

**Министерство образования Российской Федерации
Самарский Государственный Аэрокосмический
Университет
имени академика С. П. Королева**

В. Г. Никитин

**УЛЬТРАЗВУКОВЫЕ
МЕДИЦИНСКИЕ
ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ**

Учебное пособие

Самара, 2002

УДК 534.8

Ультразвуковые медицинские диагностические системы.
Учебное пособие.

/В. Г. Никитин Самарск. Гос. Аэрокосм. Ун-т, Самара, 2002,
194с.

Рассмотрены вопросы построения ультразвуковых медицинских диагностических систем: физические свойства и применение ультразвука, технология ультразвуковых исследований, классификация, структура и режимы работы современных ультразвуковых диагностических систем.

Пособие предназначено для студентов, обучающихся по направлению подготовки «Биомедицинская техника». Подготовлено на кафедре медицинских диагностических систем.

Табл. 7. Илл. 92 Библ. 10 наим.

Печатается по решению редакционно-издательского совета Самарского государственного аэрокосмического университета имени академика С.П. Королева

Рецензент: А.Е. Дубинин

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ.....	5
1. УЛЬТРАЗВУК В МЕДИЦИНЕ	6
1.1. Области применения.....	6
1.2. Воздействие ультразвука на биосистемы	13
1.3. Характеристики акустического излучения	18
1.4. Стандарты безопасности	24
1.4.1. Отечественные стандарты безопасности.....	24
1.4.2. Требования зарубежных стандартов.....	27
2. ФИЗИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА УЛЬТРАЗВУКА	30
2.1. Ультразвуковые волны	30
2.2. Характеристики биологических сред	36
2.3. Скорость ультразвука в биологических средах.....	37
2.4. Акустическое сопротивление.....	40
2.5. Затухание ультразвука в биологических тканях	44
3. УЛЬТРАЗВУКОВЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ	49
3.1. Основные правила.....	49
3.1.1. Акустические контактные гели.....	49
3.1.2. Ориентация изображения	51
3.1.3. Фон получаемого изображения.....	53
3.1.4. Акустическое усиление и акустическая тень.....	54
3.1.5. Частота и разрешающая способность.....	56
3.1.6. Фокусировка ультразвукового луча.....	56
3.1.7. Чувствительность и регулировка чувствительности прибора.....	57
3.1.8. Артефакты.....	58
3.1.9. Контроль качества изображения.....	64
3.2. Эхокардиографическое исследование.....	66
3.2.1. Подготовка к исследованию.....	66
3.2.2. Двухмерное исследование	71
3.2.3. Исследование в М-режиме	77
3.3. Допплерографическое исследование.....	80
3.4. Перспективы развития ультразвуковых исследований	84
3.4.1. Контрастная эхография.....	84
3.4.2. Цифровая эхография	85
3.4.3. Компьютерная обработка эхографических данных	92

3.4.4. Идентификация тканей.....	93
3.4.5. Трехмерная эхография.....	94
4. УЛЬТРАЗВУКОВЫЕ ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ.....	99
4.1. Классификация диагностических приборов.....	99
4.2. Основные режимы работы.....	106
4.3. Преобразователи.....	115
4.4. Типы датчиков.....	118
4.5. Способы сканирования.....	128
4.6 Рекомендации по выбору модели системы.....	140
ЗАКЛЮЧЕНИЕ.....	144
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	146
СПИСОК АНГЛИЙСКИХ АББРЕВИАТУР.....	155
КАТАЛОГ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ ПРИБОРОВ.....	160

ВВЕДЕНИЕ

Современную медицину характеризует стремление к возможно более широкому клиническому применению новейших достижений науки. Интенсивное распространение ультразвуковых методов обусловлено появлением новых надежных средств излучения и приема акустических волн, обеспечивающих возможность существенного повышения излучаемой ультразвуковой мощности и увеличения чувствительности при приеме слабых сигналов, продвинувших верхнюю границу частотного диапазона.

Рассматривая многообразие практических применений ультразвука в медицине, следует отметить ультразвуковую терапию, занявшую прочное положение среди современных физиотерапевтических методов, ультразвуковую хирургию и ультразвуковую диагностику. Применение ультразвука с диагностической целью обусловлено, прежде всего его свойством отражаться от границ различных тканевых структур. Отраженные ультразвуковые волны несут информацию о неоднородностях в исследуемой среде, независимо от ее светопрозрачности. Важное диагностическое значение приобретает также оценка затухания ультразвука в исследуемых тканях, сопровождающегося изменением его амплитудно-частотных характеристик. При диагностическом применении ультразвука используется и эффект Допплера, позволяющий оценивать скорость кровотока в сосудах.

Ультразвук применяется столь широко не только из-за своих уникальных возможностей в медицине, но и из-за безопасности для человека.

Ультразвуковые диагностические системы нужны для визуализации глубоких структур организма и внутренних органов, для характеристики тканей, для контроля параметров движущихся сред и структур, например, при изучении кровотока или работы различных участков сердца в эхокардиографии, где используется сложная аппаратура с учетом развития от М-модального режима до двухмерной эхокардиографии с введением различных видов доплерографии, контрастной, чреспищеводной, а теперь и внутрисосудистой методик. Чтобы полностью понимать различные аспекты эхографических методов и оборудования, нужно хорошо знать и понимать соответствующие физические процессы и принципы функционирования техники. Знания в этих областях необходимы не только врачам для лучшего понимания и интерпретации клинической информации, но и тем более специалистам-разработчикам новых образцов диагностической аппаратуры.

В соответствии с общими принципами построения медицинских диагностических систем в пособии рассмотрены классификация, структура, основные режимы работы различных систем, примеры практического использования их в медицинской практике и перспективы развития.

1. УЛЬТРАЗВУК В МЕДИЦИНЕ

1.1. Области применения

В медицине ультразвук применяют в основном с целью диагностики (интроскопии), консервативного и хирургического лечения ряда заболеваний, а также для изготовления некоторых бактериальных препаратов и лекарственных форм. Разнообразие целей медицинского применения обуславливает и различие используемых параметров УЗ-воздействия. Так, при диагностике различных заболеваний стремятся использовать как можно более низкие интенсивности УЗ-волн, не вызывающие при кратковременном воздействии ни немедленных, ни отдаленных морфофункциональных изменений в органах (до $0,08 \text{ Вт/см}^2$ при непрерывном излучении).

Применение ультразвука с целью диагностики основано на его свойстве распространяться в биологических тканях с постоянной и характерной для данной ткани скоростью и на оценке отражения и затухания УЗ-волн при их прохождении через неоднородную (гетерогенную) среду. Основная особенность УЗ-диагностики – возможность получения информации о мягких тканях, даже незначительно различающихся по плотности или упругости. УЗ-метод диагностики обладает высокой чувствительностью, может быть использован для обнаружения патологических образований, не выявляемых с помощью рентгеновского излучения, не требует применения контрастных веществ, безболезнен, практически не имеет противопоказаний.

Используя сравнительно большое затухание ультразвука в тканях организма и стремясь повысить разрешающую способность метода, выбирают частотный диапазон диагностической УЗ-аппаратуры от 2,5 до 15 МГц. Область низких частот используют для исследования через костную ткань, область высоких частот – для визуализации объектов, расположенных близко к поверхности тела.

В приборах для УЗ-диагностики излучение и прием отраженного сигнала осуществляются с помощью пьезоэлектрического преобразователя с одним или

многими пьезоэлементами в виде кварцевой или пьезокерамической пластины. В зависимости от способа получения и характера воспроизведения информации приборы для УЗ-диагностики делят на следующие группы: одномерные прибор с индикацией типа А, одномерные приборы с индикацией типа М, двухмерные приборы с индикацией типа В, УЗ-томографы и приборы, работа которых основана на эффекте Допплера.

При УЗ-диагностике с помощью приборов типа А преобразователем, излучающим короткие (длительностью порядка 0,1 мкс) УЗ-импульсы, прикасаются к исследуемому участку тела через слой контактного вещества, в качестве которого используют специальный гель или вазелиновое масло. В паузах между излучаемыми УЗ-импульсами преобразователь принимает сигналы, отраженные от различных неоднородностей в тканях. После усиления и преобразования эти сигналы наблюдают на экране электронно-лучевой трубки в виде кратковременных отклонений луча от горизонтальной линии (эхосигналы). При анализе полной картины отраженных сигналов одномерной эхограммы типа А по количеству, месту расположения, амплитуде и частоте эхосигналов судят о величине и глубине залегания патологически измененного участка в исследуемом органе.

В диагностических УЗ-приборах с индикацией типа М отраженные сигналы после усиления подаются не на отклоняющие пластины электронно-лучевой трубки, а на ее модулирующий электрод. Вследствие этого отраженные импульсы на экране электронно-лучевой трубки представляются в виде светлых полосок, яркость которых пропорциональна амплитуде эхосигнала, а ширина - его длительности. Развертка такой эхограммы во времени дает полную картину перемещения отражающих ультразвук тканевых структур, в связи с чем диагностические приборы этого типа используют для исследования объектов, находящихся в движении, - крупных пульсирующих сосудов, клапанов сердца, сердечной стенки и т. д.

При использовании УЗ-диагностических приборов с индикацией типа А и М пьезопреобразователь фиксируют в выбранном положении на теле обследуемого. В приборах с индикацией типа В пьезопреобразователь перемещают в иммерсионной среде (чаще всего в воде) вдоль поверхности тела. При этом на экране осциллографа эхосигналы представляются в виде светлых точек, при слиянии которых формируется двухмерная эхограмма, воспроизводящая плоскостное сечение исследуемого объекта. Перемещение пьезоэлемента в диагностических УЗ-приборах с индикацией типа В

осуществляют ручную или с помощью электромеханических, реже гидравлических устройств. Некоторые типы приборов для УЗ-интроскопии комплектуются набором пьезоэлементов, включающихся и процессе исследования попеременно без их механического перемещения (так называемое электронное сканирование). Различие в траектории перемещения пьезоэлементов обеспечивает основные виды сканирования - линейное, секторное, секторно-линейное.

Амплитудная градация эхосигналов в приборах для УЗ-интроскопии типа В передается различной яркостью составляющих точек, формирующих изображение сечения исследуемого органа на экране осциллографа. Эти приборы снабжены специальной шкалой, позволяющей количественно оценивать амплитуду сигналов, отраженных от различных неоднородностей исследуемого образования, так называемая «серая шкала».

В последние годы разработаны приборы, в которых реализованы современные достижения в области автоматизированной цифровой обработки информации. В различных модификациях этих приборов предусмотрена возможность построения гистограмм по амплитудам отраженных сигналов; высокая четкость и контрастность изображения объекта достигаются автоматическим устранением артефактов с учетом рассеяния ультразвука на неоднородностях и учетом угла сканирования. Диагностическая информация в таких приборах может быть представлена и в изометрической проекции (так называемый D-тип эхограмм, приближающий изображение к объемному), а амплитудная градация эхосигналов подчеркнута различной цветностью (цветовым кодированием) и дополнена анализом частотного спектра.

В УЗ-томографах изображение исследуемого объекта воспроизводится с помощью электронно-вычислительной системы, обрабатывающей информацию о затухании ультразвука при его прохождении через исследуемый объект в различных направлениях.

Диагностические УЗ-приборы на основе эффекта Доплера укомплектованы преобразователем, имеющим, как правило, два пластинчатых пьезоэлемента. Излучающий пьезоэлемент генерирует УЗ-волны непрерывно или в импульсном режиме, а второй пьезоэлемент принимает отраженные сигналы. Частотный сдвиг в этом случае пропорционален скорости смещения объекта, обнаруживается с помощью наушников, громкоговорителя, может быть зарегистрирован на ленте самописца и подвергнут более детальному, например спектральному, анализу. Допплеровские диагностические УЗ-приборы широко

используются для исследования кровотока в магистральных сосудах, регистрации сердцебиения плода в ранние сроки беременности и в ходе родового акта и т. д.

При использовании ультразвука с целью консервативного лечения ряда заболеваний применяют более высокие интенсивности, вызывающие обратимые морфо-функциональные изменения в клетках и тканях и тем самым запускающие репаративные процессы, стимуляция которых может наблюдаться в течении более или менее длительного периода после УЗ-воздействия. Терапевтическое действие ультразвука на организм обусловлено совместным действием ряда факторов: механических колебаний (микромассаж тканей), эффектов физико-химического и нервно-рефлекторного характера, а также теплоты, выделяющейся в тканях при поглощении ультразвука. Терапевтические дозы ультразвука играют роль своеобразного катализатора, ускоряющего восстановление физиологически равновесного, здорового состояния организма. УЗ-воздействие в терапевтических дозах на здоровые ткани не приводит к такому заметному изменению в обмене веществ, чего нельзя сказать о тканях, в которых имеются воспалительные изменения. Таким образом, в терапевтических дозах ультразвук оказывает воздействие в основном на патологически измененные, а не на здоровые ткани.

Для УЗ-терапии обычно применяют преобразователи пьезоэлектрического типа мощностью до 20 Вт. В качестве пьезоэлемента в них используют кварцевые или пьезокерамические пластины площадью 9—10 см², работающие на резонансе по толщине. УЗ-волны вводят путем непосредственного контакта пластины преобразователя с поверхностью тела или через контактную среду — воду; при этом преобразователь и объект УЗ-воздействия погружаются в ванну с водой. При первом способе для обеспечения надежного акустического контакта между преобразователем и объектом применяют контактное вещество, например вазелиновое масло.

Для УЗ-терапии важен обоснованный выбор параметров воздействия: частоты, интенсивности УЗ, длительности воздействия, скважности (если воздействие производится в импульсном режиме) и способа проведения процедуры (вид контактной среды, положение преобразователя относительно больного — неподвижное, лабильное, или массирующее и т. д.). Обычно в физиотерапевтической практике используют ультразвук частотой 0,8 - 2,4 МГц. При более низких частотах существенной становится расходимость УЗ-волн. При более высоких частотах вследствие возрастающего поглощения УЗ-волны

уменьшается толщина слоя, в котором ультразвук оказывает эффективное действие. Интенсивность ультразвука при терапии выбирают в пределах 0,1 - 1 Вт/см². Длительность процедуры составляет 3-10 мин. При такой дозе в тканях не возникает опасных необратимых изменений. Курс лечения обычно состоит из 10-15 процедур, проводимых ежедневно или через день. Применяют как непрерывный, так и импульсный режимы лечения, позволяющие использовать ультразвук более высокой интенсивности без опасности перегрева тканей. Скважность обычно составляет 2 - 10.

Терапевтический эффект УЗ-облучения обусловлен действием не только механического, физико-химического и теплового факторов, но также нервно-рефлекторного, реализуемого через центральную и вегетативную нервную систему и проявляющегося, в частности, лечебным и обезболивающим эффектом УЗ-аппликаций как в области патологического очага, так и в соответствующих этому очагу кожных зонах Захарьина - Геда.

Физиологический эффект действия лечебных доз ультразвука выражается в усилении кровенаполнения тканей, ускорении рассасывания экссудатов, инфильтратов и кровоизлияний, стимуляции обменных реакций, регенеративных и восстановительных процессов. Кроме того, УЗ-воздействие способствует менее грубому рубцеванию и даже приводит в известной мере к рассасыванию, размягчению уже сформированной рубцовой ткани, что может быть объяснено расщеплением под действием УЗ-волн коллагеновых волокон на отдельные фибриллы и их разъединением с аморфным цементирующим веществом соединительной ткани. Многоплановость физиологического действия лечебных доз ультразвука обеспечивает полное излечение или значительное улучшение при ряде заболеваний. Наиболее благоприятные результаты УЗ-терапия дает при радикулитах, невритах, фантомных болях, растяжениях, воспалительных процессах, язвенной болезни желудка, заболеваниях суставов, болезни Бехтерева, контрактуре Дюпюитрена.

В последние годы установлено благоприятное действие ультразвука в комбинации с лучевой терапией (попеременно) при некоторых новообразованиях. Для достижения обратного развития новообразования требуется значительно меньшая суммарная доза лучевого компонента.

При хирургическом лечении различных заболеваний и изготовлении некоторых бактериальных препаратов и лекарственных форм используют ультразвук существенно более высокой, чем при диагностике и терапии, интенсивности, вызывающий локальные и строго дозированные, необратимые

изменения, разрушение клеток. С хирургической целью применяют в основном два метода УЗ-воздействия: первый основан на разрушении тканевых структур собственно УЗ-колебаниями, второй связан с возбуждением УЗ-колебаний в хирургических инструментах.

В первом случае применяют непосредственный контакт УЗ-излучателя с тканью или воздействуют на нее сфокусированным ультразвуком с помощью систем активного и пассивного типа. Активная фокусирующая система представляет собой УЗ-излучатель с вогнутой излучающей поверхностью, который непосредственно создает сходящийся волновой фронт. К пассивным фокусирующим системам относятся акустические линзы и рефлекторы. В фокальной зоне фокусирующих систем происходит резкое увеличение звукового давления, колебательной скорости частиц и интенсивности звука. В хирургии сфокусированные УЗ-волны применяют в основном для локального разрушения тканей в глубоких слоях.

Рабочим элементом фокусирующего излучателя в этом случае является вогнутая пьезокерамическая пластина, резонансную частоту которой выбирают в диапазоне частот 0,5—4 МГц.

Разрушение тканей сфокусированным ультразвуком связано в основном с действием двух факторов: выделяющимися при поглощении УЗ-волн теплоты и кавитации. В зависимости от интенсивности ультразвука в фокальной зоне преобладает тот или другой из указанных факторов.

При сравнительно небольших интенсивностях (до нескольких сотен ватт на квадратный сантиметр) и продолжительном воздействии (до единиц и десятков секунд) основную роль играет тепловой фактор. При значительных интенсивностях в фокальной зоне (несколько тысяч ватт на квадратный сантиметр) и малой длительности воздействия (до десятков миллисекунд) преобладают кавитационные эффекты. При промежуточных параметрах сфокусированного УЗ-воздействия проявляются оба фактора. Разрушение тканей при непосредственном их контакте с УЗ-излучателем высокой интенсивности обуславливается в основном теми же факторами.

Метод УЗ-хирургии, связанный с возбуждением УЗ-колебаний хирургических инструментов, применяют для диспергирования тканей, рассечения мягких и распиливания костных тканей. При этом используют УЗ-инструменты с резонансной частотой около 50 кГц, магнитострикционными или пьезокерамическими преобразованиями стержневого типа и концентраторами, обычно двухступенчатыми, так что вся колебательная система имеет

трехполуволновую длину. В зависимости от характера предстоящей операции конец второй (съёмной) ступени концентратора выполняется в виде скальпеля, пилы, долота, иглы и т. п. Амплитуда колебательного смещения рабочего конца таких УЗ-инструментов составляет несколько десятков микрон. Применение таких хирургических инструментов обеспечивает снижение усиления и травматичности операции (за счет уменьшения силы трения), большую маневренность работы с инструментами, гемостатический эффект, связанный с коагуляцией мелких сосудов, а также уменьшение болевых ощущений, снижение трудоемкости и продолжительности операций.

Хирургические УЗ-инструменты применяют также при операциях, связанных с соединением сломанных или намеренно рассеченных костей. При этих операциях пространство между отломками костей заполняют костной консервированной гомостружкой, смешанной с биологически инертной жидкой полимеризующейся пластмассой, например циакрилом. УЗ-колебания способствуют более глубокому проникновению циакрила в поры костной ткани и ускоряют его полимеризацию, вследствие чего образуется надежное соединение костных отломков на время естественной регенерации. Использование этого хирургического метода позволяет, в частности, избежать применения соединяющих костные отломки металлических конструкций, требующих последующего оперативного вмешательства. Хирургические УЗ-инструменты успешно используют и при операциях, связанных с санированием гнойных полостей. После эвакуации гноя полость заполняют раствором антибиотика и затем с помощью ультразвука возбуждают в нем УЗ-колебания, способствующие более глубокому проникновению антибиотика в инфицированные ткани оболочек полости. В результате этого эффективность хирургического санирования гнойных полостей существенно возрастает.

Кроме использования ультразвука с целью диагностики, терапевтического и хирургического лечения ряда заболеваний, к области медицинского применения его можно отнести изготовление с помощью УЗ-методов некоторых лекарственных форм и бактериальных препаратов. Обычно используют параметры УЗ-воздействия, вызывающие кавитацию в жидких средах и разрушение микроорганизмов. При кавитации происходит диспергирование - тонкое размельчение среды (диспергирование жидкой среды в газах называют распылением, а диспергирование одной из взаимно нерастворимых жидкостей в другую — эмульгированием).

Путем УЗ-распыления жидких лекарственных форм в воздухе приготавливают, в частности, аэрозоли, применяемые при ряде заболеваний. Для изготовления аэрозолей используют пьезокерамические или магнитострикционные преобразователи стержневого типа с концентраторами, имеющими по оси канал для введения жидких лекарственных веществ. Получение лекарственных аэрозолей возможно также с помощью керамических фокусирующих излучателей, создающих в растворе лекарственных веществ фонтан за счет кавитации в фокальной зоне. Полученные УЗ-методами аэрозоли обладают определенными преимуществами: средний размер частиц аэрозоля очень мал; он может быть дозирован изменением частоты УЗ-колебаний при сохранении высокой концентрации и биологической активности распыленного лекарственного вещества.

С помощью УЗ-эмульгирования изготавливают ряд фармакологических препаратов высокой степени дисперсности.

Под действием кавитации, возбуждаемой во взвеси микроорганизмов, при определенных параметрах и экспозиции УЗ-воздействия возможно разрушение оболочек микроорганизмов с освобождением белковых внутриклеточных материалов, полностью сохраняющих антигенную активность. Из таких материалов изготавливают высокоэффективные вакцины, очищенные от балластных примесей и в связи с этим не вызывающие побочных явлений.

Бактерицидное действие ультразвука при вызывающих кавитацию режимах облучения успешно используют также для очистки и стерилизации хирургических инструментов, производимой в специальных ваннах, заполненных водой или раствором антисептика, существенно ускоряющего этот процесс.

Таким образом, УЗ-волны являются легко дозированным по многим параметрам физическим фактором, особенности которого позволяют широко и с различными целями использовать его в медицине. Наиболее эффективно применение ультразвука различных параметров при диагностике, консервативном и хирургическом лечении ряда заболеваний, а также при изготовлении некоторых лекарственных форм и бактериальных препаратов.

1.2. Воздействие ультразвука на биосистемы

При воздействии ультразвуком на биологические объекты частицам среды сообщаются колебательные движения с различными ускорениями и на

расстояниях, кратных длине полуволны, в среде возникают разности давлений, зависящие, как и скорость и амплитуда смещения частиц, прежде всего от параметров УЗ-волн. Воздействуя на биологические системы, ультразвук вызывает различные эффекты, обусловленные комплексным влиянием механических, тепловых и физико-химических факторов, сопутствующих распространению ультразвука в биологической среде.

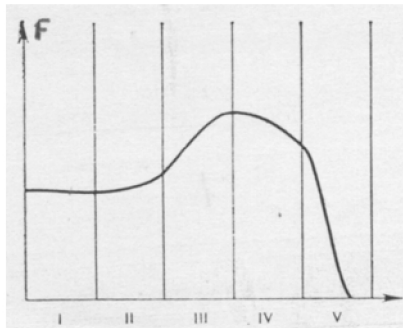


Рис. 1. Воздействие ультразвука на биологическую систему как функция его интенсивности.

К механическим факторам воздействия ультразвука на биологические системы относят его давление, акустические течения, колебательные смещения частиц с различными скоростями, перепады давления. Тепловой фактор воздействия ультразвука обусловлен в основном классическим поглощением -необратимым превращением звуковой энергии в тепловую, нарастающим с увеличением вязкости среды и частоты УЗ-колебаний. Физико-

химические факторы воздействия ультразвука на биологический объект заключаются в ускорении протекания свойственных ему обменных химических реакций, в структурном перестроении некоторых крупных молекул за счет релаксационного поглощения, а при повышении интенсивности УЗ-волн до определенного порогового значения - в возникновении новых, не свойственных данному биологическому объекту, химических реакций, обусловленных кавитацией. Величина вклада каждого из указанных факторов в конечный эффект может меняться в зависимости прежде всего от интенсивности ультразвука и длительности его воздействия (экспозиция), а также от частоты следования импульсов (скважности). Однако даже при фиксированных параметрах УЗ-волн эффект их воздействия на биологические объекты может существенно различаться в зависимости от свойств самого объекта. Имеется принципиальное различие между воздействием ультразвука на биологические макромолекулы (белки, нуклеопротеины, аминокислоты, липиды и т. д.) и на живые биологические объекты (клетки, ткани, органы, целые организмы), обладающие системами гомеостаза, полностью или частично нивелирующими возмущения, вызванные УЗ-воздействием. Различие в степени совершенства этих систем гомеостаза у живых биологических объектов также влияет на

конечный эффект воздействия ультразвука при фиксированных его параметрах. Наконец, УЗ-воздействие на живые клеточные структуры зависит от их функционально-морфологической специализации и фазы жизнедеятельности.

Такая разнородность многочисленных факторов, определяющих характер воздействия ультразвука на биологические системы, лишь увеличивает ценность исследований, выявляющих закономерности этого эффекта.

На рис. 1 схематически представлены обсуждаемые закономерности. Символом F обозначен обобщенный параметр, отражающий функциональные характеристики биологической системы (например, активность метаболитических ферментов, интенсивность обмена, мышечная активность, скорость синтеза белков и т. п.), а цифрами I-V - зоны возрастающей интенсивности ультразвука. Зависимость изменений F от интенсивности ультразвука отражает общебиологические закономерности ответа биосистем на любое внешнее воздействие. После зон нечувствительности к воздействию низкой УЗ-интенсивности F постоянно (зоны I и II), при повышении интенсивности следует зона неспецифической активации - F возрастает (зона III), а при еще больших интенсивностях УЗ-волны в биологической системе возникают частично необратимые нарушения и начинается угнетение (зона IV). Дальнейшее увеличение интенсивности ультразвука приводит к разрушению биообъекта - параметр F падает до нуля (зона V). Важно отметить, что зоне активации III предшествует зона II, где УЗ-воздействие не вызывает регистрируемых эффектов со стороны биологического объекта лишь благодаря действию локальных гомеостатических систем, компенсирующих внесенное возмущение. Механические факторы УЗ-воздействия (давление и связанные с ним силы, колебательное смещение, скорость, ускорение, градиенты этих величин) могут быть количественно определены практически по всей шкале интенсивности. Тепловой фактор УЗ-воздействия становится сравнимым с собственными тепловыми флуктуациями в биологическом объекте и проявляется начиная с интенсивности ультразвука выше $10^{-2} - 10^{-1}$ Вт/см². При еще больших интенсивностях возникает кавитация, сопровождающаяся множеством вторичных физико-химических явлений - механических, тепловых, электрохимических.

Характер ответа биологической системы на воздействие ультразвука имеет на шкале интенсивностей зоны изменений, совпадающие с областями, в которых происходит смена преобладающих факторов УЗ-воздействия. Например, активация физиологических процессов в биообъекте начинается в зоне появления тепловых эффектов. Начало кавитационной зоны одновременно

является и началом области угнетения физиологических функций. Основные характеристики эффектов УЗ-воздействия могут быть разделены на функциональные и морфологические, что упрощает построение шкалы эффектов воздействия ультразвука на биологическую систему по мере повышения интенсивности: 1) нет эффекта; 2) отсроченные функциональные эффекты; 3) немедленные функциональные и отсроченные морфологические эффекты; 4) немедленные морфологические эффекты.

Основные факторы УЗ-воздействия на биологические системы в первую очередь влияют на клеточные мембраны, вызывая изменение концентраций различных веществ, контактирующих с мембранами, обратимую десорбцию молекул с их поверхности, изменение вязкости среды внутри и вне клетки, что ведет к изменению проницаемости клеточных мембран (ускорение и облегчение диффузии, изменение эффективности активного транспорта, нарушение структуры мембран).

Изменения клеточных мембран под действием ультразвука в свою очередь приводят к изменению концентраций различных веществ в клетке и ее ближайшем окружении, а также к изменению скорости ферментативных реакций (наибольшее активирование и преимущественно подавление ферментативных реакций в клетке вследствие нарушения ОПТИМУМА концентраций веществ, необходимых для функционирования ферментов). В результате этого в клетке возникают и развиваются репаративные реакции (синтез РНК и новых ферментов, продуцируемых клеткой для компенсации недостатка в продуктах ферментных реакций). Характер регуляторных и репаративных процессов в клетках обуславливается степенью изменения состава внутриклеточной среды, и, следовательно, степенью изменения проницаемости клеточных мембран, в свою очередь зависящей от длительности и интенсивности УЗ-воздействия.

В связи с этим пороговой для биологического действия можно считать такую интенсивность ультразвука (при прочих фиксированных параметрах - частоте, продолжительности и режиме воздействия), ниже которой не возникает изменений проницаемости клеточных мембран и, следовательно, не запускаются регуляторные и репаративные процессы в клетках, направленные на ликвидацию последствий, вызываемых этими изменениями (см, рис. 1.1.). Этот порог, определенный при помощи одного из наиболее тонких тестов (изменение электропроводности ткани), соответствует интенсивности УЗ-волны 10 мВт/см^2 .

В некотором интервале более высоких интенсивностей при относительно кратковременном воздействии (до 10^3 с) возникающие в клеточных мембранах

нарушения, как правило, не приводят к видимым морфофункциональным изменениям клеток и тканей, что обусловлено внутриклеточными регуляторными процессами, компенсирующими непосредственно во время УЗ-воздействия последствия повышения проницаемости клеточных мембран (см. рис. 1, II).

Верхняя граница этого интервала интенсивностей, превышение которой приводит к появлению не репарируемых в процессе УЗ-воздействия изменений, может быть принята в качестве еще одного регистрируемого порога биологического действия ультразвука, которому чаще всего соответствует интенсивность порядка $0,1 \text{ Вт/см}^2$ ($0,8\text{—}2 \text{ МГц}$, $1\text{—}10^3 \text{ с}$). При больших интенсивностях наряду с увеличением микротечений заметную роль начинают играть и другие факторы: в основном возникающая при поглощении ультразвука теплота и вибропотенциалы. Во время воздействия ультразвука регуляторные механизмы клетки не справляются с возникающими в ней изменениями и результат активации репаративных механизмов проявляется в виде так называемого последействия, наблюдаемого более или менее длительно после УЗ-воздействия.

В определенном интервале интенсивностей наблюдаемые эффекты влияния ультразвука на биологические системы обратимы. Верхняя граница этого интервала может быть принята в качестве еще одного—третьего порога, превышение которого приводит к угнетению функций и отсроченным морфологическим изменениям (см. рис. 1, IV). При дальнейшем повышении интенсивности наблюдаются полное прекращение функциональной активности и резко выраженные деструктивные изменения, на фоне которых репаративные процессы в клетках не обнаруживаются (см. рис. 1, V).

Если результатом биологического действия ультразвука считать изменения, регистрируемые не только непосредственно после его применения, но и в различные периоды в дальнейшем, что совпадает с введенным понятием «биологически значимый эффект», то, по данным литературы, этот порог равен примерно $0,1 \text{ Вт/см}^2$, хотя величина его и зависит от длительности воздействия. Если время воздействия меньше 200 с , то для получения этого эффекта требуется более интенсивный ультразвук. Биологически значимый эффект возникает в тканях млекопитающих лишь в том случае, если произведение усредненной по времени и максимальной в пространстве интенсивности ультразвука на время воздействия превышает 50 Дж/см^2 . Хотя некоторые экспериментальные данные противоречат этим пороговым условиям, в настоящее время, по-видимому, мож-

но считать установленным, что кратковременное воздействие УЗ-волн низкой интенсивности на организм млекопитающих не приводит к заметным последствиям.

Полагают, что ультразвук в его диагностических дозах является безвредным для организма человека.

На рисунке 2. представлен график безопасности ультразвукового облучения, полученный комитетом по биологическим эффектам института ультразвуковой медицины (AIUM) США.

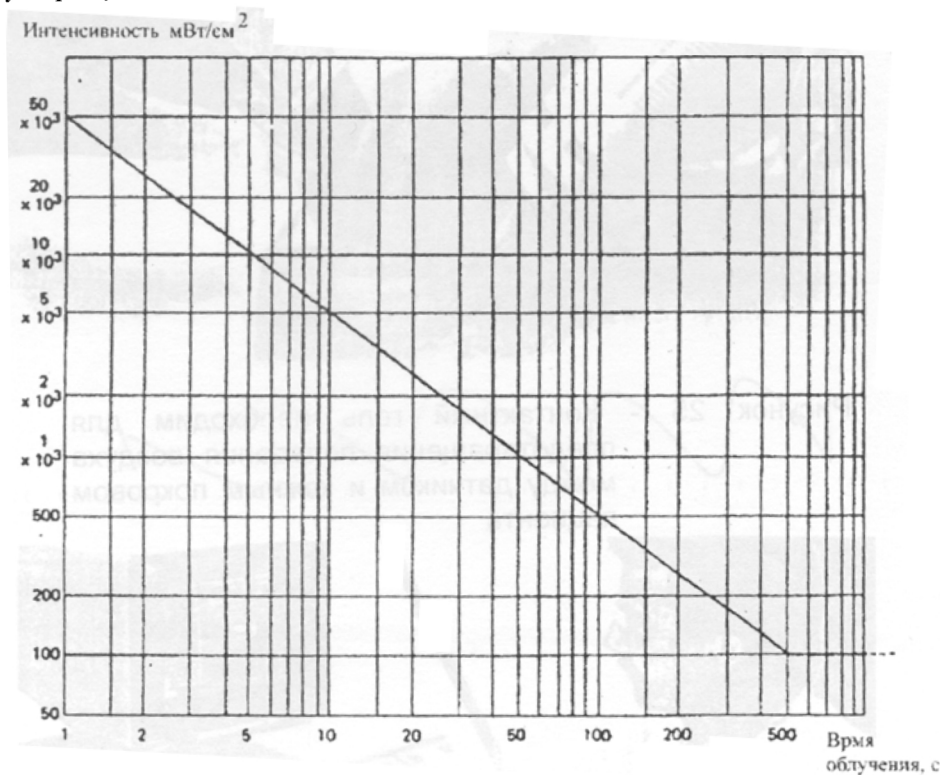


Рис. 2 График безопасности ультразвукового облучения.

1.3. Характеристики акустического излучения

Вопрос о безопасности УЗ исследований с точки зрения биологических эффектов, возникающих при УЗ излучении, к сожалению, не имеет однозначного точного ответа.

Можно утверждать, что к настоящему времени отсутствуют статистически достоверные данные, которые подтверждали бы опасность УЗ исследований для пациента и для врача-диагноста, постоянно работающего с прибором. А ведь объем УЗ исследований, проводимых во всем мире, чрезвычайно велик - ультразвук сегодня наиболее популярный метод получения информации о состоянии внутренних органов человека.

Не прекращаются исследования воздействия ультразвука на биологические ткани, в том числе на клетки крови, репродуктивную способность, ДНК, костные структуры, эмбрионы и т.д. И эти исследования показывают, что при уровнях средней интенсивности ультразвука, не превышающих величину 100 мВт/см², не выявлено никакого существенного влияния длительного воздействия ультразвука на ткани млекопитающих. Более того, не выявлены отрицательные результаты такого воздействия и при более высоких уровнях интенсивности, правда при уменьшенном времени воздействия (экспозиции).

Здесь следует дать общее понятие об интенсивности ультразвука. Интенсивностью называется удельная мощность УЗ волн, т.е. мощность волн, проходящих через единицу площади. Для случая непрерывного излучения можно определить среднюю в пространстве интенсивность

$$I = \frac{P}{S} \frac{Bm}{cm^2}, \quad (1)$$

где P - мощность источника излучения, а S - вся площадь, через которую излучение проходит.

Это определение интенсивности дано для простого случая непрерывного излучения. В диагностических системах используется импульсное излучение, да еще в различных направлениях в процессе сканирования, поэтому приходится вводить дополнительные понятия, определяющие интенсивность в различных интересующих исследователя случаях.

Возвращаясь к вопросу о биологических эффектах ультразвука, можно сказать, что не получено абсолютных доказательств безопасности ультразвука при уровнях интенсивности, используемых в диагностике. Да это и невозможно в принципе. Любые воздействия в зависимости от условий и уровня интенсивности могут приводить к тем или иным последствиям.

Известно, например, что ультразвук используется в физиотерапии, и уровни интенсивности УЗ излучения при этом не так уж сильно отличаются от уровней интенсивности диагностического ультразвука. Тем не менее, при

физиотерапевтическом применении ультразвука достигается определенный полезный эффект, хотя характер излучения здесь используется другой, в частности нет сканирования.

Методы экстракорпоральной лито-трипсии - ударноволнового фокусированного воздействия на камни в почках и желчном пузыре - также имеют ультразвуковую природу. Помимо полезного результата - разрушения твердых конкрементов - эти воздействия приводят к нежелательным последствиям в виде внутренних гематом в мягких тканях, прилегающих к конкрементам и находящихся в зоне фокуса ударного излучения. Правда, в этом случае уровни интенсивности излучения существенно больше, чем те, которые используются в диагностике.

Приведенные примеры свидетельствуют о том, что УЗ излучение при повышенных уровнях интенсивности и определенных временных и пространственных характеристиках дает весьма заметный эффект, используемый в медицинской практике.

Как же определить границу допустимого для диагностики уровня излучения ультразвука? В отличие от ионизирующего излучения, например рентгеновского, для ультразвука пока невозможно выделить интегральный показатель биологического эффекта типа дозы, поглощаемой биологическим объектом. Уже упоминавшаяся интенсивность излучения не всегда однозначно связана с биологическими эффектами. В ряде случаев более правильным было бы оценивать уровень давления ультразвука в биологических тканях. Очень важен характер изменения излучения во времени и, конечно, время экспозиции.

Наиболее изученными физическими эффектами ультразвука, которые в принципе могут вызывать нежелательные последствия, являются ударные волны, кавитация и локальный нагрев тканей.

Ударные акустические волны специально формируются для терапевтических целей в литотрипсии. При использовании УЗ диагностических систем также могут возникать ударные волны, что является следствием нелинейных эффектов, вызывающих искажения гармонических синусоидальных волн в процессе их прохождения через биологические ткани. При тех уровнях интенсивности ультразвука, которые характерны для диагностических систем, ударные волны из-за нелинейных эффектов если и возникают, то имеют уровень достаточно низкий и практически не вызывают никаких последствий.

Кавитация - процесс, связанный с образованием и ростом газовых пузырьков в жидкости и возникающий, в частности, под действием УЗ волн. В

биологических тканях всегда существуют микропузырьки газа и газ, растворенный в жидких средах, входящих в состав мягких тканей. УЗ волны, которые представляют собой чередование сжатия и разрежения в среде, провоцируют рост этих пузырьков. Прежде всего рост объема пузырька связан с полуволной разрежения (пониженного давления), при которой растворенный газ за счет диффузии переходит в полость пузырька из окружающей жидкой среды. Процесс роста пузырьков называется стабильной кавитацией.

При достижении пузырьком определенных размеров под воздействием полуволны сжатия может произойти коллапс (collapse) - «схлопывание» пузырька, что сопровождается появлением ударных волн и повышением температуры. Описанная коллапсирующая кавитация может явиться причиной разрушения клеток вследствие повреждения мембран. Однако при уровнях интенсивности ультразвука, используемых в диагностике, коллапсирующая кавитация маловероятна. Оснований для нее тем меньше, чем меньше длительность во времени используемых импульсов. В этом смысле режимы доплеровского анализа скоростей кровотока (энергетический доплер, цветное доплеровское картирование и пр.) имеют недостаток по сравнению с режимом получения двухмерного изображения (режимом В, или 2D) так как используемые в доплеровских режимах сигналы гораздо более продолжительны, чем в режиме В. Наиболее продолжительные сигналы используются в режиме непрерывно-волнового Доплера.

Нагрев биологических тканей при воздействии УЗ волн обусловлен вязкостью мягких тканей и поглощением вследствие этого существенной части мощности УЗ колебаний. Указанное свойство ультразвука применяется для терапевтического воздействия на опухоли. При этом может использоваться сфокусированное УЗ излучение достаточно высокой мощности. Уровни мощности излучения, используемые в диагностике, существенно ниже. Однако и при этом может иметь место локальный нагрев тканей, потенциальная опасность которого для пациента пока является предметом специальных исследований.

Все, что говорилось выше об отсутствии серьезных оснований для утверждений об опасности диагностического ультразвука для пациентов и врачей, имеет смысл только при условии, что определены обоснованные физические показатели, которым должны удовлетворять характеристики УЗ диагностических приборов.

В России пока нет стандарта, регламентирующего всеобщие и обоснованные требования к безопасности УЗ излучения при диагностике. По-

видимому, по этим же причинам в мире не существует единого подхода в выборе предельных показателей. Наиболее известными сегодня являются два направления.

Первое отражено в стандарте МЭК - Международной электротехнической комиссии (IEC - International Electrotechnical Commission), определяющем «Требования к декларируемым выходным акустическим характеристикам медицинских диагностических приборов».

Второе - в американском «Стандарте отображения характеристик теплового и механического эффектов УЗ диагностической аппаратуры». Этот стандарт разработан Американским институтом ультразвука в медицине (AIUM – American Institute of Ultrasound in Medicine) совместно с Национальной ассоциацией производителей электрооборудования (NEMA – National Electrical Manufacturers Association).

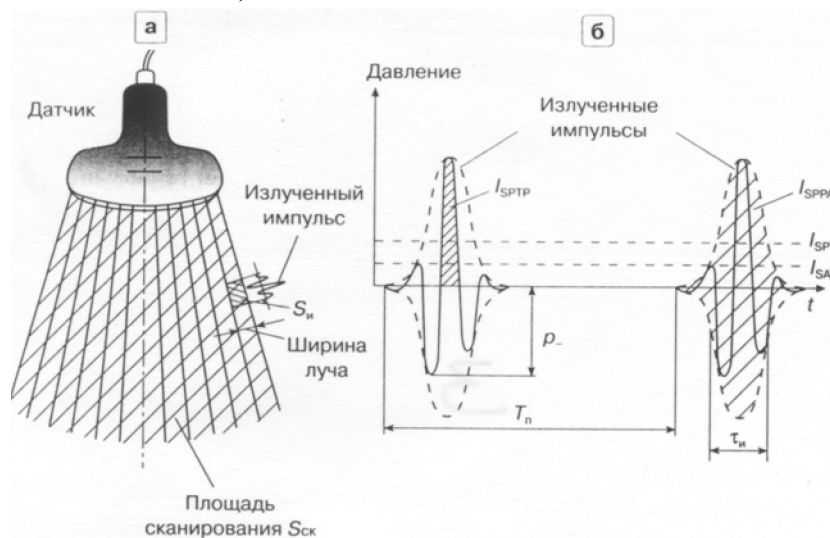


Рис. 3. К определению характеристик импульсного излучения. а - распределение излучения в пространстве, б - характеристики излучения во времени.

Прежде чем ознакомиться с двумя названными подходами, следует уточнить некоторые физические характеристики и определения. Выше было дано общее определение интенсивности УЗ колебаний. Именно в силу общности это понятие трудно непосредственно применить к диагностическим системам. Действительно, излучение УЗ волн в диагностике, как правило, импульсное, т.е. непостоянно во времени. Кроме того, оно непостоянно и в пространстве: в

процессе сканирования зондирующие импульсы излучаются в пределах луча, направление которого все время меняется. На рис 3 показано, как излучаются УЗ импульсы в пространстве и как выглядит последовательность импульсов на временной шкале.

Обычно в УЗ диагностике используются следующие характеристики импульсного акустического излучения.

Максимальная (пиковая) интенсивность импульса I_{SPTP} определяется мощностью, соответствующей максимальной полуволне импульса (на рис.3б заштрихована мелкой штриховкой). Аббревиатура SPTP означает spatical peak, temporal peak (пиковая в пространстве, пиковая во времени). I_{SPTP} характеризует максимальную мощность в акустическом поле, созданном в результате излучения.

Максимальная в пространстве интенсивность импульса I_{SPPA} определяется мощностью всего импульса (на рис. 3б крупная штриховка) и берется в пределах длительности импульса τ_n . Обозначение SPPA расшифровывается так: spatial peak, pulse average - пиковая в пространстве, средняя по импульсу (на длительности импульса), I_{SPPA} характеризует максимальную мощность в пространстве.

Максимальная в пространстве, средняя во времени интенсивность I_{SPTA} определяется в результате усреднения I_{SPPA} за время, равное периоду повторения импульсов T_n , т.е. I_{SPTA} -это максимальная интенсивность, как бы «размазанная» во времени:

$$I_{SPTA} = I_{SPPA} \frac{\tau_u}{T_n}. \quad (2)$$

Обозначение STPA - spatial peak, temporal average, т.е. пиковая в пространстве, средняя во времени. Ясно, что эта интенсивность существенно меньше, чем I_{SPPA} , так как $T_n \gg \tau_n$. I_{SPTA} -характеристика, полностью аналогичная максимальному значению средней интенсивности излучения, которую регламентирует действующий в России ГОСТ 683-86.

Средняя интенсивность I_{SATA} характеризует интенсивность, усредненную и в пространстве, и во времени. SATA – spatial average, temporal average (средняя в пространстве, средняя во времени). На рис. 3а показана область, которую занимает в какой-то момент времени импульс в плоскости сканирования (заштрихованная область, ограниченная шириной луча и протяженностью импульса в пространстве). В зависимости от положения импульса вдоль оси луча

эта область меняется прежде всего из-за различной ширины луча на различных глубинах. Но если обозначить некую среднюю площадь этой области (например, на середине максимальной глубины) - S_u , а всю площадь сканирования - $S_{ск}$ (крупная штриховка на рис. 1а), то среднюю интенсивность I_{SATA} можно приблизительно вычислить так:

$$I_{SATA} = I_{SPTA} \frac{S_u}{S_{ск}}. \quad (3)$$

Очевидно, что I_{SATA} - самая малая из всех интенсивностей, так как получается как результат «размазывания» максимальной импульсной мощности во времени и пространстве.

Пиковое отрицательное давление p_- (пик разрежения) - максимальное по величине значение отрицательной полуволны акустического давления в УЗ импульсе (см. рис3б). Этот параметр выбран по той причине, что в большей мере, чем вышеперечисленные характеристики, связан с механическими, т.е. нетепловыми эффектами воздействия ультразвука (кавитацией и ударными волнами). Давление обычно измеряется в мега-паскалях (МПа): 1 МПа = 10 атм.

Выходная интенсивность излучения в луче I_{ob} (output beam intensity) - средняя во времени выходная акустическая мощность, деленная на площадь сечения УЗ луча. Этот параметр наряду с интенсивностью I_{SPTA} в наибольшей степени определяет тепловые эффекты воздействия УЗ излучения.

Все перечисленные характеристики УЗ излучения могут быть измерены с помощью специальных приборов: гидрофонов и измерителей радиационного давления. В связи с очевидными трудностями, а иногда и невозможностью проведения этих измерений *in situ*, принятые методики предполагают проведение измерений в воде. Полученные результаты измерений можно пересчитать для биологических тканей с учетом известных средних значений затухания УЗ волн при их распространении в этих тканях.

1.4. Стандарты безопасности

1.4.1. Отечественные стандарты безопасности

Вопросы безопасности медицинской аппаратуры, чрезвычайно важные для медицинской практики, являются предметом специального рассмотрения исследовательских и государственных учреждений в России и за рубежом. В

результате научных исследований, обобщения практического опыта применения аппаратуры, а также дискуссий и обсуждений разрабатываются специальные стандарты, национальные и международные, требования которых обязательно должны выполняться производителями аппаратуры, а также лицами, эксплуатирующими приборы.

Основные требования по безопасности медицинской техники в России определяются стандартом ГОСТ Р50267.0-92 «Изделия медицинские электрические. Общие требования безопасности». Этот стандарт формулирует требования и методы испытаний безопасности для всех электрических медицинских аппаратов без учета их специфики. Общий российский стандарт безопасности является практически полным аналогом стандарта Международной электротехнической комиссии (МЭК), опубликованного в 1988 г.

Несмотря на слово «международной» в названии стандарта, он принят далеко не всеми странами. В частности, в США разработаны свои национальные стандарты, которые во многом отличаются от стандартов МЭК.

В общероссийский стандарт Р50267.0-92 включены следующие требования по безопасности медицинских приборов, которые, естественно, распространяются и на УЗ диагностические приборы.

1. Требования к условиям окружающей среды.
2. Защита от опасностей поражения электрическим током.
3. Защита от механических опасностей.
4. Защита от опасностей нежелательных или чрезмерных излучений.
5. Защита от опасностей воспламенения горючих смесей анестетиков.
6. Защита от чрезмерных температур и других опасностей.
7. Точность рабочих характеристик и защита от представляющих опасность выходных характеристик.

Общие требования безопасности и условия их проверки обязательны для УЗ диагностических приборов. Особенно важными являются требования по защите от поражения электрическим током. В стандарте определены требования по допустимым величинам электрических токов утечки, а также требования к максимальному напряжению электрического пробоя. Если эти достаточно жесткие требования выполняются (а они проверяются обязательно при производстве аппаратуры), то можно полагать, что опасность поражения пациента или врача электрическим током практически отсутствует (естественно, при выполнении условий правильной эксплуатации прибора - наличии заземления,

поддержании низкого уровня влажности в помещении, предохранении прибора от попадания влаги и грязи и т.д.).

Важными являются общие требования по защите от нежелательных излучений, в частности от электромагнитных полей, которые в принципе всегда имеют место в столь насыщенном электроникой приборе, как УЗ сканер. Правильно сконструированный прибор имеет незначительный уровень этих излучений и при выполнении требований стандарта не представляет опасности для пациента и врача.

В общем российском стандарте безопасности в настоящее время отсутствуют специфические требования безопасности УЗ приборов. Эти требования предусмотрено определить в частном стандарте по безопасности УЗ медицинских диагностических приборов, разработка которого еще не закончена. В частном стандарте, который будет являться дополнением к общему стандарту безопасности, предполагается уточнить следующие требования, а также методы испытания приборов:

- требования по электробезопасности, учитывающие особенности работы УЗ приборов (например, совместной работы с дефибриллятором);
- требования по защите от чрезмерных температур (например, по максимальной температуре поверхности датчиков, особенно внутриполостных);
- требования по акустическому излучению и защите от нежелательного уровня этого излучения.

Уточнение требований и методик их проверки в части электробезопасности и чрезмерных температур не представляет особой сложности, так как они принципиально не отличаются от требований к другим электрическим медицинским приборам.

Гораздо сложнее определить требования к акустическому излучению ультразвука. Это можно объяснить следующими причинами.

1. Очень трудно точно определить допустимые уровни акустического излучения с точки зрения возможных нежелательных биологических эффектов.

2. Имеются существенные сложности корректного измерения параметров акустического излучения, учитывающего специфику работы конкретного прибора и особенности распространения излучения в биологических тканях.

В настоящее время изготовители отечественных УЗ сканеров руководствуются государственным стандартом СССР ГОСТ 2683-86, которым

определено требование к максимальному значению средней интенсивности излучаемых УЗ колебаний. По требованию стандарта это значение должно быть не более 50 мВт/см^2 и определяется при испытаниях прибора расчетно-экспериментальным методом исходя из измеренных значений характеристик импульсов возбуждения УЗ датчика.

Отметим, что требование этого ГОСТа по указанному параметру является более жестким, чем требование международного стандарта МЭК. Однако в соответствии с современным уровнем знаний только один указанный параметр не в полной мере характеризует возможные нежелательные последствия воздействия ультразвука.

1.4.2. Требования зарубежных стандартов

В общем стандарте МЭК, оговаривающем требования по безопасности медицинских электрических приборов, отсутствуют требования по УЗ излучению в связи с тем, что еще не закончена разработка этих требований.

Однако выпущен и действует международный стандарт МЭК 1157 «Требования к представлению акустических выходных характеристик медицинских диагностических ультразвуковых приборов». Этот стандарт регламентирует ряд требований, которые производитель УЗ диагностических приборов обязан представлять заказчику. Информация об акустических характеристиках представляется:

- в технических характеристиках прибора;
- в сопроводительной документации (руководстве по эксплуатации);
- по просьбе заказчика.

В технических характеристиках должны быть представлены следующие данные об акустическом излучении:

- пиковое отрицательное давление p_- ;
- выходная интенсивность излучения в луче I_{ob} ;
- максимальная в пространстве, средняя во времени интенсивность I_{SPTA} .

В сопроводительной документации и по просьбе заказчика представляется дополнительная информация, но основная информация, определяющая безопасность прибора, дается в технических характеристиках.

Перечисленные данные (p_- , I_{ob} , I_{SPTA}) должны даваться для каждого датчика и каждого режима работы прибора (В, М, В + М, D и т.д.).

Изготовитель УЗ сканеров может быть освобожден от обязательного представления численной информации о выходных акустических характеристиках, если во всех режимах работы и для всех датчиков максимально вероятные значения акустических характеристик удовлетворяют следующим требованиям:

$$p_{-} < 1 \text{ МПа},$$

$$I_{ob} < 20 \text{ мВт/см}^2,$$

$$I_{SPTA} < 100 \text{ мВт/см}^2.$$

В соответствии со стандартом МЭК изготовитель продукции, которая удовлетворяет этим требованиям, просто сообщает в перечне технических характеристик на прибор, а также сопроводительной документации, что прибор соответствует указанным требованиям, и не обязан давать значения акустических характеристик, измеренных в результате испытаний прибора. Если же измеренные характеристики выходят за допустимые пределы, то изготовитель обязан привести их точные численные значения для всех режимов работы.

В приложении к стандарту сказано, что данный стандарт является первым шагом в направлении регламентации требований по акустическим выходным характеристикам, в то время как вопросы точного определения допустимых доз воздействия и соответствующий частный стандарт безопасности УЗ диагностических приборов находятся в стадии обсуждения и разработки.

Представляемая информация позволит заказчику сделать квалифицированный выбор при покупке прибора, в частности отдать предпочтение прибору с более низкими уровнями акустического излучения. Предельные уровни характеристик, приведенные в стандарте, выбраны исходя из того, что при выполнении указанных требований стандарта вероятность негативных биологических эффектов, связанных с тепловым и кавитационным воздействием, настолько мала, что ею можно пренебречь.

Одна из основных проблем выбора и контроля акустических выходных характеристик связана с тем, что они измеряются в воде ввиду отсутствия других надежных методов измерения. При этом распространение результатов измерения на биологические ткани может приводить к определенным ошибкам.

В рабочих материалах по разработке частного стандарта МЭК по безопасности УЗ диагностических приборов предлагается рассмотреть иной подход к определению допустимого уровня акустического излучения. Этот подход аналогичен тому, который используется в национальном стандарте США.

В качестве требований по безопасности вводятся условия соответствия предельным уровням некоторых вычисляемых по результатам измерений параметров: механического индекса MI и теплового индекса TI . Первый из них учитывает возможные кавитационные эффекты, второй - тепловые эффекты. Каждый из индексов вычисляется по формулам, учитывающим характеристики прибора и усредненные характеристики биологических тканей (например, частотно-зависимый характер поглощения).

Механический индекс определяется соотношением

$$MI = \frac{p_{-}(R)}{k\sqrt{f}}, \quad (4)$$

где $p_{-}(R)$ - значение пика отрицательного давления на глубине R в МПа, f - рабочая частота датчика в МГц, k - коэффициент, обеспечивающий безразмерность индекса ($k = 1 \text{ МПа}/\sqrt{\text{МГц}}$).

Механический индекс учитывает тот факт, что опасность возникновения нежелательных биологических эффектов, связанных с кавитацией и прямым механическим воздействием, увеличивается с ростом пика отрицательного давления и уменьшается с увеличением частоты. Пиковое давление на расстоянии R берется с учетом затухания $0,3 \text{ дБ}/(\text{см МГц})$ в биологических тканях, т.е. рассчитывается по формуле:

$$p_{-}(R) = p_{-ext}(-0,115Rf), \quad (5)$$

где p_{-} - пик давления в воде на глубине R .

Тепловой индекс по определению есть отношение

$$TI = P(R) / P_{1^{\circ}\text{C}}(R), \quad (6)$$

где $P(R)$ - акустическая мощность на глубине R , которую создает датчик, $P_{1^{\circ}\text{C}}(R)$ - акустическая мощность на той же глубине, которая вызывает локальное повышение температуры в тканях на 1°C . И та, и другая мощность учитывают затухание в биологических тканях $0,3 \text{ дБ}/(\text{см МГц})$.

Если $TI = 2$, то можно приближенно считать, что температура тканей на этой глубине может повыситься на 2°C . Таким образом, температурный индекс дает приближенную оценку локального повышения температуры в биологических тканях в результате воздействия УЗ излучения.

Существенным обстоятельством является то, что уровень УЗ мощности $P_{1^{\circ}\text{C}}(R)$, необходимой для нагрева ткани на 1°C , зависит от вида ткани. Поэтому вводится несколько значений теплового индекса:

TIB (bone thermal index) - тепловой индекс кости, который применяется для предельного уровня излучения при исследовании головы плода (во втором или третьем триместре) или головы новорожденного через родничок; при этом полагается, что фокальная зона излучения находится в области костных тканей;

TIC (cranial bone thermal index) - тепловой индекс черепной кости, применяемый в педиатрии и исследовании взрослых; этот индекс аналогичен TIB и предложен для ситуаций, при которых костная ткань располагается близко к датчику, например при транс краниальных доплеровских исследованиях;

TIS (soft tissue thermal index) - тепловой индекс мягких тканей. В ряде зарубежных приборов (например, производимых в США или поставляемых в США) уже приводятся значения индексов, характеризующих излучение прибора.

2. ФИЗИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА УЛЬТРАЗВУКА

2.1. Ультразвуковые волны

Ультразвук, как известно, это звуковые, или акустические, волны частота которых выше максимальной частоты звука, слышимой человеческим ухом и равной 20 кГц.

Акустические волны представляют собой механические колебания частиц в упругой среде, распространяющиеся в этой среде и несущие с собой энергию. Акустические волны могут существовать и распространяться в твердых телах, жидкостях и газах. Биологические ткани подобны или жидким упругим средам (мягкие ткани), или твердым (костные образования и комкременты), или содержат в своем составе газовые образования (в легких, кишечнике, желудке и т.д.). Поэтому акустические колебания могут распространяться во всех видах биологических тканей, что используется в медицине для целей диагностики и терапии.

Акустические волны, как и волны другой физической природы, например электромагнитные, характеризуются рядом физических величин (параметров), изменяющихся в пространстве и во времени. Для акустических волн основными переменными являются колебательное смещение частиц упругой среды и давление.

В ультразвуковой (УЗ) диагностике используются так называемые продольные акустические волны, в которых направление смещения отдельных частиц среды параллельно направлению распространения волн.

На рис.4а схематически изображены продольные волны в упругой среде в виде периодического чередования зон сжатия и разрежения. Возникновение этих зон легко объяснить, если предположить, что их причиной является колеблющаяся плоская пластина. В момент времени, которому соответствует картина на рис.4а, пластина движется влево, создавая разрежение в прилегающей к ней зоне. Через некоторое время та же пластина начинает двигаться вправо, создавая зону сжатия возле своей поверхности. К этому времени зона разрежения смещается вправо в соответствии со свойствами упругой среды. Скорость перемещения зоны разрежения (или сжатия) в среде называется скоростью звука и обозначается буквой C . Направлена эта скорость от источника возникновения волн (в данном случае, колеблющейся пластины).

Скорость звука не следует путать со скоростью смещения частиц упругой среды - это совершенно разные скорости. Более того, скорость звука в данной среде есть величина постоянная во времени, а скорость смещения частицы периодически меняется - в процессе колебания частицы вокруг равновесного состояния.

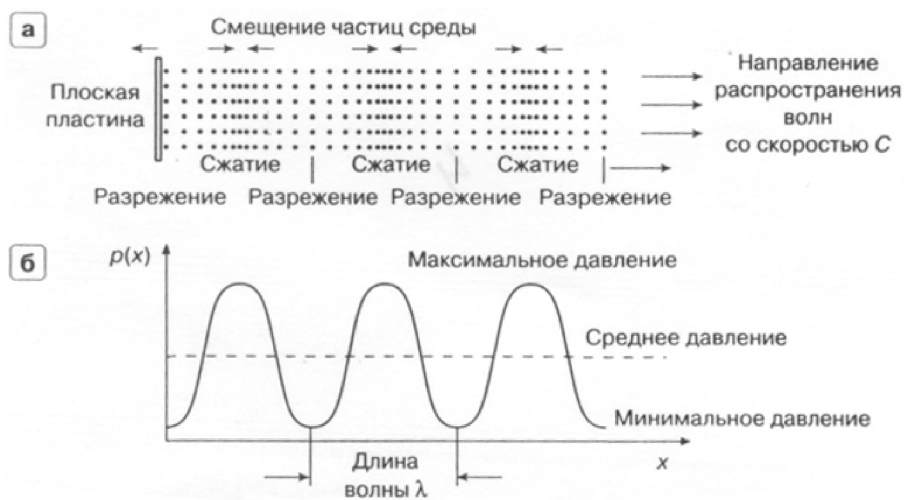


Рис. 4. Продольные акустические волны в упругой среде в фиксированный момент времени: а - чередование зон сжатия и разрежения; б - изменение давления p в различных областях среды в зависимости от координаты x .

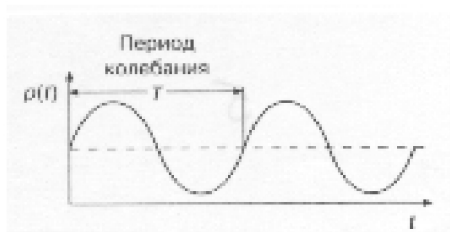


Рис 5. Изменение давления p в зависимости от времени в фиксированной точке

одинаковые фазы, т.е. одинаковое значение и направление изменения давления, называется длиной волны λ . На рис.4б показана величина длины волны λ как расстояние между минимальными значениями давления.

Картина, изображенная на *рис. 4*, относится к некоторому фиксированному моменту времени. Если же взять какую-то конкретную точку в области распространения волн и рассмотреть, как будет в ней меняться давление со временем, то мы получим график, показанный на *рис. 5*

В случае гармонических колебаний изменение давления во времени будет синусоидальным с периодом колебаний, равным T .

Частота колебаний f , равная $1/T$, определяет число периодов колебаний в секунду и измеряется в герцах. Один герц (Гц) - это одно колебание в секунду, один килогерц (кГц) - 1000 колебаний в секунду, один мегагерц (МГц) - 1000000 колебаний в секунду.

Диапазон частот ультразвука, используемых в медицинской диагностике, лежит в пределах от 1 до 30 МГц и выше.

На *рис. 4а* схематически изображены так называемые плоские продольные волны, т.е. такие, у которых точки с одинаковыми фазами колебаний находятся на плоской поверхности. Плоские волны являются следствием возбуждения их с помощью плоского источника звука, в данном случае плоской колеблющейся пластины. Поверхность с одинаковой фазой колебаний называется фронтом волны. Плоские волны имеют плоский фронт волны (*рис. 6а*).

Степень сжатия или разрежения характеризуется давлением, график изменения которого вдоль оси x изображен на *рис.4б* для того же момента времени, что на *рис.4а*. В случае, если имеют место гармонические волны, изменение давления в пространстве вдоль оси x происходит по закону синуса (или косинуса). Расстояние между точками графика давления, имеющими

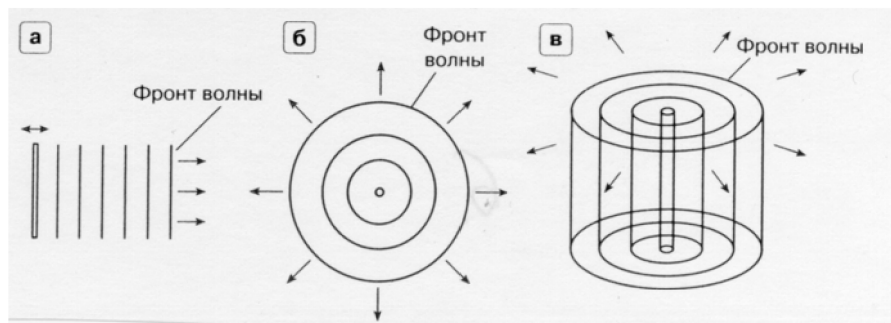


Рис 6. Различные виды акустических волн: а - плоские, б - сферические, в - цилиндрические.
Стрелками показаны направления распространения волн.

Кроме плоских волн могут быть сферические волны, возбуждаемые точечным или сферическим источником (рис. 6б). Фронт волны в этом случае имеет сферическую форму. Иногда имеют место цилиндрические волны, фронт которых имеет вид цилиндрической поверхности (рис. 6в).

В чистом виде плоские, сферические или цилиндрические волны встречаются редко, обычно на практике имеет место комбинация различных типов волн, которая только в малых областях пространства может быть близка к одному из перечисленных типов волн.

Напомним известное соотношение, связывающее длину волны λ с частотой колебаний f и скоростью звука C :

$$\lambda = CT = C/f.$$

Из этого соотношения следует, что с увеличением частоты ультразвука уменьшается длина волны λ . При средней скорости ультразвука в мягких биологических тканях $C \approx 1540$ м/с длина волны составляет:

$$\lambda = 0.44 \text{ мм при } f = 3,5 \text{ МГц},$$

$$\lambda = 0.31 \text{ мм при } f = 5.0 \text{ МГц},$$

$$\lambda = 0.21 \text{ мм при } f = 7.5 \text{ МГц},$$

$$\lambda = 0.15 \text{ мм при } f = 10.0 \text{ МГц}.$$

Приведенные значения длины волны для наиболее часто используемых в УЗ диагностике частот полезно знать, так как они связаны с такой важной характеристикой диагностических систем, как разрешающая способность, которая определяет возможность системы отображать мелкие детали в акустическом изображении внутренних органов.

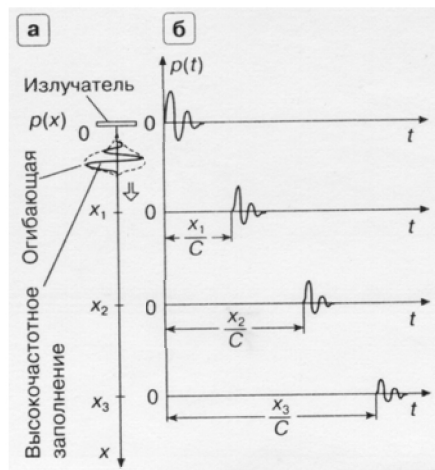


Рис. 7. Импульсный акустический сигнал, его распространение вглубь биологических тканей (а) и характер его смещения по оси времени t в зависимости от глубины перемещения (б).

Существует физический предел разрешающей способности, т.е. значение, которое в принципе не может быть превзойдено в системе, использующей волны для получения информации. Этот предел близок по величине длине волны. Таким образом, чем выше частота, тем потенциально лучше может быть разрешающая способность, т.е. тем мельче могут быть детали, отображаемые диагностической системой, и тем лучше качество изображения. К сожалению, ультразвук с высокой частотой значительно сильнее затухает при распространении в биологических тканях, что существенно снижает глубину исследования на высокой частоте.

В УЗ диагностических системах непрерывные синусоидальные колебания используются только в специальных режимах работы. В большинстве же случаев применяется импульсное колебание или импульсный акустический сигнал. Типичный вид импульсного сигнала изображена рис. 7.

Импульсный акустический сигнал, его распространение вглубь биологических тканей (а) и характер его смещения по оси времени t в зависимости от глубины перемещения (б).

На рис.7а показано, как импульс, сформированный излучателем, распространяется вглубь биологических тканей вдоль оси x . У каждого импульсного акустического сигнала можно выделить высокочастотное заполнение, а также нарисовать огибающую (пунктирная кривая), которая называется так потому, что огибает максимальные и минимальные значения высокочастотного заполнения.

Если акустический импульс излучен в момент $t = 0$ (рис.7б), то на глубине x , он появится в момент $t = x_1/C$ (C - скорость звука в биологических тканях), на глубине x_2 импульс может быть обнаружен в момент $t = x_2/C$ и т.д. С глубиной величина импульса уменьшается вследствие затухания в тканях.

Важной характеристикой импульсного сигнала является его спектр (или частотный спектр). Простое гармоническое колебание характеризуется всего одной частотой f , т.е. его спектр представляет собой одну линию (рис. 8)

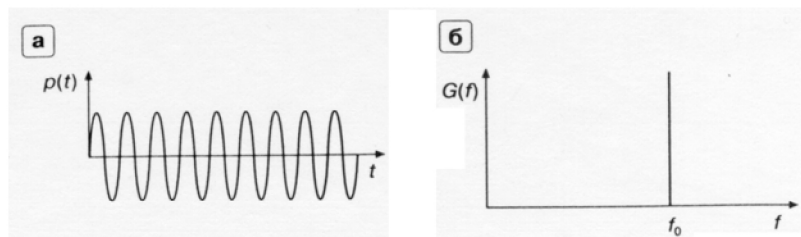


Рис. 8. Гармоническое колебание (а) и его спектр $G(f)$ (б).

Импульсный сигнал можно представить как совокупность многих гармонических колебаний (гармоник) с различными частотами. На рис. 8 показан импульсный сигнал, который представлен как сумма очень большого числа гармонических составляющих с разными частотами.

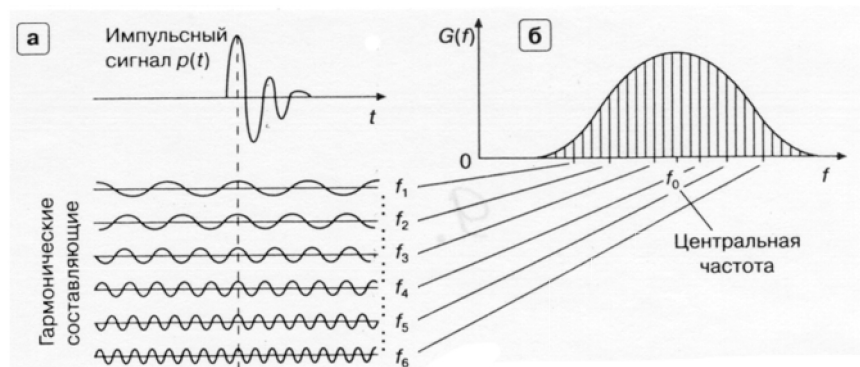


Рис. 9. а - импульсный акустический сигнал $p(t)$, состоящий из гармонических составляющих, б - спектр $G(f)$ импульсного сигнала.

На рис. 9а показана только часть этих гармонических колебаний. Изображая амплитуды этих гармонических составляющих в виде вертикальных отрезков оси частот f , получим спектр частот $G\{f\}$. Форма спектра отображает относительные уровни каждой из гармонических составляющих (рис.9б).

По известному виду спектра $G(f)$ можно совершенно точно определить, как выглядит сигнал. Для этого необходимо знать еще и фазы каждой из составляющих. И наоборот, по виду сигнала на временной оси можно однозначно определить, как выглядит его спектр. Вид сигнала связан с формой спектра формульной зависимостью, которая называется преобразованием Фурье. Центральная частота (при симметричном спектре она находится посередине

спектра) является основной частотой спектра. Обычно именно она указывается в качестве характерной частоты каждого УЗ датчика, используемого в системе.

Короткие импульсы имеют более широкий спектр частот, чем длинные. Так как ширина спектра сигнала называется полосой частот сигнала, то короткие импульсы называют широкополосными сигналами, а длинные импульсы узкополосными сигналами. В зависимости от выбранного режима работы УЗ диагностической системы используется тот или иной вид акустических сигналов. Так, для получения двумерных акустических изображений применяются широкополосные сигналы, а для доплеровских исследований - узкополосные.

2.2. Характеристики биологических сред

Как уже говорилось, в УЗ диагностике используются продольные УЗ волны, т.е. упругие колебания, направление распространения которых совпадает

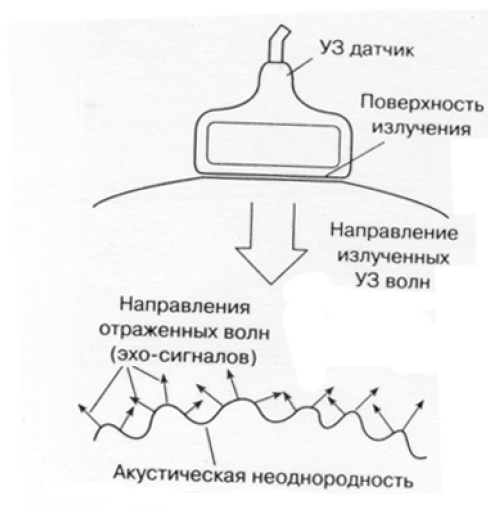


Рис. 10. Распространение и отражение УЗ волн

с направлением смещения частиц среды распространения. Колебания рабочей поверхности УЗ датчика, контактирующей с телом пациента, передаются биологическим тканям, и в результате частицы среды также начинают колебаться относительно своего равновесного состояния, вызывая смещение соседних частиц, далее расположенных от датчика. Таким образом, колебания (или волны) распространяются вглубь тканей.

В УЗ диагностических системах используется

эхолокационный принцип получения информации об органах и структурах, при котором излучаются акустические сигналы и принимаются сигналы, отраженные от неоднородностей биологической среды, и таким образом строится акустическое изображение (рис. 10).

Отраженные сигналы, которые принимаются датчиком и используются для диагностики, называются эхо-сигналами.

Отражение - основное физическое явление, на основе которого получается информация о тканях. При этом используются те отраженные волны, которые могут быть приняты датчиком, т.е. распространяющиеся в сторону, обратную волнам, излученным датчиком первоначально.

Информация, получаемая с помощью отраженных волн, в существенной мере зависит от ряда физических явлений, сопровождающих распространение ультразвука в биологических тканях. В числе основных таких явлений необходимо назвать следующие.

Преломление - изменение направления распространения волн при переходе из одной среды в другую, что может приводить к геометрическим искажениям получаемого изображения.

Рассеяние - возникновение множественных изменений направления распространения ультразвука, обусловленное мелкими неоднородностями биологической среды и, следовательно, многочисленными отражениями и преломлениями.

Поглощение - переход энергии УЗ волн в другие виды энергии, в частности в тепло, что вызвано в основном вязкостью среды.

Поглощение, рассеяние и отражение УЗ волн в биологических тканях являются причинами затухания, которое характеризует уменьшение энергии УЗ волн при распространении.

Параметрами, которые влияют на перечисленные физические явления и на сложный процесс получения акустической диагностической информации, являются скорость звука в среде и плотность среды. Именно различием скорости звука и плотности разных типов биологических сред объясняются акустические неоднородности биологических тканей, которые существенным образом влияют на формирование акустического изображения.

2.3. Скорость ультразвука в биологических средах

Для всех видов биологических тканей скорость звука (ультразвука) в каждой из них практически не зависит от частоты (или длины волны).

В табл. 1 приведены пределы изменения скорости звука для ряда биологических тканей человека. Кроме этого, для сравнения даны значения скорости звука в воздухе при нормальных условиях и в дистиллированной воде.

Таблица 1

Скорость УЗ волн в различных средах и акустические сопротивления сред

Среда	Скорость звука, м/с	Плотность относительно воды, ρ_c/ρ_v	Акустическое сопротивление относительно воды, Z_c/Z_v
Воздух (при нормальных условиях)	343	1.2×10^{-3}	0.3×10^{-3}
Дистиллированная вода (при +20°C)	1480	1,0	1,0
Легкие	400-1200	-	-
Жировая ткань	1350-1470	0.95	0,86-0,94
Мозг	1520-1570	1,03	1,06-1,09
Кровь	1540-1600	1,06	1,04-1,08
Печень	1550-1610	1,06	1,11-1,14
Мышечная ткань	1560-1620	1,07	1.13-1,18
Почка	1560	1,07	1.13
Мягкие ткани (среднее значение)	1540	1.06	1,11
Костная ткань	2500-4300	1,2-1.8	2,2-5,0
Камни печени	1400-2200	-	0,8-1,6

Разброс значений скорости звука в тканях одного вида объясняется многими причинами, в частности состоянием пациента, субъективными особенностями организма, возрастом, различием температур при приведении измерений и т.д. В ряде случаев выявлена зависимость скорости звука от состояния исследуемой ткани (норма или патология), что в принципе могло бы быть использовано для диагностики, если бы удалось преодолеть трудности, связанные с точным измерением скорости звука в отдельных структурах *in vivo*.

На основе данных табл. 1 можно выделить три класса тканей: ткани легкого с малой скоростью звука, что обусловлено высоким уровнем газосодержания, костные ткани с высокой скоростью звука и все остальные жидкие среды и мягкие ткани, скорость звука в которых отличается от скорости звука в воде не более чем на $\pm 10\%$. У этих последних (водоподобных) тканей средняя скорость звука составляет 1540 м/с, незначительно отличаясь от скорости звука в воде. При построении акустического изображения используется допущение о постоянстве скорости звука в мягких тканях и жидких средах

организма. Такое допущение позволяет с определенной точностью рассчитать глубину расположения неоднородности по времени прихода отраженного от нее сигнала.

Различия в скорости звука в тканях определяют характер отражения на границе сред.

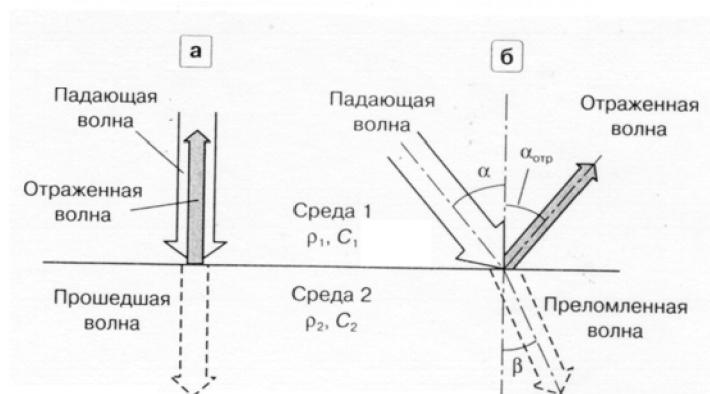


Рис 11. Отражение и преломление ультразвука на границе сред.

При перпендикулярном падении звуковой волны на плоскую границу сред прошедшая волна не изменяет своего направления относительно падающей волны и отличается от нее уменьшенной энергией, потому что часть энергии вместе с отраженной волной переносится в направлении, противоположном падающей волне (рис. 11а).

При косом падении волны относительно плоской границы сред отраженная волна распространяется в соответствии с законом геометрической оптики, согласно которому угол отражения $\alpha_{\text{отр}}$ равен углу падения α (оба угла отсчитываются от перпендикуляра к границе сред).

При равенстве скоростей звука в средах ($C_1 = C_2$) прошедшая волна не меняет своего направления относительно падающего луча, т.е. углы β и α равны друг другу.

Если скорости звука в средах не равны ($C_1 \neq C_2$), то имеет место преломление волны. Углы падения α и преломления β связаны между собой известным соотношением Снелля:

$$\sin\beta/\sin\alpha = C_2/C_1.$$

При $C_2 < C_1$ угол (β меньше угла α , этот случай иллюстрирует рис 11б.,

При $C_2 > C_1$ угол β больше угла α .

При прохождении УЗ волной границы различных мягких тканей преломление обычно невелико вследствие небольшого различия в них скоростей звука.

2.4. Акустическое сопротивление

Важнейшей характеристикой биологической среды является акустическое сопротивление Z , которое определяется как произведение плотности среды ρ и скорости звука C в ней: $Z = \rho C$.

В табл. 1 приводятся значения плотности различных сред относительно воды, т.е. величины, равные ρ/ρ_v (ρ - плотность среды, ρ_v - плотность дистиллированной воды). Видно, что у мягких тканей плотность не сильно отличается от плотности воды - не более чем на 7%.

В последнем столбце табл. 1 даны значения акустических сопротивлений различных сред, также приведенные к акустическому сопротивлению воды, т.е. указаны величины, равные Z_c/Z_v ($Z_c = \rho_c C_c$ - акустическое сопротивление среды, $Z_v = \rho_v C_v$ - акустическое сопротивление дистиллированной воды). Акустические сопротивления замечательны тем, что их различие определяет характер отражения на границе сред.

Введем понятие коэффициента отражения по амплитуде $K_{отр}$, определяемого следующим отношением:

$$K_{отр} = p_{отр}/p_{пад}, \quad (7)$$

где $p_{отр}$ и $p_{пад}$ - уровни давления отраженной и падающей УЗ волны соответственно.

При перпендикулярном падении УЗ волны на плоскую границу сред (см. рис 11а) коэффициент $K_{отр}$ вычисляется с помощью выражения

$$K_{отр} = \left| \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right| \quad (8)$$

Здесь Z_2, Z_1 - акустические сопротивления граничащих сред, знак модуля ($|$) показывает, что берется абсолютная величина (всегда положительная) вычисленного отношения.

Эта простая формула позволяет очень наглядно проиллюстрировать характер формирования отраженных сигналов на границе сред и пояснить особенности и ограничения, свойственные УЗ методам исследований.

Для мягких тканей и крови различие акустических сопротивлений лежит в пределах $\pm 15\%$ (табл. 1). Если первая среда имеет относительное сопротивление $Z_1 = 0,95$, а вторая $Z_2 = 1,05$, то $K_{отр} = 0,05$ (или 5%). Это означает, что только малая часть энергии падающей УЗ волны вернется в виде отраженной УЗ волны, а существенно большая часть будет распространяться вглубь тканей, достигая следующих неоднородностей и опять частично отражаясь от них, постепенно затухая.

Если среды меняются местами, т.е. первая имеет $Z_1 = 1,05$, а вторая $Z_2 = 0,95$, то, как следует из вышеприведенной формулы, результат не изменится: $K_{отр} = 0,05$.

Таким образом, коэффициент отражения зависит только от разности акустических сопротивлений сред и не зависит от того, какая из сред находится дальше другой - с большим или меньшим акустическим сопротивлением. Этот факт необходимо усвоить всем начинающим специалистам, которые иногда склонны объяснять эхогенность тканей (т.е. уровень отраженных от них сигналов) тем, что глубже расположенные ткани имеют более высокое акустическое сопротивление (или большую плотность), чем ткани, расположенные ближе границы раздела. Еще раз отметим, что уровень отраженного сигнала зависит только от степени акустической неоднородности граничащих тканей, которая определяется разницей их акустических сопротивлений.

Таблица 2

Коэффициент отражения ультразвука на границе биологических сред

Граница сред	(%), $K_{отр}$
Кровь-мышца	1,5
Кровь-почка	2,1
Кровь-печень	2,7
Мышца-жир	10,0
Печень - камни печени	0-17,0
Мышца-кость	64,0
Мозг-кость черепа	66,0
Воздух - мягкие ткани	99,95

В табл. 2 приводятся в качестве иллюстрации значения коэффициента отражения УЗ волны на границе биологических сред, выраженные в процентах. Значения вычислены на основе вышеприведенной формулы в предположении,

что падающая УЗ волна распространяется перпендикулярно плоской границе сред. Как уже говорилось, предположение это на практике почти никогда точно не выполняется, но позволяет проиллюстрировать основные закономерности отражения.

Из табл. 2 следует, что для мягких тканей коэффициент отражения по амплитуде не превышает 10%, снижаясь иногда до нуля, если соседствующие ткани не отличаются по акустическому сопротивлению. В последнем случае их граница не может быть обнаружена ($K_{отр} = 0$).

Более высокий коэффициент отражения на границе жировых тканей с другими мягкими тканями иллюстрирует известный специалистам факт, что наблюдение структур, расположенных за многочисленными жировыми прослойками, сопряжено с определенными трудностями. Действительно, энергия УЗ волны, прошедшей границу жир - мягкие ткани, меньше, чем после прохождения границы других мягких тканей, и наряду с расфокусировкой УЗ луча в жире это приводит к уменьшению уровня сигнала от структур, расположенных на больших глубинах.

Отражения от границы мягкая ткань - камни (печени, почек или желчного пузыря) могут меняться в широких пределах в зависимости от вида камня и его акустического сопротивления. Чем плотнее камень и чем больше скорость звука в нем, тем больше уровень отражения на его границе и тем легче его обнаружить. При большом акустическом сопротивлении камня отражения от него могут быть очень высокого уровня, так что в результате за ним образуется область акустической тени, т.е. область с низким уровнем отраженных сигналов, что обусловлено малым уровнем энергии прошедшей через камень УЗ волны. Как известно, наличие акустической тени является одним из диагностических признаков наличия камня в органах.

Если камень имеет структуру, близкую к структуре мягких тканей, то обнаружить его иногда затруднительно вследствие малого уровня отраженного сигнала. Это случай акустически прозрачного плохо диагностируемого камня. Как правило, такие камни хорошо выявляются с помощью рентгеновской диагностики.

Уровень отражения на границе мягкая ткань - костная ткань тоже может меняться в определенных пределах в зависимости от вида костной ткани. Однако в большинстве случаев этот уровень велик, вследствие чего отраженная волна может быть большей мощности, чем волна, прошедшая далее. Помимо этого костная ткань в силу специфичности своего строения расфокусирует

("разваливает») УЗ луч, проходящий через нее. Все это существенно затрудняет возможность наблюдения структур, находящихся за костными тканями. По этой причине в кардиологии используются секторные и микроконвексные датчики, малая рабочая поверхность которых позволяет наблюдать сердце через межреберную щель. По той же причине трудно получить двухмерное изображение мозга приемлемого качества при наблюдении через кости черепа, и только в неонатологии можно получать полноценное двухмерное изображение мозга новорожденных сканированием через родничок.

На границе воздух - мягкие ткани УЗ волна отражается практически полностью, и дальше этой границы получить информацию невозможно. Поэтому при обследовании пациента на рабочую поверхность датчика наносится акустический гель, исключаяющий воздушную прослойку и обеспечивающий акустический контакт между датчиком и телом пациента.

Вследствие практически полного отражения на границе газовых образований и мягких тканей газосодержащие структуры (легкие, желудок, кишечник), а также ткани, находящиеся за этими структурами, с помощью ультразвука исследовать почти невозможно, что является серьезным ограничением для УЗ диагностики.

Возвращаясь к отражению на границе мягких тканей с различным акустическим сопротивлением, заметим, что границы неоднородностей располагаются под произвольным углом к направлению распространения ультразвука (совпадающему с осью УЗ луча), не всегда равным 90° . Поэтому основная энергия отраженного сигнала может распространяться не в сторону датчика, что ухудшает возможности наблюдения. Положение облегчается тем, что границы неоднородностей, как правило, не являются гладкими, и, следовательно, отраженные от них УЗ волны распространяются в различных направлениях, в том числе и в направлении на датчик, что обеспечивает прием эхо-сигналов и получение акустического изображения.

Чаше всего неоднородности в мягких тканях имеют сложную форму и различные размеры, причем их ориентация носит случайный характер. УЗ изображения в основном формируются волнами, рассеянными на относительно мелких структурах. Если размеры неоднородностей сравнимы с длиной волны ультразвука или меньше ее (в большинстве случаев в биологических тканях это условие имеет место), то взаимодействие ультразвука со средой характеризуется сложными эффектами. Основными из них являются дифракция и интерференция.

Напомним, что дифракцией называется явление огибания волнами различных препятствий (или в более широком смысле любое отклонение при распространении волн от законов геометрической оптики).

Интерференцией называется явление сложения волн, в данном случае сложения УЗ волн, переотраженных различными неоднородностями.

Несмотря на всю сложность процессов, влияющих на формирование акустического изображения, на его основе можно получить важную диагностическую информацию, которая содержится в амплитудах (яркости) отдельных фрагментов изображения и во взаимном их расположении на двумерной картине. Очень заманчиво было бы на основе акустического изображения оценивать пространственные распределения скорости звука, плотности, коэффициента отражения и, может быть, других физических параметров тканей. Интерес именно к этим физическим характеристикам понятен - их численные значения зачастую непосредственно зависят от состояния ткани, в частности от наличия патологии. Оценив величины физических параметров для отдельных структур, мы могли бы получить дополнительную диагностическую информацию о тканях.

К сожалению, в силу сложности и недостаточной к настоящему времени изученности процесса формирования акустического изображения задача реконструкции (оценки) физических параметров сегодня не решена.

2.5. Затухание ультразвука в биологических тканях

Затухание ультразвука, т.е. снижение энергии УЗ волн в процессе их распространения вглубь тканей, существенным образом влияет на акустическое изображение, прежде всего на максимальную глубину, с которой еще можно получать информацию, и на качество изображения.

Основными причинами затухания УЗ волн являются: отражение и рассеяние УЗ волн на неоднородностях, поглощение УЗ волн.

Дополнительное затухание имеет место из-за расходимости УЗ луча, т.е. увеличения площади сечения луча с глубиной. Затухание из-за расходимости луча обычно по величине много меньше, чем вследствие отражения, рассеяния и поглощения УЗ волн.

Затухание из-за отражения и рассеяния определяется геометрическими размерами, свойствами и пространственным распределением акустических неоднородностей.

Поглощение обусловлено вязкостью, теплопроводностью биологических тканей, а также сложными процессами, полное понимание которых пока отсутствует.

На базе обширных экспериментальных исследований получены основные закономерности и количественные оценки величин затухания в различных биологических тканях. В зависимости от расстояния (глубины) амплитуда давления УЗ волны из-за рассеяния и поглощения уменьшается по экспоненциальному закону:

$$p = p_0 e^{-\alpha x}, \quad (9)$$

где x - расстояние, пройденное УЗ волной, p_0 - начальная амплитуда давления (при $x = 0$), p - амплитуда давления на расстоянии x , α - коэффициент затухания.

В общем случае $\alpha = \alpha_p + \alpha_n$, где α_p и α_n - коэффициенты затухания, соответствующие рассеянию и поглощению ультразвука. Раздельно измерить каждый из коэффициентов довольно трудно. Поэтому обычно анализируется суммарный коэффициент затухания α . Для биологических тканей и воды он зависит от частоты, увеличиваясь с повышением частоты ультразвука.

При фиксированной частоте коэффициент затухания обычно выражается в логарифмических единицах - децибелах на единицу расстояния:

$$\alpha = -\frac{20}{x} \lg\left(\frac{p}{p_0}\right) \left[\frac{\text{дБ}}{\text{см}} \right]. \quad (10)$$

Удобство логарифмической формы выражения коэффициента состоит в том, что степень затухания в децибелах на разных глубинах легко определяется умножением коэффициента α и величины x (в сантиметрах).

Например, если в какой-либо среде коэффициент $\alpha = 1$ дБ/см на частоте 1 МГц, то на различных расстояниях x затухание характеризуется значениями, приведенными в табл. 3.

Таблица 3.

Затухание УЗ			
$x, \text{см}$	Затухание в дБ	Уменьшение амплитуды давления	Уменьшение мощности УЗ волны
1	1	на 10%	на 20%
3	3	в 1,4 раза	в 2 раза
6	6	в 2 раза	в 4 раза

10 20	10 20	в 3 раза в 10 раз	в 10 раз в 100 раз
----------	----------	----------------------	-----------------------

На рис 12, приведены экспериментально полученные характеристики затухания в биологических тканях в зависимости от частоты ультразвука.

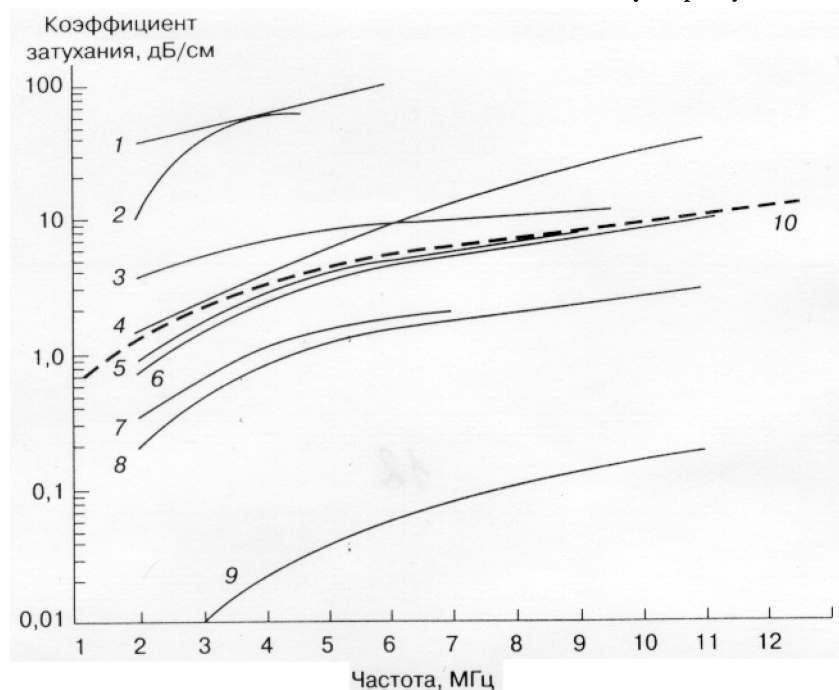


Рисунок 12. Зависимость затухания ультразвука от частоты в биологических тканях: 1 - легкие, 2 - кости черепа, 3 - кожа, 4 - мышца, 5 - мозг взрослого, 6 - мозг ребенка, 7 - печень, 8 - кровь, 9 - вода, 10 - среднее значение для мягких тканей.

Для большинства тканей данные, опубликованные различными авторами, имеют существенный разброс. Поэтому на рис 12 представлены примерные зависимости затухания от частоты, иллюстрирующие основные закономерности.

Несмотря на то, что имеются различия в величине затухания между тканями, можно построить некоторую среднюю зависимость затухания от частоты для мягких тканей. На рис 12 эта зависимость изображена пунктиром и характеризуется всего одной цифрой - 0,7 дБ/(см МГц).

С помощью этой цифры очень легко определить среднее затухание на любом расстоянии на частотах ультразвука, применяемых в диагностике.

Если частоту обозначить f , а расстояние x , то среднее затухание ультразвука K в децибелах определяется простым соотношением $K = 0.7 \text{ дБ}/(\text{см МГц}) \cdot x f$, в которое надо подставить x в см и f в МГц.

Так, например, на глубине 10 см при частоте $f = 3.5$ МГц затухание $K = 25$ дБ (3.2×10^2 раз по мощности), при частоте $f = 5$ МГц $K = 35$ дБ (3.2×10^3 раз по мощности), а при $f = 7.5$ МГц $K = 55$ дБ (3.2×10^5 раз по мощности). Эти примеры наглядно объясняют причину, по которой с увеличением частоты датчика уменьшается глубина исследования в УЗ диагностике. С увеличением частоты величина затухания увеличивается вследствие частотно-зависимого характера затухания: уровень излученного датчиком сигнала на данной глубине уменьшается. В той же мере уменьшается уровень эхо-сигнала, полученного в результате отражения на этой глубине по мере прохождения им того же пути, но уже в обратном направлении - к датчику. На частоте $f = 3.5$ МГц затухание на глубине 10 см не приводит к серьезным последствиям - эхо-сигналы, принимаемые датчиком с этой глубины, имеют уровень, достаточный для их уверенного наблюдения. На частоте $f = 5$ МГц на той же глубине наблюдение очень слабых эхо-сигналов в ряде случаев может быть затруднено. На частоте $f = 7.5$ МГц нередко становится невозможно наблюдать даже сильные отражения - они неразличимы на фоне случайных шумов и помех. Поэтому предельная глубина наблюдения для частоты 7,5 МГц составляет 70-90 мм.

Возвращаясь к рис 12., отметим, что костные ткани и ткани легкого имеют очень высокий уровень затухания - даже на самой низкой из обычно используемых в диагностике частот $f = 2.5$ МГц затухание составляет около 60 дБ/см.

Легкие и ткани, находящиеся за ними, по причине затухания, как уже говорилось, не могут наблюдаться с помощью ультразвука.

Что касается костных тканей, то в ряде случаев, например при наблюдении через относительно тонкую височную стенку черепа, можно получать информацию о структурах, расположенных за костной тканью.

Отдельно следует сказать о затухании в жидких средах. Затухание в крови меньше, чем в мягких тканях. В воде затухание очень мало: например, на частоте 7.5 МГц на расстоянии 10 см затухание составляет всего 1,2 дБ. Поэтому в моче и содержимом некоторых видов кист затухание также очень мало. Наблюдение через наполненный мочевой пузырь существенно облегчает получение информации о глубоко расположенных органах и широко используется в гинекологии. При наблюдении же водонаполненных кист вследствие малого в

них затухания могут возникать артефакты, связанные с переотражением сигналов от границы кисты.

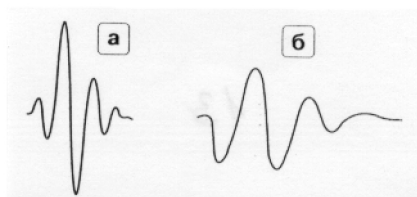


Рис 13. Увеличение периода колебаний и длительности импульса вследствие частотнезависимого затухания, а - исходный импульс, б - тот же импульс после прохождения среды с затуханием.

Малое затухание в воде дает возможность применять датчики с так называемой водной насадкой (water bag), которые позволяют исключить зону плохого наблюдения (мертвую зону) при исследовании близкорасположенных органов и структур.

Частотнозависимый характер затухания в биологических тканях, особенно в мягких, приводит к тому,

что вид импульсного УЗ сигнала изменяется по мере увеличения расстояния, которое он проходит. Это связано с тем, что более высокочастотные составляющие сигнала ослабляются сильнее, чем низкочастотные. В результате средняя частота сигнала смещается по мере увеличения глубины в сторону более низких частот, а период колебаний и длительность сигнала увеличиваются (см. рис. 13).

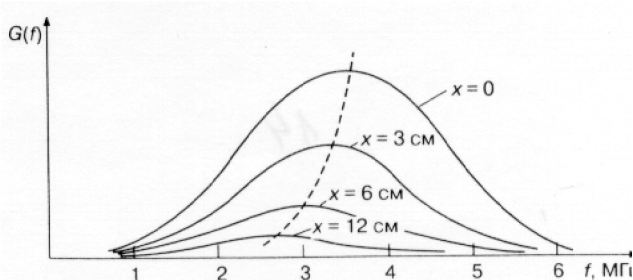


Рис 14. Изменение спектра акустического импульсного сигнала с увеличением глубины вследствие частотнозависимого характера затухания (x - глубина). Пунктирной линией показано изменение центральной частоты.

На рис. 14 показано изменение спектра акустического импульсного сигнала в зависимости от пути прохождения в мягких биологических тканях. Видно, что если на самых малых глубинах спектр изменяется незначительно, то с увеличением глубины кривая, описывающая форму спектра, заметно сдвигается влево. Если центральная частота излучаемого сигнала была равна 3,5 МГц, то на глубине 6 см она равна 3,1 МГц, а на глубине 12 см она близка к 2,8 МГц.

Смещение спектра эхо-сигнала в сторону низких частот с увеличением глубины должно учитываться при создании диагностического прибора. Поэтому во всех современных УЗ приборах используется автоматическая подстройка частоты приемника эхо-сигналов в зависимости от глубины или, что то же самое, от времени прихода эхо-сигналов.

3. ТЕХНОЛОГИЯ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ

3.1. Основные этапы

3.1.1. Акустические контактные гели

Если при проведении исследования воздух проникает между датчиком и кожей пациента, он становится барьером, отражающим все ультразвуковые сигналы, препятствуя их проникновению к тканям пациента. Для получения качественного изображения необходимо использовать жидкую среду для связи между датчиком и поверхностью тела пациента. Эта жидкость называется акустическим связывающим агентом и часто обозначается как «гель».

Вода не является хорошим связывающим агентом, так как она очень быстро испаряется с горячего тела пациента: она также стекает с тела пациента при движении датчика. Воду можно использовать только в экстренной ситуации, когда ничего другого нет под рукой.

Масло, минеральное или растительное, является хорошим связывающим агентом, но при длительном использовании оно может растворять резиновое или пластиковое покрытие оборудования. Если масло попадает на пальцы оператора, как это обычно и происходит, то это может повредить контрольным устройствам аппарата.

Лучшими акустическими связывающими агентами являются водорастворимые гели. Многие из них производятся промышленным путем, но они стоят дорого, их временами трудно получить. Нет необходимости использования специального связывающего агента для отдельного вида оборудования, даже если производители настаивают на этом. Специальные связывающие агенты не дают преимущества в получении изображения. Формула

связывающего агента для аппаратуры общего назначения для любого датчика приведена ниже.

Связывающий агент лучше использовать в пластиковых бутылочках, из которых гель выдавливается на кожу пациента. Это позволяет избежать излишнего загрязнения. Пригодна любая пластиковая сжимаемая бутылочка, но она должна быть полностью чистой и сухой перед тем, как будет заполнена гелем. Если имеется открытая рана, повреждение кожи или другой риск инфицирования, покройте датчик или кожу пластиком; поместите связывающий агент по обе стороны пластика. Датчик необходимо очищать после каждого пациента.

Связывающий агент может быть удален с помощью салфетки, бумажных или матерчатых полотенец. Его нужно полностью удалить во избежание загрязнения одежды пациента.

Ингредиенты

Практически все клиники или коммерческие аптеки должны готовить контактный гель. Все гели основаны на синтетических смолах, полимерах акриловой кислоты и других жидкостях, которые становятся водорастворителем при нейтрализации соответствующим алкализующим агентом.

1. **Карбомер.** Синтетический, высокомолекулярный полимер акриловой кислоты, смешанный с аллилсахарозой и содержащий 56-68 % карбоновых кислот. Это белый, пушистый, кислый, гигроскопичный порошок со слабым характерным запахом. При нейтрализации щелочными гидроксидами или аминами он становится легко растворимым в воде, спирте или глицерине. Существует три карбомера: наиболее часто используется карбомер 940 который образует чистый гель в водном или неводном наполнителе. Если нет карбомера 940, может быть использован карбомер 934 или 941. Однако они не так легко смешиваются, как карбомер 940 (как описано ниже).
2. **ЭДТА (этилендиаминтетраацетат).** Белый кристаллический порошок, плохо растворимый в воде. Хорошо растворим в щелочных гидроксидах.
3. **Пропиленгликоль.** Бесцветная, без запаха, вязкая гигроскопичная жидкость со сладковатым вкусом. Плотность = 1.035-1.037 г/мл.
4. **Троламин (триетаноламин).** Смесь оснований, содержащая не менее 80 % триетаноламина, с диетаноламином и небольшим количеством

этанолamina. Чистая, бесцветная или желтоватая, без запаха, вязкая гигроскопичная жидкость. Плотность = 1,12-1,13 г/мл.

Формула

Гель приготавливается с использованием данных ингредиентов в следующих пропорциях:

Карбомер	10,0 г
ЭДТА	0.25 г
Пропиленгликоль	75,0 г (72,4 мл)
Троламин	12,5 г (11,2 мл)
Дистиллированная вода	добавить до 500 г (500 мл).

Приготовление

1. Смешайте ЭДТА с 400 г (400 мл) воды. убедитесь, что оба полностью растворились, затем добавьте Пропиленгликоль.
2. Добавьте карбомер к полученному раствору и хорошенько перемешайте. желательно в высокоскоростной мешалке, чтобы избавиться от не размешанных комочков порошка.
3. Подождите, пока не сформируется гель и не появятся пузырьки.
4. Добавьте оставшуюся воду до 500 г геля.
5. Осторожно перемешайте: *не встряхивайте*, чтобы в геле не образовывались пузырьки воздуха.

Гель изготовленный по данной формуле, не повреждает здоровую кожу или одежду и хорошо удаляется.

Этот гель может разжижаться, если кожа пациента покрыта потом, так как на него влияют высокие концентрации солей. Этого можно избежать, протерев кожу пациента до применения геля. Гель может также разжижаться на прямом солнечном свете. Гель несовместим с бивалентными или тривалентными катионами, такими как кальций, магний, алюминий: при длительном хранении гель необходимо держать в темноте. Стабильность карбомера в значительной степени зависит от pH, который должен поддерживаться на уровне 5.0-10.0. При изменении pH падает вязкость геля.

3.1.2. Ориентация изображения

При поперечном сканировании изображение на экране монитора может перевернуться таким образом, что левая сторона пациента окажется с правой стороны экрана. Несмотря на то что на датчике имеется индикатор положения,

важно перед исследованием визуально проверить соответствие стороны датчика соответствующей стороне получаемого изображения. Лучше всего это сделать, поместив палец на один конец датчика и посмотрев, с какой стороны экрана получится его изображение. При неправильной ориентации нужно развернуть датчик на 180° и проверить снова (рис15). На продольных срезах голова пациента должна определяться на экране слева, а ноги — справа.

Контакт с кожей пациента

Датчик должен перемещаться по телу пациента: для этого кожа пациента в области, где проводится исследование, должна быть всегда покрыта контактным гелем для лучшего проведения ультразвуковой волны и облегчения движения датчика.

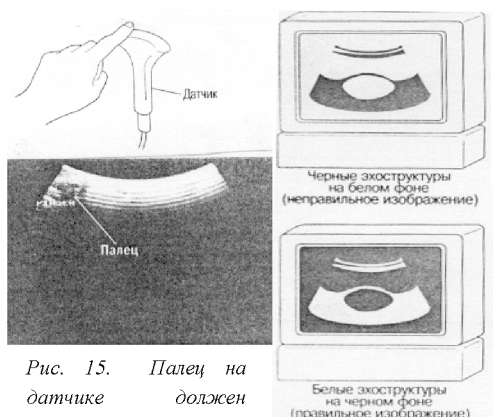


Рис. 15. Палец на датчике должен давать изображение на соответствующей стороне экрана. Если стороны не совпадают, поверните датчик на 180° .

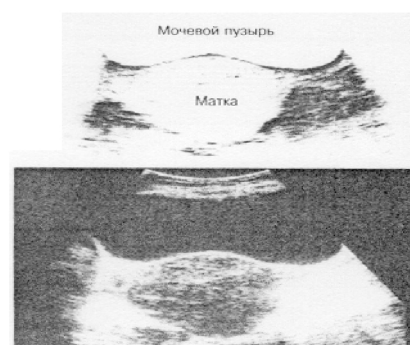


Рис. 16. Поперечные срезы увеличенной матки на различном фоне.

При перемещении датчика по коже пациента он должен находиться в тесном контакте с кожей через контактный гель: движение должно быть постоянным и последовательным, по мере того как оператор тщательно анализирует получаемое изображение на экране.

3.1.3. Фон получаемого изображения

Получаемое изображение на экране может быть преимущественно черным или преимущественно белым. Оно может иметь белый фон с черными отраженными сигналами (рис 16. верх) или черный фон с белыми отраженными сигналами, определяемыми в виде точек или линейных структур (рис 16. низ). Обычно есть кнопка, позволяющая менять фон: если нет — инженер должен настроить аппарат таким образом, чтобы всегда был черный фон с белыми отраженными сигналами (рис 16. низ).

Распределение ультразвукового луча

Ткани тела отражают ультразвук двумя способами. Некоторые ткани выступают в роли зеркала, отражая волны точно назад. Другие рассеивают ультразвуковые волны подобно каплям тумана, рассеивающим световой поток. Например, диафрагма является «зеркалом», по технической терминологии

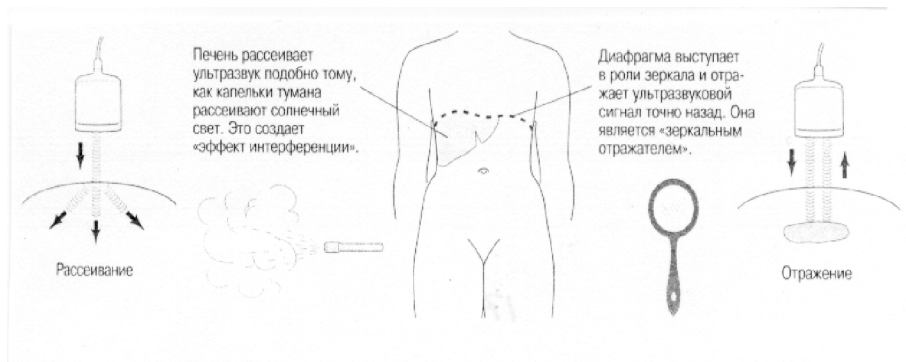


Рис. 17. Распределение УЗ луча.

— «зеркальным отражателем». На экране монитора появится четкое и точное изображение, хорошо соответствующее положению и форме диафрагмы. Печень же рассеивает ультразвуковую волну, и положение отраженных сигналов на экране не соответствует в точности отраженным структурам в печени. Это и есть явление интерференции, имеющей место в результате рассеивания сигналов в различных направлениях. В любом случае использование черного фона с белыми сигналами позволяет лучше дифференцировать структуры (Рис. 17.).

3.1.4. Акустическое усиление и акустическая тень

Чистые жидкости проводят ультразвуковой сигнал без существенного ослабления, поэтому отраженные эхосигналы, идущие от тканей, расположенных за жидкостью, обычно усилены (более яркие). Этот феномен

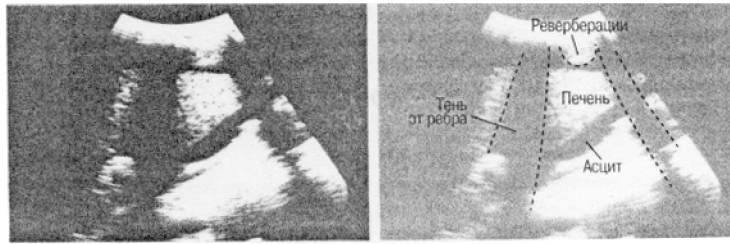


Рис 18а. Жидкость содержащая структура-желчный пузырь, с задним усилением, имеющим место в результате низкого уровня затухания звукового сигнала в жидкости. Стенки желчного пузыря дают две боковые тени.

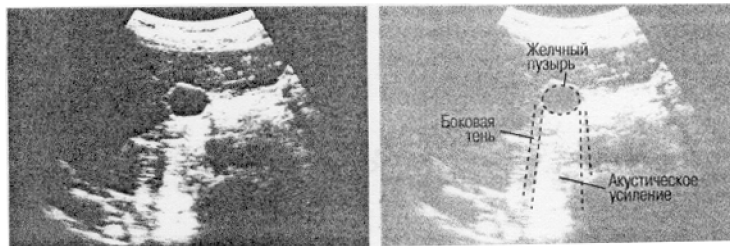


Рис 18б. При исследовании печени и асцитической жидкости через межреберные промежутки ребра дают две тени, а в асцитической жидкости определяются реверберации.

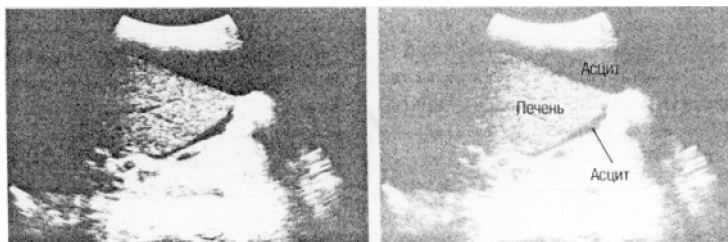


Рис 18в. Исследование того же пациента под углом через межреберный промежуток, при этом тень от ребер и реверберации не визуализируется.

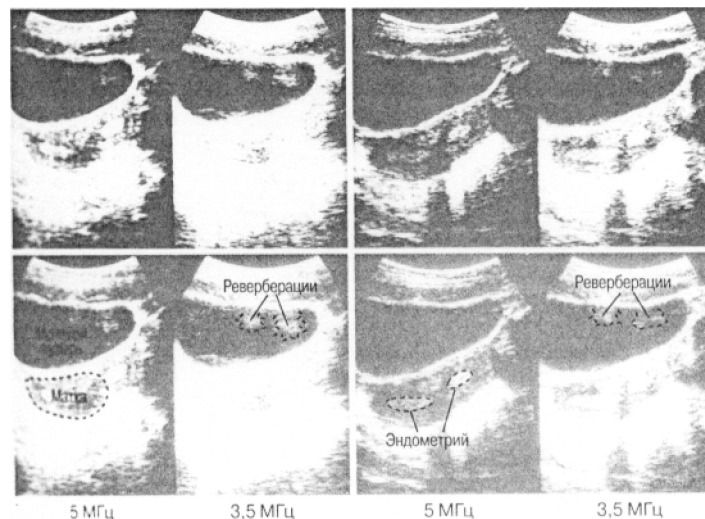


Рис 19. Изображение матки при использовании датчиков разной частоты. Качество лучше оценивается при исследовании структур эндометрия. В наполненном мочевом пузыре определяются реверберации.

известен как «акустическое усиление» (рис. 18а). Прием достаточного количества жидкости для заполнения желудка дает смещение кишечника, содержащего газ, и тем самым создает акустическое окно. Это особенно полезно для визуализации тела и хвоста поджелудочной железы.

Газ в кишечнике или еще где-либо вызывает появление различных эхографических феноменов. Ультразвуковой луч может рассеиваться, отражаться, поглощаться и преломляться таким образом, что становится практически невозможной визуализация подлежащих структур. По этой причине ультразвук не может быть использован для визуализации нормальных легких или выявления заболевания легких, за исключением объемных процессов расположенных по периферии органа. Рентгенография грудной клетки в этом случае даст большую информацию.

Плотные материалы, такие как кости или камни, дают акустическую тень на структуры, расположенные сзади, в результате того что ультразвуковая волна не проходит через них. Этот феномен получил название «акустической тени». Например, ребра могут экранировать ультразвуковой поток, поэтому структуры,

расположенные за ними, нужно исследовать в косом направлении по межреберным промежуткам (рис. 18б,в)

3.1.5. Частота и разрешающая способность

Чем выше частота ультразвукового излучения, тем выше разрешающая способность. Это означает, что при использовании более высокой частоты невозможна визуализация более мелких структур. Одновременно проникающая способность ультразвуковой волны в ткани становится меньше. Сканирование, таким образом, является компромиссом; при этом используется максимально высокая частота, достаточная для проникновения на заданную глубину (рис. 19)

3.1.6. Фокусировка ультразвукового луча

Так как органы и ткани тела, которые подлежат исследованию, находятся на разной глубине, идеально было бы настраивать фокус датчика (Рис. 20). Если фокусное расстояние фиксировано, то выбирается наиболее подходящий датчик для данного исследования. Выбор оптимального датчика.

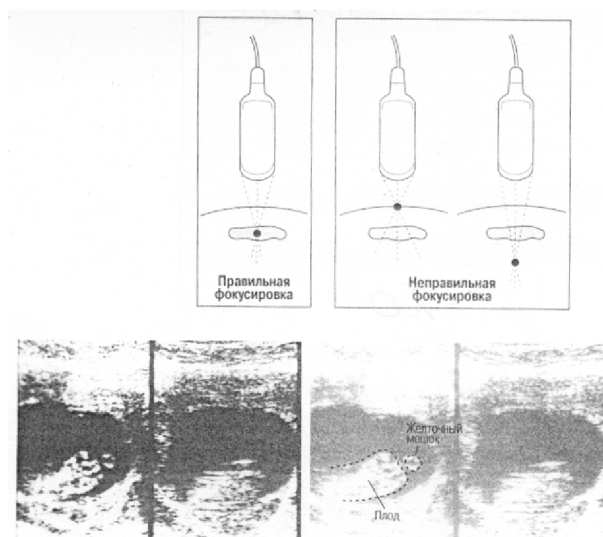


Рис. 20. Фокусировка правильна слева, так как визуализируются детали желточного мешка. Справа детали не видны, так как фокусное расстояние значительно больше.

3.1.7. Чувствительность и регулировка чувствительности прибора

Необходимо знать, что неправильная регулировка чувствительности может сделать диагностику не точной либо просто невозможной.



Рис 21а. Эхография печени. Слева: слишком слабое усиление глубоких отделов. Справа: слишком слабое усиление поверхностных отделов.

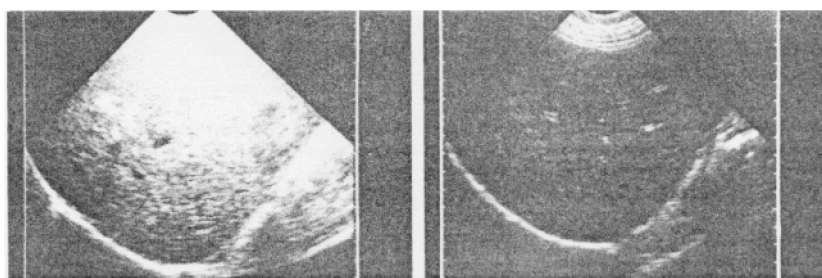


Рис 21б. Эхография печени. Слева: общее повышение чувствительности. Справа-общее понижение чувствительности

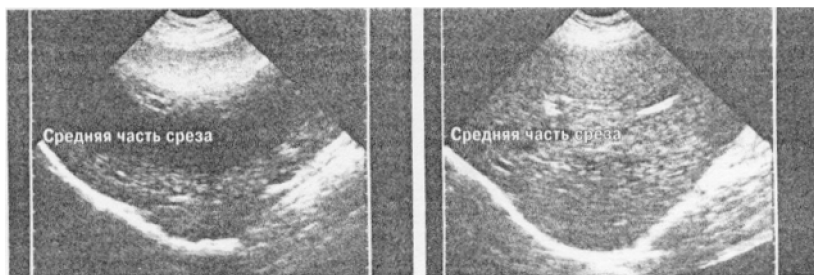


Рис 21в. Эхография печени. Слева: слабое усиление срединных отделов печени, справа: правильная регулировка, усиление по глубине.

3.1.8. Артефакты

Артефактами называются дополнительные визуализирующиеся и не существующие в действительности структуры, а также случаи исчезновения или искажения изображения, которое не соответствует реальным исследуемым объектам. Артефакты не являются следствием отражения первичного ультразвукового сигнала и возникают при искажении или затухании ультразвукового сигнала. Существует несколько причин появления артефактов. Об артефактах необходимо помнить, поскольку неправильная интерпретация их может привести к ложному диагнозу. Другие артефакты могут давать дополнительную информацию и должны быть использованы при исследовании.

Кисты

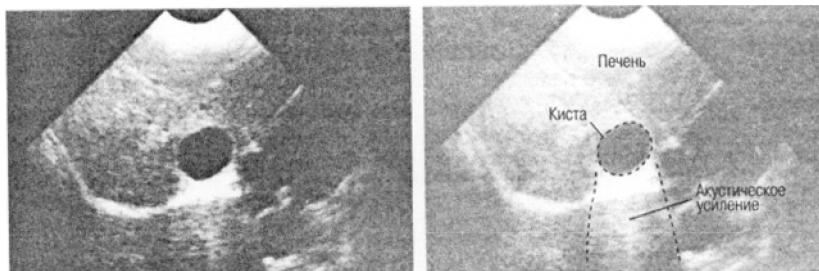


Рис. 22а. Заполненная жидкостью киста: полость кисты анэхогенна, имеется усиление задней стенки.

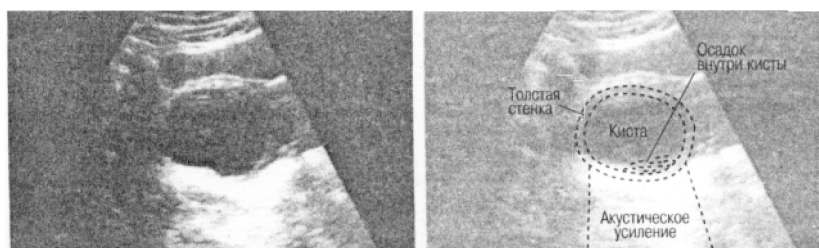


Рис. 22б. Данная киста яичника имеет толстые стенки и внутренний осадок, создающий внутреннюю эхоструктуру, перемещающуюся при перемене положения тела пациента

Киста, как правило, визуализируется в виде анэхогенной зоны. при этом структуры, расположенные за кистой, обычно усилены: полость кисты анэхогенна, поскольку в ней нет структур с различным акустическим сопротивлением. В результате того что жидкость не поглощает ультразвук в такой же степени, что и ткань, эхосигналы от расположенных позади кисты структур гиперкомпенсированы сканером и выглядят усиленными — появляется эффект усиления задней стенки (рис 22а,б).

Киста определяется в виде анэхогенной зоны с усилением по задней стенке. Если в кисте есть внутренние эхоструктуры, то они могут быть реальными или являться артефактами.

Тени

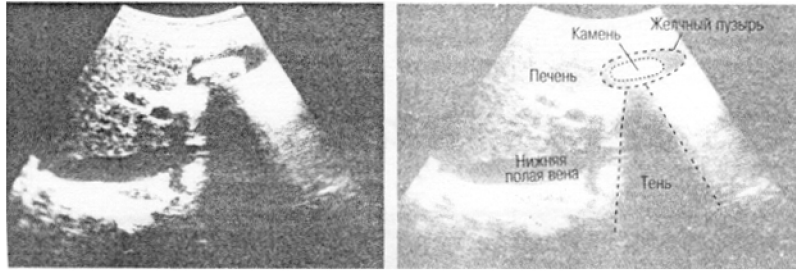


Рис. 23а. Большая акустическая тень за камнем в желчном пузыре.

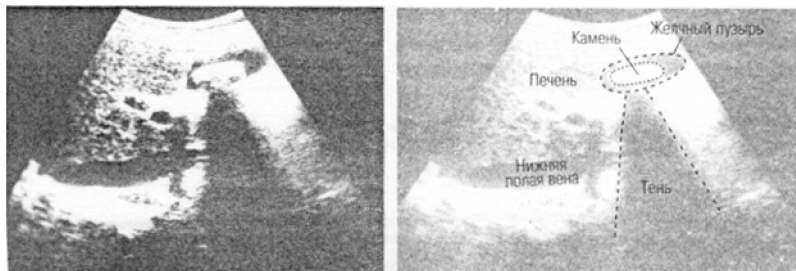


Рис 23б. Это изображение почки частично экранировано тенью ребра. Сканирование в различные фазы дыхания поможет визуализировать всю почку целиком, «вывести» ее из-под ребра.

Кости, камни и кальцинаты дают акустическую тень. Ультразвук не может проходить через кость, если она только не очень тонкая (как, например, кости черепа у новорожденного). При необходимости рассмотреть структуры расположенные глубже, необходимо использовать различные углы наклона датчик (рис 23 а,б).

Стенка брюшной полости

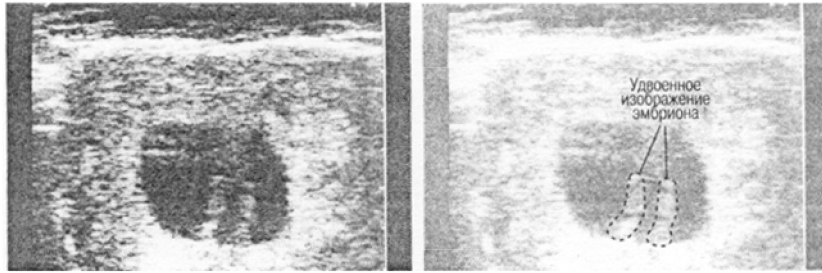


Рис. 24. Мышцы, особенно стенки брюшной полости, могут иметь эффект *выпуклых линз*. Такая беременность на ранних сроках выглядит, как беременность двойней, так как эффект линзы прямых мышц живота вызывает удвоение изображения плодного яйца. На продольных срезах второе плодное яйцо не определяется.

Газ

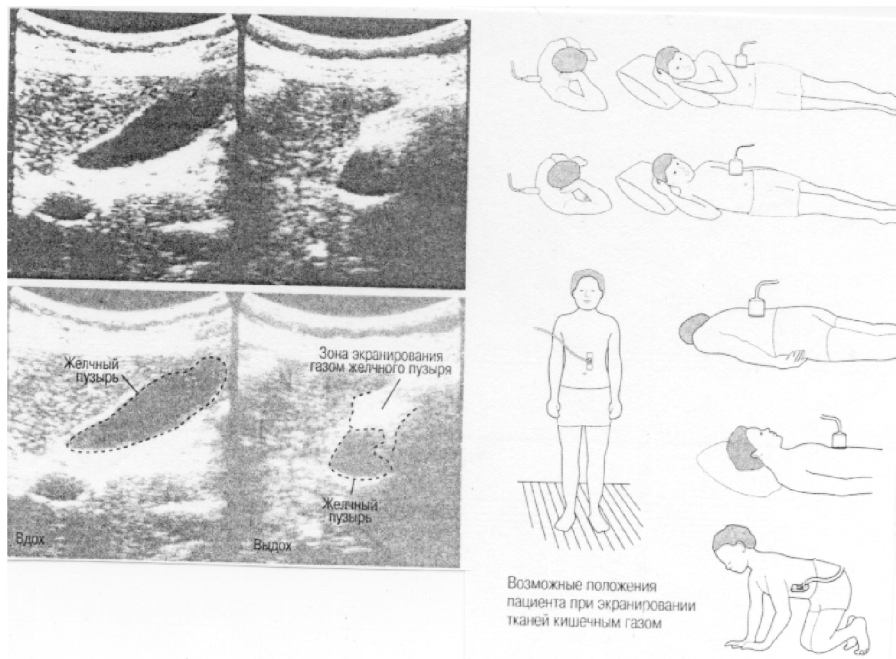


Рис. 25. На эхограмме, полученной во время вдоха (слева), желчный пузырь визуализируется целиком, во время выдоха (справа) более чем половина желчного пузыря экранирована кишечным газом.

Газ отражает ультразвук и экранирует ткани, расположенные сзади, в результате преломления и акустической тени от газа. Газ в кишечнике может

экранировать печень, поджелудочную железу, парааортальные лимфоузлы, матку, яичники. Иногда удается сместить газ в кишечнике, например при наличии наполнения мочевого пузыря матка и яичники почти всегда легко визуализируются, так как кишечные петли «убраны» из поля зрения. В других случаях бывает необходимо делать косые, латеральные или дорсальные сканы в положении пациента стоя или сидя (рис. 25)

Реверберации

Реверберации имеют место при прохождении ультразвукового луча от одного вида ткани к другому при резко выраженном различии акустического сопротивления этих тканей, например от кишечного газа к печени или ребрам реверберации могут экранировать ткани, лежащие за газом (рис. 26 а, б)

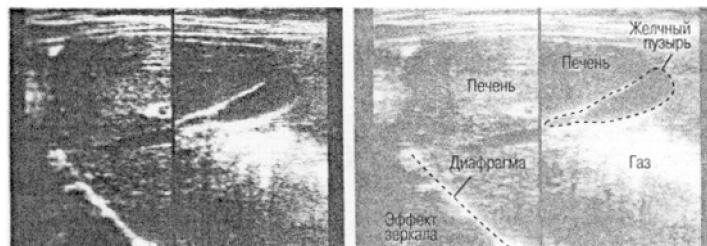


Рис. 26а. Артефакты, связанные с газом. Слева: над диафрагмой повторяется изображение печени из-за наличия газа в легких. Справа: характерные артефакты при наличии газа в кишечнике за желчным пузырем могут быть интерпретированы как реальные структуры в области тела

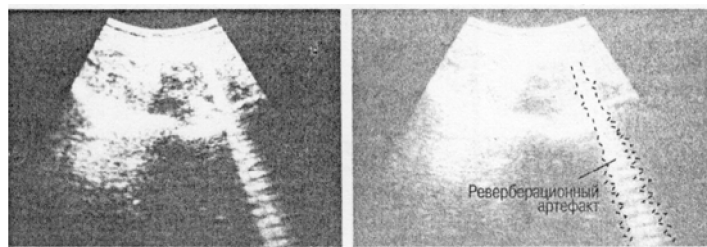


Рис. 26б. Реверберации: линии, появление которых обусловлено множественными отражениями от пузырьков воздуха, расположенных между датчиком и поверхностью тела. Артефактные структуры от газа могут экранировать подлежащие структуры в результате поглощения, косого отражения и преломления ультразвука.

Реверберации могут полностью менять изображение, создавая линейные структуры или зеркальные отображение. Например, реверберации между параллельными слоями подкожных тканей создают параллельные линейные структуры в мочевом пузыре (рис.26 в, г)

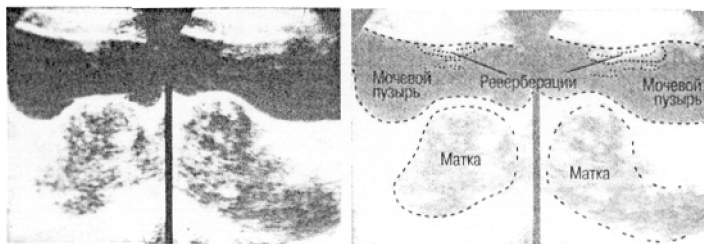


Рис. 26в. При сканировании матки через наполненный мочевой пузырь параллельные датчику слои тканей передней брюшной стенки могут вызывать появление реверберации, которые определяются как эхоструктуры в передних отделах мочевого пузыря на фоне анэхогенной полости. Поперечный срез (слева) отличается от продольного среза (справа) при изменении положения датчика.



Рис. 26г. Тени и реверберации в ПОДКОЖНЫХ СЛОЯХ ГОЛОВКИ плода создают иллюзию наличия дефекта черепа.

Неполное изображение

Артефакты в результате неполного изображения являются источником тревоги у исследователя, так как получается изображение только той части структуры, которая находится в плоскости сканирования. Так, при исследовании плода может визуализироваться только часть кости, а остальная, часть может не попадать в плоскость. В результате, кость может выглядеть неполной или короче, чем она есть на самом деле (рис. 27а,б)

На практике, наиболее значимые в клиническом плане артефакты возникают при проведении биопсии или аспирации под контролем ультразвука.

До тех пор пока кончик иглы не появится в плоскости сканирования на экране, он не будет визуализироваться, и может создаться ложное представление о том, что игла значительно короче (рис. 27в)

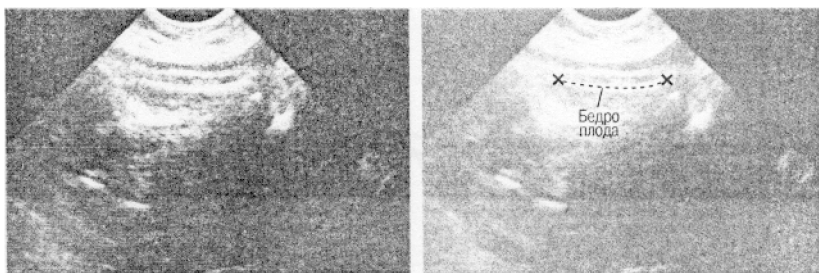


Рис. 27а. Неполное изображение кости плода.

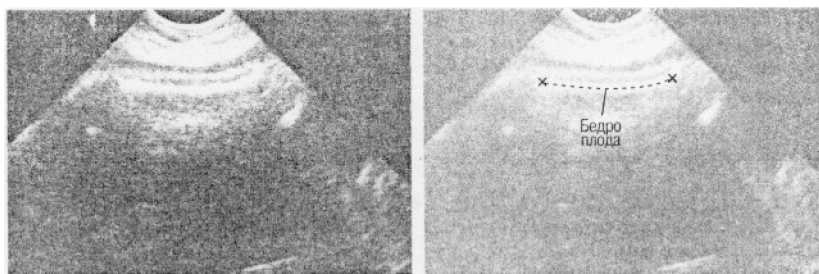


Рис. 27б. В данном случае кость плода визуализируется полностью.



Рис. 27в. Изображение иглы в емкости с водой. Слева игла находится в плоскости сканирования не полностью, в результате чего выглядит короче, чем есть на самом деле (крестик определяет овальную глубину проникновения иглы). Справа игла визуализируется полностью.

3.1.9. Контроль качества изображения

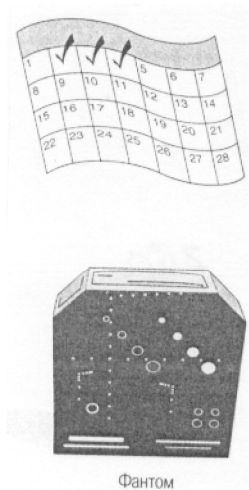


Рис. 28а. Фантом.

Каждая ультразвуковая установка должна быть ежедневно проверена перед проведением клинических исследований. Хотя основной контроль качества весьма важен, тщательный и надежный контроль качества требует специального электронного и физического оборудования. Для этого требуется специально подготовленный специалист, которого часто нет в медицинском учреждении. Тем не менее основной контроль не сложен и должен проводиться регулярно.

Ультразвуковые серо-шкальные коммерческие "фантомы" позволяют регулярно проверять разрешающую способность и общую чувствительность аппарата, и подобная проверка должна проводиться не реже одного раза в 3 мес и по возможности чаще (рис. 28а)

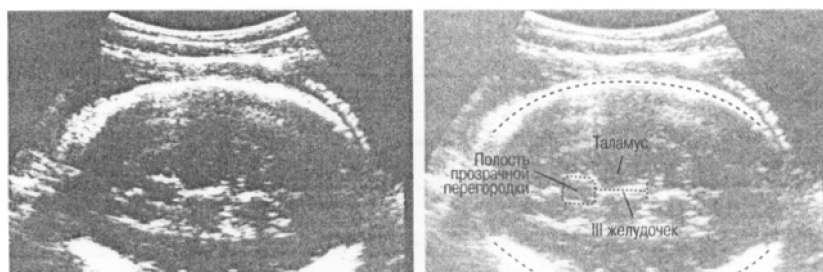


Рис. 28б. На любом приборе должна визуализироваться полость прозрачной перегородки головного мозга 35-недельного плода.

1. При удовлетворительном качестве изображения можно получить изображение полости прозрачной перегородки головного мозга у 35-недельного плода (рис. 28б) Этот тест можно использовать для контроля качества в случаях, когда нет фантома. Данный тест необходимо проводить каждые 3 мес.

Верхняя брыжеечная артерия должна визуализироваться в виде окружности эхонегативного образования, расположенного рядом железой у здорового взрослого обследуемого (рис. 28в). Наиболее простым способом проверки качества изображения является визуализация своей собственной

верхней брыжечной артерии. Сохраняйте после каждого исследования для сравнения.

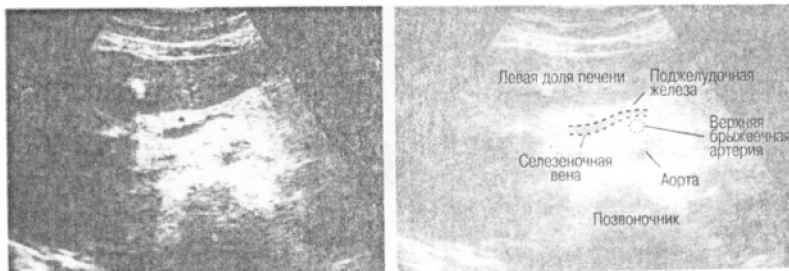


Рис. 28в. Верхняя брыжечная артерия представлена эхонегативным образованием, окруженным эхогенно живой клетчаткой, расположенным близко железе.



Рис. 28г. Аппарат хорошего качества должен позволять визуализировать печеночные вены диаметром 3 мм. Этот тест может регулярно использоваться для контроля качества изображения.



Рис. 28д. Продольный срез через печень и правую почку: нормальная паренхима печени более эхогенна, чем паренхима нормальной почки. Это еще один способ проверки качества изображения.

Печеночные вены диаметром всею 3 мм должны визуализироваться при сканировании под углом 45° к поверхности нормальной печени (рис. 28г)

У здоровых обследуемых паренхима печени должна быть немного более эхогенна, чем кора расположенной почки (рис 28д)

3.2. Эхокардиографическое исследование

3.2.1. Подготовка к исследованию

Возможность получить эхокардиограммы высокого качества является, вероятно, самым важным фактором, определяющим полезность эхокардиографического исследования. Не имеет значения, насколько профессионально интерпретируются эхокардиограммы, если из-за неадекватной визуализации невозможно получить полезную информацию. Технические детали получения эхокардиограмм высокого качества до некоторой степени уникальны для этого типа исследования. К сожалению, метод требует индивидуального подхода при исследовании каждого пациента. Нельзя размещать датчик в стандартных позициях на груди, как это обычно делается для отведений ЭКГ, и надеяться на то, что зарегистрированные данные различных пациентов будут сопоставимы. Исследование считается адекватным, когда тот, кто выполняет исследование, регистрирует именно те данные, которые необходимы для данного исследуемого пациента. Таким образом, эхокардиографическое исследование стало чрезвычайно сложной методикой, которая требует опыта, навыка и понимания требований, предъявляемых к адекватной эхокардиограмме.

ВЫБОР ДАТЧИКОВ

Имеются разнообразные датчики для рутинного (трансторакального) эхокардиографического исследования. Инвазивные эхокардиографические исследования, использующие чреспищеводные, внутрисосудистые и эпикардальные доступы. Будет ли использоваться механический датчик или датчик с фазированной решеткой - диктуется имеющимся прибором. Некоторые приборы могут использовать оба типа датчиков. Почти все исследования планируются в полном объеме, что включает визуализацию сердца, а также доплерографию. Сердечные изображения более высокого качества получают датчиками с более высокой частотой (хотя глубина исследования при этом относительно меньше), тогда как наилучшие доплерограммы получают датчиками с более низкой частотой. Некоторые из новых приборов имеют двухчастотные датчики, которые частично позволяют преодолеть эту трудность. Не нужно менять датчик, просто можно переключаться с одной частоты на

другую. Частота датчика для визуализации сердца зависит в большей степени от особенностей телосложения пациента.

Если пациентом является ребенок или худощавый взрослый, то предпочтительно использовать датчик с частотой 3,5 или даже 5 МГц, однако если исследуется пациент с толстой грудью, то для адекватной глубины исследования необходим датчик 2—2,5 МГц. Визуализацию новорожденного можно выполнить датчиком 7—7,5 МГц.

Апертура (рабочая поверхность) датчика может быть главным фактором, определяющим качество исследования. Исследование может быть затруднено у больных с относительно узкими межреберными промежутками и у пациентов с ребрами, подвергшимися кальцинозу. В идеале предпочтительно иметь датчик самого маленького размера. С другой стороны, меньшая апертура может приводить к большей ширине луча и меньшей глубине исследования. На

практике размер датчика обычно определяется частотой. Изготовитель редко имеет датчик с одной и той же частотой, но с различными размерами. Поэтому исследователь обычно выбирает частоту датчика и не имеет возможностей для изменения размера. В механической системе размеры датчиков могут изменяться в зависимости от того, используется ли аннулярный фазированный датчик,

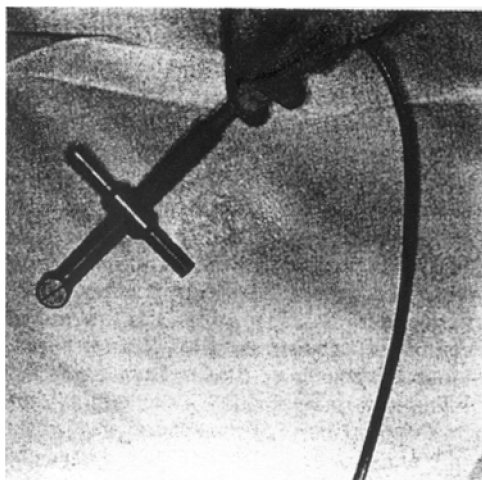


Рис. 29. Непрерывноволновой доплеровский датчик

вращающийся датчик или один качающийся преобразователь

Почти все эхокардиографические исследования выполняются в В-режиме. Эхокардиограмма в М-режиме фактически никогда не выполняется изолированно, хотя она все еще иногда необходима для проведения доплерометрии без визуализации, особенно с помощью непрерывноволнового доплера. Поэтому разработанный непрерывноволновой доплеровский датчик применяется благодаря его широким возможностям и высококачественной доплерометрии, которую он обеспечивает (рис. 29)

Исследования в некоторых позициях (например, в супрастернальной) могут быть до некоторой степени затруднены, и иногда для выполнения именно такого исследования требуются специальные датчики.

ПОЛОЖЕНИЕ ПАЦИЕНТА

Почти все эхокардиографические исследования выполняются в различных вариантах супинального положения пациента. Иногда пациент лежит на спине, но чаще в положении на левом боку (редко на правом боку): при таком положении благодаря силе тяжести большая часть сердца смещается к левой части грудины, что облегчает регистрацию большинства внутрисердечных эхосигналов. Угол поворота пациента влево изменяется в зависимости от индивидуальных условий. Рисунок 30 демонстрирует трансторакальное эхокардиографическое исследование пациента в положении на левом боку.

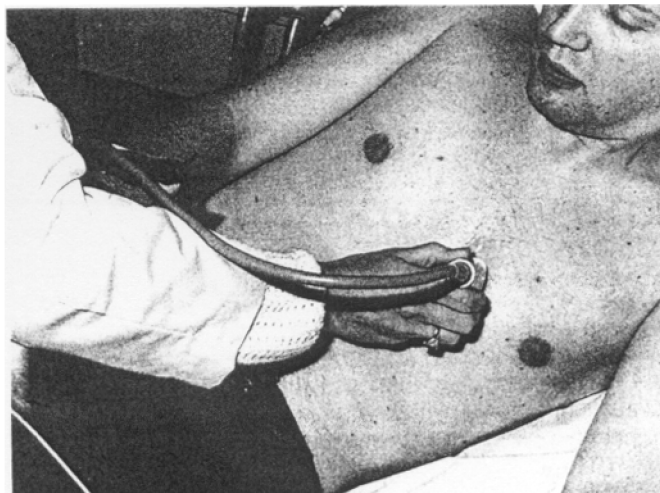


Рис. 30. Эхокардиографическое исследование при левом парастернальном положении датчика.

Держать датчик в правой или левой руке - вопрос индивидуального предпочтения. Некоторые датчики могут быть довольно тяжелыми, и поэтому легче поддерживать вес датчика четырьмя пальцами, а не большим пальцем. К тому же кабель, идущий от датчика к прибору, тоже должен при исследовании слева поддерживаться левым большим пальцем. С другой стороны, исследование правой рукой требует того, что надо перегибаться через пациента, а это не всегда легко сделать.

РАСПОЛОЖЕНИЕ ДАТЧИКА

Схема, демонстрирующая различные положения датчика для эхокардиографии. АО - аорта; РА - легочная артерия; LA -левое предсердие; RA -- правое предсердие; RV - правый желудочек; LV-левый желудочек.



Перечень позиций датчика

На рис.31 показаны различные положения для размещения трансторакального датчика во время исследования сердца и больших сосудов. Самое распространенное место, откуда начинают исследование, находится вдоль левой стеральной границы - эта позиция (доступ) определяется как левая парастеральная или просто парастеральная. Рисунок 30 демонстрирует такое, положение датчика:

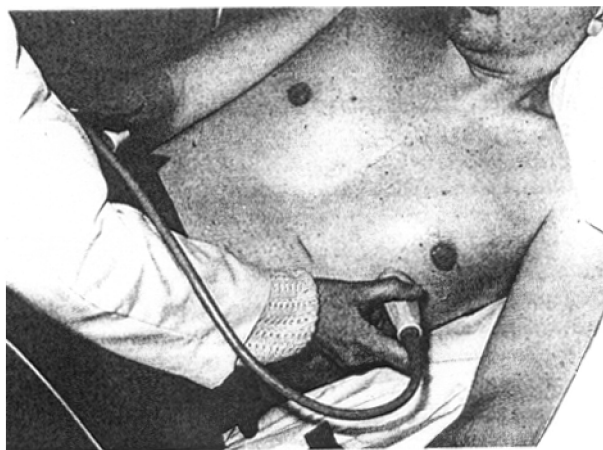


Рис. 32. Эхокардиографический датчик, размещенный в апикальной позиции.

Второе самое распространенное положение датчика - это положение над верхушкой (рис. 32). Оба эти исследования лучше всего выполняются, когда

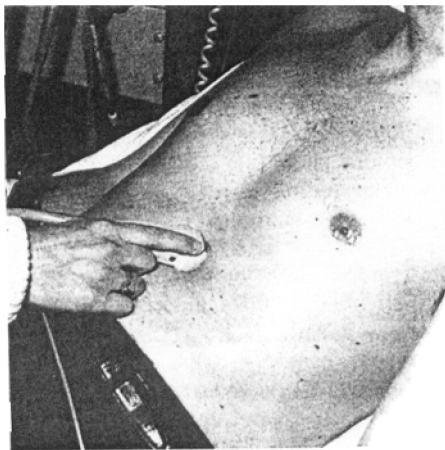


Рис. 33. Датчик в субкостальной позиции.



Рис. 34 Эхокардиографическое исследование при положении датчика в яремной ямке (супрастернальный доступ).

пациент находится в положении лежа на левом боку.

Когда пациент находится в положении лежа на левом боку а датчик над верхушкой сердца, то поверхность кровати или стола, где проводится исследование, может стать помехой. Поэтому часть его делают откидной для облегчения проведения исследования в апикальной (верхушечной) ПОЗИЦИИ.



Рис. 35. Положение датчика для регистрации с правой стеральной границы потока крови в восходящей ветви аорты. Пациента лучше исследовать, когда он лежит на правом боку.

Субкостальный доступ (рис.33) особенно полезен для пациентов с низко стоящей диафрагмой и эмфизематозными легкими.

Субкостальное обследование также необходимо для того, чтобы рассмотреть нижнюю полую вену, печеночные

вены, а также многие врожденные аномалии. Супрастернальный доступ (рис.34) дает обзор основания сердца и больших сосудов. С помощью этого доступа часто выполняется как визуализация, так и доплерометрия. Субкостальное и супрастернальное исследования лучше всего выполняются в положении пациента или пациентки на спине.

Правое парастернальное окно может быть особенно полезным при рассмотрении аорты или межпредсердной перегородкой. Когда обследование проводится справа, то пациента лучше располагать в положении лежа на правом боку (рис.35). Этот метод обычно используют при регистрации потока крови через аортальный клапан.

Реже используются такие доступы, как правый апикальный, доступ из правой надключичной ямки и доступ со стороны спины. Правая апикальная проекция может дать хорошую возможность рассмотреть нижнюю полую вену и печеночные вены. Доступ из правой надключичной ямки является методом выбора для визуализации верхней полой вены. При большом плевральном выпоте жидкость может использоваться в качестве акустического окна. Поэтому датчик можно располагать на боку или даже по среднеподмышечной линии, а сердце визуализируется через плевральную жидкость. Правое паравerteбральное исследование можно иногда использовать для того, чтобы визуализировать нисходящий отдел аорты, особенно когда отыскивается расслоение.

3 2. 2. Двухмерное исследование

Двухмерная эхокардиография - основа ультразвуковой диагностики в кардиологии. Почти все исследования опираются на двухмерное изображение. Допплеровские исследования и исследования в М-режиме выполняют только после получения данных двухмерного исследования.

На рис.36 показаны три основные ортогональные проекции, используемые для двухмерной визуализации. Сечение вдоль длинной оси выполняется параллельно сердцу (левому желудочку). Сечение вдоль короткой оси перпендикулярно длинной оси. Четырехкамерная проекция ортогональна к двум другим и в некоторой степени представляет фронтальную плоскость.

На рис. 37 показано приблизительное положение датчика при сканировании корня аорты по длинной и короткой оси. Сканирование по длинной оси (рис. 37) плоскость 1) обеспечивает проекцию, в которой видны аорта, аортальный клапан, левое предсердие и выносящий тракт левого желудочка (рис.38). Хотя митральный клапан можно видеть в этой проекции, все же этот клапан лучше исследуется в несколько иной плоскости. Аортальный клапан можно видеть открывающимся, когда два параллельных эхо-сигнала проходят вблизи стенок аорты в систолу (рис.38а). Створки закрываются в диастолу, и можно видеть доминантный эхо-сигнал там, где створки смыкаются

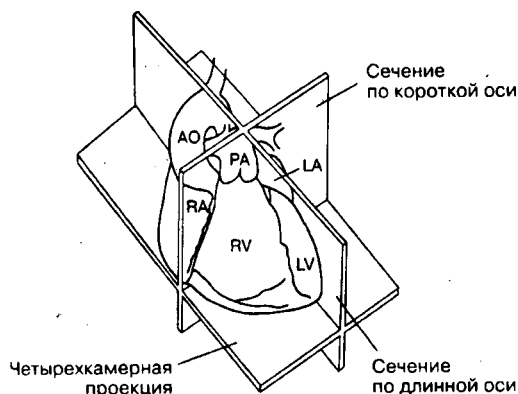


Рис. 36. Схема, демонстрирующая три ортогональных плоскости двухмерной эхокардиографической визуализации. АО - аорта; РА - легочная артерия; LA - левое предсердие; RA - правое предсердие; RV - правый желудочек; LV - левый желудочек.

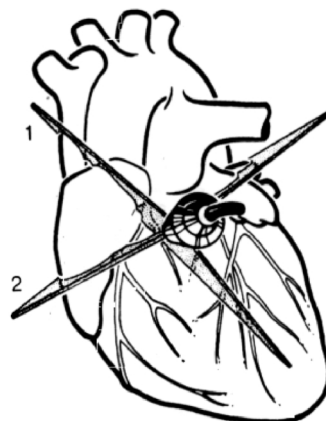


Рис. 37.Схема; демонстрирующая сканирование корня аорты по длинной оси (1) и короткой оси (2). Отметьте приблизительное положение датчика.

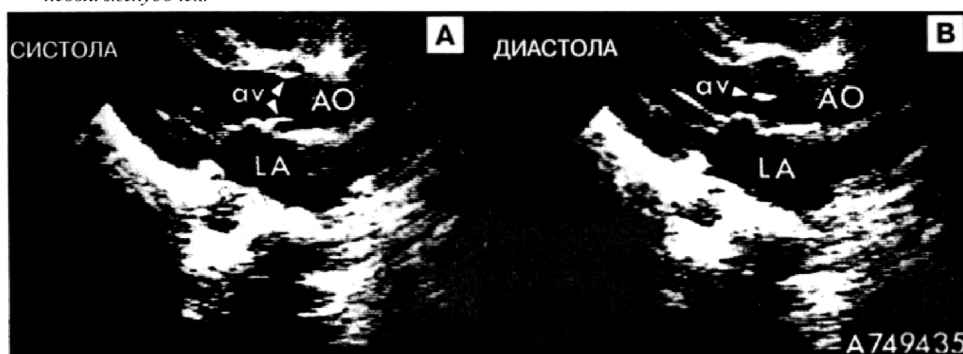


Рис. 38. Эхокардиограммы, полученные сканированием в парастеральной позиции по длинной оси через аорту (АО), аортальный клапан (av), левое предсердие (LA).

(рис.3.8в). Слабые эхо-сигналы могут также исходить от створок клапана. Эти

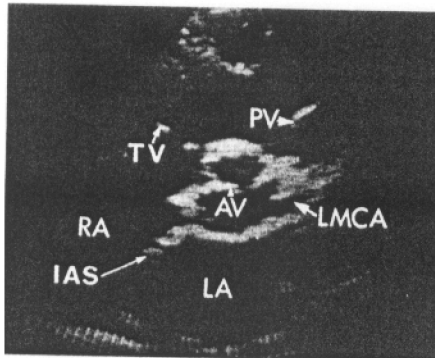


Рис. 39. Эхокардиограмма основания сердца при сканировании по короткой оси. Наблюдаются аортальный клапан (AV) в пределах аорты, легочный клапан (PV), трикуспидальный клапан (TV), правое предсердие (RA), межпредсердная перегородка (IAS), левое предсердие (LA), левая главная коронарная артерия (LMCA).

эхо-сигналы обычно регистрируются, только когда имеет место утолщение стенок клапана или когда пациента очень легко обследовать.

Сканирование по короткой оси через аорту и основание сердца (рис.37 плоскость 2) осуществляется поворотом плоскости сканирования (по отношению к плоскости сканирования аорты по длинной оси) приблизительно на 90°.

Рисунок 39 демонстрирует многие структуры сердца, которые можно видеть с помощью такого сканирования. Эти структуры включают аорту, левое предсердие,



Рис. 40. Эхокардиограммы аортального клапана (сканирование по короткой оси) в систолу и диастолу, показывающие правую коронарную (r), левую коронарную (l), и некоронарные (n) створки аортального клапана. У пациента был низкий сердечный выброс, поэтому отверстие аортального клапана в систоле не круглое. LA -

правое предсердие, левый желудочек, аортальный клапан (AV), легочный клапан (PV), трикуспидальный клапан (TV), межпредсердную перегородку AS), левую главную коронарную артерию (LMCA). На рис. 40 представлены эхограммы



Рис. 41. Схема, демонстрирующая положение датчика и направление ультразвукового луча для сканирования левого желудочка и митрального клапана из парастеральной позиции по длинной оси. Как расположение датчика, так и направление луча при сканировании митрального клапана и тела левого желудочка (положение 1) отличаются от таковых при сканировании апикальной части левого желудочка (положение 2).

аорты (сечение по короткой оси) у пациента с хорошо визуализируемыми створками аортального клапана. Правую (г), левую (л) и не коронарную (п) створки аортального клапана у пациента можно легко определить как в диастолу, так и в систолу.

Парастеральная проекция по длинной оси полости левого желудочка находится в несколько иной плоскости, чем сечение

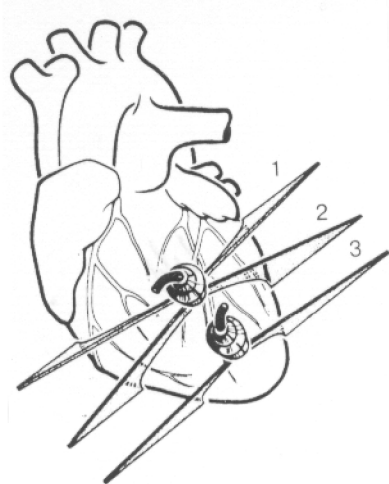


Рис. 44. Положения датчика для исследований левого желудочка в проекциях по короткой оси. Плоскость 1 проходит через митральный клапан, плоскость 2 - через папиллярные мышцы и плоскость 3 - через верхушку левого желудочка.

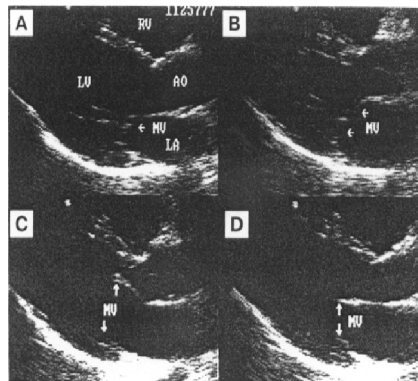


Рис. 42. Последовательные кадры двухмерной эхокардиографии показывающие положение митрального клапана (MV) в конце диастолы (A), в конце систолы (B), в начале диастолы (C), в середине диастолы (D). LV — левый желудочек; RV — правый желудочек; АО - аорта; LA - левое предсердие.

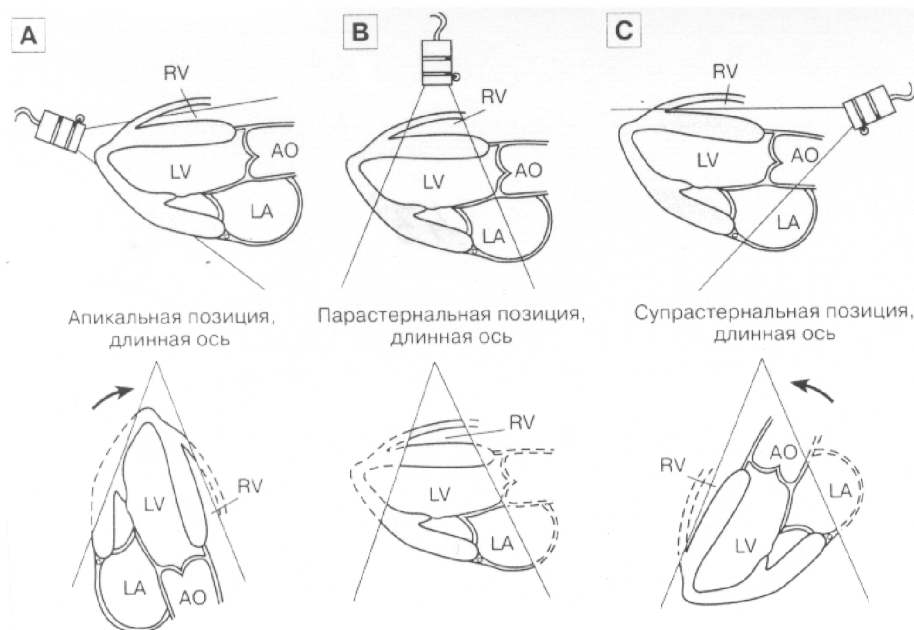


Рис. 43. Схемы, показывающие, как можно получить проекцию по длинной оси сердца из следующих позиций датчика: А-апикальная, В - парастеральная, С - супрастеральная. Супрастеральная проекция по длинной оси имеет скорее теоретическое, нежели практическое значение, так как такую проекцию трудно получить у большинства пациентов. RV - правый желудочек; LV - левый желудочек; LA - левое предсердие; AO - аорта.

выносящего тракта левого желудочка и аорты. Полость левого желудочка лучше регистрируется с помощью положения датчика, приведенного на рис. 41 (плоскость I). Датчик расположен почти перпендикулярно к поверхности грудной клетки. Это самая лучшая проекция для визуализации длинной оси митрального клапана. На рис. 42 показаны 4 двухмерные эхограммы митрального клапана: в конце диастолы (рис.42а), в конце систолы (рис.42в), в ранней диастоле рис. 42с и в средней диастоле (рис. 42д).

На рис. 43 показано, как можно получить проекции по длинной оси из апикального, парастерального или супрастерального доступа. На рис. 44 показаны три положения датчика для проекций левого желудочка по короткой оси. Область средостения одинакова как для плоскости 1, так и для плоскости 2. Просто меняют угол датчика. Для плоскости сечения 3 требуется смещение датчика к нижнему средостению. На рис. 45 демонстрируется результат

сканирования по короткой оси левого желудочка. Первое сечение на уровне митрального клапана (рис. 45а) формируется при сканировании в плоскости 1, как показано на рис. 44. Митральный клапан виден в пределах окружности полости левого желудочка. Положение датчика 2 дает проекцию по короткой оси на уровне папиллярных мышц. Наблюдается эхо-сигнал от папиллярных мышц, захватывающий полость левого желудочка. Сканирование в плоскости 3, как



Рис. 45. Эхограммы, полученные в парастеральной позиции по короткой оси. А - митральный клапан (mv), В - папиллярные мышцы (pm), С - верхушка левого желудочка (AP).

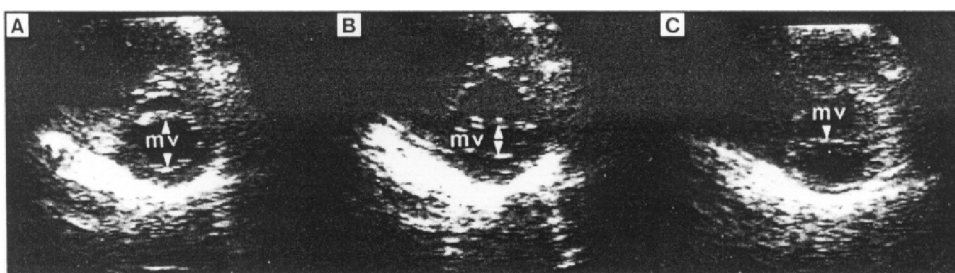


Рис. 46. Эхокардиограммы (парастеральная позиция, короткая ось) митрального клапана (mv) в ранней диастоле (А), средней диастоле (В) и систоле (С).

показано на рис. 44, дает проекцию по короткой оси на уровне верхушки сердца. Не видны ни митральный клапан, ни папиллярные мышцы.

Сечение по короткой оси левого желудочка дает возможность провести исследование митрального клапана. На рис. 46а показан митральный клапан в его открытой позиции, на рис. 46в - частично закрытый митральный клапан, на рис. 46с — полностью закрытый митральный клапан. Поскольку митральный клапан и митральное кольцо постоянно движутся вверх—вниз, визуализацию митрального клапана в течение всего сердечного цикла в одной проекции по короткой оси не всегда легко выполнить. Для того чтобы лучше всего увидеть клапан в диастолу, может понадобиться одна плоскость сканирования, тогда как

закрытие митрального клапана можно лучше всего визуализировать в немного иной плоскости. Митральный клапан и кольцо в систолу движутся по направлению к верхушке, в диастолу - в обратном направлении.

3.2.3. Исследование в М-режиме

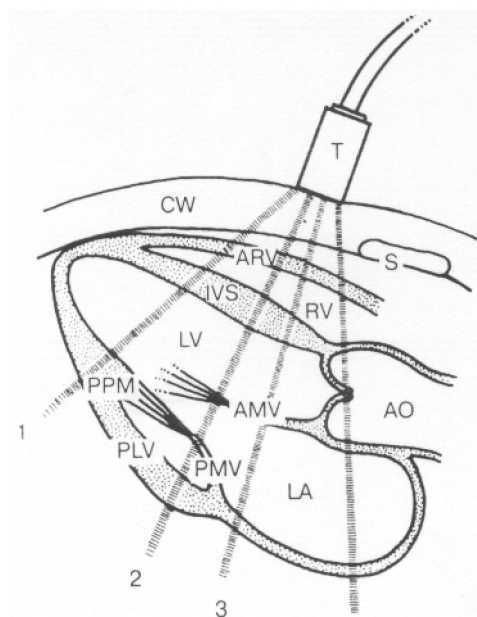


Рис. 48. Поперечное сечение сердца, показывающее структуры, через которые проходит ультразвуковой луч, направление меняется от 1 (луч проходит через верхушку сердца) до 4 (луч проходит через основание сердца). CW - грудная стенка; T - Датчик; S - грудина; ARV - передняя стенка правого желудочка; RV - полость правого желудочка; IVS - межжелудочковая перегородка; LV - левый желудочек; PPM - задняя папиллярная мышца; PLV - задняя стенка левого желудочка; AMV - передняя створка митрального клапана; PMV - задняя створка митрального клапана; AO - аорта; LA - левое предсердие.

Обособленное исследование в М-режиме больше не выполняют. Эхокардиография в М-режиме стала вспомогательной методикой в дополнение к основному двухмерному исследованию. Специальные датчики для М-режима более не производятся.

На рис. 47 показано, как можно расположить линию сканирования на двухмерной эхокардиограмме, чтобы получить запись в М-режиме, одним из отличительных признаков М-модальной эхокардиографии является высокое временное разрешение. По вертикальной оси откладывается расстояние (глубина), по горизонтальной оси - время. Главной особенностью исследования в М-режиме является высокая частота кадров и возможность увидеть едва заметные изменения в движении стенки или клапана.

На рис. 48 показаны четыре позиции для М-режима, которые могут быть получены при парастернальном доступе в проекции подлинной оси. Схема на рис.49 показывает эхограмму в М-режиме, которая будет соответствовать четырем позициям. Позиция 2 сравнима с позицией, показанной на рис. 47. Ультразвуковой луч пересекает камеру левого желудочка на уровне краев створок митрального клапана (AMV, PMV) или хорды. Луч проходит через

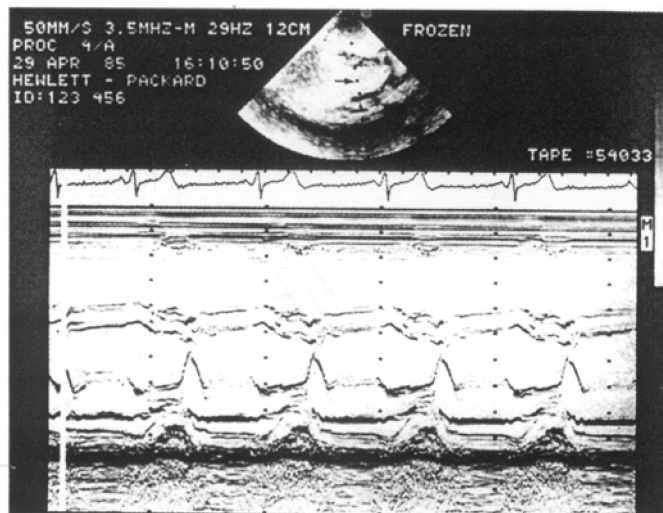


Рис. 47. Одновременно зарегистрированные (с помощью системы с фазированной решеткой) эхокардиограммы в В- и М-режиме. Курсор М-режима (стрелка) на двумерной эхокардиограмме указывает, где получена М-эхокардиограмма.

небольшой участок правого желудочка (RV). Межжелудочковая перегородка, которая является структурой между правым и левым желудочками, имеет достаточно характерный тип движения - в основном вниз или по направлению к левому желудочку в систолу, вверх по направлению к правому желудочку в диастолу. Свободная задняя стенка левого желудочка (PLV) движется в противоположном направлении. Задняя стенка левого желудочка представлена эндокардиальными эхо-сигналами (EN), которые граничат с полостью левого желудочка, и эпикардиальными эхо-сигналами (EP), которые граничат с перикардом (PER). Передняя митральная створка в диастолу имеет М-образную форму, а противостоящая ей задняя створка напоминает букву W. Передняя

стенка правого желудочка тоньше, чем стенка левого желудочка, и движется вниз в систолу и вверх в диастолу. Между грудной стенкой и стенкой правого желудочка может как присутствовать, так и отсутствовать небольшое эхонегативное пространство.

Когда курсор М-режима направлен в сторону верхушки (позиция 1, рис. 48, 49), структуры митрального клапана больше не видны, но можно видеть полосу эхо-сигналов, возникающую от задней папиллярной мышцы (PPM). При движении курсора М-режима к аорте ультразвуковой луч достигает позиции 3. В этой точке задняя митральная створка больше не видна. Задняя стенка левого желудочка переходит в заднюю стенку левого предсердия (PLA). Задняя стенка левого предсердия характеризуется отсутствием движения вперед в систолу. Стенка тоньше, и движение происходит главным образом в диастолу.

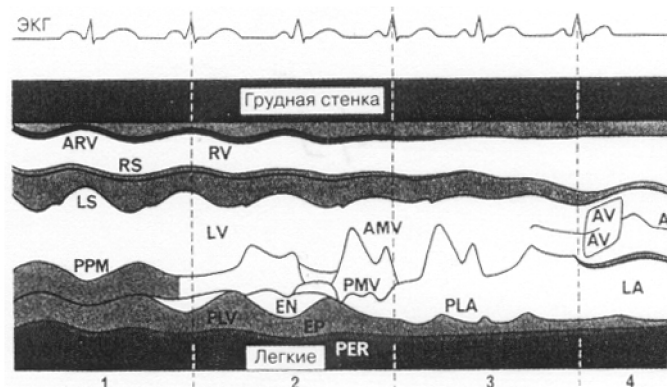


Рис. 49. Схематическое представление эхокардиограммы в М-режиме при изменении направления ультразвукового луча от 1 (луч проходит через верхушку сердца) до 4 (луч проходит через основание сердца). Области между пунктирными линиями соответствуют направлениям луча, как изображено на рис.48 LS - левая перегородка; RS - правая перегородка; EN - эндокард левого желудочка; EP - эпикард левого желудочка; PER - перикард; PLA - задняя стенка левого предсердия. Для объяснения остальных обозначений см. рис.48

Перемещение курсора к аорте и аортальному клапану (позиция 4) визуализирует аортальный клапан (AV), аорту (АО) и левое предсердие (LA). Аорта отображается двумя параллельными эхо-сигналами, которые в основном движутся вперед в систолу и назад в диастолу. Движение аортального клапана

создает на изображении в систолу конфигурацию, похожую на коробку, а в диастолу - линейный эхо-сигнал. Задняя стенка левого предсердия в этом месте имеет относительно малую подвижность.

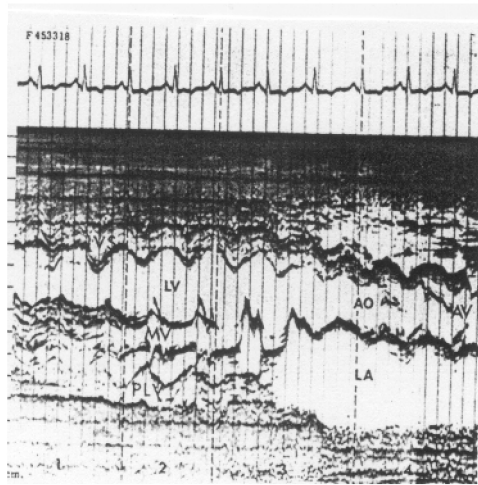


Рис. 50. Эхокардиографическое сканирование сердца в М-режиме. Области между пунктирными линиями соответствуют областям на рис. IVS - межжелудочковая перегородка; LV - полость левого желудочка; MV - митральный клапан; PLV - задняя стенка левого желудочка; AO - аорта; AV - аортальный клапан; LA - левое предсердие.

На рис.50 представлена реальная эхограмма, полученная в результате сканирования в М-режиме по мере того, как курсор М-режима перемещался из области папиллярных мышц (позиция 1) к аорте и аортальному клапану (позиция 4). Это сканирование было фактически получено с помощью специального М-модального датчика, позволяющего выполнять некоторые точные регулировки. Получить такую эхокардиограмму с помощью двухмерного сканирования нелегко, потому что плоскости сканирования в позиции 1 и в позиции 4 не точно идентичны. Наилучшая визуализация митрального клапана получается в плоскости, слегка отличной от плоскости наилучшей визуализации аортального клапана. Таким образом, для того, чтобы зарегистрировать

эхограмму рассматриваемого типа, придется не только перемещать курсор М-режима, но и изменять плоскость сканирования.

3.3. Допплерографическое исследование

Эффект Доплера

При отражении от неподвижного объекта ультразвуковые волны будут иметь такую же частоту, как и испускаемые датчиком. Если отражающий объект движется по направлению к излучателю, частота отраженного сигнала будет выше, чем излучаемая частота. И наоборот, если отражающий объект движется от датчика, отраженная частота будет ниже, чем излучаемая частота.

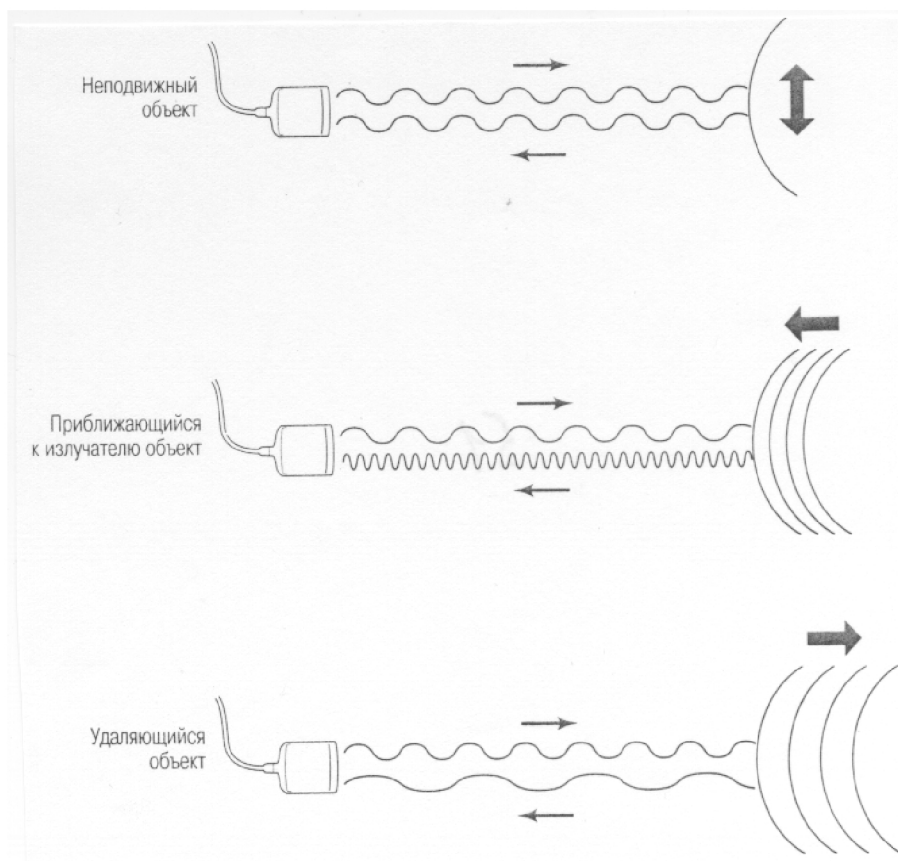


Рис. 51. Эффект Доплера.

Разница между излучаемой и принимаемой частотами пропорциональны скорости, с которой объект приближается к излучателю или удаляется от него. Это явление называется эффектом Доплера, а разница между излучаемой и принимаемой частотами называется доплеровским сдвигом частот.

Клиническое применение доплерографии

Хотя недорогая доплеровская приставка может использоваться для *определения* сердцебиения плода, все же наилучшая визуализация имеет место при работе в режиме реального времени. Допплер может быть использован для определения кровотока в периферических сосудах у взрослых, однако во многих странах число пациентов, нуждающихся в подобном обследовании, относительно мало, что не оправдывает дополнительное удорожание прибора общего назначения. Эффект Доплера делает возможным определение наличия и

измерение скорости движения потоков, например крови. В крови отражающими элементами являются клетки. Для измерения скорости движения существует два режима доплерографии — постоянно-волновой (CW) и импульсный (PW).

1. В постоянно-волновом режиме доплерографии излучение происходит постоянно и измерение скорости потока происходит весьма точно, однако при этом нет разрешения по глубине и все движения по ходу не регистрируются одновременно.
2. В импульсном режиме доплерографии ультразвук излучается импульсами с хорошим разрешением по глубине. При этом имеется возможность избирательного измерения скорости кровотока в отдельном сосуде (рис 52а).

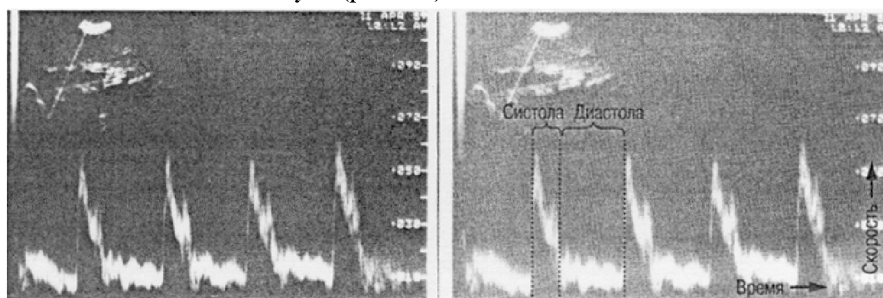


Рис. 52а. Допплерографическое исследование в импульсном режиме, регистрирующее скорость кровотока чуть выше уровня бифуркации аорты.

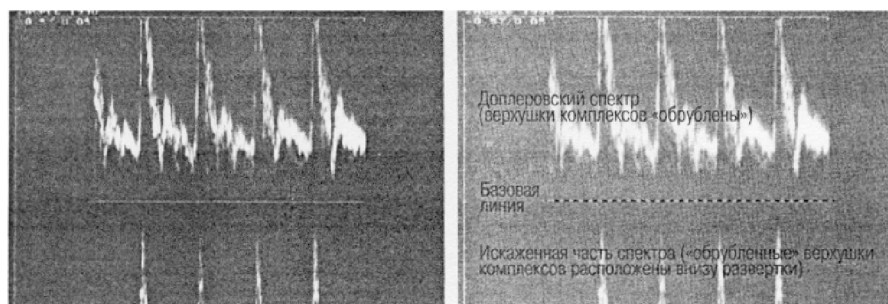


Рис. 52б. Артефакт искажения доплеровского спектра: пик скорости каждой волны расположен ниже базовой линии, определяя этим наличие потока в противоположную сторону. Этот артефакт возникает, когда частота повторения импульса недостаточна для измерения высоких скоростей движения отражающих структур.

Недостатком данного режима является невозможность измерения высоких скоростей потока в глубокорасположенных сосудах, а также возможность искажения спектра скоростей кровотока, когда высокоскоростные потоки ошибочно изображаются как низкоскоростные.

3. Цветовое доплеровское картирование (основные принципы получают дальнейшее развитие). Распределение и направление движения потоков представлены в двухмерном изображении, при этом различные скорости кодируются различным цветом.
4. Режим дуплексного доплеровского сканирования. Кровеносный сосуд изображается в В-режиме, скорость кровотока определяется доплерографически. Такое сочетание В-режима и доплерографии позволяет более точно получить информацию с данного конкретного сосуда (рис 52в,г).



Рис. 52в. Дуплексное доплеровское сканирование внутренней сонной артерии. В левой половине представлена кривая скоростей кровотока, демонстрирующая пульсирующий поток по направлению к датчику. Если бы поток был направлен от датчика, то спектр скоростей кровотока был бы направлен вниз от изолинии. Кривая скоростей носит волновой характер кровотока был бы направлен вниз от изолинии. Кривая скоростей носит волновой характер в соответствии с сердечным циклом. В правой половине развертки представлено изображение в В-режиме, которое показывает, откуда был снят спектр скоростей кровотока.

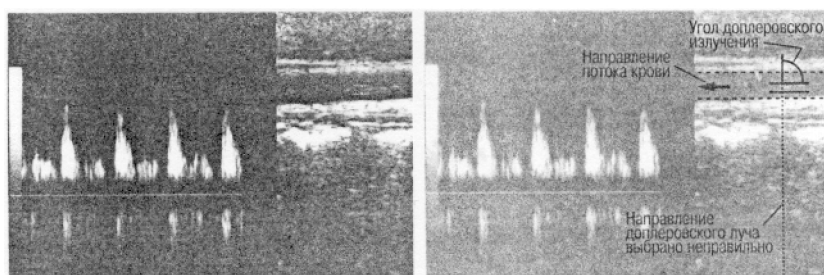


Рис. 52г. Результаты исследования могут быть искажены, если угол сканирования выбран неправильно. Это та же общая сонная артерия, представленная на рис 52в, однако угол сканирования составляет около 90° . В результате поток выглядит турбулентным, хотя на самом деле он совершенно нормален. В данном случае неправильно выбран угол сканирования, а с потоком все в порядке.

3.4. Современные этапы развития ультразвуковых исследований

3.4.1. Контрастная эхография

В самом начале развития эхокардиографии было установлено, что всякий раз, когда жидкость вводилась в сердечно-сосудистую систему, крошечные взвешенные пузырьки создавали облако эхо-сигналов. Это явление было впервые установлено при использовании индоцианиновой зеленой краски при катетеризации сердца. Точно такой же эффект дает почти любая жидкость со взвешенными пузырьками. Облако эхо-сигналов несколько меняется в зависимости от размера и количества пузырьков. Сейчас обычно используемые контрастные агенты включают физиологический раствор, который перемешивается с небольшим количеством воздуха. Воздействие с помощью ультразвука на такие вещества, как йодированный контраст или альбумин, дает контрастный эффект высокого качества. Недавно начали серийно выпускаться контрастные вещества, которые содержат крошечные пузырьки. Одно из них состоит из частиц сахаридов, которые уже содержат пузырьки либо образуют пузырьки *in vivo*.

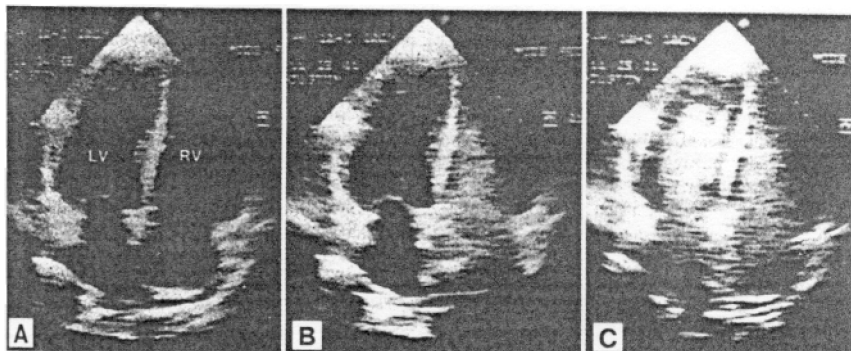


Рис. 53. Эхокардиограмма (апикальная четырехкамерная позиция), показывающая эффект от внутривенного введения контрастного вещества (обработанные ультразвуком микросферы альбумина). Контрастное вещество вначале видно в правом желудочке (B). Затем микросферы проходят через легкие и появляются в левом желудочке (C). LV - левый желудочек; RV - правый желудочек.

Другом веществе используется обработанный ультразвуком альбумин, образующий микропузырьки.. Уникальными особенностями этих двух веществ является то, что пузырьки достаточно малы, чтобы пройти через капилляры.

Пузырьки, которые обычно создаются во взболтанном физиологическом растворе или в обработанном ультразвуком ренографине (мeglюмина диатриазоат), не проходят через капилляры.

На рис. 53 показана внутривенная инъекция обработанного ультразвуком альбумина, который контрастирует правый желудочек, проходит через легочные капилляры и снижает прозрачность полости левого желудочка. Новые выпускаемые контрастные вещества имеют микропузырьки диаметром 2-12 мкм. Только те, которые имеют диаметр менее 10 мкм, проходят через легкие, и только те, которые имеют диаметр более 6 мкм, визуализируются с помощью ультразвука. Таким образом, идеальный пузырек имеет диаметр 6-8 мкм.

Контрастная эхокардиография используется для установления разнообразных клинических диагнозов. Наиболее общим показанием для ее применения является шунтирование справа налево. Эта методика представляет собой чувствительное средство поиска маленьких шунтов. Кроме того, имеется много работ по использованию контрастной эхографии для снижения прозрачности миокарда в целях определения перфузии. В этих условиях контрастное вещество вводится непосредственно в коронарные артерии или корень аорты.

Контрастная среда также используется для усиления как спектральной, так и цветовой доплерографии].

Эффект контрастирования можно обнаружить при эхокардиографии и спонтанно. Снижение прозрачности крови обычно появляется в виде спиралевидного, похожего на дым облака. Данное явление было выявлено много лет назад и чаще всего имеет место при застое крови. Оно наблюдается у пациентов с расширенным, плохо сокращающимся левым желудочком или аневризмой верхушки

Это явление регулярно наблюдалось при расширении левого предсердия в результате поражения митрального клапана. Эти спонтанные эхо-сигналы в левом предсердии лучше всего наблюдаются с помощью чреспищеводной эхокардиографии, а в левом желудочке посредством трансторакального датчика с частотой 5 МГц.

3.4.2. Цифровая эхография

Традиционно историю эхокардиографии начинают от М-модальной эхокардиографии и продолжают двухмерной, доплеровской, цветовой

доплеровской, чреспищеводной эхокардиографией. Параллельно существует и история регистрации эхокардиографической информации. В первые годы многие эхокардиографисты записывали осциллограммы в М-режиме на поляроидной пленке. Главным прорывом вперед была разработка ленточных диаграммных самописцев, которые позволили легче и точнее регистрировать данные в М-режиме. С появлением двухмерной эхокардиографии появилась необходимость регистрации двухмерного изображения в реальном времени. Некоторые исследователи использовали кинопленку. Потом почти все стали использовать видеозапись. Использовались разнообразные типы видеозаписи, и этот способ остается основой двухмерной эхокардиографии. Из-за большого неудобства хранения больших стоп бумаги для диаграммной записи на ленточных самописцах во многих эхокардиографических лабораториях видеозапись стала использоваться для регистрации всех типов исследования - как для М-модального и доплеровского, так и двухмерного и цветового.

Хотя видеозапись и является чрезвычайно гибким и экономически выгодным средством регистрации и хранения эхокардиографических изображений, все же у него имеются значительные ограничения. Одна из проблем - это тенденция записывать избыточное количество информации. Полное исследование, включающее двухмерное, М-модальное, спектральное доплеровское и цветное доплеровское сканирование, может занять 10—20 мин видеозаписи. Одним из главных недостатков этого подхода является то, что у клинициста часто не хватает терпения просмотреть этот большой объем видеозаписи. Более того, видеозапись не всегда можно получить, так как она все еще может находиться в приборе или на полке вместе с исследованиями 10 или 20 других пациентов на двухчасовой видеоленте. Сам поиск записи нужного пациента на ленте может потребовать у врача в среднем больших затрат времени. В результате относительно мало врачей, не специализирующихся в эхокардиографии, тратят время на просмотр эхокардиограмм на видеоленте. Трудно также показывать видеоленты на конференциях, потому что просмотр несмонтированной видеоленты занимает много времени. Одним из следствий этого является то, что многие кардиологи недостаточно знакомы с эхокардиографией и не смотрят на эхокардиограммы своих пациентов.

Еще одним недостатком видеоленты является ее непригодность для последовательных наблюдений. Эхокардиография - это идеальная методика для



Рис. 54. Стандартный эхокардиограф с компьютером, обеспечивающим «фрейм-грэббинг» (захват кадра) и расположенным ниже видеомэгнитофона. Монитор компьютера находится сверху. Клавиатура во время транспортировки может размещаться в углублении сверху.

проведения множества исследований на данном пациенте. Исследование фактически безболезненно, не причиняет вреда и дешевле, чем другие сложные визуализационные исследования. Однако пытаться просматривать более одного исследования довольно трудно. Обычно просматривают текущее исследование и просто сравнивают его с результатами предшествовавшего исследования. Берут старую ленту и просматривают ее, затем берут текущую ленту и тоже просматривают ее, мысленно сравнивая со старой, поскольку просматривать обе ленты одновременно невозможно. При использовании этой методики о сравнении более двух исследований не может быть и речи.

Альтернативный способ регистрации и хранения эхокардиофамм состоит в применении цифровой записи с сохранением в памяти компьютера ЯМ- Можно использовать так называемый фрейм-грэббер для цифрового захвата отдельных сердечных циклов и хранения их в разных видах.

Рисунок 54 демонстрирует стандартный эхокардиограф с серийно выпускаемым фрейм-грэббером, установленным ниже магнитофона. Монитор компьютера устанавливается сверху. Можно кодировать информацию и отображать на дисплее одно полное изображение, два изображения как разделенное целое или четыре изображения в

виде экрана с четырьмя секциями. Четыре изображения можно просматривать одновременно. Новые цифровые системы могут представлять на экране вплоть до 16 изображений. Цифровые записи преодолевают многие недостатки видеоленты. Они делают исследование легкодоступным для просмотра клиницистом. Индивидуальные исследования можно найти за 10-30 с. Исследование можно просматривать столько, сколько необходимо, без перемотки видеоленты. Цифровой подход идеален для проведения последовательных исследований. Можно легко сравнить два, три или четыре исследования одновременно, чтобы увидеть, произошли или нет какие-либо изменения. Более того, с помощью цифровой регистрации становятся доступными все возможности цифровой технологии: облегчение вычислений с помощью компьютера, автоматические расчеты, передача изображений по компьютерной сети с помощью модема. Отпечатки высокого качества гораздо легче получить с помощью цифровой записи изображения.

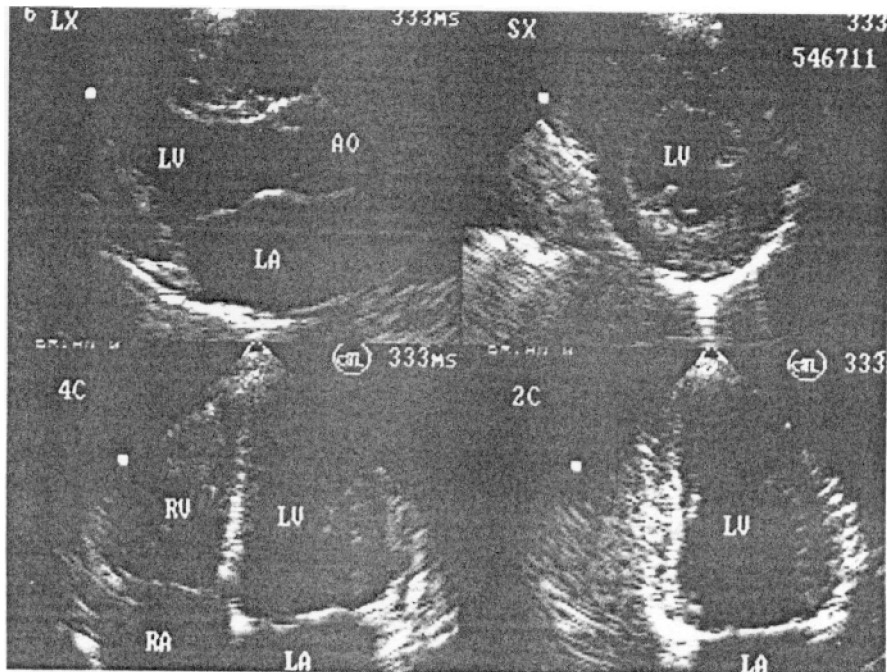


Рис. 55. Двухмерные эхокардиографические изображения, полученные цифровым способом, воспроизводятся на экране, разделенном на 4 части. LX - позиция по длинной оси; SX - позиция по короткой оси; 2C - двухкамерная позиция; 4C - четырехкамерная позиция; LV - левый желудочек; AO - аорта; LA - левое предсердие; RV - правый желудочек; RA - правое предсердие.

На рис. 55 показаны цифровые эхокардиограммы на экране, разделенном на 4 части. Парастернальные длинноосевые и короткоосевые, апикальные четырехкамерные и двухкамерные проекции можно анализировать одновременно. На самом деле эти изображения не были получены одновременно, они последовательно были захвачены путем синхронизации эхокардиограммы с ЭКГ и затем синхронно отображены на экране.

Хранение эхокардиограмм в цифровой форме и их поиск создают проблемы, решение которых требует компромиссов. Пользователь вынужден решать, какая информация в цифровых записях является приоритетной.

В табл. 4 перечислены некоторые факторы, рассматриваемые при цифровой регистрации и запоминании эхокардиограмм. Во-первых, следует выбрать тип видеосигнала. Это может быть композитный видеосигнал или RGB (RGB - аббревиатура английских слов «красный», «зеленый», «синий»). Видеосигнал RGB предпочтителен, особенно при цветовой доплерографии. Источником информации для цифровой регистрации может быть видеолента или, что более предпочтительно, видеоданные, поступающие при исследовании в режиме он-лайн. Запись в режиме он-лайн имеет более высокое качество. Цифровое разрешение изображений, сохраняемых в цифровой форме, может меняться - очевидно, что чем больше разрешение, тем лучше качество изображения. Еще одним важным фактором является использование различных вариантов синхронизации с ЭКГ фиксации (захвата) изображений. Другим важным параметром является число кадров, сохраняемых на один сердечный цикл; при этом задается интервал (задержка) между кадрами. Могут также задаваться начальная задержка и задержка воспроизведения. И наконец, хранение информации может осуществляться в обычном или упакованном (сжатом) виде - сжатие осуществляется для экономии места на машинном носителе. Возможны различные варианты носителей для хранения данных - гибкие диски, жесткие диски, оптические диски, устройства на сетевых серверах.

В идеале хотелось бы иметь наибольшее разрешение, наибольшее число кадров на один сердечный цикл и хранение в обычном (не сжатом) виде. Однако при цифровой регистрации, как и в эхокардиографии в целом, часто необходимы компромиссы. Например, когда надо решить, какой тип машинного носителя для хранения данных использовать. Один сердечный цикл с разрешающей способностью 512x512 пикселей при частоте регистрации 30 кадров/с и хранении в обычном виде требует 7,5 Мб памяти. Цветное изображение требует в 2-3 раз больше. Стандартные недорогие гибкие диски имеют лишь 1,2-1,4 Мб

Таблица 4

Факторы и параметры, влияющие на процесс цифровой регистрации
эхокардиограмм

А. Видеосигнал и монитор	
1.	Видеосигнал поступает с видеокассеты, режим оф-лайн
2.	«Живой» видеосигнал (поступает в процессе исследования), режим он-лайн
а.	Композитное видео
б.	RGB
В. Разрешение	
1.	512x512(512x480)
2.	512x256(512x240)
3.	256 x 256 (256 x 240)
С. Синхронизация с ЭКГ	
1.	Внутренняя синхронизация
2.	Внешняя синхронизация
3.	Режим он-лайн
4.	Режим офф-лайн
D. Число кадров на сердечный цикл	
E. Задержка между кадрами	
F. Начальная задержка	
G. Задержка воспроизведения	
H. Хранение	
1.	В обычном (неупакованном) виде
2.	В сжатом (упакованном) виде
I. Машинный носитель	
1.	Оперативная память
2.	Жесткий диск
3.	Гибкий диск
4.	Оптический диск
5.	Сетевое устройство
6.	Передача с помощью модема на удаленное устройство хранения

памяти. Легко доступны жесткие диски в несколько сот мегабайт. Но даже нескольких сот мегабайт не хватит для длительного хранения исследований

многих пациентов. Таким образом, архив на жестких дисках будет временным. На оптических дисках можно хранить больше исследований, но соответствующие системы воспроизведения довольно дорогие. Обычно на одном оптическом диске хранится много исследований, и многим специалистам одновременно может потребоваться доступ к этому диску. Если все находится на одном оптическом диске в одной системе воспроизведения, то возможность для клиницистов просмотреть свои исследования и провести сравнение последовательных исследований (что является главным аргументом в пользу цифровой эхокардиографии) может оказаться не реализованной на практике.

Возможно, идеальный подход состоит в использовании сети и постоянном хранении множества исследований на так называемом джук-боксе (jukebox) оптодисков (устройство для записи и воспроизведения большого количества оптических дисков). Но даже джук-бокс оптодисков имеет не бесконечную емкость и ставит ограничения на объем памяти, который можно использовать на одно исследование. Использование более 2-3 Мб на одно исследование серьезно ограничило бы возможности даже сети с оптическими дисками. Отсюда следует, что самым практичным было бы минимизировать объем памяти для хранения одного исследования - тогда не только сэкономили бы общий объем памяти, необходимой для хранения, но также снизили бы время поиска. Время, которое клиницист может этому уделить, ограничено. Поиск на оптическом диске 30-кадрового исследования с разрешением 512x512 мог бы занять несколько минут.

Схема, которая использовалась в течение многих лет, включает регистрацию двумерных эхокардиограмм с разрешением 256 x 256 по восемь кадров на один сердечный цикл. Все двумерные (в том числе цветные) изображения обычно запоминаются в виде экрана на котором размещались 4 кадра (рис. 55) для максимизации количества информации при имеющейся цифровой памяти. Более того, изображения сохраняются в упакованном (без применения специальных алгоритмов трансформации изображений) виде с 64 градациями серой шкалы. Цветные изображения, очевидно, требуют больше памяти, но разрешение то же. Обычно для хранения используется только 5 бит для кодирования цвета (т.е. 32-цветная палитра).

Допплеровские и М-модальные изображения запоминаются с разрешением 512 x 240 и хранятся с использованием алгоритма сжатия данных. По мере того как совершенствуются компьютерная технология, машинные носители и алгоритмы сжатия данных, эта схема также может меняться. Но пока

этот метод чрезвычайно полезен и в большинстве случаев обеспечивает необходимой информацией.

В настоящее время цифровая запись позволяет сделать некий «экстракт» (краткий обзор) всего исследования. Цифровой подход пока не обеспечивает достаточно полного хранения информации, чтобы заменить собой запись на видеоленту. Однако при быстром развитии цифровой технологии ситуация может измениться в ближайшем будущем.

3.4.3. Компьютерная обработка эхографических данных

Кроме захвата (запоминания) и архивирования эхокардиографических изображений цифровым способом, компьютеры могут обрабатывать данные для усиления качества или для интерпретации обследования. Качество изображения всегда было очень важным для ультразвуковых исследований. Эхокардиография проводится в довольно сложных условиях, и соотношение сигнал—шум не всегда оптимально. Изготовители интенсивно «массируют» данные цифровым способом прежде, чем данные визуализируются на ультразвуковом мониторе. Существуют методы улучшения качества изображения сверх того, что обеспечивают изготовители. Например, можно цифровым способом усреднить несколько сердечных циклов, чтобы улучшить отношение сигнал—шум.

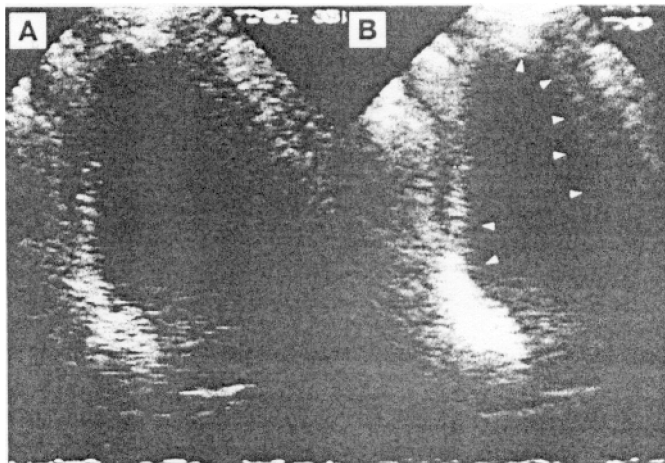


Рис. 56. Эхокардиограммы, демонстрирующие эффект цифрового усреднения. А - обычная эхокардиограмма, В - усредненное цифровым способом изображение, полученное путем суммирования трех аналогичных эхокардиограмм, снятых с различных сердечных циклов. Этот метод улучшает отношение сигнал—шум. Внутриполостные эхо-

сигналы подавляются, а миокардиальные усиливаются. При цифровой обработке изображения лучше видна граница между кровью и миокардом.

Исследователей интересует автоматическая идентификация границы эндокарда для того, чтобы можно было улучшить количественную оценку функции левого желудочка. В одной из методик производится автоматическое определение границы, основанное на идентификации перехода эндокард-кровь. Эта методика анализирует радиочастотный сигнал в реальном времени. Как только контур эндокарда идентифицирован, можно обвести курсором полость и затем отображать в реальном времени график площади, занимаемой на эхограмме полостью левого желудочка (рис.57).

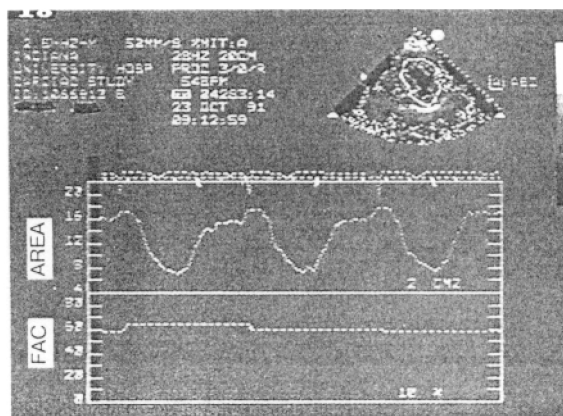


Рис. 57. Иллюстрация демонстрирует, как устройство выделения краев в реальном времени может отображать циклические изменения площади, занимаемой на эхограмме левым желудочком. Область интереса нарисована вокруг полости левого желудочка, и устройство кадр за кадром автоматически определяет площадь. Графики показывают изменения площади (AREA) и доли изменения площади (FAC).

3.4.4. Идентификация тканей

Ультразвук используется для идентификации тканей в течение многих лет. Исследователи использовали разнообразные методики для распознавания типов тканей различных органов. Экспериментальные данные указывают, что отраженный звуковой сигнал отличается у различных типов тканей. Большинство работ включает исследование интегрированного спектра обратного

рассеивания; при этом анализируется «сырой» радиочастотный сигнал, т.е. сигнал, не подвергнутый цифровой и видеообработке.

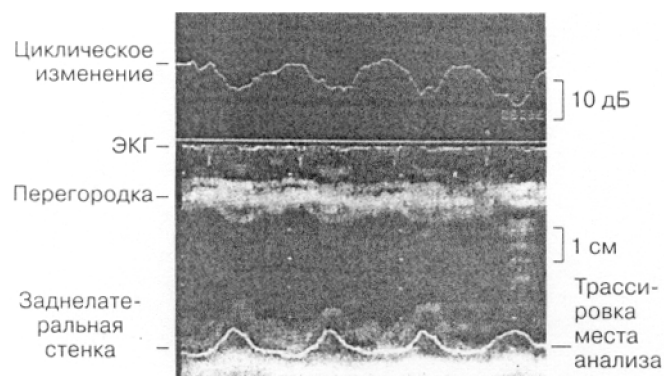


Рис. 58. Эхокардиограмма в М-режиме показывает, как можно трассировать интеграл обратного рассеивания задней стенки левого желудочка. Циклическое изменение обратного рассеивания отображается вверху в виде графика.

На рис. 58. показана эхокардиограмма в М-режиме, по которой выполняется тканевая идентификация. Обратное рассеивание и эхокардиограмма в М-режиме анализируются при размещении курсора в центральной части изображения миокарда. У здорового индивидуума выявляется циклическое изменение обратного рассеивания. Если миокард ишемизирован, то никаких циклических изменений не наблюдается.

3.4.5. Трехмерная эхография

Вскоре после появления двухмерной эхографии исследователи начали разрабатывать методы получения трехмерных ультразвуковых изображений сердца. До сих пор большинство усилий направлялось на реконструкцию по двумерным изображениям. Если известно положение ультразвукового датчика в пространстве и если границы эндокарда оцифрованы, то можно получить трехмерную реконструкцию полости левого желудочка.

На рис. 59 представлена одна из первых попыток такого типа исследований. Со времени этих первых попыток были разработаны многочисленные методики.

Новые разработки намного сложнее и точнее, но в основном базируются на той же самой методике. Благодаря высококачественной визуализации при

чреспищеводном доступе значительный интерес был проявлен к трехмерной реконструкции сердца с использованием чреспищеводной визуализации.

На рис. 60 показана трехмерная реконструкция чреспищеводного эхокардиографического исследования с применением многоплоскостного датчика. Получая томографические срезы сердца под множеством углов, можно записать информацию, достаточную для получения трехмерной реконструкции данного исследования. После того как информация попадает в компьютер, можно манипулировать с ее изображением. Структуры можно визуализировать

многими способами.

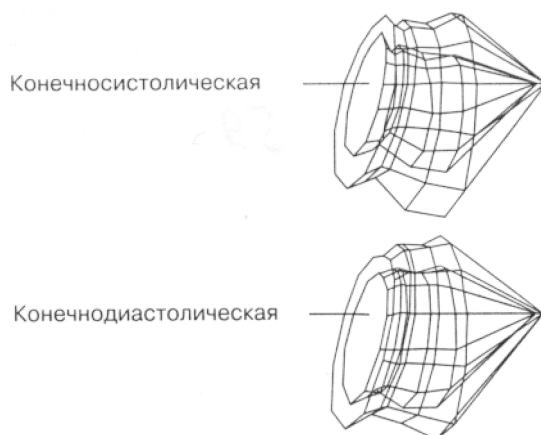


Рис. 59. Компьютерная реконструкция изображения трехмерной эхокардиограммы левого желудочка в конце диастолы и в конце систолы.

На рис. 61 демонстрируется тип реконструкции и исследования коронарной артерии, выполненного с помощью внутрисосудистого ультразвукового датчика. Существуют различные способы отображения трехмерных изображений.

Несколько исследователей разрабатывают трехмерную визуализацию в реальном

времени. Используя сканеры с электронной фазированной решеткой матричного типа и параллельную обработку, можно создать «пирамидальную» развертку (рис.62). Истинно трехмерным лучом можно создать двухмерные срезы почти в любой плоскости, включая так называемые С-срезы (рис. 63.), которые представляют собой по существу фронтальные сечения (плоскости, параллельные поверхности датчика). На рис. 64- демонстрируется, как можно с помощью С-срезов воссоздать трехмерный (объемный) объект.

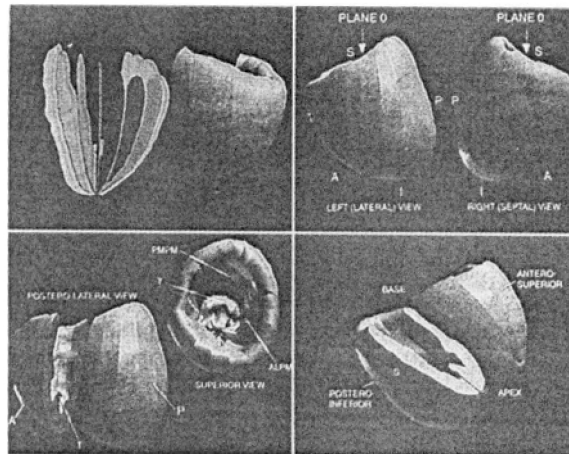


Рис. 60. Трехмерная реконструкция чрестицеводного исследования. Это исследование было получено с помощью множества чрестицеводных изображений. Датчик поворачивается на различные углы для получения множества срезов. Эта иллюстрация демонстрирует некоторые способы представления трехмерного изображения. S - межжелудочковая перегородка, T - трабекулы, A - переднелатеральная стенка, ALPM - заднелатеральная папиллярная мышца, I - нижняя стенка, LW - латеральная стенка, P - задняя стенка, PMDM - задне медиальная папиллярная мышца, plane 0 - плоскость (срез) 0, view - вид, left (lateral) - левый (боковой), right (septal) - правый (перегородочный), antero-superior - передне-верхний, superior - верхний postero-lateral - задне-боковой, postero-inferior - задне-нижний.

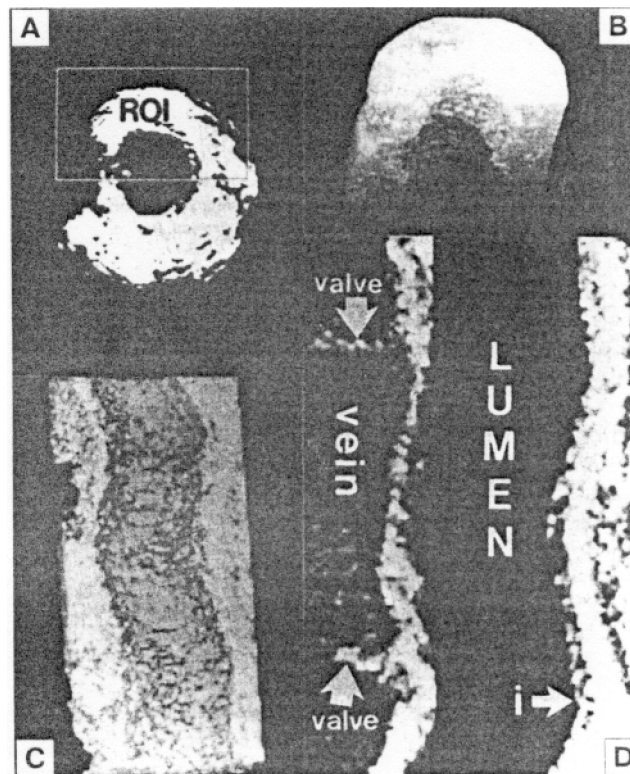


Рис. 61. Трехмерная реконструкция внутрисосудистого ультразвукового исследования артерии. А - область интереса (ROI). В - та же область, но в трехмерном представлении. Цилиндрическое изображение можно поворачивать для показа внутренней поверхности (С). Также можно воссоздать сагиттальный срез просвета (D). lumen - просвет, i - интима, vein - вена, valve - клапан.

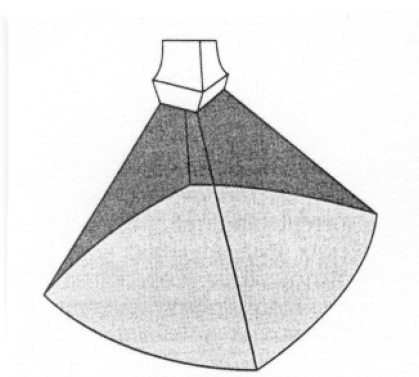


Рис. 62. Схема трехмерного пирамидального сканирования.

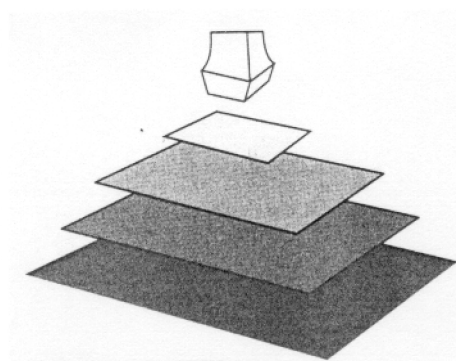


Рис. 63. Схема С-сканирования. С-срезы показаны параллельными, а не перпендикулярными к датчику

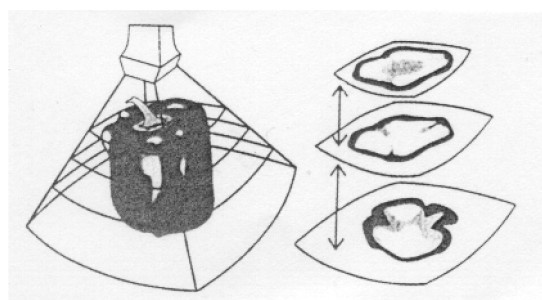


Рис. 64. Схема, демонстрирующая, как можно воссоздать трехмерные (объемные) объекты с помощью последовательных параллельных срезов через объект.

4. УЛЬТРАЗВУКОВЫЕ ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ

4.1. Классификация диагностических приборов

Среди всех средств медицинской интроскопии или, другими словами, средств визуализации внутренних органов и структур ультразвуковые диагностические приборы занимают особое место. Это объясняется рядом существенных достоинств ультразвукового метода исследований, основные из которых следует перечислить.

1. Высокая диагностическая информативность, обусловленная чувствительностью к физическим и физиологическим изменениям характеристик биологических тканей.
2. Способность оценивать динамические характеристики движущихся структур, прежде всего кровотока.
3. Безвредность обследований для пациента и врача, что обеспечивается достаточно низким уровнем излучаемой мощности ультразвука.
4. Относительно небольшие размеры и вес аппаратуры.

Известны ограничения и недостатки ультразвукового метода диагностики:

- невозможность получения информации о газосодержащих структурах (легкие, кишечник);
- трудность получения диагностических данных при наблюдении через Структуры со значительным отражением, а также затуханием и рассеянием ультразвука (костные ткани, уже упоминавшиеся газосодержащие структуры);
- малая чувствительность при исследовании органов и тканей с незначительным различием акустических характеристик.

Количество моделей ультразвуковых приборов, выпускаемых различными фирмами, достаточно велико, и для того, чтобы ориентироваться в этом многообразии, полезно ввести определенную классификацию приборов.

Естественно систематизировать приборы по функциональным возможностям и назначению, а также по техническому уровню и качеству выполняемых функций.

Имея в виду функциональные возможности и назначение, можно выделить универсальные и специализированные ультразвуковые приборы.

Универсальные приборы можно разделить на три основных типа в зависимости от используемых в них режимов работы (табл. 5). Характерный вид изображений для основных и дополнительных режимов работы представлен в табл. 6, для специальных режимов работы - в табл. 7

Таблица 5

Классификация универсальных ультразвуковых приборов по наличию режимов

Режимы работы	Ультразвуковые сканеры	Ультразвуковые сканеры со спектральным доплером	Ультразвуковые системы с цветовым доплеровским картированием
B (2D)	+	+	+
M(TM)	+	+	+
D		+	+
CFM			+
B+B	+	+	+
B+M	+	+	+
B+D		+	+
B + D + CFM		+	+
PD			+
TD			+
3D			+
Нативная гармоника			+

* Указанный режим используется не во всех приборах данного типа.

Таблица 6

Универсальные диагностические приборы

I. Основные режимы работы	
B (или 2D)	M (или TM)

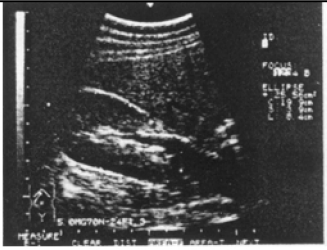
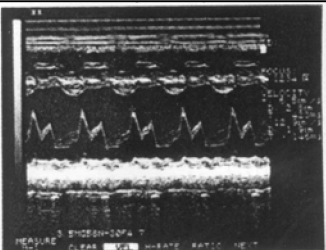
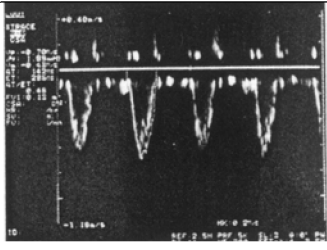
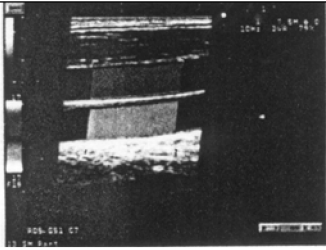
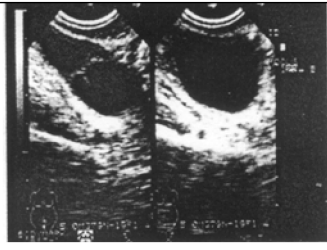
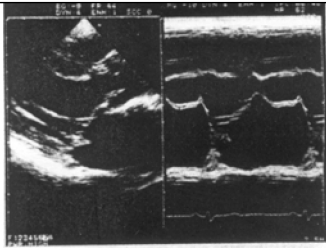
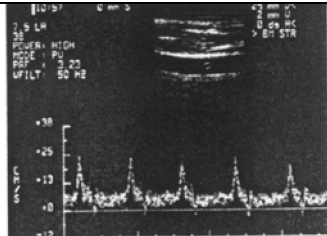
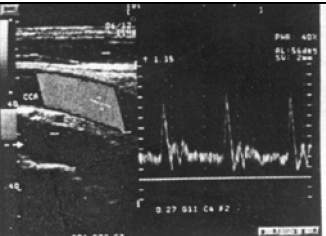
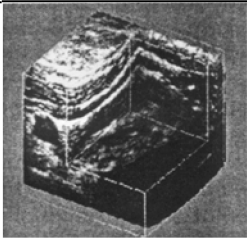
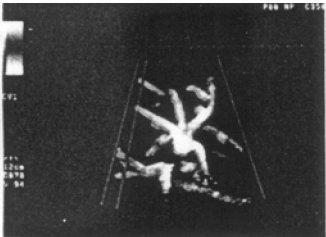
	
D – спектральный доплер (режим CW или PW)	CFM – цветное доплеровское картирование
	
II. Дополнительные режимы работы	
B + B (или B/B)	B + M (или B/M)
	
B + D – дуплексный режим	B + D + CFM – триплексный режим
	

Таблица 7

Специальные режимы работы ультразвуковых диагностических приборов

<i>PD – энергетический доплер</i>	<i>TD – тканевой доплер</i>
	
<i>3D – трехмерное акустическое изображение</i>	<i>Нативная гармоника – получение изображения на 2-й гармонике ультразвукового сигнала</i>
 	 

1. **Ультразвуковые сканеры.** Приборы, предназначенные прежде всего для получения двухмерного черно-белого акустического изображения.

Основные режимы работы (modes)*:

- В (или 2D) - двухмерное изображение;
- М (или ТМ) - одномерная яркостная эхограмма с разверткой во времени.

Дополнительные режимы: В + В, В + М.

2. **Ультразвуковые сканеры со спектральным доплером.** Иногда они называются дуплексными приборами. Отличаются от обычных ультразвуковых сканеров тем, что дополнительно имеют возможность оценивать спектр скоростей кровотока доплеровским методом.

Основные режимы работы:

- В (2D);
- М(ТМ);
- D - спектральный анализ скоростей кровотока с использованием импульсноволнового доплера (PW) и в ряде случаев непрерывноволнового доплера (CW).

Дополнительные режимы: В + В, В + М, В + D (дуплексный).

3. **Ультразвуковые системы с цветовым доплеровским картированием.** Иногда они называются приборами с цветовым доплером. Это приборы с максимальным количеством функций. Помимо режимов, которые имеются в сканерах со спектральным доплером, этот класс приборов имеет возможность отображения двухмерного распределения скоростей кровотока, выделяемых цветом на двухмерном серошкальном изображении тканей.

Основные режимы работы:

- В (2D);
- М(ТМ);
- D(PW и CW);
- CFM - цветное доплеровское картирование кровотока.

Дополнительные режимы: В + В, В + М, В + D (дуплексный), В + D + CFM (триплексный).

Помимо перечисленных могут использоваться специальные режимы:

- PD - энергетический доплер;
- TD - тканевый доплер;
- 3D - трехмерное изображение;
- тканевая(нативная) гармоника. В наиболее совершенных моделях отдельных фирм могут применяться и другие специальные режимы.

К группе специализированных ультразвуковых диагностических приборов относятся приборы достаточно ограниченного медицинского применения.

4. **Офтальмологические ультразвуковые приборы (эхеофтальмометры).** Это диагностические приборы для

визуализации структур глаза, использующие двухмерное и (или) одномерное изображение.

Основные режимы работы:

- В (2D);
 - А - одномерная эхограмма с отображением амплитуд сигналов на различных глубинах. Основной режим работы: D (PW и CW).
5. **Фетальные мониторы.** Ультразвуковые приборы, предназначенные для измерения частоты сердечных сокращений (ЧСС) плода доплеровским методом.

Основной режим работы: измерение ЧСС плода и статистическая оценка параметров изменения ЧСС.

6. **Приборы для внутрисосудистых исследований.** Редко выпускаемые приборы, в которых используются специальные датчики для инвазивного обследования сосудов, аналогичные тем, которые иногда входят в состав универсальных ультразвуковых сканеров. Основной режим работы в (2D). * *Приборы для транскраниальных обследований (эхоэнцефалоскопы).* Применяются для обследования мозга (обычно через височную область черепа).

Основные режимы работы:

А - одномерная амплитудная эхограмма;

D (PW) - дополнительно к режиму А.

Приборы для обследования носовых и лобных пазух (синускопы).

Основной режим работы: А - одномерная амплитудная эхограмма.

7. **Приборы для ветеринарии.** Специально для ветеринарии приборы выпускаются редко. Обычно используются универсальные приборы со специализированными датчиками для ветеринарии.

Основные режимы работы:

В (2D);

М (TM).

Иногда могут использоваться режимы D и CFM.

8. **Приборы для литотрипсии.** Это приборы, входящие в состав экстракорпоральных литотрипторов и обеспечивающие наведение фокуса ударного воздействия на конкременты, а также контроль за процессом разрушения конкрементов.

Основные режимы работы:

В (2D);

B + B (B/B).

Функциональные возможности перечисленных выше универсальных и специализированных приборов определяются не только имеющимися в них режимами работы, но и набором датчиков и дополнительных устройств, которые могут быть подключены к прибору, вычислительными программами, устройствами запоминания, архивирования и регистрации диагностической информации.

Области медицинского применения в основном определяются типом датчиков, работающих с ультразвуковым прибором и наличием специализированных режимов работы.

Качество получаемой информации зависит от технического уровня прибора - чем сложнее и совершеннее прибор, тем выше качество диагностической информации. Как правило, по техническому уровню приборы делят на четыре группы: 1) простые приборы; 2) приборы среднего класса; 3) приборы повышенного класса; 4) приборы высокого класса (иногда называемого high-end).

Среди изготовителей и пользователей ультразвуковой диагностической техники отсутствуют согласованные критерии оценки класса приборов, так как имеется очень большое количество характеристик и параметров, по которым можно сравнивать приборы между собой. Тем не менее, можно оценить уровень сложности аппаратуры, от которой в значительной мере зависит качество получаемой информации. Одним из основных технических параметров, определяющих уровень сложности ультразвукового сканера, является максимальное число приемных и передающих каналов в электронном блоке прибора, так как чем больше число каналов, тем лучше чувствительность и разрешающая способность - основные характеристики качества ультразвукового изображения.

В простых (как правило, переносных) ультразвуковых сканерах число каналов передачи-приема не более 16, в приборах среднего и повышенного класса 32, 48 и 64. В приборах высокого класса число каналов может быть более 64, например 128, 256, 512 и даже более. Как правило, ультразвуковые сканеры высокого и повышенного класса являются приборами с цветовым доплеровским картированием.

Приборы высокого класса обычно используют в максимальной мере современные возможности цифровой обработки сигналов, начиная практически

с выхода датчиков. По этой причине такие приборы называют цифровыми системами или платформами (digital system).

В конце пособия приведен каталог современных ультразвуковых приборов, производимых рядом известных фирм и поставляемых в российские медицинские учреждения.

4.2. Основные режимы работы

Режим В (2D). Из всех возможных способов получения диагностической информации о биологических структурах с помощью ультразвука наибольшее распространение имеет способ получения двухмерного изображения. При этом применяется периодическое излучение УЗ импульсов во внутренние структуры организма и прием сигналов, отраженных акустическими неоднородностями структур. Совокупность принятых сигналов, называемых эхо-сигналами, позволяет построить акустическое изображение биологических тканей на специальном индикаторе (мониторе). Таким образом, информация получается прежде всего за счет отражения УЗ колебаний и образования эхо-сигналов - вторичных сигналов, распространяющихся в сторону, обратную направлению излучения. Величина(уровень) эхо-сигналов определяется отражающими свойствами границ раздела структур, что прежде всего связано с различием акустических характеристик структур. Кроме того, на характеристики акустического изображения влияют такие физические эффекты, как:

- преломление - изменение направления распространения УЗ сигналов при переходе из одной среды в другую;
- рассеяние - многократное переотражение УЗ сигналов на мелких неоднородностях;
- поглощение УЗ сигналов вследствие вязкости среды.



Рисунок 65. Структурная схема получения двухмерного изображения в УЗ приборе.

В общем виде структурная схема получения акустического изображения



Рис. 66. Датчик и УЗ лучи (крупно)

представлена на рис. 65. Датчик (зонд) обеспечивает излучение УЗ сигналов в определенных направлениях и прием отраженных эхо-сигналов с этих же направлений. Изменяя направление излучения-приема, датчик осуществляет сканирование, т.е. последовательный «просмотр» обследуемой области. Для того чтобы избежать потерь мощности УЗ сигналов при прохождении через воздух, в котором затухание сигналов резко возрастает, между поверхностью обследуемого объекта (тела пациента) и рабочей поверхностью датчика наносится слой специального геля, хорошо проводящего ультразвук.

Излучение и прием УЗ сигналов в процессе сканирования осуществляется периодически, при этом каждый раз в ограниченной области пространства, которая называется УЗ лучом.

На рис 66 в укрупненном масштабе изображен луч 1, который ориентирован в соответствии с направлением своей оси (штрихпунктир). В режиме излучения границы луча (сплошная линия) определяют область, в которой в основном сосредоточена излучаемая мощность. Конечно, это не означает, что за пределами границы мощность сразу спадает до нуля - это физически невозможно. Граница является условной и обычно проводится по точкам, в которых уровень мощности излучения уменьшается по сравнению с максимальным уровнем на данной глубине в определенное число раз, например в 4 раза (минус 6 децибелов, кратко -6 дБ) или в 10 раз (-10 дБ). Максимальный уровень излучения на каждой глубине имеет место вдоль оси луча. Все сказанное относится к режиму излучения, и луч в этом случае мы называем передающим.

В начале очередного цикла сканирования устройство управления сканированием (см. рис.65) обеспечивает установку луча датчика в положение 1 (Рис 65, 66) Устройство передачи-приема сигналов формирует короткий передающий электрический импульс, который поступает на датчик. В датчике электрический импульс преобразуется в зондирующий акустический импульс, который излучается в направлении оси луча. Зондирующий импульс начинает движение внутрь биологического объекта, распространяясь со скоростью, близкой к скорости звука в воде ($C \approx 1500$ м/с). Напоминаем, что за пределами луча 1 зондирующий импульс быстро уменьшается по мощности, и только в пределах границ луча его уровень достаточно велик. По мере движения в пределах луча зондирующий импульс уменьшается по мощности вследствие отражения, рассеяния и поглощения части его энергии.

Сразу же по окончании излучения зондирующего импульса датчик вместе с устройством передачи-приема переходит из режима передачи в режим приема сигналов. При этом можно говорить о приемном луче датчика, определяющем пространственную область, в которой датчик имеет максимальную чувствительность на прием. Луч на излучение (передачу) и приемный луч совпадают по направлению и близки по виду, но в общем случае не обязательно одинаковы по форме, что определенным образом влияет на акустическое изображение.

Если на пути зондирующего импульса, который продолжает свое путешествие в границах передающего луча, встречаются акустические неоднородности (например, а, и б, на рис. 1 и 2), часть мощности зондирующего

импульса в виде эхо-сигналов отражается в различных направлениях, в том числе и в направлении на датчик (рис. 67).

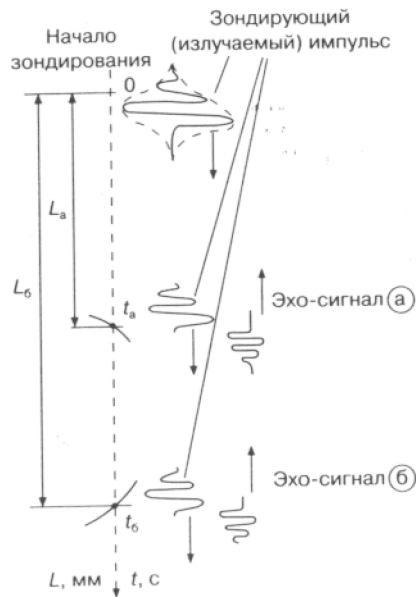


Рис. 67. Определение расстояния до отражающих неоднородностей.

Учитывая то обстоятельство, что зондирующий импульс распространяется не только в пределах передающего луча, но и за его границами (хотя и существенно меньшего уровня), характеристики приемного луча чрезвычайно важны для получения качественного акустического изображения. Если приемный луч такой же ширины, как и передающий, это позволяет практически исключить прием эхо-сигналов из области за пределами общих границ лучей.

Эхо-сигналы от неоднородностей (a_1 и b_1 на рис 66) в пределах границ лучей при достаточном уровне отражения принимаются датчиком, преобразуются в электрические импульсы и после усиления в устройстве

передачи-приема поступают в устройство преобразования, обработки и запоминания сигналов (рис 65). На выходе этого устройства формируются сигналы в виде, позволяющем отображать их на телевизионном мониторе. Эхо-сигналы отображаются в виде яркостных отметок на невидимой линии, соответствующей оси УЗ луча 1. На рис. 65, где показан вид экрана монитора, оси лучей обозначены пунктиром. Информация в виде яркостных отметок вдоль осей называется акустическими строками. Яркость отметок на акустических строках соответствует амплитуде принятых эхо-сигналов.

Точно так же, как и для луча 1, осуществляется излучение и прием сигналов в следующем зондировании в направлении луча 2. Ось луча 2 отстоит от оси луча 1 на расстоянии, соизмеримом с шириной луча. При этом принимаются эхо-сигналы от неоднородностей, находящихся в границах луча 2 (a_2 и b_2 на рис 66). Таким же образом осуществляется зондирование в лучах 3, 4 и т.д. до последнего луча n . Оси всех лучей находятся в одной плоскости, которая называется плоскостью сканирования. Все эхо-сигналы, принятые и

преобразованные прибором, отображаются на телевизионном мониторе на акустических строках, каждая из которых соответствует своему лучу. В результате образуется яркостное изображение, отсюда и название В-режим (от слова brightness - яркость). Другое обозначение для В-режима - 2D-режим (от слова two-dimensional - двухмерный).

Акустическое изображение с достаточно высокой точностью воспроизводит геометрические формы внутренних структур. Каким образом? Прежде всего за счет того, что взаимное расположение акустических строк на экране монитора в определенном масштабе точно воспроизводит взаимное расположение осей соответствующих лучей, переключаемых в процессе сканирования. Положение отражающих неоднородностей вдоль акустической строки может быть вычислено посредством измерения времени прихода эхо-сигналов от них относительно начала зондирования (рис 67). Здесь используется то обстоятельство, что скорость распространения ультразвукового импульса в мягких тканях не сильно варьирует в зависимости от типа тканей (как правило, в пределах $\pm 5\%$) и близка к скорости ультразвука в воде. Рис. 68. Поэтому глубину расположения отражающего образования по оси луча (акустической строке) можно вычислить по формуле

$$L = tC/2, \quad (11)$$

где L - расстояние отражателя до датчика, t - интервал времени между началом зондирования и моментом прихода эхо-сигнала, C - усредненная скорость ультразвука в мягких тканях (обычно принимается $C \approx 1540$ м/с).

Деление на 2 учитывает, что за время t сначала расстояние L проходит зондирующий сигнал, а потом эхо-сигнал проходит тот же путь обратно. Время t может быть достаточно точно измерено, скорость C полагается известной, поэтому величина L определяется в приборе для каждого эхо-сигнала, и в соответствии с результатом этого вычисления яркостная отметка отображается на акустической строке.

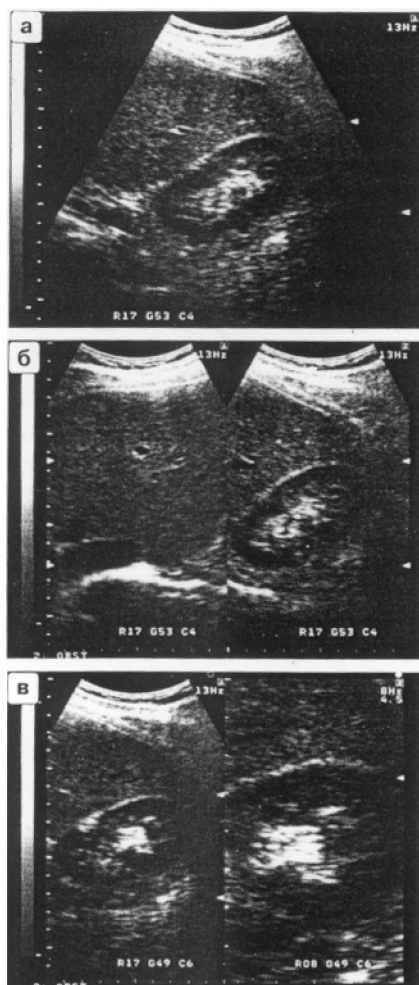


Рис 68. В-эхограммы, полученные в различных режимах: а - В-режим, б - режим В + В. в - режим В + В в сочетании с zoom.

Типичный вид В-эхограмм дан на рис 68. На рис 68а показана эхограмма, полученная в В-режиме. а на рис 68б одновременно две эхограммы в режиме В + В (или режиме В/В), который очень часто используется, чтобы сравнивать изображения, полученные в разное время, в разных ракурсах, или изображения парных органов.

В приборах высокого класса используется режим В + В, в котором второе изображение есть увеличенная в масштабе часть первого изображения, выделенная исследователем (рис 68в). Режим увеличения в масштабе выделенной части изображения называется zoom.

Для завершения рассмотрения структурной схемы УЗ сканера следует сказать, что входящее в его состав устройство управления с микропроцессорами и клавиатурой обеспечивает управление режимами работы, измерение и вывод необходимой служебной информации на экран монитора. В качестве устройств регистрации получаемых эхо-изображений, как правило, используется видеопринтер и видеоманитофон.

А-режим. Это самый простой вид отображаемой информации, для получения которой не требуется сканирование. Зондирование осуществляется при неизменном направлении акустического луча, и на экране монитора отображается А-эхограмма в виде амплитудных значений эхо-сигналов от неоднородностей, находящихся на различных глубинах в пределах луча (рис. 69)

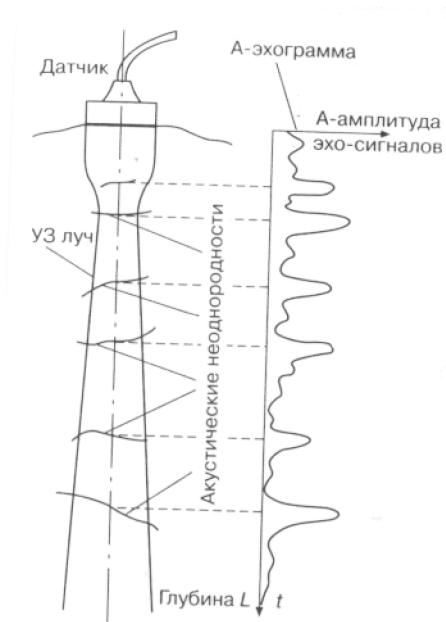


Рис 69 Получение А-эхограммы.

А-эхограмма и соответствующий ей А-режим работы получили свое обозначение от слова *amplitude* (амплитуда). Амплитуды фиксируются на экране как функции времени t или глубины L , что позволяет информировать исследователя не только о глубине расположения структур, но и об уровне эхо-сигналов от них.

До недавнего времени А-режим использовался как дополнительный во всех приборах двухмерного изображения, представляя возможность анализа амплитудной информации в выбранном луче (акустической строке) помимо яркостной информации об эхо-сигналах. Сейчас в большинстве двухмерных сканеров А-режим не

используется. Одной из причин *этого* является то, что динамический диапазон яркостных сигналов в В-режиме на экране современного прибора вполне достаточен для анализа уровня эхо-сигналов, что достигается за счет большого числа градаций яркости (градаций «серой шкалы»).

А-режим применяется как самостоятельный в ряде специализированных диагностических приборов, используемых в офтальмологии, при транскраниальных исследованиях головного мозга, а также для обследования носовых и лобных пазух.

В *офтальмологии* А-режим и специальные высокочастотные датчики с частотой УЗ сигналов 10-20 МГц, а иногда и выше, используются для точной биометрии глазных структур, в частности для измерения толщины роговицы, хрусталика, определения факта отслоения сетчатки и глубины расположения инородных включений в стекловидном теле (рис. 70).

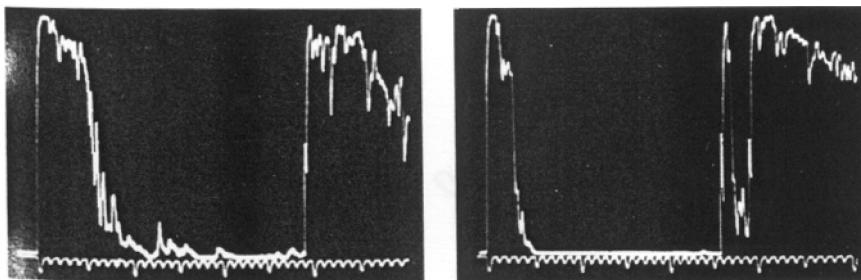


Рис. 70. А-эхোগраммы на экране эхо-офтальмометра

При транскраниальных обследованиях А-режим наряду с доплеровским режимом является одним из способов получения информации о структурах головного мозга. Применение двухмерного режима (В-режима) для УЗ исследования мозга через кости черепа затруднено, потому что УЗ луч, проходя через кость, настолько деформируется (расфокусируется), что при сканировании не удастся получить двухмерное изображение с хорошим качеством.

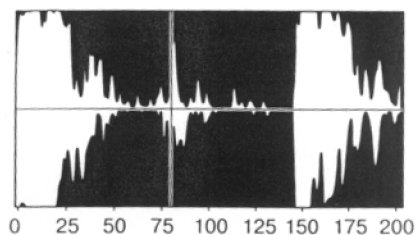


Рис 71. А-эхограмма мозга, полученная в эхоэнцефалоскопе.

В ряде медицинских применений, например в травматологии, А-режим дает возможность получать полезную для диагностики информацию. Прибор А-режима для транскраниальных обследований называется эхоэнцефалоскопом (рис. 71)

Для диагностики при

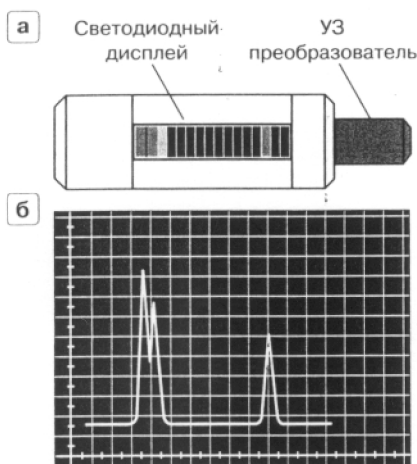


Рис 72. А-эхограмма при обследовании носовых и лобных пазух с отображением: а -на светодиодном дисплее, б-на электронно-лучевом мониторе.

фронтитах, гайморитах и синуситах используются простые приборы А-режима с отображением информации не только на электронно-лучевом мониторе, но и на жидкокристаллическом или светодиодном дисплее (рис. 72)

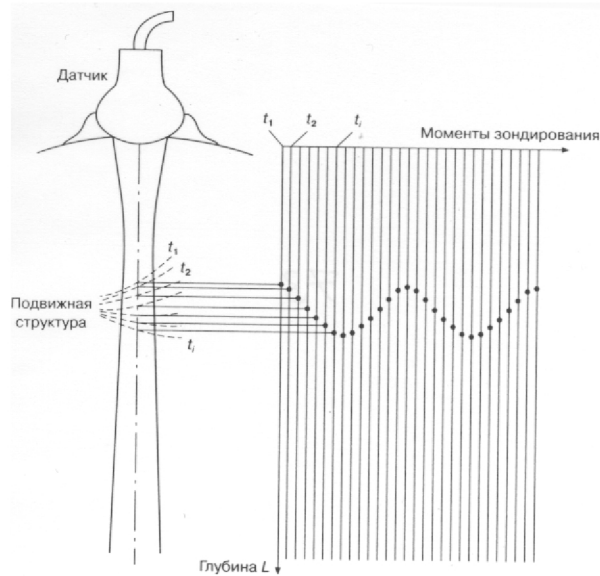


Рис. 73. Получение М-эхограммы.

М-режим. М-режим работы используется для регистрации изменения пространственного положения подвижных структур во времени. Отсюда и название режима - от слова motion - движение (иногда ТМ - от слов time motion - движение во времени). Наиболее часто режим используется для исследования движения структур сердца.

В М-режиме зондирование

периодически повторяется в одном и том же направлении акустического луча. При формировании М-эхограммы в каждом зондировании амплитудная информация об эхо-сигналах с различных глубин отображается в виде отметок различной яркости вдоль вертикальной линии на экране (акустической строки). Следующему зондированию соответствует своя линия, расположенная правее предыдущей, и в процессе перемещения столбца с каждым новым зондированием формируется двухмерная М-эхограмма (рис. 73)

Положение яркостных отметок по вертикали пропорционально глубине отражающей структуры (например, сердечного клапана). На горизонтальной оси меняются моменты зондирования (t_1 , t_2 ... и т.д.), каждому из которых соответствует новое положение подвижных структур. С помощью М-эхограммы можно количественно оценивать геометрическое смещение подвижных структур и измерять изменение взаимного положения различных структур (например, просвет в клапанах сердца, изменение размера желудочка и т.д.).

М-режим широко используется в кардиологии, как правило вместе с В-режимом. В процессе сканирования в В-режиме исследователь выбирает необходимый ракурс наблюдения, потом с помощью курсорной линии на В-эхограмме выбирается направление зондирования (направление оси УЗ луча) для М-режима, после чего положение датчика фиксируется рукой и включается режим М. Специальные датчики для М-режима в современных приборах не используются, и получение М-эхограмм обеспечивается датчиками, применяемыми для В-режима.

Как правило, используются следующие режимы отображения М-эхограммы на экране прибора

- М - режим отображения только М-эхограммы;
- В + М - режим одновременного отображения двухмерной В-эхограммы и М-эхограммы.

Одновременно с М-эхограммой могут отображаться синхронно с ней во времени доплеровский спектр кровотока в сосудах или сердце, а также электрокардиограмма по одному из отведений. Эти режимы отображения используются в эхокардиографах - специализированных ультразвуковых приборах для обследования сердца и сосудов.

В заключение следует сказать о временных характеристиках получения М-эхограммы. Частота периодического зондирования составляет не менее 20 Гц. Длительность отображаемой М-эхограммы во времени - от 1 до 16 с (время развертки).

В некоторых приборах вместо серошкального яркостного отображения амплитудных значений эхо-сигналов используется цветовое кодирование сигналов различного уровня (цветная М-эхограмма).

4.3. Преобразователи

Одним из основных узлов любого ультразвукового (УЗ) 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.

Многообразие УЗ преобразователей велико, однако в большинство из них входят одни и те же компоненты (рис. 74)

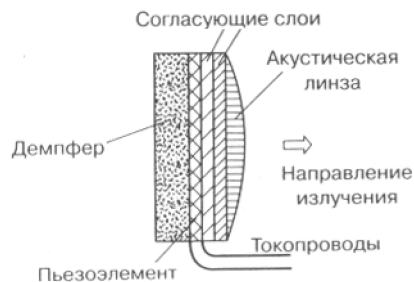


Рис. 74. Ультразвуковой преобразователь.

Пьезоэлемент или решетка пьезоэлементов. Изготавливаются из специального материала (обычно пьезокерамики), обладающего свойством пьезоэффекта. Способность преобразовывать механические (в частности ультразвуковые) колебания в электрическое напряжение называется прямым пьезоэффектом.

Изменение размеров элемента под

действием электрического напряжения и связанная с этим способность преобразовывать колебания электрического напряжения в механические (ультразвуковые) колебания называется обратным пьезоэффектом. Пьезоэлементы преобразуют электрические сигналы, поступающие из электронного блока прибора, в ультразвуковые сигналы (обратный пьезоэффект). Это происходит при излучении сигналов. В процессе приема эхо-сигналов пьезоэлементы преобразуют приходящие к датчику ультразвуковые сигналы в электрические сигналы (прямой пьезоэффект). На излучающую поверхность пьезоэлемента и на противоположную (тыльную) поверхность наносятся электроды - тонкие слои токопроводящего металла (как правило, серебра), а к ним припаиваются проводники - токопроводы. По ним поступают электрические сигналы возбуждения в режиме излучения и с них же в режиме приема снимаются эхо-сигналы, преобразованные в электрические. От материала и качества изготовления пьезоэлемента прежде всего зависит такая характеристика прибора, как чувствительность. Пьезокерамика, из которой изготавливаются пьезоэлементы, очень хрупкий материал, поэтому датчики

требуют бережного обращения. В современных приборах все чаще находят применение пьезоэлементы, изготовленные из пьезокомпозитов, - материалов, помимо пьезокерамики включающих в свой состав органические наполнители. Эти материалы позволяют достичь более высоких характеристик чувствительности и разрешающей способности.

Демпфер. Основное назначение демпфера соответствует его названию- это частичное смягчение (демпфирование) механических колебаний пьезоэлемента. Делается это для того, чтобы максимально расширить полосу

ультразвуковых частот, излучаемых и принимаемых датчиком, что повышает продольную разрешающую способность прибора. Другая обязанность демпфера - поглощать излучение тыльной стороны пьезоэлемента. т.е. той, которая обратна рабочей стороне, контактирующей с телом пациента.

Согласующие слои. Наносятся на рабочую (излучающую и принимающую сигналы) поверхность пьезоэлемента поверх электрода. Служат для согласования акустических сопротивлений материала пьезоэлемента и биологических тканей. Хорошее согласование совершенно необходимо для того, чтобы обеспечить передачу с минимальными потерями акустических (ультразвуковых) сигналов от пьезоэлемента в биологическую среду и наоборот, а следовательно, повысить чувствительность датчика.

Акустическая линза. Изготовленная из материала со специально подобранными свойствами, акустическая линза фокусирует УЗ луч. т.е. обеспечивает минимальную ширину луча в определенном диапазоне глубин и. следовательно, улучшает разрешающую способность. Одновременно акустическая линза выполняет роль протектора - защитного слоя, предохраняющего пьезопреобразователь от ПОВРЕЖДЕНИЙ в процессе работы.

Для изготовления УЗ преобразователя используются высококачественные материалы и сложное современное технологическое оборудование. Вот почему УЗ преобразователи - это дорогие изделия, и в мире можно буквально по пальцам пересчитать фирмы, которые умеют их делать на необходимом уровне.

Поэтому многие производители УЗ приборов применяют в своих приборах датчики с УЗ преобразователями, изготовленными специализированными фирмами. Надо сказать, что абсолютное большинство производителей УЗ диагностической техники использует в своих приборах датчики, которые могут применяться в приборах только этой фирмы, хотя по основным характеристикам датчики различных фирм часто очень близки или

просто одинаковы, но отличаются конструкцией, формой, электрическим разъемом и т.д.

Несмотря на общие принципы построения УЗ преобразователей, существует большое количество различных конфигураций пьезоэлементов, которые применяются в соответствующих типах датчиков.

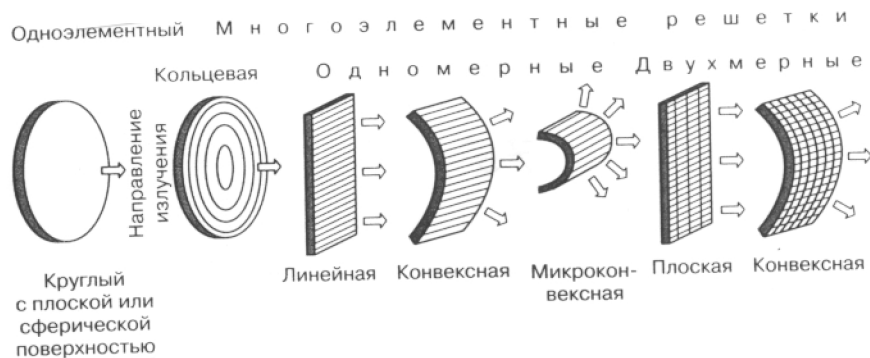


Рис. 75. Конфигурация пьезоэлементов в различных типах датчиков.

Можно выделить следующие основные типы пьезоэлементов (рис. 75)

- одноэлементный (single element);
- многоэлементная кольцевая решетка (annular array);
- многоэлементные одномерные решетки (multiple elements 1D array):
- линейная (linear);
- конвексная, или выпуклая (convex);
- микроконвексная, или выпуклая с малым радиусом кривизны (microconvex);
- многоэлементная плоская двухмерная решетка (2D array);
- многоэлементная конвексная двухмерная решетка.

Перечисленные конфигурации используются в датчиках, отличающихся между собой видами сканирования.

4.4. Типы датчиков

Типы датчиков и их названия определяются использованием в них различных ультразвуковых преобразователей и способов сканирования. В зависимости от вида преобразователей можно выделить:

- *секторные механические датчики* (sector mechanical probe) - с одноэлементными или многоэлементными кольцевыми решетками;

- *линейные датчики (linear probe)* - с многоэлементными линейными решетками;
- *конвексные и микроконвексные датчики (convex или microconvex probe)* - с конвексными и микроконвексными решетками соответственно;
- *фазированные секторные датчики (phased array probe)* - с многоэлементными линейными решетками;
- *датчики с двухмерной решеткой, линейные, конвексные и секторные.*

Здесь мы назвали основные типы датчиков, не оговаривая их медицинское назначение, рабочую частоту и конструктивные особенности.

Рабочая частота является важнейшей характеристикой датчика, надо стремиться использовать датчики с большей частотой, так как они обеспечивают более высокое качество изображения, однако следует помнить, что при этом уменьшается глубина исследования. Поэтому выбор частоты датчика обусловлен максимальной глубиной расположения органов и структур, представляющих интерес для врача-диагноста. В ряде случаев при обследовании тучных пациентов приходится применять датчики с частотой 2,5 МГц, у которых максимальная рабочая глубина ≈ 240 мм, однако разрешающая способность при использовании таких датчиков и, следовательно, качество изображения хуже, чем при частоте 3,5 МГц. С другой стороны, для обследования структур, расположенных на очень малых глубинах, применяются датчики с частотой более 10 МГц.

Внешний вид датчиков очень разнообразен, но большинство наиболее часто используемых видов датчиков в приборах различных фирм похожи и отличаются несущественными конструктивными элементами и размерами.

На рис. 76 показаны основные типы датчиков для наружного обследования и их характерный вид. Рабочая поверхность датчиков, которая контактирует с телом пациента, на рисунке изображена более темной.

В *секторных механических датчиках* (рис. 76а, 76б) рабочая поверхность (защитный колпачок) закрывает объем, в котором находится перемещающийся по углу одноэлементный или кольцевой УЗ преобразователь. Объем под колпачком заполнен акустически прозрачной жидкостью для уменьшения потерь при прохождении УЗ сигналов. Основной характеристикой секторных механических датчиков помимо рабочей частоты является угловой размер сектора сканирования α , который указывается в маркировке датчика (иногда

дополнительно дается длина соответствующей дуги H рабочей поверхности).
Пример маркировки: 3,5 МГц/90°.

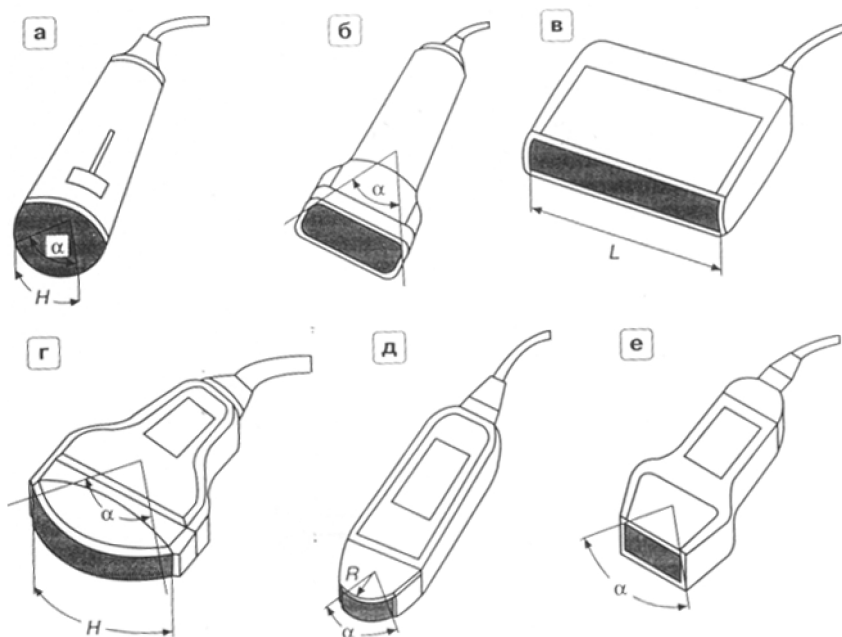


Рис. 76. Основные типы датчиков для наружного обследования. а, б – секторные механические (а – кардиологический, б – с водной насадкой); в – линейный электронный; г – конвексный; д – микроконвексный; е – фиксированный секторный.

В линейных, конвексных, микроконвексных и фазированных (секторных) датчиках электронного сканирования рабочая поверхность совпадает с излучающей поверхностью УЗ преобразователя, которая называется апертурой, и равна ей по размерам. Характерные размеры апертуры используются в маркировке датчиков и помогают определиться при выборе датчика.

В линейных датчиках характерной является длина апертуры L (рис.76в), так как именно она определяет ширину прямоугольной зоны обзора. Пример маркировки линейного датчика: 7.5 МГц/42 мм.

Следует иметь в виду, что ширина зоны обзора в линейном датчике всегда меньше на 20-40% длины апертуры. Таким образом, если указан размер апертуры 42 мм. ширина зоны обзора - не более 34 мм.

В *конвексных* датчиках зона обзора определяется двумя характерными размерами - длиной дуги H (иногда ее хорды), соответствующей выпуклой рабочей части, и угловым размером сектора сканирования α в градусах (рис.76г). Пример маркировки конвексного датчика: 3,5 МГц/60°/60 мм. Реже для маркировки используется радиус R кривизны рабочей поверхности. например: 3.5 МГц/60R (радиус - 60 мм).

В *микрokonвексных* датчиках характерным является R - радиус кривизны рабочей поверхности (апертуры), иногда дополнительно дается -угол дуги α , определяющий угловой размер сектора обзора (рис.76д). Пример маркировки: 3,5 МГц/20R (радиус - 20 мм).

Для *фазированного* секторного датчика дается угловой размер сектора электронного сканирования в градусах. Пример маркировки: 3.5 МГц/90°.

Изображенные на рис.76 датчики используются для наружного обследования. Помимо них существует большое количество внутриволостных и узкоспециализированных датчиков, в которых используются те же виды УЗ преобразователей, что представлены на рис. 75.

Целесообразно ввести классификацию датчиков по областям медицинского применения.

1. *Универсальные датчики для наружного обследования (abdominal probe).* Универсальные датчики применяются для обследования абдоминальной области и органов малого таза у взрослых и детей.

В основном в качестве универсальных используются конвексные датчики с рабочей частотой 3.5 МГц (для взрослых) или 5 МГц (для педиатрии), реже 2,5 МГц (для глубоко расположенных органов). Угловой размер сектора сканирования: 40°-90° (реже - до 115°). длина дуги рабочей поверхности - 36-72 мм.

До недавнего времени в качестве универсальных широко использовались линейные датчики с рабочей частотой 3,5 (реже 5) МГц и длиной рабочей части от 64 до 125 мм (большие размеры были особенно популярны в акушерстве для наблюдения плода).

Сейчас отдается предпочтение конвексным датчикам. В базовой комплектации практически любого прибора чаще всего указывается конвексный датчик 3,5 МГц/60°/60 мм или близкий ему по характеристикам.

2. *Датчики для поверхностно расположенных органов (small parts probe).* Применяются для исследования неглубоко расположенных

малых органов и структур (например, щитовидной железы, периферических сосудов, суставов и т.д.).

Рабочая частота - 7,5 МГц, иногда 8 или 10 МГц. Тип датчика - линейный размером 29-50 мм. реже конвексный, микроконвексный или секторный механический с водной насадкой (рис. 76) с длиной дуги 25-48 мм.

3. *Кардиологические датчики (cardiac probe)*. Для исследования сердца используются датчики секторного типа, что связано с особенностью наблюдения через межреберную щель. Применяются датчики механического сканирования (одноэлементные или с кольцевой решеткой) и фазированные электронные. Рабочая частота - 3,5 или 5 МГц.

Иногда для кардиологии используется микроконвексные датчики с частотой 3,5 (5) МГц и радиусом кривизны от 10 до 20 мм.

В последнее время для наблюдения сердца в приборах высокого класса с цветовым доплеровским картированием применяется чреспищеводный (транссфогагальный) датчик. Подробнее о нем - в п. 5 «Внутриполостные датчики».

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. Это возможно благодаря малым размерам пациентов. 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.

Трансвагинальные (интравагинальные) датчики (transvaginal or endovaginal probe).

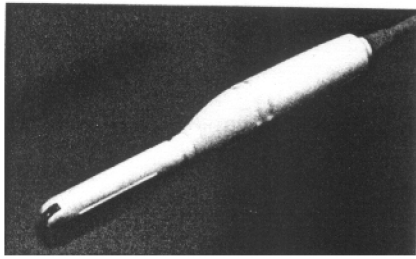


Рис. 77. Трансвагинальный датчик.

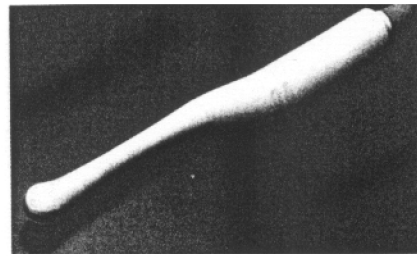


Рис. 78. Ректальный биплановый датчик.

На рис. 77 представлено изображение такого датчика. Как правило, трансвагинальные датчики бывают секторного механического или микроконвексного типа с углом обзора от 90° до 270° . Ось сектора обычно расположена под некоторым углом относительно оси датчика. Рабочая частота 5, 6 или 7,5 МГц.

Иногда используются трансвагинальные датчики с двумя УЗ преобразователями, плоскости сканирования которых расположены под углом 90° друг к другу. Это так называемые биплановые трансвагинальные датчики.

Трансректальные датчики (*transrectal or endorectal probe*). Датчики в основном применяются для диагностики простатита. Имеется несколько типов таких датчиков. 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.

Иногда используются биплановые ректальные датчики.

На рис.78 показан такой датчик с линейным и конвексным УЗ преобразователями. Рабочая частота трансректальных датчиков - 7,5 МГц (реже 4 и 5 МГц). Специфическая особенность этих датчиков - наличие канала подвода воды для заполнения одеваемого на рабочую часть резинового мешочка. Заполнение его водой осуществляется после введения датчика в область исследования и необходимо для того, чтобы обеспечить акустический контакт со стенками прямой кишки.

Интраоперационные датчики (intraoperative probe). Датчики вводятся в операционное поле, поэтому выполняются очень компактными.

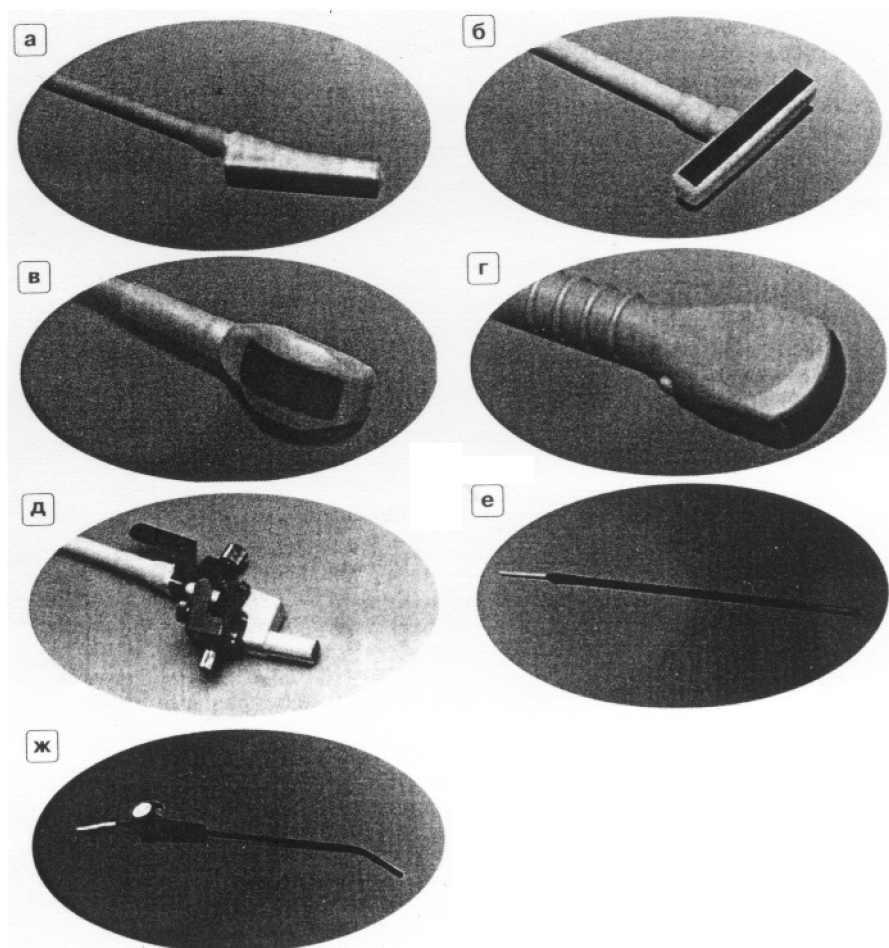


Рис. 79. Интраоперационные датчики: а - I-типа б - T-типа, в - пальцевого типа. г,д - для нейрохирургии, е, ж - лапароскопические.

В зависимости от формы и расположения рабочей поверхности относительно кабеля различают датчики I-типа (рис.79а) и T-типа (рис. 79б). Как правило, в датчиках применяются линейные преобразователи длиной от 38 до 64 мм. Иногда применяются конвексные УЗ преобразователи с большим радиусом кривизны. Рабочая частота 5 или 7.5 МГц.

К интраоперационным относятся конвексные, надеваемые на палец датчики (finger type probes) (рис. 79в), нейрохирургические датчики (рис.79г,

79д) и лапароскопические датчики (жесткие или гибкие) (рис.-79е, 79ж). 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 (рис.80)

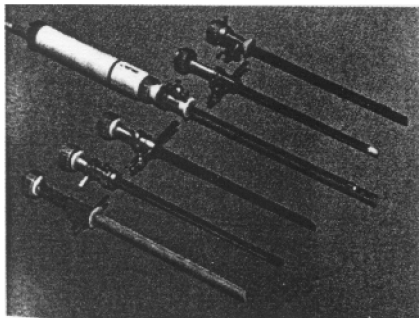


Рис. 80 Трансуретральные датчики.

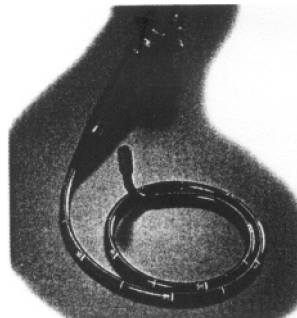


Рис. 81. Чреспищеводный датчик.

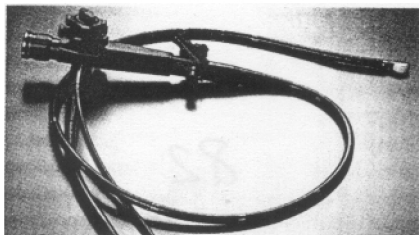


Рис. 82. Гибкий оптический эндоскоп с УЗ преобразователем

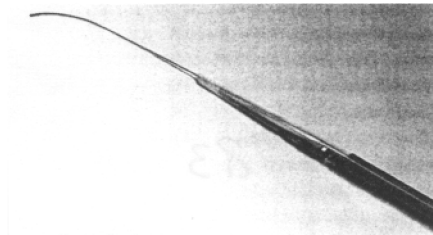


Рис. 83. Внутрисосудистый датчик.

Чреспищеводные датчики (transesophageal probes). Этот вид датчика используется для наблюдения сердца со стороны пищевода. Конструирован по тому же принципу что и гибкий эндоскоп, с аналогичной системой управления ракурсом наблюдения. Применяется секторное механическое, конвексное или фазированное секторное сканирование. Рабочая частота 5 МГц

В современных системах часто используются датчики бипланового типа с двумя секторными УЗ преобразователями (рис.81)

Интересна идея конструктивного объединения гибкого оптического эндоскопа с УЗ датчиком для применения в диагностике желудочных заболеваний (рис. 82)

Внутрисосудистые датчики (intravascular probes). Используются для инвазивного обследования сосудов. Сканирование - секторное механическое (обычно круговое - 360°). Рабочая частота 10 МГц и более (рис. 83)

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 рабочей поверхности (апертуре).

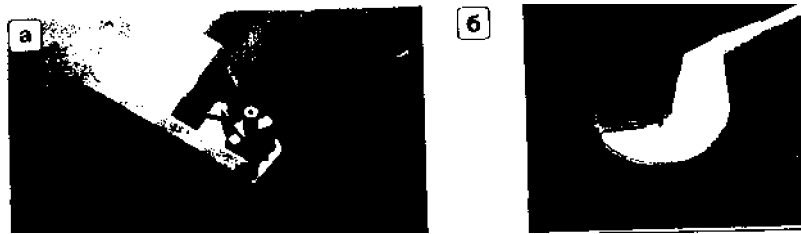


Рис. 84. Биопсийные датчики: а - линейный, б - конвексный.

На рис. 84а и 84б показаны линейный и конвексный биопсийные датчики для наружного обследования. Надо сказать, что трансвагинальный и трансректальный датчики очень часто конструктивно выполняются так, чтобы обеспечивать биопсию, и поэтому тоже могут считаться биопсийными.

Вследствие технологической сложности выполнения специализированных биопсийных датчиков и, следовательно, их более высокой стоимости большинство фирм использует так называемые *биопсийные адаптеры* - приспособления для наведения биопсийных игл. Адаптер может жестко крепиться на корпусе обычного датчика и является съемным (рис. 85а,85б).

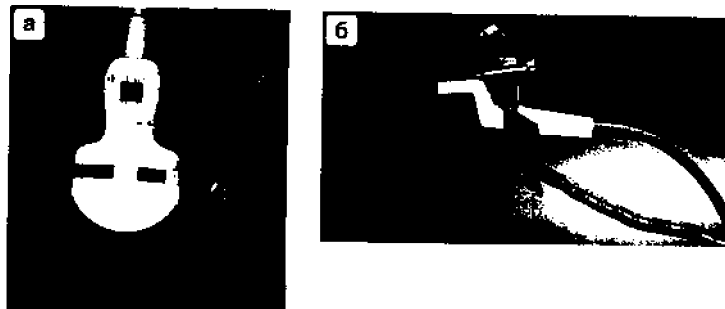


Рис. 85. Адаптеры для биопсии, закрепленные на корпусе конвексного (а) и нейрохирургического датчика (б).

7. *Узкоспециализированные датчики.* Большинство датчиков, о которых говорилось выше, имеют достаточно широкий спектр применения. В то же время можно выделить группу датчиков узкого применения, и о них следует сказать особо.

Офтальмологические датчики (ophthalmology probes). Датчики используются в специальных УЗ диагностических приборах для офтальмологии и позволяют получать изображения внутренних структур глаза. Сканирование чаще всего механическое секторное или конвексное. Рабочая частота 10 МГц и более. Сектор сканирования 30°-45°.

Датчики для транскраниальных исследований (transcranial probes). Применяются для обследования мозга через кости черепа (в височной или затылочной области). Обычно это датчики с одноэлементным УЗ преобразователем и без пространственного сканирования. Рабочая частота 2 МГц (иногда 1 МГц). В современных сложных системах сейчас начали применяться сканирующие транскраниальные датчики.

Датчики для диагностики синуситов, фронтитов и гайморитов. Используются в соответствующих узкоспециализированных УЗ приборах (типа «Синускан») для обследования носовых и лобных пазух. Датчики без пространственного сканирования. Рабочая частота 3 МГц.

Датчики для ветеринарии (veterinary probes). Используются в специальных УЗ приборах для ветеринарии или в универсальных УЗ диагностических приборах.

8. *Широкополосные и многочастотные датчики.* В современных сложных приборах все большее применение находят широкополосные датчики. Эти датчики конструктивно оформлены аналогично обычным датчикам, рассмотренным выше, и отличаются от них тем, что используют широкополосный УЗ преобразователь, т.е. датчик с широкой полосой рабочих частот.

Чем шире полоса частот, тем короче зондирующий импульс и тем лучше разрешающая способность. В обычных датчиках относительная ширина полосы рабочих частот равна $\Delta f/f_0 \approx 0.4-0.5$, где Δf - ширина полосы частот, а f_0 - центральная (номинальная) частота датчика, указываемая в маркировке или названии датчика.

В широкополосных датчиках относительная ширина полосы может превышать 1, что приводит к существенному улучшению разрешающей способности, особенно в ближней и средней зонах по глубине. На больших глубинах расширение полосы сказывается меньше из-за более сильного поглощения с глубиной высокочастотных составляющих сигнала.

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 а относительная ширина полосы на каждой из частот такая же, как в обычном датчике. Чаще всего применяются двухчастотные и трехчастотные датчики. Типичные примеры комбинации частот в двухчастотных датчиках - 3-5, 4-7 или 5-10 МГц.

9. *Допплеровские датчики.* Датчики применяются только для получения информации о скорости или спектре скоростей кровотока в сосудах. Об этих датчиках рассказывается в разделах, посвященных доплеровским УЗ приборам.
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.

4.5. Способы сканирования

В режиме В (2D-режиме) используется несколько видов сканирования, о которых уже говорилось. Здесь мы рассмотрим более подробно принципы реализации различных видов сканирования.

1. Секторное (механическое) сканирование. В этом виде сканирования ось УЗ луча (акустическая строка) перемещается по углу так, что зона изображения имеет вид сектора. В датчиках секторного механического сканирования угловое перемещение УЗ луча получается за счет вращения или качания вокруг некоторой оси УЗ преобразователя, излучающего и принимающего УЗ сигналы (рис. 86).

Датчики с вращением (роторного типа) и датчики с качанием преобразователя ранее применялись очень широко. В настоящее время области их применения сузились, однако и сейчас они распространены, так как имеют следующие *преимущества*. * Возможность использования УЗ преобразователей с высокой частотой (10 МГц и более) и малыми размерами для офтальмологии, уретральных и сосудистых исследований.

- ❖ Единственный на сегодня способ реализации секторного сканирования в диапазоне углов от 120° до 360°. * Возможность применять кольцевые (аннулярные) УЗ преобразователи с высокой

поперечной разрешающей способностью не только в плоскости сканирования, но и в плоскости, ей перпендикулярной.

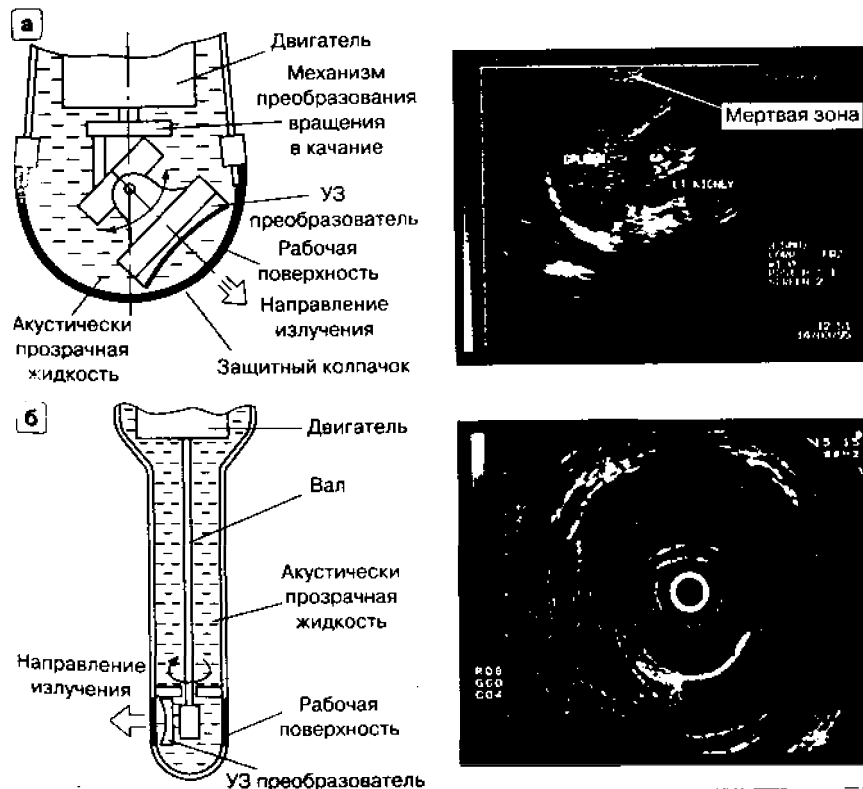


Рис. 86. Способы механического секторного сканирования и соответствующие им В-эхограммы; а - с качанием в угловом секторе, б - с круговым вращением.

- ❖ Малый размер рабочей поверхности датчика, контактирующей с поверхностью тела, что позволяет исследовать органы, труднодоступные для датчиков с большой рабочей поверхностью (например, наблюдать сердце через межреберный просвет груди). То же преимущество присуще микроконвексному и фазированному секторному сканированию. *Ограничения и недостатки секторного механического сканирования* * Малый размер зоны обзора возле рабочей поверхности при малых угловых размерах сектора сканирования (до 90°). Строго говоря, это скорее особенность секторного сканирования, которая не столько является недостатком, сколько просто должна быть учтена при

определении области медицинского применения. Кроме того, в ряде случаев эта особенность преодолевается при использовании водных насадок.

- ❖ Наличие в датчике механически движущихся частей, что иногда может приводить к снижению надежности и вибрации датчика в руках оператора. Эти особенности в современных конструкциях датчиков практически преодолены - по уровню надежности они не уступают датчикам электронного сканирования, а вибрация в них существенно снижена.
- ❖ Мертвая зона в ближней области сектора наблюдения, т.е. невозможность получать информацию на малых глубинах (5-15 мм в зависимости от типа и частоты датчика). Это является следствием переотражений мощного сигнала излучения (в начале каждого зондирования) между поверхностью УЗ преобразователя и защитным колпачком. Недостаток этот можно частично преодолеть за счет лучшего акустического согласования материалов защитного колпачка просветляющих слоев УЗ преобразователя и правильного подбора жидкости, заполняющей датчик
- ❖ Увеличение расстояния между лучами (акустическими строками) на больших глубинах, что приводит к некоторому снижению поперечной разрешающей способности на этих глубинах. Это является недостатком всех секторных способов сканирования.
- ❖ Взаимное смещение направлений излучения и приема вследствие движения (вращения) УЗ преобразователя, особенно заметное на больших глубинах. Это приводит к некоторому снижению чувствительности и ухудшению поперечного разрешения, тем большому, чем больше угловая скорость сканирования.

2. Линейное электронное сканирование. При этом способе сканирования угловое направление УЗ луча не меняется, а луч перемещается параллельно самому себе так, что начало луча двигается вдоль рабочей поверхности датчика по прямой линии. Зона обзора имеет вид прямоугольника (рис. 87)

Линейное сканирование производится путем переключения (коммутации) элементов в УЗ преобразователе, имеющем вид одномерной линейной решетки. Если в линейной решетке n элементов, то для формирования одного УЗ луча каждый раз используется только малая часть - m элементов из общего количества. Подключение m элементов осуществляется с помощью специального

коммутатора « m из n », входы которого соединены электрически со всеми n элементами решетки, а выходные m каналов соединены с многоканальным приемнопередающим трактом электронного блока прибора.

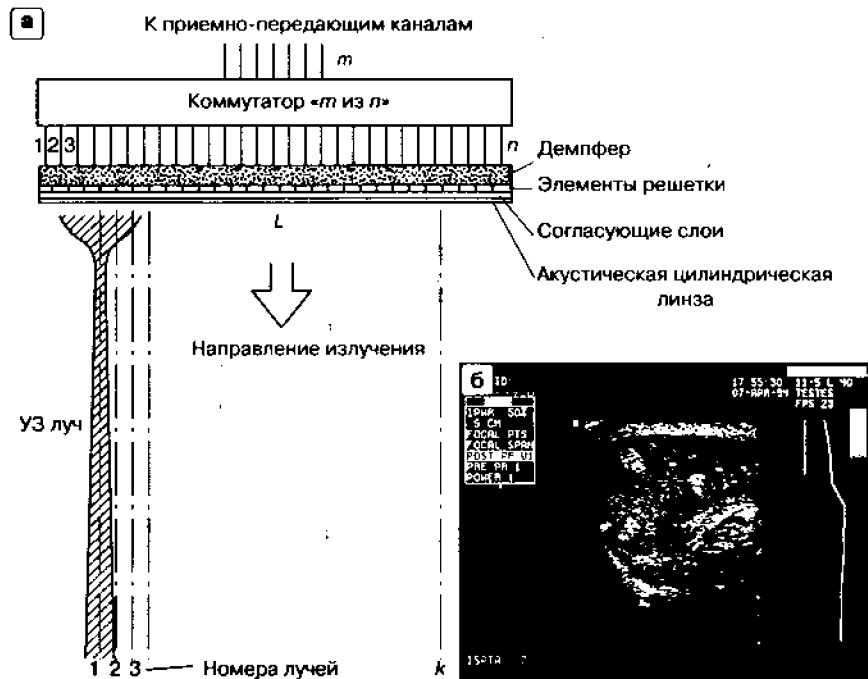


Рис 87. Линейное электронное сканирование (а). Линейная В-эхোগрамма (б).

Типичные примеры комбинаций числа элементов n и числа каналов m , используемых в современных приборах:

- простые приборы: $n = 80$; $m = 16$;
- приборы среднего класса: $n = 96$ -128; $m = 24$ или 32;
- приборы высокого класса: $n = 144$ -512; $m = 32$. 48. 64 и более.

Датчики с большим числом каналов (более 96) иногда называются датчиками с *высокой плотностью* элементов (high density probes). Естественно, такие датчики сложнее в изготовлении и дороже обычных.

Теперь поясним, как реализуется линейное сканирование на примере решетки с $n = 80$ и $m = 16$. Для получения информации в одном (предположим, для определенности, в первом по порядку) направлении (акустической строке) коммутатор подключает к приемодатчику элементы с 1-го по 16-й. На эти 16 элементов (они называются подрешеткой) подаются возбуждающие

электрические импульсные сигналы, и все 16 элементов излучают акустические (УЗ) импульсы. Излучаемые сигналы имеют одинаковую форму, так что можно считать, что часть решетки действует как один излучатель, формирующий УЗ луч 1, ось которого перпендикулярна рабочей поверхности линейки и проходит через центр подрешетки (между 8-м и 9-м элементами). На рис. 87 показан луч 1 (заштрихован), сформированный подрешеткой. Сразу же после излучения зондирующего импульса подрешетка переходит в режим приема эхо-сигналов, так как эти же m элементов подключены к приемным каналам. Прием производится в том же луче 1. Иногда приемный луч может формироваться иначе: количество элементов может быть меньше или приемная подрешетка может быть несколько сдвинута относительно передающей. В результате приема в луче 1 в прибор поступает информация об эхо-сигналах в 1-м луче, и на мониторе прибора отображается первая акустическая строка. В следующем зондировании коммутатор подключает к приемопередатчику элементы со 2-го по 17-й, образуя новую подрешетку, сдвинутую относительно первой на один элемент, и все повторяется, как в случае луча 1, при этом формируется луч 2. такой же по форме, как первый, но сдвинутый на ширину одного элемента (шаг решетки). Аналогично формируются лучи 3, 4 и т.д. Если длина рабочей поверхности (апертуры) решетки L , то шаг решетки определится в результате деления L на n . Например, при $L = 96$ мм и $n = 80$ шаг решетки $L/n = 1,2$ мм.

Нетрудно заметить, что количество лучей (акустических строк), которое может быть в результате получено, равно: $k = n - m$. Так, в случае $n = 80$ и $m = 16$ число строк $k = 64$ и расстояние между ними $= 1,2$ мм (при $L = 96$ мм).

В приведенном примере расстояние между строками слишком велико, так как ширина луча в зоне фокуса может быть меньше этого интервала, что приводит к ухудшению качества изображения. Поэтому предпринимаются специальные меры по увеличению количества акустических строк (например, с 64 до 128) и, соответственно, уменьшению расстояния между строками. Это можно сделать, если, как уже было сказано, немного сдвигать относительно друг друга лучи на передачу и на прием. В датчиках с высокой плотностью та же задача решается естественным образом за счет увеличения числа элементов.

Разновидностью линейного сканирования является так называемое трапецеидальное сканирование, при котором, в отличие от обычного линейного сканирования, направления лучей не перпендикулярны рабочей поверхности датчика, а ориентированы под некоторым углом. В двух соседних кадрах эти

углы могут быть различны, так что при суммировании кадров получается изображение в виде трапеции. Этот вид сканирования используется редко.

Основные преимущества линейного сканирования

- ❖ Широкая зона на малых глубинах, что делает линейное сканирование более предпочтительным, чем секторное, при исследовании структур, расположенных близко к поверхности, например щитовидной и молочной желез, а также при наблюдении плода в акушерстве.
- ❖ Одинаково высокая плотность акустических строк на больших и на малых глубинах, что позволяет получать на больших глубинах несколько более высокое качество изображения, чем при секторном сканировании.

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 областей медицинского применения.

3. Конвексное (выпуклое) электронное сканирование. Этот метод отличается от линейного сканирования тем, что использует УЗ преобразователь в виде конвексной одномерной решетки. Управление сканированием аналогично управлению при линейном сканировании, для чего применяется такой же коммутатор « m из n ». В силу геометрии решетки, отличной от линейной, лучи не параллельны друг другу, а расходятся веером в некотором угловом секторе (рис. 88)

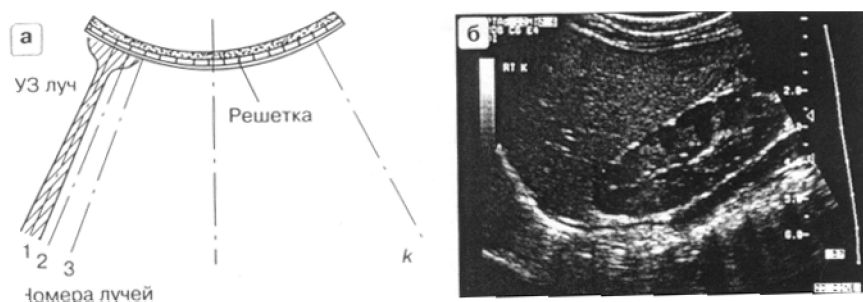


Рис. 88. Конвексное электронное сканирование (а). Конвексная В-эхোগрамма (б).

Конвексное сканирование сочетает *преимущества* линейного и секторного сканирования.

- ❖ Широкая зона обзора возле поверхности датчика и еще более широкая зона обзора на средней и большой глубинах.
- ❖ Расходимость осей *из* лучей с глубиной при конвексном сканировании меньше, чем при секторном, поэтому плотность акустических строк на больших глубинах выше и, следовательно, несколько лучше поперечная разрешающая способность, чем при секторном сканировании.

Недостатки конвексного сканирования

- ❖ Выпуклая рабочая *поверхность* датчика при контакте с телом пациента деформирует структуры, лежащие близко к поверхности, что иногда нежелательно и вынуждает применять датчик с линейным сканированием.
- ❖ Большой размер рабочей поверхности затрудняет использование в кардиологии, где более целесообразно применять секторные датчики. Несмотря на указанные недостатки, конвексное сканирование является самым распространенным в настоящее время видом сканирования.

4. Микроконвексное электронное сканирование. Этот вид сканирования принципиально аналогичен конвексному. Отличие состоит лишь в величине радиуса кривизны рабочей поверхности (апертуры) датчика - для микроконвексного сканирования радиус не превышает 20-25 мм. Зона обзора при микроконвексном сканировании имеет такой же вид, как при секторном механическом сканировании, поэтому микроконвексное сканирование можно считать одним из видов секторного.

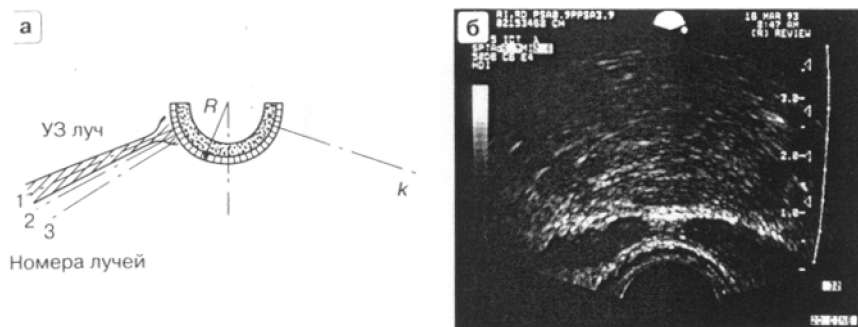


Рис. 89. Микроконвексное электронное сканирование (а). Микроконвексная В-эхограмма (б).

Способ формирования лучей тот же, что при конвексном сканировании (рис. 89), хотя приходится преодолевать дополнительные сложности, возникающие из-за малого радиуса апертуры.

Преимущества микроконвексного Сканирования те же, что и у других видов секторного сканирования.

Недостатки при микроконвексном сканировании такие же, как у всех видов секторного сканирования, и основным из них является снижение качества изображения на больших глубинах.

Поперечная разрешающая способность у микроконвексных датчиков может быть несколько хуже, чем у секторных механических и секторных фазированных датчиков.

5. Фазированное секторное электронное сканирование.

Фазированное сканирование появилось в результате совершенствования линейного сканирования. При фазированном сканировании в отличие от линейного в каждом зондировании при излучении используются все элементы решетки. Число элементов обычно от 32 до 64. В наиболее совершенных системах число одновременно задействованных элементов может достигать 128.

К каждому из элементов постоянно подключены соответствующие каналы передающего и приемного трактов (рис. 90)

Для осуществления сканирования генераторы импульсов возбуждения формируют одинаковые по форме импульсы, отличающиеся сдвигом во времени, причем сдвиг этот имеет вполне определенную закономерность в зависимости от номера канала (элемента), например, как это показано на рис. 90. В результате элементы решетки излучают УЗ сигналы с таким же взаимным сдвигом во времени, и формируется фронт волны, соответственно повернутый в плоскости сканирования. УЗ луч, получающийся в результате суммирования в пространстве всех излучаемых решеткой УЗ сигналов, имеет направление, перпендикулярное фронту волны.

По окончании излучения импульсов начинается прием эхо-сигналов элементами решетки. Эхо-сигналы, полученные в результате отражения от некоторой структуры, приходят на различные элементы решетки также со взаимным сдвигом во времени, обусловленным взаимным пространственным расположением элементов и отражающей структуры: к 1-му элементу эхо-сигнал придет раньше, чем ко 2-му и т.д. Позже всех эхо-сигнал придет к n-му элементу. Соответственно и в приемных каналах эхо-сигналы, преобразованные элементами решетки в электрические, будут иметь сдвиг во времени (см. на рис.

90 сигналы на входе приемного тракта). Для того чтобы обеспечить прием этих

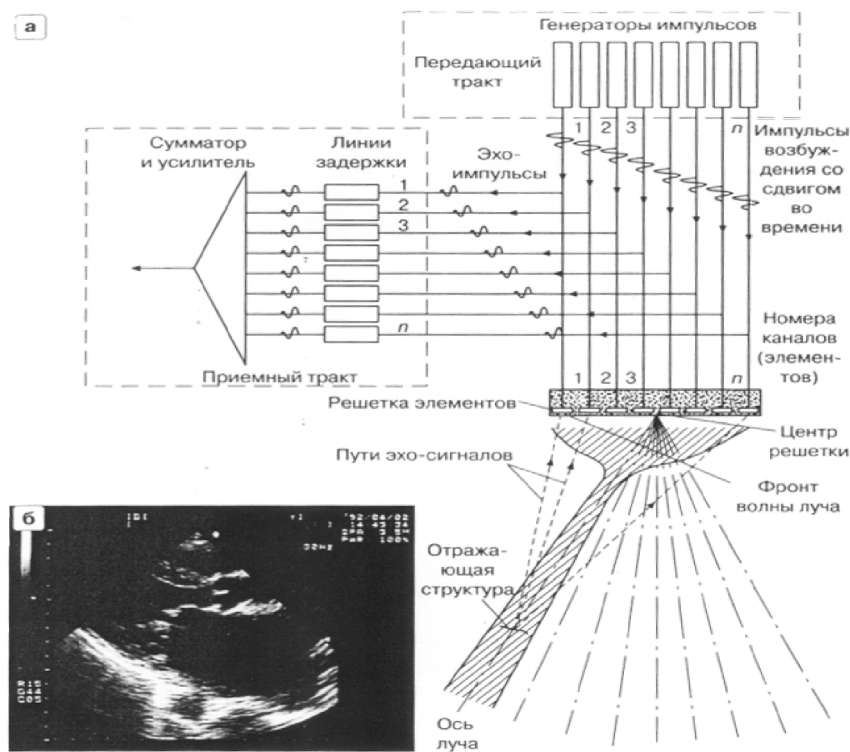


Рис. 90. Фазированное секторное электронное сканирование (а). Секторная В-эхограмма (б).

сигналов, надо устранить их взаимный сдвиг. Это делается с помощью управляемых линий задержки в приемных каналах, значения задержек в которых устанавливаются такими, чтобы скомпенсировать сдвиг. На выходе линий задержки эхо-сигналы, принятые с данного направления, будут выравнены по задержке и фазе.

Попробуем пояснить принцип суммирования сигналов с помощью рис. 91.

Если взаимный сдвиг по задержке сигналов не скомпенсирован, то в результате суммирования их в приемном тракте получаем протяженный во времени сигнал малого уровня почти такой же величины, как и каждый из сигналов (рис. 91а). Если же сигналы выравнены по задержке и фазе

(сфазированы), то в результате суммирования получим узкий сигнал с большой амплитудой, в идеале в n раз больший по амплитуде, чем каждый из эхо-сигналов (рис. 91б). Так, при числе каналов $n = 64$ получим суммарный сигнал, в 64 раза больший по амплитуде. Таким образом, эхо-сигналы с выбранного направления после суммирования в приемном тракте будут существенно превышать уровень сигналов с других, ненужных направлений, и таким образом реализуется направленный прием сигналов.

Как же осуществляется сканирование? В режиме излучения - посредством управления задержками (и фазами) сигналов от генераторов импульсов. В режиме приема - с помощью управления задержками в приемных каналах. При этом чем больше в данном канале задержка на излучение, тем она должна быть больше на прием, чтобы излучение и прием происходили в одном луче. Каждому направлению (УЗ лучу) соответствует свой набор задержек на излучение и прием. Меняя этот набор, мы можем осуществлять сканирование, т.е. перемещение УЗ луча. Вследствие того, что сканирование обеспечивается

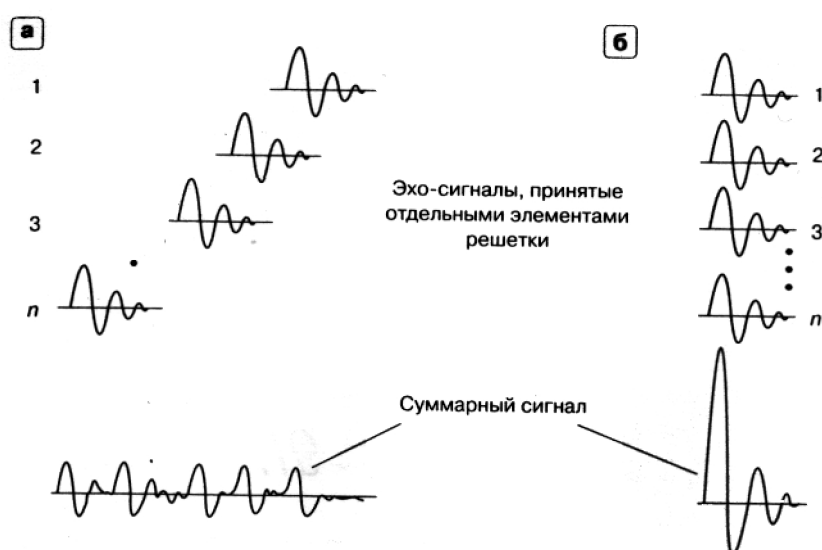


Рис. 91. Суммирование сигналов по фазе: а - сигналы имеют различные задержки, б - сигналы выравнены по задержке и сфазированы (водной фазе).

управлением задержками и фазами сигналов, секторное электронное сканирование получило название фазированного.

Из пояснения принципа фазированного сканирования становится понятно, что этот вид сканирования аппаратно сложнее, чем все описанные выше. Его применение оправдано рядом *преимуществ*.

- ❖ Малый размер датчика и небольшая рабочая поверхность, контактирующая с пациентом, что очень удобно в кардиообследованиях как взрослых, так и детей.
- ❖ Высокая частота кадров, что важно для наблюдения быстро движущихся структур.
- ❖ Большие, чем у других видов секторного сканирования, возможности для одновременной работы в режимах В (2D), М (ТМ) и доплеровском. *Недостатки фазированного секторного сканирования*
- ❖ Основной недостаток - некоторое ухудшение качества изображения на краях сектора сканирования, заметное на углах более 25° - 30° от оси сектора в обе стороны. Это связано с расширением луча, тем большим, чем больше его отклонение от оси сектора, что объясняется уменьшением эффективности апертуры.
- ❖ Малая ширина зоны обзора на небольших глубинах – меньшая, чем при механическом и микроконвексном сканировании.
- ❖ Возможность некоторого снижения качества изображения вследствие трудностей качественного выполнения решетки и точного управления задержками, что может приводить к росту боковых лепестков УЗ луча.

6. Векторное сканирование. Название «векторное сканирование» введено специалистами фирмы «Акусон» для обозначения усложненного варианта фазированного секторного электронного сканирования, который впервые был реализован в приборах фирмы. Векторное сканирование имеет целью уменьшить недостаток фазированного секторного сканирования - малый размер зоны обзора на небольших глубинах - и преодолеть недостаток линейного сканирования - малый размер зоны обзора на больших глубинах.

На рис.92 показано, как формируются УЗ лучи при векторном сканировании. Принципы формирования аналогичны фазированному секторному сканированию с той разницей, что в процессе приема эхо-сигналов для каждого из лучей приходится по мере увеличения глубины приема дополнительно корректировать и выставлять задержки (и фазы) сигналов так, чтобы компенсировать разность путей эхо-сигналов для луча с осью, сдвинутой

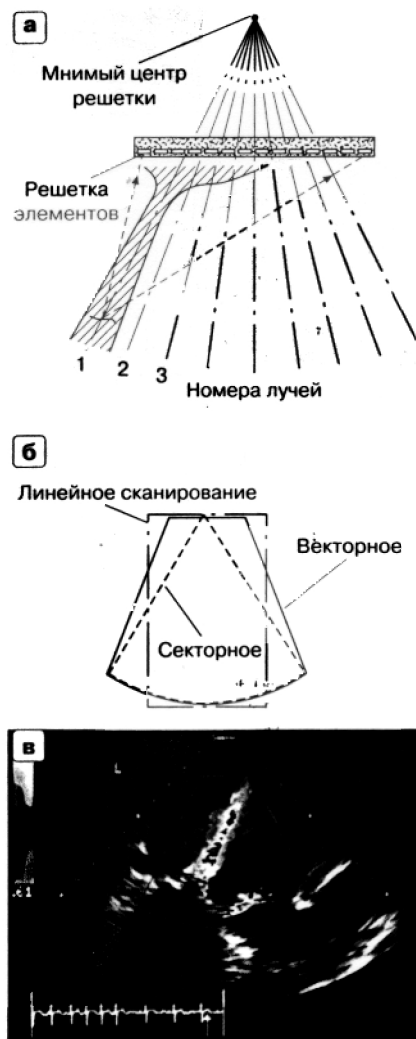


Рис. 92. Векторное электронное сканирование: а - схема сканирования, б - зоны обзора при различных видах сканирования, в - эхограмма.

относительно центра решетки элементов. Напомним, что при фазированном секторном сканировании оси всех лучей проходят через центр решетки (рис 90). При векторном сканировании оси лучей также проходят через одну точку - мнимый центр решетки, который находится за пределами решетки (рис. 92).

Преимущество векторного сканирования заключается в улучшении формы зоны обзора - расширение зоны на малых глубинах способствует более информативному обследованию.

Недостаток векторного сканирования - сложность аппаратной реализации метода.

4.6 Рекомендации по выбору модели системы

Многообразие моделей ультразвуковых приборов, предлагаемых различными фирмами-производителями и поставщиками, ставит проблему выбора перед тем, кто желает приобрести новый прибор и при этом наилучшим образом использовать выделенные на это средства.

На что следует прежде всего обратить внимание, решая проблему выбора?

Прежде всего, руководствуясь областью медицинского применения прибора, надо определить, требуется универсальный или специализированный прибор. Чаще всего применяются универсальные приборы и, в зависимости от медицинских задач, выбирается комплектация датчиков и принадлежностей, таких, как биопсийные насадки, видеоманитофон, видеопринтер, термобумага, гель и т.д.

Естественное стремление к приобретению прибора самого высокого класса чаще всего ограничивается недостатком средств. Но даже при наличии необходимых средств стоит как следует подумать, надо ли приобретать сложную, дорогостоящую систему с избытком функциональных возможностей, которые на практике не будут использоваться. Например, если приобретается ультразвуковая система с цветовым картированием, надо иметь в виду, что в такие системы иногда входят, как обязательные, аппаратура, датчики и программное обеспечение для фазированного секторного сканирования, которые в основном предназначена для исследования сердца. Если предполагается проводить только абдоминальные или акушерско-гинекологические исследования, то приобретение системы с кардиологическими функциями не оправдано.

Сложные дорогостоящие системы с широкими возможностями предназначены прежде всего для использования в диагностических и исследовательских центрах. Эти системы применяются в районных и городских больницах и поликлиниках, где целесообразно использовать и недорогие приборы, которые, как правило, существенно проще в управлении и обслуживании, что дает определенные преимущества при скрининговых исследованиях.

В большинстве случаев пользователь выбирает и приобретает ультразвуковой прибор, подобный тем, с которыми уже знаком, или по совету коллег и специалистов, которым он доверяет. Приобретая новые модели, особенно незнакомую аппаратуру, необходимо внимательно изучить

документацию, относящуюся к прибору, и прежде всего его технические характеристики, определяющие качество получаемой информации.

Конечно, изучение технической документации и рекламных материалов не может заменить личного знакомства с прибором с помощью хотя бы кратковременной работы на нем, что позволяет оценить качество изображения, которое определяется разрешающей способностью, чувствительностью и динамическим диапазоном.

При оценке характеристик прибора полезно иметь в виду, что предпочтение следует отдавать тем приборам, которые демонстрируют более высокое качество изображения при исследовании «трудных» пациентов, например тучных, или с развитой мускулатурой, или имеющих послеоперационные швы в зоне осмотра и т.д. Для объективной оценки качества изображения можно использовать и специальные технические средства, например тканезквивалентные фантомы.

При сравнении различных моделей между собой при прочих равных условиях полезно обращать внимание на следующие особенности приборов:

конструктивные особенности, например портативность, наличие специальной тележки и т.д.;

величина экрана прибора - чем больше размер экрана по диагонали, тем удобнее работать с прибором;

количество одновременно подключаемых датчиков, переключение которых осуществляется с помощью кнопок на панели управления прибора. - это количество желательно иметь не менее двух-трех, так как очень часто при исследованиях требуется использовать два, а иногда и более быстро переключаемых датчиков;

наличие достаточной номенклатуры датчиков у данной модели, что позволяет с самого начала выбрать нужную комплектацию и в дальнейшем в случае необходимости приобретать дополнительные датчики;

возможности работы датчиков в многочастотном режиме, что увеличивает диагностические возможности прибора;

наличие специальных программ обработки результатов измерений, например акушерских, ангиологических, педиатрических и т.д.;

модульность построения прибора и возможность наращивания его характеристик, что позволяет приобрести сначала простую комплектацию прибора, а потом увеличить возможности, оснащая прибор дополнительными устройствами;

число элементов в датчике и число приемно-передающих каналов в электронном блоке прибора – чем больше каждое из этих чисел, тем лучше, как правило, качество изображения прибора.

Комплектуя ультразвуковой прибор датчиками, не стоит стремиться приобретать большое количество датчиков, так как обычно требуется не более 3-4 датчиков для одного прибора. Учитывая большую стоимость датчиков, иногда полезно рассмотреть возможность приобретения еще одного прибора и организацию рабочего места исследователя, где и будут постоянно использоваться необходимые дополнительные датчики. Во многих случаях это сэкономит время, необходимое на перенастройку прибора и ручное переключение датчиков.

Номенклатура датчиков в современных приборах может быть очень велика, достигая нескольких десятков для одного прибора. Такое их разнообразие обусловлено стремлением получить наилучшее качество изображения в каждой области применения. В большинстве же практических случаев комбинация из нескольких датчиков способна обеспечить достаточную полноту исследований в различных областях медицинского применения. Наиболее часто используются датчики:

- конвексный с частотой 3,5 МГц для абдоминальных исследований, акушерства и гинекологии (обычно он входит в минимальную базовую комплектацию);

- линейный с частотой 7,5 МГц для наблюдения малых структур, расположенных близко к поверхности тела;

- трансвагинальный с частотой 5 или 7,5 МГц для гинекологии;

- трансректальный с частотой 5 или 7,5 МГц для оценки состояния предстательной железы;

- секторный датчик с частотой 3,5 МГц для кардиологии;

- конвексный датчик с частотой 5 МГц для абдоминальных исследований в педиатрии;

- секторный датчик с частотой 5 МГц для кардиологии в педиатрии и для неонатальных исследований.

Все остальные датчики применяются значительно реже, поэтому отсутствие их в номенклатуре прибора во многих случаях не является серьезным недостатком.

При выборе ультразвукового прибора со спектральным доплером и системы с цветовым доплеровским картированием необходимо обращать внимание на следующие характеристики:

наличие дуплексных датчиков, т.е. таких, которые могут одновременно работать в режиме получения двухмерного изображения и доплеровском режиме (D или CFM);

возможность дуплексных датчиков работать не только с импульс - новолновым доплером (PW), но и в режиме непрерывноволнового доплера (CVV), что дает важные преимущества при кардиологических исследованиях, когда измеряются высокие скорости кровотока;

в кардиологических приборах очень важно иметь фазированные секторные датчики, работающие в дуплексном режиме (желательно не только с PW, но и с CW), - эти датчики имеют преимущества по сравнению с другими секторными датчиками

в системах с цветовым доплеровским картированием кровотока желательно иметь триплексный режим, при котором на экране отображаются одновременно В-эхограмма, CFM-эхограмма и D-эхограмма (доплеровский спектр скоростей кровотока);

очень желательно в кардиологических приборах иметь режим кинопетли, в котором запоминаются последовательные кадры изображения, получаемые в разных фазах сердечного цикла, с возможностью их последующего просмотра в медленном темпе;

в кардиологическом приборе полезно иметь режим тканевого доплера;

в приборе, предназначенном для сосудистых исследований, важно иметь режим энергетического доплера, повышающий чувствительность цветового изображения сосудов по сравнению с режимом цветового доплеровского картирования (CFM);

полезно иметь возможность регистрации изображений большой емкости, например на магнитооптических дисках, а также возможность передачи изображений в международном стандарте DICOM, что позволяет включать систему в сеть других средств визуализации.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Непрерывное совершенствование средств ультразвуковой диагностики и усложнение функций электронного медицинского оборудования обуславливают все более жесткие требования к диагностическим системам и методикам их медицинского применения.

В то же время успехи в области электронной техники предоставляют разработчикам широкие возможности по формированию высокоскоростных систем, сочетающих аналоговую и цифровую обработку сигналов; использование быстродействующих микропроцессоров и запоминающих устройств большой емкости делает возможным построение нового поколения аппаратуры, способной обрабатывать большие массивы информации и решать задачи, в том числе и о принятии решения об оптимальных режимах работы систем.

Основные направления совершенствования ультразвуковых диагностических систем определяются тенденциями развития, связанными с совершенствованием пьезоэлектрических преобразователей; способами формирования ультразвуковых полей; режимами представления, обработки и хранения информации /1.2.3/.

Единый подход к процессу формирования, передачи, хранения и обработки информации о внутренних свойствах изучаемых структур позволит осуществить оптимальный выбор той или иной системы для решения конкретных задач, а также наиболее эффективно сочетать различные системы в единый диагностический комплекс, характеристики которого наиболее полно удовлетворяли бы поставленным задачам.

Одним из важнейших функциональных узлов систем формирования и отображения ультразвуковых эхо-изображений являются пьезоэлектрические преобразователи, выполняющие электроакустическое преобразование энергии при формировании зондирующих ультразвуковых импульсов заданной частоты и акустоэлектрическое преобразование эхосигналов при приеме. Кроме того, они выполняют функции акустических антенн, осуществляющих концентрацию зондирующей акустической энергии в узком луче, его сканирование и пространственную селекцию принимаемых эхосигналов. Для систем ультразвуковой визуализации характерно то, что именно электроакустические и антенные (полевые) характеристики преобразователей определяют разрешающую способность получаемых эхоизображений. Дальнейшее

совершенствование преобразователей связано с повышением требований по чувствительности, пространственной направленности излучения и приема;

области ультразвукового обзора, частоте сканирования этой области, а также с массо-габаритными параметрами и сложностью управления;

Основная задача при формировании невидимого изображения заключается в том, чтобы при заданной минимальной мощности физического поля передать в нем с наибольшей подробностью интересующую исследователя информацию о внутренней структуре и состоянии исследуемого объекта.

Ультразвуковые изображения несут информацию о незначительных изменениях акустических параметров сред и позволяют визуализировать структурно-топологические взаимоотношения внутренних органов и мягких тканей, включая текстуру тканей. Перспективными являются задачи, которые решаются с помощью цифровой обработки медицинских изображений:

выделение информативных признаков; пространственные и плотностные измерения; восстановление изображений

Совершенствование ультразвуковой диагностики невозможно без дальнейшего развития методик медицинского применения ультразвуковых исследований / 4,5,6,7,8,9/.

Создать системы, обладающие высокой надежностью и необходимыми эксплуатационными качествами, можно только на основе сочетания современных методов построения аппаратных средств и медицинских методик их применения /10/.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Применение ультразвука в медицине: Физические основы. /Пер. с англ. Под ред. Хила К. - М.: Мир, 1989.-568 с.
2. ГОСТ 26831-86. Приборы медицинские ультразвуковые диагностические эхоимпульсные сканирующие. Общие технические требования. - М.:Издательство стандартов, 1986. -40с.
3. Ультразвук: Маленькая энциклопедия. М: Советская энциклопедия, 1979. - 400с.
4. Руководство по ультразвуковой диагностике. /Пер. с англ. Под ред. П.Е.С. Пальмера. - Женева.:Медицина, 2000. - 334 с.
5. Фейгенбаум Х. Эхокардиография. /Пер. с англ. Под ред. В.В. Митькова. - М.:Видар, 1999. -512 с.
6. Сарвазян А.П. Биофизические основы ультразвуковой медицинской диагностики // Ультразвуковая диагностика. - Горький, 1983. -120 с.
7. Мухарлямов Н.М., Беленков Ю.Н. Ультразвуковая диагностика в кардиологии. - М.: Медицина, 1981. - 158 с.
8. Welts P.N.T. Ultrasonics in clinical diagnosis. - London, 1972. - 188 p.
9. Niels dreijer, B.Sc. E. E., B.Com. Diagnostic ultrasound. - Denmark, 1983. - 134p.
10. Осипов Л.В. Ультразвуковые диагностические приборы: Практическое руководство для пользователей. М.: Видар, 1999.- 256 с.

КРАТКИЙ СЛОВАРЬ ТЕРМИНОВ

Аксиальный срез	См. Поперечный срез.
Акустическая тень	Снижение эхогенности тканей, расположенных кзади от структуры, в которой происходит выраженное затухание ультразвуковых волн. Противоположностью акустической тени является <i>акустическое усиление</i> (см. выше).
Акустический луч	Пучок ультразвуковых волн (энергии), производимый трансдьюсером (датчиком). Может быть дивергентным, фокусированным или параллельным.
Акустическое окно	Ткань или структура, не препятствующая распространению ультразвуковых волн и таким образом являющаяся окном для визуализации более глубоко расположенных структур. Например, заполненный жидкостью мочевой пузырь создает великолепное акустическое окно, через которое происходит визуализация тазовых структур. Обычно правую почку легче визуализировать через печень, чем через толстые мышцы спины. В этом случае печень является акустическим окном.
Акустическое сопротивление	Сопротивление тканей колебаниям частиц, создаваемым ультразвуковыми волнами. Оно равно произведению плотности среды на скорость распространения ультразвуковой волны в среде. Визуализация различных сканируемых частей тела возможна вследствие наличия различного акустического сопротивления сред (тканей).
Акустическое усиление	Увеличение эхогенности (яркости эхо) тканей, лежащих кзади от структуры, в которой происходит либо очень слабое затухание, либо вообще не происходит затухания ультразвуковой волны, например — в заполненной жидкостью кисте. Противоположностью акустическому усилению является <i>акустическая тень</i> .

Анэхогенный (анэхоидный)	Не дающий отражений; эхосвободный. Например, нормальные моча и желчь анэхогенны, так как они не создают внутренних отраженных эхосигналов.
Артефакт	Образование, имеющее место на ультразвуковом изображении, не соответствующее, однако, какой-либо анатомической или патологической структуре ни по форме, ни по направлению или расстоянию. Например, реверберации (см. ниже) являются артефактом. Некоторые артефакты помогают в интерпретации изображения, но некоторые приводят к неправильной постановке диагноза.
Взвесь (осадок)	Эхогенная внутренняя структура различных размеров, формы, с неровным контуром в объемной структуре, содержащей жидкость. Может быть подвижной, изменяющейся при перемене положения тела пациента или при его движении.
Внутренняя эхоструктура	Ультразвуковые отражения от тканей с различным акустическим сопротивлением в одном органе. Внутренняя эхоструктура может, например, появляться в желчном пузыре при наличии конкрементов, взвеси в полости абсцесса.
Гиперэхогенный (гиперэхоидный)	Таким образом описываются ткани, создающие более яркие отраженные эхосигналы, чем рядом расположенные ткани, например кости, паранефральная клетчатка, стенка желчного пузыря, цирротическая печень (по сравнению с нормальной печенью).
Гипоэхогенный (гипоэхоидный)	Таким образом описываются ткани, создающие более темные отраженные эхосигналы, например лимфатические узлы, некоторые опухоли или жидкость. Необходимо отметить, что жидкость не всегда является гипоэхогенной структурой.

Граница	Линия, разделяющая два вида тканей, по-разному проводящих ультразвук, определяемая как зона отаждения на поверхности раздела.
Длина волны	Длина одного колебания ультразвуковой волны. Обратно пропорциональна частоте и определяет разрешающую способность сканера.
Доплера эффект	Изменение частоты волны, имеющее место в результате движения источника волн относительно трансдюсера. Изменение частоты пропорционально скорости движения.
Затухание	Снижение интенсивности ультразвуковых волн при прохождении их через ткани, измеряемое в децибелах на сантиметр. Затухание происходит в результате поглощения, отражения, рассеивания и дивергенции луча. В большинстве тканей затухание увеличивается практически линейно с увеличением частоты ультразвуковых сигналов.
Зеркальный отражатель	Отражающая структура с гладкой поверхностью, большая по размерам, чем длина ультразвуковой волны, например стенки сосудов или тканевые перегородки. В зависимости от угла падения ультразвукового луча может происходить полное или частичное отражение.
Киста	Жидкость (содержащая структура, объемное образование) с тонкой стенкой. Простая киста характеризуется анэхогенным (эхосвободным) содержимым, наличием сильного усиления по задней стенке и усилением кзади от кисты. Гистологически киста может быть доброкачественной и злокачественной.
Отражение	Изменение направления ультразвуковой волны на границе раздела сред, при этом ультразвуковой луч не проходит через вторую среду. Также известно как «эхо». См. также Зеркальный отражатель.

Перевернутое изображение	Неправильная ориентация изображения, например левая часть изображения расположена на правой стороне монитора, или изменена ориентация «голова — ноги». Это можно исправить поворотом датчика на 180° или, в некоторых ультразвуковых системах, электронным способом. Иногда перевернутое визуализирующиеся черными, выглядят белыми. Этот тип перевернутого изображения корректируется электронным способом.
Плоскость сканирования	Срез тканей, через который проходит ультразвуковой луч.
Помехи изображения	Искажение ультразвуковых сигналов отражениями от других тканей или суммой небольших колебаний от прилегающих отражающих структур в рассеивающей среде, например в паренхиме печени. В результате артефактное изображение накладывается на нормальную структуру. Этого наложения можно избежать изменением угла наклона датчика.
Поперечный (аксиальный срез)	срез Ультразвуковой срез под прямым углом к длинной оси тела. Термин «аксиальный» обычно используется при обозначении срезов мозга, «поперечный» — при обозначении срезов живота и шеи. Плоскость сканирования может быть перпендикулярной или направленной немного под углом к голове или ногам Поперечный срез пациента. Поперечный срез может быть получен в положении пациента на спине, на животе, в положении стоя или на боку.

Продольный эхографический срез (сагиттальный скан)	Вертикальный срез по длинной оси тела. Термин «сагиттальный» используется при сканировании в срединной плоскости, особенно при исследовании мозга. Ориентирами, через которые проходит срединная плоскость, являются нос, лобковый симфиз, позвоночник. В случае, если срез не проходит в срединной плоскости, он может называться «парасагиттальным». Термин «продольный» чаще используется при исследовании живота и шеи. Продольный срез так же может быть получен в положении пациента на спине, на животе, в вертикальном положении, в положении на боку.
Рассеивание	Отражение и преломление ультразвуковых волн сразу во многих направлениях. Это наблюдается в случае, если отражающий объект меньше длины ультразвуковой волны. В этом случае только небольшая часть передаваемой энергии возвращается в трансдьюсер.
Реверберация	Отражение ультразвуковых волн назад и вперед между двумя сильно отражающими поверхностями, параллельными или почти параллельными. В этом случае происходит задержка возвращения отраженного сигнала к датчику, в результате чего изображения отражающих поверхностей расположены глубже, чем они есть на самом деле. Это также может проявляться в удвоении или утроении изображения. Например, реверберации могут наблюдаться в передних отделах перерастянутого мочевого пузыря или между параллельными мышцами стенки брюшной полости.

Сагиттальный срез См. Продольный срез.

Связывающий агент (контактный гель)	Жидкость или гель, используемые для заполнения пространства между датчиком и поверхностью кожи таким образом, чтобы не оставалось воздушной прослойки, мешающей прохождению
Срез во фронтальной плоскости	Плоскость, проходящая через тело по длинной оси (от головы до ног) под прямым углом к срединной плоскости. Чтобы сделать эхографический срез в этой плоскости, необходимо поместить датчик на боковую поверхность тела, направив его к другой боковой поверхности, перемещая его параллельно длинной оси тела. Срез во фронтальной плоскости может быть получен в положении пациента на спине, на животе, стоя или лежа на боку.
Солидная	Описание структуры, не содержащей жидкости или пустот, например солидная опухоль, печень, мышцы, кора почки. При этом будет определяться внутренняя эхоструктура и умеренное ослабление ультразвукового луча.
Трансдюсер (датчик)	Часть ультразвуковой установки, соприкасающаяся с поверхностью тела пациента. Трансдюсер преобразует электрическую энергию в энергию ультразвуковой волны, проходящей через ткани пациента; он также принимает отраженные волны и преобразует их вновь в электрическую энергию. Трансдюсер, часто называемый датчиком, соединен с ультразвуковым сканером (генератором и монитором) гибким кабелем. Трансдюсеры дороги и хрупки, с ними необходимо обращаться очень осторожно.

Усиление стенки	задней Яркое отражение от задней стенки кисты, имеющее место в результате слабого затухания ультразвуковых волн при прохождении через жидкость в кисте и отражения ультразвуковых волн от изогнутой поверхности стенки кисты.
Фантом	Устройство, используемое для тестирования или калибровки ультразвукового оборудования. Это устройство имеет такое же акустическое сопротивление, как и ткани тела. Ткани «фантома» обычно содержат волокна и другие структуры с заданной эхогенностью, расположенные на заданной глубине.
Фокусировка	Формирование ультразвукового луча таким образом чтобы он сходиллся на определенной глубине с целью увеличения разрешающей способности. Фокусировка может быть электронной или осуществляться за счет линз, вставленных в датчик.
Частота	Число полных ультразвуковых волн в одну секунду. Для диагностического ультразвука данное число выражается в мегагерцах. 1 мегагерц (МГц) = 10^6 Гц = 10^6 волн в 1 с.

Чувствительность	Усиление отраженных ультразвуковых волн ультразвуковой системой. Отраженным сигналам, идущим от глубокорасположенных тканей, необходимо более интенсивное усиление, чем сигналам, поступающим от тканей, расположенных более поверхностно. В соответствии с этим ультразвуковой аппарат снабжен двумя системами контроля чувствительности прибора. Система изменения чувствительности при исследовании близкорасположенных тканей усиливает отраженные эхосигналы от структур, расположенных над точкой фокусировки ультразвукового луча. Система изменения чувствительности при исследовании глубокорасположенных тканей усиливает эхосигналы, отраженные от структур, расположенных за точкой фокусировки ультразвукового луча. Эти системы существуют для получения одинаковой эхогенности одних и тех же тканей, но на различной глубине.
Эффект зеркала	Отражение всех или почти всех ультразвуковых волн некоторыми тканями или границами раздела сред, например границей «диафрагма-легкие». Эффект зеркала иногда создает артефакт зеркального отражения, дающий удвоение изображения.
Эффект линзы	Сужение ультразвукового луча при его прохождении через определенные ткани. Эффект линзы может в некоторых случаях расщеплять изображение.

Эхоструктура смешанной эхогенности	Структура, включающая солидный и жидкостной компоненты. На эхограммах визуализируются участки повышенной эхогенности, анэхогенные участки; ультразвуковое изображение включает участки неоднородной эхоструктуры, а также — анэхогенные участки (гипер- и гипозхогенные компоненты).
------------------------------------	--

СПИСОК АНГЛИЙСКИХ АББРЕВИАТУР

A, или A-mode (amplitude mode) -А-режим - получение одномерной амплитудной эхограммы.

AA (annular array) – кольцевая решетка.

ACE (adaptive color enhancement) –адаптивное улучшение цвета.

ALARA (as low as reasonably achievable) - «настолько мало насколько разумно использовать» - принцип, определяющий выбор уровня мощности и времени исследования на УЗ приборе с точки зрения безопасности пациента

APA (annular phased array) - кольцевая фазированная решетка.

ATL (advanced technology laboratory) - лаборатория передовой технологии (название фирмы-производителя УЗ диагностических приборов).

АТО (auto tissue optimisation) - автоматическая оптимизация изображения (по акустическим свойствам ткани).

B, или B-mode (brightness mode) –режим В - получение двумерного акустического изображения.

В + В, или В + В mode – режим В + В - отображение на экране прибора одновременно двух В-эхограмм (двух мерных акустических изображений).

В + D, или В + D mode – режим В + D – отображение на экране одновременно В-эхограммы и спектральной доплеровской эхограммы.

В + М, или В + М mode – режим В + М – отображение на экране прибора одновременно В-эхограммы и М-эхограммы.

CCD (convergent color Doppler) - конвергентный цветовой доплер.

CDA (continuous dynamic aperture) -непрерывная динамическая апертура.

CDE (color Doppler energy) - энергетический доплер.

CDF (continuous dynamic focus) -непрерывная динамическая фокусировка.

CDI (color Doppler imaging) - цветное доплеровское картирование.

CDV (color Doppler visualization) -цветное доплеровское картирование.

CF (color flow) - цветное доплеровское картирование.

CFI (color flow imaging) – цветное доплеровское картирование.

CFM (color flow mapping) – цветное доплеровское картирование.

CK (color kinesis) – кинетическое изображение (движущихся тканей).

CPA (color power angio) - энергетический доплер.

CW (continuous wave) – непрерывно-волновой доплер.

CWD (continuous wave Doppler) -непрерывноволновой доплер.

D, или D-mode (Doppler mode) - режим спектрального доплера.

2D, или 2D-mode (two-dimensional mode) - получение двухмерного акустического изображения.

3D, или 3D-mode (three-dimensional mode) - получение трехмерного акустического изображения.

4D, или 4D-mode (four-dimensional mode) - наблюдение трехмерного акустического изображения во времени (четвертая координата).

db (decibel) - децибел (дБ) – единица измерения относительного уровня сигналов в логарифмическом масштабе.

DDP (data depending processing) -адаптивная обработка сигналов.

DGS (depth gain compensation) - усиление по зонам глубины.

DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) – международный стандарт для передачи изображений.

DTI (Doppler tissue imaging) - доплеровская визуализация тканей.

ECG (electrocardiograph или electrocardiogram) – электрокардиограф или электрокардиограмма.

EDI (extendent dynamic imaging) -расширенный динамический диапазон изображения.

FFT (fast Fourier transform) - БПФ (быстрое преобразование Фурье).

FT (Fourier transform) – преобразование Фурье.

GYN (gynecology) - гинекология.

HDI (high definition imaging) – изображение высокой четкости.

HPRF (high pulse repetition frequency) - высокая частота повторения импульсов.

IEC (International Electrotechnical Commission) - МЭК (международная Электротехническая комиссия).

IPU (image processing unit) - устройство обработки изображения.

ISDN (Integrated Service Data Network) – стандартизованная телекоммуникационная сеть.

KI (kinetic image) - кинетическое изображение.

L (linear) - линейный (применительно к датчикам с линейным сканированием).

LCA (linear convex array) – линейно-конвексная решетка.

LPRF (low pulse repetition frequency) - низкая частота повторения импульсов.

M, или M-mode (motion mode) - M-режим.

MI (mechanical index) - механический индекс - параметр, определяющий допустимый уровень механического воздействия УЗ волн на пациента.

NEMA (National Electrical Manufacturers Association) – Национальная ассоциация производителей электрооборудования (в США).

NTHI (native tissue harmonic imaging) - изображение с нативной тканевой гармоникой.

OB (obstetrics) - акушерство.

OTI (octave tissue imaging) - октавное тканевое изображение - аналог нативной тканевой гармоники.

PACS (picture archiving and communications systems) - система архивирования и передачи изображений.

PD (power Doppler) - энергетический доплер.

PDI (power Doppler imaging) - энергетический доплер.

PF (power flow) - энергетический доплер.

PRF (pulse repetition frequency) - частота повторения импульсов.

PMI (power motion imaging) - энергетический доплер движения тканей.

PW (pulse wave) - импульсно-волновой доплер.

PWD (pulse wave Doppler) - импульсно-волновой доплер.

RGB (RGB-monitor) - цветной монитор, цвета в котором получаются путем смешивания трех цветов: красного (Red), зеленого (Green) и синего (Blue).

RMI (Radiation Measurements Inc.) - фирма-производитель тканезквивалентных фантомов.

SATA (spatial average, temporal average) - средняя в пространстве, средняя во времени (об интенсивности ультразвука).

SPPA (spatial peak, pulse average) - пиковая в пространстве, средняя по импульсу (об интенсивности ультразвука).

SPTA (spatial peak, temporal average) - пиковая в пространстве, средняя во времени (об интенсивности ультразвука).

SPTP (spatial peak, temporal peak) - пиковая в пространстве, пиковая во времени (об интенсивности ультразвука).

STC (sensitivity time control) – усиление по зонам глубины.

SVGA (super VGA, super video graphics array) - видеоадаптер с высоким разрешением (для компьютерного монитора).

S-VHS (super video home system) - система записи информации на видеомэгнитофон более высокого уровня, чем VHS.

TCP/IP (transmission control protocol/internet protocol) - протокол при передаче УЗ изображений между удаленными компонентами сети.

TGS (time gain control) – усиление по зонам глубины.

TI (thermal index) - тепловой индекс, определяющий допустимый уровень мощности ультразвука с точки зрения вызываемого нагрева биологических тканей.

TIB (bone thermal index) – тепловой индекс кости.

TIC (cranial bone thermal index) - тепловой индекс черепной кости.

TIS (soft tissue thermal index) – тепловой индекс мягких тканей.

TSI (tissue specific imaging) – доплеровская визуализация тканей (тканевый доплер).

TV (television) - телевидение.

TVI (tissue velocity imaging) – визуализация движения тканей (тканевый доплер).

UA (ultrasound angio) – энергетический доплер.

VCR (video color recorder) – цветной видеоманитофон.

VGA (video graphics array) – видеоадаптер для компьютерного монитора.

VIP (voxel image processing) - получение изображений путем фокусировки в трехмерном пространстве (при использовании двухмерных решеток в качестве преобразователей УЗ датчиков).

VHS (video home system) – система записи на видеоманитофон.

WWW (world wide web) - всемирная «паутина» - сеть Интернет.

КАТАЛОГ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ ПРИБОРОВ

ЗОЛОТОЙ СТАНДАРТ ДИАГНОСТИКИ

Торговая марка "АКУСОН" является синонимом высочайшего качества ультразвуковой аппаратуры, "золотым стандартом" изображения.



Модельный ряд 1999 года:

"АКУСОН 128 XP" — универсальная платформа, основанная на принципе "компьютерной сонографии"

"АКУСОН/ASPEN™" — новая передовая платформа с цифровой архитектурой, конвергенция технологий класса SEQUOIA™ и других современных разработок

"АКУСОН/SEQUOIA™" — революционная технология, дающая вдвое больше информации за половину времени и использующая данные как об амплитуде, так и о фазе отраженного сигнала. Она базируется на следующих принципах:

Когерентное формирование изображения (анализ амплитуды и фазы ультразвукового сигнала).

Цифровая технология обработки сигнала. Множественный формирователь лучей. 512 электронных каналов. Независимая обработка данных серой шкалы, цветового и спектрального доплера.

Высочайшая чувствительность цветового доплеровского картирования. Регистрация кровотока со скоростями от 1 мм/с до 10 м/с.

Определение интрамурального коронарного кровотока трансторакально.

Сверхлегкие и удобные датчики с диапазоном частот от 1,75 до 14 МГц.

Диапазон по глубине сканирования от 2 мм до 36 см.

Широкий динамический диапазон — 100 дБ. Позволяет получать изображения потоков крови в полостях сердца у здоровых пациентов без введения контрастов.

Нативная тканевая гармоника — *Native™ Tissue Harmonic Imaging*. Использование гармонических составляющих в ультразвуке — "контрастирование без контраста" — работает как для кардиологического применения, так и для общей визуализации. Поддерживает все режимы сканирования. Возможно использование множественных гармоник.

Все модели ультразвуковых сканеров "АКУСОН" имеют "открытую" архитектуру. Возможно модернизировать системы, постоянно добавляя новые технологии:

ViewPro™ — подключение персонального компьютера к ультразвуковой системе, возможность обработки изображений;

WebPro™ — удаленный доступ к ультразвуковой системе через телекоммуникационные сети;

Perspective™ Advanced Display Option - улучшенная обработка изображения;

FreeStyle™ Extended Imaging - панорамное широкоформатное сканирование. Блок "3D-surface" - поверхностная реконструкция в акушерстве. Блок "3D-volume" - трехмерная реконструкция и оценка объема.



The Value of Vision®

ALOKA

Science & Humanity



SSD-500 Mtrus

Портативный ультразвуковой сканер с линейным и конвексным сканированием. Вес 10кг

Базовая комплектация:

прибор с черно-белым монитором 7";

электронный конвексный абдоминальный датчик UST-934N-3.5 с частотой 3,5 МГц;

базовые измерения и их обработка в режимах В и М;

программа обработки акушерских измерений.

Дополнительно:

широкий набор датчиков (конвексных и линейных);

коммутатор для подключения двух датчиков;

дополнительный черно-белый монитор 9";

SSD-1100 Flexus

Ультразвуковой сканер с линейным, конвексным и (дополнительно) секторным механическим сканированием, возможностью подключения до 4 датчиков с частотами от 2 до 10 МГц. Дополняется спектральным доплером (D-режим).

Базовая комплектация:

прибор с черно-белым монитором 12";

электронный конвексный абдоминальный датчик UST-934N-3.5 с частотой 3.5 МГц;

базовые измерения и их обработка в режимах В, М и D;

программа обработки акушерских измерений;

входы на два датчика электронного сканирования.

Дополнительно:

широкий набор конвексных и линейных датчиков;

секторные механические датчики (с дополнительным адаптером);

доплеровский блок (работает только с механическими датчиками);

дуплексный датчик 2 МГц с механическим сканированием и режимом CW;

карандашные датчики CW;

блок физиологических сигналов;

кинопамять.

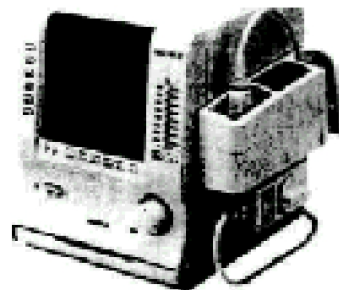
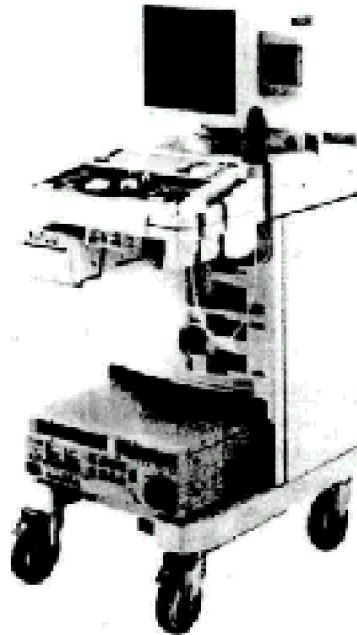
SSD-900

Переносной ультразвуковой сканер с повышенной разрешающей способностью, с конвексным, линейным и (дополнительно) секторным механическим сканированием.

Базовая комплектация:

прибор с черно-белым монитором 9";

электронный конвексный абдоминальный датчик UST-979-3.5 с частотой 3,5 МГц



(многочастотный, три частоты);

базовые измерения и их обработка в режимах В и М;

входы на два датчика;

программы обработки измерений в акушерстве и кардиологии.

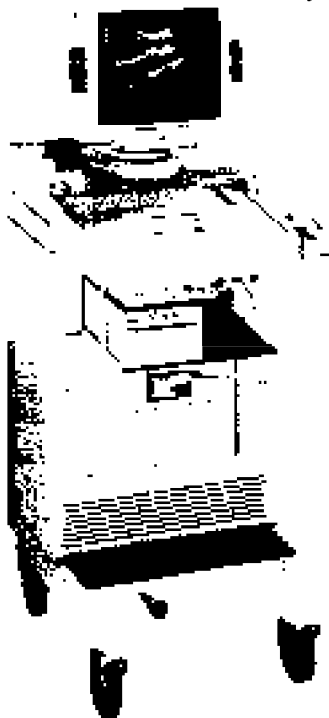
Дополнительно:

набор датчиков с высоким разрешением — линейных и конвексных с возможностью работы в многочастотном режиме;

секторные механические датчики (с дополнительным адаптером).

ALOKA

Science & Humanity



SSD-1400

Ультразвуковой сканер с повышенной разрешающей способностью, с конвексным. линейным и (дополнительно) секторным механическим сканированием, со спектральным доплером (дополнительно).

Базовая комплектация:

прибор с черно-белым монитором 12";

электронный конвексный абдоминальный датчик с частотой 3,5 МГц;

базовые измерения и их обработка в режимах В, М и D;

входы на два датчика;

программы обработки измерений в акушерстве, кардиологии, ангиологии, исследовании предстательной железы и тазобедренного сустава.

Дополнительно:

набор датчиков с высоким разрешением - линейных и конвексных;

секторные механические датчики (с дополнительным адаптером);

доплеровский блок (работает со всеми датчиками);

дуплексный датчик 2 МГц с механическим сканированием и режимом

CW;

карандашные датчики CW;

блок физиологических сигналов;
 кинопамять;
 блок записи на магнитооптический диск.
SSP-1700 Dyna View



Цветной ультразвуковой сканер со спектральным, цветовым и энергетическим доплером, с конвексным, линейным и (дополнительно) фазированным секторным сканированием, с многочастотным режимом работы датчиков.

Базовая комплектация:

прибор с цветным монитором 12";
 электронный конвексный абдоминальный датчик с частотой 3,5 МГц (многочастотный: 5.0/3,75/3,5/3.0/2,5 МГц);
 спектральный, цветовой и энергетический доплер, триплексный режим (B, CFM, D);
 входы на 2 датчика;
 базовые измерения и их обработка в режимах В, М и D;
 программы обработки измерений в акушерстве, кардиологии, ангиологии;
 кинопамять и запоминание изображений.

Дополнительно:

широкий набор датчиков - конвексных, линейных и фазированных секторных (с дополнительным адаптером) с возможностью работы в многочастотном режиме;

карандашные датчики CW;

блок физиологических сигналов;

трехмерное изображение с использованием датчика с трехмерным сканированием;

трехмерная ангиология;

блок записи на магнитооптический диск.

ALOKA CO LTD

ALOKA

Science & Humanity



SSD-2200VarioView

Цветной ультразвуковой прибор высокого класса с конвексным, линейным и фазированным секторным сканированием. Повышенная частота кадров в режиме цветового доплеровского картирования. Энергетический доплер, тканевый цветовой доплер, кинетическое изображение (движение стенок сосудов и сердца).

Базовая комплектация:

прибор с цветным монитором 12^м;

электронный конвексный абдоминальный датчик 3,5 МГц;

фазированный секторный датчик 2,5 МГц с режимами PW и CW;

встроенные адаптеры для подключения датчиков;

спектральный, цветовой, энергетический и транскраниальный доплер, триплексный режим (B, CFM, D);

тканевый доплер и кинетическое изображение;

кинопамять и запоминание изображений;

базовые измерения и их обработка в режимах B, M и D;

построение гистограмм;

программы обработки измерений в акушерстве, кардиологии, ангиологии и исследовании предстательной железы и тазобедренного сустава.

Дополнительно:

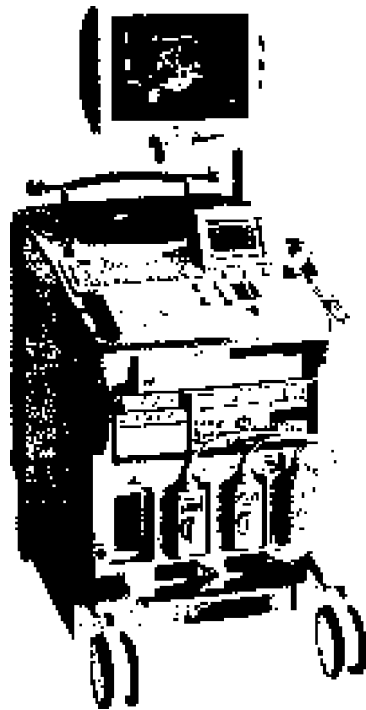
набор датчиков - конвексных, линейных, фазированных секторных (с режимами PW и CW);

датчики механического сканирования;

секторный механический датчик с частотой 10 МГц для эхоэндоскопии;

карандашные доплеровские датчики CW;

блок физиологических сигналов.



SSD-5500

Цветная ультразвуковая система высокого класса с цифровым формированием ультразвукового луча, со спектральным, цветовым и энергетическим доплером, с цифровой системой получения и обработки данных (DMS), с конвексным, линейным и фазированным секторным сканированием, дополнительно гемосферические многочастотные датчики.

Базовая комплектация:

система с цветным монитором 15";
 пять датчиков электронного сканирования, включая фазированные секторные с режимами PW и CW;
 спектральный, цветовой и энергетический доплер, триплексный режим (B, CFM, D);
 тканевый доплер;
 транскраниальный доплер;

входы на три датчика;

кинопамять и запоминание изображений;

базовые измерения и их обработка в режимах B, M и D;

построение гистограмм;

программы обработки измерений в акушерстве, кардиологии, ангиологии и исследовании предстательной железы и тазобедренного сустава.

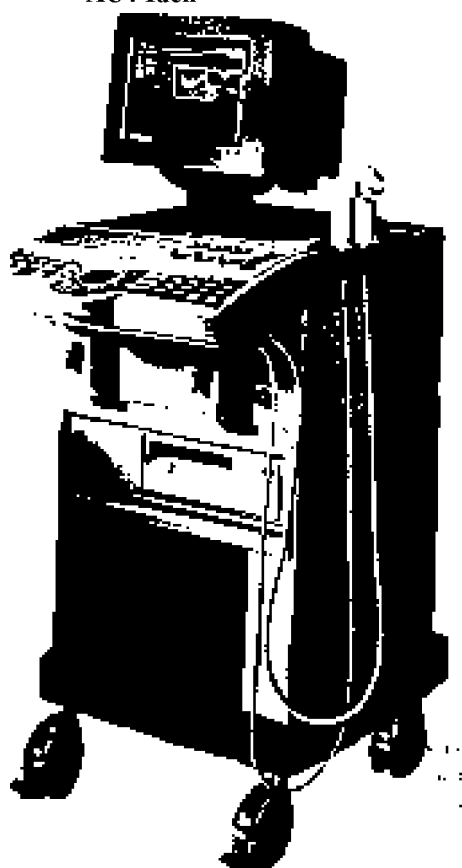
Дополнительно:

набор датчиков - конвексных, линейных и фазированных секторных (с режимами PW и CW);

гемосферические датчики, линейные, конвексные и фазированные секторные, многочастотные, обеспечивающие улучшенное качество изображения;

блок физиологических сигналов.

ALOKA CO LTD.

ESAOTE BIOMEDICA**AU4 Iden**

* Платформа с черно-белым доплером (PW/CW) с возможностью модернизации до цветного (CFM)

* Полный спектр датчиков: конвексные, линейные, с фазированной и кольцевой решеткой

* Частотный диапазон датчиков от 2 до 20 МГц

* Программное обеспечение,

AU5 Harmonic

Новый цифровой многофункциональный ультразвуковой аппарат (до 192 электронно-независимых каналов) обеспечивает диагностику высочайшего качества

Программное обеспечение для обработки изображений, полученных при помощи контрастных средств с использованием второй гармоники

доступное по цене и простое в использовании

* Псевдоцвет для В-режима, режима Допплера и М-режима

* Широкий диапазон датчиков с частотой от 2 до 20 МГц

* Внутриполостные, интраоперационные и лапароскопические датчики, многоплановый чреспищеводный датчик

* Многофункциональный пакет вычислений с отчетами, программируемыми пользователем

* Цифровое архивирование на флоппи-диске, жестком диске или магнитооптическом диске

* Протокол стандарта DICOM 3.0 для архивирования и передачи изображений

* Программы обработки изображений

ESAOTE BIOMEDICA
AU3 Partner

Caris



* Черно-белая платформа с возможностью модернизации до черно-белого доплера (PW/CW) и до цветowego доплера (CFM)

* Линейные, конвексные и кольцевые фазированные датчики

* Кинопамять и псевдоцвет

* Стресс-эхо, цифровой архив

* Истчерпывающий набор программ для вычислений и анализа



Caris - оптимальное сочетание диагностических возможностей и гибкости

Единственный на мировом рынке компактный переносной прибор с цветowym картированием потока (CFM) с TFT LCD-монитором, обеспечивающий весь необходимый комплекс функций для проведения диагностики всех доступных ультразвуковому исследованию органов и структур человеческого тела

* Программное обеспечение позволяет проводить исследования во всех режимах (CW Doppler, PW Doppler, CFM, M-режим)

* Благодаря минимальным размерам, компактности и наличию трансэзофагеального (ТЕЕ) датчика является идеальным прибором для палат интенсивной терапии в кардиологии



HP ImagePoint

Универсальная ультразвуковая диагностическая система

Цифровая ультразвуковая диагностическая система для любых приложений с импульснoволновым, непрерывнoволновым, цветовым и энергетическим доплеровскими режимами (все датчики), с многочастотным режимом работы датчиков.



Технология двухмерной визуализации Harmonic Imaging

Прибор с цветным монитором 15" Тканевая гармоника

Транскраниальное триплексное сканирование

Мультимастотные конвексные, линейные, внутри полостные и фазированные секторные датчики, работающие в режимах В, М, D. РW. СW. CF. ангио;

Триплексный/дулексный режим

Омниплановый чреспищеводный датчик

Цифровое стресс-эхо (опция)

Три порта для датчиков

Высокая частота повторения импульсов (режим HPRF)

Программы обработки измерений:

абдоминальные. ангиологические, педиатрические, акушерские, кардиологические. результатов исследований малых органов, неонатальные

Дисковод 3,5"

Цифровая память 2.3 Гб

Карандашные датчики

Гарантийный срок 3 года



SONOS 5500

Цифровая ультразвуковая диагностическая система, установившая новые стандарты двухмерного изображения и имеющая уникальные диагностические возможности.



Технология сканирования Fusion Imaging
Датчики с УЛЬТРАШИРОКОЙ полосой частот (до 12 МГц)

Тканевая гармоника (Harmonic Fusion)
Технология адаптивного цветового и энергетического доплера
Тканевый доплер

Режимы Harmonic Color Flow и Harmonic Angio

Трапецеидальный формат изображения при исследовании сосудов

Автоматическая оптимизация угла доплеровского луча

Омниплановый чреспищеводный датчик

Непрерывная кинопетля

Акустическая кинопетля

Три порта для датчиков

Пользовательский интерфейс QuickTouch - управление режимами сканирования

прикосновением

Технология автоматического расчета сердечной гемодинамики (AQ) (опция)

Технология цветового кинезиса (опция)

Контрастная гармоника (Contrast Harmonic) (опция)

Цифровая стресс-эхо система (опция)

Технология акустической денситометрии (опция)

Трехмерная реконструкция (опция)

Программы обработки измерений: кардиологические, ангиологические, абдоминальные, акушерские, результатов исследований малых органов, педиатрические, неонатальные

Дисковод 3,5"

Цифровая память 2,4 Гб

Гарантийный период 3 года

Ультразвуковые сканеры HITACHI



EUB-405

Портативный ультразвуковой сканер с линейным и конвексным сканированием. Вес 13 кг.

Базовая комплектация:
прибор с черно-белым монитором 9";

электронный конвексный абдоминальный датчик с частотой 3,5 МГц;
базовые измерения в

режимах В и М;

программы обработки измерений в акушерстве, урологии, кардиологии и исследовании тазобедренного сустава. Дополнительно:

широкий набор двухчастотных датчиков (конвексных и линейных);

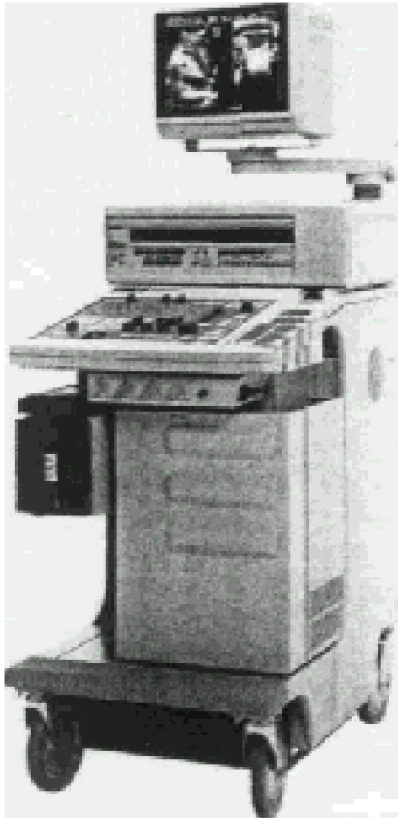
кинопамять;

запись и хранение до 100 кадров изображения на плате флэш-памяти;

тележка;

коммутатор для подключения двух датчиков;

пульт дистанционного управления.



EUB-555

Цветной ультразвуковой сканер высокого уровня с конвексным, линейным и фазированным секторным сканированием.

Базовая комплектация:

прибор с цветным монитором 12";

электронный конвексный абдоминальный датчик с частотой 3,5 МГц;
входы на 3 датчика;

спектральный доплер (CW и PW), цветовой доплер, энергетический доплер;

кинопамять и запоминание изображений;

базовые измерения и их обработка в режимах В, М и D;

программы обработки измерений в акушерстве, при абдоминальных исследованиях, в кардиологии и др.

Дополнительно:

широкий набор конвексных, линейных и фазированных секторных двухчастотных датчиков;

карандашный доплеровский датчик;

эзофагеальные и трансректальные биплановые датчики;

транскраниальный датчик;

возможность биопсии.



GE Medical Systems

Ультразвуковой многофункциональный портативный сканер с конвексными, линейными, микроконвексными, в том числе внутрисполостными и кардиологическими датчиками Вес - 9,8 кг.



Черно-белый монитор 7".

Одновременное подключение одного или двух датчиков. Наличие возможности биопсии для конвексных, микроконвексных и линейных датчиков.

Измерения в В и М режимах

Программы по расчетам в акушерстве, гинекологии, кардиологии.

Суммарное заключение по акушерству.

Специальные датчики для ветеринарии.

Специальная мобильная тележка.

LOGIQ®a200

Ультразвуковая многофункциональная мобильная система с мультисекторными и широкополосными конвексными, линейными, микроконвексными, в том числе интраоперационными и внутрисполостными датчиками.

Черно-белый монитор 12" 48 независимых каналов, количество элементов в датчиках - до 192. Одновременное подключение до двух датчиков.

Наличие кинопамяти и покадровой памяти

Наличие возможности биопсии для конвексных, микроконвексных и линейных датчиков Измерения в режимах В и М Программы по расчетам по акушерству, гинекологии, кардиологии. Суммарное заключение по акушерству. Кривые динамического развития плода.



LOGIO®400 CL

Ультразвуковая полностью цифровая система со спектральным (PW и CW), цветовым и энергетическим доплером, мультисекторными и

широкополосными конвексными, линейными, в том числе интраоперационными и внутриволостными датчиками

Цветной монитор 12". Диапазон используемых частот от 1,8 до 13 МГц

Одновременное подключение до трех датчиков. Количество элементов в датчиках - до 192. Реальный триплексный режим для всех датчиков и всех глубин сканирования. Наличие кинопамяти и покадровой памяти. Автоматический расчет параметров доплеровской кривой

Архивирование изображений на жесткий диск. Наличие возможности биопсии для конвексных, микроконвексных и линейных датчиков. Программы по расчетам по акушерству, гинекологии, ангиологии



LOGIO®400 MD

Ультразвуковая полностью цифровая система со спектральным (PW и CW), цветовым и энергетическим доплером, мультисекторными и широкополосными конвексными, линейными, секторными фазированными датчиками, в том числе транскраниальными, интраоперационными, внутриволостными и транспищеводными датчиками.

Цветной монитор 12".

Диапазон используемых частот от 1,8 до 13 МГц

Одновременное подключение не менее трех датчиков (плюс 1 карандашный).

Количество элементов в датчиках - до 192.

Реальный триплексный режим для всех датчиков и всех глубин сканирования.

Наличие кинопамяти до 160 кадров

Автоматический расчет параметров доплеровской кривой

Архивирование изображений на магнитооптический и жесткий диск.

Возможность объединения цветных ультразвуковых аппаратов в единую сеть - стандарт, совместимый с DICOM 3.0

Наличие дистанционно и сервиса INSITE, осуществление сервиса через модем по телефону. Наличие возможности биопсии для конвексных, микроконвексных и линейных датчиков. Трехмерная реконструкция для В-режима, цветового доплеровского режима и симметричных цветовых скоростных карт Программы по расчетам в кардиологии, акушерству, гинекологии, ангиологии.

КОМБИНИЗОН 530D - третье поколение трехмерных ультразвуковых аппаратов

Комбинизон 530D - это единственный в мире ультразвуковой аппарат, имеющий трехмерную память, что позволяет обрабатывать и проводить измерения в объеме всего массива без потерь и артефактов (теперь построение трехмерного объема занимает не более 1,5 - 2,5 с).

КОМБИНИЗОН 530D - единственная машина, имеющая в своем арсенале специальные трехмерные датчики семи типов. Возможно одновременное подключение 4 датчиков. Все датчики широкополостные (от 1 до 12 МГц).

В КОМБИНИЗОН 530D - впервые совмещены режимы трехмерного сканирования - с цветовым доплеровским картированием, ангио-режимом и тканевым доплером. Все это в режиме реального времени.



КОМБИНИЗОН 530D имеет программу 3D-VIEW, которая позволяет проводить исследования в трехмерном объеме ткани в режиме реального времени.

КОМБИНИЗОН 530D проводит трехмерную реконструкцию в нескольких вариантах:

- поверхностная реконструкция исследуемого органа или ткани;
- режим максимальной прозрачности

TOSHIBA
Made for life



Семейство JustVision

Включи и работай

Исключительное качество В-изображения

Мультичастотные датчики

Память изображений

Динамический контроль луча

Семейство Core Vision Залог успеха

Импульсный и постоянный доплер Цветовой доплер Энергетический доплер Датчик трехмерного изображения



Семейство PowerVision 6000

Безупречное цифровое качество
 Направленный энергетический доплер

Тканевый доплер

Тканевое гармоническое изображение

Второе гармоническое изображение

Режим «Flash-echo»

Трехмерная реконструкция изображения

Автоматическое измерение сердечного выброса



**ОТНЫНЕ
УЛЬТРАЗВУК ATL -
УЛЬТРАЗВУК
ФИЛИПС**



Ультразвуковая экспертная система HDI* 5000 Extreme с полностью цифровым широкополосным формированием луча

Все области применения плюс специальная версия НОГ 5000CV для кардиологических исследований

Суперкомпьютер с быстродействием 14 млрд. операций в секунду

Динамический диапазон 150 дБ

512 цифровых каналов с методом параллельной обработки сигналов

Автоматическая оптимизация всех параметров системы под любую поставленную задачу с помощью функции Intelligent Tissue Specific™ Imaging

Частота кадров до 200 в секунду

15-дюймовый компьютерный монитор с высоким разрешением

Электронные линейные, конвексные и фазированные датчики с диапазоном частот от 2 до 12 МГц; одновременное подключение трех датчиков

Все известные режимы формирования изображения плюс технологии, присущие только системам HDI: MicroFine™ Grayscale Imaging - для сверхчеткого серошкального изображения с 256 градациями серого тона; Color Power Angio™ - для энергетической доплерографии; Dynamic Motion Differentiation - для селективного подавления цветowych артефактов; Tissue Harmonic Imaging - для регистрации 2-й гармоники эхо-сигналов от исследуемых тканей; Contrast Specific Imaging - для ультразвуковой ангиографии с эхоконтрастными веществами; Power Motion™ Imaging - для визуализации эндокарда и оценки сократительной способности миокарда; трехмерное серошкальное изображение и трехмерная энергетическая доплерография для изучения сосудов;

Интегрированный модуль для проведения стресс-эхо.

Сохранение и передача информации с помощью Disk-Link, NetLink (DICOM 3.0), Web-Link.

Исчерпывающий пакет измерительных и аналитических программ, в том числе HighQ - автоматический анализ

Ультразвуковая экспертная система HDI* 3000 с полностью цифровым широкополосным формированием луча

Все области применения плюс специальная версия HDI* 3000CV для кардиологических исследований

Автоматическая оптимизация с помощью функции Tissue Specific Imaging

Частота кадров до 200 в секунду

14-дюймовый компьютерный монитор с высоким разрешением

Электронные линейные, конвексные и фазированные датчики с диапазоном частот от 2 до 12 МГц; одновременное подключение трех датчиков

Режимы формирования изображения: High Definition™ 2D Imaging - для 20-изображений высокой четкости с 256 градациями серого тона; High Definition Zoom (x8) в реальном времени; Color Power Angio™ - для энергетической доплерографии; Contrast Specific Imaging - для проведения ультразвуковых исследований с эхоконтрастными веществами; Power Motion™ Imaging - для визуализации эндокарда и оценки сократительной способности миокарда; Frequency Conversion Technology - для исследования "технически трудных пациентов"

Интегрированный модуль для проведения стресс-эхо исследований

Сохранение и передача информации с помощью Disk-Link, NetLink (DICOM 3.0), Web-Link.

Исчерпывающий пакет измерительных и аналитических программ, в том числе HighQ - автоматический анализ доплеровских кривых

- Возможность модернизации до HDI* 5000

ОТНОВИТЕ УЛЬТРАЗВУК ATL - УЛЬТРАЗВУК ФИЛИПС



Ультразвуковая система HDI* 1500 с цифровым широкополосным формированием луча

Все области применения

128 независимых каналов на прием и передачу

Динамический диапазон более 90 дБ

Автоматическая оптимизация с помощью функции Tissue Specific™ Imaging

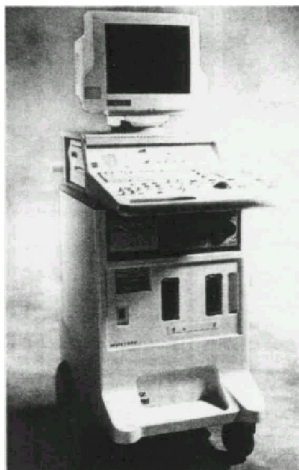
15-дюймовый компьютерный монитор с высоким разрешением

Электронные линейные, конвексные и фазированные датчики с диапазоном частот от 2 до 12 МГц; одновременное подключение трех датчиков

Режимы изображения: High Definition™ 2D Imaging - для 20-изображений высокой четкости с 256 градациями серого тона; импульсная, управляемая непрерывноволновая и цветовая доплерография; Color Power Angio - для энергетической доплерографии, трехмерное серошкальное изображение; кинопетля (256 кадров); High Resolution Zoom в реальном времени

Широкий пакет измерительных и аналитических программ

Сохранение и передача информации с помощью Disk-Link



Ультразвуковая система HDI* 1000 с цифровым широкополосным формированием луча

Все области применения, кроме кардиологических исследований

Автоматическая оптимизация с помощью функции Tissue Specific™ Imaging

Цифровой Когерентный Процессор (DGP) для обработки информации о фазе и амплитуде эхо-сигналов

Динамический диапазон 90 дБ

15-дюймовый компьютерный монитор с высоким разрешением

Электронные линейные и конвексные датчики с диапазоном частот от 2 до 11 МГц; одновременное подключение двух датчиков

Режимы формирования изображения: High Definition™ 2D Imaging - двухмерное изображение высокой четкости с 256 градациями серого тона; импульсная и цветовая доплерография; High Resolution Zoom (x4) в реальном времени; Color Power Angio™ (CPA) - энергетическая доплерография; кинопетля (30 кадров)

Широкий пакет измерительных и аналитических программ

Сохранение и передача информации с помощью Disk-Link через специализированный модуль в стандарте DICOM 3.0

SIEMENS**SONOLINE Elegra Advanced**

Цветная ультразвуковая система, с цифровой обработкой ультразвукового сигнала, с широкополосным цифровым формирователем луча, 256-512 каналов, со спектральным, цветовым и энергетическим доплером. с тканевым цветовым доплером. С режимом черно-белого и цветного панорамного сканирования Sie Scape, 3D-изображением в реальном масштабе времени. Возможность хранения данных на MO-диске и в сети (OJOOM 3.0)

Базовая комплектация:

- система с цветным монитором 15 дюймов, высокого разрешения,

SONOLINE Versa Plus

Цветная ультразвуковая система визуализации, в которой использованы последние достижения в технике широкополосных многочастотных датчиков, со спектральным, цветовым и энергетическим доплером.

Базовая комплектация:

- система с цветным монитором 13 дюймов;

- входы на четыре датчика;
- четыре многочастотных датчика электронного сканирования;
- спектральный, цветовой, энергетический доплер, триплекс-ный режим;
- тканевый цветовой доплер и кинетическое изображение;
- режим 2-й гармоники;
- кинопамять и запоминание изображений;
- базовые измерения и их обработка в режимах В, М и D;
- построение гистограмм;
- программы по обработке измерений в акушерстве, ангиологии, тазобедренного сустава и исследованиях предстательной железы с получением протокола.

Дополнительно:

- широкий выбор конвексных, линейных и фазированных секторных датчиков с возможностью работы в многочастотном режиме (с РW и СW),
- карандашные доплеровские датчики СW;
- пункционные насадки на все датчики
- видеопринтер черно-белый и цветной, бумага для видеопринтеров, гель

- входы на два датчика;
- электронный фазированный секторный датчик 2,5 МГц с режимами РW и СW;
- электронный конвексный абдоминальный датчик 3,5 МГц;
- спектральный, цветовой, энергетический и транскраниальный доплер, триплексный режим (В, М и D);
- кинопамять и запоминание изображений;
- базовые измерения и их обработка в режимах В,М и D;
- построение гистограмм;
- программы обработки измерений в кардиологии, акушерстве, ангиологии и исследовании предстательной железы и тазобедренного сустава, с получением протокола

Дополнительно:

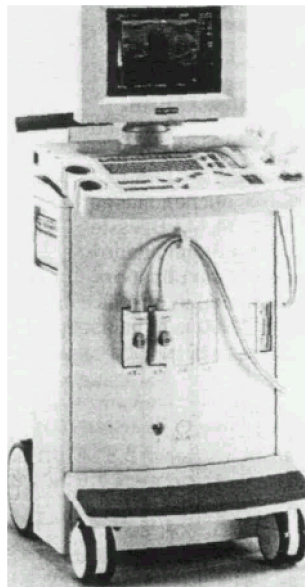
- набор датчиков конвексных, линейных, фазированных секторных (с режимами РW и СW);
- интраоперационные и лапароскопические датчики;
- трансэзофагеальный датчик 4-6 МГц;
- карандашные доплеровские датчики СW;
- блок физиологических сигналов;
- видеопринтер черно-белый и цветной, видеоманитофон, гель;
- дисковод МО дисков для архивирования и экспорта изображений

SIEMENS**SONOLINE Sienna**

Цветная ультразвуковая система с цифровой обработкой ультразвукового сигнала, с широкополосным цифровым формирователем луча: со спектральным, цветовым и энергетическим доплером. Стандартные и специальные датчики работают в пределах от 2,5 до 12,5 МГц, все датчики многочастотные.

Базовая комплектация:

- прибор с цветным монитором 13 дюймов.
- входы на три электронных (линейные и конвексные) датчика и один механический секторный датчик;
- спектральный, цветовой и энер-

SONOLINE Prima SLC

Диагностический ультразвуковой аппарат высокого разрешения с черно-белым изображением: малые размеры позволяют работать в стесненных условиях (операционная, реанимация); все датчики электронные и многочастотные.

Базовая комплектация:

- прибор с черно белым монитором 12 дюймов:
- входы на три датчика (конвексный, линейный и секторный);
- электронный конвексный абдоминальный датчик 3,5 МГц,

гетический доплер, триплекс-ный режим (B, CFM, D):

- электронный конвексный абдоминальный датчик 3,5 МГц.
 - электронный линейный датчик 7.5 МГц:
 - внутриполостной датчик 6.5 МГц.
 - кинопамять и запоминание изображений:
 - базовые измерения и их обработка в режимах В, М и D:
 - программы обработки измерений в акушерстве, ангиологии и исследовании предстательной железы и тазобедренного сустава.
- Дополнительно:
- набор датчиков конвексных, линейных и внутриполостных (сPWnCW);
 - пункционные насадки на датчики:
 - видеопринтер цветной, видеомашитофон. бумага для видеопринтера, гель

• электронный линейный датчик 7,5 МГц,

- электронный вагинальный датчик 6,5 МГц.
 - базовые измерения и их обработка в режимах В и М;
 - программы обработки измерений в акушерстве, гинекологии, урологии, ортопедии, кардиологии, при исследовании щитовидной железы,
 - кинопамять и запоминание изображений:
 - видеопринтер, бумага для видеопринтера, гель.
- Дополнительно:
- набор датчиков конвексных, линейных, датчики механического сканирования,
 - блок ЭКГ;
 - пункционные насадки



Panther 2002 API (Пантера)

- Ультразвуковой сканер высшего класса с цветowym, энергетическим, спектральным доплером, с управлением угла сканирования (steering), с монитором 12". Широкие возможности в урологии, хирургии, акушерстве и гинекологии.

- Снабжен модулями: акушерских измерений; урологических вычислений с четырьмя органспецифичными методами (для почек, яичек, простаты и мочевого пузыря) определения объема; кардиологических вычислений, блоком ЭКГ.

- Идеален для проведения инва-зивных процедур под контролем ультразвука.

- Имеется функция вычисления в режиме доплера, показовая память.

- Совместим со всеми датчиками B-K Medical.

Cheetah 2003
(Гепард)

- Многоцелевой диагностический УЗ-сканер для исследований в В-и М-режимах с монитором 12".

- Снабжен модулями: акушерских измерений; урологических вычислений с четырьмя органспецифичными (для почек, яичек, простаты и мочевого пузыря) методами определения объема; кардиологических вычислений, блоком ЭКГ.

- Совместим со всеми датчиками B-K Medical.

Lynx 3101 (Рысь)



Сканер

для лапароскопической и интраоперационной УЗ-диагностики. Монтируется на любой эндохирургической стойке. Изображение выводится на монитор стойки. Управление может осуществляться со стерилизуемого пульта.

В комплектацию входит уникальный лапароскопический датчик с гибкой сканирующей частью и пункционным адаптером. Выпускается в черно-белом варианте и с блоком цветового доплера. Может использоваться и для рутинных методов. Совместим со всеми датчиками В-К Medical.

Ультразвуковые датчики

- Все датчики являются пункционными и стерилизуются полным погружением.
- Автоклавируемые пункционные адаптеры с возможностью применения игл разного диаметра.
- Клавиша активизации расположена на корпусе датчика.



Эхоскан-10

Универсальный, совмещенный с компьютером ультразвуковой сканер с линейным, конвексным и секторным сканированием. Вес - 20 кг. Гарантийный срок - 1.5 года.

Базовая комплектация:

прибор с цветным SVGA монитором 14", электронный конвексный датчик 3.5 МГц R60 для абдоминальных исследований, режимы В. В + В, М. М + В, измерение расстояний, площадей, объемов, программа обработки

акушерских измерений, готовые протоколы обследования для заполнения, запоминание и архивирование до 10000 кадров изображения вместе с протоколами и отчетами, запись на гибкий магнитный диск до 10 изображений, возможность работы в режиме персонального компьютера.



Дополнительно:

набор датчиков:

линейный абдоминальный 3,5 МГц/80 мм

линейный для малых органов 7,5 МГц/52 мм

конвексный 3.5 МГц/60R/60 конвексный 5.0 МГц/60R/60

микроконвексный кардиологический 3,5 МГц/13R/90

микроконвексный педиатрический 5,0 МГц/13R/90

секторный механический 3,5 МГц/20R/90

секторный механический 5,0 МГц/20R/90

микроконвексный вагинальный 5,0 МГц/13R/90

вагинальный 6,5 МГц/13R/90;

тележка;

видеопринтер, бумага для видеопринтера, гель;

возможность регистрации изображений на лазерном или струйном принтере с использованием обычной бумаги;

возможность подключения к локальной или глобальной сети.

ИзоМед



Учебное издание

Никитин Валерий Геронтьевич

УЛЬТРАЗВУКОВЫЕ МЕДИЦИНСКИЕ ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ
СИСТЕМЫ

Учебное пособие

Самарский государственный аэрокосмический университет
имени академика С.П.Королева

443086, Самара, Московское шоссе, 34

