частотой 3,5 или 5 МГц (для педиатрии), реже 2,5 МГц (для глубоко расположенных органов).
2. **Датчики для поверхностных расположенных органов (small parts probes).** Применяются для исследования неглубоко расположенных малых органов и структур (например, щитовидной железы, периферических сосудов, суставов и т.д.). Рабочая частота – 7,5 МГц, иногда 5 или 10 МГц. Тип датчика – линейный, реже конвексный, микроконвексный или секторный механический с водной насадкой.
3. **Кардиологические датчики (cardiac probes).** Для исследования сердца используются датчики секторного типа. Применяются датчики механического сканирования или фазированные электронные. Рабочая частота – 3,5 или 5 МГц. Иногда для кардиологии используются микроконвексные датчики с частотой 3,5 (5) МГц.
4. **Датчики для педиатрии (pediatric probes).** Для педиатрии используются те же датчики, что и для взрослых, но только с большей частотой (5 или 7,5 МГц), что позволяет получить более высокое качество изображения. В педиатрии

применяются и специальные датчики. Например, для обследования головного мозга новорожденных через родничок используется секторный или микроконвексный датчик с частотой 5 или 6 МГц (neonatal probe).

5. **Внутриполостные датчики (*intracavitary probes*).** Существует большое разнообразие внутриполостных датчиков, которые отличаются между собой по областям медицинского применения (рис. 14).



Рис. 14. Основные типы внутриполостных ультразвуковых датчиков.

Примечание: 1 – трансвагинальный, 2 – трансректальный, 3 – внутрисосудистый датчики.

- **Трансвагинальный (интравагинальный) датчик (*transvaginal or endovaginal probe*).** Название датчика определяет область его применения. Как правило, трансвагинальные датчики бывают секторного механического или микроконвексного типа с углом обзора 90-270°. Ось сектора обычно расположена под некоторым углом относительно оси вводимой внутрь части датчика. Рабочая частота 5-6-7,5 МГц. Иногда используются интравагинальные датчики с двумя УЗ преобразователями, плоскости сканирования которых расположены под углом 90° друг к другу. Это так называемые биплановые датчики.
- **Трансректальный датчик (*transrectal or endorectal probe*).** Датчик в основном применяется для диагностики предстательной железы. Имеется несколько типов датчика. В одних используется секторное механическое сканирование в круговом (360°) секторе, при этом плоскость сканирования перпендикулярна оси датчика. В других используется линейный УЗ преобразователь, конструктивно располагаемый вдоль оси датчика. В третьих применяется конвексный УЗ преобразователь с плоскостью обзора, проходящей через ось датчика. В последнее время появились биплановые датчики. Рабочая частота трансректальных датчиков – 7,5 МГц (реже 4-5 МГц). Специфическая особенность этих датчиков – наличие канала для заполнения водой одеваемого на рабочую часть резинового чехла с целью обеспечения акустического контакта со стенками кишки.
- **Интраоперационные датчики (*intraoperative probes*).** Датчики вводятся в операционное поле и выполняются очень компактными. В зависимости от формы и расположения рабочей поверхности относительно кабеля различают датчики L- и T-типа. Как правило, в датчиках применяются линейные преобразователи. Иногда применяются

микроконвексные УЗ преобразователи с частотой 5-7,5 МГц. К интраоперационным относятся датчики, надеваемые на палец (finger type probe), нейрохирургические датчики и лапароскопические датчики (жесткие или гибкие). Рабочая частота этих датчиков обычно 7,5 МГц.

- **Трансуретральные датчики (transurethral probes).** Датчики малого диаметра, вводимые через уретру в мочевой пузырь, использующие механическое секторное или круговое (360°) сканирование. Рабочая частота – 7,5 МГц.
 - **Транспищеводные датчики (transesophageal probes)** используются для наблюдения сердца со стороны пищевода. Сконструированы по тому же принципу, что и фиброэндоскоп, с аналогичной системой управления и ракурсом наблюдения. Применяется секторное механическое или конвексное сканирование. Рабочая частота – 5 МГц. Возможно конструктивное объединение оптического эндоскопа с УЗ датчиком для диагностики желудочных заболеваний.
 - **Внутрисосудистые датчики (intravascular probes).** Используются для инвазивного обследования сосудов. Сканирование – секторное механическое (обычно круговое – 360°). Рабочая частота – 10 МГц и более.
6. **Биопсийные или пункционные датчики (biopsy or puncture probes).** Используются для точного наведения биопсийных или пункционных игл. С этой целью специально сконструированы датчики, в которых игла может проходить через отверстие (или щель) в апертуре. Вследствие технологических сложностей и высокой стоимости биопсийных датчиков большинство фирм использует биопсийные адаптеры – приспособления для наведения биопсийных игл. Адаптер может жестко крепиться на корпусе датчика (рис. 15).

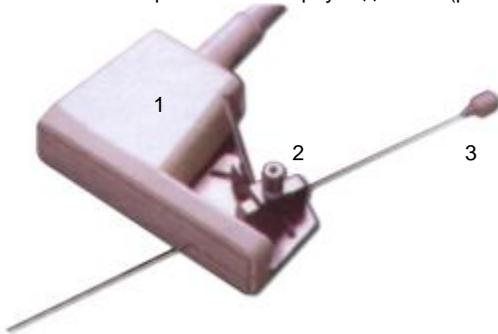


Рис. 15. Биопсийный ультразвуковой датчик.

Примечания: 1 – датчик, 2 – биопсийный адаптер, 3 – биопсийная игла.

7. **Узкоспециализированные датчики.** Большинство датчиков для наружного обследования, о которых говорилось выше, имеют достаточно широкий спектр применения. В то же время можно выделить группу датчиков узкого применения:
- **Офтальмологические датчики (ophthalmology probes).** Датчики позволяют получать изображения внутренних структур глаза. Сканирование чаще всего механическое секторное или конвексное. Рабочая частота 10 МГц и более.
 - **Датчики для транскраниальных исследований (transcranial probes).** Применяются для обследования мозга через кости черепа (височную или затылочную). Обычно это датчики для сканирования в А-режиме. Рабочая частота – 1-2 МГц.

- **Датчики для диагностики синуситов, фронтитов и гайморитов.** Используются для обследования носовых и лобных пазух. Датчики без пространственного сканирования с рабочей частотой 3 МГц.
8. **Широкополосные и многочастотные датчики.** Эти датчики конструктивно оформлены аналогично обычным датчикам, но используют широкополосный УЗ преобразователь, т.е. датчик с широкой полосой рабочих частот. Чем шире полоса частот, тем короче зондирующий импульс и тем лучше продольная разрешающая способность. В некоторых приборах применяется переключение частот работы широкополосного датчика – тогда датчик работает на различных переключаемых центральных частотах в зависимости от того, какая глубина интересует исследователя. Датчик в этом случае называется многочастотным. Чаще всего применяются двухчастотные датчики.
 9. **Датчики для применения в доплерографии.** Эти датчики часто комбинируются с другими типами.
 10. **Датчики для получения трехмерных изображений.** Специальные датчики для получения 3D (трехмерных) изображений используются редко. Чаще применяются обычные датчики двумерного изображения вместе со специальными приспособлениями, обеспечивающими сканирование по третьей координате.

БЕЗОПАСНОСТЬ УЗД

Диагностика с помощью ультразвука уже много лет широко используется в клинической медицине без каких-либо доказанных вредных воздействий на организм пациентов. Однако появление новых эхографических методов, таких, например, как цветовая и энергетическая доплерография, и расширение медицинских показаний для исследований требуют разумной бдительности. Это необходимо также для того, чтобы гарантировать продолжение безопасного использования эхографии.

В настоящее время в различных диагностических методиках применяется широкий диапазон интенсивностей ультразвука. При этом доплерография, особенно импульсная, требует использования более высоких интенсивностей, чем те, которые используются в В- и М-режиме.

Регулирование выходной мощности преобразователей современного оборудования является в настоящее время предметом активного обсуждения. Рекомендации, содержащиеся в этой инструкции, предполагают, что используемое ультразвуковое оборудование разработано с учетом международных требований безопасности.

В- и М-режим. Отсутствие до настоящего времени каких-либо научно доказанных отрицательных биологических эффектов диагностического ультразвука позволяет применять режимы В и М в любых клинических прикладных программах, включая стандартные ультразвуковые обследования женщин в течение беременности.

Непрерывно-волновая доплерография при фетальном (кардио) мониторинге. Уровни мощности, используемые в непрерывно-волновой доплерографии при фетальном мониторинге, достаточно низки. Использование этой методики не противопоказано даже тогда, когда она применяется для продолжительных исследований.

Допплеровский режим (цветовое отображение кровотока, энергетическая и импульсная доплерография). В целом осмысленное использование доплерографии не противопоказано. Однако при максимальных выходных параметрах настройки прибора нельзя исключить возникновения заметных тепловых эффектов на поверхности костных структур. Пользователю рекомендуется использовать любую информацию, предоставляемую изготовителем (например, выведенные на экран индексы безопасности), для того, чтобы контролировать экспозицию при обследовании таких «критических» структур, как кости и газосодержащие ткани. В тех случаях, когда эти индексы не отображаются на экране

прибора, от врача требуется осторожность и максимальное сокращение сроков экспозиции.

Ультразвуковые исследования эмбриона в первом триместре. В период органогенеза эмбрион, как известно, особенно чувствителен к внешним воздействиям. Следовательно, диагностические ультразвуковые исследования должны проводиться только по разумным показаниям и только при использовании минимальных уровней мощности и снижении времени экспозиции. Пока не накоплена достаточная научная информация, исследования эмбриона с помощью импульсной доплерографии при максимальных уровнях мощности следует рассматривать как нецелесообразные.

Существуют два биофизических механизма, производимых ультразвуковым полем и способных нанести вред — **нагревание** и **кавитация**. Поэтому были разработаны два типа индексов, как средство мониторингования этих явлений.

Первым является **температурный индекс (TI)**, который служит для оценки возможного подъема температуры в исследуемых тканях в некоторых экстремальных (при сочетании неблагоприятных обстоятельств) ситуациях. Разработаны три варианта температурного индекса: **TIS** используется при обследовании мягких тканей, **TIV** и **TIC** — при обследовании костных структур (например, при транскраниальных доплеровских обследованиях).

TI предназначен для предупреждения пользователя о потенциальном нагревании тканей во время исследования. Математически он определяется как отношение реально испускаемой мощности ультразвукового поля к теоретической мощности, требуемой, для нагрева участка ткани на 1°C. Использование TIV особенно уместно и необходимо во втором и третьем триместрах беременности при исследованиях скелета плода и его головного мозга. Индекс TIC специально предложен для оценки нагревания близко расположенных к датчику костей и имеет приоритет при проведении педиатрических и транскраниальных исследований. В некоторых ситуациях самое большое нагревание в тканях может быть непосредственно под преобразователем. Поэтому отображаемое значение TI показывает эту температуру, а не ту, которая может иметь место в более глубокой исследуемой области, где температура ниже. Это условие применимо ко всем исследованиям мягких тканей, а также для М-режима и импульсной доплерографии при использовании преобразователя малого диаметра. Нагревание при М-режиме и импульсной доплерографии всегда ожидается максимальным внутри костных структур, расположенных в зоне фокуса и в мягких тканях, подвергнутых экспозиции ультразвуковых лучей из широких преобразователей. При транскраниальных исследованиях самое большое нагревание происходит в кости рядом с преобразователем.

Вторым важным показателем возможного повреждающего действия ультразвука является **механический индекс (MI)**, используемый для оценки нетермических процессов, в частности кавитации. MI указывает для пользователя амплитуду давления ультразвуковых импульсов, действующих в настоящий момент на ткани. Применение этого индекса основано на том, что существует пороговое акустическое давление, которое требуется, чтобы вызвать кавитацию и, следовательно, нанести потенциальное повреждение.

Итак, значения индексов отображаемых на экране монитора ультразвукового аппарата могут давать очень ценную, до последнего времени скрытую от пользователя информацию. В настоящее время принятые стандарты обязывают изготовителей отображать для пользователей эти данные на экране, таким образом, информировав их о безопасности во время сканирования. Причем, один из индексов должен быть всегда отображен на экране прибора, а другие вызываться по запросу или исходя из используемой методики исследования. Так, для В-режима достаточно отображения только MI. Для импульсной доплерографии, цветовой доплерографии и при использовании М-режима имеет приоритет TI. Для этих режимов выбор одного

из трех альтернативных значений TI (TIS, TIB или TIC) также зависит от клинического приложения. Обычно TIC появляется на экране только при транскраниальных исследованиях. Для любой другой прикладной программы исследователь обычно использует TIS или TIB.

МЕТОДИКА УЛЬТРАЗВУКОВОГО ИССЛЕДОВАНИЯ

Методика ультразвукового исследованию сводится к:

- определению целей исследования (показаний)
- подготовки пациента к исследованию
- выбора датчика(ов) и режимов исследования
- настройке аппарата
- использованию стандартных проекций исследования (позиций датчика)
- разграничению нормы и патологии
- выявлению основных симптомов и синдромов
- формулированию сонографического заключения

Определение показаний к исследованию зависит от чувствительности и специфичности ультразвукового метода в отношении патологического процесса и акустического доступа. Необходимо помнить, что точная постановка целей и задач исследования перед врачом лучевой диагностики приводит к целенаправленному поиску патологии и, следовательно, повышению качества диагностического процесса.

Подготовка пациента, прежде всего, связана с улучшением условий акустической визуализации: ультразвуковым окном и наполнением полостных органов. Исследования органов брюшной полости должны производиться натощак, а органов малого таза – с наполненным мочевым пузырем. В ряде случаев требуется искусственное наполнение органов (например, желудочно-кишечного тракта) акустически однородной жидкостью: водой, физиологическим раствором и т.д. При исследовании функционального состояния внутренних органов рекомендована отмена органотропных лекарственных препаратов на срок, определяемый их элиминацией из организма. В ряде случаев для определения функции органа, дифференциальной диагностики заболеваний и определения эффективности лекарственного препарата возможно проведение острой фармакологической пробы, как динамического исследования до и после приема фармакологического средства. Проведение интервенционных манипуляций под контролем УЗИ у детей младшего возраста и больных с нестабильной психикой предполагается совместно с анестезиологом-реаниматологом.

Выбор датчика и режима исследования определяются топографо-анатомическими и функциональными особенностями исследуемой области и патологического процесса (см. разделы "Ультразвуковое изображение" и "Ультразвуковые датчики"). В определенных случаях необходимо комбинирование датчиков и/или режимов исследования. Так, например, при врожденных пороках сердца возможно использование 2D-, M-, PWD- CID-режимов, а при гинекологических исследованиях – поверхностного конвексного и трансвагинального датчиков.

Настройка аппарата. Необходимым условием для объективной интерпретации эхографической картины является настройка параметров ультразвукового прибора, при которых тестовая серая шкала на дисплее имеет максимальное количество градаций. Так же проводится настройка доплеровской системы: чувствительности доплеровского сигнала, величины контрольного объема и т.д.

Позиционирование датчика. Для детального изучения органа и его внутренних структур необходимо производить полиплоскостное исследование, которое достигается разнообразным позиционированием датчика (рис. 16) и его движением (рис. 17).

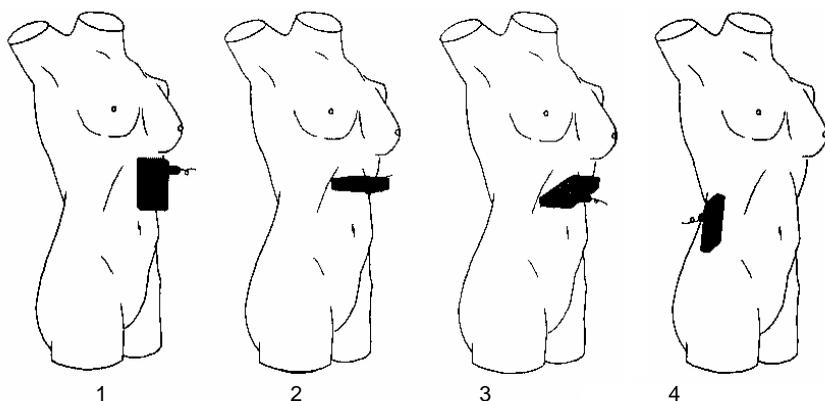


Рис. 16. Варианты позиционирования датчика.

Примечания: 1 – продольное, 2 – поперечное, 3 – косое, 4 – корональное.

Важным условием для объективной интерпретации эхографической картины является правильная ориентация в ультразвуковом изображении. При продольном сканировании на экранах монитора головной конец изображения всегда расположен справа, а нижний — слева от исследователя. При поперечном сканировании печень на экране всегда находится слева, селезенка — справа. Для ориентации расположения анатомических структур используются следующие термины: передний или задний, когда объект расположен, соответственно, ближе к передней или задней поверхностям тела; медиальный или латеральный — при расположении объекта, соответственно, ближе к срединной линии или боковым поверхностям тела; верхний или нижний, когда объект расположен, соответственно, ближе к голове или нижним конечностям; проксимальный или дистальный — при расположении объекта, соответственно, ближе или дальше от другого объекта.

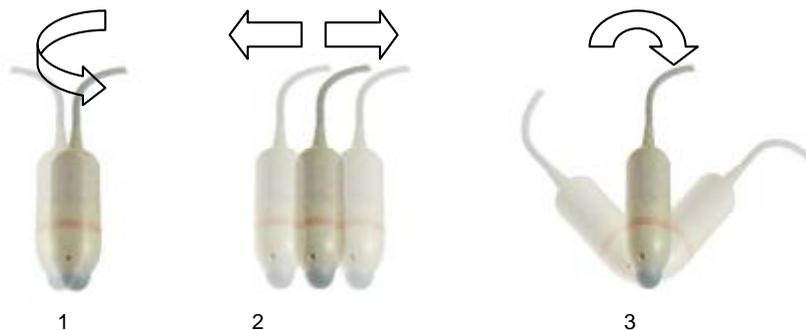


Рис. 17. Варианты движения датчика.

Примечания: 1 – ротационное, 2 – скольжение, 3 – угловое.

Характеристика объемных, особенно сложных в пространственном отношении, структур и образований требует сканирования как минимум в двух взаимно перпендикулярных проекциях.

Для определения точных численных значений кровотока с помощью постоянного и импульсного доплеровского исследования необходимо использовать позиции

датчика, при которых ход ультразвукового пучка совпадает с направлением потока или вводит корректирующий угловой коэффициент $\cos\theta$ (см. формулу 1.3).

Разграничение нормы и патологии предполагает знание основных анатомо-физиологических и сонографических характеристик (см. "Принципы интерпретации сонограммы") исследуемого органа или области. При оценке данных исследования необходимо учитывать возрастные и половые особенности. Часто используются индексированные нормативы, исходя из массы или площади тела, в виде таблиц и номограмм.

Выделение ведущего сонографического синдрома(ов) основано на определении симптомокомплексов, изложенных в разделе "УЗ симптоматика основных патологических процессов".

Проведение межсиндромной и внутрисиндромной дифференциальной диагностики основано не только на знании основных сонографических синдромов. Необходимо помнить, что УЗИ является одним из инструментальных методов исследования, обладающим в ряде случаев невысокой диагностической чувствительностью и специфичностью, и для четкого определения патологического процесса требуется совокупная оценка жалоб больного, его анамнестических данных, результатов физикального и других лабораторно-инструментальных методов исследования. Наиболее адекватным является обследование пациента совместно с лечащим врачом.

Формулировка заключения сводится к описанию ультразвуковой картины и определению сонографического синдрома(ов). При описании используются стандартные протоколы ультразвукового исследования для каждого органа или системы с учетом их топографо-анатомических и физиологических особенностей. Единая система протоколирования осуществляет преемственность и возможность полноценной динамической оценки патологического процесса. В качестве примера приведена общая схема сонографического описания в прил. 1, 2, 3 и 4.

ПРИНЦИПЫ ИНТЕРПРЕТАЦИИ СОНОГРАММЫ

Целью ультразвукового исследования является создание образной картины исследуемого объекта на основе анализа и сопоставления следующих характеристик: **расположение, подвижность, форма, контуры, звукопроводимость, эхогенность, наличие или отсутствие акустических эффектов, эхоструктура, размеры и функциональные показатели.**

Расположение объекта и взаиморасположение его с окружающими структурами сравнивается с общепринятыми нормативами.

Подвижность объекта определяется относительно окружающих структур при дыхании, глотании, изменении положения тела или компрессии датчиком. Подвижность может быть нормальной, повышенной, сниженной или отсутствовать.

Форма сравнивается с вариантами геометрических фигур: шаровидная, овоидная, каплевидная, линзовидная, неправильная и др.

Контуры оцениваются как характеристика границ объекта: ровные или неровные, четкие или нечеткие, сплошные или прерывистые и возможные сочетания приведенных характеристик.

Звукопроводимость оценивается, как способность объекта проводить ультразвук. Тестовым органом для определения уровня звукопроводимости является нормальная печень, при исследовании которой уровень яркости близлежащих и глубоких структур практически одинаков. При появлении патологических изменений, например цирроза или жировой дистрофии, происходит более выраженное поглощение ультразвука тканью, что приводит к его более быстрому затуханию — снижению звукопроводимости. Вследствие этого глубинные участки исследуемых органов выглядят более темными.

Эхогенность является важным показателем для оценки плотности исследуемого объекта. Жидкостные структуры (желчный пузырь, киста и др.) однородны и свободно пропускают ультразвуковые волны, не отражая их, поэтому они эхонегативны (анэхогенны) даже при усилении мощности ультразвука. Плотные структуры (кость, конкремент и др.) полностью отражают ультразвуковые волны, поэтому эти объекты всегда эхопозитивны (гиперэхогенны). Тестовым органом, имеющим среднюю эхогенность, является нормальная печень. При ультразвуковом исследовании важно проведение сравнения эхогенности различных объектов, например, эхогенность паренхимы нормальной почки всегда ниже, а эхогенность ткани нормального надпочечника всегда выше эхогенности паренхимы нормальной печени.

Эхоструктура является показателем уровня эхогенности различных структур в пределах исследуемого объекта. Неизменные паренхиматозные органы (печень, селезенка и др.) имеют однородную эхоструктуру за счет равномерного распределенных по всему органу эхосигналов с одинаковой интенсивностью. При патологических изменениях (например, цирроз печени) эхоструктура становится неоднородной.

Как внутри паренхиматозных органов, так и вне их встречается много трубчатых образований — кровеносные сосуды, протоки. Эхографически они характеризуются достаточно четкой стенкой с собственной эхоструктурой и эхонегативным просветом. Изучение их диаметра и стенок имеет важное диагностическое значение.

Определение размеров объекта исследования также является необходимым показателем при проведении ультразвукового исследования. Существуют нормативы размеров различных органов, поэтому для правильной интерпретации выявленных врожденных и приобретенных изменений органов биометрия имеет важное значение.

Определение функциональных показателей (оценка кровотока методом доплерографии, оценка сократительной способности желчного пузыря и др.) дает дополнительную информацию при ультразвуковом исследовании объекта.

УЛЬТРАЗВУКОВАЯ СИМПТОМАТИКА ОСНОВНЫХ ПАТОЛОГИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ

К **основным патологическим синдромам** можно отнести:

- воспалительный процесс,
- дегенеративно-дистрофический процесс,
- травматические повреждения,
- конкременты,
- объемные образования.

Воспалительный процесс имеет разнообразные проявления в зависимости от стадии развития и длительности течения. Острый воспалительный процесс характеризуется совокупностью симптомов:

- увеличение (локальное или общее) органа,
- утолщение стенок (капсулы) с нечеткими ровными контурами,
- отек окружающих тканей вплоть до выпота,
- изменения структуры диффузного или очагового характера,
- структура паренхимы плохо дифференцируется (размытая),
- эхогенность понижена или повышена,
- нарушение функции.

Увеличение размеров всего органа или какого-либо его отдела – один из наиболее частых, но неспецифичных признаков воспаления. При диффузном поражении паренхимы в зависимости от преобладания экссудативных или инфильтративных процессов может быть пониженной или повышенной эхогенности с низкой степенью дифференцировки структуры. Выраженное воспаление иногда сопровождается

размытыми контурами и "ореолом разряжения" вокруг пораженного органа за счет отека окружающей клетчатки (рис. 18).



Рис. 18. Ультразвуковая картина при остром панкреатите.

Примечание: регистрируется диффузно увеличенная поджелудочная железа с нечеткими контурами, неоднородной "смазанной" структурой паренхимы повышенной эхогенности и гипозоногенной зоной по периметру ("ореолом разряжения").

При очаговом процессе паренхима органа приобретает пестрый вид, получивший название "изъеденной молью". Участки воспаления имеют неправильную и различную по величине форму, неоднородную структуру пониженной эхогенности, нечеткие "размытые" контуры (рис. 19).

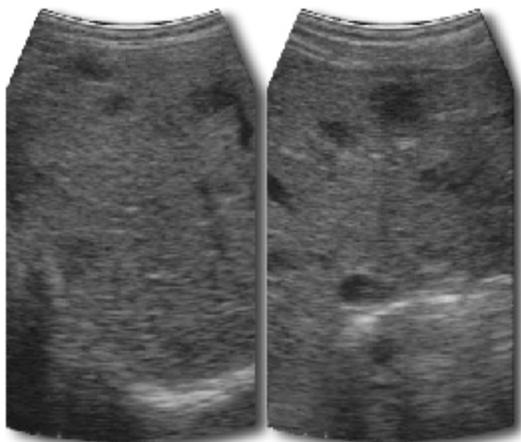


Рис. 19. Ультразвуковая картина при остром гепатите.

Примечание: регистрируются множественные гипозоногенные участки неправильной формы с нечеткими контурами, формирующие картину паренхимы "изъеденной молью".

Эхографическое изображение **гнойного воспалительного процесса** в инфильтративной стадии практически не отличается от катарального воспаления.

При расплавлении ткани и появлении гноя возникает образование неправильной формы с неровными контурами, содержащее множественные нежные, хаотически разбросанные внутренние структуры. За счет зоны реактивного воспаления вокруг этого образования имеется кайма пониженной эхогенности с нечетко очерченными границами. С образованием капсулы абсцесс приобретает округлую или овальную форму с более ровными контурами. Внутри абсцесса часто наблюдаются тонкие перегородки, мелкодисперсная взвесь или уровень расслоения жидкой части и взвеси. Для стадии инкапсуляции характерны также признаки объемных полостных образований (рис. 20).



Рис. 20. Ультразвуковая картина при абсцессе.

Примечание: регистрируется объемное полостное образование округлой формы с выраженными стенками с мелкодисперсной взвесью в просвете.

Для дифференциальной диагностики с истинными и другими ложными кистами рекомендуется определять симптом баллотирования – легкое поколачивание датчиком в области исследования, приводящее к взбалтыванию отстоявшегося осадка.

Хронический воспалительный процесс в стадии ремиссии, как правило, не дает какой-либо значимой УЗ симптоматики и может выявляться лишь при обострении заболевания и характеризоваться признаками острого воспаления или при переходе в дегенеративно-дистрофические изменения.

Дегенеративно-дистрофический процесс характеризуют следующие симптомы:

- увеличение или уменьшение размеров органа (локальное или общее),
- контуры неровные (с втяжениями, бугристые и т.д.),
- повышение эхогенности структур,
- фиброз и кальциноз,
- нарушение функции.

При дегенеративных изменениях размеры органа имеют тенденцию к уменьшению за счет истончения паренхимы и фиброзного перерождения внутренних структур. В отличие от врожденного недоразвития (гипоплазии) при дегенеративно-дистрофическом процессе отсутствует нормальное соотношение внутренних структур, контуры бугристые за счет формирования фиброзных втяжений и очагов регенерации.

Фиброз на сонограммах проявляется в виде участков выраженной эхогенности, величина которых может значительно варьировать: от мелких включений, образующих крупнозернистую неравномерную структуру паренхимы внутренних органов, до значительных образований, захватывающих часть органа или весь анатомический отдел. Обычно, фиброз сопровождается деформацией органа и (или)

его внутренних структур, в результате чего, контуры и форма пораженного органа становятся неровными, "бугристыми". Подвижные анатомические структуры теряют эластичность и полный объем экскурсии (рис. 21).

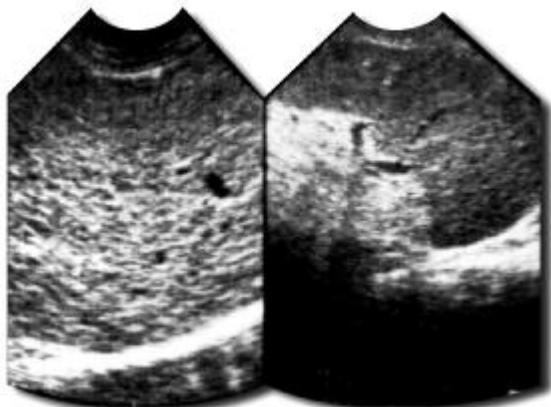


Рис. 21. Ультразвуковая картина при циррозе печени.

Примечание: регистрируются выраженные изменения паренхима печени (слева) по сравнению с неизменной селезенкой (справа). Паренхима печени крупнозернистая, повышенной эхогенности.

Кальциноз регистрируется как образования очень высокой эхогенности с гомогенной структурой и локализацией непосредственно в ткани. Вторым важным признаком является "акустическая тень", располагающаяся позади кальцинатов (рис. 22).

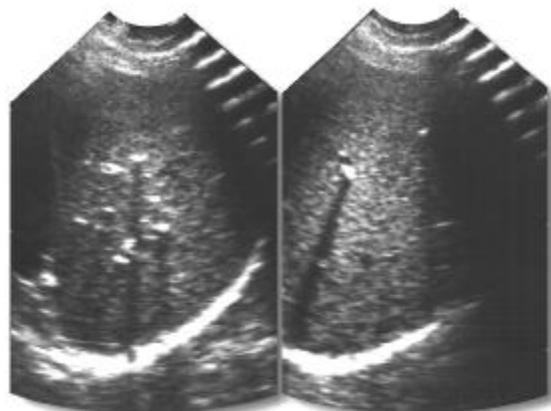


Рис. 22. Ультразвуковая картина при кальцинозе печени.

Примечание: в паренхиме печени регистрируется множественные гиперэхогенные включения с "акустической тенью".

Травматическим повреждениям свойственны следующие симптомы:

- деконфигурация органа,
- нарушение целостности структур,
- кровоизлияние (гематома),
- рубцовые изменения в виде фиброзных тяжей.

Деконфигурация органа происходит в результате полного или частичного разрыва органа и его сдавления скопившейся кровью (гематомой). Свежее кровоизлияние сонографически выглядит в виде гипозоногенного образования неправильной формы и неоднородной структуры (рис. 23).

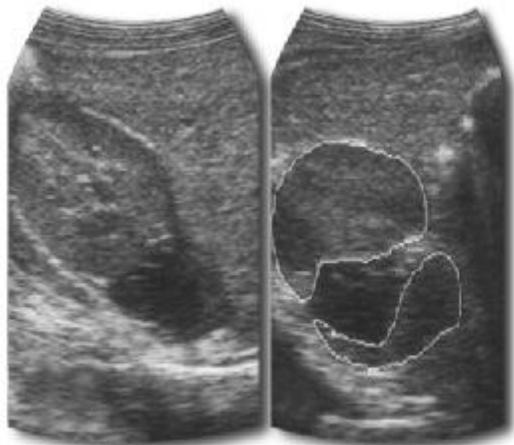


Рис. 23. Ультразвуковая картина при травматическом повреждении почки.

Примечание: регистрируется деконфигурация органа за счет полного отрыва верхнего полюса (выделено на правом изображении) и гипозоногенное образование неправильной формы (гематома).

По мере организации тромба эхогенность образования возрастает вплоть до формирования гиперэхогенной неоднородной структуры с плотными включениями.

Конкременты диагностируются с высоким процентом выявляемости (до 98%) как:

- объемные образования (ОО) в просвете полостной структуры
- с высокой эхогенностью,
- "акустической тенью" и
- смещаемостью при изменении положения пациента (рис. 24).



Рис. 24. Ультразвуковая картина при желчнокаменной болезни.

Примечание: в просвете желчного пузыря регистрируются множественные гиперэхогенные образования с "акустической тенью".

Эхографическая картина при **некрозе** носит характер изменений, соответствующих гнойной воспалению, но в отличие от последнего не выявляется капсула (рис. 25).



Рис. 25. Ультразвуковая картина тотального инфаркта селезенки.

Примечание: селезенка представлена в виде больших размеров образования овоидной формы, с четкими контурами и гетерогенной внутренней эхоструктурой за счет чередования участков средней, высокой и низкой эхогенности различной формы и размера.

В последующем при образовании соединительной ткани зоны инфаркта начинают выявляться образования повышенной эхогенности неправильной формы или принимают вид четких эхопозитивных полос.

Объемные образования создают более благоприятные акустические условия для их ультразвуковой диагностики, чем диффузные поражения паренхиматозных органов.

Все объемные образования можно разделить на две больших группы:

- кисты
- опухоли

Кисты, в свою очередь, различаются по этиологии и бывают:

- истинные
- ложные
 - паразитарные
 - воспалительные (абсцесс)
 - травматические (гематома)
 - ретенционные (закупорка протока)
 - секреторные (коллоидные, фолликулярные, лютеиновые и т.д.)
 - некротические (инфаркт)
 - опухолевые (распад, рак-киста)

Как правило, для всех кист характерна правильная округлая форма с четкими и ровными контурами, обусловленная наличием капсулы. Внутренняя структура полости переменна по гомогенности и эхогенности. Изображение кисты сопровождается эффектом дистального усиления, свидетельствующем о жидкостном характере образования. При больших кистах может происходить деформация органа и (или) его внутренних структур (рис. 26).



Рис. 26. Ультразвуковая картина кисты печени.

Примечание: регистрируется большое анэхогенное объемное образование с однородной структурой, деформирующее контур печени.

Паразитарные кисты в основном представлены эхинококкозом. Эхинококковые кисты наиболее часто имеют вид однокамерных единичных или множественных образований, лишенных внутренних структур. Иногда регистрируются множественные дочерние кисты наподобие пчелиных сот (рис. 27), признаки кальциноза капсулы и внутренних структур, мелкодисперсная взвесь или отдельные хлопьевидные включения.



Рис. 27. Ультразвуковая картина эхинококковой кисты печени.

Примечание: регистрируется четко контурируемые округлой формы анэхогенные образования с множественными дочерними кистами.

Секреторные кисты обычно на сонограмме выглядят как и истинные. В большинстве случаев содержат мелкодисперсную взвесь, не перемещаемую после перкуссии, и имеют доброкачественный характер течения (рис. 28).

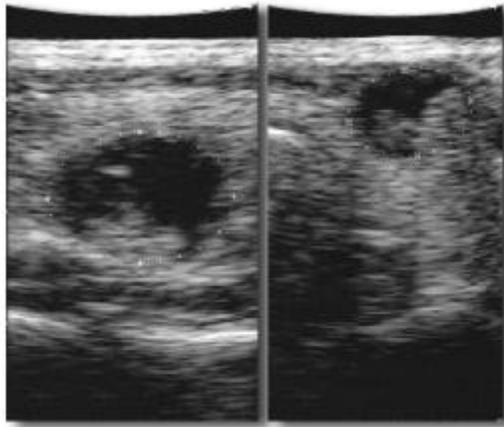


Рис. 28. Ультразвуковая картина коллоидной кисты щитовидной железы.

Примечание: регистрируется анэхогенное объемное образование с внутренними дисперсными включениями.

Сонографические признаки **опухолей** в большинстве случаев недостаточно специфичны, т.к. носят разнообразный характер. Различают следующие сонографические типы опухолей:

- **По распространенности:**

- очаговый,
- диффузный (гетерозогенный сплошной или сливающиеся узлы без четко выявляемой границы (рис. 29). Наличие множественных мелких очажков в узле получило название симптома "снежной бури").



Рис. 29. Ультразвуковая картина объемного образования с диффузным распространением в паренхиме печени.

Примечание: регистрируется объемное образование гетерозогенной структуры с гиперэхогенными мелкоочаговыми включениями, занимающее всю правую долю печени.

- **По эхогенности**

- гиперэхогенный,

- изозоногенный с "халло" или со смещением и/или сдавлением сосудов по цветному доплеровскому картированию (рис. 30),
- гипозоногенный,
- анэхоногенный (первично-полостной или рак-киста),
- смешанный,

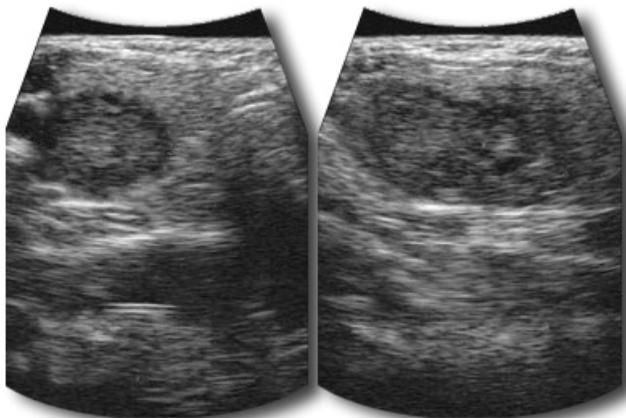


Рис. 30. Ультразвуковая картина аденомы щитовидной железы.

Примечание: регистрируется изозоногенное объемное образование, окруженное гипозоногенным ободком – "халло".

• **По структуре**

- Однородный,
- Неоднородный – с распадом, кистозно-солидный, с кальцинозом и т.д. (рис. 31).

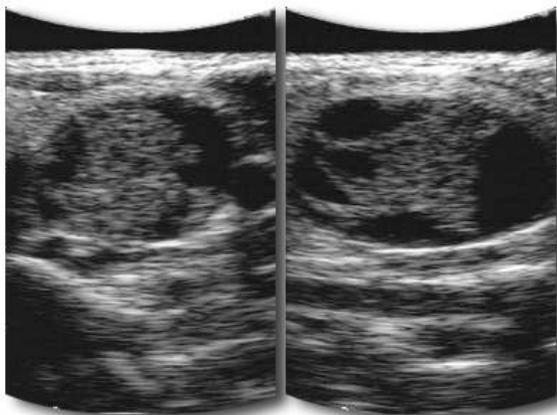


Рис. 31. Ультразвуковая картина макрофолликулярной аденомы щитовидной железы.

Примечание: регистрируется объемное образование с кистозно-солидной структурой.

• **По контурам**

- Четкие,
- Инкапсулированные (рис. 32),
- Типа "бычий глаз",
- Слабо очерченные с признаками инвазии,
- Смешанные.



Рис. 32. Ультразвуковая картина инкапсулированного объемного образования.

Примечание: регистрируется симптом "прерывистости" капсулы – признак инвазии.

Все достаточно большие объемные образования могут сопровождаться:

- локальным или общим увеличением органа,
- неровностью контуров органа (выпячивание),
- смещением внутренних структур,
- сдавлением протоков и сосудов.

Дифференциальная диагностика доброкачественных и злокачественных опухолей по данным УЗИ затруднена и основана на определении **косвенных признаков озлокачествления опухолевого узла:**

- прерывистость "халло",
- нарушение целостности контуров органа опухолевой тканью (см. рис. 30),
- очаги дегенерации в центре узла,
- наличие тромбов метастатического происхождения,
- увеличение регионарных лимфоузлов,
- наличие метастазов в других органах.

При подозрении на озлокачествление опухолевого узла основным дифференциально-диагностическим критерием является гистологический анализ материала, взятого с помощью тонкоигольной биопсии.

Для **метастатических узлов** характерно (рис. 33):

- множественность узлов,
- появление образований смешанного типа (наличие одновременно опухолевых узлов с высокой и низкой экзогенностью).

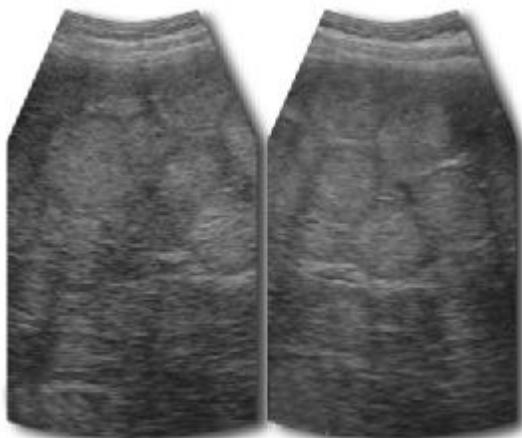


Рис. 33. Ультразвуковая картина метастатического поражения печени.
Примечание: регистрируются множественные объемные образования с изозоногенной структурой, окруженные "халло".

СХЕМА ОПИСАНИЯ СОНОГРАММЫ (приложение №1)

- Область (орган) исследования
- Режим исследования
- Акустический доступ:
 - без особенностей
 - затруднен, однако, исследование возможно
 - затруднен, исследование неинформативно
 - невозможен, исследование технически невыполнимо из-за (...)
- Расположение и контуры:
 - без особенностей
 - опущение
 - ротация (...)
 - контуры
 - ровные, четкие, капсула дифференцируется хорошо
 - неровные, нечеткие, капсула дифференцируется неотчетливо
 - выявляется выбухание (втяжение) контура (...)
- Размеры и форма:
 - без особенностей
 - не увеличен
 - увеличен
 - размеры в 3-х проекциях (передне-задний – ... мм, длина – ... мм, ширина – ... мм)
 - форма составных частей (долей, сегментов) не изменена
 - выявляется аномалия формы (...)
- Структура паренхимы:
 - без особенностей
 - однородная
 - неоднородная (мелкоочагово)

- неоднородная (крупноочагово)
- неоднородная (полями)
- диффузно-неоднородная
- степень неоднородности
 - незначительная
 - умеренная
 - значительно выраженная
- распространенность неоднородности
 - очаговая (в сегменте)
 - локальная (в ... сегментах)
 - диффузная
- Эхогенность паренхимы:
 - обычная
 - понижена
 - повышена
 - смешанная
 - степень изменения эхогенности
 - незначительная
 - умеренная
 - значительно выраженная
 - распространенность
 - очаговая (в сегменте)
 - локальная (в ... сегментах)
 - диффузная
- Сосудистый рисунок паренхимы:
 - сохранен
 - обогащен
 - обеднен
 - деформирован
 - степень изменения
 - незначительная
 - умеренная
 - значительно выраженная
 - распространенность
 - очаговая (в сегменте)
 - локальная (в ... сегментах)
 - диффузная
- Крупные сосуды органа (отдельно):
 - не изменен
 - расширен
 - сдавлен
 - тромбирован
 - в диаметре – ... мм
 - максимальное систолическое давление – ... мм рт ст
 - максимальное диастолическое давление – ... мм рт ст

СХЕМА ОПИСАНИЯ ОБЪЕМНЫХ ОБРАЗОВАНИЙ (приложение №2)

Объемные образования

- Количество и локализация:
 - не выявлены
 - выявлены в количестве (...)
 - расположение

- субкапсулярное
 - глубокое
 - смешанное (субкапсулярное и глубокое)
- локализация
 - компактная (в сегменте)
 - локальная (в ... сегментах)
 - диффузная
- Эхогенность:
 - средняя
 - аноэхогенная
 - пониженная
 - повышенная
 - смешанная
- Структура:
 - солидная
 - кистозная (жидкостная)
 - кистозно-солидная (солидно-кистозная)
 - трудно дифференцируемая
 - однородная
 - неоднородная
 - диффузно-неоднородная
 - с расщеплением на уровни
 - с четко (нечетко) дифференцируемой капсулой
 - дополнительные акустические эффекты (псевдоусиление, акустическая тень, реверберация и т.д.)
- Размеры:
 - в 2-х проекциях (длина – ... мм, ширина – ... мм, переднезадний размер – ... мм)

СХЕМА ЗАКЛЮЧЕНИЯ СОНОГРАММЫ (приложение №3)

Заключение:

- Ультразвуковых признаков патологических изменений не выявлено.
- Ультразвуковое исследование затруднено (невозможно) из-за сложности акустического доступа.
- Ультразвуковые признаки:
 - врожденной вариации (размеров, формы, ротации, опущения)
 - диффузного (острого воспалительного, хронического воспалительного, дистрофического, дегенеративного) поражения
 - неопухолевого очагового (истинные и ложные кисты) поражения
- Ультразвуковые признаки:
 - одиночного (множественных) доброкачественного новообразования
 - одиночного (множественных) злокачественного новообразования
 - Ультразвуковые признаки регионарной лимфаденопатии
 - Ультразвуковые признаки прорастания в рядом расположенные органы и структуры
- Ультразвуковые признаки:
 - патологических изменений артерий и вен органа не выявлено
 - аномалий развития (...) артерии (вены) и ее ветвей
 - тромбоза (...) вены и ее ветвей
 - экстравазальной компрессии сосуда
 - артерио-венозного шунтирования в системе (...) вены
 - травматического повреждения в системе (...) сосуда

- вторичных изменений в системе (...) сосуда и его ветвях при заболевания внутренних органов

ПРИМЕР СОНОГРАФИЧЕСКОГО ЗАКЛЮЧЕНИЯ (приложение №4)

Ультразвуковое исследование поджелудочной железы в 2D- и PD-режиме. Акустический доступ затруднен, однако исследование возможно. Расположение железы без особенностей. Контуры ровные, четкие, капсула дифференцируется хорошо. Размеры без особенностей (головка – 21 мм, тело – 14 мм, хвост – 17 мм). Форма гантелевидная. Структура паренхимы диффузно-неоднородная незначительной степени с локальной распространенностью в области головки и тела. Эхогенность умеренно диффузно повышена. Сосудистый рисунок паренхимы сохранен по данным PD. Вирсунгов проток незначительно расширен, в диаметре – 2,4 мм. Селезеночная вена не изменена. Выявлено одно объемное образование с глубокой компактной локализацией в головке. Образование анэхогенной кистозной однородной структуры с нечетко дифференцируемой капсулой. Образование характеризуется эффектом дистального и бокового усиления. Размеры 9x10x9 мм. При PD исследовании регистрируется периферическое расположение сосудов вокруг объемного образования.

Заключение. Ультразвуковые признаки диффузного хронического воспалительного процесса и одиночного неопухолевого (кистозного) поражения. Патологических изменений артерий и вен не выявлено.