

# Ультразвуковые диагностические приборы

Л.В. Осипов

УЛЬТРАЗВУКОВЫЕ ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ ПРИБОРЫ

Практическое руководство для пользователей

Оглавление

ПРЕДИСЛОВИЕ

ОТ АВТОРА

1. КРАТКИЕ СВЕДЕНИЯ ОБ УЛЬТРАЗВУКЕ И ОСОБЕННОСТЯХ ЕГО РАСПРОСТРАНЕНИЯ В БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЯХ

1.1. УЛЬТРАЗВУКОВЫЕ ВОЛНЫ. АКУСТИЧЕСКИЙ СИГНАЛ И ЕГО СПЕКТР

1.2. ФИЗИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ БИОЛОГИЧЕСКИХ СРЕД

1.3. СКОРОСТЬ УЛЬТРАЗВУКА В БИОЛОГИЧЕСКИХ СРЕДАХ, ОТРАЖЕНИЕ И ПРЕЛОМЛЕНИЕ

1.4. АКУСТИЧЕСКОЕ СОПРОТИВЛЕНИЕ, ЕГО ВЛИЯНИЕ НА ОТРАЖЕНИЕ УЛЬТРАЗВУКА

1.5. ЗАТУХАНИЕ УЛЬТРАЗВУКА В БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЯХ

2. РАЗНООБРАЗНЫЙ МИР УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ ПРИБОРОВ

2.1. КЛАССИФИКАЦИЯ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ПРИБОРОВ

2.2. ОСНОВНЫЕ РЕЖИМЫ РАБОТЫ: РЕЖИМ В D, РЕЖИМ А И РЕЖИМ М

2.3. УЛЬТРАЗВУКОВЫЕ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛИ

2.4. ТИПЫ ДАТЧИКОВ

2.5. СПОСОБЫ СКаниРОВАНИЯ

2.6. РЕКОМЕНДАЦИИ ПО ВЫБОРУ МОДЕЛИ ПРИБОРА

3. ОСОБЕННОСТИ РАБОТЫ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ СКАНЕРОВ

3.1. ОСНОВНЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ УЗ СКАНЕРОВ

- 3.2. ФОРМИРОВАНИЕ УЗ ЛУЧА, ПЕРЕДАЧА, ПРИЕМ И ОБРАБОТКА СИГНАЛОВ
- 3.3. ФОКУСИРОВКА УЗ ЛУЧА
- 3.4. ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ ПО РАБОТЕ В РЕЖИМАХ В И М
- 3.5. ОЦЕНКА КАЧЕСТВА ИЗОБРАЖЕНИЯ УЗ СКАНЕРОВ
- 3.6. АРТЕФАКТЫ АКУСТИЧЕСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ
- 3.7. ИССЛЕДОВАНИЕ «ТРУДНЫХ» ПАЦИЕНТОВ
- 4. УЛЬТРАЗВУКОВЫЕ СКАНЕРЫ СО СПЕКТРАЛЬНЫМ ДОППЛЕРОМ
  - 4.1. ЭФФЕКТ ДОППЛЕРА
  - 4.2. ОЦЕНКА СКОРОСТИ ДВИЖЕНИЯ ПО ДОППЛЕРОВСКОМУ СДВИГУ ЧАСТОТЫ. ДОППЛЕРОВСКИЙ УГОЛ
  - 4.3. ПОНЯТИЕ О СПЕКТРЕ СКОРОСТЕЙ КРОВОТОКА И СПЕКТРЕ ЧАСТОТ ДОППЛЕРОВСКОГО СДВИГА
  - 4.4. НЕПРЕРЫВНОВОЛНОВОЙ ДОППЛЕР
  - 4.5. ИМПУЛЬСНОВОЛНОВОЙ ДОППЛЕР
  - 4.6. ИЗМЕРЕНИЕ СПЕКТРА ДОППЛЕРОВСКИХ ЧАСТОТ. НЕОДНОЗНАЧНОСТЬ ИЗМЕРЕНИЯ СПЕКТРА
  - 4.7. ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ, ИЗМЕРЕНИЯ И ВЫЧИСЛЕНИЯ В РЕЖИМЕ СПЕКТРАЛЬНОГО ДОППЛЕРА
- 5. УЛЬТРАЗВУКОВЫЕ СИСТЕМЫ С ЦВЕТОВЫМ ДОППЛЕРОВСКИМ КАРТИРОВАНИЕМ
  - 5.1. ПРИНЦИПЫ ПОЛУЧЕНИЯ ЦВЕТОВОГО ДОППЛЕРОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ
  - 5.2. МОДИФИКАЦИИ ЦВЕТОВОГО КАРТИРОВАНИЯ: ЭНЕРГЕТИЧЕСКИЙ ДОППЛЕР, ТКАНЕВЫЙ ДОППЛЕР
  - 5.3. ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ ПРИ РАБОТЕ В РЕЖИМЕ ЦВЕТОВОГО КАРТИРОВАНИЯ
- 6. ОТОБРАЖЕНИЕ, РЕГИСТРАЦИЯ, АРХИВИРОВАНИЕ, ОБРАБОТКА И ПЕРЕДАЧА УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ИНФОРМАЦИИ
  - 6.1. ОТОБРАЖЕНИЕ ИНФОРМАЦИИ
  - 6.2. РЕГИСТРАЦИЯ ИЗОБРАЖЕНИЙ
  - 6.3. АРХИВИРОВАНИЕ И ОБРАБОТКА ИЗОБРАЖЕНИЙ

## 6.4. ПЕРЕДАЧА ИЗОБРАЖЕНИЙ

## 7. ПЕРСПЕКТИВНЫЕ НАПРАВЛЕНИЯ РАЗВИТИЯ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ МЕТОДОВ ИССЛЕДОВАНИЯ

### 7.1. ПОЛУЧЕНИЕ ТРЕХМЕРНЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

### 7.2. КОНТРАСТНЫЕ ВЕЩЕСТВА

### 7.3. ТКАНЕВАЯ ГАРМОНИКА И КОНТРАСТНАЯ ГАРМОНИКА

## 8. О БЕЗОПАСНОСТИ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ

### 8.1. ОТЕЧЕСТВЕННЫЕ СТАНДАРТЫ БЕЗОПАСНОСТИ

### 8.2. БИОЛОГИЧЕСКИЕ ЭФФЕКТЫ УЛЬТРАЗВУКА

### 8.3. ФИЗИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ АКУСТИЧЕСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

### 8.4. ТРЕБОВАНИЯ ЗАРУБЕЖНЫХ СТАНДАРТОВ

### 8.5. РЕКОМЕНДАЦИИ ВРАЧУ-ДИАГНОСТУ

## СЛОВАРЬ ОСНОВНЫХ ТЕРМИНОВ

## СПИСОК АНГЛИЙСКИХ АББРЕВИАТУР

## ПРЕДМЕТНЫЙ УКАЗАТЕЛЬ

## КАТАЛОГ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ ПРИБОРОВ

### Предисловие

Медицина и медицинская техника переживают сложный период своего существования, как в развитии современного оборудования, так и в обеспечении им научных и лечебно-профилактических учреждений. Внедрение современных методов диагностики, и в первую очередь ультразвуковых методов, позволило во многом облегчить диагностику заболеваний сердца, сосудов, внутренних органов и эндокринных желез.

Одним из ведущих разработчиков ультразвуковой техники в нашей стране - Л.В. Осиповым - написана уникальная книга «Ультразвуковые диагностические приборы», которая является первым трудом в данном направлении. Книга является пособием и справочником для врачей самого широкого круга деятельности.

В предлагаемом труде изложены на современном уровне материалы, которые позволяют специалистам не только ориентироваться в разнообразии ультразвукового оборудования, но и иметь представление о физике процесса и качестве изображения, а также помочь в освоении непрерывно усложняющейся медицинской техники.

Я уверен, что данная книга будет воспринята читателями с большим интересом: у специалистов в области ультразвуковой диагностики появляется очень полезное руководство, а студенты медицинских институтов получают великолепный учебник.

Академик АН и РАМН Б. В. Петровский

От автора

Идея создания этой книги появилась в результате многолетнего участия автора в профессиональной подготовке врачей-специалистов по ультразвуковым исследованиям. Сначала это были лекции для врачей, потом специальные статьи в журнале «Медицинская визуализация» на тему «Физика и техника ультразвуковых диагностических систем».

Основная цель книги - познакомить пользователей ультразвуковых приборов с принципами их действия и особенностями работы. Четкое представление об этих вопросах должно помочь врачу максимально использовать возможности сложного современного прибора, а также более правильно понимать и интерпретировать получаемую диагностическую информацию.

За рубежом, прежде всего в США и европейских странах, проблеме обучения врачей и специалистов среднего звена (сонографистов, техников) вопросам физики и техники ультразвуковых систем уделяется повышенное внимание: имеются программы и курсы подготовки на базе университетов и медицинских центров, издаются специальные руководства и книги на эту тему. Наиболее интересными и полезными, по нашему мнению, являются книги таких известных авторов, как R.N.T. Wells (Великобритания) и F.W. Kremkau (США). К сожалению, они не переведены на русский язык.

У российского врача-специалиста ультразвуковой диагностики имеются специфические трудности, связанные прежде всего с тем, что с особенностями работы ультразвуковых приборов он в основном сталкивается, только приступая к практической деятельности. В медицинском учебном заведении будущий специалист получает только приблизительное представление о приборах. Нам трудно судить о том, что является причиной сложившейся ситуации: перегрузка студентов основными учебными курсами или относительно недавнее внедрение ультразвуковых методов диагностики в медицинскую практику. Широта использования ультразвука в диагностике и рост сложности ультразвуковых приборов настоятельно требуют введения серьезного и систематического обучения врача особенностям работы ультразвукового прибора. Обусловлено это тем, что в отличие от многих других средств диагностики качество и содержание диагностической информации, получаемой при ультразвуковой диагностике, в сильной степени зависит от умения специалиста ультразвуковой диагностики правильно работать с прибором: выбрать необходимые датчики, установить нужные режимы и параметры, определяющие работу прибора, выделить артефакты изображения и т.д.

Ситуация осложняется тем, что абсолютное большинство приборов, применяемых в российских медицинских учреждениях, зарубежного производства. Названия режимов на панели управления указаны, как правило, на английском языке; на английском языке дается также служебная информация на экране прибора и результаты обработки измерений.

Инструкция по эксплуатации прибора, имеющаяся у пользователя, далеко не всегда может помочь, так как предполагается, что принципы работы, режимы и характеристики известны пользователю и в инструкции подробно не поясняются.

Эта книга написана как пособие для пользователя, дающее возможность приобрести базовые знания по физике и технике ультразвуковых систем в той мере, в какой это может быть полезно для практической деятельности. Кроме того, книга может служить справочником для врача по ряду технических вопросов, с которыми ему приходится сталкиваться.

Автор не питает иллюзий, что книга может быть прочитана врачом от начала до конца. Это непростое чтение - слишком много незнакомой и, на первый взгляд, не очень нужной врачу информации здесь помещено. Но автор надеется, что любознательный исследователь, заинтересованный в росте своей квалификации, найдет в книге нужные для себя сведения. Некоторые разделы, более простые для понимания и усвоения, можно прочитать в первую очередь, пропуская поначалу другие разделы. Например, разделы по физике ультразвука, по классификации приборов и датчиков, а также практические рекомендации по управлению работой прибора в различных режимах можно читать отдельно. Есть надежда, что и более сложные разделы тоже будут рано или поздно прочитаны или хотя бы просмотрены.

Особого внимания заслуживают вопросы терминологии, используемой для обозначения режимов, параметров и характеристик ультразвуковых приборов. Многие из ведущих фирм-производителей ультразвуковых диагностических приборов в силу разных причин вводят свои названия для обозначения одних и тех же режимов, регулировок и параметров работы. Различия в терминах могут вводить в заблуждение пользователя. В процессе объяснения работы приборов дается русское обозначение или термин, которые, по имеющимся у автора сведениям, наиболее широко используются специалистами УЗ диагностики, и при этом дается ряд эквивалентных терминов на английском языке, используемых различными фирмами-производителями.

По вопросам терминологии существенную помощь автору оказал руководитель комиссии по терминологии Ассоциации специалистов ультразвуковой диагностики в медицине В.В. Митьков.

В словаре, а также в списке аббревиатур на английском языке даются наиболее часто используемые термины и поясняется их значение. Автор не претендует на абсолютную адекватность предлагаемых русских терминов и был бы признателен за конструктивную критику со стороны специалистов.

Выход этой книги в свет вряд ли был бы возможен без помощи многих людей, принимавших участие в ее написании и подготовке к печати. Крестным отцом книги стал проф. В.А. Сандриков, который с самого начала настоял на ее практической направленности и тем самым в основном определил ее облик. Автор очень признателен соавторам Б.И. Зыкину (раздел 3.6), Ю.Р. Камалову (раздел 3.7) и А.В. Гаврилову (раздел 7.1) за творческое сотрудничество.

Особую благодарность хочется выразить В.В. Аристову, взявшему на себя труд по научному редактированию книги и сделавшему очень много полезных критических замечаний, а также Г.П. Борисовой и Н.Л. Дорфману за терпение и профессионализм, проявленные при подготовке рукописи к печати.



Краткие сведения об ультразвуке и особенностях его распространения в биологических тканях

### 1.1. Ультразвуковые волны. Акустический сигнал и его спектр

Ультразвук, как известно, это звуковые, или акустические, волны частота которых выше максимальной частоты звука, слышимой человеческим ухом и равной 20 кГц [1].

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 конкременты), 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 [2-5].

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. 1а 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. 1а, 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

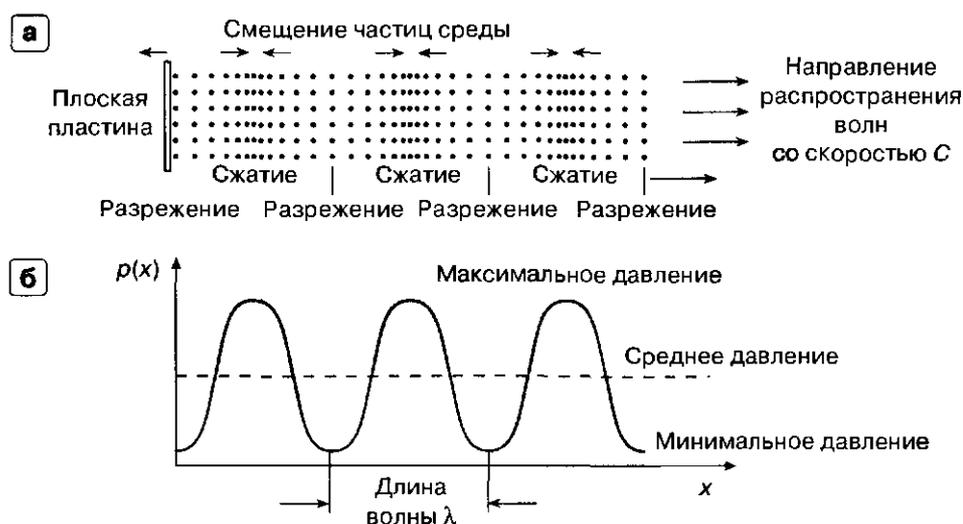


Рис. 1. Продольные акустические волны в упругой среде в фиксированный момент времени: а - чередование зон сжатия и разрежения; б - изменение давления  $p$  в различных областях среды в зависимости от координаты  $x$ .

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.

Степень сжатия или разрежения характеризуется давлением, график изменения которого вдоль оси  $x$  изображен на рис. 1 б для того же момента времени, что на рис. 1а. 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 одинаковые фазы, т.е. одинаковое значение и направление изменения давления, называется длиной волны  $\lambda$ . На рис. 1б показана величина длины волны  $\lambda$  как расстояние между минимальными значениями давления.

Картина, изображенная на рис. 1, 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. 2. В случае гармонических колебаний изменение давления во времени будет синусоидальным с периодом колебаний, равным  $T$ .

Частота колебаний  $\nu$ , 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.

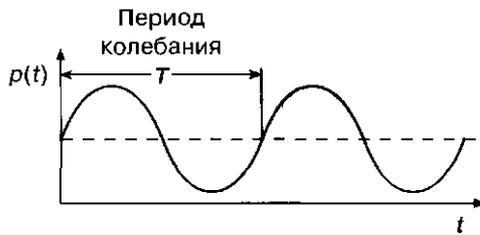
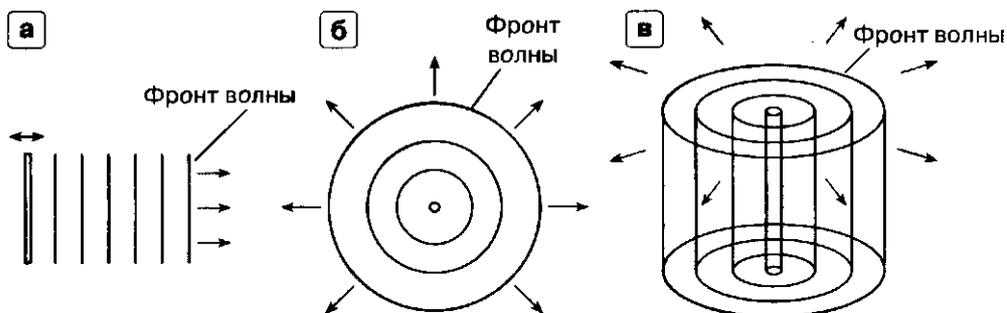


Рис. 2. Изменение давления  $p$  в зависимости от времени в фиксированной точке пространства.

## Глава 1



I

Рис. 3. Различные виды акустических волн: а - плоские, б - сферические, в - цилиндрические. Стрелками показаны направления распространения волн.

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

На рис. 1а 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. 3а).

Кроме плоских волн могут быть сферические волны, возбуждаемые точечным или сферическим источником (рис. 3б). Фронт волны в этом случае имеет сферическую форму. Иногда имеют место цилиндрические волны, фронт которых имеет вид цилиндрической поверхности (рис. 3в).

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  $\lambda$  с частотой колебаний  $f$  и скоростью звука  $C$ :

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

Из этого соотношения следует, что с увеличением частоты ультразвука уменьшается длина волны  $\lambda$ . 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 (подробнее о разрешающей способности см. раздел 3.1). 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 (см. раздел 1.5).

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 изображен на рис. 4. На рис. 4а 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. 4б), то на глубине  $x$ , он появится в момент  $t = x/C$  ( $C$  - 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. 5).

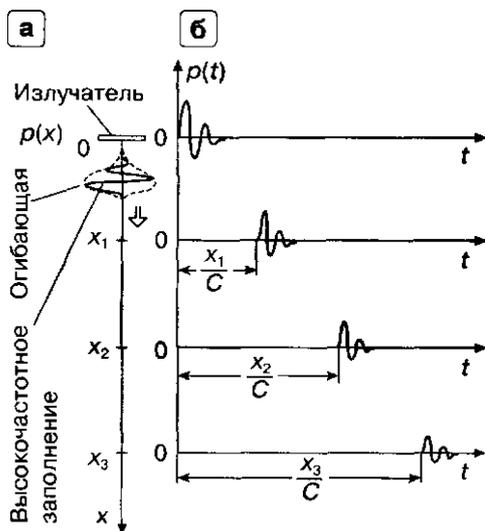


Рис. 4. Импульсный акустический сигнал, его распространение вглубь биологических тканей (а) и характер его смещения по оси времени  $t$  в зависимости от глубины перемещения (б).

Импульсный сигнал можно представить как совокупность многих гармонических колебаний (гармоник) с различными частотами. На рис. 5 показан импульсный сигнал, который представлен как сумма очень большого числа гармонических составляющих с разными частотами. На рис. 6а 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. 6б).

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.

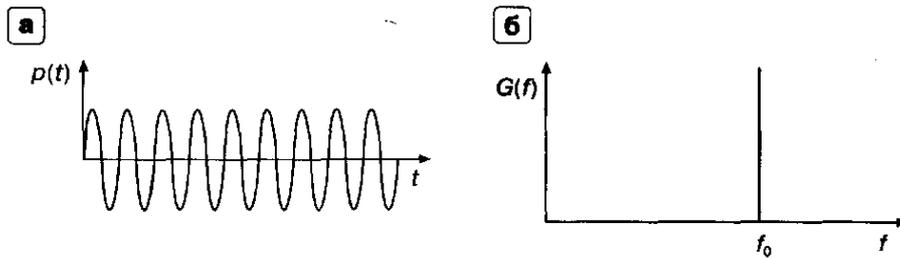


Рис.5. Гармоническое колебание (а) и его спектр  $G(f)$  (б).

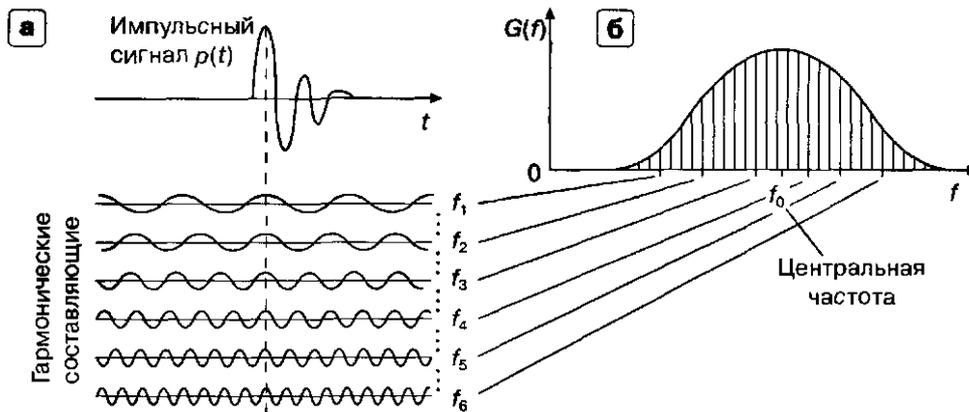


Рис. 6. а - импульсный акустический сигнал  $p(t)$ , состоящий из гармонических составляющих, б - спектр  $G(f)$  импульсного сигнала.

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 двухмерных акустических изображений применяются широкополосные сигналы, а для доплеровских исследований - узкополосные.

## 1.2. Физические характеристики биологических сред

Как уже говорилось, в УЗ диагностике используются продольные УЗ волны, т.е. упругие колебания, направление распространения которых совпадает 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. 7). 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.

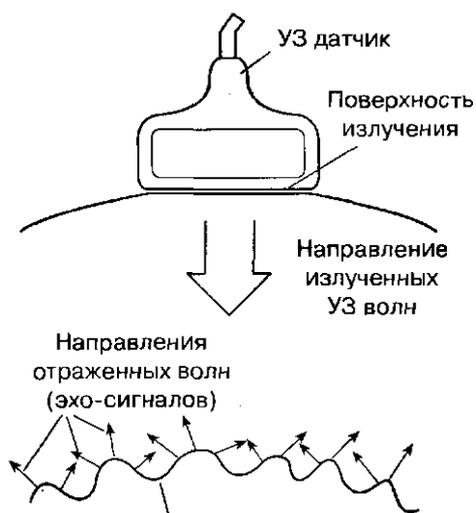


Рис. 7. Распространение и отражение УЗ волн.

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.

### 1.3. Скорость ультразвука в биологических средах, отражение и преломление

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

## Глава 1

В табл. 1 приведены пределы изменения скорости звука для ряда биологических тканей человека [2, 3]. Кроме этого, для сравнения даны значения скорости звука в воздухе при нормальных условиях и в дистиллированной воде при температуре +20°C.

Разброс значений скорости звука в тканях одного вида объясняется многими причинами, в частности состоянием пациента, субъективными особенностями организма, возрастом, различием температур при проведении 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 (см. раздел 2.2).

Различия в скорости звука в тканях определяют характер отражения на границе сред (рис. 8). 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. 8а).

Таблица 1. Скорость УЗ волн в различных средах и акустические сопротивления сред

Среда	Скорость звука, м/с	Плотность относительно воды, $\rho_0/\rho_v$	Акустическое сопротивление относительно воды, $ZC/ZB$
Воздух (при нормальных условиях)	343	$1,2 \times 10^{-3}$	$0,3 \times 10^{-3}$
Дистиллированная вода (при $+20^\circ\text{C}$ )	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

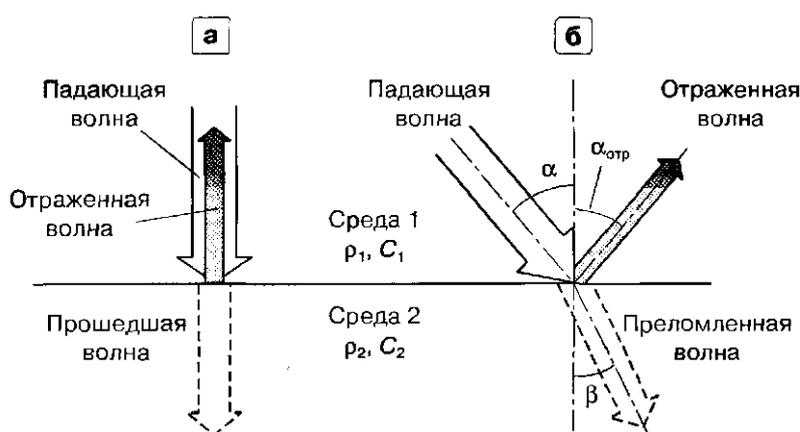


Рис. 8. Отражение и преломление ультразвука на границе сред.

При косом падении волны относительно плоской границы сред отраженная волна распространяется в соответствии с законом геометрической оптики, согласно которому угол отражения  $\alpha_{отр}$  равен углу падения  $\alpha$  (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  $\beta$  и  $\alpha$  равны друг другу.

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

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

При  $C_2 < C_1$ , угол  $\beta$  меньше угла  $\alpha$ , этот случай иллюстрирует рис. 86.

При  $C_2 > C_1$ , угол  $\beta$  больше угла  $\alpha$ .

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

Гораздо более неприятным является влияние различия скоростей звука на фокусировку луча, о чем будет сказано в разделе 3.3.

#### 1.4. Акустическое сопротивление, его влияние на отражение ультразвука

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

В табл. 1 приводятся значения плотности различных сред относительно воды, т.е. величины, равные  $\rho_c / \rho_v$  ( $\rho_c$  - плотность среды,  $\rho_v$  - 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.

## Глава 1

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

$$K_{отр} = P_{отр} / P_{пад}$$

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. 8а) коэффициент  $K_{отр}$  вычисляется с помощью выражения

Здесь  $Z_2$  и  $Z_1$  - акустические сопротивления граничащих сред, знак модуля ( $\Pi$ ) 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 оттого, 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.

В табл. 2 приводятся в качестве иллюстрации значения коэффициента отражения УЗ волны на границе биологических сред, выраженные в процентах [2]. 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.

$$K_{отр} = \left| \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right|$$

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 (об этом более подробно в разделе 3.3).

Таблица 2. Коэффициент отражения ультразвука

на границе биологических сред

Граница сред	КОРТ, %
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

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 [6]. 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, исключая 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.

## Глава 1

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  $90^\circ$ . 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 эхосигналов и получение акустического изображения.

Чаще 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 [3]. 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 отгибания 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.

### 1.5. 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:

$p = p_0 e^{-\alpha x}$  где  $x$  - расстояние, пройденное УЗ волной,  $p_0$  - начальная амплитуда давления (при  $x = 0$ ),  $p$  - амплитуда давления на расстоянии  $x$ ,  $\alpha$  - коэффициент затухания.

В общем случае  $\alpha = \alpha_p + \alpha_n$ , где  $\alpha_p$  и  $\alpha_n$  - коэффициенты затухания, соответствующие рассеянию и поглощению ультразвука. Раздельно измерить каждый из коэффициентов довольно трудно. Поэтому обычно анализируется суммарный коэффициент затухания  $\alpha$ . 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:

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

Удобство логарифмической формы выражения коэффициента состоит в том, что степень затухания в децибелах на разных глубинах легко определяется умножением коэффициента  $\alpha$  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.

На рис. 9 приведены экспериментально полученные характеристики затухания в биологических тканях в зависимости от частоты ультразвука. Для большинства тканей данные, опубликованные различными авторами, имеют существенный разброс. Поэтому

на рис. 9 представлены примерные зависимости затухания от частоты, иллюстрирующие основные закономерности [3].

Несмотря на то, что имеются различия в величине затухания между тканями, можно построить некоторую среднюю зависимость затухания от частоты для мягких тканей. На рис. 9 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  $K = 0,7 \text{ дБ}/(\text{см МГц}) \cdot x$ , в которое надо подставить  $x$  в см и  $f$  в МГц.

Таблица 3

$x$ , 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	10	в 3 раза	в 10 раз
20	20	в 10 раз	в 100 раз

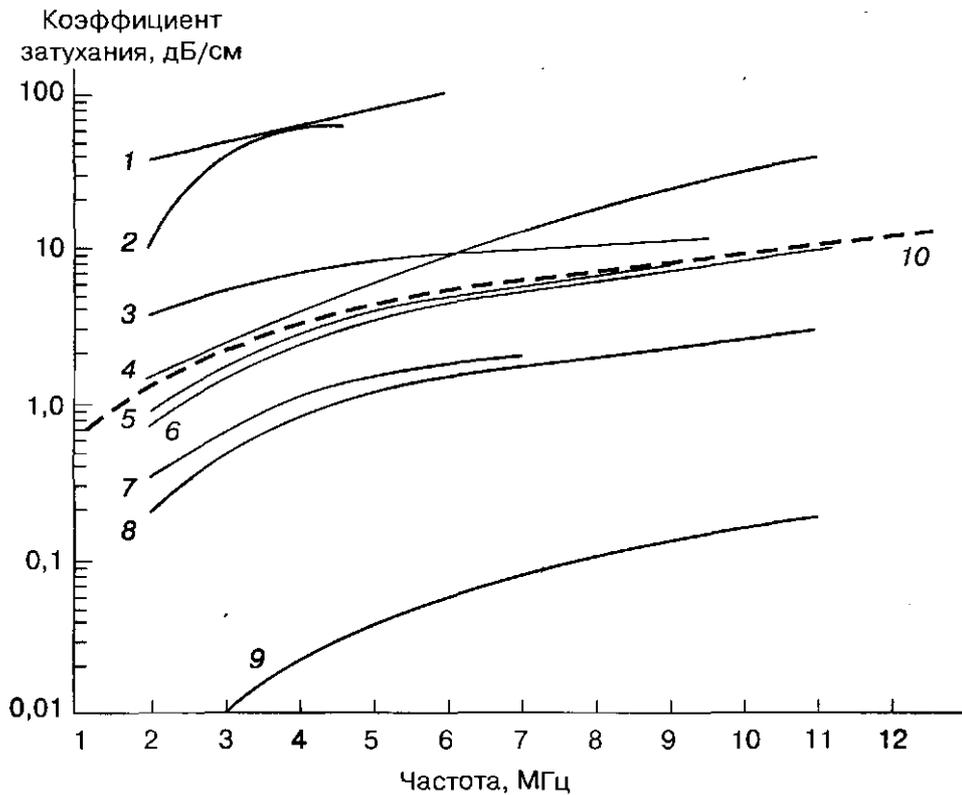


Рис. 9. Зависимость затухания ультразвука от частоты в биологических тканях: 1 - легкие, 2 - кости черепа, 3 - кожа, 4 - мышца, 5 - мозг взрослого, 6 - мозг ребенка, 7 - печень, 8 - кровь, 9 - вода, 10 - среднее значение для мягких тканей.

Так, например, на глубине 10 см при частоте  $f = 3,5$  МГц затухание  $K = 25$  дБ ( $3,2 \times 10^2$  раз по мощности), при частоте  $f = 5$  МГц  $K = 35$  дБ ( $3,2 \times 10^3$  раз по мощности), а при  $f = 7,5$  МГц  $K = 55$  дБ ( $3,2 \times 10^5$  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 частотнозависимого 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.

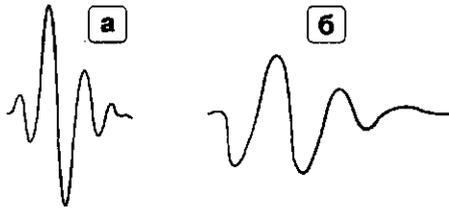


Рис. 10. Увеличение периода колебаний и длительности импульса вследствие частотнозависимого затухания, а - исходный импульс, б - тот же импульс после прохождения среды с затуханием.

Возвращаясь к рис. 9, 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 границ кисты (см. раздел 3.6).

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. 10) [3]. На рис. 11 показано изменение спектра акустического импульсного сигнала в зависимости от пути прохождения в мягких биологических тканях.

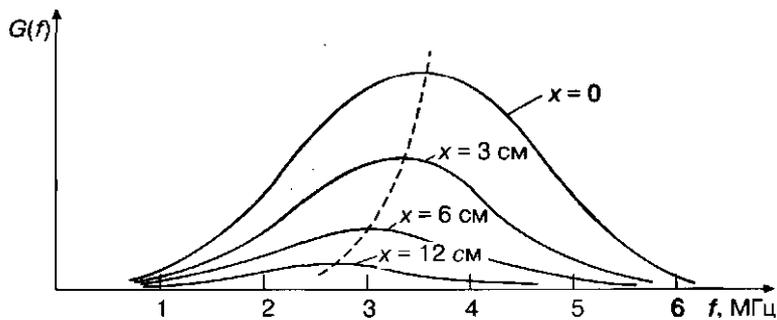


Рис. 11. Изменение спектра акустического импульсного сигнала с увеличением глубины вследствие частотнозависимого характера затухания ( $x$  - глубина). Пунктирной линией показано изменение центральной частоты.

## Глава 1

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.

## Список литературы

1. Ультразвук: Маленькая энциклопедия. М.: Советская энциклопедия, 1979. 400 с.
2. Домаркас В.И., Пилецкас Э.Л. Ультразвуковая эхоскопия. Л.: Машиностроение, 1988. 276 с.
3. Применение ультразвука в медицине: Физические основы: Пер. с англ. / Под ред. Хилла К. М.: Мир, 1989. 568 с.
4. Advances in ultrasound techniques and instrumentation / Ed. by Wells P.N.T. N.Y.; Edinburg; L: Churchill Livingstone, 1993. 192 p.
5. Kremkau F.W. Doppler ultrasound: principles and instruments. 2nd ed. Philadelphia; L: W.B. Saunders Co., 1995. 373 p.
6. Feigenbaum H. Echocardiography. 5th ed. Baltimore; Philadelphia; L. etc.: Williams & Wilkins, 1994. 695 p.

# 2

## Разнообразный мир ультразвуковых 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.

Перечисленные достоинства и недостатки ультразвуковых методов диагностики имеют физические причины, о которых говорится в этой книге.

### 2.1. Классификация ультразвуковых приборов

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.

## Глава 2

Универсальные приборы можно разделить на три основных типа в зависимости от используемых в них режимов работы (табл. 1). Характерный вид изображений для основных и дополнительных режимов работы представлен в табл. 2, для специальных режимов работы - в табл. 3.

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

Основные режимы работы (modes)1:

- 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 серошкалаемом 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, о которых говорится в главе 7.

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

? Офтальмологические ультразвуковые приборы (эхоофталь-мометры). 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).

? Фетальные мониторы. Ультразвуковые приборы, предназначенные для измерения частоты сердечных сокращений (ЧСС) плода доплеровским методом.

Таблица 1. Классификация универсальных ультразвуковых приборов по наличию режимов

Режимы работы	Ультразвуковые сканеры	Ультразвуковые сканеры со спектральным доплером	Ультразвуковые системы с цветовым доплеровским картированием
В (2D)	+	+	+
М (ТМ)	+	+	+
D		+	+
CFM			+
В + В	+		+
В + М	+	+	+
В + Р		+*	+*

В + Э + CFM			+*
PD			+*
TD			+*
ЗР			+*
			+*
Нативная гармоника			

\* Указанный режим используется не во всех приборах данного типа.

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

? 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.

? Приборы для ветеринарии. Специально для ветеринарии приборы выпускаются редко. Обычно используются универсальные приборы со специализированными датчиками для ветеринарии. Основные режимы работы:

- В (2D);
- М (ТМ).

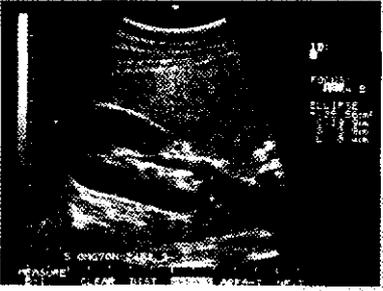
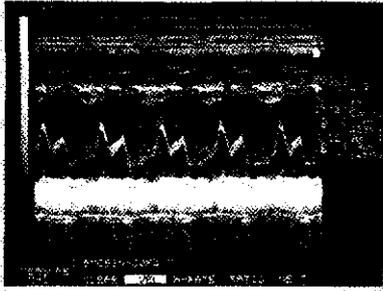
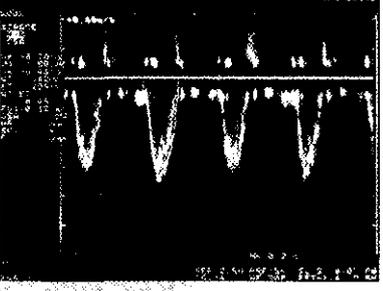
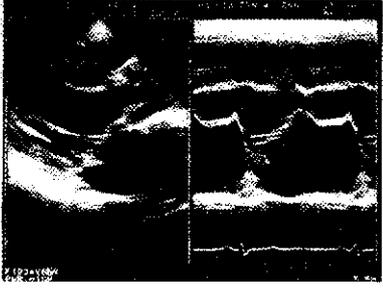
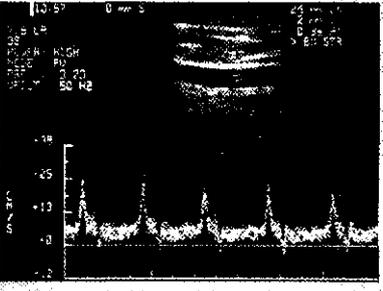
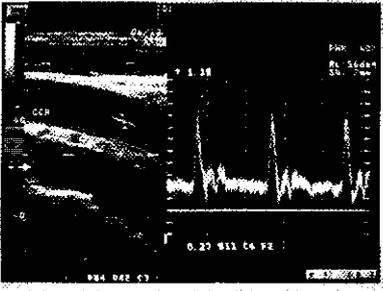
Иногда могут использоваться режимы D и CFM.

? 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);
- В + В (В/В).

Таблица 2. Универсальные диагностические приборы

I. Основные режимы работы	
<p>В (или 2D)</p> 	<p>М (или ТМ)</p> 
<p>D – спектральный доплер (режим CW или PW)</p> 	<p>CFM – цветное доплеровское картирование</p> 
II. Дополнительные режимы работы	
<p>В + В (или В/В)</p> 	<p>В + М (или В/М)</p> 
<p>В + D – дуплексный режим</p> 	<p>В + D + CFM – триплексный режим</p> 

## Разнообразный мир ультразвуковых диагностических приборов

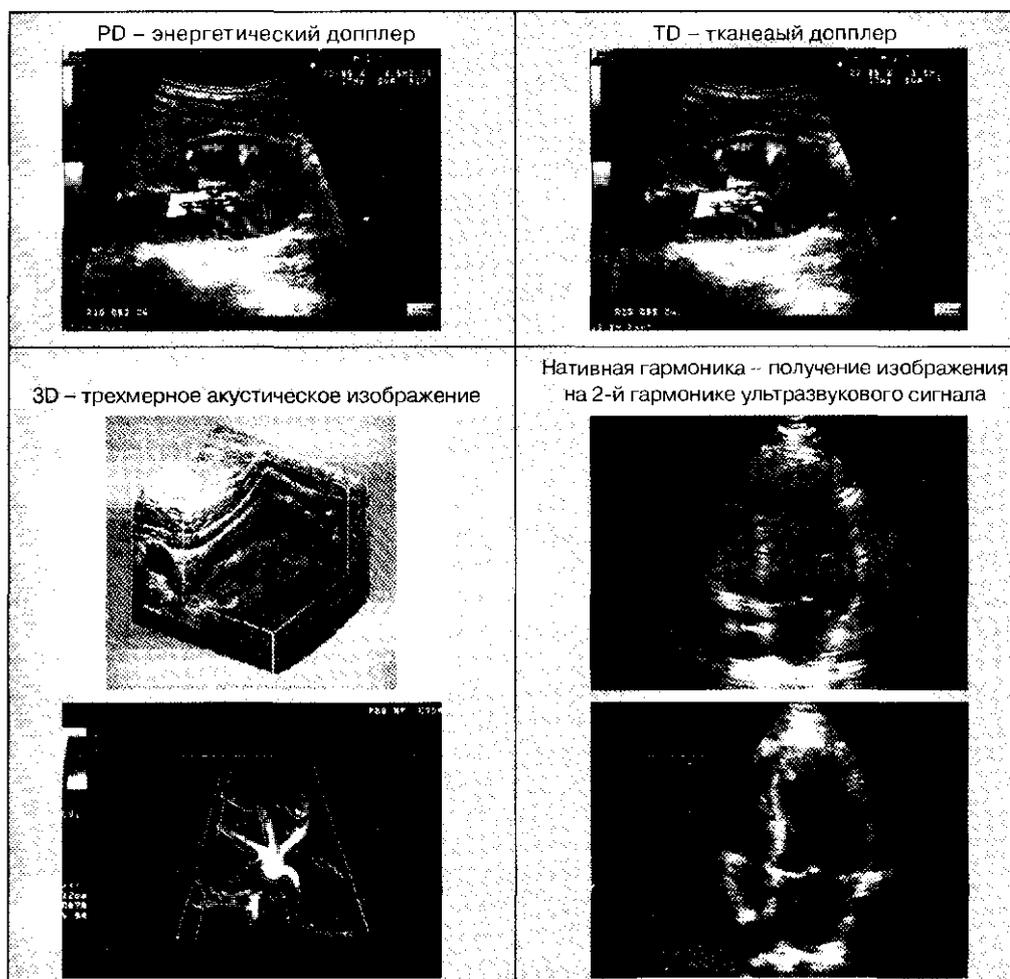


Таблица 3. Специальные режимы работы ультразвуковых диагностических приборов

### 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 (см. раздел 2.4) 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).

## Глава 2

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

### 2.2. Основные режимы работы: режим В (2D), режим А и режим М

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.

В общем виде структурная схема получения акустического изображения представлена на рис. 1. 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. 2 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 падает 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.1)обеспечивает установку луча датчика в положение 1 (см. рис. 1, 2). 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 ( $C \sim 1500$  м/с).

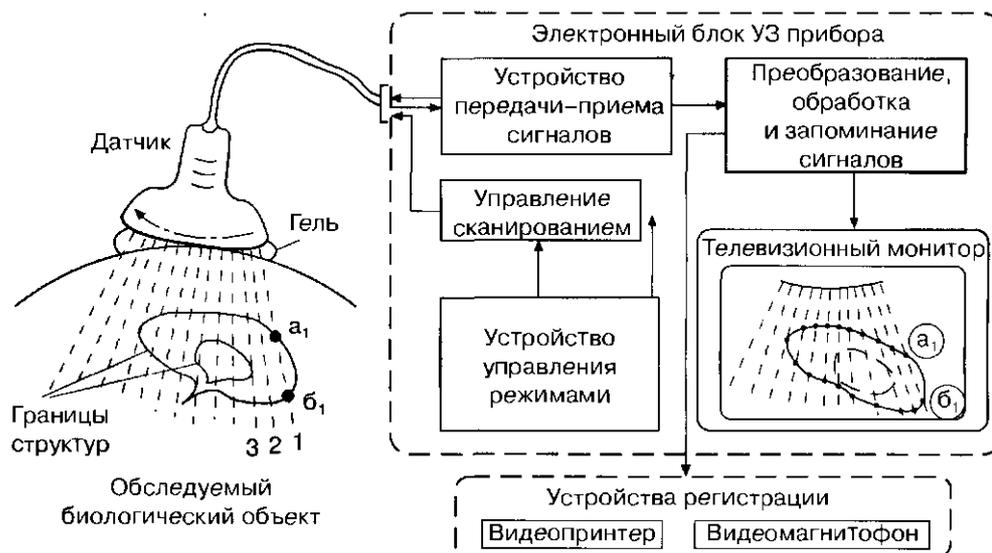
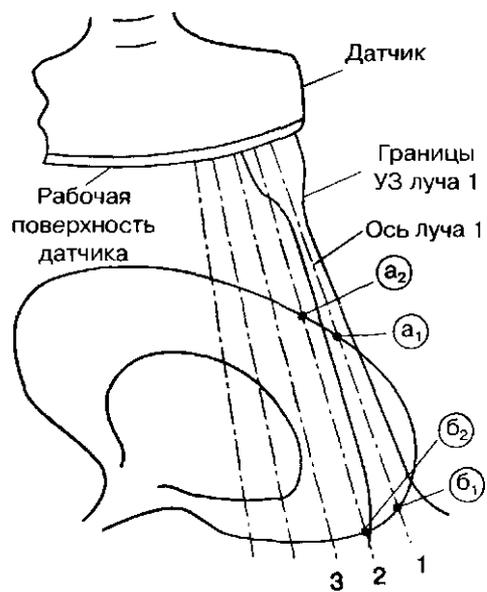


Рис. 1. Структурная схема получения двухмерного изображения в УЗ приборе.

Глава 2



Номера лучей

Рис. 2. Датчик и УЗ лучи (крупно).

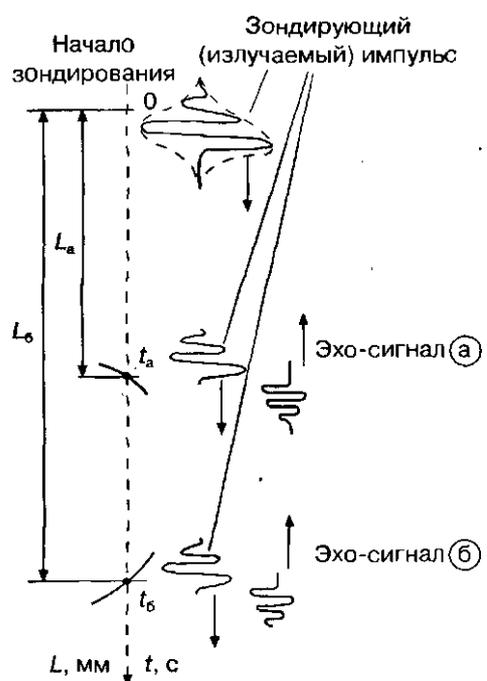


Рис. 3. Определение расстояния до отражающих неоднородностей.

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. 3). 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 (а, и б, на рис. 2) 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. 1). 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. 1, 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 (а<sub>2</sub> и б<sub>2</sub> на рис. 2). Таким же образом осуществляется зондирование в лучах 3, 4 и т.д. до последнего луча п. 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. 3). 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. Поэтому глубину расположения отражающего образования по оси луча (акустической строке) можно вычислить по формуле

$$L = tC/2,$$

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  $C \sim 1540$  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.

## Глава 2

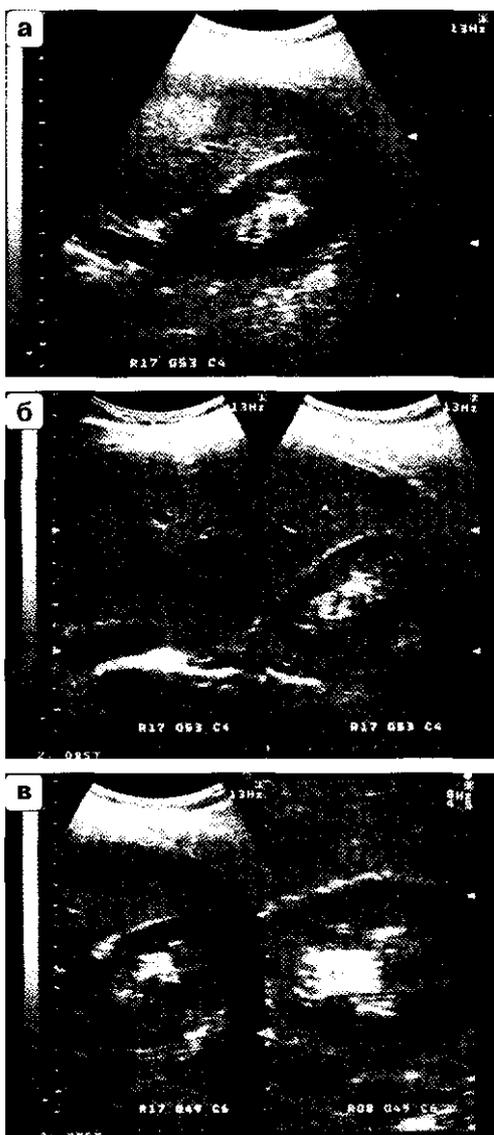


Рис. 4. В-эхограммы, полученные в различных режимах: а - В-режим, б - режим В + В, в - режим В + В в сочетании с zoom.

Типичный вид В-эхограмм дан на рис. 4. На рис. 4а показана эхограмма, полученная в В-режиме, а на рис. 4б 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. 4в). 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 эхоизображений, как правило, используется видеопринтер и видеомagneтофон.

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. 5).

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 двумерного изображения, представляя возможность анализа амплитудной информации в выбранном луче (акустической строке) помимо яркостной информации об эхо-сигналах.

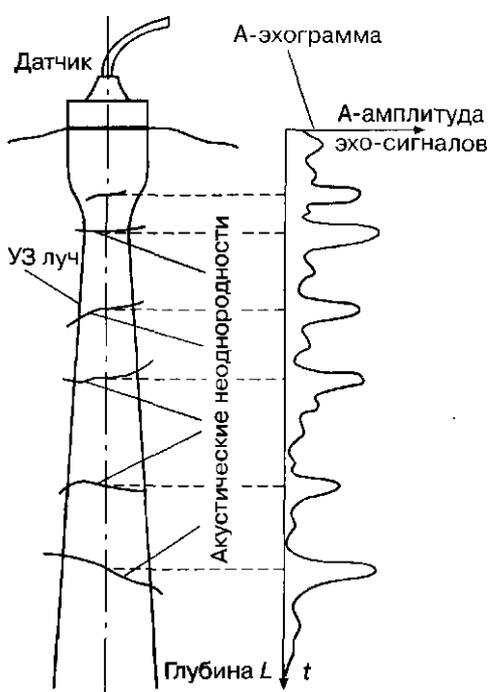


Рис. 5. Получение А-эхограммы.

Сейчас в большинстве двумерных сканеров А-режим не используется. Одной из причин этого является то, что динамический диапазон яркостных сигналов в В-ре-жиме 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. 6).

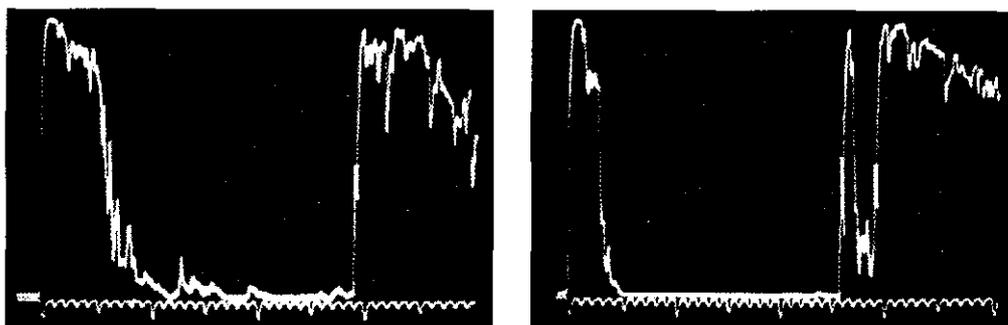


Рис. 6. А-эхограммы на экране эхо-офтальмометра.

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.

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.7).

## Глава 2

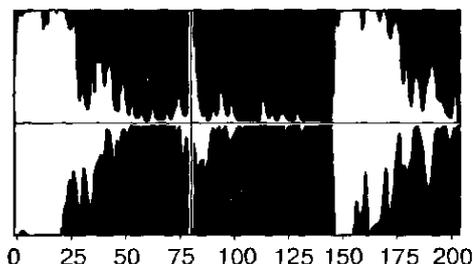


Рис. 7. А-эхограмма мозга, полученная в эхоэнцефалоскопе.

Для диагностики при 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. 8).

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. 9). Положение яркостных отметок по вертикали пропорционально глубине отражающей структуры (например, сердечного клапана). На горизонтальной оси меняются моменты зондирования ( $t_1, t_2, \dots$  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.

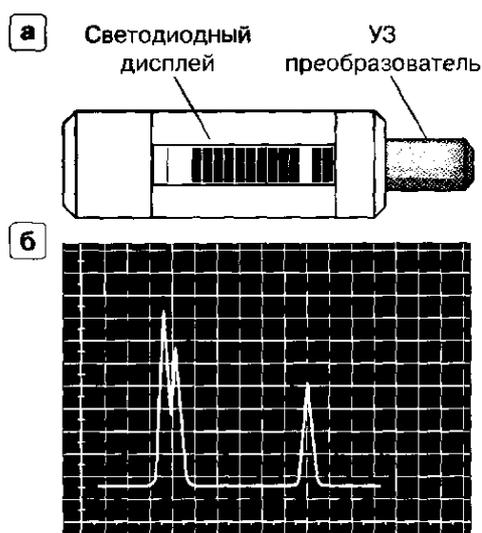


Рис. 8. А-эхограмма при обследовании носовых и лобных пазух с отображением: а - на светодиодном дисплее, б-на электронно-лучевом мониторе.

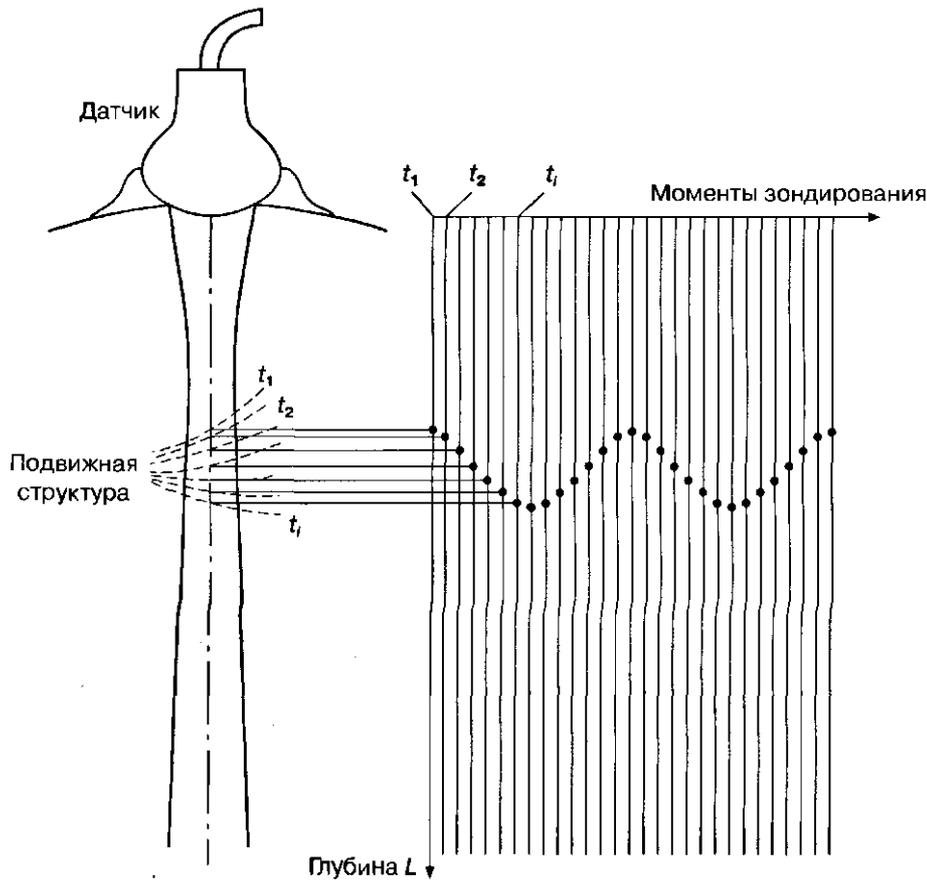


Рис. 9. Получение М-эхограммы.

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 (рис. 10):

- 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 эхокардио-графах - 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 цветное кодирование сигналов различного уровня (цветная М-эхограмма).

## Глава 2

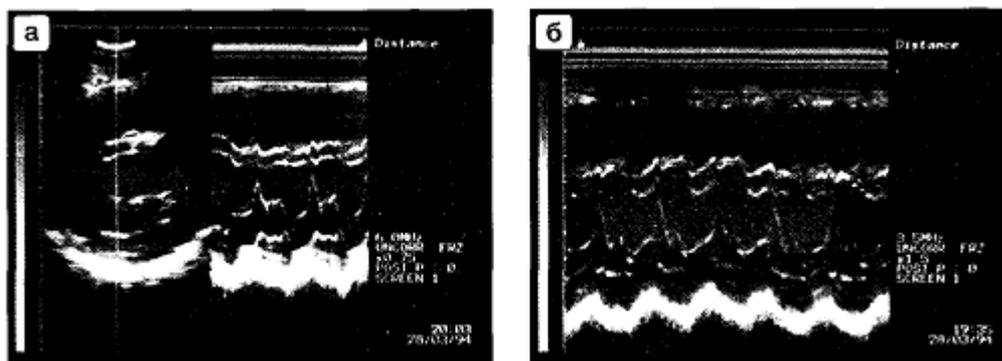


Рис. 10. М-эхограммы на экране ультразвукового сканера: а - режим В + М, б- режим М.

### 2.3. Ультразвуковые 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;

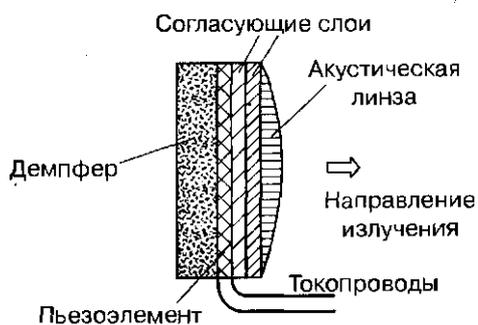


Рис. 11. Ультразвуковой преобразователь.

? 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. 11).

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 (понятия чувствительности и разрешающей способности рассматриваются в разделе 3.1). Кроме того, они более технологичны в изготовлении.

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.

## Глава 2

### Одноэлементный Многоэлементные решетки

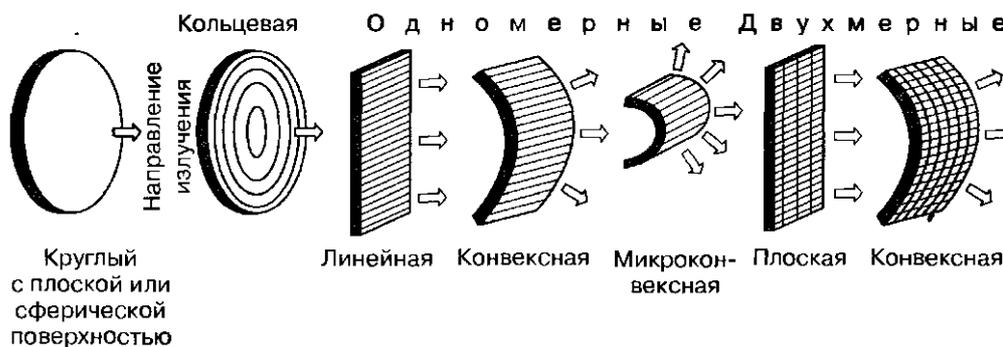


Рис. 12. Конфигурация пьезоэлементов в различных типах датчиков.

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

Можно выделить следующие основные типы пьезоэлементов (рис. 12):

? 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.

#### 2.4. 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 микро-конвексными 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. В разделе 3.1 приведена табл. 1, в которой даны количественные оценки разрешающей способности и максимальной рабочей глубины для датчиков с частотой 3,5; 5; 7,5 и 10 МГц. Из таблицы следует, что 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. 13 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. 13а, 13б) 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  $\alpha$ , который указывается в маркировке датчика (иногда дополнительно дается длина соответствующей дуги  $H$  рабочей поверхности). Пример маркировки: 3,5 МГц/90°.

В линейных, конвексных, микро-конвексных 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. 13в), 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  $\alpha$  в градусах (рис. 13г). Пример маркировки кон-вексного датчика: 3,5 МГц/60°/60 мм. Реже для маркировки используется радиус  $R$  кривизны рабочей поверхности, например: 3,5 МГц/60Я (радиус - 60 мм).

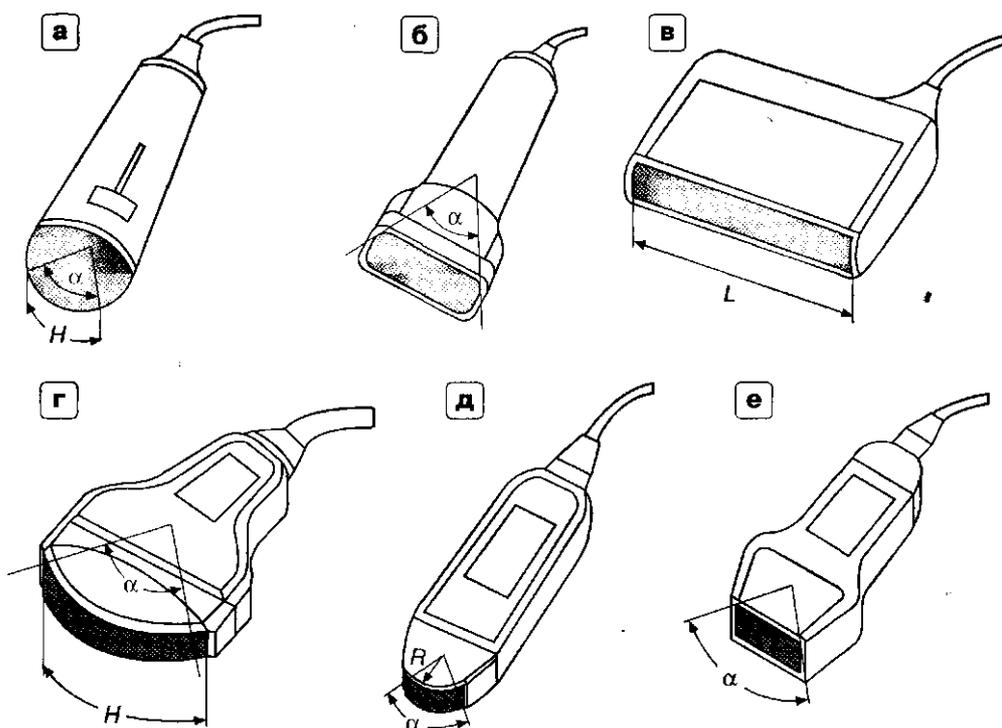


Рис. 13. Основные типы датчиков для наружного обследования, а, б- секторные механические (а- кардиологический, б-с водной насадкой); в - линейный электронный; г -конвексный; д - микроконвексный; е - фазированный секторный.

В микроконвексных датчиках характерным является  $R$  - радиус кривизны рабочей поверхности (апертуры), иногда дополнительно дается угол дуги  $\alpha$ , определяющий угловой размер сектора обзора (рис. 13д). Пример маркировки: 3,5 МГц/20Я (радиус - 20 мм).

Для фазированного секторного датчика дается угловой размер сектора электронного сканирования в градусах. Пример маркировки: 3,5 МГц/90°.

Изображенные на рис. 13 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. 12.

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 5 или 10 МГц. Тип датчика - линейный размером 29-50 мм, реже конвексный, микроконвексный или секторный механический с водной насадкой (рис. 136) 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 используются 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 (трансэзофагеальный) 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). На рис. 14 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.



Рис. 14. Трансвагинальный датчик.



Рис. 15. Ректальный биплановый датчик.

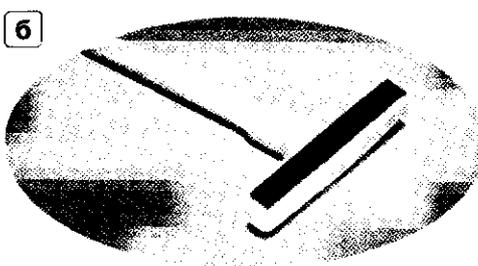
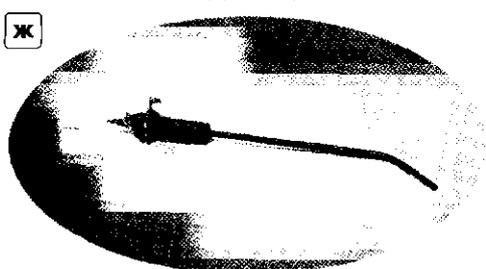
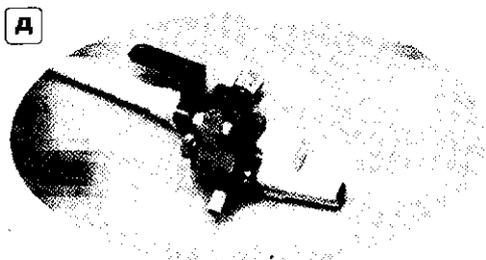
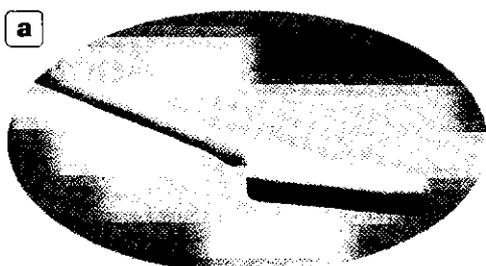


Рис. 16. Интраоперационные датчики: а – I-типа, б – T-типа, в – пальцевого типа, г, д – для нейрохирургии, е, ж – лапароскопические.

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. 15 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. В зависимости от формы и расположения рабочей поверхности относительно кабеля различают датчики I-типа (рис. 16а) и T-типа (рис. 16б). 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. 16в), нейрохирургические датчики (рис. 16г, 16д) и лапароскопические датчики (жесткие или гибкие) (рис. 16е, 16ж). 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. 17). Рабочая частота 7,5 МГц.

? Чреспищеводные датчики (transesophageal probes). Этот вид датчика используется для наблюдения сердца со стороны пищевода. Сконструирован 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. 18).

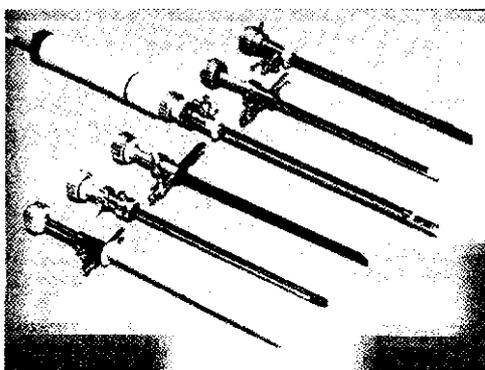


Рис. 17. Трансуретральные датчики. Рис.

18. Чреспищеводный датчик.

## Глава 2

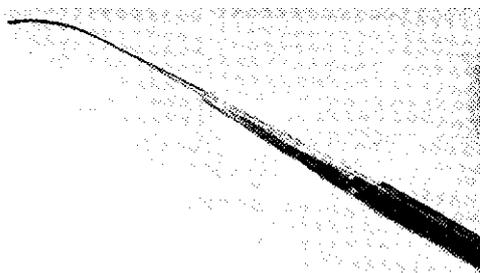


Рис. 19. Гибкий оптический эндоскоп с УЗ преобразователем. Рис. 20. Внутрисосудистый датчик.

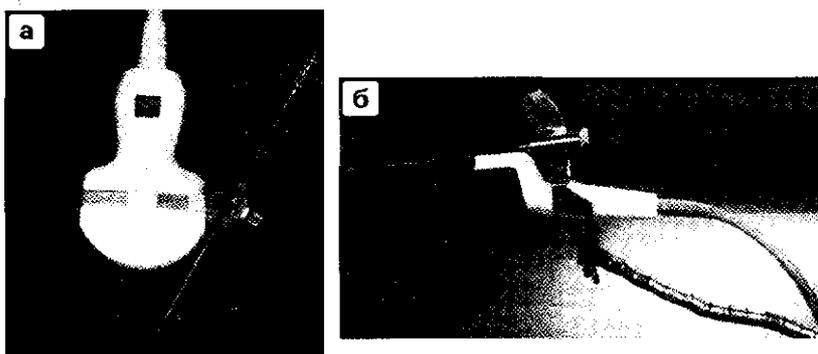
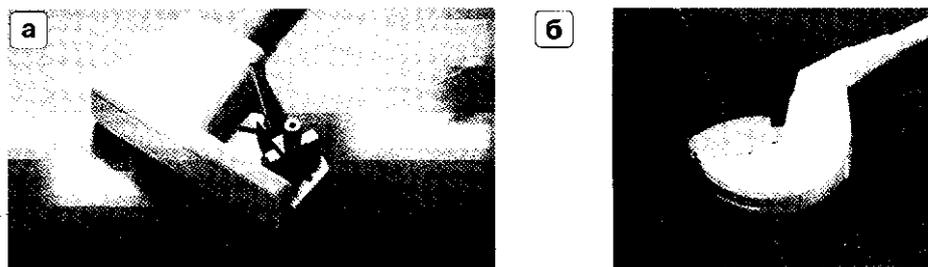


Рис. 21. Биопсийные датчики: а - линейный, б - конвексный.

Рис. 22. Адаптеры для биопсии, закрепленные на корпусе конвексного (а) и нейрохирургического датчика (б).

Интересна идея конструктивного объединения гибкого оптического эндоскопа с УЗ датчиком для применения в диагностике желудочных заболеваний (рис. 19).

? Внутрисосудистые датчики (intravascular probes). Используются для инвазивного обследования сосудов. Сканирование - секторное механическое (обычно круговое -  $360^\circ$ ). Рабочая частота 10 МГц и более (рис. 20).

б. 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). На рис. 21а и 21б показаны линейный и конвексный биопсийные датчики для наружного обследования. Надо сказать, что транс вагинальный 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. 22а, 22б).

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  $\Delta f/f_0 \sim 0,4-0,5$ , где  $\Delta f$  - 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 комбинаций 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 двухмерного изображения вместе со специальными приспособлениями, обеспечивающими сканирование по третьей координате (см. раздел 7.1).

## 2.5. 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. 23). 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. Подробнее о свойствах кольцевых решеток и их достоинствах рассказано в разделе 3.3.

? 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).

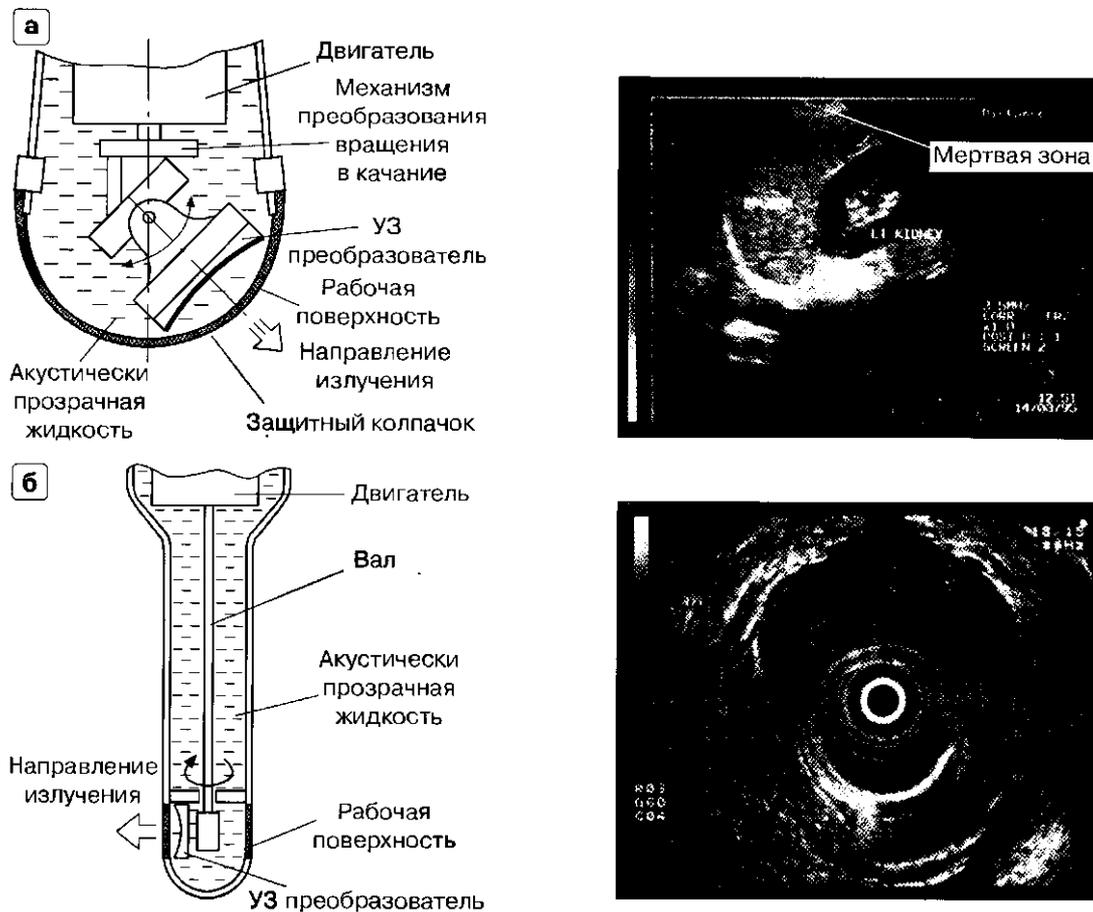


Рис. 23. Способы механического секторного сканирования и соответствующие им В-эхограммы: а-с качанием в угловом секторе, б-с круговым вращением.

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 большему, чем больше угловая скорость сканирования.

Глава 2

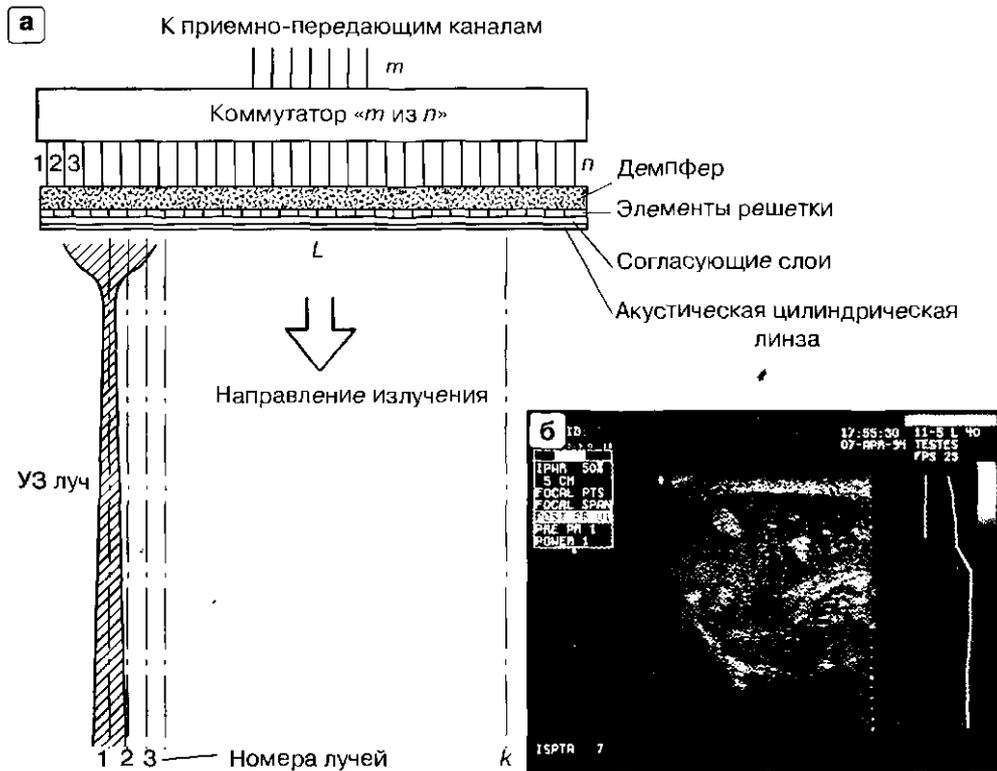


Рис. 24. Линейное электронное сканирование (а). Линейная В-эхограммш(б).

2. Линейное электронное сканирование. При этом способе сканирования угловое направление УЗ луча не меняется, а луч перемещается параллельно самому себе так, что начало луча движется вдоль рабочей поверхности датчика по прямой линии. Зона обзора имеет вид прямоугольника (рис. 24).

Линейное сканирование производится путем переключения (коммутации) элементов в УЗ преобразователе, имеющем вид одномерной линейной решетки. Если в линейной решетке  $p$  элементов, то для формирования одного УЗ луча каждый раз используется только малая часть -  $t$  элементов из общего количества. Подключение  $t$  элементов осуществляется с помощью специального коммутатора « $t$  из  $p$ », входы которого соединены электрически со всеми  $p$  элементами решетки, а выходные  $t$  каналов соединены с многоканальным передающим трактом электронного блока прибора.

Типичные примеры комбинаций числа элементов  $m$  и числа каналов  $n$ , 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 приемопередатчику элементы с 1-го по 16-й. На эти 16 элементов (они называются под решеткой) 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. 24 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:  $k = n - t$ . Так, в случае  $n = 80$  и  $t = 16$  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 трапецидальное 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.

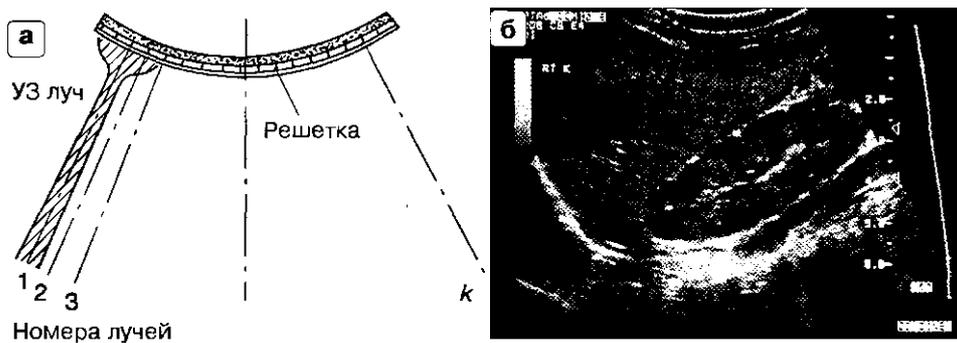


Рис. 25. Конвексное электронное сканирование (а). Конвексная В-эхограмма (б).

#### 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 «т из n». В силу геометрии решетки, отличной от линейной, лучи не параллельны друг другу, а расходятся веером в некотором угловом секторе (рис. 25).

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.

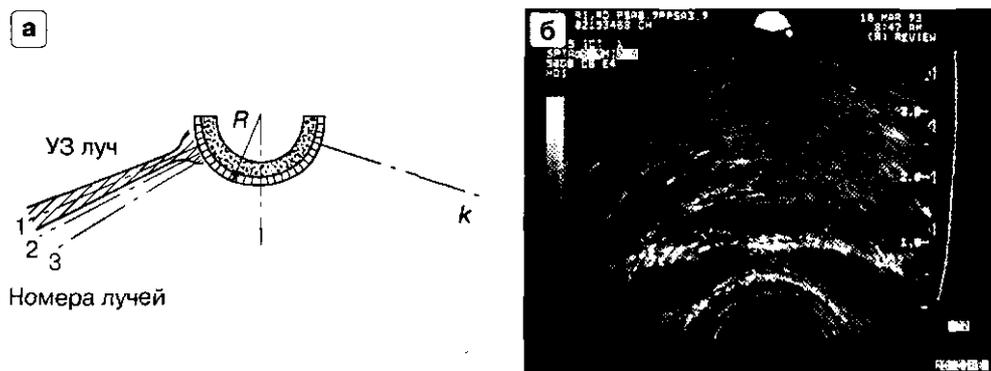


Рис. 26. Микроконвексное электронное сканирование (а). Микроконвексная В-эхограмма (б).

? 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. Способ формирования лучей тот же, что при конвексном сканировании (рис. 26), 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. 27).

Глава 2

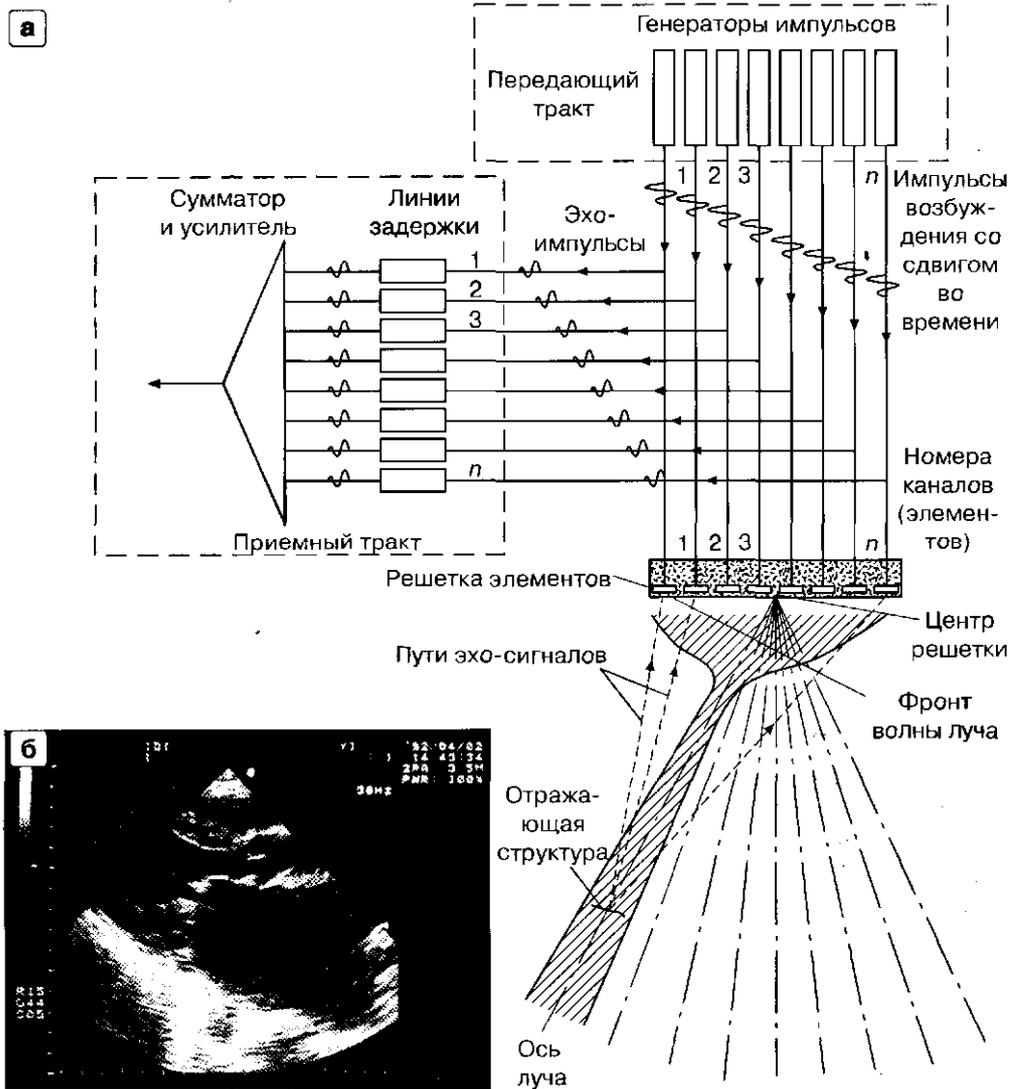


Рис. 27. Фазированное секторное электронное сканирование (а). Секторная В-эхограмма (б).

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. 27. 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 эле-

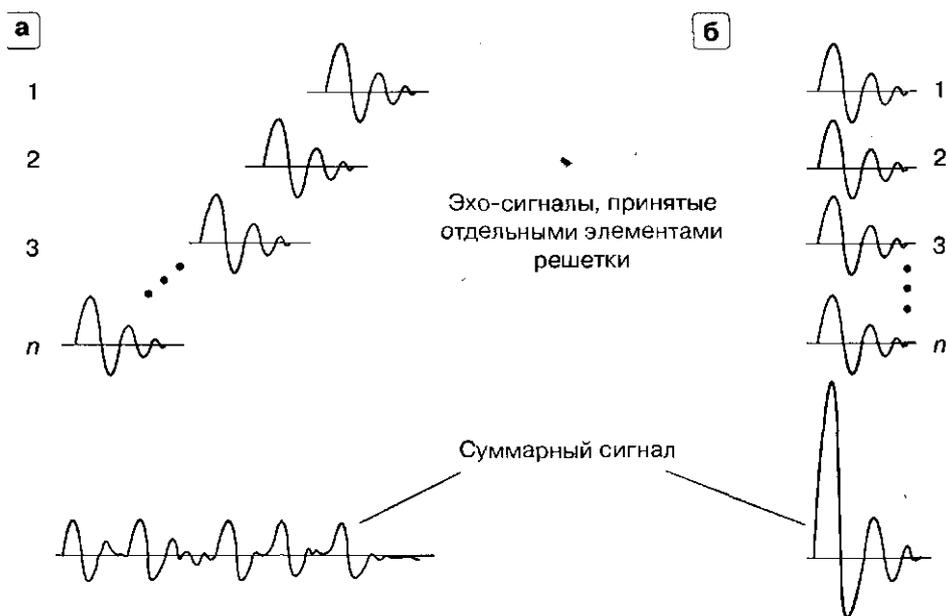


Рис. 28. Суммирование сигналов по фазе: а - сигналы имеют различные задержки, б - сигналы выравнены по задержке и сфазированы (в одной фазе).

менту 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. 27 сигналы на входе приемного тракта). Для того чтобы обеспечить прием этих 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. 28. 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. 28а). 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. 28б). 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.

## Глава 2

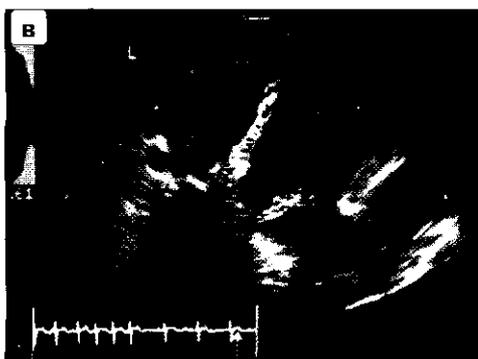
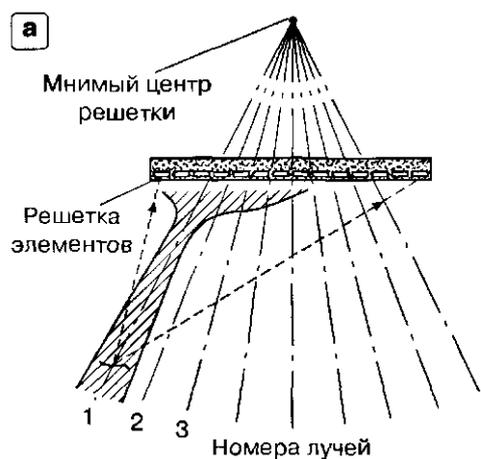


Рис. 29. Векторное электронное сканирование: а - схема сканирования, б - зоны обзора при различных видах сканирования, в - эхограмма.

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 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 двигающихся структур.

? Большие, чем у других видов секторного сканирования, возможности для одновременной работы в режимах В (20), М (ТМ) и доплеровском. Недостатки фазированного секторного сканирования

? Основной недостаток - некоторое ухудшение качества изображения на краях сектора сканирования, заметное на углах более  $25^{\circ}$ - $30^{\circ}$  от оси сектора в обе стороны. Это связано с расширением луча, тем большим, чем больше его отклонение от оси сектора, что объясняется уменьшением эффективной 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. 29 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 относительно центра решетки элементов. Напомним, что при фазированном секторном сканировании оси всех лучей проходят через центр решетки (рис. 27). При векторном сканировании оси лучей также проходят через одну точку - мнимый центр решетки, который находится за пределами решетки (рис. 29).

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

Недостаток векторного сканирования - сложность аппаратурной реализации метода.

## 2.6. Рекомендации по выбору модели прибора

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 биопсий-ные 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 предназначены для исследования сердца. Если предполагается проводить только абдоминальные или акушерско-гинекологические исследования, то приобретение системы с кардиологическими функциями неоправдано.

## Глава 2

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 (см. раздел 3.1).

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 (раздел 3.5).

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, ангио-логических, 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 (см. разделы 2.5 и 3.5).

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 экономит 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; У

? 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 (и или СРМ);

? возможность дуплексных датчиков работать не только с импульсно-волновым доплером (РW), но и в режиме непрерывно-волнового доплера (СW), 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 РW, но и с СW), - эти датчики имеют преимущества по сравнению с другими секторными датчиками (см. раздел 2.4);

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

## Глава 2

? 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 (СРМ); ? 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.



## Особенности работы

### ультразвуковых сканеров

#### 3.1. Основные характеристики УЗ сканеров

Качество изображения и диагностическая информативность УЗ прибора зависят от его аппаратурных возможностей и определяются рядом технических характеристик, основными из которых являются следующие.

1. Пространственная разрешающая способность (разрешение). Служит важнейшей характеристикой прибора, так как от нее зависит способность различать малые объекты и структуры, близко расположенные друг к другу. В качестве меры разрешающей способности принимается минимальное расстояние между двумя малыми отражающими объектами, при котором, наблюдая изображение на экране, можно их видеть отдельно, т.е. принять решение о наличии двух элементов. Для того чтобы исключить влияние размеров объектов на оценку разрешающей способности, в качестве элементов принимаются точечные отражающие объекты.

На практике для определения минимального расстояния различимости используется классический критерий, при котором полагается, что точечные объекты разрешаются (т.е. воспринимаются отдельно), если в суммарном сигнале от них есть провал (двугорбость). На рис. 1 изображены типичные случаи: а) хорошего разрешения - сигналы от точечных отражателей воспринимаются отдельно; б) предельного разрешения - сигналы от отражателей воспринимаются отдельно, но при дальнейшем сближении отражателей сигналы от них сливаются, т.е. провал между ними исчезает, и тогда имеет место случай в) разрешения нет.

Описанный критерий разрешающей способности называется разрешением по Рэлею (Rayleigh resolution).

Применительно к УЗ системам получения изображения следует различать продольную разрешающую способность (longitudinal resolution) и поперечную разрешающую способность (lateral resolution).

О продольной разрешающей способности мы говорим, когда точечные отражатели находятся в одном УЗ луче и изменяется их взаимное положение вдоль оси луча (рис. 2). Эхо-сигналы от элементарных отражателей а и б разрешаются, если огибающие этих сигналов пересекаются на достаточно низком уровне (см. рис. 1а, 1б).

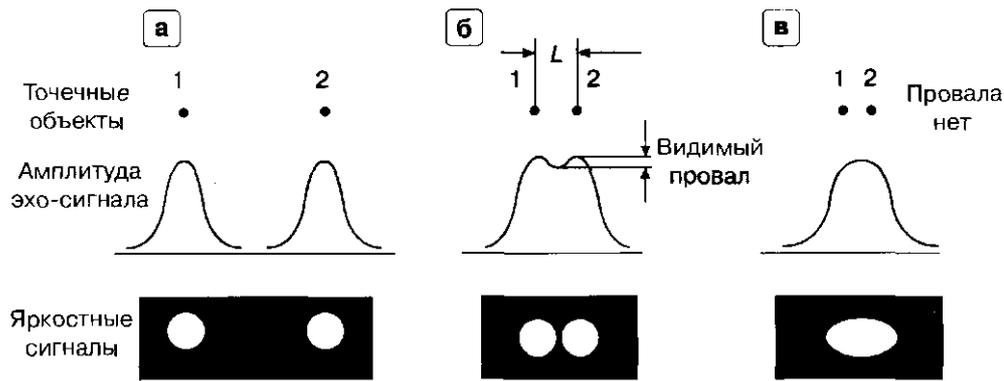


Рис. 1. К определению разрешающей способности по Рэлею. а - хорошее разрешение, б - предельное разрешение ( $L$  - мера разрешающей способности), в - разрешения нет.

На рис. 2 огибающие эхо-сигналов обозначены пунктиром. Видно, что если огибающая сигнала менее протяженная во времени, т.е. сигнал во времени занимает более короткий интервал (случай I), то разрешающая способность выше. В случае I отражатели а и б могут располагаться ближе, чем в случае II, и при этом наблюдаться отдельно, не сливаясь. Эхо-сигнал получается в результате отражения зондирующего сигнала и практически повторяет его вид, поэтому продольная разрешающая способность определяется видом зондирующего импульса, прежде всего протяженностью его огибающей во времени, а также формой, в частности наличием или отсутствием так называемых «боковых лепестков» (об этом подробнее см. раздел 3.6).

Для получения более высокой продольной разрешающей способности желательно использовать более короткие зондирующие сигналы. Однако имеются определенные физические ограничения - в акустическом сигнале не может быть менее 1-2 периодов колебаний. Поэтому зондирующий импульс с более высокой частотой колебаний внутри огибающей в принципе может быть короче, чем импульс с более низкой частотой (случай I по сравнению со случаем II на рис. 2). Вот почему датчики с высокой частотой обеспечивают более высокую разрешающую способность. В табл. 1 даны примерные количественные оценки продольной разрешающей способности для современных приборов среднего класса.

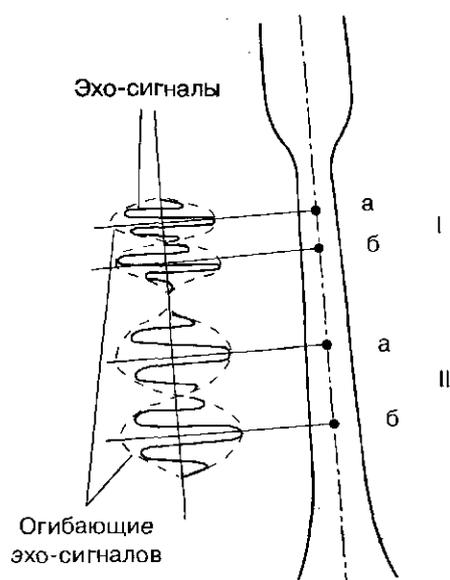


Рис. 2. Продольное разрешение.

Таблица 1. Оценки разрешающей способности УЗ приборов среднего класса (табличные значения иллюстрируются ниже на графике)

Рабочая частота датчика, МГц	Продольная разрешающая способность, мм	Поперечная разрешающая способность, мм	Максимальная рабочая глубина, мм
3,5	0,8	2,5	200
5,0	0,6	1,5	130
7,5	0,4	0,8	70
10,0	0,3	0,4	40

Нетрудно заметить, что продольная разрешающая способность обратно пропорциональна частоте датчика. При данной рабочей частоте датчика продольная разрешающая способность несколько ухудшается с увеличением глубины, что связано с частотнозависимым характером затухания сигналов с глубиной (см. раздел 1.5).

О поперечной разрешающей способности говорится в случае, когда точечные отражатели располагаются на одной глубине или на линии, перпендикулярной осям УЗ лучей (рис. 3). Интересно рассмотреть следующие практические случаи.

I. Отражатели а и б находятся в границах одного луча. При этом отсутствует возможность принять решение о разрешении двух отражателей.

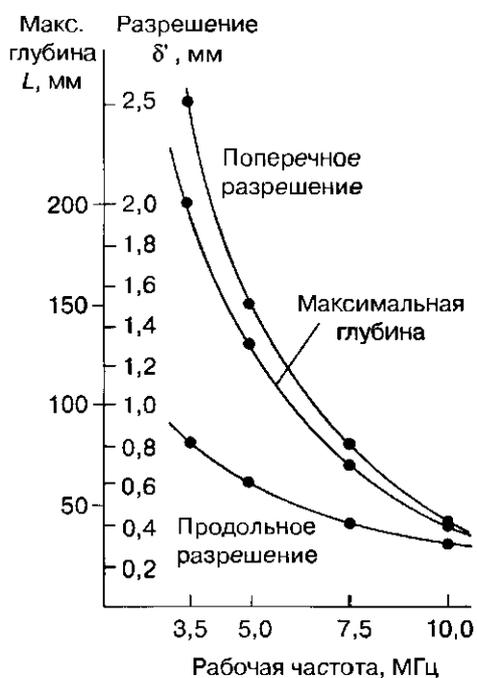
II. Отражатели находятся в двух соседних лучах. И в этом случае, если не используются специальные методы обработки сигналов, невозможно принять решение о том, что

наблюдается - два отражателя или один протяженный объект, одновременно находящийся в двух соседних лучах.

III. Отражатели находятся в различных лучах, между которыми есть один или несколько лучей. В этом случае отражатели полностью разрешаются.

Таким образом, поперечная разрешающая способность определяется расстоянием между лучами и ухудшается с увеличением этого расстояния. Располагая лучи ближе друг к другу в процессе сканирования, т.е. повышая плотность лучей, можно улучшить поперечную разрешающую способность. При этом ширина лучей должна быть меньше или того же порядка, что и расстояние между их осями, - только тогда будет достигнут эффект улучшения разрешающей способности.

График, иллюстрирующий табл. 1.



Глава 3

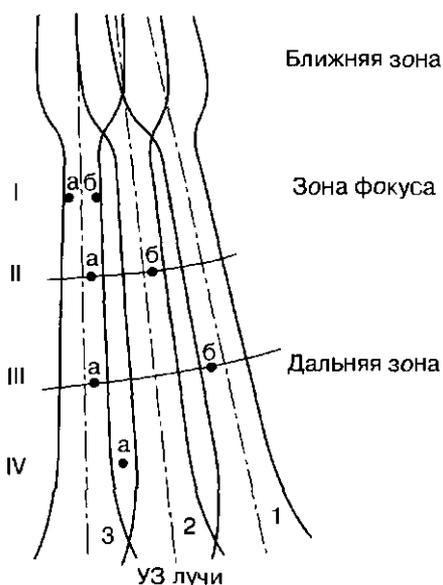


Рис. 3. Поперечное разрешение.

Очевидно, что между соседними лучами не должно быть больших промежутков. В противном случае появляется риск не увидеть отражатель, находящийся между границами соседних лучей (см. случай IV на рис. 3). Поэтому стремятся обеспечивать достаточно высокую плотность лучей и даже частичное наложение лучей друг на друга. Конечно, взаимное расположение лучей в существенной мере зависит от характера сканирования - линейного, конвексного или секторного. Вследствие этого от способа сканирования зависит и разрешающая способность.

Ширина УЗ луча с уменьшением глубины также уменьшается (см. рис. 3). Исключение составляет так называемая ближняя зона (т.е. зона перед фокусом), где ширина лучей велика. Наименьшую величину ширина лучей имеет в зоне фокуса, по мере увеличения глубины ширина луча в дальней зоне увеличивается практически пропорционально глубине и на максимальной глубине в ряде случаев может резко увеличиваться. Соответственно и поперечная разрешающая способность, связанная с шириной УЗ луча, изменяется в зависимости от глубины. Наилучшей она является в зоне фокуса, далее с глубиной она ухудшается. Наихудшая поперечная разрешающая способность - в ближней зоне и на максимальной глубине.

Для того чтобы количественно охарактеризовать поперечную разрешающую способность, иногда ее оценивают на половине максимальной глубины, принятой для данной рабочей частоты датчика. В табл. 1 приведены примерные значения поперечной разрешающей способности на половинной глубине для различных частот датчика. Данные характеризуют приборы среднего класса, в приборах высокого класса может достигаться более высокая поперечная разрешающая способность. В последнем столбце табл. 1 даны значения максимальной рабочей глубины, характерные для приведенных рабочих частот датчика. Поперечная разрешающая способность в принципе может быть увеличена за счет увеличения рабочей (излучающей и принимающей) поверхности датчика.

Как было показано, поперечная разрешающая способность, как правило, хуже продольной и ухудшается с глубиной, что иллюстрирует рис. 3. Вместе эти две величины характеризуют пространственную разрешающую способность, которая непосредственно связана с

таким понятием, как зернистость изображения. Этим понятием часто пользуются специалисты при сравнительной оценке качества изображения различных приборов. И хотя в этой оценке может быть некоторая субъективность, в основе оценки - объективные технические возможности конкретных приборов и прежде всего их пространственная разрешающая способность. Рассмотрим, как будет выглядеть на экране прибора одиночный точечный отражатель (рис. 4). В зависимости от того, в какой зоне луча он будет находиться (а, б, в, г, д), соответствующая ему яркостная отметка на экране будет иметь вид чечевицы (эллипса) разного размера - на рис. 4 она изображена в виде заштрихованного пятна. Хотя на размер этого пятна влияют отражающие свойства точечного объекта и разрешающая способность собственно монитора, тем не менее в основном размер малой оси эллипса (вдоль оси луча) определяется продольной разрешающей способностью, а размер большой оси эллипса (поперек оси луча) - поперечной разрешающей способностью.

Из таких отметок (пятен) различного уровня яркости строится акустическое изображение, как из элементов мозаики. Чем меньше размер элементов изображения (см. табл. 1), тем более четким и менее зернистым воспринимается изображение.

2. Чувствительность. Наряду с разрешающей способностью чувствительность является важнейшей характеристикой, определяющей диагностическую эффективность УЗ сканера. Чувствительностью называется способность обнаруживать и наблюдать малые элементы структуры на фоне мешающих сигналов (помех) и собственных шумов системы. Любая электронная система, принимающая и отображающая сигналы, подвержена влиянию внешних помех (от посторонних источников), внутренних помех (так называемых «наводок» на приемные цепи от других блоков системы) и, самое главное, собственных тепловых шумов приемного тракта, вызванных хаотическими движениями носителей электрического заряда в проводниках; интенсивность этих движений зависит от температуры. Прием сигналов от отражающих структур в глубине обследуемого объекта происходит на фоне этих помех и шумов.

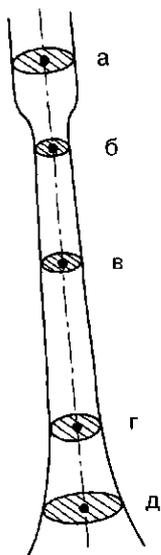


Рис. 4. Элементы изображения (пиксели).

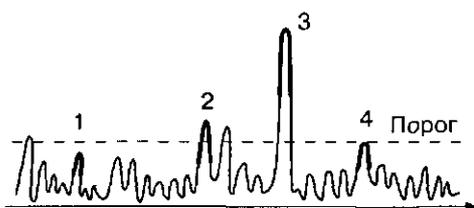


Рис. 5. К определению чувствительности - наблюдение сигнала на фоне шума.

Типичный вид осциллограммы смеси сигнала и шума на выходе приемного тракта УЗ сканера показан на рис. 5, где видны случайные шумы, хаотически изменяющиеся по амплитуде, и на их фоне полезные эхо-сигналы (выделены жирной линией). Полезные сигналы малого уровня (1 и 4 на рис. 5) практически не отличаются от шумовых импульсов.

### Глава 3

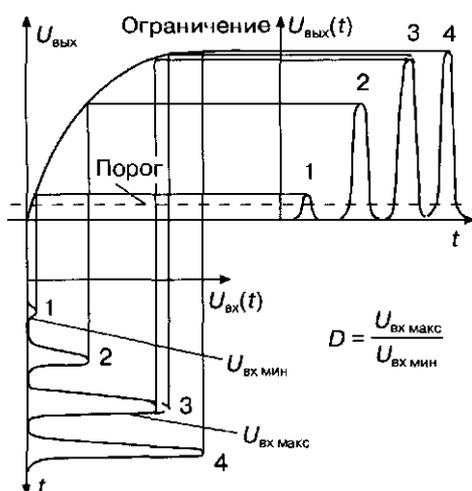


Рис. 6. Понятие о динамическом диапазоне D.

Относительно сигналов 2 и особенно 3 можно более или менее уверенно принять, что они являются полезными сигналами. На экране монитора этим амплитудам соответствуют отметки различной яркости, поэтому, чтобы не отображать отметки от шумовых импульсов, устанавливается некоторый амплитудный порог (см. рис. 5), ниже которого сигналы не отображаются на экране. Выбор этого порога является компромиссом между стремлениями отсечь как можно большее количество шумов и обнаружить малые полезные сигналы. Количественно чувствительность определяется величиной минимального полезного эхо-сигнала, который может быть выделен на фоне шумов. Чувствительность УЗ прибора зависит от характеристик входных цепей приемника УЗ сканера и более всего от качества датчика, в первую очередь эффективности преобразования УЗ колебаний в электрические и наоборот.

Особенно важна чувствительность прибора при работе на больших глубинах, где уровень полезных сигналов снижается вследствие затухания в биологических тканях. Поэтому чувствительность определяет максимальную рабочую глубину работы прибора, т.е. глубину, на которой еще обеспечивается уровень полезных сигналов, достаточный для их наблюдения.

Затухание УЗ сигналов в биологической среде в существенной мере увеличивается с частотой. Поэтому максимальная глубина с увеличением частоты датчика уменьшается. Приведенные в табл. 1 значения максимальной глубины для различных частот датчика примерно соответствуют характеристикам приборов среднего класса.

3. Динамический диапазон. Этот параметр характеризует способность УЗ системы отображать одновременно малые и большие сигналы, передавая различие в их уровне. Количественно динамический диапазон определяется отношением максимального сигнала к минимальному сигналу, отображаемому системой. Минимальным сигналом является сигнал, превышающий порог чувствительности, о чем подробно говорилось выше. Максимальным отображаемым сигналом считается такой, который еще не «обрезается» сверху, проходя через систему, т.е. изменения этого сигнала на входе приводят к изменению яркости соответствующей отметки на экране.

На рис. 6 показан вид зависимости выходных сигналов  $U_{вых}$  от входных сигналов  $U_{вх}$ , а также осциллограммы сигналов на входе  $U_{вх}(t)$  и на выходе  $U_{вых}(t)$ . Сигнал 1 соответствует пороговому уровню (уровню чувствительности), сигнал 2 имеет некоторую среднюю амплитуду, а сигнал 3 является максимальным, так как хоть он и близок к ограничению, однако его малое изменение (обозначено пунктиром) еще может быть передано на выход. Сигнал 4 системой ограничивается, и его изменение на входе не передается на выход.

Естественно, чем больше динамический диапазон системы, тем больше информации о различных структурах может быть отображено на экране монитора.

С динамическим диапазоном связано понятие контрастной разрешающей способности, которая определяет способность прибора передавать малые различия в уровне сигналов. Особенно важна эта способность для выявления небольших диагностически значимых изменений в характеристиках биологических тканей. Приборы с высокой контрастной разрешающей способностью имеют изображение с «мягкой» картиной, передающей легкие полутоновые различия яркостных отметок.

4. Временная разрешающая способность характеризует способность системы воспринимать и отображать с достаточной скоростью изменение акустических характеристик биологических структур во времени. Особенно важна эта способность при исследовании работы сердца и сосудов в динамике. Временная разрешающая способность определяет возможность получать информацию о движущихся структурах в реальном времени. Прежде всего временная разрешающая способность зависит от максимальной частоты кадров прибора в секунду. Так, для исследования работы сердечно-сосудистой системы в динамике частота кадров должна быть не менее 16-20 Гц (1/с).

### 3.2. Формирование УЗ луча, передача, прием и обработка сигналов

Укрупненная структурная схема электронного блока УЗ сканера показана на рис. 7. О датчиках подробно говорилось в разделе 2.4. Здесь мы расскажем об основных элементах (узлах) электронного блока, о принципах обработки принимаемых эхо-сигналов, поясним способы улучшения качества изображения, а также дадим информацию об органах управления и регулировки электронного блока.

### Формирователь луча

Эхо-сигналы, принятые датчиком и преобразованные им в электрические сигналы, поступают в электронный блок на вход формирователя луча. Основное его назначение, как следует из названия, - обеспечивать необходимую форму УЗ луча на передачу и прием. Формирователь луча - это многоканальное устройство, соединенное с датчиком кабелем с большим числом проводов (их называют жилами) в соответствии с общим числом элементов пьезопреобразователя. Количество элементов в пьезопреобразователе в зависимости от сложности прибора может меняться для датчиков электронного сканирования в диапазоне от 80 до 512 и выше, таким же будет число соединительных проводов (табл. 2).

На входе формирователя луча стоит коммутатор, в котором из большого числа проводов выбирается, как правило, меньшее количество, равное числу каналов приемника и передатчика. Наиболее часто встречающиеся комбинации числа каналов приемопередатчика и элементов пьезопреобразователя даны в табл. 2.

В каналах формирователя луча осуществляется фокусировка на прием путем выставления определенных значений задержек сигналов в каждом из каналов.

Коммутатор на входе формирователя выполняет роль устройства, обеспечивающего сканирование (перемещение) УЗ луча в датчиках линейного и конвексного типа. Сканирование осуществляется по сигналам устройства управления сканированием (рис. 7).

## Глава 3

Таблица 2. Число каналов и число элементов в датчике в приборах различного класса

Тип прибора	Число каналов приемопередатчика	Число элементов пьезопреобразователя
Простые, переносные	16	80
Среднего класса	32 или 48	96 или 112
Повышенного класса	64	128
Высокого класса	128-512(1024)	128-512(1024)

Если прибор допускает одновременное подсоединение нескольких датчиков, то с помощью дополнительного переключателя каждый из датчиков может подключаться к коммутатору и формирователю УЗ луча. Выбор того или иного датчика осуществляется по сигналам, поступающим от клавиатуры после нажатия нужной клавиши.

## Передатчик

Передатчик, генерирующий сигналы для излучения внутрь исследуемого тела, является многоканальным устройством, которое по каждому из каналов должно передавать на формирователь луча короткие электрические импульсы. Основные задачи, выполняемые передатчиком:

- генерировать импульсы как можно меньшей длительности (чем короче импульс, тем лучше продольная разрешающая способность прибора);
- обеспечивать амплитуду импульсов необходимого уровня (чем выше амплитуда, тем выше чувствительность), но не более допустимого с точки зрения безопасности пациента;
- осуществлять сдвиг по задержке между импульсами с тем, чтобы был сформирован УЗ луч на передачу с требуемым фокусом;
- изменять рабочую частоту импульсов (3,5; 5; 7,5; 10 МГц) в зависимости от выбранного типа датчика.

## Приемник

Приемник, который получает от формирователя луча эхо-сигналы по многим каналам одновременно, должен усиливать эти сигналы, подвергать их определенным преобразованиям, суммировать сигналы всех каналов и подавать суммарный сигнал на сканконвертер.

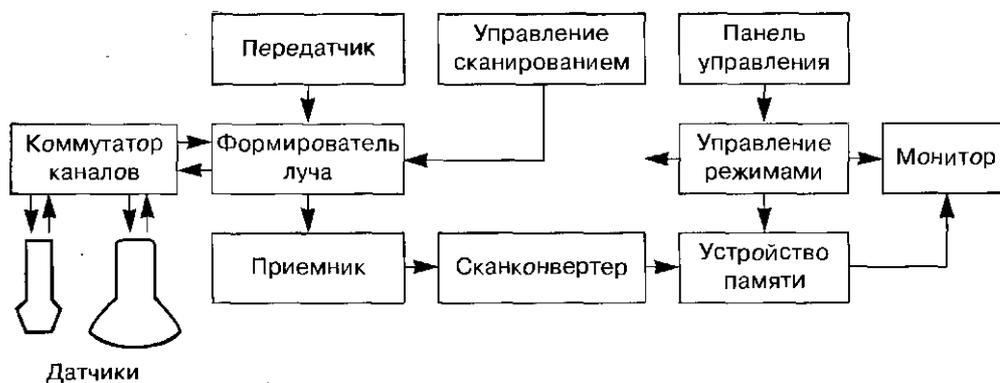


Рис. 7. Структурная схема электронного блока ультразвукового диагностического сканера.

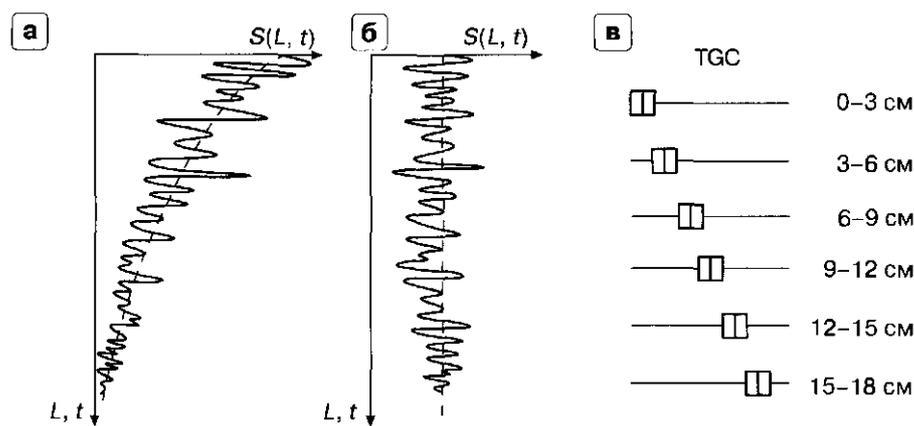


Рис. 8. Уровень эхо-сигналов вдоль акустической строки в зависимости от глубины  $L$  (или времени у а - без регулировки усиления по зонам глубины, б - с регулировкой усиления по зонам глубины, в - положение ползунковых регуляторов усиления по глубине TGC.

Эхо-сигналы усиливаются в приемнике в 1000-100000 раз по амплитуде (60-100 дБ). Усиление может изменяться по желанию исследователя с помощью ручки общее усиление, или просто усиление (Gain) на клавиатуре прибора.

Кроме общего усиления сигналов во всех современных приборах имеется возможность регулировки усиления по зонам глубины (TGC - time gain control, или DGC - depth gain compensation). Основное назначение этих регулировок - компенсировать затухание в различных зонах глубины в зависимости от свойств обследуемой области. Уровень принимаемых эхо-сигналов вследствие затухания существенно уменьшается с глубиной - например, уровень сигнала, получаемого от отражателя (неоднородности) на глубине 10 см, может быть в 1000 раз меньше по амплитуде, чем уровень сигнала от того же отражателя на глубине 1 см.

На рис. 8а показан типичный характер изменения уровня эхо-сигналов в зависимости от глубины  $L$ . (или, что то же самое, времени прихода эхо-сигналов  $t$ ). Если не предпринимать никаких мер, то на малых глубинах яркость изображения будет очень большой, в средней зоне она будет уменьшаться, а на больших глубинах будет совсем низкой. Все это существенно ухудшает качество изображения.

Поэтому в приемнике осуществляется регулировка усиления в зависимости от глубины: чем больше глубина, тем больше усиление. Правильная регулировка обеспечивает компенсацию затухания сигнала в зависимости от глубины таким образом, чтобы максимальные уровни амплитуд эхо-сигналов были примерно одинаковы во всем диапазоне глубин (рис. 8б). В этом случае обеспечивается равномерность яркости изображения и высокая диагностическая информативность на всех глубинах.

У различных объектов исследования реальный характер изменения затухания с глубиной может сильно отличаться друг от друга (см. раздел 1.5). Для компенсации этих различий используется отдельная регулировка усиления по зонам глубины. В простых приборах может быть всего две зоны регулирования: дальняя и ближняя (far, near). В приборах более высокого уровня число зон от 4 до 10, например через 2 или 3 см по глубине.

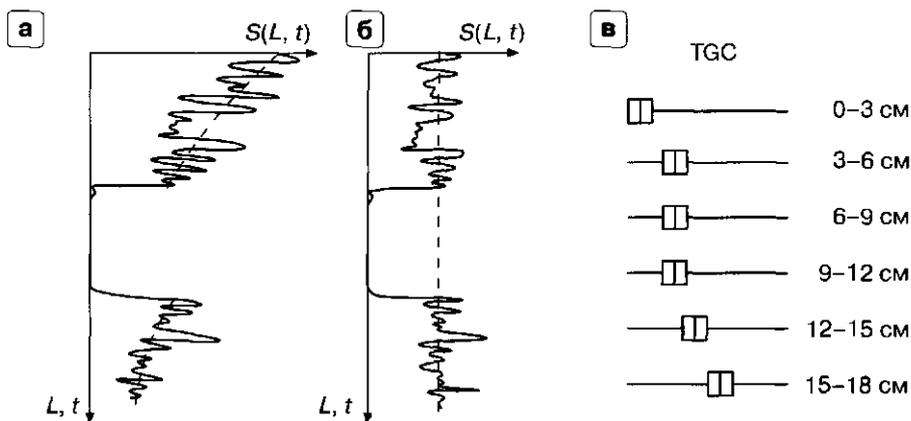


Рис. 9. Уровень эхо-сигналов в зависимости от глубины ? (или времени у при наличии зоны акустического псевдоусиления в середине области исследования, а - без регулировки усиления, б - с регулировкой усиления по зонам глубины, в - положение ползунковых регуляторов тес.

Как правило, для регулировки по зонам используются ползунковые регуляторы; при этом по положению ручек регуляторов можно судить о характере изменения усиления с глубиной (рис. 8в). Иногда характеристика изменения усиления с глубиной отображается в виде ломаной линии на экране прибора рядом с изображением. Это дает возможность зафиксировать характеристику усиления при регистрации изображения с' помощью видеопринтера или видеоманитофона.

Раздельная регулировка усиления по глубине особенно важна в случаях резкого изменения затухания на различных глубинах. Например, если проводится гинекологическое исследование через наполненный мочевой пузырь, в котором затухание ультразвука очень мало, т.е. имеется зона акустического псевдоусиления, то раздельная регулировка позволяет учесть это обстоятельство и установить постоянный уровень яркости эхо-сигналов (рис. 9). В последнее время появились модели приборов, в которых вводится автоматическая регулировка постоянного уровня яркости эхо-сигналов на экране во всем диапазоне глубин, что облегчает работу исследователя.

Еще одна функция приемника -сжатие и регулировка динамического диапазона эхо-сигналов, определяющего отношение максимального и минимального сигналов. В разделе 3.1 было дано пояснение понятия динамического диапазона. Типичный динамический диапазон эхо-сигналов на входе приемника - 120 дБ, т.е. амплитуда максимального эхо-сигнала в миллион раз больше амплитуды минимального. В то же время динамический диапазон сигналов, которые могут одновременно отображаться на экране прибора (например, в мониторе телевизионного типа), составляет всего 35-40 дБ, т.е. 60-100 раз по амплитуде.

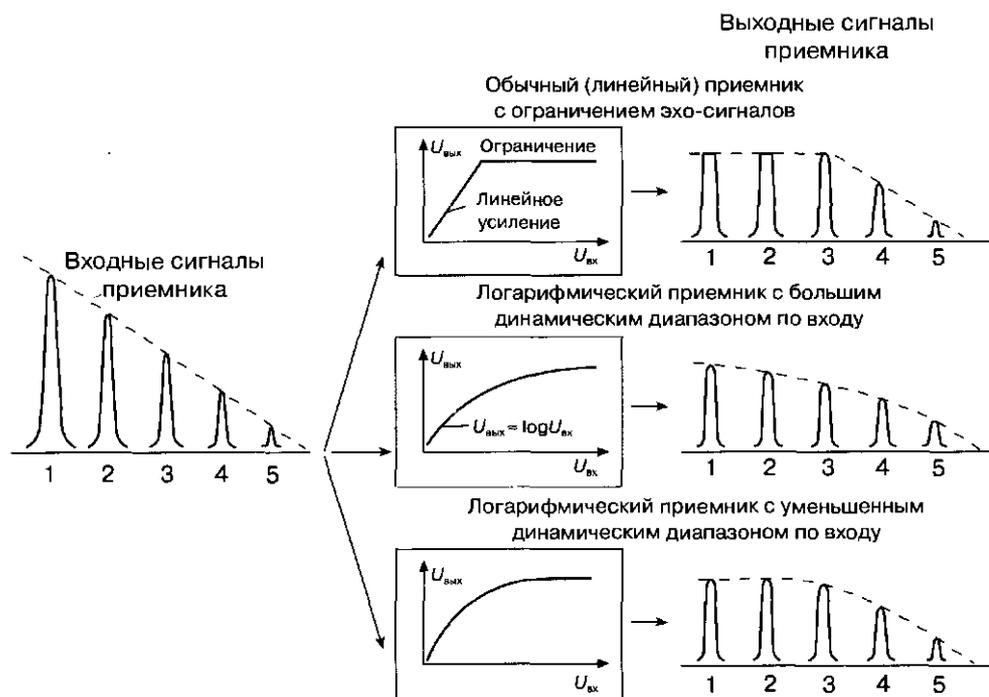


Рис. 10. Сжатие и регулировка динамического диапазона с помощью логарифмического приемника.

Таким образом, имеется явное несоответствие между динамическими диапазонами сигналов на входе и выходе приемника. Частично это несоответствие снимается за счет автоматической регулировки усиления с глубиной. Наряду с этим в приемнике производится сжатие динамического диапазона за счет так называемой логарифмической характеристики приемника. Поясним принцип сжатия динамического диапазона с помощью рис. 10. Предположим, на вход приемника поступают эхо-сигналы, огибающие которых в значительной мере отличаются друг от друга по уровню (сигналы 1, 2, 3, 4, 5). В обычном линейном приемнике осуществляется усиление сигналов, при котором соотношение между уровнями сигналов сохраняется, но только в ограниченном диапазоне - для сигналов небольшого уровня (сигналы 4, 5). Большие сигналы (1,2) обрезаются сверху (или ограничиваются по амплитуде), так как линейный приемник с большим динамическим диапазоном сделать невозможно. Характеристика такого приемника, связывающая входные напряжения  $U_{вх}$  и выходные напряжения  $U_{вых}$  состоит из двух линий - одна (под углом) определяет линейное усиление в диапазоне слабых сигналов, другая (горизонтальная) - уровень ограничения сильных сигналов. Динамический диапазон выходных сигналов в линейном приемнике с ограничением получается таким, что сигналы большого и среднего уровня (сигналы 1, 2, 3) будут иметь одну и ту же амплитуду, а следовательно будут отражаться на экране с одним и тем же уровнем яркости. Поэтому исследователь не увидит различия между ними, что означает потерю диагностической информации.

### Глава 3

Если сделать приемник с логарифмической характеристикой, при которой выходное и входное напряжения связаны соотношением  $U_{вых} = \log U_{вх}$ , то все входные сигналы можно пропустить через приемник без ограничения (рис. 10). Правда, при этом изменится относительный уровень сигналов: если сигнал 1 на входе был вдвое больше сигнала 3, то

на выходе он будет больше, например, всего на 20%. Таким образом, в логарифмическом приемнике уменьшается различие между сигналами, но все же оно имеет место, в то время как в зоне ограничения линейного приемника различия в уровне сигналов исчезают вовсе.

Характер логарифмической зависимости определяет степень сжатия входного динамического диапазона. Степень сжатия в ряде приборов можно изменять, расширяя или сужая динамический диапазон по желанию исследователя. Чем больше динамический диапазон принимаемых эхо-сигналов, тем больше у прибора возможностей для отображения на экране эхо-сигналов разного уровня и, следовательно, получения диагностически значимой информации. В ряде случаев, наоборот, большой динамический диапазон не нужен, и требуется его уменьшить, например для того, чтобы подчеркнуть контуры границ различных сред.

Изменение диапазона рабочих частот - еще одна функция приемника. Каждый прибор должен работать с набором датчиков, имеющих различные частоты (например, 3,5; 5,0 и 7,5 МГц). Поэтому диапазон частот приема необходимо изменять при переключении прибора на работу с датчиком, имеющим другую частоту, чтобы обеспечить наилучшее качество приема эхо-сигналов. Изменение полосы приема в зависимости от датчика осуществляется в приемнике путем переключения специальных фильтров.

Таким же образом перестраивается диапазон частот при работе с многочастотными датчиками в зависимости от выбранной частоты датчика.

В разделе 1.5 мы уже говорили о том, что по мере прохождения излучаемого сигнала вглубь его центральная частота смещается в сторону более низких частот. Так, при излучении сигнала с частотой 3,5 МГц эхо-сигнал с глубины 12 см может иметь сдвиг центральной частоты до величины 2,5 МГц. Для того чтобы обеспечить наилучшие условия выделения полезного сигнала на фоне шумов, в приемнике осуществляется подстройка частоты приема с глубиной в соответствии с ожидаемым сдвигом частоты эхо-сигналов.

В завершение рассмотрения функций приемника следует сказать о том, что в приборах простого и среднего класса используется традиционный аналоговый приемник, в котором сигналы на всех этапах преобразования имеют аналоговую форму (т.е. форму непрерывной зависимости от времени). В сложных и дорогих приборах высокого класса все чаще используется цифровой приемник (digital receiver), в котором уже на входе сигналы преобразуются в цифровую форму с помощью аналого-цифрового преобразователя. Вся обработка сигналов в таком приемнике (усиление, сжатие динамического диапазона, регулировка усиления и изменение диапазона частот) осуществляется в цифровом виде, что обеспечивает большую гибкость управления и высокую надежность и стабильность характеристик приемника.

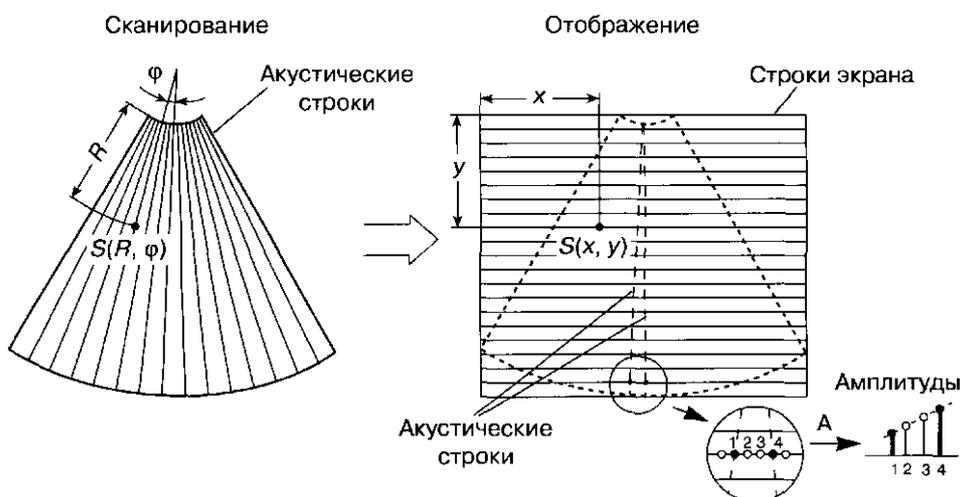


Рис. 11. Преобразование информации из полярной в декартову систему координат в сканконвертере. А - понятие об интерполяции: расчет амплитуд в точках 2 и 3 по значениям амплитуд в точках 1 и 4.

### Сканконвертер

Сканконвертер - это цифровое устройство, которое служит для преобразования информации, получаемой в процессе сканирования с выхода приемника, в форму, наиболее удобную для отображения на экране прибора. В процессе сканирования прием сигналов идет в области УЗ луча, т.е. вдоль акустических строк. При этом измеряются полярные координаты каждого сигнала - глубина  $R$  и угол  $\varphi$ , а также амплитуда сигнала  $S$  (рис. 11).

Отображение на экране прибора осуществляется в декартовой (прямоугольной) системе координат обычно в соответствии с телевизионным стандартом. Поэтому координаты каждого полезного сигнала должны быть пересчитаны из координат  $(R, \varphi)$  в координаты  $(x, y)$ . Это и делает сканконвертер, сохраняя для отображения амплитуду сигнала (в цифровом виде).

Кроме того, сканконвертер заполняет пустые элементы изображения, т.е. те, в которых нет информации об амплитуде. Такие ситуации имеют место на средних и больших глубинах, когда оси лучей расходятся достаточно далеко друг от друга при конвексном и фазированном сканировании. На рис. 11 в выделенном и увеличенном кружке А показаны пустые элементы изображения 2 и 3 между элементами 1 и 4, расположенными на осях лучей и по этой причине имеющими измерения амплитуд сигналов. Чтобы изображение воспринималось слитно, без пустот, элементам 2 и 3 приписываются амплитуды, вычисленные на основе известных амплитуд в точках 1 и 4 с помощью линейной интерполяции.

### Устройство памяти

С выхода сканконвертера информация, подготовленная для отображения, поступает в цифровое устройство памяти (рис. 12), где записывается в том темпе, с которым происходит сканирование. С выхода устройства памяти информация считывается в том темпе (отличном от темпа сканирования), который необходим для получения изображения

в телевизионном стандарте (см. рис. 12). С каждым новым циклом сканирования происходит запись нового кадра за счет вытеснения информации полученного ранее кадра.

### Глава 3

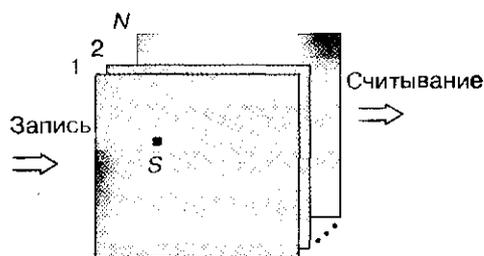


Рис. 12. Устройство цифровой многостраничной памяти.

Память строится по многостраничному принципу, причем в каждой странице хранится информация, соответствующая одному кадру, т.е. полученная в результате одного цикла сканирования. Обычно в одной странице памяти содержится  $512 \times 512$  элементов изображения, в каждом из которых фиксируется в двоичном коде амплитуда сигнала. Количество разрядов для амплитуды - 7 или чаще 8, что соответствует 128 или 256 градациям яркости (градациям серого) при отображении. В приборах высокого класса память на кадр может иметь  $1024 \times 512$  и более элементов.

В памяти хранится не менее 2-4 последних кадров. По желанию оператора можно «заморозить» последний кадр изображения, т.е. остановить сканирование и непрерывно считывать и отображать последний кадр на дисплее.

В приборах среднего и высокого класса число запоминаемых кадров может составлять несколько десятков, и оператор может находить нужные ему кадры, «перелистывая» страницы памяти (frame memory).

Для анализа быстропротекающих динамических процессов, например для исследования работы сердца, используется режим кинопамяти (cine memory, cine loop, cine review), в котором запоминается большое число (несколько десятков) кадров изображения, полученных в реальном времени, т.е. с высокой частотой кадров. Далее можно медленно последовательно просматривать эти кадры, восстанавливая отдельные фазы исследуемого процесса.

Устройство памяти позволяет реализовать очень важный метод повышения качества изображения, который называется «усреднение по кадрам» (frame averaging, frame correlation). Суть метода в том, что при последовательной смене кадров изображения в процессе сканирования предпоследний кадр не полностью заменяется последним: частично, в ослабленном (по амплитуде) виде, он остается на экране, складываясь с последним кадром. Это в принципе похоже на используемый в телевидении метод медленной смены изображений, когда старое изображение постепенно «тает», уступая место новому, все более яркому. Усреднение по кадрам - очень эффективный метод, улучшающий наблюдение слабых сиг-, налов (за счет эффекта накопления информации), снижающий уровень шумов и лучше передающий полутона изображения.

Основной недостаток метода усреднения по кадрам - снижение реальной частоты кадров, тем более заметное, чем выше уровень усреднения (уровень корреляции кадров). Это не позволяет его применять при исследовании движущихся структур, например при исследовании динамики работы сердца.

## Монитор

Для отображения акустического изображения и служебной информации в УЗ сканерах обычно используется телевизионный монитор черно-белого изображения.

В соответствии с принципом формирования телевизионного изображения электронный луч последовательно пробегает по горизонтальным строкам на экране, меняя яркость свечения в отдельных элементах экрана пропорционально амплитудам эхо-сигналов, зафиксированным в устройстве памяти. Количество строк на экране составляет 525 (американский телевизионный формат) или 625 (европейский телевизионный формат). С целью повышения качества изображения в приборах среднего и высокого класса иногда применяется телевизионный стандарт высокой четкости с удвоенным против обычного количеством строк.

Смена телевизионных кадров на экране происходит с частотой 60 Гц (американский стандарт) или 50 Гц (европейский стандарт). Не надо путать частоту телевизионных кадров с частотой акустических кадров, которая определяется скоростью сканирования и обычно может изменяться в пределах от 5 до 60 Гц.

Смена телевизионных кадров с частотой 50-60 Гц воспринимается глазом как мерцание экрана с этой же частотой, что приводит к утомлению исследователя. Поэтому в современных приборах все чаще используются мониторы, работающие с большей частотой кадров. Один из способов решения этой проблемы - применение компьютерных мониторов, у которых частота смены кадров более 70 Гц (см. главу 6).

## Управление режимами и панель управления

Оперативное управление работой всех элементов и узлов электронного блока осуществляется с помощью основного процессора в соответствии с программой, разработанной индивидуально для данного прибора. Кроме основного процессора, в зависимости от сложности прибора могут использоваться дополнительные процессоры, например для управления сканированием, выполнения функций сканконвертера, обработки результатов измерений и т.д.

Врач-исследователь управляет работой прибора с помощью панели управления. К сожалению, к настоящему времени отсутствует унификация панелей управления по номенклатуре клавиш и ручек, их расположению и обозначению команд и режимов управления. Приборы различных фирм-изготовителей используют различающиеся панели управления, и поэтому ознакомиться с каждой из них как следует можно, только изучив инструкцию по эксплуатации прибора.

### 3.3. Фокусировка УЗ луча

## Понятие о фокусировке

В этом разделе рассказывается об очень важных характеристиках УЗ систем. Несмотря на некоторую сложность понимания принципов фокусировки, ясное представление о них должен иметь каждый специалист, работающий с УЗ прибором.

Выше уже говорилось, что поперечная разрешающая способность УЗ диагностической системы и, следовательно, качество изображения зависят от ширины УЗ луча. Луч, формируемый плоским одноэлементным преобразователем, имеет вид, показанный на рис. 13. Точка  $F$  на центральной оси луча, где ширина луча минимальна, называется фокусом. Зона от поверхности преобразователя до фокуса называется ближней, далее фокуса соответственно называется дальней.

## Глава 3

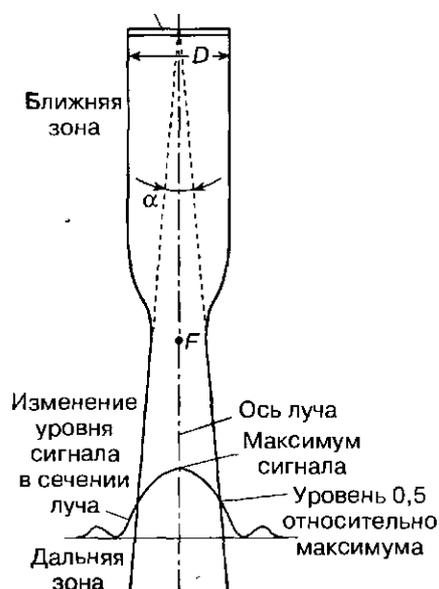


Рис. 13. УЗ луч, формируемый плоским преобразователем.

УЗ преобразователь зона Ширина луча в ближней зоне практически такая же, как размер  $O$  преобразователя. Луч в дальней зоне имеет форму конуса с вершиной в центре преобразователя.

Напоминаем, что, говоря о форме луча, мы имеем в виду, что границы луча, изображенные на рис. 13, обычно проводятся по некоторому определенному уровню мощности сигнала. Это означает, что мощность сигнала в любой точке внутри луча отличается от максимальной, измеряемой на оси, не более чем на определенную величину (например, на 50%). За пределами луча сигнал имеет меньший уровень.

Размер УЗ преобразователя, как правило, находится в пределах от 7 до 25 мм (для датчиков с малой частотой размер больше, чем для датчиков с большей частотой). Соответственно тот же размер имеет ширина УЗ луча в ближней зоне. По этой причине поперечная разрешающая способность в ближней зоне очень плохая: поперечный размер

элемента изображения 7-25 мм совершенно не годится для получения качественной картины.

В зоне фокуса  $F$  в дальней зоне угловая ширина луча  $\alpha$  определяется величиной  $\sim \lambda/D$  АДЭ, где  $\lambda$  - длина волны УЗ колебаний,  $D$  - размер преобразователя.

Размер  $O$  выбирается таким образом, чтобы обеспечить по возможности малую угловую ширину луча  $\alpha$ . Однако, если преобразователь плоский, то фокус  $F$  расположен далеко и большую часть глубины исследования занимает ближняя зона с широким лучом и плохой поперечной разрешающей способностью.

Все сказанное относится не только к одноэлементным УЗ преобразователям, но и к многоэлементным преобразователям, которые используются в датчиках с линейным, конвекс-ным и фазированным сканированием. С ними также нельзя получить хорошую поперечную разрешающую способность в ближней зоне, если не предпринимать специальные меры.

Вследствие указанных причин в УЗ диагностических системах применяется фокусировка УЗ луча. Принцип фокусировки проще пояснить на примере одноэлементного преобразователя. Если вместо плоской формы придать поверхности преобразователя сферическую форму, то фокус  $F$  приблизится к поверхности преобразователя (рис. 14а). Фокус будет располагаться тем ближе, чем меньше радиус кривизны  $R$  сферической поверхности преобразователя. Рисунки 14б и 14в иллюстрируют сказанное. Чем меньше радиус кривизны, тем меньше глубина ближней зоны с плохой поперечной разрешающей способностью и тем меньше ширина луча в зоне фокуса.

Однако в сфокусированных преобразователях появляется свой недостаток - на определенной глубине дальше фокуса ширина УЗ луча начинает резко увеличиваться (луч «расходится»), и поперечная разрешающая способность опять начинает ухудшаться.

Если преобразователи с различным радиусом кривизны имеют одинаковый размер  $D$  и работают на одной и той же частоте  $f$ , то на глубинах возле фокуса и в дальней зоне (до тех пор пока луч не начинает резко расходиться) границы УЗ луча практически совпадают с поверхностью конуса, вершина которого находится в центре преобразователя, а угол при вершине  $\alpha = \lambda/D$ . Конус, границы которого обозначены на рис. 13 и 14 пунктиром, является «идеальным лучом» для преобразователя данного размера  $D$ . При любом радиусе кривизны преобразователя соответствующий ему луч в лучшем случае может совпадать с идеальным, но не может быть уже.

Зона, в которой луч практически совпадает с идеальным лучом, ограниченная по глубине интервалом  $L$ . (рис. 14), называется зоной фокуса. Чем меньше радиус кривизны  $R$ , тем меньше протяженность зоны фокуса  $L$ . (сравним, например, рис. 14а и 14в).

Имеет место прямая аналогия с известными в оптике закономерностями, характерными для фокусирующих оптических устройств, например увеличительных стекол. Большинству людей из личного опыта известно, что существует вполне определенный ограниченный диапазон глубин для увеличительного стекла (например, стекла очков для дальновзорких), в котором обеспечивается хорошая четкость изображения. На очень

близких расстояниях (в ближней зоне) и на дальних расстояниях (за пределами зоны фокуса) четкость изображения

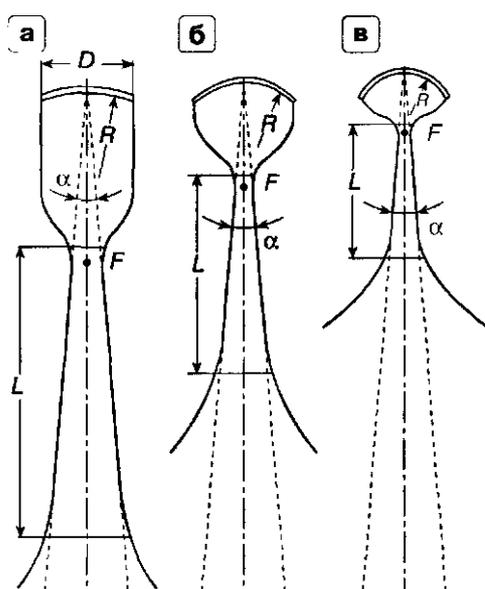


Рис. 14. УЗ лучи, формируемые сферическими преобразователями с различными радиусами кривизны.

ухудшается. При этом чем больше увеличение (ближе фокус), тем меньше зона фокуса.

Если сравнить между собой форму УЗ лучей в зоне фокуса при различной величине радиуса кривизны (рис. 14а-14в), то можно отметить, что наилучшую поперечную разрешающую способность обеспечивает преобразователь с малым радиусом кривизны R (рис. 14в). Глубина ближней зоны в нем невелика, и зона фокуса также мала, вследствие чего с помощью такого преобразователя можно исследовать биологические ткани только на малых глубинах. С помощью преобразователя, представленного на рис. 14б, хорошо наблюдать средние глубины, а преобразователь, представленный на рис. 14а, удобно использовать для получения информации о глубоко расположенных тканях.

На начальных этапах развития УЗ диагностических систем, когда в основном использовалось механическое секторное сканирование, в ряде систем применялись датчики с различными фокусными расстояниями: короткофокусные (рис. 14в) - для малых глубин, среднефокусные (рис. 14б) - для средних глубин и длиннофокусные (рис. 14а) - для больших глубин. В зависимости от глубины расположения органов и тканей, интересующих врача-диагноста, применялся тот или иной датчик. Конечно, это было не очень удобно, так как приходилось часто менять датчики.

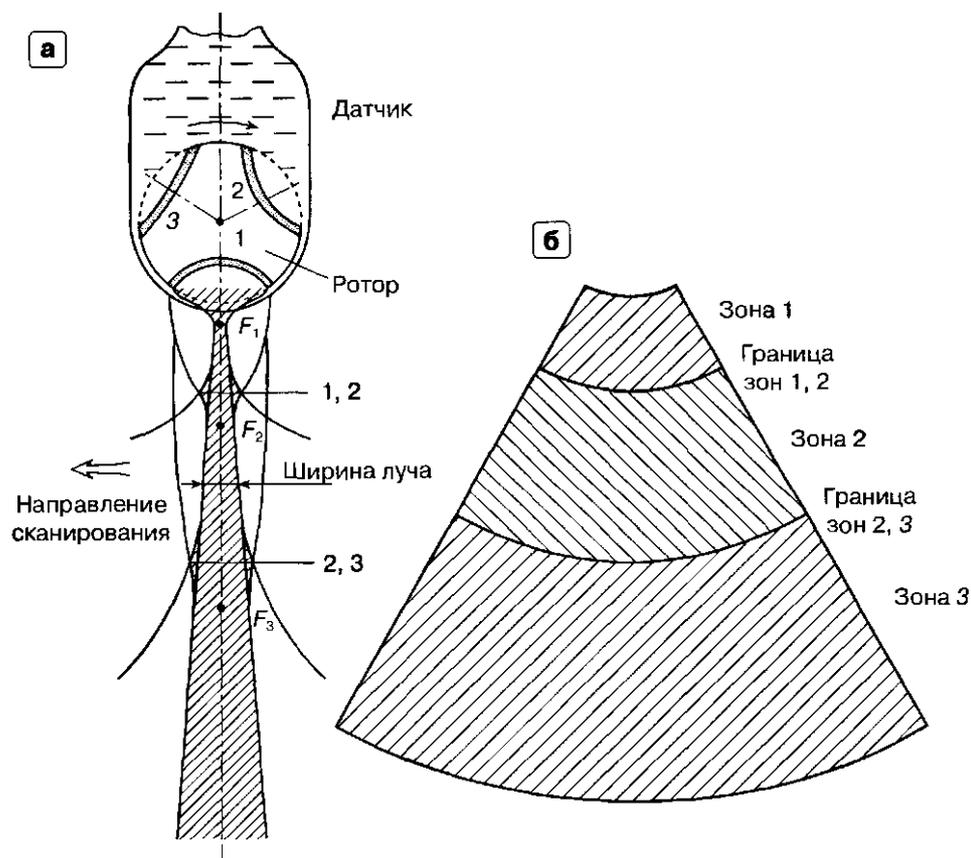


Рис. 15. Фокусировка в датчике с секторным механическим сканированием и тремя разно-фокусными преобразователями, а - форма лучей, б - вид составного изображения при динамической фокусировке.

Поэтому вскоре появились секторные датчики, в которых на одном роторе находилось три преобразователя с разными фокусами, переключавшимися в зависимости от нужного диапазона глубин по желанию врача. На рис. 15а показан датчик с тремя преобразователями, каждый из которых сфокусирован на различную глубину и имеет соответственно фокусы  $F_1$ ,  $F_2$  или  $F_3$ . В зависимости от того, какой диапазон глубин интересен врачу, можно подключать тот или иной преобразователь, не меняя датчик. В зоне фокусировки преобразователя качество изображения высокое, а за ее пределами качество снижается. Наличие нескольких преобразователей в одном датчике и их электронное переключение сделало возможным получение высококачественного изображения во всем диапазоне глубин с помощью так называемой динамической фокусировки.

#### Динамическая фокусировка

Используя датчик с тремя разно-фокусными преобразователями, можно сначала получить часть изображения в процессе сканирования (вращения) в заданном угле с помощью преобразователя 1 с фокусом  $F_1$ . В электронном блоке прибора при этом запоминается изображение в зоне 1 (рис. 15б). Далее в процессе вращения ротора датчика по часовой стрелке обеспечивается сканирование в том же угле преобразователем 2 с фокусом  $F_2$  и запоминается вторая часть изображения - в зоне 2. Наконец, третий преобразователь позволяет получить третью часть изображения - зону 3 на рис. 15б. Составленное из нескольких зон изображение дает возможность наблюдать весь диапазон глубин с

хорошей поперечной разрешающей способностью, и этот способ получил название динамической фокусировки.

Недостатком способа при использовании датчика с переключаемыми разнофокусными преобразователями является уменьшение частоты кадров. Так, в датчике с тремя преобразователями частота кадров снижается в три раза по сравнению со случаем, когда все три преобразователя одинаковы и имеют один и тот же фокус. Снижение частоты кадров, несущественное при наблюдении статичных органов и структур, является, однако, серьезным ограничением при исследовании движущихся структур.

Наилучшим образом возможности динамической фокусировки обеспечиваются благодаря применению многоэлементных преобразователей в датчиках электронного линейного, конвексного и фазированного сканирования, а также при механическом сканировании с помощью кольцевых решеток.

Поясним суть электронной динамической фокусировки на примере датчика механического секторного сканирования с преобразователем в виде кольцевой решетки (рис. 16). Такой преобразователь изготавливается из плоского пьезокерамического диска путем разрезания диска на концентрические кольца, число которых обычно не менее 5. Кольца закреплены на общем демпфере и имеют общие согласующие слои.

Каждое из колец электрически соединено с отдельным приемопередатчиком. Для излучения зондирующего сигнала на кольца подаются электрические импульсы. Если они поступают одновременно, то кольцевая решетка почти ничем не отличается от плоского сплошного одноэлементного преобразователя и создает излучающий луч такой же формы, как на рис. 13.

Если же на кольца подать импульсные сигналы с различным взаимным сдвигом во времени, то можно изменять форму луча. Так, если взаимный сдвиг задержек графически имеет вид сферической поверхности определенного радиуса (рис. 16), то при излучении импульсов отдельными кольцами (соответственно в разное время), мы получаем луч, почти полностью аналогичный лучу, формируемому сферическим одноэлементным преобразователем с таким же радиусом сферической поверхности (рис. 14). Это объясняется тем, что поверхность, соединяющая начала всех импульсов при излучении, повторяет с некоторым приближением форму поверхности одноэлементного сферического излучателя. Поверхность, соединяющая начала излучаемых импульсов, называется фронтом волны (ультразвуковой). Управляя задержками сигналов, можно формировать необходимый фронт волны для фокусировки луча на различную глубину (рис. 16).

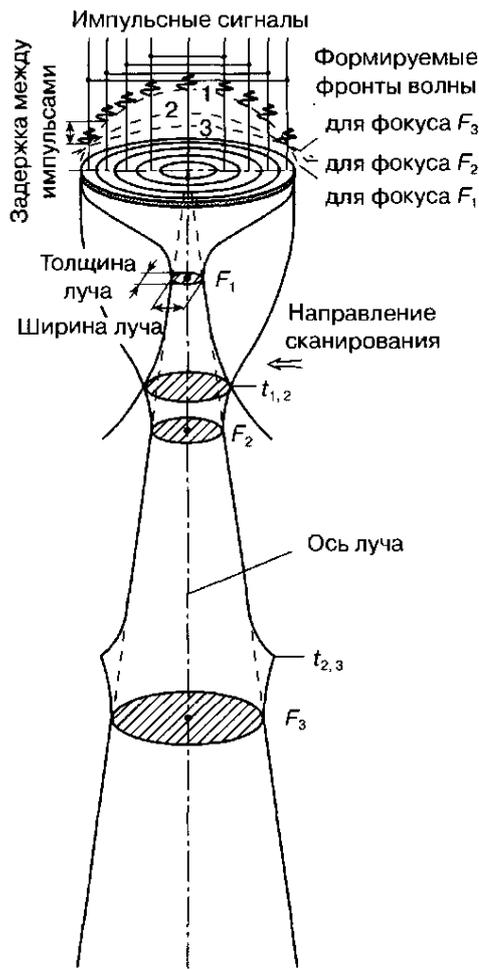


Рис. 16. Электронная динамическая фокусировка в датчике с кольцевой решеткой. Вид составного УЗ луча.

В отличие от датчика с переключаемыми преобразователями датчик с кольцевой решеткой позволяет установить фокус на любой глубине и получить составное изображение, подобное рис. 156, но с каким угодно количеством фокальных зон.

Отличительной особенностью кольцевой решетки является то, что формируемые ею лучи имеют осе-симметричную форму. Это значит, что ширина луча в плоскости сканирования такая же, как и во всех других плоскостях, проходящих через ось луча.

Условимся называть толщиной луча его размер (ширину) в плоскости, проходящей через ось луча перпендикулярно плоскости сканирования. На рис. 16 изображены размеры луча - ширина и толщина в зоне фокуса  $F_1$ . Принципиальное отличие кольцевых решеток от всех других многоэлементных преобразователей (линейных, конвексных и секторных) - равенство ширины и толщины луча на каждой из глубин.

Только кольцевая решетка в принципе может обеспечивать наилучший луч - одинаково узкий во всех направлениях, что во многих случаях очень важно (например, в кардиологии при исследовании клапанов сердца).

До сих пор мы говорили о формировании луча на передачу (излучающего луча). Сразу же после излучения зондирующих импульсов датчик переходит в режим приема эхо-сигналов. Пространственно-избирательные свойства датчика определяются при этом формой

приемного луча. Если на прием используется тот же преобразователь, то форма приемного луча практически повторяет форму передающего луча. В кольцевой решетке для этого в режиме приема должны использоваться те же кольца, а эхо-сигналы, ими принимаемые, должны пройти через такие же по величине линии задержки, что и при излучении (передаче).

Часто в режиме приема используются не все кольца - особенно при приеме с малых глубин.

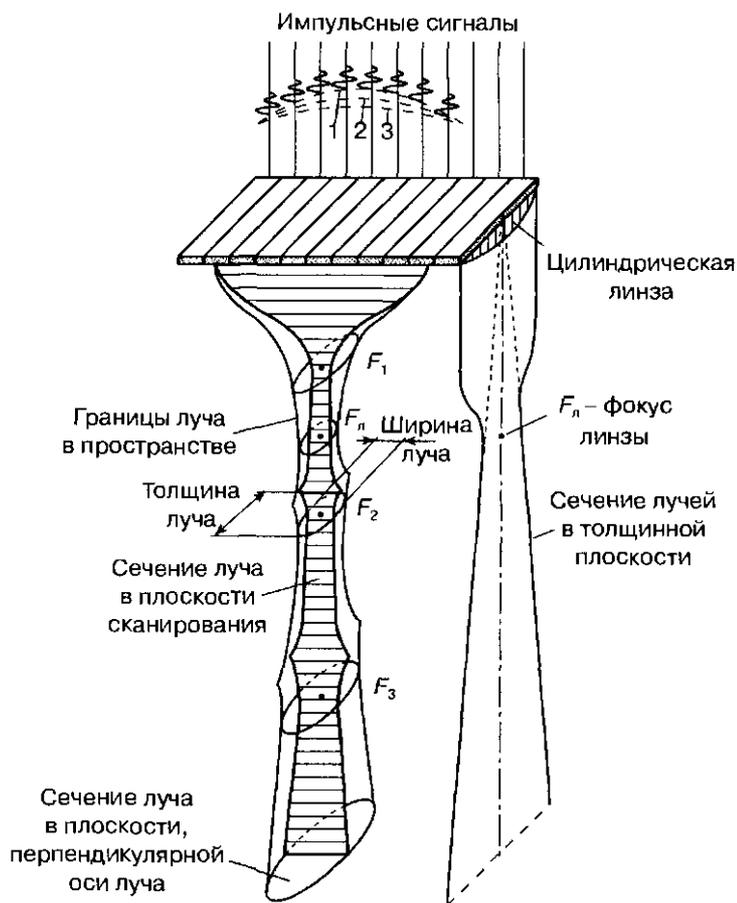


Рис. 17. Динамическая фокусировка и вид составного УЗ луча в электронных датчиках линейного и секторного сканирования.

В этом случае приемный луч по форме отличается от передающего. Более подробно мы рассмотрим этот случай ниже, поясняя принцип динамической апертуры.

Динамическая фокусировка в электронных датчиках линейного сканирования в принципе осуществляется так же, как и в кольцевых решетках, но при одном существенном отличии. Конструктивно многоэлементный преобразователь линейного датчика имеет вид плоской решетки из узких элементов, к каждому из которых подводится отдельный контактный провод (рис. 17). Для формирования передающего луча (при излучении) на часть элементов линейной решетки поступают электрические импульсы, возбуждающие пьезоэлементы. Если с помощью сдвигов по задержке между электрическими импульсами сформировать необходимую форму фронта волны излучаемых пьезоэлементами акустических (ультразвуковых) импульсов, то можно фокусировать луч на необходимую

глубину и переключать глубину фокуса для того, чтобы реализовать динамическую фокусировку.

### Глава 3

Однако если с помощью кольцевой решетки можно сформировать сферический фронт волны, то в линейной решетке, управляя задержками, можно сформировать цилиндрический фронт волны.

Цилиндрический фронт позволяет управлять фокусировкой только в плоскости сканирования (на рис. 17 эта плоскость совпадает с плоскостью рисунка). В перпендикулярном направлении (по толщине луча) электронная динамическая фокусировка в одномерных линейных решетках невозможна. Поэтому в линейных решетках используется специальная акустическая цилиндрическая линза, которая фокусирует луч по толщине. Фокус этот имеет постоянную глубину, и изменять его положение невозможно.

В линейных решетках можно получить узкий луч по ширине и по толщине, только в фокусе Рл линзы. На рис. 17 справа показано сечение каждого из лучей в толщинной плоскости. Вне зависимости от характера динамической фокусировки и формы сечения луча в плоскости сканирования (на рис. 17 - заштрихована) сечение каждого луча в толщинной плоскости имеет один и тот же вид.

В отличие от кольцевой решетки, где можно получить узкий луч во всех направлениях («карандашный» луч), в линейных решетках луч можно сделать узким лишь в плоскости сканирования. В толщинной же плоскости луч узок только в ограниченной зоне фокуса акустической линзы и расширяется в ближней и дальней зонах.

В ближней и дальней зонах качество изображения, получаемого в приборах с датчиками линейного и конвексного сканирования, может уступать приборам с кольцевой решеткой вследствие более низкой разрешающей способности в толщинной плоскости.

Все сказанное о динамической фокусировке в линейных решетках можно распространить и на фазированные датчики секторного сканирования.

В электронных датчиках конвексного типа (включая микроконвекс-

ные датчики) динамическая фокусировка осуществляется так же, как в датчиках линейного типа, с той лишь разницей, что в силу другой геометрии поверхности многоэлементного преобразователя для фокусировки на ту же глубину требуется больший диапазон управляемых задержек для сигналов при излучении и приеме. На рис. 18 показан внешний вид луча конвексного датчика с тремя динамическими фокусами. Для фокусировки в толщенной плоскости в конвексной решетке также используется акустическая линза, которая вследствие выпуклой формы самой решетки имеет поверхность не цилиндрической, а тороидальной формы.

#### Понятие о динамической апертуре

Рассматривая вид составного УЗ луча, получаемого при динамической фокусировке (рис. 16-18), мы можем заметить, что ширина луча в плоскости сканирования увеличивается

пропорционально глубине. Это значит, что поперечная разрешающая способность на малых глубинах существенно лучше, чем на больших. Для того чтобы ширину луча сделать более равномерной по всей глубине, можно при работе на малых глубинах уменьшать размер апертуры преобразователя датчика. В большинстве современных УЗ приборов наряду с динамической фокусировкой используется так называемая динамическая апертура (dynamic aperture). Напомним, что апертурой называется поверхность преобразователя, излучающая и принимающая УЗ сигналы. В многоэлементных преобразователях можно оперативно изменять размер апертуры, подключая большее или меньшее количество элементов решетки к приемникам или передатчикам сигналов. Изменение размера апертуры в процессе получения изображения называется динамической апертурой.

На рис. 19 дан пример управления размером апертуры в линейной решетке при работе на прием. Положим, что максимальное количество элементов решетки, используемое для формирования луча, равно 16. Для приема эхо-сигналов на малых глубинах используется апертура из 4 элементов, и с помощью управляемых задержек формируется волновой фронт 1 для фокусировки в точку F<sub>1</sub>. Угловая ширина луча при этом в 4 раза больше, чем она была бы, если бы использовались все 16 элементов. Однако линейная ширина луча почти такая же, как в дальней зоне при 16 элементах. В диапазоне средних глубин прием эхо-сигналов осуществляется уже 8 элементами, сфокусированными в точку F<sub>2</sub>. Угловая ширина луча при этом становится вдвое больше, чем при 16 элементах, а поперечная разрешающая способность почти не ухудшится по сравнению с малыми глубинами.

Прием эхо-сигналов в дальней зоне осуществляется в примере на рис. 19 шестнадцатью элементами с фокусировкой в точку F<sub>3</sub>. Угловая ширина луча в этой зоне в 4 раза меньше, чем у луча на малых глубинах, и в 2 раза меньше, чем у луча на средних глубинах, а поперечная разрешающая способность сохраняется почти такой же, несколько ухудшаясь с увеличением глубины.

Преимущества динамической апертуры:

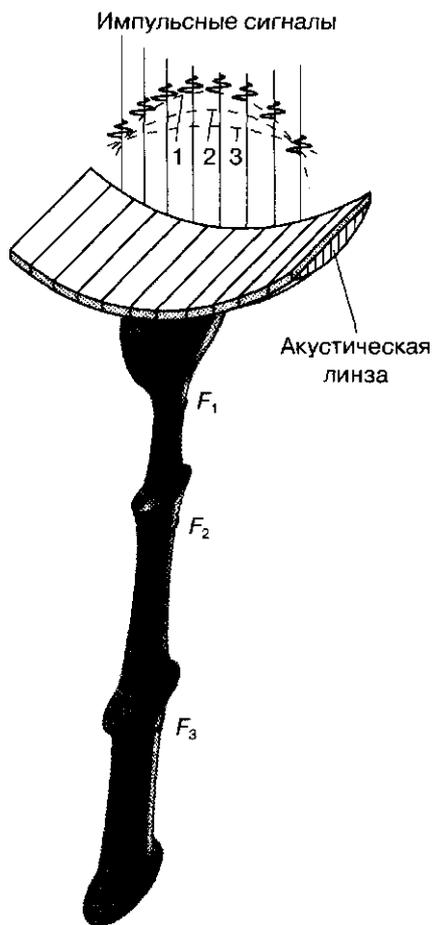


Рис. 18. Динамическая фокусировка и вид составного УЗ луча а электронных конаекс-ных датчиках.

- относительно малое изменение поперечной разрешающей способности с увеличением глубины, что делает более постоянным качество изображения во всем диапазоне глубин;
- уменьшение числа переключений фокальных зон на малых глубинах.

Следует иметь в виду, что повышение равномерности разрешающей способности по глубине достигается при динамической апертуре ценой ухудшения разрешающей способности в ближней зоне.

## Глава 3

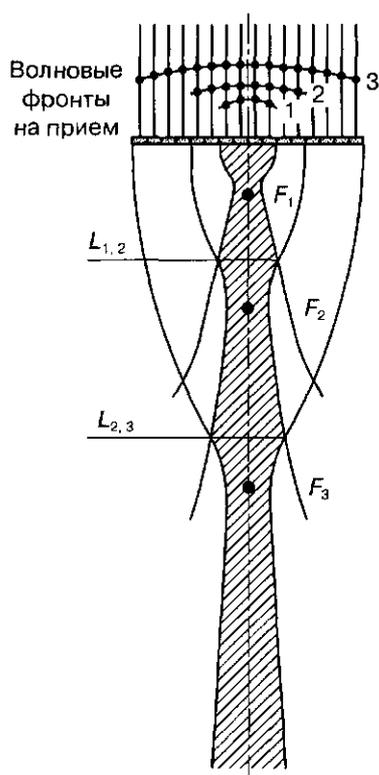


Рис. 19. Динамическая апертура и динамическая сфокусировка на прием в реальном времени.

### Динамическая фокусировка на прием в реальном времени

До настоящего времени мы обсуждали динамическую фокусировку одновременно на передачу и прием, при которой строится составное изображение из различных фокальных зон. Улучшение качества изображения в этом случае достигается за счет уменьшения частоты кадров во столько раз, сколько раз приходится переключать фокус по глубине.

Теперь уместно вспомнить о том, что излучаемый импульс, равно как и эхо-сигналы, распространяется в мягких тканях со скоростью около 1500 м/с, причем скорость изменяется в различных тканях в небольших пределах. Это обстоятельство может быть использовано для того, чтобы в процессе приема эхо-сигналов осуществлять динамическую фокусировку в реальном времени (realtime dynamic focusing in receiver), т.е. перестройку фокуса датчика с малых глубин на большие по мере движения импульса вглубь тканей.

Поясним, как осуществляется динамическая фокусировка в реальном времени на примере линейной решетки (рис. 19). После излучения зондирующего импульса линейная решетка

фокусируется на прием из ближней зоны (фокус F<sub>1</sub>). Когда истечет время, необходимое для прохождения зондирующим импульсом до глубины L<sub>2</sub>, плюс время прохождения эхо-сигналом с этой глубины обратно до поверхности решетки, осуществляется перефокусировка на прием сигналов в средней зоне (фокус F<sub>2</sub>). По прохождении времени, которое потребуется импульсу для достижения глубины L<sub>2,3</sub> и возвращения эхо-сигнала с этой глубины к датчику, решетка перефокусируется на глубину, соответствующую фокусу F<sub>3</sub>.

Современные электронные средства позволяют быстро (в реальном времени) перестраивать многоканальный приемный тракт, отслеживая передвижение импульса вглубь исследуемой области и обеспечивая каждый раз наилучшую форму приемного луча на той глубине, с которой осуществляется прием эхо-сигналов.

Динамическая фокусировка на прием в реальном времени - очень эффективный способ получения хорошего качества изображения во всем диапазоне глубин работы датчика без снижения частоты кадров. Этот способ используется во всех УЗ диагностических приборах высокого и среднего класса, а также в большинстве простых приборов.

В простых приборах и ряде приборов среднего класса применяется динамическая фокусировка на прием с переключением, как правило, четырех фокусов. В приборах высокого класса количество переключаемых фокусов может быть больше. В частности, в компьютеризованных приборах с цифровой обработкой сигналов фокус на прием может перестраиваться почти непрерывно по мере движения зондирующего импульса вглубь исследуемой области (рис. 20).

Управление фокусировкой. Фокусировка на передачу

Мы уже говорили о том, как реализуется динамическая фокусировка одновременно на передачу и прием путем переключения зон фокуса. Управление переключением фокуса производится с помощью специальных кнопок на клавиатуре прибора. Чаще всего применяются обозначения для фокусов различной глубины -Г<sub>1</sub>, Г<sub>2</sub> и т.д., причем возрастание номера свидетельствует об увеличении глубины фокуса. Иногда даются дополнительные данные о глубине -ближний, средний, дальний фокусы.

При нажатии только одной кнопки устанавливается один фокус, в зоне которого качество изображения высокое, а за пределами фокальной зоны оно снижается (рис. 14).

При нажатии двух, трех, четырех кнопок одновременно строится составное изображение из двух, трех, четырех фокальных зон, причем за пределами этих зон изображение может быть сниженного качества. Частота кадров уменьшается по сравнению со случаем одного фокуса соответственно в два, три, четыре раза.

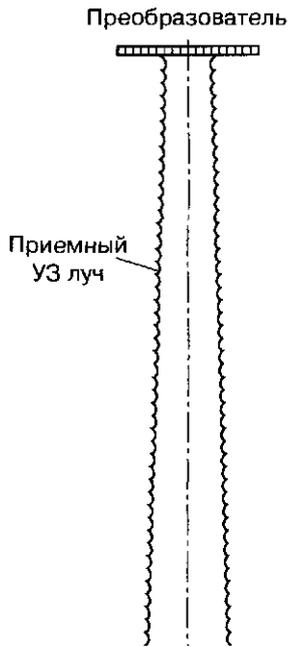


Рис. 20. Динамическая фокусировка приемного УЗ луча в цифровых ультразвуковых системах.

Если на экране прибора отображается только часть изображения в увеличенном масштабе на определенной глубине, то фокус прибора устанавливается автоматически на глубину, которая соответствует глубине изображения, и переключается также автоматически с изменением глубины изображения.

На многих приборах на экране отображается положение фокуса (или нескольких фокусов) рядом с акустическим изображением. Иногда вместо положения фокуса индицируется размер фокальной зоны по глубине (в виде вертикальной линии рядом с изображением). Благодаря этому врач всегда может видеть на экране, где находятся зоны с высоким качеством изображения.

В большинстве приборов используется динамическая фокусировка на

### Глава 3

прием в реальном времени, поэтому ручное управление фокусировкой осуществляется только на передачу. В отличие от приема эхо-сигналов фокусировка на передачу (излучение) зондирующих сигналов не может регулироваться в реальном времени - после излучения зондирующего сигнала с некоторым установленным фокусом, которому соответствует определенная форма луча, уже невозможно повлиять на форму передающего луча.

Изменение фокусировки на передачу позволяет выбрать зону по глубине, в которой можно улучшить качество изображения дополнительно к тому, что достигается фокусировкой на прием. Рисунок 21 иллюстрирует сказанное. Сплошной линией на нем изображены границы приемного луча, динамически фокусируемого в реальном времени

(аналогично примеру на рис. 19). Пунктирной линией показаны границы передающего луча при излучении в ближнюю зону - с фокусом  $F_{n1}$  (рис. 21а) или в среднюю зону - с фокусом  $F_{n2}$  (рис. 21б). Результирующий луч на передачу-прием становится уже в зоне фокуса передающего луча в фокальной зоне или в зоне L2. В зоне (или L2) поперечная разрешающая способность более высокая и соответственно качество изображения также лучше. Меняя фокус передающего луча, можно по желанию врача устанавливать зону высококачественного изображения на нужную глубину.

Управление переключением фокуса на передачу осуществляется, как уже было сказано, с помощью специальных кнопок на клавиатуре прибора. Точно так же, как сказано выше, при нажатии двух и более кнопок одновременно можно построить составное изображение из двух и более зон, соответствующих различным фокусам на передачу (рис. 21 в). Зона высококачественного изображения в этом случае увеличивается по глубине (L1,2 на рис. 21в). Однако при этом частота кадров уменьшается в два и большее число раз, вследствие чего режим с двумя или большим числом фокусов на передачу для наблюдения движущихся органов почти не используется.

#### Число каналов системы фокусировки и качество изображения

Мы уже установили, что для электронной фокусировки необходимо использовать многоэлементные преобразователи: кольцевые, линейные, конвексные. Какое же число элементов желательно иметь для того, чтобы обеспечить хорошее качество изображения? Ясно, что при очень малом числе каналов в системе фокусировки вряд ли можно получить высокое качество.

Действительно, так как фокусировка в многоканальной системе выполняется с помощью управляемых линий задержки, установленных в каждом из каналов, то волновой сферический (или цилиндрический) фронт формируется дискретным образом. На рис. 22а изображен вид волнового фронта для двух случаев - малого (1) и вдвое большего (2) числа каналов. Из рисунка видно, что при большем числе каналов можно получить более высокую точность приближения к сферической форме волнового фронта.

Высокая точность формирования волнового фронта обеспечивает более точную фокусировку и лучшую форму УЗ луча - он имеет меньшую ширину сечения и, что более важно, меньший уровень бокового излучения и приема, когда могут приниматься нежелательные эхо-сигналы от структур, вовсе не находящихся в данный момент в главном луче. Боковое излучение (прием) зависит от уровня так называемых боковых лепестков в сечении УЗ луча плоскостью, перпендикулярной оси луча (рис. 22б, а также рис. 13).

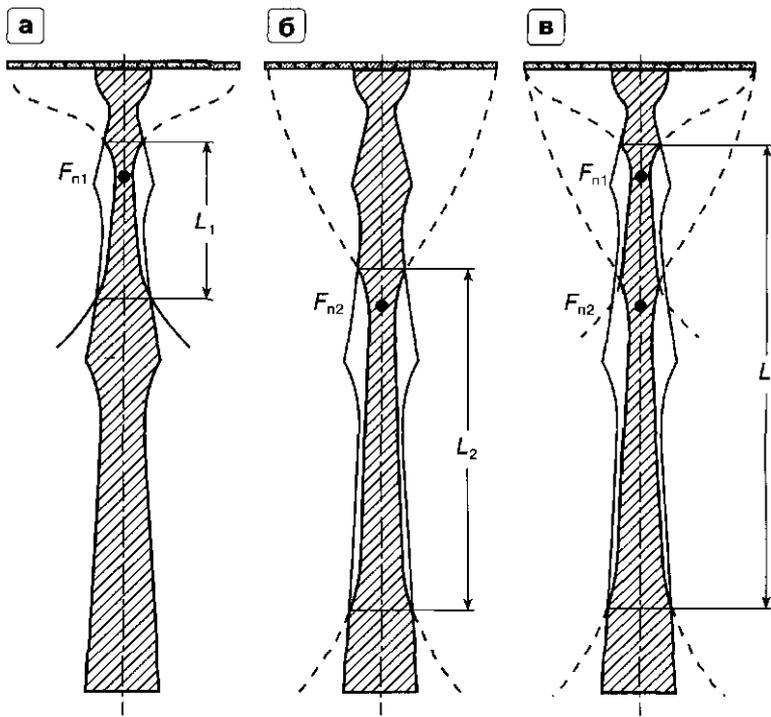


Рис. 21. Фокусировка на передачу и ее влияние на результирующий луч. а - ближний фокус на передачу, б - средний фокус на передачу, а - одновременно два фокуса на передачу.

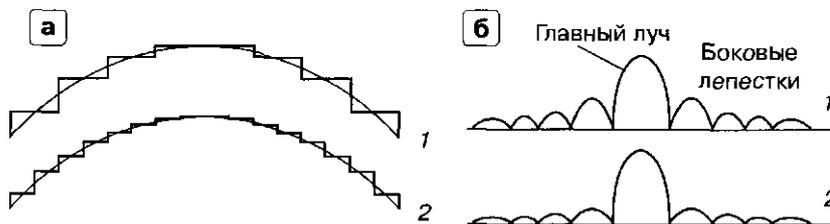


Рис. 22. Влияние числа каналов на точность формирования волнового фронта, а - волновой фронт, б - сечение УЗ луча.

Чем больше уровень боковых лепестков, тем хуже может быть качество изображения. У систем с большим числом каналов ниже уровень боковых лепестков и выше качество изображения. Очевидно, что системы с большим числом каналов сложнее и стоят дороже.

Примеры числа каналов для приборов различного класса были приведены в табл. 2 (раздел 3.2).

Обычно в рекламных материалах и даже в инструкциях по применению прибора число каналов, к сожалению, не указывается.

Во многих случаях можно получить информацию о числе элементов в используемых датчиках и на основе этой информации оценить число каналов фокусирующей системы. Так, если в датчике число элементов 80, то число каналов, как правило, не более 16. Если число элементов 96, то число каналов может быть 32. Если используются датчики высокой плотности (high density) с числом элементов в датчике более 100, можно предполагать, что число каналов не менее 32. Датчики высокой плотности с числом элементов 128, 192, 256 и более технологически сложны и дороже обычных датчиков.

Выше говорилось о том, что в принципе датчики с линейными и конвексными решетками позволяют управлять фокусировкой только в плоскости сканирования. В перпендикулярной к ней толщенной плоскости фокусировка обеспечивается акустической линзой и не управляется. В некоторых современных приборах высокого класса появились линейные датчики с двухмерными решетками, в которых можно реализовать электронное управление фокусировкой и в толщинной плоскости. Однако пока число элементов решетки по второй координате невелико, поэтому эффективность фокусировки в толщенной плоскости меньше, чем в плоскости сканирования.

#### 3.4. Практические рекомендации по работе в режимах В и М

Специалист УЗ диагностики в своей практической работе постоянно сталкивается с проблемами правильного выбора параметров и режимов функционирования УЗ прибора, с помощью которого проводится исследование.

В этом разделе мы дадим некоторые практические рекомендации дополнительно к тем, которые уже были даны в предыдущих разделах. Пользуясь этими рекомендациями, необходимо иметь в виду, что модели приборов могут сильно отличаться друг от друга, поэтому способы выбора параметров и режимов работы в приборах могут быть существенно различными в зависимости от фирмы-производителя и класса прибора. В основном мы будем иметь в виду приборы среднего класса, но в отдельных случаях будем говорить и о более простых приборах, а также о приборах высокого класса. Предполагается, что читатель хорошо знаком с инструкцией по эксплуатации прибора, на котором он проводит УЗ исследования.

Предварительная настройка изображения. Настройка изображения производится после подключения выбранного датчика и включения режима В. На мониторе прибора имеются ручки управления «яркость» (brightness) и «контрастность» (contrast), с помощью которых следует наилучшим образом настроить изображение. Эти регулировки не представляют особых трудностей, так как они аналогичны тем, которые имеются в домашних телевизорах. Если на экране в режиме В отображается так называемая «серая шкала», то с ее помощью настройка существенно облегчается, так как можно контролировать правильность настройки, добиваясь, чтобы все градации серого, начиная от самой темной и до самой светлой, были видны и мягко переходили одна в другую по всей шкале.

Гамма-коррекция. Постпроцес-синг. Во многих приборах существуют регулировки, которые позволяют изменять соотношение яркости отображения слабых и сильных сигналов. Это делается с помощью гамма-коррекции (view gamma) и постпроцессинга (postprocessing) амплитуд эхо-сигналов. Иногда обе функции регулировки объединены в одну, которая называется гамма-коррекцией, или регулировкой постпроцессинга.

Гамма-коррекция служит для согласования характеристик прибора, обеспечивающих отображение сигналов различной амплитуды на экране, с особенностями восприятия яркостных отметок человеческим глазом, чтобы обеспечить более равномерное наблюдение сигналов во всем диапазоне изменения их амплитуд.

Название «постпроцессинг» обусловлено тем, что имеется в виду воздействие на амплитудные характеристики сигналов после их приема, усиления, преобразования в цифровую форму и предварительной обработки в приборе. Назначение постпроцессинга - изменять яркость отображения с тем, чтобы подчеркнуть слабые, средние или сильные по амплитуде сигналы или, наоборот, заглушить определенные сигналы, оставив в основном информацию о других сигналах.

При управлении гамма-коррекцией обычно используется регулировочная характеристика, близкая к линейной (рис. 23а). В абдоминальных исследованиях может использоваться характеристика типа изображенной на рис. 23б, позволяющая лучше выделить слабые сигналы. При наблюдении сердца и сосудов используется характеристика типа рис. 23в, подчеркивающая контраст на границах сред мягкие ткани-кровь и поэтому позволяющая лучше наблюдать контуры структур сердца.

В некоторых приборах осуществляется специальная регулировка гамма-характеристики с целью наилучшего согласования с устройством регистрации (photo gamma).

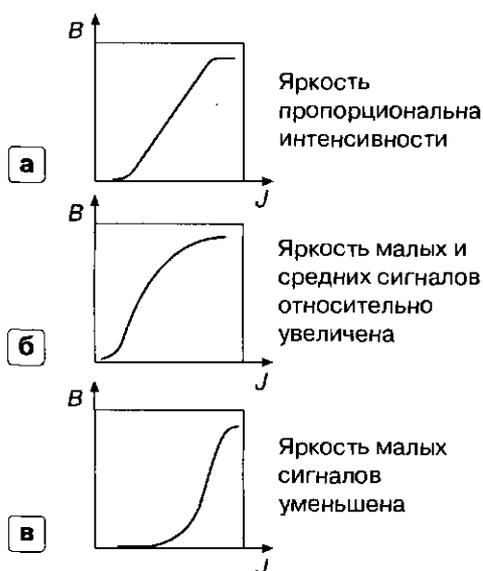


Рис. 23. Гамма-коррекция позволяет изменять соотношение яркостей слабых, средних и сильных по интенсивности сигналов.  $J$  - интенсивность эхо-сигналов,  $B$  - яркость отображения эхо-сигналов.

В зависимости от типа подключаемого устройства регистрации (видеомагнитофона, видеопринтера и т.д.) устанавливается та или иная гамма-характеристика.

Типичные примеры характеристик постпроцессинга приведены на рис. 24. Характер преобразования интенсивности эхо-сигналов  $J$  в яркость  $B$  соответствующих отметок на экране здесь может изменяться более радикальным образом, чем при гамма-коррекции. Помимо наиболее часто используемой линейной характеристики (рис. 24а), можно использовать режекцию (отсечку) слабых и ограничение или режекцию сильных сигналов

(рис. 24б и 24в), а также режекцию слабых сигналов при линейной передаче средних и сильных сигналов (рис. 24г). Основное назначение практически всех видов постпроцессинга - уменьшить уровень шума на изображении, а иногда и устранить очень сильные сигналы и выделить таким образом сигналы средней интенсивности. При этом можно изменить пороговые уровни режекции слабых и ограничения или режекции сильных сигналов так, как это показано на рис. 24д-24ж.

### Глава 3

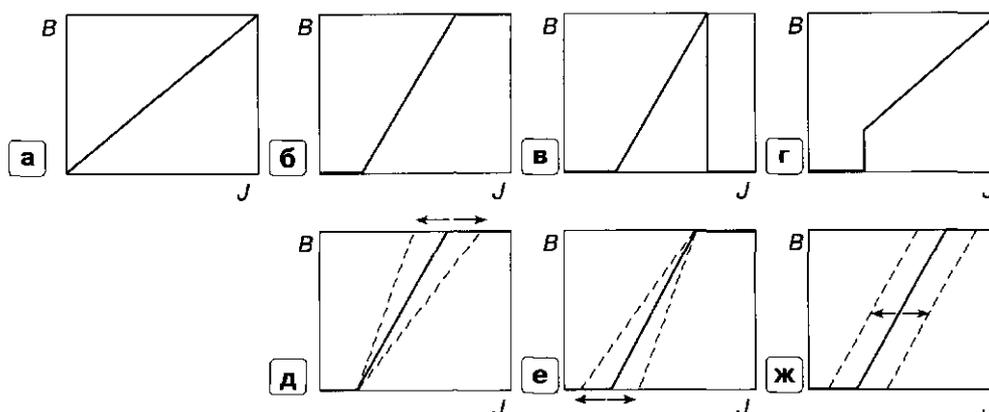


Рис. 24. Постпроцессинг (В - яркость, J - интенсивность эхо-сигналов): а - линейная характеристика, б - режекция слабых и ограничение сильных сигналов, в - режекция слабых и режекция сильных сигналов, г - режекция слабых, линейная передача средних и сильных сигналов, д - управление порогом ограничения сильных сигналов, е - управление порогом режекции слабых сигналов, ж - смещение характеристики постпроцессинга.

Постпроцессинг редко используется в простых приборах - в основном это принадлежность более сложных и дорогих приборов. Помимо приведенных наиболее часто используемых характеристик могут применяться и другие, например режекция сигналов среднего уровня или снижение уровня (компрессия) слабых и сильных сигналов.

Достоинством постпроцессинга является то, что он позволяет улучшить восприятие тех сигналов, которые в большей мере интересуют исследователя, и убрать мешающие шумы.

Однако пользоваться постпроцессингом следует с большой осторожностью. Необходимо помнить, что любые виды амплитудного преобразования эхо-сигналов после их приема не могут добавить информации, а во многих случаях, например при режекции, уменьшают объем информации. Поэтому линейная характеристика, смягченная гамма-коррекцией для лучшего восприятия, является наиболее подходящей в большинстве случаев.

Неизменность используемой характеристики постпроцессинга (линейной или близкой к ней) дает возможность наблюдать акустические изображения в одних и тех же условиях, что особенно важно при повторении наблюдения пациента для оценки изменения наблюдаемой картины во времени.

Усиление. Управление усилением позволяет выбрать наилучший для наблюдения уровень амплитуд наблюдаемых на экране эхо-сигналов. В ряде инструкций по эксплуатации сканеров говорится о том, что управление усилением служит для регулировки чувствительности. Это неправильно. Изменение усиления не влияет на чувствительность приема эхо-сигналов, т.е. не улучшает отношение сигнал/шум при увеличении усиления и не уменьшает это отношение при снижении усиления.

Увеличение усиления повышает яркость всех наблюдаемых сигналов; при этом, в силу ограниченности динамического диапазона прибора (см. ниже), сильные сигналы могут достигнуть максимальной (предельной) яркости, и различия между ними становятся не видны, что затрудняет их наблюдение. Слабые сигналы отображаются на экране также более ярко, одновременно повышается и уровень случайных шумов (характерный мерцающий фон на максимальных глубинах изображения).

Уменьшение усиления дает возможность лучше наблюдать и различать сильные сигналы, однако при малом усилении ухудшается наблюдение слабых сигналов.

Таким образом, оптимальный выбор уровня усиления есть всегда компромисс между противоречивыми условиями, необходимыми для хорошего наблюдения сильных и слабых эхо-сигналов. На практике исследователь довольно быстро осваивает требуемый навык управления усилением.

Для управления усилением в каждом из режимов В или М используется своя ручка регулировки.

Динамический диапазон. Динамический диапазон (dynamic range) характеризует способность прибора отображать одновременно очень малые и большие сигналы, передавая различие в их уровне. Чем больше динамический диапазон, обычно измеряемый в децибеллах, тем лучше указанная способность. Как правило, наблюдение в В-режиме целесообразно начинать при максимальном динамическом диапазоне - в этом случае можно получить наиболее полную информацию о наблюдаемых структурах. Специальная регулировка динамического диапазона имеется только у приборов среднего и высокого класса, и то далеко не у всех. В отсутствие такой регулировки изменять динамический диапазон можно с помощью усиления. Меняя усиление в большую или меньшую сторону, можно соответственно улучшать наблюдение малых или больших эхо-сигналов.

Уменьшение динамического диапазона повышает контрастность акустического изображения в некотором диапазоне амплитуд эхо-сигналов. Изменение усиления в этом случае дает возможность смещать диапазон повышенной контрастности наблюдения в область малых, средних или сильных сигналов.

Работа с малым динамическим диапазоном целесообразна при наблюдении сердца и сосудов и в ряде случаев позволяет точнее оценить геометрические характеристики органов и структур как в режиме В, так и в режиме М.

Усиление по зонам глубины. Усиление по зонам глубины (TGC, или DGC, или STC - sensitivity time control) предназначено для компенсации затухания на различных глубинах в зависимости от свойств обследуемой области. Для регулировки по зонам обычно используются ползунковые регуляторы, управлять которыми следует таким образом, чтобы обеспечить равномерный средний уровень яркости отображения эхо-сигналов во всем диапазоне глубин, за исключением максимальных глубин, где уровень шумового фона сравним с уровнем слабых эхо-сигналов.

Количество регуляторов усиления по зонам глубины в простых приборах может быть равно 2-4, достигая 10 в приборах среднего и высокого класса.

Общий уровень яркости можно при этом изменять с помощью регулировки усиления.

Мощность излучения. Мощность излучения (acoustic power, или transmitting power) можно изменять в зависимости от глубины расположения области интереса и условий наблюдения. При этом изменяется уровень мощности излучаемого датчиком УЗ импульса.

### Глава 3

По соображениям безопасности мощность излучения следует по возможности снижать, если не требуется осуществлять наблюдение на больших глубинах или если затухание на пути распространения ультразвука невелико. Особенно важно снижать мощность при наблюдении плода и обследовании детей. Уменьшение мощности позволяет снизить уровень воздействия на биологические ткани и уменьшить возможный нежелательный эффект от этого воздействия (см. главу 8).

Максимальную мощность излучения следует использовать при наблюдении больших глубин, характерных для выбранного датчика с данной рабочей частотой. Когда область интереса находится на меньших глубинах, то лучше всего в этом случае использовать датчик с большой рабочей частотой

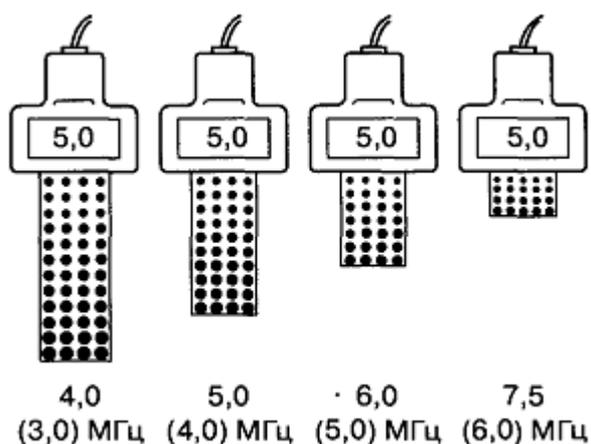


Рис. 25. Зависимость разрешающей способности и глубины изображения от выбранной частоты многочастотного датчика. Внизу даны значения частоты для В-режи-ма, в скобках - для доплеровского режима. Номинальная (основная) частота датчика-5 МГц.

той или, если датчик многочастотный, переключить его на большую частоту. При этом можно улучшить разрешающую способность и, следовательно, получить более высокое качество изображения (см. ниже).

Если при наблюдении на меньших глубинах нет возможности переключиться на более высокую частоту датчика, лучше снизить мощность излучения - это может дать некоторое улучшение качества изображения за счет снижения уровня максимальных сигналов. Такого же результата можно добиться и за счет снижения общего усиления или регулировки усиления по зонам глубины, однако снижение мощности излучения предпочтительней, так как уменьшает уровень воздействия УЗ мощности на пациента.

Многочастотные датчики, выбор рабочей частоты. При использовании многочастотного датчика (multifrequency probe) надо выбирать необходимую рабочую частоту датчика в зависимости от задачи, которая ставится при исследовании. Если зона наблюдения находится неглубоко, то для получения хорошей разрешающей способности выбирается более высокая частота. Если требуется достижение максимальной глубины, следует снижать рабочую частоту.

Число переключаемых частот в многочастотных датчиках может быть в пределах от 2 до 5. В большинстве приборов частоты переключаются только в режиме приема. В некоторых приборах частота переключается одновременно и на передачу, и на прием, что позволяет более эффективно реализовать преимущества многочастотного метода.

На рис. 25 показано, каким образом изменяется разрешающая способность (условно отображается размерами «зерна» изображения) и глубина получаемого изображения в зависимости от выбора рабочей частоты В-режима. Платой за увеличение глубины изображения при низкой частоте является ухудшение разрешающей способности на малых глубинах по сравнению со случаем использования высокой частоты.

Следует сказать, что одночастотный датчик, в принципе, может обеспечить более высокое качество изображения, чем работающий на той же частоте многочастотный датчик.

В ряде приборов управление выбором частот в многочастотных датчиках осуществляется с помощью специальной кнопки выбора режима изображения (image select) из следующих возможных вариантов:

- высокое разрешение;
- стандартное изображение;
- большая глубина наблюдения.

Фокусировка. Качество изображения на различных глубинах зависит от ширины УЗ луча, которая определяет поперечную разрешающую способность прибора.

Наименьшая ширина луча и, следовательно, наилучшее качество изображения имеют место в зоне фокуса. Следует напомнить, что процесс получения изображения включает в себя излучение УЗ сигнала (при этом формируется передающий луч) и прием эхосигналов, при котором формируется приемный луч. Высокое качество изображения можно получить только в случае, когда зоны фокусировки приемного и передающего лучей совпадают.

Во всех современных приборах производится динамическая фокусировка на прием в реальном времени, когда по мере перемещения излученного УЗ импульса вглубь фокус приемного луча дискретно перемещается на ту же глубину, чтобы обеспечить наилучшее качество приема.

Этот процесс осуществляется автоматически.

В момент излучения фокусировка передающего луча производится только на одну глубину и не может перестраиваться по мере движения излученного импульса вглубь - это физически невозможно. Поэтому в каждом кадре изображения может быть установлен только один фокус на передачу. В зоне фокусировки на передачу можно получить высокое качество изображения. Переключая фокус на передачу, можно выбрать нужную зону качественного изображения (рис. 26а). Для расширения этой зоны включаются несколько фокусов - 2, 3 или 4, а в некоторых моделях приборов и более (рис. 26б). При этом в 2, 3 или 4 раза соответственно снижается частота кадров. Снижение частоты кадров объясняется тем, что изображение составляется из нескольких кадров, причем от каждого берется часть изображения в зоне фокусировки.

При исследовании движущихся органов и структур, например сердца и сосудов, когда требуется высокая частота кадров, целесообразно работать с одним фокусом, переключая его положение в зависимости от глубины зоны интереса.

Усреднение по кадрам. Усреднение по кадрам - эффективный метод улучшения наблюдения слабых сигналов, снижения уровня шумов и лучшей передачи полутонов изображения. Суть метода в том, что при последовательной смене кадров в процессе сканирования последний кадр не просто сменяет предыдущий, а накладывается на изображение предыдущего кадра, несколько ослабленное по яркости.

Основной недостаток метода усреднения по кадрам - снижение реальной частоты кадров, тем более заметное, чем выше уровень усреднения (уровень корреляции кадров). Поэтому при исследовании движущихся структур, например сердца, не следует устанавливать высокий или средний уровень корреляции, а нужно ограничиться низким уровнем корреляции или вообще отключить усреднение по кадрам.

### Глава 3

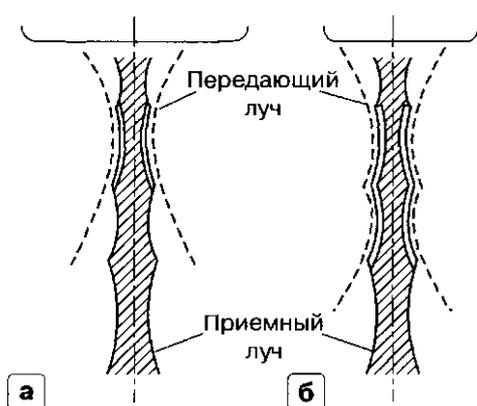


Рис. 26. Фокусировка на передачу. Заштрихован результирующий приемно-передающий луч. а - один фокус на передачу б - два фокуса на передачу в составном кадре.

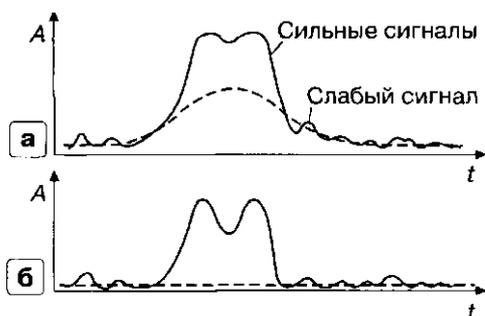


Рис. 27. Автоматическая регулировка усиления, а - регулировка отключена - соседние сильные сигналы практически неразличимы, б - регулировка включена - сильные сигналы отображаются отдельно.

Автоматическая регулировка усиления. Автоматическая регулировка усиления (automatic gain control) служит для повышения качества изображения сильных эхо-сигналов, позволяя наблюдать их отдельно. Очень большие эхо-сигналы могут ограничиваться в приемном тракте прибора. При этом, если породившие их структуры расположены рядом друг с другом, соответствующие яркостные отметки могут практически сливаться. Автоматическая регулировка усиления позволяет снизить уровень яркости отметок от сильных сигналов и отображать их отдельно. Рисунок 27 иллюстрирует принцип работы указанной регулировки и ее действие на амплитуды принимаемых эхо-сигналов.

Недостатком введения повышенного уровня автоматической регулировки усиления является снижение уровня яркости отметок, которые соответствуют слабым сигналам, расположенным рядом с сильными, и, следовательно, ухудшение их наблюдаемости.

Подчеркивание контуров. Подчеркивание контуров (relief, или fast time constant) служит для более четкого отображения границ структур. С этой целью осуществляется дифференцирование фронтов эхо-сигналов. Это означает, что при резком изменении уровня эхо-сигнала он отображается на экране в виде более яркой точки, чем в случае медленного изменения уровня сигнала (рис. 28). Эта регулировка может быть полезна при наблюдении в В-режиме некоторых органов, например области кишечника. Особенно полезна она в М-режиме, так как дает возможность точнее оценить величину смещения движущихся структур. При использовании подчеркивания контуров в В-режиме следует иметь в виду, что при этом несколько искажается привычная полутоновая картина акустического изображения.

Плотность линий. Плотность линий (line density) в В-режиме определяет количество акустических строк (положений УЗ луча), которые формируют кадр изображения.

Чем больше плотность линий, тем лучше качество изображения. При неизменном размере изображения на экране во сколько раз увеличивается плотность линий, во столько же раз уменьшается частота кадров. Это следует учитывать при исследовании движущихся структур, когда требуется высокая частота кадров.

Сглаживание. В некоторых приборах есть возможность включения и изменения функции сглаживания изображения (smooth), которая реализуется за счет учета корреляции между значениями амплитуд эхо-сигналов на соседних акустических строках. В некоторых случаях, например при наблюдении сердца с использованием фазированных секторных датчиков, эта функция может несколько улучшить качество изображения.

Цветовое кодирование изображений. В ряде случаев вместо черно-белого отображения используется цветовое кодирование двумерного изображения в В-режиме.

При наличии цветного монитора обычное серошальное изображение может быть представлено окрашенным в один из цветов: светло-голубой, желтый, красный и т.д., а также в виде комбинации цветов (например, глубоко с желтым) в зависимости от уровня яркости.

Конечно, такое кодирование не дает дополнительной информации, но иногда облегчает восприятие изображения, подчеркивая контраст или создавая ощущение большей четкости.

Скорость развертки. Скорость развертки (sweep speed) в М-режиме определяет быстроту обновления информации на изображении и выбирается исходя из того, что важнее для исследователя - видеть на экране большое количество периодов работы сердца, например за 5-7 с, или более детально изучить геометрию движения отдельных структур в одном периоде, для чего весь наблюдаемый интервал выбирается равным 1 с.

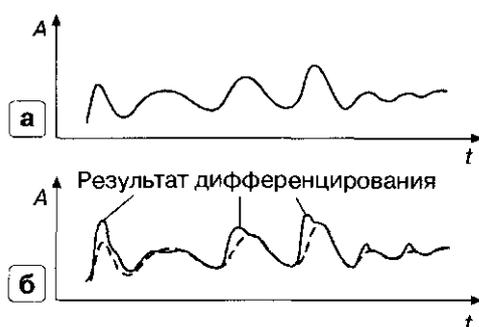


Рис. 28. Подчеркивание контуров с помощью дифференцирования эхо-сигналов, а - подчеркивание контуров отключено, б - подчеркивание контуров включено.

Предустановка. Выше были описаны функции, которые в различной мере влияют на режимы работы прибора и позволяют изменять характер получаемой информации. Кроме указанных в современных приборах могут применяться и другие функции управления. Естественно, возникает проблема, как на практике справляться с этим обилием регулировок. Для облегчения решения этой задачи используется предустановка (preset).

Предустановка позволяет последовательным нажатием одной кнопки или поворотом одного переключателя выбрать нужную для пользователя комбинацию значений регулировок, таких как «контраст», «усреднение по кадрам», «гамма-коррекция», «плотность линий» и т.д. Ряд типовых комбинаций значений каждой из функций устанавливается в приборе на заводе-изготовителе. Кроме того, пользователь сам может набрать и зафиксировать в приборе необходимые комбинации.

### 3.5. Оценка качества изображения УЗ сканеров

#### Основные характеристики качества изображения

Качество изображения УЗ прибора определяет диагностические возможности прибора, позволяет сравнивать различные приборы между собой, а также судить о работоспособности прибора и правильности настройки.

Качество изображения зависит от совокупности характеристик, основными из которых являются: разрешающая способность (продольная и поперечная); чувствительность; динамический диапазон; контрастная разрешающая способность; временная разрешающая способность, определяемая частотой кадров в секунду [1,2].

Перечисленные характеристики подробно рассматривались в разделе 3.1.

К ним следует добавить такие характеристики, как: мертвая зона; разрешающая способность по толщине;

степень постоянства разрешающей способности в зоне изображения; аппаратные артефакты; геометрические искажения.

Мертвой зоной (dead zone) называется часть изображения, прилегающая непосредственно к рабочей поверхности датчика, где практически невозможно выделить эхо-сигналы, так как они не видны на фоне «хвоста» мощного излучаемого импульса или его переотражений (ring-down) внутри датчика (рис. 29а). Чем меньше мертвая зона по глубине, тем лучше можно наблюдать ткани и структуры на малых глубинах (при условии хорошей разрешающей способности на этих глубинах).

Разрешающая способность по толщине (elevation resolution) характеризует возможность наблюдать отдельно малоразмерные структуры в толщинной плоскости, т.е. плоскости, перпендикулярной плоскости сканирования. Эта характеристика зависит от ширины УЗ луча в толщинной плоскости. Все три разрешающие способности (продольная, поперечная и по толщине) вместе определяют пространственную разрешающую способность, или объем разрешения (resolution volume) - минимальную пространственную область (ячейку), которой соответствует один элемент изображения на экране прибора (рис. 29б).

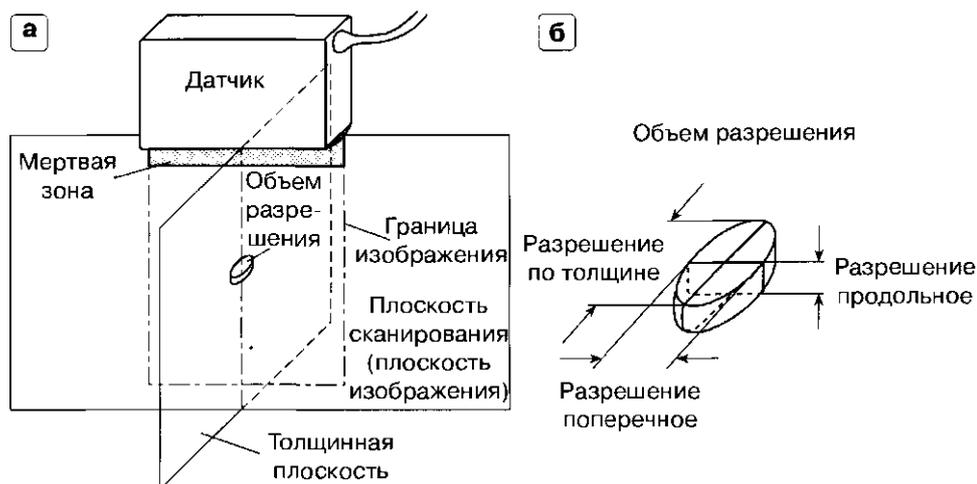


Рис. 29. Понятие о мертвой зоне и пространственной разрешающей способности, а - взаимное расположение плоскости сканирования и толщинной плоскости, б - объем разрешения в увеличенном масштабе.

От степени постоянства разрешающей способности в зоне изображения в наибольшей мере зависит однородность качества изображения в кадре, наблюдаемом на экране прибора. Пространственная разрешающая способность, как правило, лучше в зоне фокусировки и ухудшается на очень малых и больших глубинах, поэтому изображение воспринимается как неоднородное. Чем выше качество прибора, тем больше степень однородности изображения.

В разделе 3.3 мы говорили о том, что одним из способов повышения однородности изображения является использование динамической фокусировки наряду с динамической апертурой.

Аппаратурные артефакты - это искажения изображения, возникающие из-за технического несовершенства УЗ прибора. К аппаратурным артефактам, например, может быть отнесена мертвая зона. Другие типичные примеры аппаратурных артефактов: ложные сигналы на экране и снижение четкости изображения вследствие наличия боковых лепестков у УЗ луча и «хвоста» у эхо-сигнала. Более подробно об артефактах в УЗ приборах будет рассказано в следующем разделе.

Геометрические искажения - это отличие размеров и форм структур на изображении от реальных, что может иметь место по объективным физическим причинам или вследствие несовершенства аппаратуры.

Большинство из характеристик качества изображения может изменяться в зависимости от типа датчика, рабочей частоты, режима работы и правильности настройки прибора.

Для различных областей применения одни из характеристик более важны, чем другие. Это обстоятельство обязательно надо иметь в виду, так как по техническим и физическим причинам улучшение одних характеристик может достигаться за счет других. Например, повышение чувствительности (увеличение глубины обзора) за счет снижения рабочей

частоты датчика может сопровождаться ухудшением разрешающей способности. Точно так же повышение контрастной разрешающей способности, достигаемое за счет усреднения по кадрам, приводит к снижению реальной частоты кадров, т.е. к ухудшению временной разрешающей способности.

Поэтому в современных приборах используется выбор определенного сочетания регулировок, обеспечивающих наилучшее качество изображения для каждого конкретного случая.

Высокий уровень качества изображения - основной предмет забот разработчиков и изготовителей приборов, в сильной мере влияющий на сложность и стоимость прибора. В конце процесса производства каждого прибора характеристики прибора проверяются при испытаниях по специальным методикам с использованием измерительных стендов и тест-оборудования.

К сожалению, основные характеристики качества изображения обычно не приводятся в документации, прилагаемой к прибору, а также в рекламных проспектах.

В демонстрационных залах торговых представительств фирм-производителей и в условиях выставок медицинской техники невозможно повторять испытания характеристик качества, аналогичные заводским.

### Глава 3

Поэтому покупатель прибора лишен возможности оценить уровень качества по совокупности количественных параметров.

В материалах, сопровождающих прибор, даются некоторые технические характеристики, по которым можно косвенно определить возможности прибора. Для этого полезно знать, как связаны между собой технические характеристики и качество изображения.

Технические характеристики УЗ диагностических приборов и их связь с качеством изображения

Начинать оценку класса прибора следует с ознакомления с техническими характеристиками (specification), приведенными в рекламных материалах. В рекламных проспектах далеко не всегда приводится даже минимально необходимый набор характеристик. Тогда эти характеристики следует найти в инструкции по эксплуатации (operation manual), или получить о них информацию у представителей фирмы-изготовителя или у независимых экспертов.

На какие технические характеристики следует прежде всего обратить внимание с точки зрения влияния их на качество изображения? Перечислим их:

? число переключаемых фокусов на передачу (focal point number) и число зон динамической фокусировки на прием;

? величина динамического диапазона и возможность его регулировки (variable dynamic range);

- ? число зон регулировки усиления на различных глубинах (TGC);
- ? число градаций (уровней) серой шкалы (grades of gray);
- ? возможность коррекции изображения и обработки эхо-сигналов (препроцессинг, постпроцессинг);
- ? наличие динамической апертуры (variable aperture);
- ? возможность наблюдения на экране выбранной части изображения;
- ? число степеней увеличения изображения, в том числе возможность увеличения в выбранной малой зоне (zoom);
- ? наличие управляемого режима усреднения по кадрам;
- ? возможность режима предустановки, т.е. выбора предварительно установленных комбинаций регулировок (factory preset), а также возможность для пользователя самому программировать и вводить такие комбинации (user preset);
- ? номенклатура датчиков, в том числе наличие широкополосных и мультисигментных датчиков;
- ? число приемно-передающих каналов прибора;
- ? число элементов в датчиках;
- ? качество и размер экрана монитора прибора.

При сравнении между собой возможностей различных приборов следует отдавать предпочтение тому прибору, у которого больше число переключаемых фокусов, величина динамического диапазона, число зон регулировки усиления по глубине, число степеней увеличения изображения, размер экрана.

Число градаций серой шкалы должно быть не менее 128. Дальнейшее увеличение числа градаций слабо влияет на улучшение качества изображения.

Возможностью гамма-коррекции изображения и отдельной регулировкой параметров препроцессинга и постпроцессинга сигналов, как правило, не пользуются. В большинстве случаев достаточно использовать заводскую установку гамма-коррекции и режим выбора заранее установленных регулировок.

### Особенности работы ультразвуковых сканеров

Возможность регулировки положения зоны обзора по глубине и режим zoom реализуются почти во всех современных приборах.

Управление режимом усреднения по кадрам важно использовать в тех случаях, когда проводятся исследования не только статических, но и динамических (подвижных) структур (сердца, сосудов). При наблюдении динамических структур степень усреднения

(уровень корреляции изображений в соседних кадрах) приходится уменьшать в ущерб качеству изображения с целью повышения достоверности получаемой информации.

Число элементов в датчиках и связанное с ним число приемно-передающих каналов электронного блока прибора определяет разрешающую способность и влияет на аппаратные артефакты изображения. Чем больше число элементов и число каналов, тем выше, вообще говоря, качество изображения (см. раздел 3.2).

Число элементов в датчиках и каналов приема-передачи фирмы-производители указывают далеко не всегда. Вместе с тем, основное значение имеет не столько само число элементов датчика, сколько то, какая их часть от общего количества участвует в формировании УЗ луча: чем большее число элементов формирует УЗ луч, тем выше качество изображения. Можно предложить простой тест для определения того, какая часть элементов (или апертуры) датчика формирует УЗ луч на прием и передачу.

После включения прибора и установления на нем В-режима необходимо переключить фокусировку на передачу на самый дальний фокус. Далее следует смочить поверхность



Рис. 30. Определение части элементов (или части апертуры) датчика, формирующих УЗ луч.

датчика водой или покрыть ее тонким слоем геля. После этого надо приложить к рабочей поверхности тонкий металлический предмет (толщиной не более 1-2 мм), например спицу, булавку, разогнутую скрепку, тонкую отвертку и т.д. Ось предмета (тест-объекта) должна быть ориентирована перпендикулярно плоскости сканирования, а начальное положение тест-объекта - середина рабочей поверхности датчика (рис. 30).

В процессе сканирования в приборе элементы датчика автоматически переключаются с помощью специального коммутатора таким образом, что в формировании УЗ луча на передачу и прием участвует одновременно только часть из всех элементов: 16 из 80, 32 из 96 или из 128, 64 из 128 или из 192 и т.д., в зависимости от класса прибора и типа датчика (см. раздел 3.2).

Тест-объект контактирует только с одним элементом, и если этот элемент возбуждается на передачу и подключен на прием, то между элементом и хорошо отражающим ультразвук тест-объектом появляются многократные переотражения УЗ сигнала с очень небольшим затуханием, в результате чего на экране монитора можно наблюдать светлую акустическую строку.

### Глава 3

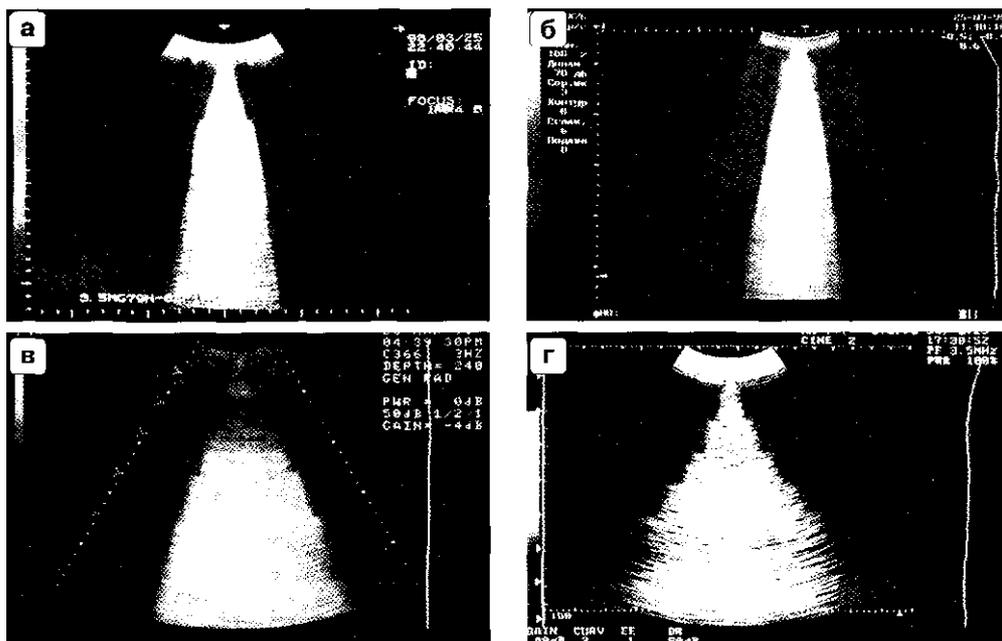


Рис. 31. Вид изображений на экране УЗ приборов при испытании с тест-объектом в соответствии с рис. 30. а - простой прибор - в формировании УЗ луча участвует 1/5 часть элементов датчика, б - прибор среднего класса - луч формируется 1/4 частью элементов датчика, в - прибор повышенного класса - в формировании луча участвует 1/3 элементов датчика, г-прибор высокого класса - луч формирует почти половина элементов датчика.

Если элемент возбуждается 16 раз (при числе каналов на передачу-прием, равном 16), а число элементов в датчике 80, то в формировании луча участвует 1/5 часть элементов датчика, и мы увидим на экране засвеченную часть изображения шириной в 1/4 от общей ширины изображения (рис. 31а). При этом на меньших глубинах относительная ширина засвеченной зоны может ступенчато или плавно изменяться, что свидетельствует об автоматическом изменении апертуры в процессе динамической фокусировки на прием.

При 32 каналах на прием-передачу и 128 элементах в датчике в формировании луча участвует 1/4 часть элементов датчика и на большой дальности засвечивается 1/3 ширины изображения (рис. 31б). При 48 и более каналах в датчике засвечивается не менее 1/2 ширины изображения (рис. 31 в, 31 г).

Чем большее число каналов имеется в приборе, тем большая часть ширины изображения засвечивается при работе с тест-объектом и тем лучше, как правило, поперечная разрешающая способность прибора.

С помощью элементарного тест-объекта можно также быстро проверить работоспособность всех каналов прибора и элементов датчика. Для этого надо медленно вести тест-объект вдоль рабочей поверхности датчика от одного края датчика к другому, сохраняя ориентировку оси тест-объекта перпендикулярной плоскости сканирования, как это показано на рис. 30. При этом засвеченная часть изображения будет перемещаться по эхограмме, отслеживая перемещение тест-объекта по поверхности датчика.

Если прибор исправен, засвеченная часть не изменяется по своему виду в процессе перемещения тест-объекта и только обрезается на краях зоны обзора. Изменение вида засвеченной области или вообще исчезновение акустических строк при некоторых положениях тест-объекта свидетельствует о неисправности каналов прибора или элементов датчика.

#### Простые методы оценки качества изображения УЗ сканера

Существуют надежные способы оценки качества изображения при покупке прибора и в процессе его эксплуатации, которые позволяют установить, соответствует ли прибор предъявляемым к нему требованиям, а также определить, исправен ли он.

В современных компьютеризованных сканерах осуществляется автоматический самоконтроль основных блоков и узлов прибора по специальной тест-программе. Контроль проводится каждый раз после включения прибора, однако он не всегда выявляет все возможные неисправности аппаратуры, например выход из строя части элементов электронного датчика или изменение настройки узлов электронного блока прибора, что в конечном счете влияет на качество изображения.

Обычным способом оценки качества изображения, который применяется врачами и специалистами по сервису приборов, является способ получения изображения при УЗ обследовании своих органов или органов демонстраторов, у которых изображение отличается хорошей четкостью и прорисовкой границ структур. Чаще всего для этих целей используются худощавые субъекты с тонким жировым слоем. На выставках и презентациях обычной является практика демонстрации работы прибора с помощью одного и того же «контрольного объекта», который обследуется иногда в течение нескольких часов подряд. Недостатки такого метода очевидны.

? Качество изображения оценивается субъективно - хорошее качество изображения, показанное на демонстраторе с «акустогеничными» органами, неполно характеризует возможности прибора. Например, при обследовании тучных пациентов различные приборы могут сильно отличаться по качеству изображения, несмотря на то, что при работе по демонстратору качество изображения у них было одинаково хорошим.

? Невозможно количественно оценить качество изображения, чтобы корректно сравнивать между собой различные приборы.

? Большая продолжительность воздействия УЗ излучения на одного человека и, особенно, длительное облучение одного и того же органа могут привести к вредным последствиям.

Такой режим работы противоречит рекомендациям по безопасности для пациента при работе УЗ приборов, в соответствии с которыми время экспозиции и уровень мощности излучения необходимо, по возможности, минимизировать.

Поэтому такой метод оценки качества можно применять, только соблюдая осторожность и сокращая время наблюдения.

### Оценка качества изображения с помощью фантомов

Для оперативной и корректной оценки качества изображения при покупке прибора и в процессе эксплуатации в медицинском учреждении лучше всего использовать УЗ ткане-эквивалентный фантом [3, 4].

## Глава 3

УЗ фантом - это устройство, имитирующее условия прохождения ультразвуковых сигналов в биологических тканях.

Существует достаточно большое количество фантомов различного типа для проверки как отдельных характеристик (специальные фантомы), так и совокупности параметров изображения УЗ прибора (универсальные фантомы). Основные производители фантомов - фирмы ATS Laboratories Inc. и Radiation Measurements Inc. (RMI).

Наиболее часто используются универсальные фантомы. На рис. 32 показан схематический вид универсального фантома фирмы ATS Laboratories Inc. для оценки качества работы УЗ прибора с датчиками линейного и конвексного сканирования. На рис. 33 показан схематический вид фантома той же фирмы для проверки характеристик прибора с датчиками секторного сканирования.

Первый фантом (рис. 32) позволяет оценивать следующие характеристики: размеры зоны изображения; чувствительность; разрешающую способность; глубину мертвой зоны; степень постоянства разрешающей способности; контрастную разрешающую способность и динамический диапазон. Кроме того, с помощью фантома можно оценить положение и размер фокальных зон, форму УЗ луча, а также линейные искажения в изображении, правильность калибровки прибора для определения геометрических размеров биологических структур.

Второй фантом (рис. 33) позволяет оценить все перечисленные выше характеристики за исключением контрастной разрешающей способности.

Каждый из фантомов представляет собой небольшой контейнер прямоугольной формы, содержащий группы отражателей, помещенных в среду, имитирующую акустические характеристики паренхимы человеческой печени. Затухание ультразвука в этой среде примерно равно затуханию в мягких биологических структурах. Можно использовать фантом с одним из двух значений коэффициента затухания - 0,7 или 0,5 дБ/(см МГц). Чаще применяется фантом с затуханием 0,7 дБ/(см МГц). Скорость ультразвука в среде фантома выбрана равной 1540 м/с (при +23°C), что близко к значению средней скорости распространения ультразвука в мягких тканях.

Поверхность фантома, контактирующая с рабочей поверхностью датчика, сделана из мягкого гладкого материала с акустическими характеристиками, подобными характеристикам кожи. При испытаниях на поверхность фантома наносится слой геля точно так же, как на кожу при осмотре пациентов.

Датчик в процессе работы с фантомом должен располагаться на контактной поверхности фантома таким образом, чтобы плоскость его сканирования была параллельна большой боковой плоскости контейнера фантома. Отражатели в фантоме имитируют различные объекты наблюдения. Чаще всего используются так называемые точечные отражатели, которые представляют собой нейлоновые струны малого диаметра (не более 0,4 мм), протянутые в фантоме таким образом, чтобы они были перпендикулярны плоскости сканирования.

Точечные отражатели, закрепленные на известных расстояниях друг относительно друга, позволяют получить количественные характеристики изображения. Рассмотрим эти процедуры подробно.

Геометрические размеры изображения можно оценить с помощью рядов отражателей, расположенных вертикально и горизонтально (рис. 32).

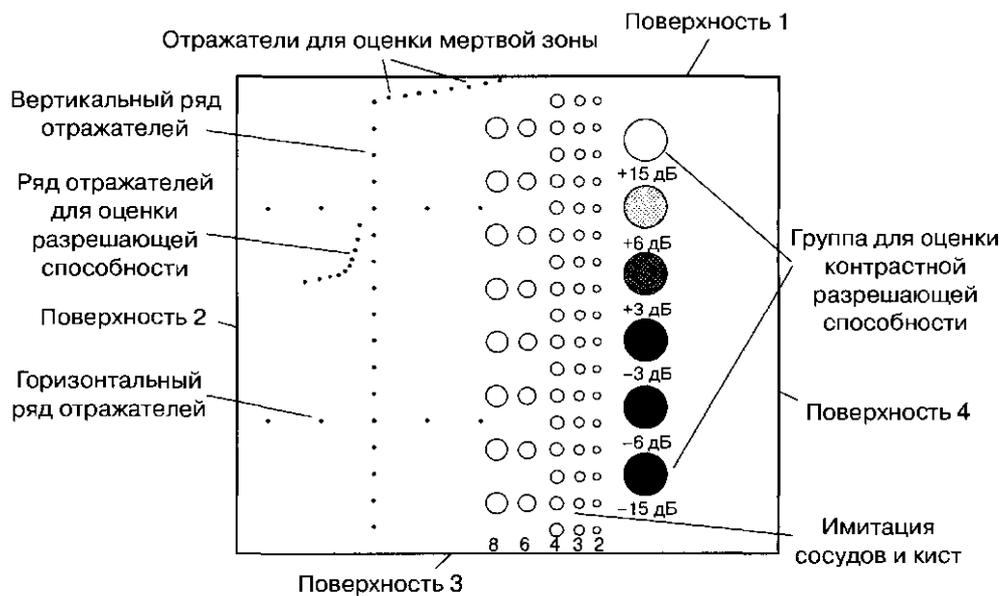


Рис. 32. Универсальный УЗ фантом: модель 539 ATS Labs.

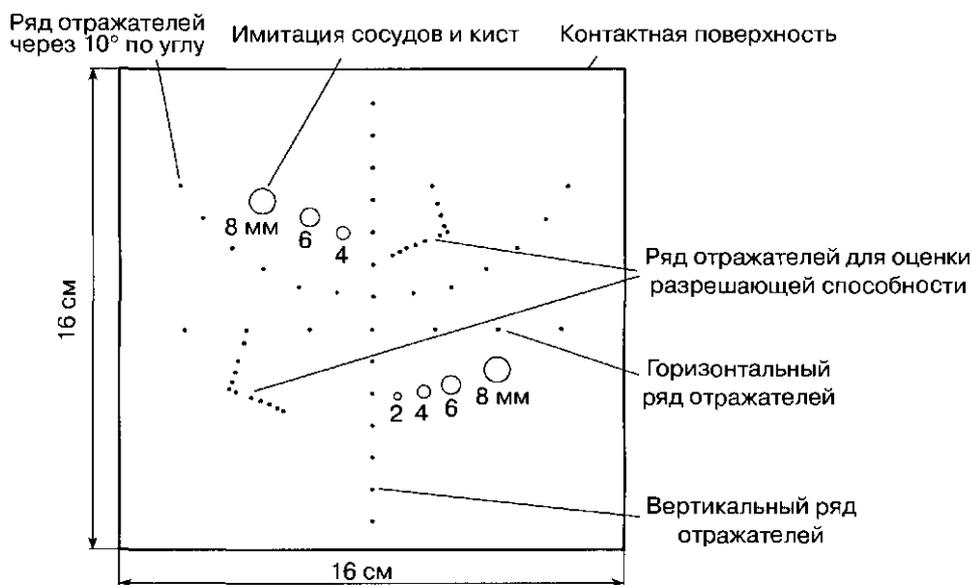


Рис. 33. Универсальный УЗ фантом для приборов с датчиками секторного сканирования: модель 515ATS Labs.

### Глава 3

Напоминаем, что ширина прямоугольной зоны изображения в датчиках линейного сканирования всегда меньше по крайней мере на 20-30%, чем протяженность рабочей поверхности датчика. То же относится и к ширине зоны изображения возле поверхности конвексного датчика - она всегда меньше на те же 20-30% размера рабочей поверхности датчика. С помощью фантома для секторных датчиков (рис. 33) можно определить угловой размер сектора сканирования по ряду отражателей, расположенных по окружности с угловым интервалом  $10^\circ$ .

Чувствительность прибора при работе с каждым из датчиков оценивается по глубине проникновения УЗ сигналов внутрь фантома. В приборе устанавливается максимальная по глубине фокусировка на передачу и определяется наибольшая глубина, на которой еще видны характерные отражения от паренхимоподобной структуры фантома на фоне случайных мерцающих шумов приемника (рис. 34). Глубина проникновения определяется с помощью вертикального ряда точечных отражателей, расстояние между которыми составляет 1 см.

Следует иметь в виду, что чувствительность зависит от многих факторов, в том числе от рабочей частоты датчика, глубины фокусировки на передачу, установленной мощности в режиме передачи, уровня усреднения по кадрам и т.д. Это нужно учитывать и в процессе исследования пациентов, когда требуется достичь максимальной чувствительности.

Изображения фантома на рис. 34 получены на разных приборах примерно при одинаковых условиях и позволяют видеть, что максимальную глубину проникновения и, следовательно, максимальную чувствительность имеет прибор высокого класса (рис. 34в).

На рис. 35 можно видеть, как изменяется чувствительность прибора в зависимости от глубины фокусировки на передачу - для достижения наивысшей чувствительности на

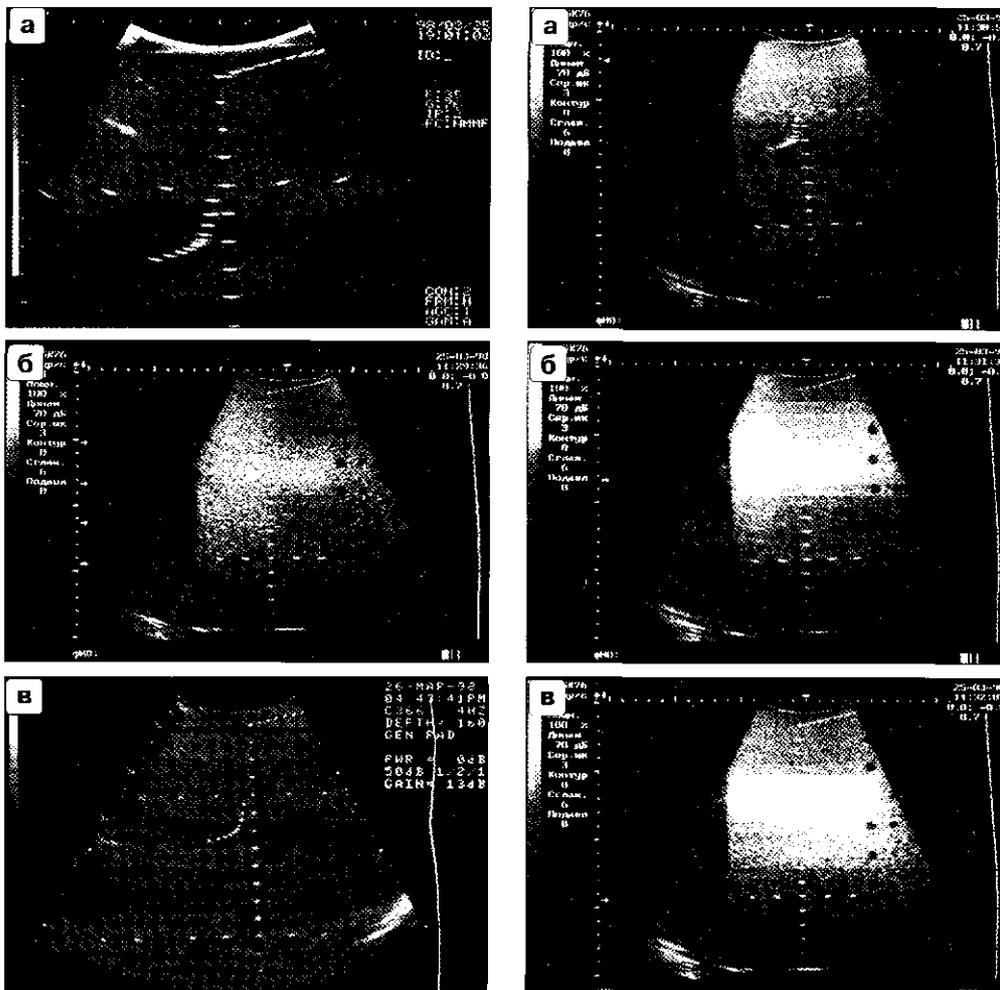
больших глубинах следует фокус на передачу также устанавливать на максимальную глубину.

На рис. 376 дано изображение фантома, показанного на рис. 32, полученное с помощью линейного датчика 7,5 МГц. Сравнивая его с изображением того же фантома на рис. 34, видим, что чувствительность датчика с частотой 7,5 МГц существенно ниже, так как глубина наблюдаемых структур заметно снижается.

Разрешающая способность оценивается с помощью фантома по результатам наблюдения специально для этого предназначенной группы точечных отражателей, расположенных компактно (рис. 32, 33).

Для оценки продольной разрешающей способности используется то обстоятельство, что соседние отражатели в группе по вертикали отстоят друг от друга на известных расстояниях: 5, 4, 3, 2, 1 мм.

Если все отражатели на экране наблюдаются отдельно, не сливаясь, то продольная разрешающая способность прибора - не хуже 1 мм (рис. 34). Если же два отражателя, наиболее близко расположенные друг к другу, сливаются на изображении в одно пятно, то разрешающая способность хуже чем 1 мм, но лучше чем 2 мм. Если три отражателя сливаются, то разрешающая способность - от 3 до 4 мм и т.д. На рис. 34 видно, что все приборы имеют продольную разрешающую способность лучше 1 мм. Следует иметь в виду, что продольная разрешающая способность может несколько ухудшиться с глубиной, а также с удалением от точки фокусировки на передачу.



Поэтому испытания полезно повторить для различных глубин контрольной группы отражателей. Для этого, поворачивая фантом на рис. 32 последовательно на  $90^\circ$ , надо прикладывать датчик к контактным поверхностям фантома 2, 3 и 4, после чего опять вернуться к поверхности 1. Если используется фантом с одной контактной поверхностью, например фантом для датчиков секторного сканирования (рис. 33), то в нем, как правило, имеется две или более группы отражателей для проверки разрешающей способности, расположенные на различных глубинах.

### Глава 3

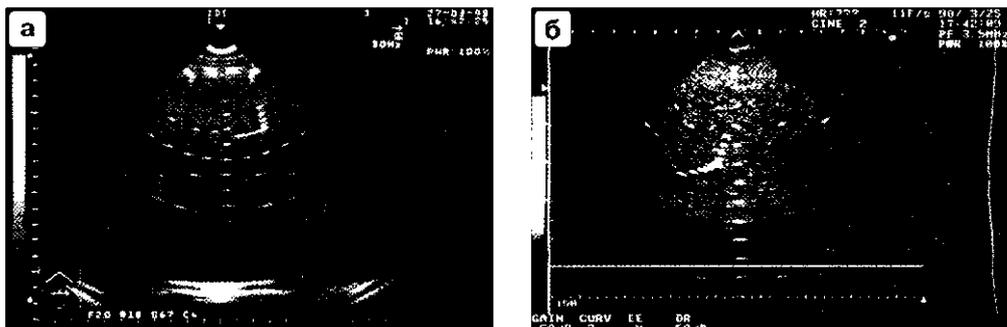


Рис. 36. Изображения фантома (рис. 33), полученные с помощью датчиков секторного сканирования, а - прибор среднего класса с механическим секторным датчиком 2 МГц, б - прибор повышенного класса с фазированным электронным датчиком 3,5 МГц.

На рис. 36 приведены результаты исследований датчиков с секторным сканированием. Из рис. 36а следует, что продольная разрешающая способность датчика с механическим сканированием и частотой 2 МГц лучше чем 2 мм, но хуже 1 мм. Фазированный электронный датчик с частотой 3,5 МГц имеет продольную разрешающую способность около 1 мм

(рис. 36б), так как два точечных отражателя с интервалом 1 мм по вертикали на изображении почти сливаются.

Оценка поперечной разрешающей способности осуществляется также, как и продольной, но по той части отражателей в группе, которые в основном ориентированы горизонтально. Расстояния между ними по горизонтали также известны точно, например в фантомах 539 и 515 они тоже равны 5, 4, 3, 2, 1 мм. Поэтому если, например, отдельно наблюдаются два из них, а три других сливаются, то разрешающая способность не хуже 4 мм и несколько лучше 3 мм.

Для корректной оценки поперечной разрешающей способности необходимо датчик ориентировать так, чтобы его ось проходила через группу контрольных отражателей по возможности перпендикулярно линии их расположения. В противном случае можно получить хороший результат за счет того, что недостаточная поперечная разрешающая способность компенсируется, как правило, более высокой продольной разрешающей способностью.

В большинстве известных нам фантомов выполнить условие корректной численной оценки поперечной разрешающей способности невозможно из-за того, что близко расположенные точечные отражатели фантома располагаются не горизонтально, а всегда под некоторым углом к поверхности фантома.

Поперечная разрешающая способность может более заметно, чем продольная, изменяться с глубиной, ухудшаясь с увеличением глубины. Поэтому оценку поперечной разрешающей способности необходимо проводить на различных глубинах.

Приближенную оценку поперечной разрешающей способности во всем диапазоне глубин можно получить с помощью вертикального ряда точечных отражателей. Изображение каждого из отражателей имеет размер по вертикали, характеризующий продольную разрешающую способность, а размер по горизонтали определяется поперечной разрешающей способностью. Если расположить ось датчика вдоль вертикальной линии отражателей (это удобно делать с помощью маркерной линии, отображаемой на экране прибора), то размеры отражателей по горизонтали будут приблизительно совпадать с шириной УЗ луча на соответствующей глубине (рис. 34). Таким образом, по картине на экране можно оценить форму УЗ луча в плоскости сканирования. Переключая по глубине фокусировку на передачу, можно выяснить, как это влияет на форму луча и на разрешающую способность, а также определить положение фокальных зон.

Все изображения фантома на рис. 34 получены при включении одновременно всех фокусов на передачу в каждом из приборов. При этом приборы обеспечивают наивысшее качество изображения во всем диапазоне глубин.

Сравнение ширины изображений точечных отражателей, полученных по фантому на приборах различного класса (рис. 34), показывает преимущество приборов высокого класса (рис. 34в) перед другими приборами.

Изменение поперечной разрешающей способности в зависимости от положения фокуса на передачу иллюстрируется на примере прибора среднего класса. На рис. 35 видно, что наилучшее качество изображения обеспечивается в зоне фокусировки, и ширина изображения отражателей увеличивается за пределами зоны фокуса вслед за расширением УЗ луча. Наиболее равномерное качество во всем диапазоне глубин имеет изображение

при одновременном включении всех фокусов (рис. 34б), что достигается, однако, ценой снижения частоты кадров в 4 раза по сравнению со случаем одного фокуса.

По результатам испытаний разрешающей способности на различных приборах можно видеть, что степень ее равномерности наиболее велика в приборах высокого класса.

На основании изображений фантома, полученных на приборах с секторными датчиками (рис. 36), можно сделать вывод о том, что они уступают по качеству изображения конвексным датчикам (рис. 35 и 36). При этом качество заметно снижается с глубиной и на краях сектора (слева и справа).

Существенно более высокую поперечную разрешающую способность, чем датчики с частотой 3,5 МГц, обеспечивают датчики с частотой 7,5 МГц (рис. 37), правда, ценой заметного уменьшения глубины проникновения. Заметна разница в поперечной разрешающей способности у прибора высокого класса (рис. 37в) и простого прибора (рис. 37а).

С помощью группы точечных отражателей, специально предназначенных для проверки разрешающей способности, можно оценить и разрешающую способность по толщине. Для этого следует поставить датчик, как и прежде, над указанной группой и повернуть его вокруг вертикальной оси на 90°, так чтобы плоскость сканирования была перпендикулярна большой плоской боковой стенке фантома. На экране прибора будут наблюдаться яркие длинные линии, соответствующие нейлоновым струнам фантома. Зная расстояние между струнами по горизонтали, можно по количеству наблюдаемых линий приблизительно определить ширину УЗ луча в толщинной плоскости и соответствующую разрешающую способность.

Укажем еще на один способ оценки совокупной (пространственной) разрешающей способности - по зернистости изображения структуры фантома. Если сравнить между собой величину зерна в приборах различного класса (рис. 34), то можно сделать вывод о том, что самая мелкозернистая структура - на изображениях, полученных на приборах высокого класса. С увеличением частоты датчика размер зерна уменьшается (сравним рис. 37 и рис. 34 с учетом различия масштабов).

### Глава 3

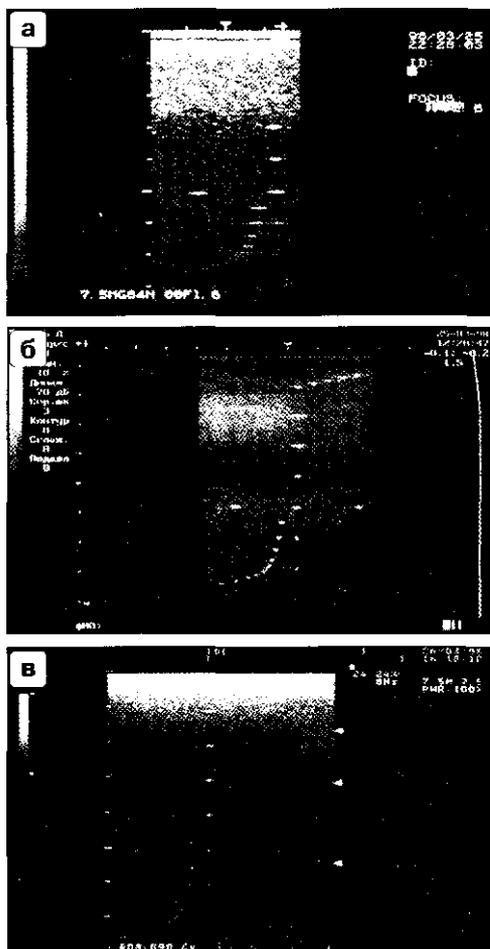


Рис. 37. Изображения фантома, полученные на приборах различного класса с линейным датчиком 7,5 МГц. а - простой прибор, б - прибор среднего класса, в - прибор высокого класса.

Следует отличать зернистость изображения, обусловленную структурой наблюдаемого фантома (или мягких паренхиматозных тканей), и зернистость, вызванную так называемым спекл-шумом, который создает видимость зернистого изображения даже в случае наблюдения тканей, не имеющих характерной мелкой структуры. Спекл-шум почти всегда имеет место из-за физических особенностей наблюдения в УЗ системах (вследствие интерференции при использовании так называемых когерентных сигналов). На изображении спекл-шум довольно легко идентифицируется, так как имеет характерный «переливающийся» вид при легком покачивании или движении датчика, установленного на теле пациента или фантоме.

Глубина мертвой зоны или практически равная ей глубина множественных начальных переотражений определяется с помощью группы точечных отражателей в верхней части фантома. Отражатели расположены в ряд наискось с фиксированными расстояниями по глубине друг относительно друга. Глубина измеряется по первому же отражателю, который виден на фоне «хвоста» излучаемого импульса и переотражений, возникающих от него в датчике (рис. 34-37).

Видно, что у приборов высокого класса мертвая зона мала. У простых приборов она может быть заметной (рис. 34а). Сравнительно велика мертвая зона в секторных датчиках механического сканирования (рис. 37а), что является органическим недостатком датчиков этого типа.

Имитация водонаполненных кист и кровеносных сосудов в фантоме дает возможность оценить способность прибора обнаруживать и определять форму и размер кист и сосудов различного диаметра. В фантоме для этого имеется группа круглых трубок с водоподобным неэхогенным заполнением, располагаемых на разных глубинах (см. рис. 32 и 33). Возможности прибора правильно и четко отображать границы этих круглых объектов в наибольшей мере зависят от чувствительности и разрешающей способности прибора (рис. 38 и 39).

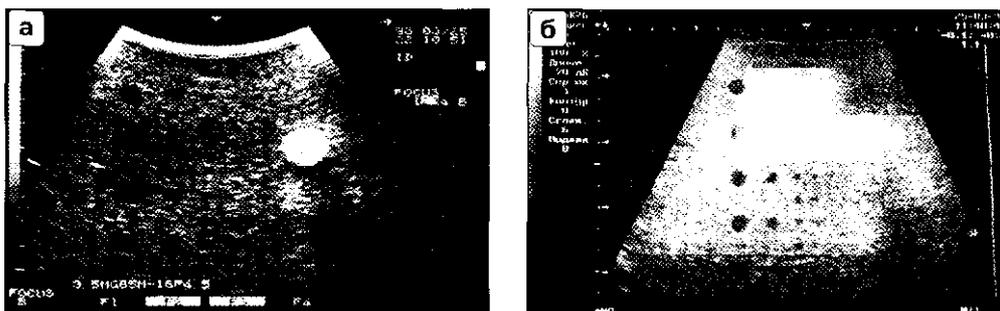


Рис. 38. Изображение фантома с имитацией кист или сосудов различного диаметра (8, 6, 4, 3, 2 мм). а - простой прибор с датчиком 3,5 МГц. б - прибор среднего класса с датчиком 3,5 МГц.

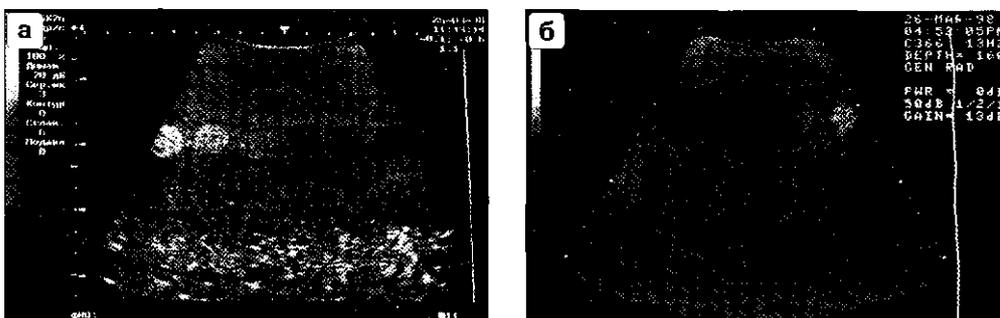


Рис. 39. Оценка контрастной разрешающей способности с помощью фантома (конвексный датчик 3,5 МГц), а - прибор среднего класса, б - прибор высокого класса.

Эти же объекты позволяют оценить толщинную разрешающую способность при установке датчика таким образом, чтобы его плоскость сканирования была направлена

вдоль трубки. Если толщина луча меньше диаметра трубки, то внутри изображения трубки не будут наблюдаться эхо-сигналы, т.е. изображение трубки будет эхонегативным. Если же толщина луча превышает диаметр трубки, то в пределах границ луча будут видны отражения от окружающей трубку структуры, т.е. изображение трубки станет эхопозитивным (рис. 40).

С помощью рис. 40 можно определить, что ширина УЗ луча контролируемого прибора в толщинной плоскости изменяется по глубине следующим образом: на глубинах 0-3 см (в ближней зоне) - ширина более 8 мм; на глубинах 5-7 см (зона фокуса) - ширина ~3 мм; на глубинах 10-12 см - ширина 4-6 мм. Такая ширина луча и, следовательно, разрешающая способность обеспечивается цилиндрической линзой на рабочей поверхности датчика.

Контрастная разрешающая способность и динамический диапазон могут быть оценены с помощью группы трубок постоянного диаметра, заполненных материалом с различной эхогенностью (отражательной способностью).

### Глава 3

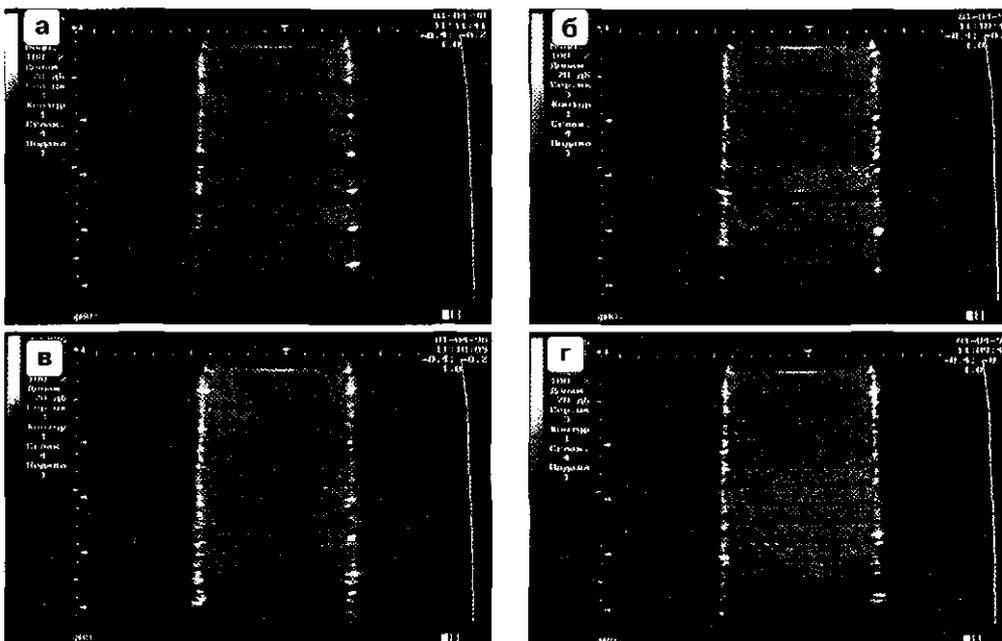


Рис. 40. Оценка разрешающей способности по толщине для конвексного датчика 3,5 МГц (прибор среднего класса), а - сосуды диаметром 8 мм; хорошо видны все сосуды, за исключением одного на глубине 2 см, изображение которого зашумлено, - значит, ширина луча здесь больше 8 мм. б - сосуды диаметром 6 мм; хорошо видны сосуды на глубинах 4, 6 и 8 см- здесь ширина луча меньше 6 мм. в - сосуды диаметром 4 мм - луч уже 4 мм на глубинах 5, 6 и 7 см. г - сосуды диаметром 3 мм - луч почти равен 3 мм на глубине 5-7 см.

Обычно подбираются материалы, эхогенность которых ниже или выше на определенную величину, чем эхогенность паренхимоподобной среды, заполняющей фантом (рис. 32).

Контрастная разрешающая способность зависит от того, насколько четко обнаруживается область с эхогенностью, отличающейся от окружающей среды на небольшую величину, например на  $\pm 3$  дБ. На рис. 39 эти области можно наблюдать в середине изображения (два круга из пяти в верхнем ряду).

Возможность передавать различия в яркости структур с широким диапазоном изменения эхогенности свидетельствует о достаточном динамическом диапазоне.

Результаты оценки контрастной разрешающей способности и динамического диапазона зависят от правильности регулировки многих параметров прибора, в том числе общего усиления, усиления в различных интервалах по глубине, установки режимов препроцессинга и постпроцессинга.

Правильность настройки и калибровки прибора для оценки геометрических форм и размеров структур и органов проверяется по точности отображения вертикального и горизонтального рядов точечных отражателей (рис. 32, 33), а также по способности прибора без искажений отображать форму круглых сосудов разного диаметра (рис. 38, 39).

Любые отклонения в изображении фантома от правильных линейных или круглых форм свидетельствуют о неисправности прибора. Используя режим измерения в приборе, можно определить расстояния между точечными отражателями по горизонтали и по вертикали. Сравнивая полученные результаты с известными значениями этих расстояний в фантоме, можно проверить калибровку прибора. Измерения должны проводиться при температуре, указанной в инструкции по использованию фантома, например при  $+23^{\circ}\text{C}$ .

В заключение еще раз отметим, что в настоящее время выпускаются не только универсальные фантомы, но и специальные фантомы, которые позволяют проверять характеристики УЗ приборов в различных режимах работы, в том числе в доплеровском режиме, и с различными датчиками, например ректальными и вагинальными.

### 3.6. Артефакты акустического изображения

Артефактами акустического изображения называются наблюдаемые на экране прибора ложные объекты, аномалии и искажения, получаемые при УЗ исследовании. Артефакты можно разделить на две основные группы: аппаратные артефакты, возникающие вследствие технических причин, в том числе из-за несовершенства прибора, и артефакты, связанные с физическими процессами прохождения ультразвука в биологических тканях.

Артефакты, порождаемые физическими причинами, не обязательно вредны, иногда они несут дополнительную полезную информацию.

Аппаратурные артефакты Помехи и наводки. Помехи обычно вызываются электрическими приборами и оборудованием, работающими в непосредственной близости от УЗ прибора. Они имеют вид периодических или случайных быстро меняющихся светлых полос и ярких точек на экране прибора, мешающих воспринимать акустическое изображение. Иногда помехи возникают в самом приборе, что свидетельствует о его неисправности.

Основные меры по защите от помех предусматриваются при разработке УЗ приборов. Специальные меры должны приниматься и при эксплуатации приборов. Прежде всего, должно быть сделано хорошее заземление корпуса прибора и, кроме того, исключена установка рядом с ним источников электромагнитных излучений. При невозможности защитить УЗ прибор от источников помех простыми способами, может потребоваться такая дорогостоящая мера, как специальное экранирование помещения, в котором находится прибор.

Мертвая зона. О мертвой зоне уже говорилось в предыдущем разделе. Напоминаем, что причиной мертвой зоны являются особенности конструкции датчика и наличие переотражений УЗ сигнала в отдельных его элементах, например в просветляющих слоях (в датчиках электронного сканирования) или в жидкости, заполняющей корпус (в датчиках механического сканирования). Мертвая зона в большей или меньшей степени имеет место при работе практически с любыми датчиками, хотя для датчиков электронного сканирования она существенно меньше. Артефакт, похожий на мертвую зону, может быть вызван сильными переотражениями от слоистых структур тела, расположенных в непосредственной близости от поверхности датчика. Подробно этот артефакт рассмотрен ниже (см. «Реверберация»).

### Глава 3

Боковые лепестки. Акустическое изображение строится на основе эхо-сигналов, принимаемых УЗ лучом в каждом из его положений, меняющихся в процессе сканирования. Алгоритм построения изображения предполагает отсутствие эхо-сигналов в любых других направлениях, кроме области, занятой лучом в каждом его новом положении (см. раздел 2.2).

В действительности эхо-сигналы могут приниматься не только в узкой области УЗ луча, называемой основным лепестком, но и в других направлениях, которые принято называть боковыми лепестками. В силу относительно низкого энергетического уровня боковых лепестков по сравнению с основным приняты ими эхо-сигналы, отраженные структурами, находящимися вне основного лепестка, как правило, малы и в целом не сказываются на изображении. Однако, если в направлении бокового лепестка находится хорошо отражающая поверхность, эхо-сигналы от нее могут быть большой амплитуды и восприниматься как полезные сигналы [5]. Наибольший относительный уровень имеют боковые лепестки, ближние к основному, поэтому ложные изображения находятся обычно вблизи от истинного изображения отражающих структур и на той же глубине (рис. 41).

На рис. 41а дана схема образования артефакта ложной перегородки [6], возникающего, например, при наблюдении через наполненный мочевой пузырь, задняя стенка которого имеет изменяющуюся глубину. На рис. 41б дана иллюстрация этого артефакта.

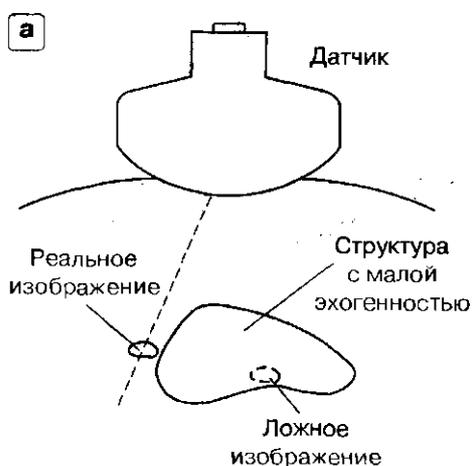
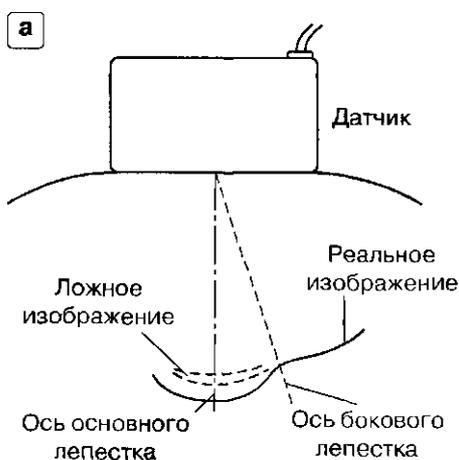
На рис. 42а показан случай появления ложного изображения хорошо отражающего объекта (например, газового пузырька в кишечнике) на фоне рядом расположенной малоэхогенной структуры (например, желчного пузыря) [7]. Рисунок 42б иллюстрирует указанный артефакт.

Основной способ выявления и устранения артефактов боковых лепестков - смещение положения датчика или некоторое изменение ракурса наблюдения. При этом ложные изображения как бы сдвигаются или ослабляются относительно более стабильного реального изображения.

В приборах высокого класса артефакты боковых лепестков, как правило, не наблюдаются, поскольку в таких приборах применяется так называемая аподизация, снижающая уровень боковых лепестков.

Артефакт, аналогичный артефакту боковых лепестков, возникает вследствие того, что в процессе сканирования излучают и принимают ультразвуковые сигналы не только элементы электронного датчика, которые в данное время формируют ультразвуковой луч, но и другие элементы датчика. В случае сильных отражателей на фоне среды с малой эхогенностью это может приводить к появлению на изображении боковых «усов» возле яркой истинной отметки от отражателя. На рис. 43 даны изображения различных объектов, порождающих боковые «усы». Борьба с этим артефактом возможна с помощью снижения усиления или изменения ориентации датчика, однако в ряде случаев избавиться от этого артефакта трудно.

Артефакты, связанные с шириной ультразвукового луча. Поперечный (латеральный) размер элемента изображения определяется шириной основного лепестка ультразвукового луча. Чем тоньше основной луч, тем меньше элемент изображения и, стало быть, лучше качество изображения. Наименьшая ширина луча - в зоне фокусировки. За пределами этой зоны луч становится шире, особенно на больших глубинах.





Это хорошо видно при проверке качества работы прибора на тканезквивалентном фантоме. В области за пределами зоны фокусировки труднее оценить истинные размеры отражающих структур, особенно ширину стенок, так как помимо увеличения их ширины по сравнению с реальной иногда возникает ошибочное представление о наличии в исследуемом образовании дополнительных пристеночных включений [7]. Сказанное относится не

только к ширине луча в плоскости сканирования, но и к его толщине, т.е. к размеру в плоскости, перпендикулярной плоскости сканирования.Arteфакты, связанные с шириной и толщиной луча, могут усиливаться за счет влияния боковых лепестков.

С помощью правильного выбора положения фокуса на передачу можно уменьшить влияние артефакта (рис. 44).

Arteфакты, связанные с шириной луча и недостаточно хорошей фокусировкой, в основном могут иметь место в простых и недорогих приборах.

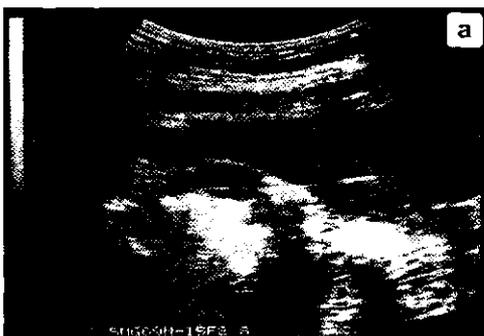


Рис. 43. Появление боковых «усов» при наблюдении хорошо отражающих объектов на фоне малоотражающих структур, а - «усы» на фоне изображения желчного пузыря, б - «усы» по задней границе почки.



Рис. 44. Изображение кисты небольших размеров, а - в зоне фокусировки, б - вне зоны фокусировки.

Решетка на изображении. Решетка на изображении может возникать при недостаточно хорошей работе системы формирования луча (чаще в простых приборах) и имеет вид час-той сетки, располагаемой вдоль осей УЗ лучей. Решетка остается неподвижной на изображении в процессе перемещения датчика по телу и изменения вида изображения (рис. 45).

При конвексном и секторном сканировании на краях изображения слева и справа, особенно на средних и больших глубинах, в некоторых при

Рис. 45. Решетка на изображении нейлоновых линий в тканеэквивалентном фантоме, приводящая к штрихпунктирному изображению нитей.

борах можно наблюдать изрезанность отдельных ярких элементов изображения. Это происходит вследствие работы сканконвертера и системы интерполяции. При изменении положения датчика таким образом, чтобы указанные элементы наблюдались ближе к центральной оси сектора изображения, изрезанность элементов пропадает.

Артефакты, вызванные физическими причинами Искажение формы. Артефакты искажения формы возникают из-за того, что скорость звука в различных тканях может изменяться в определенных пределах, в то время как при формировании акустического изображения в приборе она принимается фиксированной (обычно - 1540 м/с). В мягких тканях отклонение реальной скорости от принятой может достигать 10%, поэтому на такую же относительную величину наблюдаемые на экране размеры могут отличаться от истинных.

Структуры с малой плотностью, например содержащие жидкость (скорость звука в них меньше принятой), имеют на экране размеры больше реальных, а структуры с большей плотностью (скорость звука больше принятой) имеют на экране размеры меньше реальных.

Устранить влияние артефакта искажения формы практически невозможно, так как нет способа определения и учета истинной скорости распространения ультразвука в тканях в процессе практических наблюдений.

При наблюдении через жидкостную структуру (например, кисту) может появляться артефакт искажения формы структур, расположенных на большей глубине [7] (рис. 46).

Образование теней (shadowing). Эти артефакты появляются в случае сильных отражений на границе сред со значительно отличающимися акустическими свойствами, например на границах мягкие ткани-воздух, мягкие ткани-камни (в почках, печени) и т.д.

Вследствие того, что большая часть энергии УЗ импульса, излучаемого датчиком, на таких границах отражается, только меньшая часть энергии может пройти далее вглубь, и поэтому очень мал уровень эхо-сигналов, порождаемых неоднородностями тканей, находящихся дальше указанных границ. На экране прибора при этом наблюдаются тени.

Наиболее распространенный пример артефактов, связанных с образованием теней, - темные полосы, наблюдаемые за конкрементами в желчном пузыре и почках.



Рис. 46. Артефакт изменения формы при наблюдении объекта, расположенного за жидкостным образованием.

Эти полосы могут служить дополнительным диагностическим признаком наличия камней в мягких тканях. Следует иметь в виду, что тень за конкрементом наблюдается только в случае, если его ширина больше ширины УЗ луча на глубине нахождения конкремента. Если ширина конкремента меньше (например, не более 2-3 мм), то тени практически не видно. На рис. 47 даны экспериментальные эхограммы конкрементов различного размера, иллюстрирующие сказанное.

В случае границы мягкие ткани-воздух, например при наблюдении легких или кишечника с газовыми образованиями, тень за этой границей настолько сильна, что в ее области невозможно получать информацию. За пределами границы мягкие ткани-кость наблюдение тоже затруднено, но в ряде случаев возможно.

Области акустического псевдоусиления (flaring, или acoustic enhancement). Этот артефакт в некотором смысле противоположен описанному выше. Он имеет место в тех случаях, когда наблюдение происходит через содержащую жидкость структуры с очень малым затуханием ультразвука.

### Глава 3

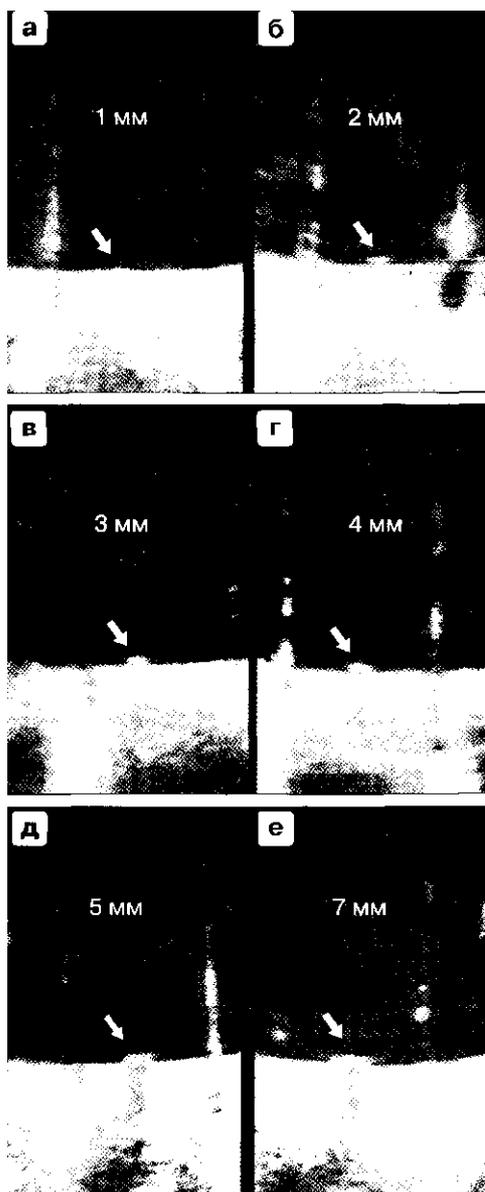


Рис. 47. Экспериментальные эхограммы конкрементов (указаны стрелкой), а, б - при размерах 1-2 мм тень не видна, в-е - при размерах 3-7 мм видна тень.

Области, расположенные непосредственно за содержащими жидкость зонами, видны на экране прибора более ярко, так как уровень соответствующих им эхо-сигналов выше уровня эхо-сигналов от соседних областей, расположенных на тех же глубинах. Импульсы, излучаемые датчиком, приходят в соседние области более ослабленными

вследствие большого поглощения и рассеяния, поэтому и порождаемые ими эхо-сигналы относительно ниже.

Акустическое псевдоусиление иногда используется как диагностический признак при наблюдении жидкостно-держащих кист (рис. 48).

В гинекологии и акушерстве широко используется метод УЗ исследования через наполненный мочевой пузырь. При этом возникающий эффект акустического псевдоусиления следует учитывать при наблюдении структур, расположенных глубже мочевого пузыря. В подобных ситуациях необходимо использовать регулировку усиления по глубине, с помощью которой вводят дополнительное ослабление эхо-сигналов в зоне псевдоусиления. В этом случае структуры, наблюдаемые в зоне псевдоусиления, будут отображаться с необходимым уровнем яркости.

Реверберация (reverberation). Реверберация (многократные переотражения) возникает в случае, когда наблюдаются сильно отражающие границы сред, расположенные перпендикулярно оси УЗ луча (т.е. параллельно рабочей поверхности датчика). Эхо-сигналы, отраженные границей, достигая поверхности датчика, частично отражаются от нее и, направляясь обратно, вторично отражаются от границы. В результате на экране можно наблюдать еще одно, несколько ослабленное по сравнению с первым, изображение границы, причем на глубине, вдвое большей глубины расположения истинного отражения (рис. 49а).

Другой пример реверберации - явления переотражения, возникающие при наблюдении объектов с высокой эхогенностью (рис. 49б). В этом случае иногда можно видеть второе, ложное (ослабленное) изображение объекта на расстоянии, равном удвоенному расстоянию объекта от датчика.

В ряде случаев, когда сильно отражающий объект находится близко к датчику, возможно получение и последующих (третьего, четвертого и т.д.) ложных изображений.

Одним из способов устранения реверберации от плоских границ является наклон датчика, изменяющий угол между осью УЗ луча и границей, чтобы он отличался от  $90^\circ$ . Если в линейном датчике электронного сканирования есть возможность изменять направление параллельных лучей (steering), то можно избавиться от реверберации, не изменяя положение датчика.

В тех случаях, когда устранить ложные изображения с помощью изменения положения датчика невозможно, можно определить, где находятся ложные изображения, сравнивая между собой картины, получаемые при различных положениях датчика. Изображения реальных структур при этом сохраняют взаимную ориентацию и форму, ложные же изображения перемещаются относительно истинной картины.

Зеркальное изображение (mirror image). Этот артефакт имеет происхождение, обусловленное теми же физическими причинами, что и реверберация. Если имеется граница тканей, существенно отличающихся между собой по акустическим характеристикам, то она порождает значительный эхо-сигнал, особенно сильный, когда граница практически плоская и ориентирована перпендикулярно оси УЗ луча (рис. 50а).



Рис. 48. Зона псевдоусиления позади кисты яичника (указана стрелками).

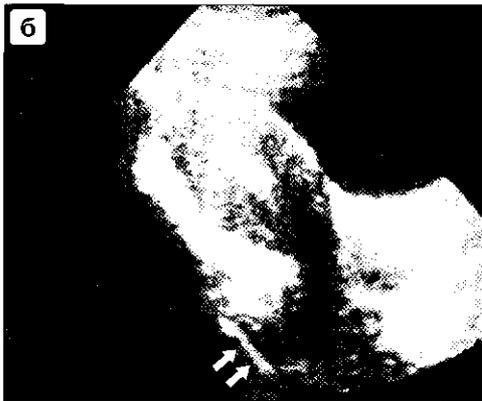
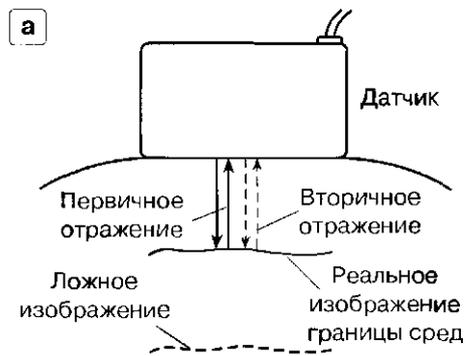


Рис. 49. Примеры реверберации, а - при наблюдении плоской границы сред, б -при наблюдении объекта с высокой эхогенностью - внутриматочной спирали в полости матки (стрелками указано второе (ложное) изображение спирали).

Глава 3

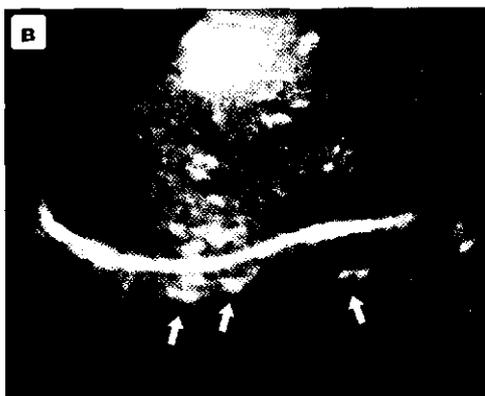
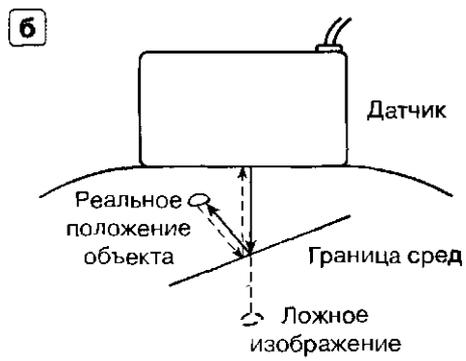
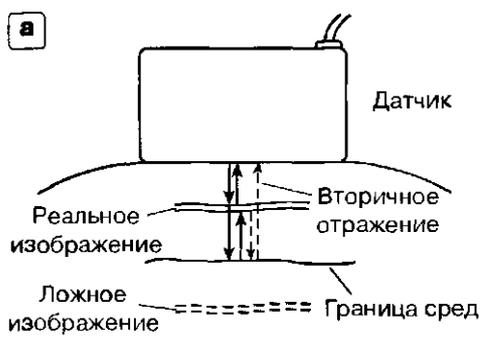


Рис. 50. Зеркальное изображение, а - при расположении границы сред параллельно поверхности датчика, б - при наклонном расположении границы сред, в - зеркальное изображение нижней полой вены (одна стрелка) и гемангиом печени (две стрелки).

В этом случае, если на пути к этой границе находится объект, тоже хорошо отражающий ультразвук, например сосуд, то можно в результате переотражения получить дополнительное ложное изображение этого объекта, которое находится позади зеркальной границы. Эффект зеркального изображения может появиться на таких структурах, как диафрагма или граница плевры.

Метод борьбы с зеркальным изображением тот же, что и при реверберации, - изменение угла наклона датчика (или УЗ лучей) относительно границы. С помощью этого метода в процессе наблюдения можно исключить случаи появления на изображении ярких границ, параллельных рабочей поверхности датчика, - они могут порождать ложные зеркальные изображения.

В некоторых случаях и наклонная зеркальная граница может давать ложные изображения, иногда сопровождающиеся фокусирующим эффектом, если граница имеет вогнутую форму (рис. 50б, 50в).

Рефракция и эффект линзы (refraction, lens effect), влияние различий в скорости ультразвука. Рефракция (преломление), т.е. искривление УЗ луча, возникающее вследствие неоднородности биологических тканей, приводит к искажениям акустического изображения. В случаях рефракции возможно геометрическое смещение наблюдаемых структур относительно их истинного положения (рис. 51). На границе сред, одна из которых имеет скорость распространения ультразвука  $C_2$  отличную от скорости  $C_1$  в другой среде, происходит преломление УЗ луча, т.е. он изменяет свое направление. При этом на экране прибора вместо реального положения объекта, находящегося глубже границы сред, наблюдается смещенное его изображение.

Установить наличие смещения и в ряде случаев устранить этот эффект можно, изменяя положение или ракурс датчика. Желательно найти такое положение, при котором направление УЗ луча будет почти перпендикулярно границе разнородных сред. При этом преломление луча будет минимальным.

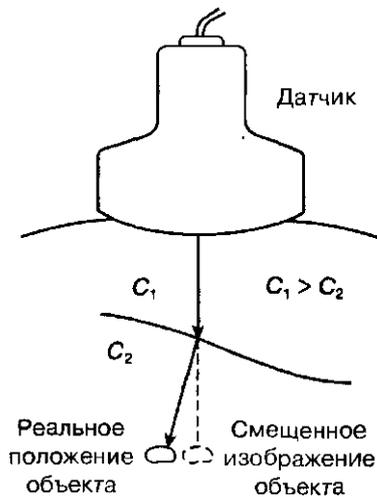


Рис. 51. Смещение положения наблюдаемого объекта вследствие рефракции.

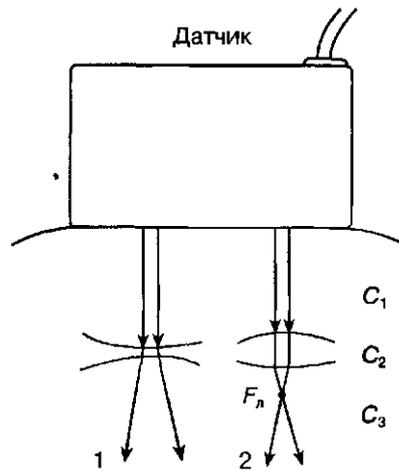


Рис. 52. Эффект линзы: 1 - при расфокусировке луча, 2 - при перефокусировке луча.

Рефракция (преломление) УЗ луча при прохождении сред с различными скоростями ультразвука может в отдельных случаях приводить к эффекту линзы. Как правило, этот эффект приводит к ухудшению аппаратной фокусировки УЗ луча вследствие его расфокусировки или перефокусировки (рис. 52). При расфокусировке увеличивается ширина УЗ луча и, следовательно, ухудшается поперечная разрешающая способность. В случае перефокусировки сначала может быть уменьшение ширины луча в зоне фокуса линзы  $F_{л}$ , а потом опять-таки увеличение ширины луча и ухудшение качества изображения.

В слоистых средах преломление и эффект линзы могут проявляться многократно, что наряду с дополнительным рассеянием ультразвука приводит к существенному ухудшению качества изображения (встречается при наблюдении так называемых «трудных» для УЗ диагностики пациентов).

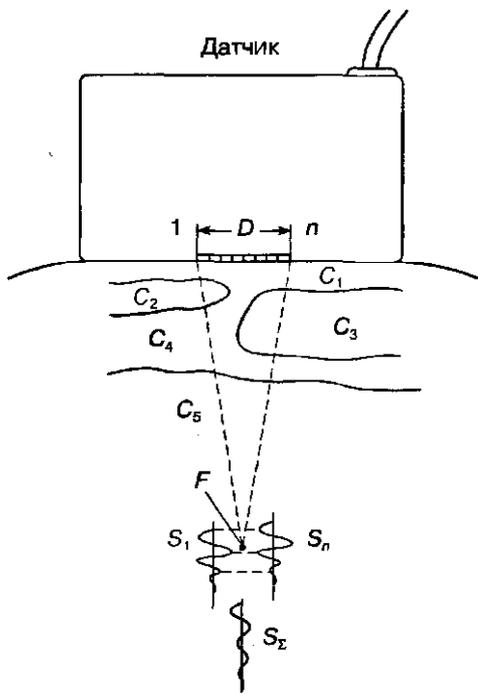


Рис. 53. Ухудшение фокусировки УЗ луча вследствие различия скоростей ультразвука на разных путях движения импульса к точке фокуса F

### Глава 3

Устранение влияния артефактов, вызванных рефракцией и эффектом линзы в биологических тканях, пока невозможно. Поэтому нужно относиться с большой осторожностью к интерпретации эхографических изображений диффузных поражений внутренних органов.

Ухудшение фокусировки луча вследствие различия скоростей распространения ультразвука в биологических тканях имеет место не только вследствие эффекта линзы. По существу это основная причина, определяющая физический предел поперечной разрешающей способности в биологических тканях. Как известно, УЗ луч формируется определенной частью элементов датчика, занимающих размер  $D$  на рабочей поверхности датчика (рис. 53). Различные элементы излучают УЗ импульсы таким образом, чтобы они одновременно сходились в точке фокуса  $F$ . Это является обязательным условием правильного формирования УЗ луча. Если импульсы, излученные элементами (например, 1-ми п-м, как показано на рис. 53), проходят среды с различными скоростями распространения ультразвука, то они могут прийти в точку фокуса со сдвигом во времени, т.е. не будут сфазированы.



Рис. 54. Латеральные акустические тени по краям кисты печени (стрелки).

В результате суммарный сигнал  $S_{\Sigma}$  в точке фокуса может быть меньше каждого из суммируемых сигналов  $S_1$  и  $S_n$ . Это означает, что отсутствует правильная фокусировка луча - луч при этом расширяется или вообще, как говорят, «разваливается».

Напомним, что чем больше размер  $D$ , тем тоньше может быть УЗ луч, если он формируется в однородной среде, где нет различия скоростей ультразвука на различных путях распространения.

Эффект относительного ухудшения качества фокусировки из-за неоднородности сред тем сильнее, чем больше размер  $D$ , так как в большей зоне выше вероятность появления различий в скоростях распространения ультразвука. Поэтому вначале увеличение апертуры  $D$  дает эффект улучшения поперечной разрешающей способности, но по достижении некоторого размера  $D$  дальнейшее его увеличение может не сопровождаться уменьшением ширины УЗ луча, т.е. наступает физический предел улучшения разрешающей способности.

В принципе существуют методы, позволяющие преодолеть указанные трудности, но сейчас они находятся в стадии исследования ввиду большой сложности их реализации.

Латеральные тени. Для образований, содержащих жидкость, характерны так называемые латеральные акустические тени, которые появляются на краях образований (рис. 54). Причина их возникновения - очень большая величина угла падения на боковые стенки образования и, стало быть, большой угол отражения, что приводит практически к невозможности возврата эхо-сигналов от этих стенок обратно к датчику и формирования изображения стенки. Более того, доля энергии излученного УЗ сигнала, проходящая вглубь за боковыми стенками образования, резко снижается из-за того, что от них происходит практически полное отражение излучаемого сигнала, который может далее многократно отражаться от стенок внутри образования. А раз мал уровень излученного сигнала в зоне за боковыми стенками, малы и ответные эхо-сигналы от глубже расположенных структур.

Методы борьбы с латеральными тенями отсутствуют, поэтому этот артефакт надо иметь в виду и правильно интерпретировать, если он встречается при исследованиях.

Особенности работы ультразвуковых сканеров

«Хвост кометы». Артефакт «хвост кометы» наблюдается в случае, когда в результате воздействия ультразвука возникают собственные вибрации объекта, например небольшого газового пузырька или инородного металлического тела в тканях организма. Этот артефакт наблюдается в виде полосы повышенной яркости за объектом (рис. 55).

Спекл-шум. Спекл-шум - специфический артефакт, наблюдаемый на каждом акустическом изображении и обусловленный высокочастотным характером излучаемых и отражаемых УЗ сигналов. Излучаемый датчиком сигнал распространяется вглубь в пределах УЗ луча, сохраняя постоянные фазовые соотношения в каждый момент времени в отдельных точках сечения, перпендикулярного оси луча. Это свойство постоянства фаз принято называть пространственной когерентностью. На рис. 56а показано, как выглядит излучаемый сигнал в отдельных точках сечения УЗ луча в фиксированный момент времени - он практически один и тот же по виду.

При отражении от акустических неоднородностей излученный сигнал порождает множественные эхо-сигналы, которые складываясь формируют суммарный эхо-сигнал, протяженный во времени.

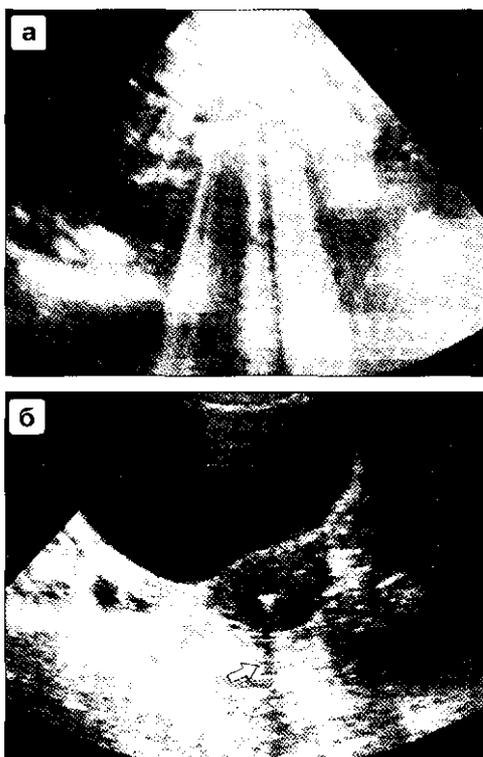


Рис. 55. Артефакт «хвост кометы»: а - за пузырьками газа, б - за внутриматочной спиралью с металлом (стрелка).

В зависимости от взаимного пространственного расположения неоднородностей (отражателей) в каждом пространственном элементе разрешения эхо-сигналы от отдельных отражателей внутри элемента разрешения суммируются в соответствии со своими взаимными фазами. Результат - амплитуда суммарного эхо-сигнала - зависит от этих фаз. Например, на рис. 56а два отражателя (1 и 2) в УЗ луче расположены на одной глубине, эхо-сигналы от них совпадают по фазе (синфазны), и поэтому амплитуда

суммарного эхо-сигнала равна сумме амплитуд эхо-сигналов от каждого из отражателей. Соответствующий элемент изображения на экране прибора будет иметь яркость, пропорциональную этой суммарной амплитуде.

### Глава 3

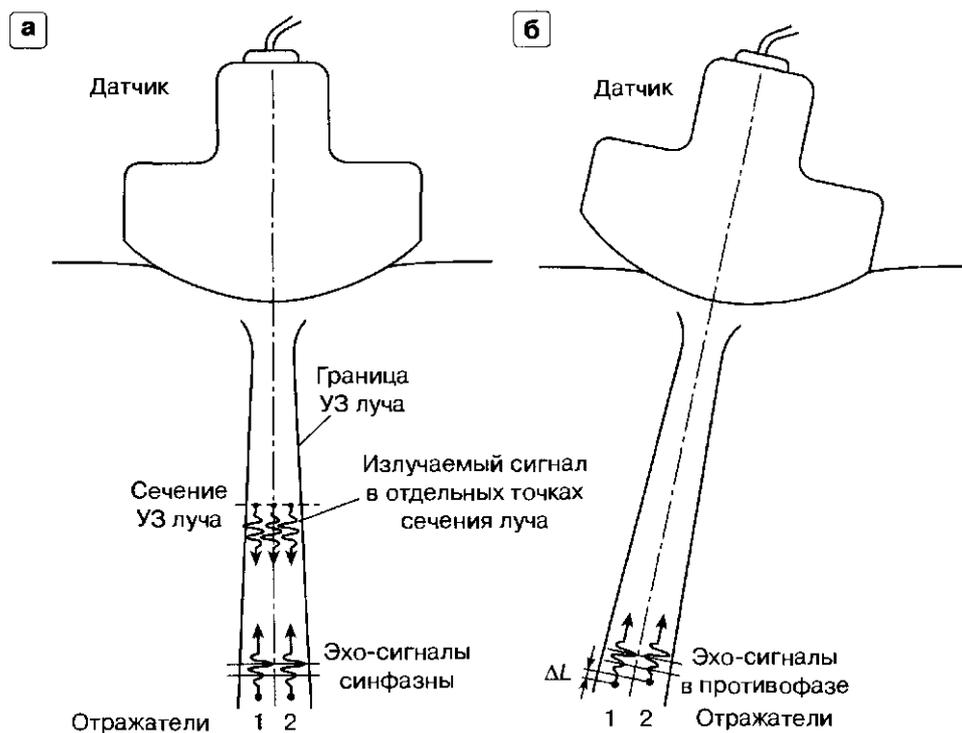


Рис. 56. Спекл-шум, возникающий вследствие пространственной когерентности излучаемого УЗ сигнала, а - эхо-сигналы от отражателей складываются, б - эхо-сигналы от отражателей взаимно подавляют друг друга.

Предположим, что мы сдвинули датчик и изменили ракурс наблюдения отражателей 1 и 2 (рис. 56б). Вследствие нового ракурса глубина расположения одного из них относительно датчика может быть не равна глубине другого - появляется небольшая разность глубин  $\Delta L$ . Эта разность может быть меньше величины, характеризующей продольную разрешающую способность, т.е. оба отражателя находятся в одном элементе разрешения. Однако у эхо-сигналов от каждого из них появляется взаимный фазовый сдвиг, и амплитуда суммарного эхо-сигнала будет уже не равна сумме амплитуд эхо-сигналов от отражателей 1 и 2. Возможен случай, когда фазовый сдвиг между эхо-сигналами равен  $180^\circ$ , т.е. сигналы противофазны. При этом суммарный эхо-сигнал близок к нулю, если эхо-сигналы от отражателей одинаковы по амплитуде. В соответствующем элементе изображения на экране прибора сигнал также будет отсутствовать.

В большинстве практических случаев сигнал в каждом элементе разрешения получается как сумма не двух, а большего количества эхо-сигналов от отдельных мелких неоднородностей, так что в зависимости от их взаимных фазовых сдвигов будет иметь место усиление или ослабление яркости в элементе изображения.

При покачивании или перемещении датчика появляется характерная «переливающаяся» картина светлых и темных пятен, которая, собственно, и является спекл-шумом, мешающим правильно воспринимать полезную информацию по акустическому изображению. Аппаратурные методы борьбы со спекл-шумом достаточно сложны и по этой причине пока широко не применяются.

Специфичность спекл-шума позволяет в большинстве случаев отличать его от полезных эхо-сигналов. Характер спекл-шума существенно зависит от типа датчика и его рабочей частоты. Спекл-шум зависит также от вида исследуемых биологических структур, поэтому изменение характеристик спекл-шума может свидетельствовать об изменении свойств тканей, и эта информация иногда может быть полезна для исследования.

Перечень аппаратурных и физических артефактов акустического изображения не исчерпывается приведенными - здесь описаны те из них, которые наиболее часто встречаются.

Артефакты, возникающие при доплеровских исследованиях, рассматриваются в следующих главах.

### 3.7. Исследование «трудных» пациентов

Принято называть «трудными» пациентами (difficult-to-image patients) таких пациентов, при исследовании которых стандартные методики не позволяют получить достаточно хорошее качество изображения, и в результате у исследователя отсутствует уверенность в правильности принимаемых им диагностических заключений.

Качество УЗ изображения зависит от многих факторов, обусловленных физическим состоянием пациента: степени развития и качественных особенностей подкожножирового слоя и скелетной мускулатуры, конституциональных особенностей, специфических заболеваний, таких как эмфизема легких, наличия множественных послеоперационных рубцов, метеоризма и т.д.

В зависимости от задач, которые ставит перед собой исследователь, выбираются те или иные методические приемы, позволяющие улучшить качество изображения области интереса путем уменьшения влияния перечисленных факторов.

Здесь мы дадим несколько рекомендаций и сведений о приемах, которые следует применять, используя имеющуюся УЗ технику. Сразу оговоримся, что, к сожалению, в распоряжении исследователя не всегда имеется возможность применить некоторые из приведенных рекомендаций в тех случаях, когда они предполагают наличие дорогостоящих аппаратов высокого класса. Если имеющаяся у врача техника недостаточно совершенна, так что не помогают опыт и искусство исследователя, следует провести углубленное исследование в медицинском учреждении, в котором имеется более высококачественная аппаратура с широкими диагностическими возможностями.

Абдоминальные исследования. У тучных пациентов и у пациентов с развитой скелетной мускулатурой можно улучшить качество изображения, применяя датчики с более низкой

частотой или переключая многочастотный датчик на работу с низкой частотой. Так, если стандартная частота для абдоминальных исследований взрослых 3,5 МГц, то переход на частоту 2-2,5 МГц позволит улучшить качество визуализации структур и органов на глубинах более 10-15 см. Хороший результат в ряде случаев можно получить, изменяя расположение и количество фокусов.

### Глава 3

При этом следует помнить, что большое количество фокусов, включенных на передачу, уменьшает частоту кадров и полезно только при наблюдении малоподвижных структур. В этом случае целесообразно проводить наблюдение при задержке дыхания.

При абдоминальных исследованиях пациентов в послеоперационном периоде, особенно при множественных послеоперационных рубцах, вместо обычных конвексных датчиков возможно применение микрокон-вексных или секторных (векторных) датчиков, которые имеют в данном случае преимущество, связанное с малой областью акустического контакта с телом пациента.

Для борьбы с мешающим влиянием метеоризма можно использовать следующие приемы:

- отход от стандартного акустического доступа, например, путем осмотра не через переднюю брюшную стенку, а через межреберье или со спины;
- изменение положения пациента, т.е. осмотр в положении не только лежа, но и сидя, стоя, полулежа;
- осмотр на фазе глубокого вдоха или выдоха;
- проведение исследования после нескольких дней диеты.

Хорошим способом улучшения визуализации в ряде случаев является создание искусственных «акустических окон» - например, заполнение желудка жидкостью облегчает исследование поджелудочной железы.

Для наблюдения крупных абдоминальных сосудов, васкуляризации очаговых образований в органах брюшной полости и забрюшинного пространства целесообразно использование режима энергетического доплера (раздел 5.2) и применение УЗ контрастных веществ (раздел 7.2).

Дополнительного улучшения качества изображения глубоко расположенных структур можно добиться при использовании режима тканевой на-тивной гармоник (раздел 7.3).

Исследование поверхностно расположенных органов и структур. Для обследования молочной и щитовидной железы, расположенных приповерхностно опухолей мягких тканей и воспалительных очаговых образований, периферических артерий и вен, как правило, используется датчик с линейным сканированием с частотой 7,5 МГц. Применение одновременно нескольких фокусов, если объект малоподвижен, «проясняет» изображение. Улучшение визуализации артерий и вен, оценка степени васкуляризации опухолей могут быть получены при использовании цветового доплеровского картирования, в частности, в режиме энергетического доплера (см. главу 5).

Дополнительное улучшение качества изображения сосудов может быть достигнуто при использовании контрастных веществ и контрастной второй гармоники (разделы 7.2 и 7.3).

Если имеется возможность работать на частоте 10 МГц, то целесообразно перейти на эту или даже более высокую частоту для повышения разрешающей способности при наблюдении очень близко расположенных к поверхности структур, в том числе сухожилий, мышц и легких сосудов.

Исследование органов малого таза. Для эффективного наблюдения органов малого таза у мужчин и женщин при использовании наружных датчиков требуется создание «акустического окна», т.е. наполнение мочевого пузыря. В случае, если пациент не может удерживать мочу, можно заполнить мочевой пузырь жидкостью через катетер.

Применение трансвагинального и трансректального датчиков позволяет обойтись без процедуры заполнения мочевого пузыря. Более высокая частота этих датчиков (5 и 7,5 МГц) по сравнению с датчиками наружного обследования (3,5 МГц) обеспечивает более высокое качество изображения.

УЗ контрастные вещества позволяют лучше оценить состояние полости матки, проходимость маточных труб. Для исследования степени васкуляризации зон интереса следует применять методы цветового доплеровского картирования.

Исследование сердца (эхокар-диография). У пациентов с выраженным слоем подкожножировой клетчатки и развитой мускулатурой улучшение визуализации может быть достигнуто применением датчиков с более низкой частотой и режима на-тивной тканевой гармоники.

У некоторых «трудных» пациентов осмотр может проводиться из нестандартных доступов с изменением положения тела пациента.

Существенно улучшает возможности наблюдения сердца и грудного отдела аорты применение эзофаге-ального (чреспищеводного) датчика.

Применение УЗ контрастных веществ облегчает исследование полостей сердца и позволяет более точно оценивать и диагностировать степень тяжести врожденных и приобретенных пороков.

Для диагностирования нарушения сократительной функции миокарда очень полезно использовать режим тканевого доплера, который доставляет дополнительную информацию об изменении подвижности структур по сравнению с обычным серошкальным изображением.

Интраоперационные и внутри-полостные исследования. Интраоперационные УЗ исследования, выполняемые специальными интраоперационными I- или T-образными датчиками с частотой 7-10 МГц, позволяют более точно, чем при чрескожном (наружном) сканировании, выявлять мелкие (диаметром менее 10 мм) очаговые образования органов брюшной полости, уточнять их локализацию, оценивать состояние лимфатических узлов и абдоминальных сосудов.

Применение специальных миниатюрных лапароскопических, уретральных или сосудистых датчиков позволяет выполнять УЗ исследования, недоступные для других типов датчиков. При введении этих датчиков в область исследования (в желудочно-

кишечный тракт, в уретру, в желчевыводящие пути, в сосуд, в полый орган и т.д.) имеется возможность оценить состояние стенки объекта интереса, выявить образования размером порядка нескольких миллиметров и оценить их состояние .

#### Список литературы

1. Insana M.F., Hall T.J. Quality management of ultrasound diagnosis // Advances in ultrasound techniques and instrumentation / Ed. by Wells P.N.T. N.Y.; Edinburg; L: Churchill Livingstone, 1993. P. 161-181.
2. ГОСТ 26831-86. Приборы медицинские ультразвуковые диагностические сканирующие. Общие технические требования. Методы испытаний. М., 1986.
3. Standard methods for measuring performance of pulse-echo ultrasound imaging equipment. American Institute of Ultrasound in Medicine, Rockville, Maryland, 1991.
4. Kremkau F.W. Doppler ultrasound: principles and instruments. 2nd ed. Philadelphia; L: W.B. Saunders Co., 1995. 373 p.
5. Goletti O., Buccianti P., Cavina E. Laparoscopic sonography. Rome: Editoriale Grasso, 1994. 172 p.
6. Шипупло М.Г. Практическое руководство по ультразвуковой диагностике. Кн. 1. М.: Высш. школа, 1995. 240 с.
7. Демидов В.Н., Зыкин Б.И. Ультразвуковая диагностика в гинекологии. М.: Медицина, 1990. 224 с.



#### УЛЬТРАЗВУКОВЫЕ СКАНЕРЫ СО СПЕКТРАЛЬНЫМ ДОППЛЕРОМ

Ультразвуковые доплеровские методы являются эффективным средством неинвазивного исследования характеристик движения тканей в организме человека и широко применяются в кардиологии и сосудистой диагностике. Рассматриваемые методы бурно развиваются, поэтому терминология в этой области еще не устоялась. Кроме того, конкуренция между фирмами-производителями приводит к тому, что близкие или по сути одинаковые технологии (методики) в разных фирменных руководствах, рекламных проспектах и даже в научных публикациях имеют разные названия. Для русскоязычного

читателя проблема усугубляется тем, что в этой области сформировался определенный англо-американский жаргон, который де-факто приобрел «права гражданства». Например, вместо термина «доплеровская эхография», или «доплерография», обычно употребляется просто «доплер» («Doppler»). К сожалению, такой жаргон получил настолько широкое распространение, что сейчас не представляется возможным кардинально улучшить ситуацию. Поэтому мы были вынуждены, например, согласиться с использованием термина «энергетический доплер»; по этой же причине мы в дальнейшем будем пользоваться терминами «спектральный доплер» и т.п. При этом читатель, разумеется, должен отдавать себе отчет в том, что «доплер» это не ошибочное написание фамилии Допплер, а сокращенное, точнее жаргонное, обозначение термина «доплеровская эхография».

Можно ввести следующую классификацию доплеровских методов в зависимости от способов получения и отображения информации.

1. Метод оценки изменения во времени скорости кровотока в сечении сосуда или части сечения сердца, сосуда.
2. Метод оценки ЧСС (частоты сердечных сокращений) с использованием доплеровского эффекта.
3. Спектральная доплеровская эхография, или, кратко, спектральный доплер, или D-режим оценка спектра скоростей кровотока в сердце и сосудах в процессе его изменения во времени.
4. Методы цветовой доплеровской эхографии, к которым прежде всего относится цветное доплеро-ровское картирование кровотока -двухмерное изображение биологических структур, в котором скорость движения отдельных элементов отображается с помощью цвета различных оттенков.

Методы цветовой доплеровской эхографии подробно рассматриваются в следующей главе.

Приборы, оценивающие изменение скорости кровотока, являются наиболее простыми из доплеровских приборов. В настоящее время они практически не применяются, а метод оценки скорости (средней или максимальной) используется как один из режимов в более совершенных приборах спектральной доплерографии.

Метод доплеровской оценки ЧСС в силу простоты и эффективности находит широкое применение при исследовании ЧСС плода в фетальных мониторах.

Чаще всего в настоящее время применяются методы спектрального доплера и цветового доплеровского картирования.

В УЗ сканерах перечисленные методы используются вместе с другими известными методами представления информации, такими как: В-режим - обычный метод двухмерной эхографии с серошкальным изображением, получаемым в процессе УЗ сканирования; М-режим - метод оценки движения биологических структур по изменению во времени одномерной эхограммы (получаемой в одном луче без сканирования).

Существует специальный класс УЗ приборов, в которых используется только режим спектрального доплера и отсутствует В-режим. Такие приборы иногда называют

приборами «слепого» доплера. Область применения этих приборов - транскраниальное обследование и исследование сосудов.

УЗ сканеры, в которых наряду с В-режимом применяется спектральный доплер (D-режим), называются дуплексными приборами. Режим отображения на экране сканера одновременно В- и й-эхограмм называется дуплексным режимом В + D.

#### 4.1. Эффект Доплера

Основой доплеровских методов является эффект Доплера, который состоит в том, что частота колебаний звуковых волн, излучаемых источником (передатчиком) звука, и частота этих же звуковых волн, принимаемых приемником звука, отличаются, если приемник и передатчик движутся друг относительно друга (сближаются или удаляются). Тот же эффект наблюдается, если в приемник поступают сигналы источника звука после отражения движущимся отражателем. Этот последний случай имеет место при отражении УЗ сигналов от движущихся биологических структур (например, элементов крови).

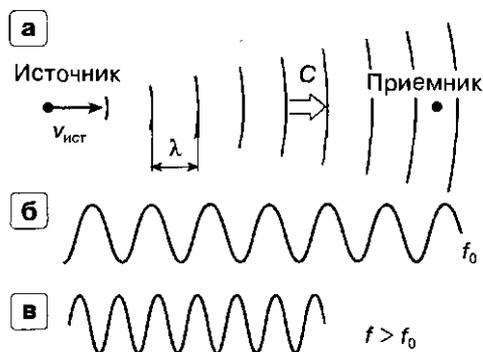
Поясним эффект Доплера на примерах, в которых для простоты будем считать, что источник звука излучает колебания одного тона (одной частоты).

##### Движущийся приемник звука

Пусть источник звука неподвижен, а приемник движется со скоростью  $v_{пр}$  по отношению к источнику (рис. 1а). Если бы приемник был неподвижен относительно источника, на него приходили бы колебания с частотой  $f_0$ , равной частоте излучения (рис. 1б). На рис. 1 а эти колебания условно изображены в виде дуг окружности увеличивающегося радиуса. Эти дуги обозначают положения пиков волн в пространстве в фиксированный момент времени. Расстояния между соседними дугами равны длине звуковой волны  $\lambda_0$ . Пики волн движутся по направлению к приемнику со скоростью звука  $C$ .



**Рис. 1.** Эффект Допплера при движении приемника. **а** – приемник движется к источнику со скоростью  $v_{пр}$ . **б** – колебания, излучаемые источником, – частота  $f_0$ . **в** – колебания в приемнике – частота  $f > f_0$ .



**Рис. 2.** Эффект Допплера при движении источника, **а** – источник движется к приемнику со скоростью  $v_{пр}$ . **б** – колебания источника – частота  $f_0$ . **в** – колебания в приемнике – частота  $f > f_0$ .

При движении приемника по направлению к источнику со скоростью  $v_{пр}$  (рис. 1а) взаимная скорость сближения пиков волн и приемника увеличивается по сравнению со скоростью звука и становится равной  $C + v_{пр}$ . Очевидно, что и частота колебаний на входе приемника увеличивается пропорционально росту скорости и становится равной

$$f = f_0 \frac{C + v_{пр}}{C}.$$

На рис. 1 в показан вид колебания с этой частотой, большей частоты источника.

При движении приемника по направлению от источника со скоростью  $(-V_{пр})$  скорость пиков волн относительно приемника уменьшается по сравнению со скоростью звука и становится равной  $C - V_{пр}$  Частота колебаний на входе приемника в этом случае равна

$$f = f_0 \frac{C - v_{\text{пр.}}}{C}.$$

Таким образом, частота принимаемых колебаний отличается от частоты источника на ту же величину, но с отрицательным знаком.

Движущийся источник звука

Рассмотрим теперь случай, когда приемник неподвижен и движется источник (рис. 2). Если источник движется по направлению к приемнику со скоростью  $V_{\text{ист}}$ , расстояния между соседними пиками волн уменьшаются, т.е. уменьшается в этом направлении длина волны  $\lambda$  в соответствии с выражением

$$\lambda = \lambda_0 \frac{C - v_{\text{ист.}}}{C}.$$

Используя известное соотношение  $\lambda = C/f$  можно написать выражение для частоты колебаний на входе приемника, которая становится больше, чем частота источника:

$$f = f_0 \frac{C}{C - v_{\text{ист.}}}$$

На рис. 2в показан вид колебания на входе приемника с частотой, большей, чем частота источника.

Если источник движется в противоположном направлении от приемника, то частота на входе приемника уменьшается:

$$f = f_0 \frac{C}{C + v_{\text{ист.}}}$$

Движущийся отражатель ультразвука

В медицинских УЗ приборах источник и приемник сигналов объединены в датчике прибора, т.е. излучение и прием сигналов происходит в одном месте. Эхо-сигналы, отражаемые в сторону датчика, принимаются им. Если наблюдаемые биологические структуры неподвижны, эхо-сигналы от них не имеют частотного сдвига. В случае же движения биологических структур в эхо-сигналах появляется частотный сдвиг, изменяющий значение частоты эхо-сигнала по сравнению с частотой излучаемого УЗ сигнала.

На рис. 3 схематически изображены совмещенные источник и приемник ультразвука и отражатель, движущийся в сторону источника и приемника со скоростью  $V$ . Колебания, приходящие от источника на движущийся отражатель, имеют такой же вид, как и в

первом рассмотренном нами случае «движущийся приемник звука». Частота колебаний на отражателе:

$$f_{\text{отр}} = f_0 \frac{C+v}{C}.$$

Отражая эти колебания в сторону приемника, отражатель выступает в роли источника, поэтому приходящие от него к приемнику колебания имеют частоту

$$f = f_{\text{отр}} \frac{C}{C-v}$$

аналогично тому, как это было во втором случае «движущийся источник звука».



Рис. 3. Эффект Допплера при движении отражателя, а - источник и приемник совмещены и неподвижны, отражатель движется к ним со скоростью V. б- колебания источника - частота f<sub>0</sub>. в - колебания, приходящие на отражатель, г - колебания в приемнике.

В результате частота эхо-сигналов на входе приемника определяется выражением

$$f = f_0 \frac{C+v}{C-v}.$$

Очевидно, если отражатель движется в сторону, противоположную от источника и приемника, выражение для частоты на входе приемника изменяется:

$$f = f_0 \frac{C-v}{C+v}.$$

#### 4.2. Оценка скорости движения по доплеровскому сдвигу частоты. Допплеровский угол

В УЗ диагностических приборах определяется не сама частота колебания, поступающего в приемник, а разность этой частоты f и частоты f<sub>0</sub> колебания, излучаемого источником.

## Глава 4

Эта разность называется доплеровским сдвигом частоты. Для случая движения отражателя в сторону датчика доплеровский сдвиг  $F_d$  можно вычислить следующим образом:

$$F_d = f - f_0 = f_0 \frac{C+v}{C-v} - f_0 = f_0 \frac{2v}{C-v}.$$

Скорость движения биологических структур (например, кровотока) не превышает нескольких метров в секунду. Скорость звука  $C$  в мягких биологических тканях в среднем равна 1540 м/с. Поэтому  $v \ll C$ , т.е. скорость движения структур существенно меньше скорости звука. Тогда выражение для доплеровского сдвига  $F_d$  можно представить в виде:

$$F_d = f_0 \frac{2v}{C}.$$

Когда отражатель движется к датчику, доплеровский сдвиг положителен. Если отражатель движется в противоположную от датчика сторону со скоростью  $(-v)$ , то доплеровский сдвиг отрицателен.

В вышерассмотренных примерах предполагалось, что отражатель движется вдоль направления на датчик (по оси датчика, а точнее, вдоль оси УЗ луча). В общем случае движение отражающих структур может происходить в произвольном направлении, т.е. вектор скорости движения может быть направлен под некоторым углом  $\alpha$  относительно направления на датчик (рис. 4). Доплеровский сдвиг частоты определяется проекцией скорости  $v$  на линию, соединяющую отражатель с датчиком, т.е. величиной  $v \cos \alpha$ . Следовательно, выражение для доплеровского сдвига частоты должно иметь вид

$$F_d = f_0 \frac{2v \cos \alpha}{C}. \quad (1)$$

Это основное соотношение, позволяющее по измеренному в приборе доплеровскому сдвигу частоты  $F_d$  оценивать скорость движения  $v$ .

Доплеровский угол. Представим выражение (1) в виде

$$F_d = vk \cos \alpha, \quad (2)$$

где  $k = 2f_0/C$  - известная постоянная, зависящая от типа датчика.

Действительно, частота  $f_0$  колебаний, излучаемых датчиком, известна. Скорость звука в большинстве мягких тканей изменяется в пределах  $\pm 5\%$  относительно среднего значения  $C = 1540$  м/с, поэтому в расчетах может быть принято это значение.

Таким образом, доплеровский сдвиг частоты  $F_d$  однозначно связан с величиной оцениваемой скорости движения  $V$  при данном значении угла  $\alpha$ .

Величина угла  $\alpha$ , вообще говоря, неизвестна, но во многих случаях может быть определена. Например, с помощью обычного УЗ сканирования можно определить по В-эхограмме ориентацию сосуда и, следовательно, угол  $\alpha$  между направлением кровотока и направлением на доплеровский датчик. Угол  $\alpha$  обычно называют доплеровским углом, или углом интонации.

Иногда врачу не требуется точно определять скорость  $V$  и достаточно оценивать по доплеровскому сдвигу частоты проекцию скорости  $v \cos \alpha$  и изменение ее во времени. Однако зависимость величины доплеровского сдвига частоты  $F_d$  от угла  $\alpha$  существенным образом влияет на оценку скорости кровотока.

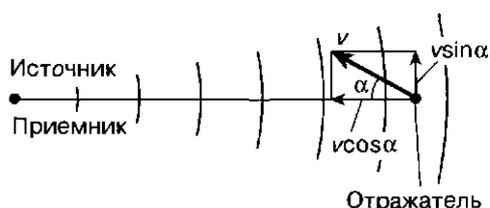


Рис. 4. Учет доплеровского угла  $\alpha$  между направлением движения отражателя и направлением на источник-приемник.

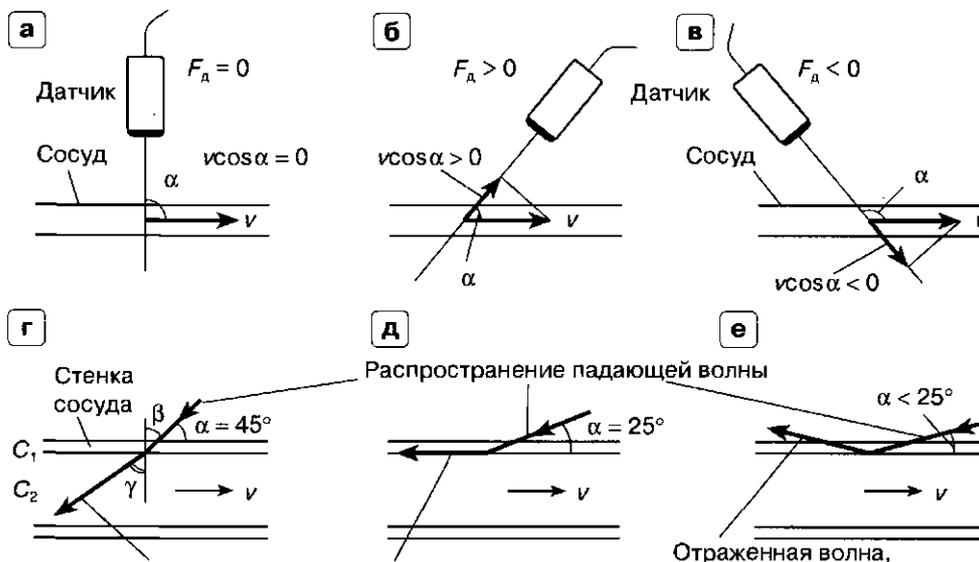


Рис. 5. Влияние доплеровского угла  $\alpha$  на измерение доплеровского сдвига частоты: а-в - зависимость доплеровского сдвига частоты  $F_d$  от угла  $\alpha$  между осью ультразвукового датчика и направлением кровотока, г - преломление ультразвукового луча на границе сосуда-стенка сосуда, д, е - невозможность получения эхо-сигналов от элементов крови при доплеровском угле, равном (д) и меньшем (е) критического угла.

## Распространение преломленной волны преломленной волны нет

Проиллюстрируем сказанное с помощью рис. 5, на котором показаны различные случаи ориентации оси доплеровского датчика относительно оси кровеносного сосуда. На рис. 5а дан случай, когда оси датчика и сосуда перпендикулярны друг другу: угол  $\alpha = 90^\circ$  и  $\cos \alpha = 0$ . В этом случае доплеровский сдвиг  $F_d = 0$ , и оценить скорость кровотока невозможно. Однако достаточно наклонить ось датчика относительно сосуда так, чтобы угол  $\alpha$  между ними отличался от  $90^\circ$ , и сразу появляется возможность оценки скорости кровотока, так как при этом  $F_d \neq 0$ . На рис. 5б доплеровский сдвиг  $F_d$  положителен ( $\cos \alpha > 0$ ). Если наклонить ось датчика в другом направлении (рис. 5в), сдвиг  $F_d$  - отрицателен ( $\cos \alpha < 0$ ).

При малых отклонениях от положения  $\alpha = 90^\circ$  величина проекции скорости  $v \cos \alpha$  мала и, следовательно, относительно мала величина доплеровского сдвига  $F_d$ . При этом точность оценки скорости кровотока также мала. Для увеличения точности полезно ориентировать датчик так, чтобы уменьшить угол  $\alpha$ . Однако при этом следует иметь в виду чрезвычайно важное обстоятельство - при уменьшении угла  $\alpha$  менее  $25^\circ$  или увеличении угла более  $155^\circ$  (так называемые критические углы) ультразвук может не проходить через границу между стенкой сосуда и кровью, а полностью отражаться от этой границы. Этот эффект необходимо учитывать при наблюдении кровотока в сосудах.

## Глава 4

Физическое объяснение критического доплеровского угла можно дать с помощью рис. 5г-5е. Направление распространения УЗ волны, падающей на границу между стенкой сосуда и кровью, изменяется после перехода через указанную границу, т.е. не равны между собой угол  $\beta$  и угол  $\gamma$  между перпендикуляром к границе и направлениями распространения волны до и после границы сред. Это явление называется преломлением, и объясняется оно различием в скоростях распространения ультразвука в стенке сосуда и крови (в крови скорость  $C_2$  несколько больше, чем скорость ультразвука  $C_1$  в стенке сосуда). Рис. 5г иллюстрирует преломление ультразвука при доплеровском угле  $\alpha = 45^\circ$ .

При доплеровском угле, равном критическому (т.е. при  $\alpha = 25^\circ$ ), преломленная волна распространяется вдоль границы стенка сосуда-кровь, и при этом эхо-сигналы от крови практически получить невозможно (рис. 5д). При доплеровском угле меньшем критического, когда  $\alpha < 25^\circ$ , преломленной волны просто нет, а есть только отраженная волна (рис. 5е). В этом случае также невозможно получить эхо-сигналы от крови и, следовательно, измерить доплеровский сдвиг частоты.

Мы рассматривали и иллюстрировали примерами оценку скорости кровотока в предположении постоянства скорости движения отражателей. На самом деле скорость движения биологических структур меняется во времени. Так, скорость кровотока в артериях периодически меняется в соответствии с циклами сердечных сокращений. Поэтому и частота доплеровского сдвига также меняется во времени. Это означает, что, если мы хотим исследовать характер изменения скорости кровотока во времени, необходимо достаточно часто проводить измерения доплеровского сдвига. Например, если ЧСС составляет 150 сокращений/мин, то период (цикл) работы сердца составляет  $T_c = 0,4$  с. Для того чтобы отследить все изменения скорости кровотока в различных фазах сердечного цикла (систолической и диастолической), надо в течение периода  $T_c$  иметь по крайней мере 10 измерений через равные промежутки времени. Это значит, что измерения

надо проводить с интервалом не более  $T_c/10$ , или 0,04 с, т.е. с частотой повторения не менее 25 с-1. В этом случае выполняется требование измерения в реальном времени.

Частота излучаемого сигнала

Из выражения для доплеровского сдвига частоты (1) видно, что при данной скорости кровотока доплеровский сдвиг пропорционален частоте излучаемого датчиком сигнала: чем больше эта частота, тем больше сдвиг. По этой причине целесообразно выбирать как можно большую величину частоты сигнала, так как при этом увеличивается точность измерения доплеровского сдвига  $F_d$  и, следовательно, точность оценки скорости  $v$  в каждый момент времени.

Стремление увеличить частоту излучения, к сожалению, сдерживается физическими ограничениями, связанными с затуханием УЗ колебаний в биологических тканях. Как известно, эти затухания имеют частотнозависимый характер, т.е. с увеличением частоты повышается степень затухания и, следовательно, уменьшается максимальная глубина, на которой еще можно получить эхо-сигнал приемлемого уровня, достаточного для измерения доплеровского сдвига частоты.

Уровень эхо-сигналов, отраженных форменными элементами крови, прежде всего эритроцитами, в сред нем ниже, чем уровень эхо-сигналов, отраженных неоднородностями мягких тканей, что обусловлено очень малым размером эритроцитов.

Поэтому для получения необходимого уровня эхо-сигналов в заданном диапазоне глубин в доплеровских режимах применяются несколько более низкие частоты, чем в В-режиме.

В чисто доплеровских режимах (без одновременного получения В-изображения) используются специальные доплеровские датчики со следующими частотами: 2 МГц - для исследования сосудов мозга (транскраниального исследования); 3 МГц - для исследования плацентарного кровотока; 4 или 5 МГц - для исследования относительно крупных и глубоко расположенных сосудов; 8 или 10 МГц - для исследования мелких, неглубоко расположенных периферических сосудов.

В так называемых дуплексных датчиках, используемых для получения двухмерного В-изображения и доплеровских измерений одновременно, частота для доплеровских измерений ниже, чем частота для В-режима. Например, датчик с частотой 3,5 МГц (в В-режиме) в доплеровском режиме излучает частоту 3 МГц, в датчике с частотой 5 МГц (в В-режиме) в доплеровском режиме применяется частота 4 МГц.

Вернемся опять к формуле для доплеровского сдвига частоты, исключив из нее для простоты зависимость от угла  $\alpha$  :

$$F_d = 2f_0 v / C$$

Если подставить в нее значение скорости  $V = 2$  м/с, то для частоты излучения  $f_0 = 8$  МГц можно получить (имея в виду, что  $C = 1540$  м/с) сдвиг частоты  $F_d = 16$  кГц. Для других, меньших значений скорости доплеровский сдвиг частоты будет соответственно меньше.

Полученный результат интересен тем, что имеет важное практическое значение. Вспомним, что диапазон частот, слышимых человеческим ухом, составляет от 20 Гц до 20 кГц. Поэтому с помощью специальных усилителей и акустических систем доплеровский

сдвиг частоты можно сделать слышимым, что делается практически во всех современных приборах с доплеровскими режимами работы.

Возможность слышать доплеровские частоты помимо их наблюдения на экране прибора является очень полезной функцией, так как человеческое ухо - чувствительный и тонкий анализатор частот.

#### 4.3. Понятие о спектре скоростей кровотока и спектре частот доплеровского сдвига

Ранее мы предполагали, что наблюдаются отражатели, у которых скорость движения в данный момент времени одна и та же. На самом деле различны движущиеся отражатели имеют, как правило, различную скорость. Рассмотрим в качестве примера сечение сосуда (рис. 6). Скорость кровотока в центре сосуда максимальна и снижается по мере приближения к краям вследствие трения о стенки сосуда. В нормальном сосуде небольшого диаметра профиль скоростей (кривая на рис. 6) имеет форму, близкую к параболе.

Распределение скоростей на рис. 6 соответствует определенным моментам времени, в зависимости от времени величины скоростей будут меняться, хотя характер изменения скорости в сечении сосуда будет при мерно тем же. В систолической фазе скорости в артериях существенно выше, чем в диастолической фазе.

#### Глава 4

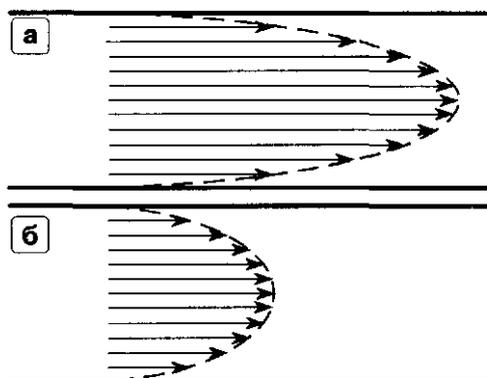


Рис. 6. Параболическое распределение скоростей кровотока в сечении сосуда: а-в систолической фазе, б - в диастолической фазе.

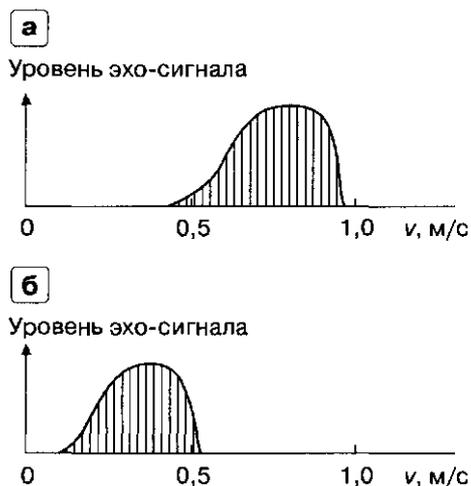


Рис. 7. Спектр скоростей в сечении сосуда: а-в систолической фазе, б - в диастолической фазе.

Можно изобразить на графике (рис. 7) распределение скоростей в определенный момент времени, откладывая по горизонтальной оси значения скоростей, а по вертикальной оси - уровни эхо-сигналов, соответствующие каждому значению скорости. Чем большее количество элементов крови движется с определенной скоростью, тем больше уровень суммарного эхо-сигнала для этого значения скорости. Приведенное распределение амплитуд эхо-сигналов для различных скоростей называется спектром скоростей. Естественно, вид спектра скоростей меняется в различных фазах сердечного цикла - в систолической фазе он смещен в сторону более высоких значений скоростей (рис. 7а), в диастолической фазе спектр скоростей смещается к более низким значениям скоростей (рис. 7б).

Спектр скоростей отображает распределение энергии эхо-сигналов для различных скоростей отражающих элементов, и форма его не совпадает с формой пространственного распределения скоростей в обследуемой области, хотя и зависит от пространственного распределения.

Следует сказать о том, что спектр скоростей кровотока отображается на экране УЗ прибора не в виде амплитудного распределения, как на рис. 7, а в виде вертикальной линии, яркость каждой точки которой пропорциональна амплитуде сигнала на соответствующей скорости. Об этом будет сказано ниже более подробно.

Скорости кровотока, а точнее проекции скоростей на ось УЗ луча, формируемого датчиком, однозначно связаны с частотами доплеровского сдвига  $F_d$  согласно вышеприведенным формулам. Поэтому спектру скоростей кровотока соответствует спектр частот доплеровского сдвига. На рис. 8 изображен вид такого спектра частот для систолической и диастолической фаз, в предположении, что датчик излучает частоту  $f_0 = 3$  МГц, а доплеровский угол  $\alpha = 60^\circ$ . Спектр показан сплошной кривой со штриховкой под ней.

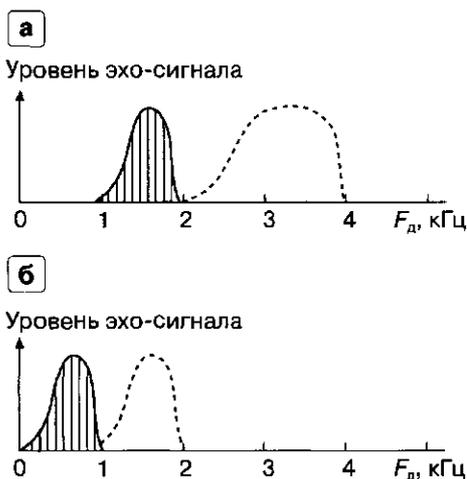


Рис. 8. Спектр частот доплеровского сдвига для эхо-сигналов: а - в систолической фазе, б - в диастолической фазе (сплошная кривая для частоты сигнала  $f_0 = 3$  МГц, пунктирная кривая для частоты сигнала 6 МГц).

Видно, что в определенном масштабе форма спектра частот доплеровского сдвига повторяет форму спектра скоростей кровотока. Поэтому, зная коэффициент  $k$  в соотношении (2) и оценив угол  $\alpha$ , можно по измеренному спектру доплеровского сдвига частот однозначно определить спектр скоростей кровотока.

Если датчик излучает сигнал с частотой  $f_0=6$  МГц, то кривая, описывающая форму спектра частот доплеровского сдвига, будет иметь другой вид, переместившись в область более высоких частот (пунктирная кривая на рис. 8б). Таким образом, при большей частоте сигнала можно более точно определить форму спектра и, следовательно, точнее оценить спектр скоростей кровотока.

Форма спектра скоростей в существенной мере зависит от характера кровотока в сосуде. На рис. 7 изображен вид спектра скоростей для нормального сосуда относительно небольшого диаметра с параболическим профилем скоростей в сечении. В сосуде большого диаметра, например в аорте, профиль скоростей отличается от параболического - в средней части сосуда большое количество эритроцитов движется с одинаковой скоростью (рис. 9а). В этом случае спектр скоростей более узкий, чем в предыдущем случае.

Наличие стеноза в сосуде (рис. 9б) приводит к увеличению максимальной скорости в центре сосуда (в систолической фазе). Кроме того, вследствие увеличения трения на границах сосуда в зоне стеноза увеличивается количество элементов крови, скорость которых замедляется.

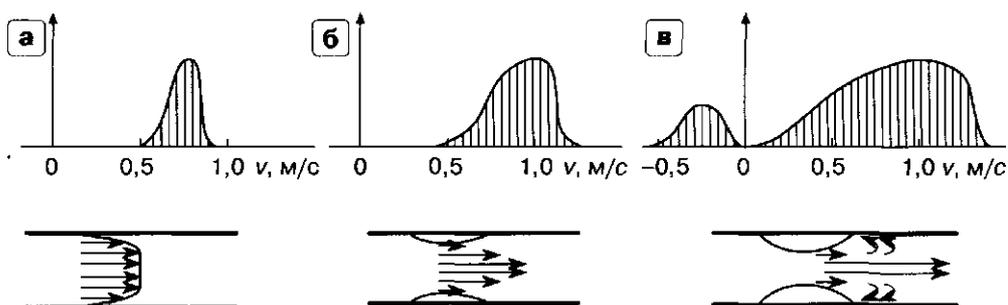


Рис. 9. Спектр скоростей в сосудах, а - малая ширина спектра в широком сосуде, б - увеличение максимальной скорости и расширение спектра в зоне стеноза, в - значительное расширение спектра и появление составляющих с обратной скоростью в зоне сильного стеноза.

#### Глава 4

По этим причинам спектр скоростей в зоне стеноза более широкий, чем в нормальном сосуде.

В зоне сильного стеноза (рис. 9в) максимальная скорость кровотока в систолической фазе еще больше увеличивается по сравнению с сосудом в норме. Количество составляющих с малыми скоростями также увеличивается, что приводит к дальнейшему расширению спектра. Кроме того, в области непосредственно после сужения сосуда, когда сосуд опять начинает расширяться, возникают завихрения кровотока, т.е. нарушение равномерности (ламинарности) кровотока: кровоток из ламинарного становится турбулентным. В спектре скоростей при этом могут появляться составляющие с противоположной (в данном случае отрицательной) скоростью.

Приведенные примеры показывают, что возможность получения информации о форме спектра скоростей кровотока в различных сечениях сосуда является исключительно полезной для диагностики сосудистых заболеваний. Очевидно, более полную информацию о состоянии сосудов может дать анализ изменения спектра скоростей в различных фазах сердечного цикла.

На спектр скоростей кровотока влияют не только аномалии сосуда, но и геометрия сосуда и физические особенности процесса получения информации о кровотоке. Так, в зоне бифуркации обязательно имеет место расширение спектра скоростей и возможно появление составляющих с обратной скоростью вследствие нарушения ламинарного течения крови в месте разветвления сосуда.

В зоне изгиба сосуда наблюдаемый спектр скоростей расширяется, что в основном обусловлено изменением направления скоростей в месте изгиба и, следовательно, наличием составляющих скорости, направленных относительно оси датчика под разными углами.

Наблюдаемый спектр скоростей может расширяться вследствие того, что в пределах ширины УЗ луча находится участок сосуда, на протяжении которого условия оценки скорости кровотока меняются (рис. 10). Вблизи левой границы луча угол  $\alpha$ , между вектором скорости  $V$  и направлением на датчик отличается от угла  $\alpha_2$  вблизи правой границы луча. Поэтому проекции скорости  $V$  в левой и правой точках наблюдаемого участка сосуда также будут различными. В результате это воспринимается как расширение спектра скоростей.

Спектр скоростей может искажаться вследствие наличия преломления УЗ луча в сосуде, о чем говорилось выше (см. рис. 5г). При доплеровских углах  $\alpha$ , больших  $40^\circ$ , эти искажения не очень значительны.

На процесс получения данных о скоростях кровотока в области малых скоростей оказывает заметное влияние пульсация стенок сердца и стенок сосудов, возникающая в процессе смены систолической и диастолической фаз сердечного цикла.

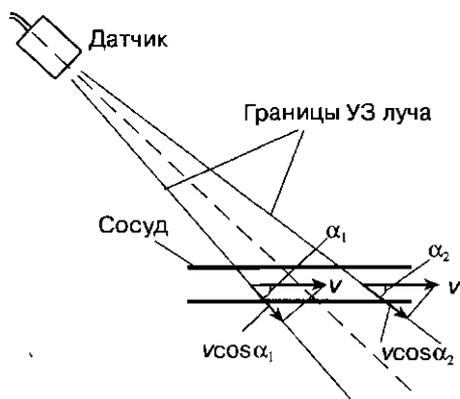


Рис. 10. Изменение величины проекции скорости в пределах ширины УЗ луча.

Движения стенок сосудов в процессе их периодического расширения и сужения дают дополнительные составляющие в спектр скоростей кровотока, и приходится принимать специальные меры для исключения этих составляющих, используя фильтры, не пропускающие низкие частоты соответствующего доплеровского сдвига.

Рассмотрим более подробно методы спектральной доплеровской эхографии и способы реализации измерения доплеровского сдвига частоты и оценки спектра скоростей кровотока.

#### 4.4. Непрерывноволновой доплер

Непрерывноволновой доплер (continuous wave Doppler - CW) был первым и на ранней стадии развития УЗ доплеровских систем единственным использовавшимся методом доплеровской эхографии. В режиме CW излучаются и принимаются синусоидальные сигналы большой длительности, которые поэтому называются непрерывными. На самом деле длительность эхо-сигналов, обрабатываемых в системе, ограничена во времени, что связано, в частности, с необходимостью измерения доплеровского сдвига частоты на интервалах, не превышающих 5-10 мс. В противном случае невозможно оценивать изменение спектра скоростей кровотока во времени на различных фазах сердечного цикла, т.е. не реализуется принцип измерения «в реальном времени».

Для режима CW используются специальные датчики, в которых излучение и прием обеспечивается отдельными УЗ преобразователями. На рис. 11а изображен двухэлементный CW-датчик так называемого карандашного типа (pencil probe). Излучатель и приемник датчика имеют вид пьезокерамических полудисков, акустически и электрически отделенных друг от друга. Излучатель формирует передающий луч, приемный преобразователь - приемный луч. Оси лучей ориентированы таким образом, чтобы они пересекались на некоторой глубине, в районе которой датчик должен исследовать сосуды.

На излучатель поступает непрерывный синусоидальный электрический сигнал с частотой  $f_0$ . В пьезокерамическом излучателе электрический сигнал преобразуется в синусоидальный УЗ сигнал с той же частотой  $f_0$ . Излучаемые УЗ колебания, распространяющиеся вглубь биологических тканей, в основном сконцентрированы в границах передающего

луча (рис. 11а). По мере распространения УЗ колебания претерпевают отражения от акустических неоднородностей, и часть этих отражений в виде эхо-сигналов возвращается к датчику и может быть принята его приемным преобразователем. Наилучшим образом прием эхо-сигналов осуществляется в границах приемного луча. Очевидно, что наиболее благоприятные условия исследования имеют место в зоне пересечения передающего и приемного лучей (на рис. 11 эта зона заштрихована).

Область пересечения передающего и приемного лучей, в которой анализируется доплеровский спектр эхо-сигналов, называется контрольным объемом (sample volume).

Датчики карандашного типа используются в доплеровских приборах, в которых отсутствует В-режим, а также могут применяться как дополнительные датчики в УЗ сканерах, в которых В-режим является основным.

В более совершенных УЗ системах используются дуплексные датчики, работающие в В-режиме и CW-режиме (рис. 11б).

#### Глава 4

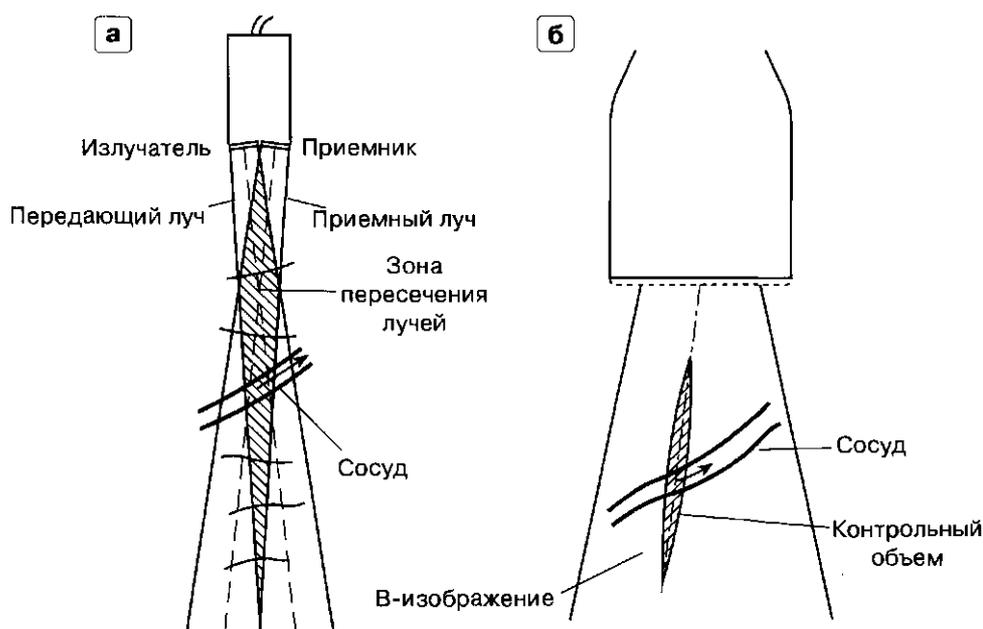


Рис. 11. Датчики для непрерывноволнового доплера. Заштрихована рабочая зона датчика - контрольный объем, а - карандашный датчик, б - дуплексный датчик.

Это могут быть конвексные, линейные или фазированные датчики электронного сканирования. Приемный и передающий лучи в CW-режиме в этих датчиках формируются так же, как они формируются в В-режиме, с той только разницей, что для излучения и приема используются разные элементы матричного УЗ преобразователя. Это необходимо для уменьшения проникновения мощных излучаемых сигналов на вход приемника. В такого рода дуплексных датчиках можно уменьшить контрольный объем и, кроме того, не изменяя положения датчика на теле, менять направление луча (steering) для получения лучшего ракурса наблюдения кровотока. При этом можно управлять направлением луча, наблюдая двухмерное В-изображение.

Схема излучения и обработки сигналов в CW-режиме показана на рис. 12.

Основной вклад в суммарный сигнал, принимаемый датчиком, работающим в CW-режиме, вносят эхо-сигналы от статичных (неподвижных) неоднородностей. Частота этих эхо-сигналов равна частоте излучаемого сигнала  $f_0$ .

Если приемно-передающий луч датчика пересекает сосуд (рис. 11), в суммарном сигнале появляются составляющие с доплеровскими сдвигами частоты, пропорциональными проекциям скоростей элементов крови на направление к датчику. Таким образом, помимо эхо-сигналов с частотой  $f_0$  в суммарном сигнале содержатся эхо-сигналы с частотами  $f=f_0 + F_d$ .

С выхода датчика принятый УЗ сигнал, преобразованный приемником датчика в электрический сигнал, подается в приемное устройство, в котором сигнал усиливается и преобразуется таким образом, что на выходе остаются составляющие эхо-сигнала на частоте доплеровского сдвига, т.е. с частотами  $F_d = f - f_0$ . Одновременно определяется знак сдвига частоты: при положительном сдвиге кровотока принято называть прямым кровотоком, при отрицательном - обратным кровотоком.

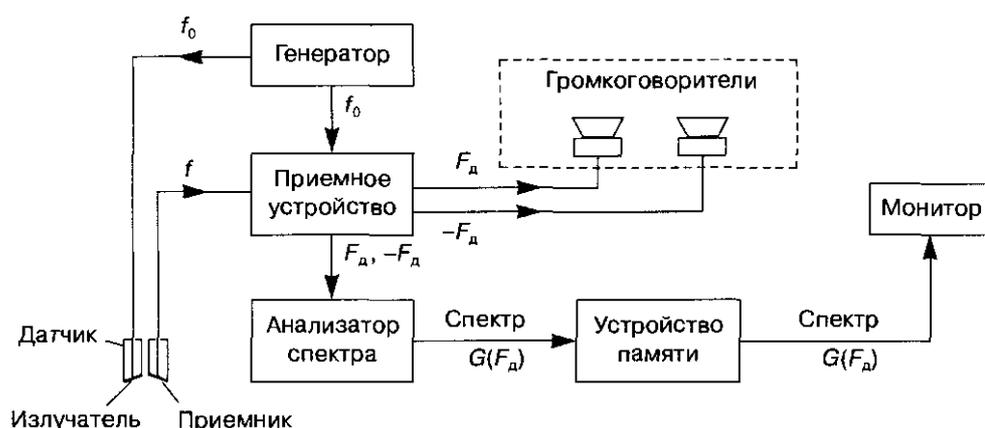


Рис. 12. Непрерывноволновой доплер. Схема и основные устройства системы излучения и обработки сигналов.

С выхода приемного устройства сигналы поступают на анализатор спектра частот, о котором подробнее будет сказано ниже, и на громкоговорители. Обычно применяются два громкоговорителя: на один из них подаются доплеровские сигналы прямого кровотока, на другой - сигналы обратного кровотока. Выше было показано, что частоты доплеровского сдвига в основном лежат в диапазоне слышимых звуковых частот, поэтому они могут восприниматься человеческим ухом, будучи воспроизведены громкоговорителями. Наличие двух громкоговорителей дает возможность одновременно слышать из разных точек сигналы прямого и обратного кровотока. Очевидно, что это не имеет никакого отношения к стереозвучанию в аудиосистемах. Отметим также, что слышимые звуки частот доплеровского сдвига не имеют ничего общего с механическими шумами в сердце и сосудах, которые могут прослушиваться или записываться при фонокардиографии.

Сигналы с доплеровским сдвигом частоты после обработки в спектральном анализаторе запоминаются в устройстве памяти и потом в виде спектра частот доплеровского сдвига отображаются на мониторе прибора (рис. 12).

Отображение спектра частот доплеровского сдвига позволяет сделать видимой на экране совокупность колебаний с различными частотами, которые одновременно можно слышать через громкоговорители.

Рассмотрим более подробно, как выглядит спектр частот доплеровского сдвига и как его принято отображать.

На рис. 13 показаны излучаемый и принимаемый сигналы, а также частотные спектры излучаемого и принимаемого сигналов. Излучаемый сигнал (рис. 13а) представляет собой протяженную во времени синусоиду с частотой  $f_0$ . Его спектр (рис. 13б) имеет вид очень узкого пика, центр которого расположен на оси частот в точке  $f_0$ . Такой вид спектра говорит о том, что в сигнале имеется практически только одна частотная составляющая.

#### Глава 4

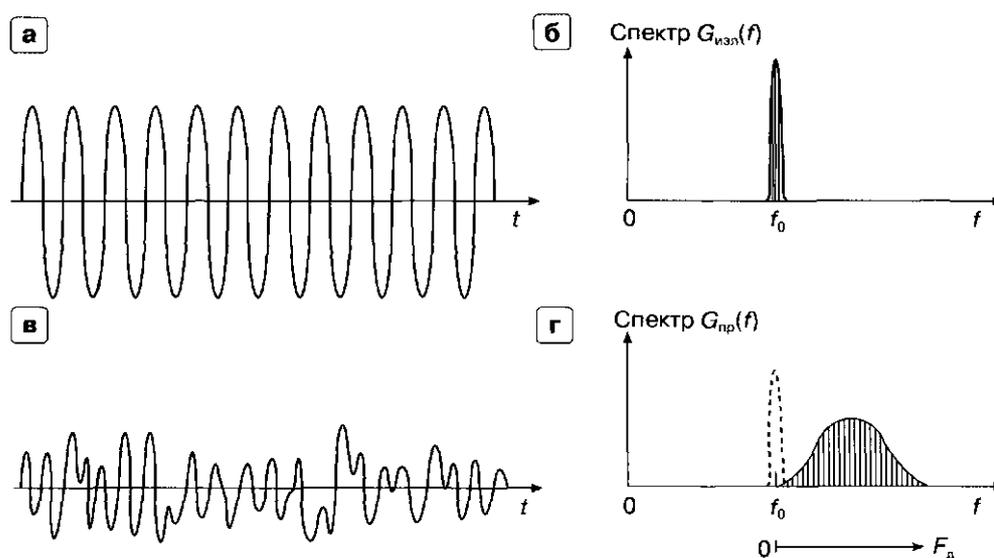


Рис. 13. Вид сигналов СВ на временной оси и соответствующий вид спектра частот этих сигналов, а - излучаемый сигнал, б - спектр излучаемого сигнала, в - принимаемый эхо-сигнал, г - спектр принимаемого эхо-сигнала.

На рис. 13в изображен вид принимаемого эхо-сигнала, отраженного от движущихся элементов крови в сосуде. Если бы все элементы двигались с одной и той же скоростью, то эхо-сигнал имел бы вид синусоиды с частотой  $f$ , отличной от  $f_0$ . Вследствие того, что элементы крови движутся с разными скоростями, отраженный сигнал имеет сложный вид, так как это сумма синусоид с разной частотой и разной амплитудой. Рисунок 13г иллюстрирует вид частотного спектра этого сигнала. Спектр сигнала, отраженного

неподвижными структурами, на рис. 13г показан пунктиром. Он аналогичен спектру излучаемого сигнала.

Частотный спектр эхо-сигналов от движущихся элементов, или доплеровский спектр, сдвинут относительно частоты  $f_0$  вправо, если доплеровские сдвиги  $F_d$  положительны (случай прямого кровотока), или влево, если доплеровские сдвиги частот отрицательны (случай обратного кровотока).

На рис. 13г показано, как выглядит спектр эхо-сигнала на входе приемного устройства. На выходе приемного устройства выделяется доплеровский сдвиг частоты, т.е. вид спектра остается тем же, но начало координаты частот переносится в точку  $f_0$ .

На рис. 14 даны примеры спектров доплеровских сдвигов частоты. Изображены спектр излучаемого сигнала (рис. 14а), спектр эхо-сигналов в случае движения отражателей с одной и той же скоростью, спектр эхо-сигналов в случае прямого кровотока в сосуде (элементы движутся с различными скоростями). На этом же рисунке показан вид спектров обратного и турбулентного кровотоков.

Приведенные примеры характеризуют спектр на определенном интервале времени, достаточно коротком, чтобы можно было считать его неизменным. Такой спектр частот называется мгновенным спектром.

Врача-диагноста интересует изменение вида мгновенного спектра во времени. На рис. 15 сделана попытка изобразить вид спектра частот доплеровского сдвига (или спектра скоростей) в различные моменты времени  $t_1$ ,  $t_2$  и т.д. с помощью трехмерного графика. В отличие от рис. 14 здесь присутствует ось времени  $t$ , так что можно анализировать изменение спектра в зависимости от фаз сердечного цикла.

Как уже говорилось, на экране доплеровского прибора изменение спектра во времени изображают по-другому - в виде двухмерного графика зависимости доплеровского сдвига частот от времени (рис. 16). Уровень эхо-сигналов для различных частот при этом отображается в виде уровня яркости, соответствующего амплитуде эхо-сигналов. Как мы видим, используется такой же серо-шкальный (яркостный) метод, как и при построении акустических изображений в В-режиме. Чаще вместо значений частоты на оси доплеровских сдвигов частоты даются расчетные значения скорости элементов кровотока. Тогда на мониторе отображается изменение во времени спектра скоростей кровотока (или спектра проекций скоростей кровотока). Во многих случаях для диагностики абсолютные значения скорости не столь важны по сравнению с характером изменения во времени вида спектра скоростей.

В дуплексных УЗ системах, где имеется возможность наблюдать двухмерное акустическое изображение, можно получить изображение сосуда, в сечении которого оценивается спектр частот доплеровского сдвига, и вычислить угол между осью сосуда и направлением на доплеровский датчик. Обычно эти вычисления производятся в приборе автоматически после выставления соответствующих маркерных линий по оси луча датчика и вдоль оси сосуда. Поэтому в таких приборах на временном графике спектра отображаются значения истинных скоростей кровотока.

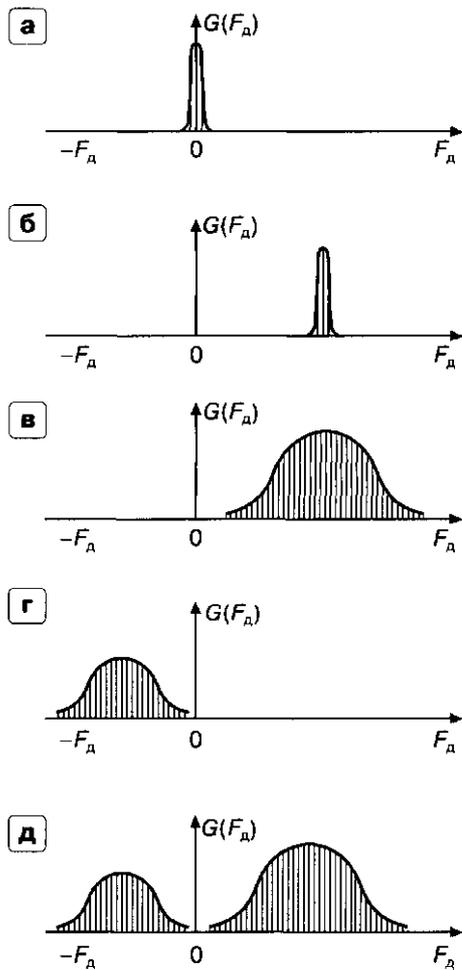


Рис. 14. Примеры спектров частот доплеровского сдвига  $G(F_d)$ . а - спектр частот излучаемого непрерывного сигнала (с ним по форме совпадает спектр эхо-сигналов от неподвижных отражателей), б - спектр частот эхо-сигналов от отражателей, двигающихся с одной и той же скоростью, в - спектр частот эхо-сигналов прямого кровотока, г - спектр частот эхо-сигналов обратного кровотока, д - спектр частот эхо-сигналов при турбулентном кровотоке.

#### Глава 4



Рис. 15. Изменение спектра частот доплеровского сдвига во времени.



несколько более низких значений скорости тем больше, чем с большей глубины получены эхо-сигналы.

По временным спектральным характеристикам можно определить изменение во времени среднего значения скорости, а также максимального значения и изобразить их на экране (рис. 17).

В заключение рассмотрения метода непрерывноволнового доплера укажем его основные достоинства:

- хорошая чувствительность;
- возможность получить количественные характеристики кровотока, имеющие большую диагностическую информативность;
- высокая точность оценки спектра частот доплеровского сдвига и спектра скоростей кровотока;
- однозначность измерения доплеровских сдвигов частоты и, следовательно, спектра скоростей кровотока во всем диапазоне их возможных значений;
- относительная простота технической реализации.

Недостатками метода являются:

- получение суммарной информации во всем диапазоне глубин без возможности выделения отдельных участков, т.е. отсутствие разрешающей способности по глубине (большой по глубине контрольный объем);
- зависимость точности оценки спектра скоростей, а иногда и самой возможности оценки спектра от угла  $\alpha$  между осью УЗ луча и направлением кровотока (например, в случае  $\alpha = 90^\circ$  и в пределах критических углов оценка спектра невозможна);
- сложность работы для врача ввиду необходимости манипулирования датчиком и его ориентацией для того, чтобы в УЗ луч датчика попал только один наблюдаемый сосуд и был выбран нужный угол наблюдения.

Области применения метода непрерывноволнового доплера - исследование кровотока в периферических сосудах, анализ атриоventрикулярного и аортального кровотока.

#### 4.5. Импульсноволновой доплер

Основной недостаток метода непрерывноволнового доплера - отсутствие разрешающей способности по глубине - исключается в методе импульсноволнового доплера (pulse wave Doppler - PW). Импульсные, т.е. короткие по времени, сигналы дают возможность наблюдать отдельные участки по глубине. Так, для получения двухмерного акустического изображения (В-эхограммы) в УЗ сканерах используется излучение импульсных сигналов. При этом чем короче во времени импульсы, тем лучше разрешающая способность по глубине, или продольная разрешающая способность.

Рисунок 18 поясняет сказанное, изображая эхо-сигналы, отраженные от различных акустических неоднородностей (неподвижных и движущихся - кровотока в сосудах), для двух типов сигналов - длинных и коротких. Если УЗ датчик излучает длинные импульсные сигналы  $S_1(t)$ , то отраженные эхо-сигналы зачастую накладываются друг на друга в тех случаях, когда отражатели находятся близко друг от друга: например, в случае 1 для неподвижных отражателей и в случае 2 для подвижных отражателей. Если отражатель находится далеко от других (случай 3), эхо-сигнал от него воспринимается отдельно. Принято говорить, что в случаях 1 и 2 отсутствует разрешение отражателей по глубине, а в случае 3 отражатель разрешается.

#### Глава 4

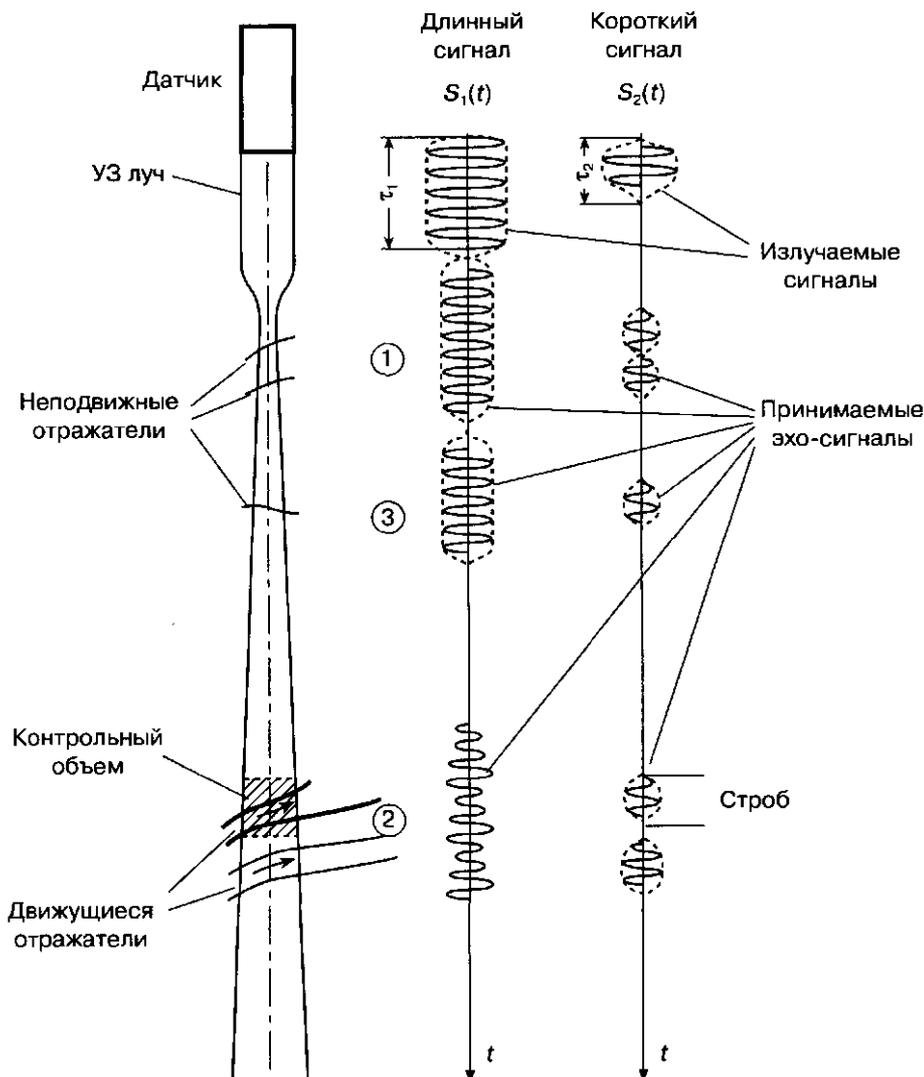


Рис. 18. Влияние длительности излучаемых сигналов на разрешающую способность по глубине: при длинном сигнале  $S_1(t)$  разрешение хуже, чем при коротком сигнале  $S_2(t)$ .

Если использовать короткий излучающий импульс  $S_2(t)$ , то эхо-сигналы, отраженные отдельными структурами в случаях 1 и 2, будут восприниматься раздельно на оси  $t$  (см. рис. 18). Разрешающая способность по глубине здесь существенно выше, чем при сигнале  $S_1(t)$ . Минимальный интервал по времени между элементами, при котором эхо-сигналы воспринимаются отдельно, равен длительности сигнала по времени  $\tau$ . Соответственно, минимальное расстояние по глубине между элементами, при котором они воспринимаются отдельно, равно:  $\Delta L = C\tau/2$  (см. раздел 2.2).

Для того чтобы наблюдать только один интервал по глубине, необходимо выделить определенный интервал во времени - строб, или ворота (gate, или sample gate), и анализировать эхо-сигналы, приходящие в стробе. Положение этого строба на оси времени  $t$  однозначно определяется глубиной расположения сосуда. Ширина строба выбирается равной или большей длительности импульса  $\tau$ .

Область, ограниченная шириной приемно-передающего УЗ луча и длиной строба (рис. 18), характеризует контрольный объем в импульсно-волновом доплере, т.е. ту область, в которой оценивается спектр скоростей кровотока. Длина и положение строба во времени (и следовательно, по глубине) однозначно связаны с размерами и положением контрольного объема. Поэтому зачастую вместо термина «строб» используется понятие контрольного объема. В начале исследования, например в тех случаях, когда ведется поиск сосуда, длина строба может выбираться в несколько раз больше длины импульса. При этом строб по глубине может иметь размер 5-10 мм. Соответственно и контрольный объем, т.е. область анализа эхо-сигналов, достаточно велик.

При исследовании скоростей в профиле сосуда или в локальной области сердца величина строба выбирается минимальной - почти равной или несколько большей, чем длина импульса излучения. В этом случае контрольный объем минимален (рис. 19), и, последовательно передвигая строб по глубине, можно анализировать спектр скоростей в каждом из малых объемов.

Приведенные примеры наглядно иллюстрируют тот факт, что для измерения доплеровских сдвигов частоты на отдельных интервалах по глубине

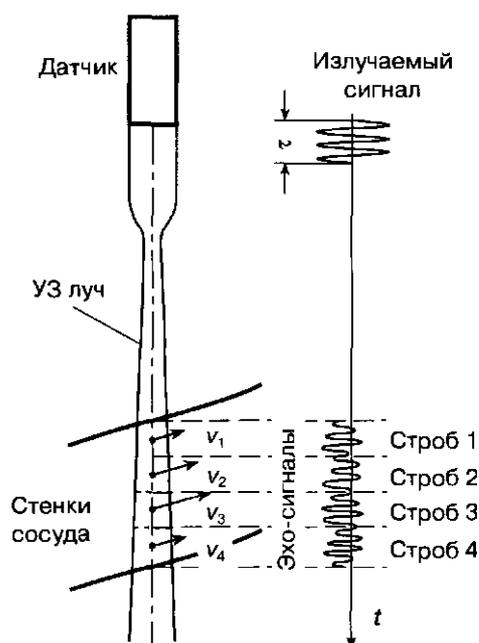


Рис. 19. При коротком сигнале возможно получение информации о скоростях кровотока на отдельных участках сечения крупного сосуда (в профиле сосуда). Скорость измеряется отдельно на каждом участке в стробах 1,2, 3 и 4.

целесообразно применять короткие импульсные сигналы. Однако при использовании коротких сигналов получается гораздо более низкая точность измерения доплеровского сдвига частоты, чем при длинных сигналах.

Это объясняется, во-первых, тем, что короткие, импульсы имеют соответственно более низкий уровень энергии, и, следовательно, всегда присутствующие шумы и помехи в большей степени затрудняют измерение сдвига частоты.

Во-вторых, снижение точности обусловлено тем, что с уменьшением длительности сигнала расширяется соответствующий ему спектр частот и затрудняется измерение доплеровских сдвигов частоты.

#### Глава 4

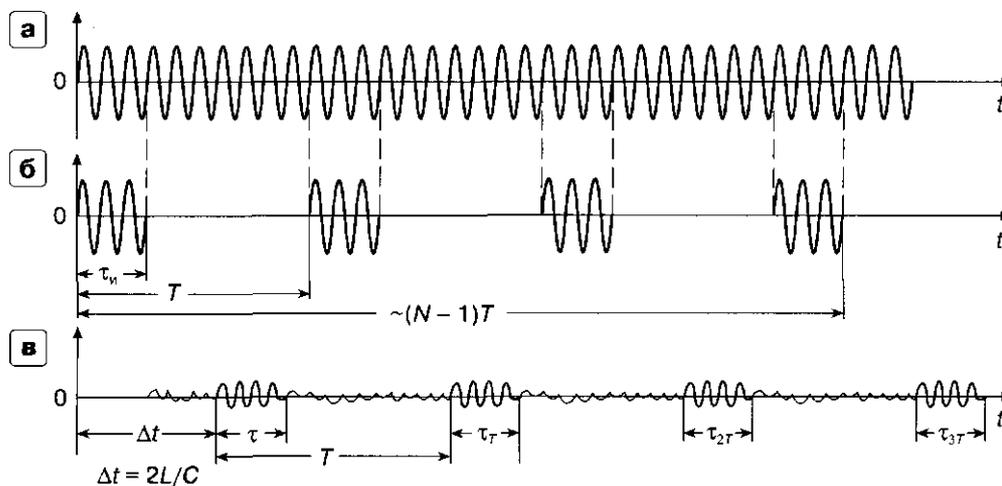


Рис. 20. Импульсно-волновой доплер. а - сигнал генератора с частотой  $1/d$ . б - сформированная пачка из  $N$  импульсов с периодом повторения  $T$ . в - пачка эхо-импульсов, отраженных от движущихся структур;  $\tau_1, \tau_2, \tau_3$  - стробы, в которых осуществляется прием эхо-сигналов с глубины  $L$ .

Поэтому для измерения доплеровских сдвигов частоты применяются не просто короткие импульсные сигналы, а периодические последовательности импульсов, или так называемые пачки импульсов. Использование пачки коротких импульсов позволяет

устранить упомянутые недостатки, так как энергия пачки возрастает с увеличением количества импульсов, а спектр становится более узким. Таким образом, пачка импульсов дает возможность сохранить основные достоинства длинного сигнала, позволяющего с достаточной точностью измерять доплеровский сдвиг частоты. С другой стороны, пачка коротких импульсов дает возможность обеспечить ту же разрешающую способность по глубине, что и один короткий импульс.

На рис. 20а показан длинный синусоидальный сигнал, из которого формируется пачка импульсов (рис. 20б) путем вырезания коротких сигналов длительностью  $\tau$  каждый, отстоящих друг от друга на интервал  $T$ . Интервал  $T$  называется периодом повторения импульсов. Обратная величина  $F = 1/T$  называется частотой повторения импульсов (pulse repetition frequency - PRF). Это очень важная характеристика импульсных доплеровских сигналов, о которой еще будет сказано ниже.

Схема и основные устройства излучения и обработки сигналов в системе импульсноволнового доплера показаны на рис. 21. Пачка импульсов образуется из непрерывного сигнала генератора с частотой  $f_0$  при помощи формирователя пачки и подается на пьезопреобразователь датчика, в котором электрические сигналы трансформируются в механические колебания УЗ частоты и излучаются в направлении луча датчика. Этот же пьезопреобразователь служит и для приема отраженных эхо-сигналов. В этом принципиальное отличие датчиков для импульсноволнового доплера от датчиков для непрерывноволнового доплера, где для излучения и приема используются отдельные пьезопреобразователи.

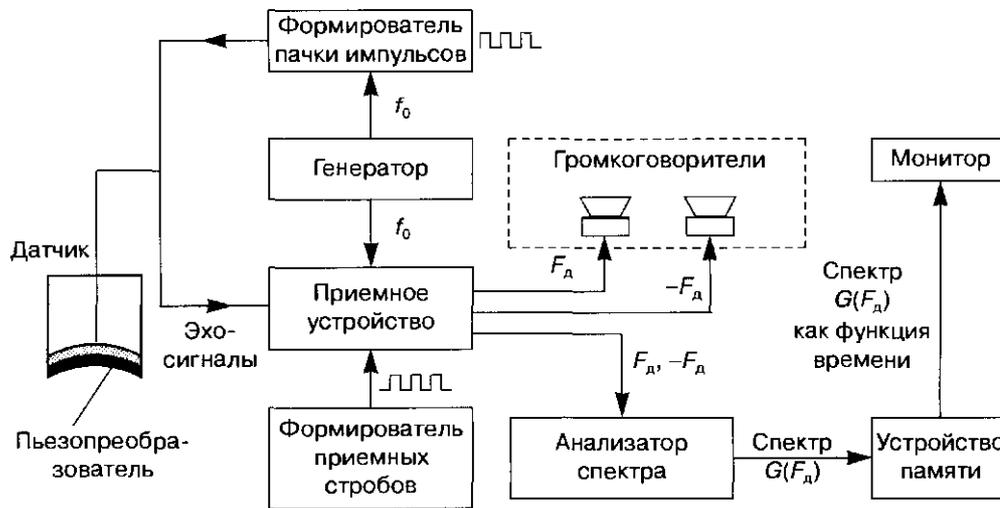


Рис. 21. Импульсноволновой доплер. Схема и основные устройства системы излучения и обработки сигналов.

Принятые датчиком акустические эхо-сигналы преобразуются им в электрические и поступают на приемное устройство (рис. 21). Эхо-сигнал от каждого отражающего элемента биологических структур также представляет собой пачку импульсов, сдвинутую (запаздывающую) по времени относительно излученной пачки на величину  $\Delta t = 2L/C$ , где  $L$  - глубина отражателя относительно поверхности датчика (рис. 20в). Когда элемен-

тарных отражателей много и они близко расположены друг относительно друга (что имеет место при обследовании биологических структур), эхо-сигналы от них образуют непрерывный шумоподобный сигнал. Для выделения импульсных эхо-сигналов, соответствующих одному элементу, прием осуществляется в стробах, обозначенных на рис. 20 буквами  $\tau_1, \tau_2, \tau_3$  и т.д. Стробы устанавливаются со сдвигом во времени относительно каждого из излучаемых импульсов пачки на величину  $\Delta t = 2L/C$ , при этом временной интервал между соседними стробами равен  $T$ .

Как уже было сказано, глубина соответствует ожидаемому расположению обследуемого объекта, например сосуда или части его сечения. Формирование приемных стробов является функцией одного из устройств системы (рис. 21). После выделения эхо-сигнала его частота сравнивается с частотой  $f_0$  генератора, и если эхо-сигнал обязан своим происхождением движущимся структурам (кровотоку), то выделяются составляющие эхо-сигнала с частотами доплеровского сдвига  $F_d$  (положительными или отрицательными). Эхо-сигналы на частоте доплеровского сдвига поступают на два громкоговорителя: один для положительных, другой для отрицательных сдвигов частоты. Эти же эхо-сигналы подаются на анализатор спектра, вычисляющий спектр частот доплеровского сдвига  $D(F_d)$ . Спектр запоминается в устройстве памяти и отображается на мониторе прибора (рис. 21) в виде картинки, аналогичной показанной на рис. 16.

Предположим теперь, что отражающая структура находится не на глубине  $L$  а на глубине  $L_1 = L + TC/2$ , т.е. на временном расстоянии от начала оси времени, равном  $(\Delta t + T)$  (рис. 22).

#### Глава 4

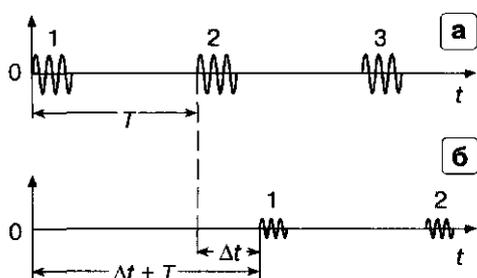


Рис. 22. Неоднозначность определения глубины отражающих структур в системах импульснoво-волнового доплера. а - пачка излучаемых импульсов, б - пачка принимаемых сигналов.

Это означает, что импульсы пачечного эхо-сигнала попадут в ворота  $\tau_1, \tau_2$  и т.д. Система импульснoво-волнового доплера обнаружит эти импульсы и воспримет их так же, как эхо-сигналы от структуры на глубине

и будет измерять их спектр частот доплеровского сдвига. При этом система не в состоянии определить точно, на какой же действительно глубине -  $L$  или  $L_1$  - находится отражающая структура, т.е. имеет место неоднозначность измерения глубины.

Происходит это в тех случаях, когда первый эхо-импульс приходит позже, чем датчиком излучается второй импульс пачки.

Если движущиеся отражающие структуры (например, сосуды) находятся одновременно на глубинах  $L$  и  $L_1$ , то система будет измерять некий суммарный доплеровский спектр, т.е. давать заведомо неверный результат.

Для того чтобы не было неоднозначности определения глубины, необходимо выполнение следующего условия для величины периода повторения импульсов в пачке:

$$T > 2L_{\max}/C,$$

где  $L_{\max}$  - максимальная глубина, в пределах которой мы хотим обеспечить однозначные измерения.

Кстати, это требование всегда выполняется в режиме В, где тоже в процессе сканирования периодически излучаются короткие импульсы.

Стремление выполнить требование однозначного измерения глубины в системах импульсно-волнового доплера приходит в противоречие с требованием однозначного определения доплеровского сдвига частоты. Об этом подробнее рассказывается ниже.

#### 4.6. Измерение спектра доплеровских частот. Неоднозначность измерения спектра

Особенности доплеровских измерений спектра скоростей движения биологических структур довольно трудны для понимания. Вот почему в этом разделе даются некоторые начальные сведения о характеристиках сигналов, используемых для доплеровских измерений. Эти сведения известны инженерам, участвующим в разработке, производстве и эксплуатации УЗ приборов, но врачи - пользователи аппаратуры с этой информацией знакомы, как правило, недостаточно хорошо.

На рис. 23 (слева) представлены основные виды сигналов, используемых в УЗ диагностических системах. Эти сигналы излучаются датчиками, а получаемые в результате отражения в тканях эхо-сигналы принимаются теми же датчиками и далее усиливаются и преобразуются в системе.

Каждый из сигналов может быть представлен в виде суммы синусоидальных (гармонических) колебаний с различными частотами, амплитудами и фазами. Такое представление называется спектром сигнала.

Ультразвуковые сканеры с спектральным доплером

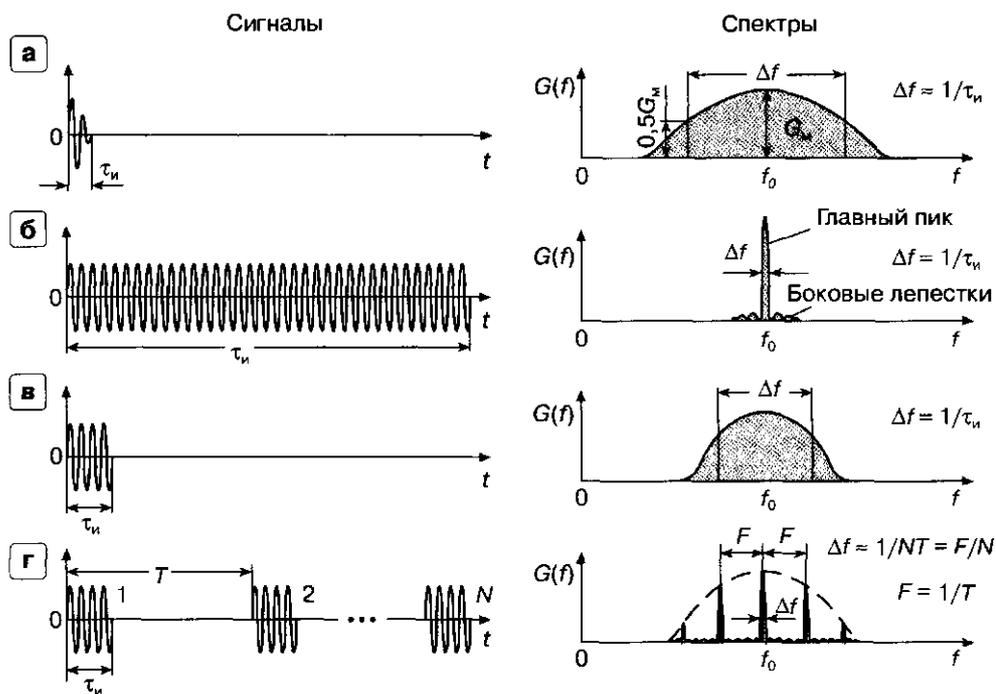


Рис. 23. Вид сигналов, используемых в ультразвуковой диагностике (слева), и соответствующих им амплитудно-частотных спектров (справа). а - В-режим, б - CW-режим, в - PW-режим - одиночный импульс, г - PW-режим - пачка из N импульсов.

Спектр характеризует распределение интенсивности сигнала по частотам, т.е. определяет, какие частотные составляющие представлены больше или меньше в сигнале (см. раздел 1.1).

Спектр - очень важная характеристика сигнала и связана с временным видом сигнала взаимнооднозначной зависимостью. Если известен вид сигнала, то спектр сигнала может быть вычислен с помощью так называемого преобразования Фурье. И наоборот, зная амплитудно-фазовый спектр, можно определить вид сигнала на оси времени путем вычисления обратного преобразования Фурье.

Естественно, принимаемые эхо-сигналы также характеризуются спектром, который может быть вычислен с помощью преобразования Фурье. В доплеровских УЗ системах, предназначенных для оценки спектра скоростей кровотока, принятые эхо-сигналы подвергаются обработке в специальных процессорах, вычисляющих преобразование Фурье, т.е. оценивающих спектр эхо-сигналов. Для ускорения вычислений применяется специальный алгоритм - быстрое преобразование Фурье (БПФ, или FFT - fast fourier transform).

Рассмотрим импульсный сигнал, используемый для получения двухмерного серошкального изображения в В-режиме (рис. 23а). Длительность этого сигнала  $t_n$  очень мала, что обусловлено стремлением получить хорошее продольное разрешение. Амплитудный спектр  $G(f)$  этого сигнала, на против, очень широкий.

Вообще для сигналов простой формы существует четкая связь между длительностью сигнала  $\tau$  и шириной его спектра чем короче импульс, тем шире его спектр, и наоборот, чем длиннее сигнал, тем уже спектр. Ширина спектра приближенно равна

$$\Delta f \approx 1/\tau.$$

В реально используемых датчиках сигналы в В-режиме имеют ширину спектра  $\Delta f$  не менее 40-50% от центральной частоты  $f_0$ . Например, при работе с датчиком 3,5 МГц ( $f_0 = 3,5$  МГц) ширина спектра - не менее 1,4 МГц. Длительность сигнала  $\tau$  при этом не более 0,7 мкс. В современных системах все чаще используются сигналы с еще более широким спектром частот, что обеспечивает высокую разрешающую способность.

В доплеровских системах с CW-режимом используется очень длинный синусоидальный сигнал на одной частоте  $f_0$  (рис. 23б). Спектр этого сигнала чрезвычайно узкий и сосредоточен в очень малой области частот около  $f_0$ . Например, если длительность сигнала 10 мс, то ширина спектра сигнала  $\Delta f \approx 100$  Гц. Таким образом, в CW-режиме применяются сигналы с существенно меньшей шириной спектра, чем в В-режиме. Это имеет решающее значение для точности измерения доплеровского спектра частот.

Основным недостатком режима непрерывноволнового доплера, как уже говорилось, является отсутствие разрешающей способности по глубине. Поэтому в режиме PW - альтернативном методе оценки доплеровского спектра, применяются импульсные сигналы, длительность которых существенно меньше, чем в режиме CW, но несколько больше, чем в режиме В (рис. 23в). Ширина спектра такого одиночного импульса хоть и меньше, чем в режиме В, но слишком велика, чтобы обеспечить измерение спектра частот доплеровского сдвига с таким же качеством, как в режиме CW.

Поэтому в режиме PW применяется пачка импульсов, спектр которой имеет специфический вид, называемый «гребенчатой функцией» (рис. 23г). Вместо одного явно выраженного максимума спектр пачечного сигнала имеет много пиков. Ширина каждого из узких пиков одна и та же и определяется длительностью пачки из  $N$  импульсов:

$$\Delta f \approx 1/(NT).$$

Расстояние  $F$  между отдельными пиками на оси частот равно частоте повторения импульсов (PRF).

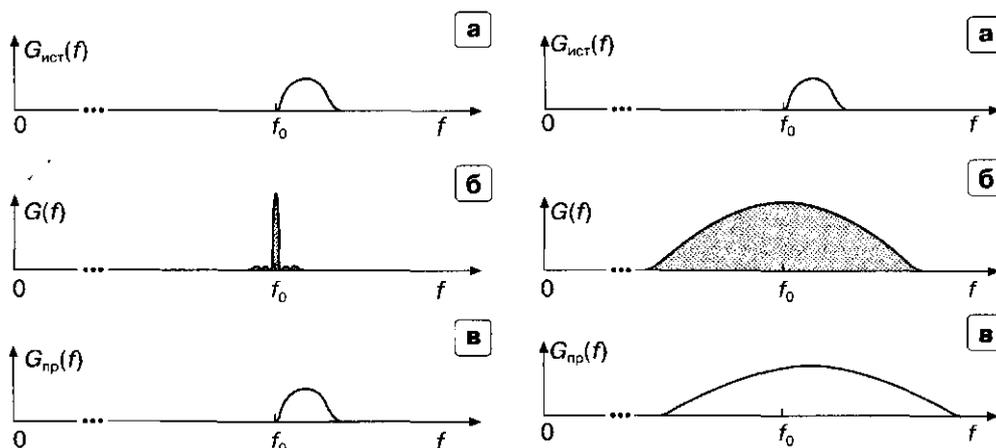
Уровень отдельных пиков различен и определяется огибающей (пунктирная линия на рис. 23г), которая в точности повторяет форму спектра одиночного импульса пачки (рис. 23в).

Рассмотрев вид сигналов и их спектров, мы можем теперь пояснить, как влияет вид сигнала (или его спектра) на качество измерения спектра частот доплеровского сдвига.

Предположим, что нам известен спектр скоростей кровотока в сечении сосуда  $G(v)$  и известна ориентация сосуда относительно датчика, т.е. угол  $\alpha$ . Мы можем вычислить теперь спектр частот доплеровского сдвига  $G(f)$ , используя уже известные нам соотношения:

$$G_{\text{ист}}(f) = f_0 \frac{2G(v) \cos \alpha}{c}$$

Вычисленный таким образом спектр частот доплеровского сдвига назовем истинным спектром, так как предполагается, что он измерен без всяких ошибок.



На рис. 24а дан пример спектра  $G_{\text{МСТ}}(f)$  для прямого кровотока.

В режиме CW спектр излучаемого сигнала  $G(f)$ , как уже говорилось, очень узкий (рис. 24б), т.е. излучается практически одна частота  $f_0$ . Поэтому спектр частот эхо-сигналов кровотока на выходе датчика  $G_{\text{пр}}(f)$  очень близок к истинному спектру частот доплеровского сдвига  $G_{\text{ист}}(f)$  и практически повторит по форме истинный спектр (рис. 24в).

Попытка использовать для измерения спектра частот доплеровского сдвига одиночный короткий импульс обречена на неудачу, так как такому импульсу соответствует широкий спектр частот, существенно превышающий по ширине истинный спектр частот доплеровского сдвига (сравним рис. 25а и 25б). Спектр частот на выходе приемного тракта в основном повторяет форму спектра излучаемого сигнала (см. рис. 25в).

Физический смысл результата понятен: каждой из частотных составляющих сигнала, а не только частоте  $f_0$ , соответствует спектр частот доплеровского сдвига, и если просуммировать все эти спектры, то и получим широкий спектр частот, не имеющий почти ничего общего с оцениваемым истинным спектром.

Можно пояснить полученный результат с помощью простой образной аналогии, полагая, что мы желаем нарисовать известный нам истинный спектр частот доплеровского сдвига с помощью фломастеров различной толщины.

В режиме С\Л/ мы для этого имеем тонкий фломастер с шириной линии, равной ширине спектра непрерывного сигнала на рис. 246. Поэтому рисунок спектра на рис. 246 очень похож на истинный спектр.

В случае одиночного импульса фломастер слишком толст (ширина его равна ширине спектра сигнала на рис. 256) для того, чтобы изобразить тонкий рисунок истинного спектра.

#### Глава 4

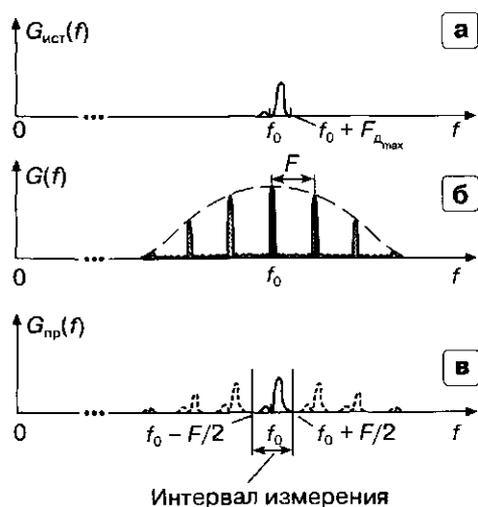


Рис. 26. Измерение спектра частот доплеровского сдвига в режиме РW при малой ширине истинного спектра, а - истинный спектр частот доплеровского сдвига с положительными и отрицательными составляющими, б - спектр излучаемой пачки импульсов с малой частотой повторения F, в - полученный спектр на выходе приемника ~ форма спектра оценивается однозначно в интервале измерения.

В режиме РW когда излучается пачечный сигнал, спектр излученного сигнала имеет многопиковый характер, и ширина каждого пика очень узкая. Если истинный спектр частот доплеровского сдвига имеет относительно малую ширину (рис. 26а), так что ширина его не превышает частоты повторения импульсов F(рис. 26б), то измерение спектра частот доплеровского сдвига возможно. Измеренный спектр при этом также

получается многопиковым (рис. 26в), хотя соответствует истинному спектру только та часть полученного в результате спектра, которая ограничена определенным интервалом измерения, в пределах от  $(f_0 - F/2)$  до  $(f_0 + F/2)$ , где  $F$  - частота повторения импульсов. На рис. 26в правильно измеренный спектр показан сплошной линией, а ложные измерения - пунктиром.

Опять поясним физический смысл полученного результата: в отличие от непрерывноволнового доплера, когда излучается практически одна частота  $f_0$ , при импульсноволновом доплере излучаются, кроме нее, составляющие с частотами  $f_0 + F$ ,  $f_0 - F$ ,  $f_0 + 2F$ ,  $f_0 - 2F$  и т.д. Каждая из этих частот порождает свой спектр частот доплеровского сдвига в соответствии с вышеприведенными соотношениями.

Возвращаясь к аналогии с рисунком фломастером, можно сказать, что в режиме импульсноволнового доплера мы имеем несколько тонких фломастеров, жестко связанных между собой (гребенку фломастеров). Рисуя центральным из них истинный спектр, мы вынужденно повторяем другими фломастерами ту же картину, но со сдвигом по оси частот вправо и влево.

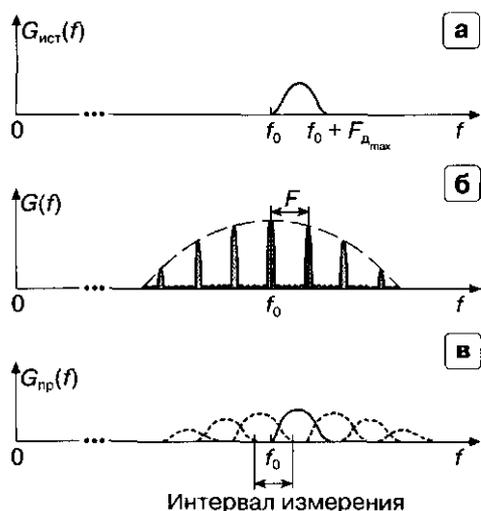
Интервал однозначного измерения истинного спектра частот доплеровского сдвига ограничен диапазоном  $(-F/2, +F/2)$  относительно несущей частоты % излучаемого сигнала. Поэтому в режиме PW очень важен правильный выбор  $F$ - частоты повторения импульсов излучаемой пачки.

Действительно, в примере, приведенном на рис. 26, при малой ширине истинного спектра, в интервале измерения  $(-F/2, +F/2)$  спектр измеряется правильно. Если же ширина истинного спектра выходит за пределы интервала измерения, можно получить совершенно неправильную оценку истинного спектра. На рис. 27 изображен такой случай. Видно, что при ширине спектра, большей, чем частота повторения  $F$ , спектр на выходе приемника сильно искажен, так как на истинный спектр накладываются сдвинутые ложные картины того же спектра. В результате определить истинный спектр невозможно.

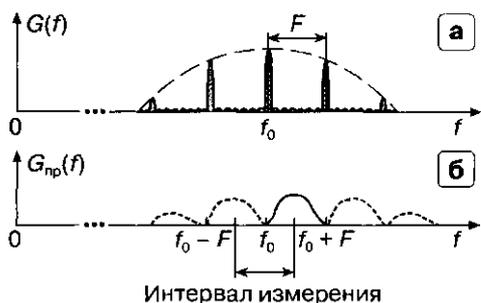
Это происходит вследствие малой частоты повторения  $F$  по сравнению с шириной оцениваемого спектра частот доплеровского сдвига.

Появление ложных изображений спектра вследствие неоднозначности измерения спектра частот доплеровского сдвига в англоязычной литературе называется *aliasing*. В отечественной технической литературе по обработке сигналов и изображениях используются различные синонимы для названия этого явления: неоднозначность измерения (определения) спектра, ложный спектр, наложение спектров, стробоскопический эффект, подмена частот. Среди врачей-специалистов, использующих диагностические приборы (в особенности в области УЗ диагностики), как уже говорилось, широкое распространение получил англоамериканский жаргон, в рамках которого рассматриваемое явление в литературе просто называют *aliasing*-эффектом либо используют неочевидные транслитерации. В частности, автору приходилось читать и слышать такие варианты, как «элайзинг», «алиасинг», «алазинг». Ситуация усугубляется тем, что в специальных словарях, в которых только и можно найти перевод термина *aliasing*, не дается произношение. Насколько нам известно, носители языка произносят *aliasing* как «элиэсинг», что достаточно трудно правильно выговорить русскоязычному специалисту. Поэтому в дальнейшем мы будем использовать наиболее с нашей точки зрения корректный и уместный в контексте данной книги термин «неоднозначность измерения спектра», иногда для напоминания о его происхождении подкрепляя в скобках

оригинальным английским термином. Неоднозначность измерения спектра является серьезным недостатком, присущим импульснoволинoвому допллеру.



**Рис. 27.** Неоднозначность измерения спектра частот допллеровского сдвига в режиме PW с малой частотой повторения. а – истинный спектр с большой шириной полосы. б – спектр излучаемой пачки импульсов. в – спектр на выходе приемника – имеет место искажение формы истинного спектра и неопределенность направления кровотока.



**Рис. 28.** Неоднозначность измерения спектра частот допллеровского сдвига в режиме P\|со средней частотой повторения (истинный спектр показан на рис. 27а). а - спектр излучаемой пачки импульсов, б - спектр на выходе приемника - форма спектра не искажена, имеет место неопределенность направления кровотока.

Если увеличить частоту повторения  $F_1$ , то можно избежать наложения ложных картинок спектра на истинную (рис. 28). При этом форма спектра не искажена, однако имеет место неопределенность направления кровотока.

Рис. 29. Измерение спектра частот доплеровского сдвига в режиме PW с высокой частотой повторения (истинный спектр показан на рис. 27а). а - спектр излучаемой пачки импульсов, б - спектр на выходе приемника - форма спектра не искажена, в интервале измерения спектр и направление кровотока оцениваются однозначно (aliasing отсутствует).

В самом деле, при анализе спектра невозможно определить, какой из спектров соответствует истинному - в интервале  $(f_0, f_0 + F)$  или в интервале  $(f_0 - F, f_0)$ . Обе кривые могут также соответствовать турбулентному кровотоку, т.е. случаю одновременного наблюдения прямого и обратного кровотоков.

Для того чтобы решить задачу однозначной оценки истинного спектра, надо увеличить частоту  $F$ , т.е. перейти к высокой частоте повторения импульсов (режим HPRF - high pulse repetition frequency). В этом случае возможно практически однозначное измерение истинного спектра частот доплеровского сдвига (рис. 29).

Приведенные примеры дают возможность пояснить условие однозначного измерения спектра частот доплеровского сдвига, известное как критерий Найквиста:

которое означает, что максимальная частота доплеровского сдвига в спектре (рис. 26а и 27а) должна быть не более половины частоты повторения.

Стремление выполнить это требование для самого большого ожидаемого доплеровского сдвига частоты приводит к тому, что может не выполняться условие однозначного определения глубины, о котором говорилось выше,

$$T > 2L_{\max}/C.$$

Имея в виду, что  $T$ - можно переписать последнее неравенство

$$F < C/(2L_{\max}).$$

Тогда условие одновременного однозначного измерения доплеровского спектра и глубины можно представить в виде одного неравенства

$$F_{\text{дmax}} < C/(4L_{\max}).$$

Из этого неравенства следует, что чем большую ширину доплеровского спектра частот мы хотим однозначно измерить, тем в меньшем диапазоне глубин это можно сделать, чтобы выполнить требование однозначности определения глубины отражающих структур.

И наоборот, если мы хотим увеличить диапазон однозначно определяемых глубин, мы вынуждены пойти на уменьшение максимальной величины доплеровского сдвига частоты.

Если использовать ранее приведенные соотношения, которые по величине доплеровского сдвига частоты позволяют определить проекцию скорости кровотока в направлении на датчик, то можно написать условие однозначного измерения скорости кровотока и глубины

$$v \leq \frac{c^2}{8f_0 L_{\max}}$$

На рис. 30 это условие показано графически для различных частот датчика  $f_0$ . Для низкой частоты  $f_0 = 2$  МГц возможность однозначного измерения скоростей и глубин имеется в очень широком диапазоне их практических значений. На рис. 30 это область, находящаяся ниже кривой 1.

При частоте  $f_0 = 4$  МГц область однозначных измерений уменьшается (ниже кривой 2). Дополнительно она уменьшается еще и по причине ослабления чувствительности на этой частоте и, следовательно, снижения предельных глубин, на которых можно получать различимый доплеровский эхо-сигнал. Для  $f_0 = 4$  МГц эти глубины обычно не более 120 мм. Граница области, определяемая необходимой чувствительностью, обозначена на рис. 30 пунктирной линией 2'.

При частоте датчика  $f_0 = 8$  МГц область однозначности сужается еще более, и дополнительно уменьшается диапазон рабочих глубин до предельных значений 60 мм (пунктирная линия 3'). На рис. 30 область однозначных измерений для частоты  $f_0 = 8$  МГц заштрихована.

За пределами области однозначного измерения появляются грубые ошибки оценки спектра скоростей кровотока (aliasing) (рис. 31).

Перечислим основные достоинства метода импульсно-волнового доплера:

- наличие разрешающей способности по глубине, что позволяет выделять отдельные малые участки для оценки скорости кровотока (малые контрольные объемы);
- достаточно высокая чувствительность и точность оценки количественных диагностически значимых характеристик кровотока;
- простое совмещение режима РВ с режимом В в УЗ сканерах.

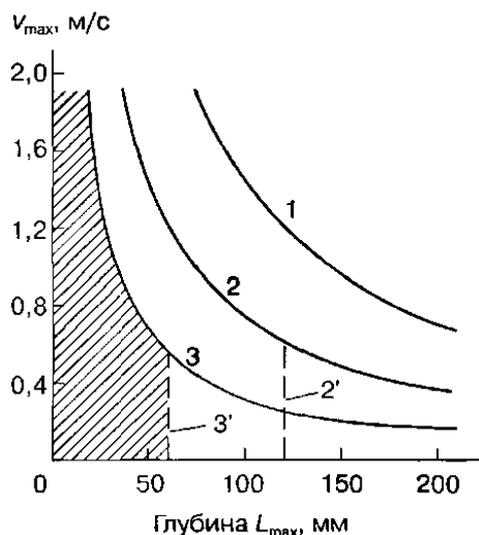


Рис. 30. Условие однозначного измерения одновременно глубины и скорости кровотока для различных частот датчиков при импульсноволновом доплере (PW). 1- $f_0 = 2$  МГц, 2- $f_0 = 4$  МГц, 3- $f_0 = 8$  МГц, 2',3'- границы области однозначных измерений для  $f_0 = 4$  МГц и  $f_0 = 8$  МГц.

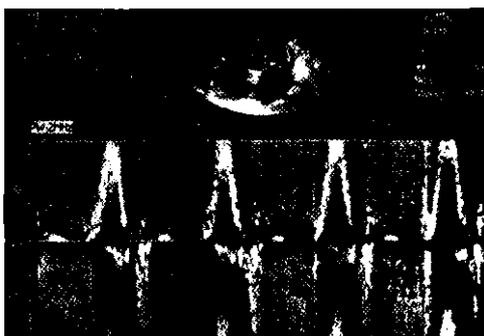


Рис. 31. Пример неоднозначности измерения спектра скоростей кровотока (aliasing).

Недостатки метода импульсноволнового доплера:

- возможность неоднозначного измерения спектра скоростей и, вследствие этого, появления искажения спектра скоростей (aliasing);
- неоднозначность определения глубины контрольного объема при больших частотах повторения импульсов (режим HPRF) и, как следствие, вероятность получения мешающей дополнительной информации;

#### Глава 4

- зависимость оценки спектра скоростей от угла между осью УЗ луча и направлением кровотока(аналогично методу непрерывноволнового доплера).

#### 4.7. Практические рекомендации, измерения и вычисления в режиме спектрального доплера

Особенности проведения исследований в доплеровских режимах в существенной степени определяются характеристиками используемого прибора. Конкретные указания на этот счет содержатся в инструкции по эксплуатации прибора (Operation Manual). Инструкция не может охватить все многообразие встречающихся на практике случаев, и здесь решающее значение имеет опыт врача, а также знание основных физических принципов работы в доплеровском режиме, о которых даются сведения в этой главе.

В приборах «слепого» доплера (где отсутствует В-режим) необходимо хорошее знание расположения сосудов для направления УЗ луча на интересующий сосуд и отстройки от всех других сосудов, находящихся рядом.

В дуплексных системах, когда имеется возможность наблюдать нужный сосуд на двумерном изображении, работа существенно облегчается. Однако и здесь могут возникать некоторые трудности. Так, если используются дуплексные датчики механического секторного сканирования, надо иметь в виду, что они не обеспечивают быстрый переход из режима В в доплеровский режим. Сначала поиск сосуда ведется по двумерному изображению, и после установки курсорной линии в нужном направлении (вдоль сечения сосуда) включается доплеровский режим (CW или PW). При этом режим В отключается, и требуется держать датчик в нужном направлении, корректируя, если надо, его положение точно так же, как и в приборах «слепого» доплера.

Если используются дуплексные датчики электронного сканирования (линейные, конвексные и фазированные секторные), то таких проблем не возникает, так как при переключении с В-режима в доплеровский режим время от времени включается автоматически В-режим, чтобы исследователь мог наблюдать двумерное изображение и с его помощью корректировать положение датчика. Указанная особенность датчиков электронного сканирования обусловлена практически мгновенным переходом из одного режима в другой, что невозможно сделать в датчиках механического сканирования в силу инерционности сканирующего пьезопреобразователя.

Далее мы постараемся дать некоторые практические рекомендации по настройке прибора и выбору его характеристик при работе в режиме спектрального доплера. В основном мы будем иметь в виду дуплексные приборы, так как они наиболее часто используются.

Установка луча. В режиме спектрального доплера (режим D) установка УЗ луча дуплексного датчика на выбранное сечение сосуда или сердца осуществляется с помощью курсорной линии. Курсорная линия определяет направление луча, в котором будет оцениваться спектр скоростей кровотока. Следует устанавливать направление луча таким образом, чтобы угол между ним и осью сосуда был меньше  $90^\circ$ , - чем он меньше, тем выше точность оценки скорости кровотока. Однако при уменьшении угла до  $25^\circ$  и менее (критический угол) УЗ сигнал может полностью переотражаться внутри сосуда и не поступать в виде эхо-сигнала обратно на датчик. Целесообразно поэтому выбирать доплеровский угол в пределах от  $30^\circ$  до  $70^\circ$ .

При использовании линейного датчика, в котором все лучи направлены перпендикулярно к его рабочей поверхности, может возникнуть трудность выполнения указанного требования, когда ось сосуда перпендикулярна оси любого из лучей датчика и получение доплеровских сигналов невозможно (например, в случае исследования сонной артерии). В этом случае имеет преимущество линейный датчик с возможностью изменения

направления лучей. В таком датчике лучи могут быть выставлены под требуемым углом без изменения положения самого датчика относительно поверхности тела.

Мощность излучения. Мощность излучения в режиме спектрального доплера необходимо по возможности снижать. Дело в том, что средний по времени уровень УЗ мощности, излучаемой в режиме D, значительно больше уровня, имеющего место в режиме В. Объясняется это большей длительностью сигналов, особенно в непрерывноволновом доплере, а также тем, что излучение осуществляется в одном и том же луче, в отличие от режима В, где луч перемещается в процессе сканирования.

Диапазон скоростей. Диапазон скоростей (velocity range) определяет максимальный интервал скоростей кровотока, оцениваемый при исследовании в режиме D. Этому диапазону соответствует вполне определенный диапазон частот доплеровского сдвига. Чаще всего на экране монитора отображается шкала скоростей кровотока (в м/с), иногда рядом указываются соответствующие значения доплеровских частот. В зависимости от рабочей частоты датчика одному и тому же значению скорости кровотока соответствуют различные значения доплеровской частоты.

В режиме непрерывноволнового доплера (CW) оценка скорости кровотока производится однозначно и с высокой точностью. Поэтому достаточно правильно выбрать диапазон скоростей, чтобы весь спектр скоростей кровотока в исследуемом сосуде отображался на экране без ограничений.

В режиме импульсноволнового доплера (PW) может иметь место неоднозначность оценки спектра скоростей кровотока (aliasing). Проявляется указанная неоднозначность в виде дополнительных ложных изображений спектра, которые, накладываясь на истинный спектр скоростей, делают невозможной его корректную оценку. Физические причины неоднозначности оценки спектра скорости доплеровским методом в режиме PW подробно рассмотрены в разделе 4.6. Пример проявления неоднозначности оценки спектра скоростей приведен на рис. 31.

Для того чтобы избавиться от неоднозначности, следует увеличивать частоту повторения пачки импульсов, излучаемых в режиме PW. Частота повторения импульсов (PRF) должна быть по крайней мере вдвое больше, чем максимальная ожидаемая частота доплеровского спектра. На практике, чтобы установить нужную частоту повторения и избавиться от искажений на картине спектра, следует увеличивать диапазон скоростей (а значит PRF) до тех пор, пока не будут устранены искажения.

Увеличение частоты повторения, особенно переход к высокой частоте повторения (HPRF), которая устанавливается при выборе максимальных значений диапазона скоростей, может повлечь за собой появление неоднозначности по глубине.

## Глава 4

Для исключения искажений спектра скоростей в режиме PW, помимо увеличения диапазона скоростей, можно использовать и другие способы.

1. Уменьшение проекции скорости на ось луча путем изменения наклона датчика по отношению к оси сосуда, т.е. увеличения доплеровского угла.

2. Использование более низкой частоты излучения датчика за счет смены датчика на более низкочастотный или переключения рабочей частоты датчика на более низкую, если датчик многочастотный.

3. Сдвиг базовой линии (см. ниже). Два первых способа имеют общий

недостаток, связанный с уменьшением точности оценки спектра скоростей.

Радикальный способ устранения неоднозначности оценки спектра скоростей - использование режима непрерывноволнового доплера (CW). Следует сказать, что далеко не во всех УЗ сканерах дуплексные датчики могут работать в режиме CW наряду с режимом PW. В этом случае можно перейти к специализированным доплеровским датчикам (например, карандашного типа). Так как в режиме CW отсутствует разрешающая способность по глубине, то возникает трудность установки датчика таким образом, чтобы в области исследования находился только один сосуд. Напомним, что область исследования (контрольный объем) в режиме CW имеет большую протяженность по глубине.

Сдвиг базовой линии. Сдвиг базовой линии (base line shift) дает возможность уменьшить или устранить искажение спектра скоростей кровотока в режиме PW. Первоначальное положение базовой линии разделяет шкалы скоростей прямого и обратного кровотока. Сдвиг, например, вниз, в сторону шкалы обратного кровотока, уменьшает диапазон оценки спектра скоростей обратного кровотока, на зато настолько же увеличивает диапазон оценки спектра скоростей прямого кровотока. В пределе, при смещении базовой линии вниз до конца можно вдвое увеличить диапазон однозначной оценки скоростей прямого кровотока. При этом неискаженный спектр прямого кровотока можно получить только в том случае, если полностью отсутствует спектр скоростей обратного кровотока. Последнее обстоятельство необходимо обязательно иметь в виду при использовании сдвига базовой линии.

Контрольный объем в режиме PW. Контрольный объем, или строб, определяет ширину интервала по глубине (вдоль оси луча), в котором оценивается спектр кровотока в режиме PW. Этот интервал устанавливается на выбранное сечение сосуда с помощью регулировки по глубине. Величина интервала выбирается по желанию пользователя из ряда значений, например 1, 2, 5 или 10 мм. На экране монитора границы интервала указываются на курсорной линии, обозначающей ось луча, в виде пересекающих ее сплошных коротких отрезков. Помимо основного интервала вдоль курсорной линии могут находиться и дополнительные фантомные или ложные интервалы (отображаются на экране в виде пунктирных отрезков - см. рис. 32).

Появление на экране фантомных интервалов обусловлено тем, что помимо неоднозначности оценки спектра скорости кровотока в режиме PW имеет место неоднозначность по глубине, в результате чего доплеровская скорость движения структур определяется не только на выбранной глубине, но и на других глубинах, расположенных на одинаковых расстояниях друг от друга, равных:  $\Delta L = C/2Fn$ , где  $F_n$  - частота повторения пачки импульсов,  $C$  - скорость звука в мягких тканях ( $C \approx 1540$  м/с).

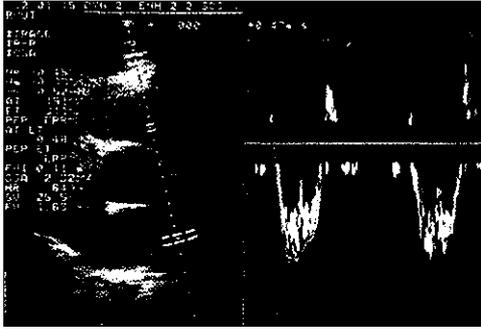


Рис. 32. Установка курсорной линии и контрольного объема для оценки спектра кровотока (сплошные отрезки - основной интервал, пунктирные отрезки - фантомный интервал).

Например, при максимальной частоте повторения (режим HPRF)  $F_n = 50$  кГц, что соответствует максимальному диапазону однозначно измеряемых доплеровских частот 25 кГц, фантомные интервалы отстоят друг от друга на расстоянии  $\Delta L = 3$  см.

В таких случаях необходимо следить за тем, чтобы в фантомные интервалы не попали другие сосуды, иначе будет искажена оценка спектра скоростей кровотока в сосуде, на который выставлен основной интервал. С этой целью можно изменять ракурс (угол) наблюдения и положение датчика на теле пациента.

Допплеровский фильтр пульсаций стенок сосудов. Допплеровский фильтр (Doppler filter), или фильтр пульсаций стенок сердца и сосудов (wall filter), служит для подавления эхосигналов от пульсирующих стенок сердца, сосудов и других движущихся структур, которые порождают артефакты и мешают наблюдать спектр скоростей кровотока. Допплеровские частоты мешающих сигналов сосредоточены в области низких частот, поэтому доплеровский фильтр подавляет сигналы в диапазоне частот доплеровского сдвига от 0 до одного из значений, выбранных из ряда 50, 100, 200, 400 Гц и т.д.

При использовании фильтра надо иметь в виду, что одновременно с устранением мешающих сигналов подавляются и полезные сигналы от медленно движущихся элементов крови. Частоту фильтра следует снижать при анализе медленного кровотока и при снижении рабочей частоты датчика. При наблюдении кровотока в венах фильтр может быть вообще отключен.

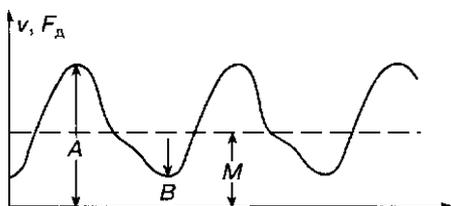
Высокие частоты доплеровского фильтра устанавливаются при исследовании сосудов с высокими скоростями кровотока в случае, когда в контрольном объеме находится не только сам сосуд, но и стенка сосуда.

Скорость развертки. Скорость развертки (sweep speed) в режиме D регулируется так же, как и в M-режиме. При этом с помощью специальной ручки или клавиши может устанавливаться одно из значений интервала времени, которому соответствует отображаемая картина спектра кровотока. Типичные значения интервала: 2, 3, 4, 6 и 8 с.

Регулировка изображения. Для повышения контрастности наблюдаемой на экране картины спектра используются регулировки, позволяющие подавлять слабые сигналы, например доплеровская прекомпрессия (Doppler precompression). Улучшение

сглаживания достигается с помощью регулировки типа D-mode smoothing. Разрешающая способность в D-режиме по оси времени (оси развертки) или по оси частот(скоростей) в некоторых моделях приборов также может регулироваться.

#### Глава 4



Г '

Рис. 33. К вычислению диагностических параметров по измеренным значениям скоростей (частот) на спектрограмме. А - максимальная систолическая скорость, В - конечная диастолическая скорость, М - средняя скорость.

#### Предстенозная Зона зона стеноза

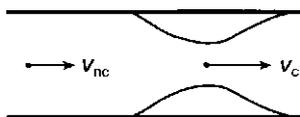


Рис. 34. Вычисление степени стеноза по результатам измерения максимальных скоростей в предстенозной зоне и зоне стеноза.

Как правило, управление перечисленными функциями осуществляется через меню прибора, так как пользуются ими редко.

Цветовое кодирование доплеровского спектра. Кодирование с помощью цвета (color profile) позволяет более четко отображать разные уровни яркости на спектральной картине, что может быть полезно при анализе получаемой информации.

Измерения и вычисления. Одним из преимуществ доплеровских методов УЗ диагностики является возможность получения количественной диагностически значимой информации об исследуемых движущихся структурах. Основные измерения связаны с анализом спектра скоростей (или частот доплеровского сдвига), в частности с определением максимальной систолической скорости, конечной (минимальной) диастолической скорости, а также средней скорости кровотока.

На основе измерений этих скоростей (или частот) вычисляются параметры (индексы), преимуществом которых является то, что они, как правило, не зависят от доплеровского угла.

Наиболее часто используются следующие параметры.

Систола-диастолическое отношение - СД (peak systolic to end diastolic ratio - SDR). Этот параметр вычисляется как отношение максимальной систолической скорости кровотока А и конечной диастолической скорости В (рис. 33):

$$\text{СД} = \text{А/В}.$$

Индекс резистентности (сопротивления) - ИР (resistance index - RI). Вычисляется на основе измерения тех же значений скоростей (частот кровотока) А и В (рис. 33).

$$\text{ИР} = (\text{А} - \text{В})/\text{А}.$$

Пульсационный индекс - ПИ (pul-satility index - PI). Рассчитывается на основе измерений значений А и В, а также средней скорости кровотока М (рис. 33)

$$\text{ПИ} = (\text{А} - \text{В})/\text{М}.$$

Перечисленные индексы в существенной мере зависимы друг от друга (коррелированы), поэтому в различных случаях может использоваться тот или другой из них.

Процент стеноза - ПС (percentage stenosis). Обычно используется для оценки степени сужения сосуда (артерии). Вычисляется в процентах на основе измерений максимальных скоростей в сосуде в зоне, предшествующей стенозу  $v_{nc}$ , и в самой зоне стеноза  $v_c$  (рис. 34):

$$\text{ПС} = (v_{nc}/v_c) \times 100\%.$$

С помощью доплеровских измерений могут вычисляться и другие количественные характеристики, например: градиент давления, время ускорения потока, время замедления потока, интеграл линейной скорости, ударный объем, площадь митрального отверстия, объемный кровоток, по-чечно-аортальный индекс.

Перечисленные, а также многие другие параметры и характеристики определяются с помощью специализированных программ - кардиологических и ангиологических. Подробные сведения об этих и других характеристиках можно найти в инструкциях по эксплуатации приборов.



## 5. УЛЬТРАЗВУКОВЫЕ СИСТЕМЫ С ЦВЕТОВЫМ ДОППЛЕРОВСКИМ КАРТИРОВАНИЕМ

### 5.1. ПРИНЦИПЫ ПОЛУЧЕНИЯ ЦВЕТОВОГО ДОППЛЕРОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ

Для режима цветового доплеровского картирования (CFM, см. главу 2) используются также обозначения CFI (color flow imaging), CDV (color Doppler visualization), CDI (color Doppler imaging), CF (color flow).

Цветовое доплеровское картирование в основе своей строится аналогично серошкальному (черно-белому) изображению, получаемому в обычных УЗ сканерах, не использующих доплеровскую информацию. Принципиальным отличием режима CFM является то, что в определенной (выделенной) части серошкального изображения выводится в цвете информация о скорости движения структур в каждом из элементов изображения.

В системе с цветовым доплеровским картированием, как и в обычном сканере, датчик излучает УЗ импульсы и принимает эхо-сигналы, приходящие с различных направлений и различных глубин. Глубина отражающих структур определяется по времени прихода импульса, так как скорость движения импульса в мягких тканях почти неизменна. Яркость соответствующей эхо-сигналу отметки на экране пропорциональна амплитуде сигнала. Все сказанное относится к случаю отражений от неподвижных структур.

Кровоток в серошкальном В-режиме, как правило, не виден (сечение сосуда темное) из-за недостаточного уровня эхо-сигналов, отраженных от форменных элементов крови. В режиме CFM более высокая энергия излучаемых сигналов позволяет наблюдать эти эхо-сигналы.

В эхо-сигналах, отраженных движущимися структурами, имеет место доплеровский сдвиг частоты, т.е. частота эхо-сигналов изменяется относительно частоты сигнала, отражаемого неподвижными структурами (рис. 1).

В каждом элементе изображения (или элементе разрешения), в котором имеет место доплеровский сдвиг частоты эхо-сигнала, аппаратура определяет знак этого сдвига (положительный или отрицательный) и среднее значение частоты сдвига.

По измеренному среднему значению доплеровского сдвига частоты можно вычислить среднее значение скорости движения в элементе (точнее, проекцию скорости на ось УЗ луча).

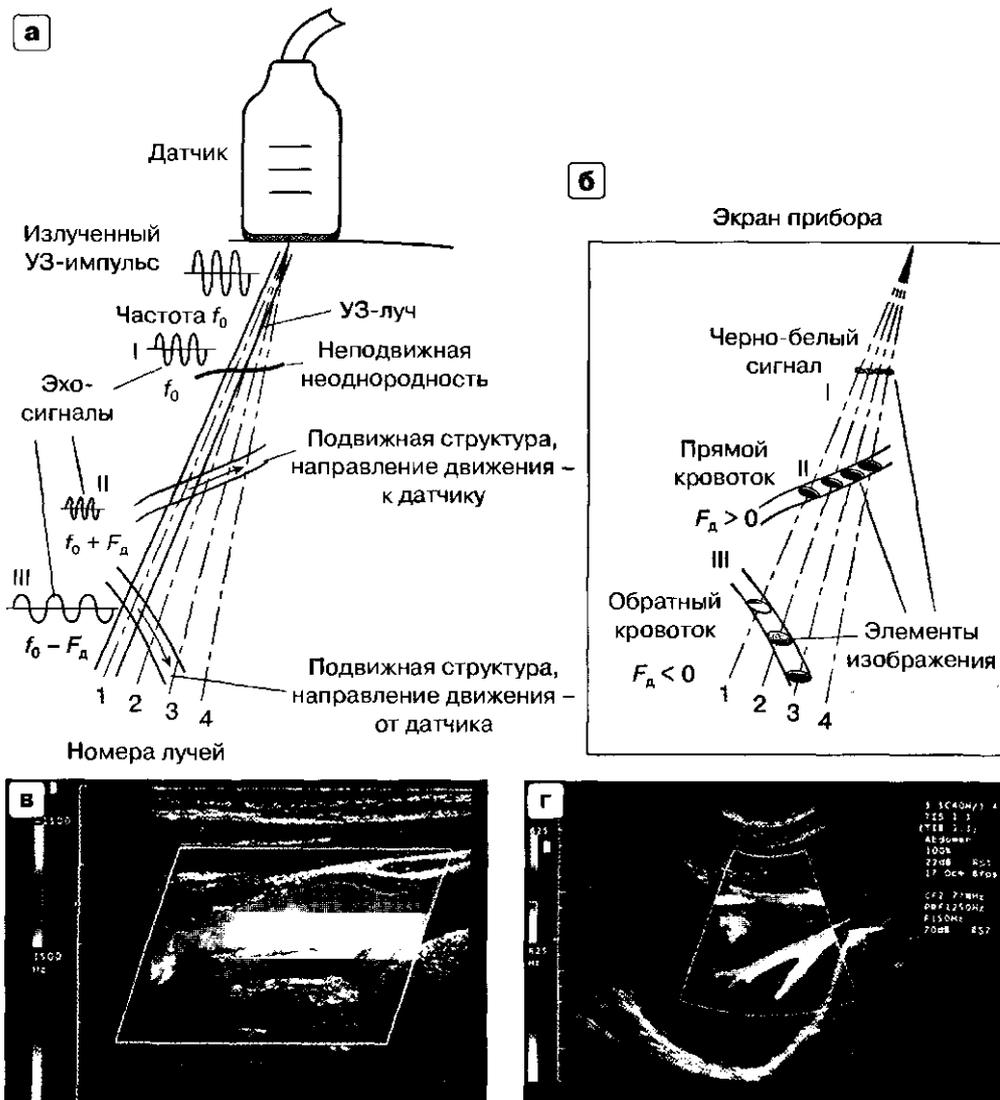


Рис. 1. Принципы формирования цветного доплеровского изображения, а - вид эхо-сигналов, отраженных неподвижной (I) и подвижными (II и III) структурами, б - вид на экране прибора элементов изображения, соответствующих эхо-сигналам I, II, III. в, г - примеры изображений в режиме CFM.

Направление и среднее значение скорости в ряде случаев можно вычислить и прямым измерением без использования доплеровских методов. В соответствии с направлением скорости элемент изображения окрашивается в красные или синие тона. При этом изменения цвета от темно-красного до красного, оранжевого и желтого отображают возрастающую величину среднего значения скорости для прямого кровотока. Для обратного кровотока в зависимости от величины сдвига цвет меняется от темно-фиолетового до голубого, иногда зелено-голубого и зеленого. Обычно цветовая палитра дается в качестве справочной на экране цветного монитора прибора рядом с акустическим изображением.

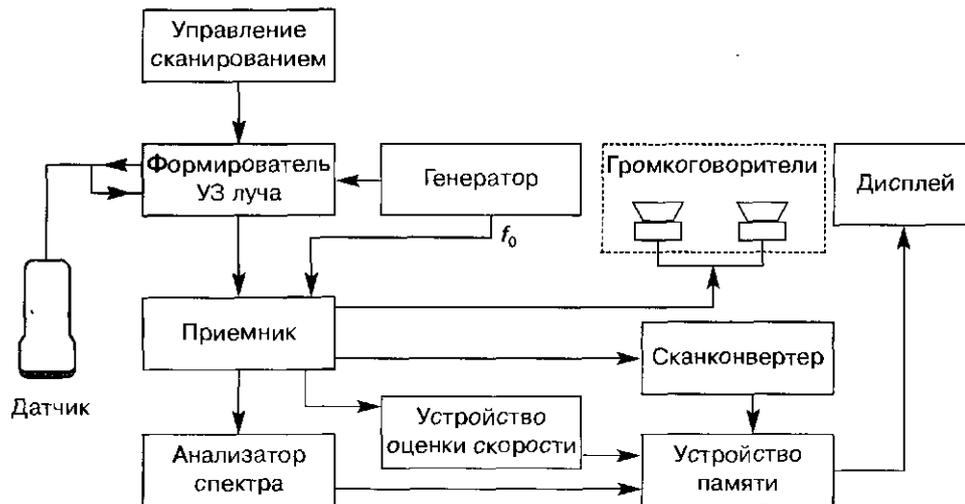


Рис. 2. Цветовое доплеровское картирование (режим CFM). Схема и устройства системы излучения и обработки сигналов.

В некоторых приборах отображаются не только направление и среднее значение скорости кровотока в анализируемом элементе, но и дисперсия (variance), характеризующая ширину спектра скоростей в этом элементе. Один из способов отображения - изменение насыщенности цвета; при этом к основному цвету подмешивается белый цвет тем в большей пропорции, чем больше дисперсия спектра скоростей.

Другой способ отображения дисперсии - включение вкраплений зеленого цвета в цветовой окрас каждого элемента изображения. Чем больше дисперсия спектра, т.е. чем шире спектр скоростей в элементе, тем больше площадь вкрапления зеленого цвета.

На рис. 2 дана структурная схема системы цветового доплеровского картирования, которая содержит устройства, обеспечивающие получение двухмерного изображения: формирователь УЗ луча, управление сканированием и сканконвертер. Кроме того, в систему обязательно входят те же устройства, что и в систему импульс-новолнового доплера (а иногда и непрерывноволнового доплера), включая анализатор спектра и громкоговорители.

Специфическим узлом системы цветового доплеровского картирования является устройство оценки скорости по результатам измерения направления и средней величины доплеровского сдвига частоты в элементах анализируемой области. Иногда это же устройство оценивает дисперсию спектра скоростей в каждом элементе.

Датчики, применяемые для цветового доплеровского картирования, аналогичны датчикам, используемым в сканерах с черно-белым изображением. Отличием их является то, что они могут работать в дуплексном режиме, т.е. одновременно в режимах В и CFM. В силу этого технология их изготовления должна обеспечивать высокую чувствительность при приеме доплеровских сигналов.

С учетом необходимости получать с помощью датчиков не только серо-шкальное изображение, но и доплеровскую информацию, работа с датчиками в режиме CFM имеет свои особенности.

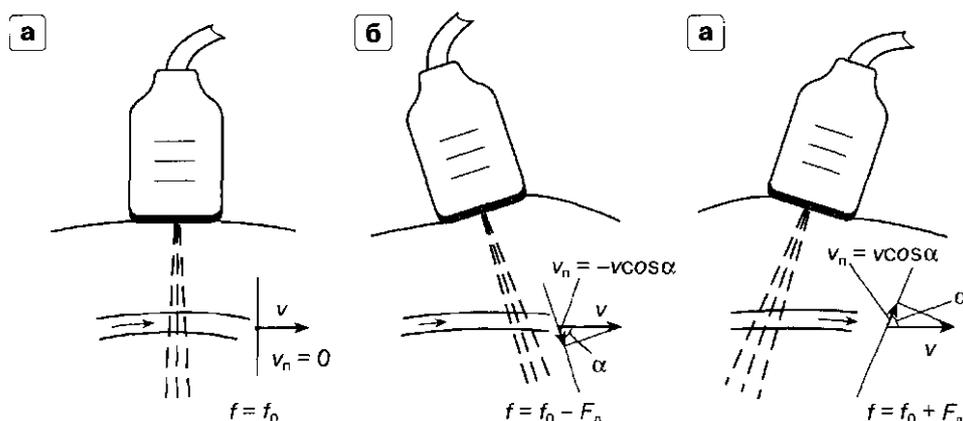


Рис. 3. Возможность оценки скорости кровотока в зависимости от взаимной ориентации датчика и сосуда, а - направление излучения-приема секторного датчика перпендикулярно направлению движения кровотока - измерение скорости невозможно, б - изменение ориентации датчика позволяет измерить проекцию скорости кровотока  $v_n$  - доплеровский сдвиг частоты  $F_d$  отрицателен, в - другая ориентация датчика относительно того же сосуда - сдвиг частоты  $F_d$  положителен.

При неблагоприятной ориентации оси УЗ луча датчика относительно скорости кровотока в сосуде, когда они перпендикулярны друг другу, проекция скорости движения на ось луча равна нулю и частота эхо-сигнала от движущихся структур  $f$  равна частоте  $f_0$ , излучаемой датчиком, т.е. доплеровский сдвиг частоты  $F_d = 0$  (рис. 3). В этом случае оценить скорость движения невозможно.

Один из способов, который позволяет решить задачу оценки скорости движения в этой ситуации, - изменение ориентации оси датчика относительно направления движения в ту или другую сторону (рис. 3б и 3в). В этом случае проекция скорости на ось УЗ луча имеет отрицательное или положительное направление относительно датчика, и возможно определение этой проекции скорости по измеренному значению доплеровского сдвига частоты  $F_d$ . Такой способ можно применять, когда используется датчик с малой апертурой (малым размером рабочей поверхности), например секторный датчик (механического или электронного сканирования) или конвексный, а также микроконвексный датчик.

Если применяется линейный датчик с большой апертурой (большим размером рабочей поверхности), затруднительно изменять ориентацию датчика простым наклоном в ту или иную сторону, так как при этом может быть нарушен контакт рабочей поверхности датчика с поверхностью тела. Радикальный способ решения проблемы - применение датчика с изменением направления излучения-приема (steering) относительно рабочей

поверхности датчика (рис. 4). Указанный способ усложняет аппаратуру, однако эффективно решает проблему оценки скорости в неблагоприятных ситуациях.

Режим цветового доплеровского картирования (CFM) принципиально отличается от режимов спектрального доплера (CW или PW) прежде всего тем, что должен обеспечить оценку скорости кровотока сразу во многих элементах изображения, причем в реальном времени, т.е. с частотой кадров не менее 10-15 с-1.

## Глава 5

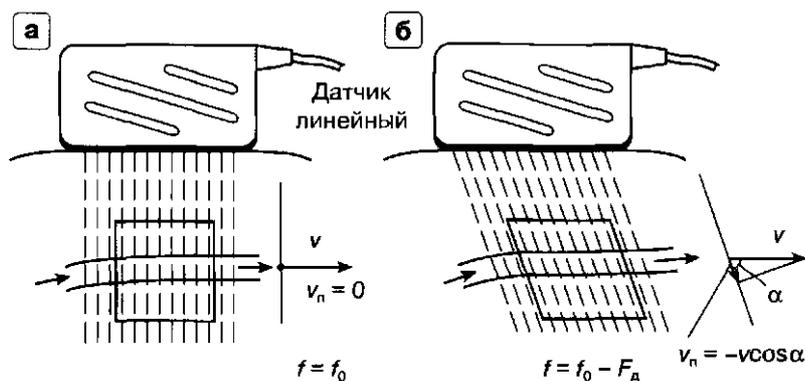


Рис. 4. Линейный датчик с изменением направления излучения-приема, а - неблагоприятный ракурс наблюдения, б - изменение ракурса наблюдения - доплеровский угол  $\alpha < 90^\circ$ .

Для измерения скорости в режиме CFM используется пачечный сигнал, похожий на сигнал, применяемый в режиме PW. Однако общая длительность сигнала и число импульсов в пачке в режиме CFM существенно меньше. На это имеются следующие причины.

1. Дефицит времени. Для того чтобы наблюдать достаточно представительную зону в режиме CFM, надо излучить пачечный сигнал в процессе сканирования последовательно по крайней мере в нескольких десятках соседних направлений УЗ лучей). Например, если число направлений 20, то для реализации частоты кадров 20 с-1 необходимо иметь длительность пачки сигналов не более 1,5-2 мс.
2. Ограниченное число цветов или оттенков, которые может воспринимать исследователь на экране дисплея и при этом мысленно соотносить каждому цвету определенное значение скорости кровотока. Число таких цветов, определяющее разрешающую способность по скорости в режиме CFM, как правило, не более 8 для одного направления, т.е. общее число не более 16. Большее количество цветовых оттенков иногда используется в более сложных и дорогих приборах.

По указанным причинам количество импульсов в пачке в режиме CFM много меньше, чем в режиме PW, где требуется более точная шкала измерения спектра скоростей.

Для оценки скоростей в режиме CFM не используется процессор быстрого преобразования Фурье (БПФ), как в режимах PW и CW, а применяется один из двух методов обработки сигналов:

фазовый метод, как правило, на базе процессора автокорреляционной обработки (phase-domain system);

метод измерения временных сдвигов с применением кросс-корреляционной обработки (time-domain system).

Первый метод использует доплеровский принцип измерения скоростей, при котором оценивается средняя величина доплеровского сдвига частоты в каждом контрольном объеме. Сдвиг частоты определяется путем измерения набега фаз эхо-сигналов между импульсами пачки и деления величины набега фаз на интервал времени между импульсами, т.е. на период пачки.

Второй метод, называемый TDU (time domain ultrasonography), основан на прямом измерении изменения положения совокупности движущихся отражателей (например, эритроцитов) на заданном интервале времени, после чего скорость их движения вычисляется простым делением пройденного пути на интервал времени. Изменение положения отражателей определяется по дополнительному временному сдвигу, возникающему в соседних импульсах пачки (рис. 5). Если совокупность отражателей за время  $T$  изменила свое положение вследствие движения со скоростью  $v \cos \alpha$  по направлению к датчику, то интервал между эхо-сигналами будет меньше, чем период  $T$  между излучаемыми импульсами, на величину  $\Delta T$ . Измерив величину  $\Delta T = 2(vT \cos \alpha)$ , можно оценить скорость движения отражателей.

Эхо-сигналы от движущихся структур на практике не имеют четких границ, подобных тем, которые показаны на рис. 5. Поэтому из всей совокупности эхо-сигналов с интервалом  $T$  между ними выделяются наиболее похожие друг на друга, и между ними измеряется временной сдвиг. «Похожесть» сигналов определяется с помощью алгоритма кросскорреляционной обработки.

Режим CFM позволяет наблюдать двухмерную картину распределения кровотока в области анализа в быстром темпе - с частотой смены кадров не менее 10-15 с-1. Это условие наблюдения в реальном времени фаз сердечного цикла. Однако частая смена кадров и быстрое изменение скоростей кровотока затрудняют восприятие динамической информации, так как при этом могут ускользать диагностически значимые детали изображения.

Поэтому в большинстве современных приборов, использующих режим CFM, имеется возможность запоминать ряд последовательно получаемых кадров (не менее нескольких десятков) с тем, чтобы потом их просматривать в более медленном темпе. Такой способ запоминания и просмотра кадров называется кинопамятью (см. главу 3). Обычно запись кадров сопровождается синхронной регистрацией с отображением на экране прибора кривой ЭКГ, получаемой с одного отведения. Синхронизация с кривой ЭКГ позволяет при последующем просмотре точно привязывать каждый кадр к определенной фазе сердечного цикла.

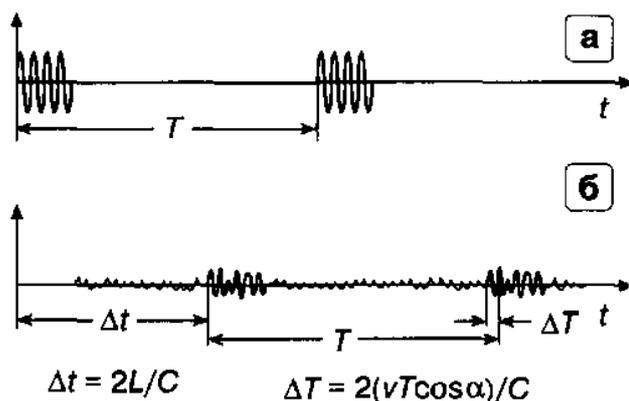


Рис. 5. Оценка скорости движения методом измерения временных сдвигов с применением корреляционной обработки, а - излучаемые импульсы пачки с периодом  $T$ . б - принимаемые эхо-сигналы от движущейся структуры: второй эхо-импульс приходит не через период  $T$  относительно первого эхо-импульса, а немного раньше из-за движения структуры к датчику со скоростью  $v$  (L - глубина расположения движущейся структуры).

## Глава 5

Достоинство режима CFM по сравнению с режимами спектрального доплера очевидно: возможность в реальном времени наблюдать двухмерную картину кровотока в достаточно большой зоне, отображая информацию о средних скоростях (а иногда и о ширине спектра скоростей) в каждом отдельном элементе изображения.

Недостатки режима CFM:

- те же недостатки, которые присущи методам спектрального доплера и связаны с зависимостью оценки скорости от угла между осью УЗ луча и направлением кровотока, а также недостаток, общий с режимом PW, - появление искажений и ошибок оценки средней скорости вследствие неоднозначности (aliasing);
- получение в основном качественной информации о скоростях кровотока в отличие от методов спектрального доплера, где возможна оценка количественных характеристик.

Вследствие того, что режим цветового доплеровского картирования в современных приборах обязательно сочетается с режимами спектрального доплера (PW и часто CW), это дает возможность сочетать все достоинства режимов.

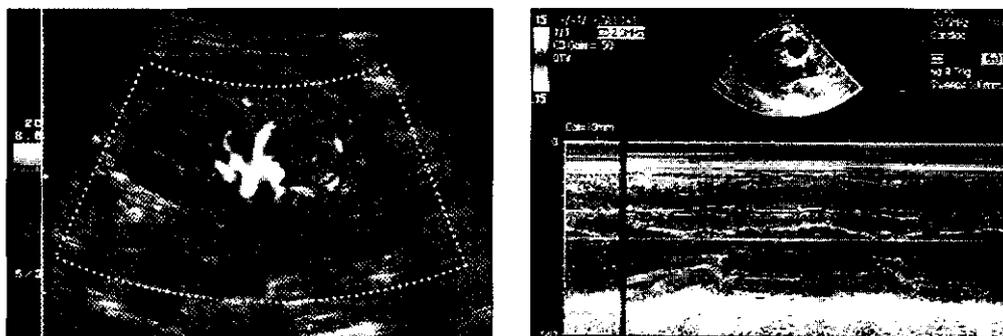
### 5.2. Модификации цветового картирования: энергетический доплер, тканевый доплер

В начале 90-х годов были разработаны и позднее появились в продаже приборы с новыми технологиями, которые позволили существенно расширить сферы применения доплеровских методов.

Энергетическая доплеровская эхография, или энергетический доплер (PD - power Doppler); в англоязычной литературе имеется несколько синонимов: color angio, ultrasound angiography, color Doppler energy (CDE), color power angio (CPA), power flow (PF). Этот режим является модификацией режима цветового доплеровского картирования и отличается от него тем, что позволяет отображать двухмерную картину расположения и формы сосудов, выделяя их одним цветом на фоне обычного изображения в В-режиме. Метод энергетического доплера не дает информацию о средней скорости кровотока в отдельных элементах изображения, а регистрирует факт наличия кровотока. В этом смысле он близок методу рентгеновской ангиографии и позволяет наблюдать сосуды со слабым кровотоком, такие, как сосуды почек, яичек, плаценты и т.д. Оттенки цвета (как правило, с переходом от темно-оранжевого к оранжевому и желтому) несут информацию об интенсивности сигналов, отраженных движущимися элементами крови (рис. 6). Основные преимущества метода: практически полная независимость от доплеровского угла, повышенная чувствительность, большая частота кадров по сравнению с другими доплеровскими методами, отсутствие неоднозначности измерения спектра.

К недостаткам энергетического доплера следует отнести большую чувствительность к любому движению. Перемещение датчика, сдвиг мягких тканей - всё это может исказить изображение.

Доплеровская визуализация тканей (DTI - Doppler tissue imaging, или TSI - tissue specific imaging). Метод используется для регистрации движения тканей, например миокарда, путем отображения на двухмерной картине пространственного распределения скоростей движения отдельных элементов тканей тем же способом, что при цветовом доплеровском картировании.



Принципиальное отличие метода состоит в том, что если при цветовом доплеровском картировании с помощью фильтров исключаются эхо-сигналы от движущихся стенок сердца и сосудов, то при доплеровской визуализации тканей, наоборот, исключается информация о кровотоке и регистрируется только движение тканей. Возможность выделения отдельно эхо-сигналов от движущихся стенок сердца и сосудов обусловлена тем, что доплеровский сдвиг частоты у этих сигналов существенно меньше, чем у эхо-сигналов от кровотока. Указанный малый сдвиг частоты измеряется, и в зависимости от его величины определяется скорость перемещения тканевых структур в отдельных элементах изображения (рис. 7). Если в этих элементах изображения присутствует кровоток с малой скоростью движения, то скорость движения тканей может определяться с ошибкой.

Возможны различные режимы отображения информации о движении тканей: картирование относительной скорости и направления движения тканей; картирование ускорения (изменения во времени скорости); картирование уровня энергии эхо-сигналов от движущихся тканей. Области применения метода включают прежде всего исследования физиологической функции миокарда.

Конвергентный цветовой доплер (CCD - convergent color Doppler). Метод, объединяющий возможности цветового доплеровского картирования и энергетического доплера. Если уровень эхо-сигналов от элементов кровотока выше определенного порога, то отображается информация о скорости кровотока, как в обычном режиме CFM. Информация о кровотоке с малым уровнем эхо-сигналов (ниже порога) отображается так же, как в режиме энергетического доплера.

Возможны другие модификации метода конвергентного доплера, когда для сильных эхо-сигналов на двухмерной картине дополнительно отображается информация об энергии отраженных сигналов или во всем диапазоне сигналов отображается информация об энергии сигналов и направлении кровотока.

Цветовой М-режим (color M-mode). Этот метод есть модификация М-режима, в которой движущиеся структуры, например кровотоки, в выбранном сечении сосуда отображаются в цвете, причем оттенок цвета определяется средней скоростью движения в каждом контрольном объеме. Цветовой М-режим позволяет наблюдать изменение во времени профиля скоростей в сечении сосуда или в выбранном сечении сердца.

## Глава 5

Кинетическое изображение (KI -kinetic image, или СК - color kinesis). Метод не является доплеровским, но используется в цветовых доплеровских системах, позволяя выделять цветом границы движущихся тканей (например, стенок сосудов) и наблюдать траекторию их движения во времени за счет отображения «следа» движения границ. При этом положения границы в последовательные моменты времени кодируются различным цветом или оттенками цвета.

Трехмерное цветное доплеровское картирование. В некоторых системах высокого класса имеется режим получения псевдотрехмерного цветного изображения (spatial flow). В этом режиме используется возможность запоминания нескольких кадров изображения. После включения режима исследователь перемещает датчик или изменяет его угловое положение, не нарушая контакта датчика с телом пациента. При этом в приборе запоминаются последовательные кадры изображения, полученные в различных ракурсах. На основе полученных кадров в устройстве обработки системы реконструируется псевдотрехмерное изображение только цветной части изображения, характеризующей кровотоки в сосудах. Это трехмерное изображение сосудов можно поворачивать и наблюдать с различных сторон. Недостатком такого способа получения трехмерного изображения является возможность больших геометрических искажений из-за того, что трудно обеспечить равномерное перемещение датчика вручную с нужной скоростью при регистрации информации.

Для исключения указанного недостатка необходимо обеспечить автоматическое перемещение датчика по третьей координате или точное определение его положения в момент получения каждого кадра. Метод, позволяющий получать трехмерные

изображения без искажений, называется методом трехмерной эхографии (3D) и подробно рассматривается в разделе 7.1. В случае исследования трехмерного изображения движущихся структур, в частности кровотока, этот метод называется иногда режимом 4D, так как предполагается, что трехмерная картина распределения скоростей должна наблюдаться во времени. Этот метод находится в начальной стадии развития из-за трудностей, связанных с острым дефицитом времени, необходимым для получения информации.

Для трехмерного картирования необходимо дополнительно получить не менее 20-30 кадров в процессе перемещения плоскости сканирования по третьей координате. Следовательно, время получения трехмерного массива данных может составлять секунду или более. Это слишком большой интервал, так как картина распределения скоростей будет искаженной вследствие того, что отдельные кадры в трехмерном массиве будут соответствовать различным фазам сердечного цикла.

Существуют способы преодоления указанного недостатка, однако ценой потери качества информации, например способ уменьшения зоны обзора или способ параллельного приема сразу несколькими УЗ лучами (см. раздел 7.1). Если указанные принципиальные трудности будут преодолены, метод трехмерного цветового картирования займет достойное место среди других методов.

Трехмерная энергетическая доплеровская эхография, или трехмерная УЗ ангиография. Этот метод не позволяет отображать информацию о скоростях кровотока в сосудах - так же, как и двухмерный энергетический доплер, метод регистрирует только факт наличия кровотока. В результате перемещения датчика по третьей координате можно получать трехмерную (пространственную) картину расположения и формы сосудов и отображать ее на плоском экране в изометрическом (псевдотрехмерном) виде. Меняя ракурс наблюдения, т.е. поворачивая трехмерное изображение сосудов, можно получить достаточно полное представление о пространственном расположении и форме сосудов.

### 5.3. Практические рекомендации при работе в режиме цветового картирования

Изображение в режиме CFM в основе своей строится аналогично изображению в режиме В, поэтому многие из практических рекомендаций по регулировке параметров изображения, приведенные выше для режима В, применимы и в режиме CFM (см. раздел 3.4). Это относится к усилению, динамическому диапазону, усилению по зонам глубины, фокусировке, усреднению по кадрам, плотности линий и сглаживанию. Некоторые особенности этих регулировок в режиме CFM рассматриваются ниже.

Особо следует остановиться на регулировке мощности излучения. Все рекомендации по желательному снижению уровня излучаемой мощности в режиме В в еще большей мере относятся к режиму CFM, так как средний уровень излучаемой датчиком мощности в этом режиме существенно больше, чем в режиме В.

Область цветового картирования. После выбора с помощью режима В наиболее подходящего ракурса наблюдения осуществляется переключение в режим CFM. При этом устанавливается расположение, размер и форма области цветового картирования (flow area), или цветового окна (color window). В зависимости от типа датчика эта область

может иметь форму прямоугольника и параллелограмма - для линейных датчиков, или сектора - для конвексных и секторных датчиков. Выбирается диапазон глубин цветового окна и его ширина (линейная или угловая).

Выбор цвета (color map selection или color coding) позволяет подобрать наиболее удобную палитру цветов для отображения диапазона наблюдаемых скоростей. В зависимости от того, наблюдается ли сердце с большими скоростями кровотока или периферические сосуды с медленным кровотоком, можно изменять палитру, чтобы лучше наблюдать градации скоростей в каждом из указанных случаев.

С помощью цветового кодирования можно дополнительно получить информацию о дисперсии, т.е. о разбросе скоростей в каждом элементе. В некоторых типах прибора с увеличением разброса скоростей к основному цветовому тону, характеризующему среднюю скорость, добавляется белый цвет. В других приборах с увеличением разброса увеличивается доля зеленого цвета, добавляемого к основному цветовому тону в виде вкраплений.

Для удобства наблюдения можно изменить окраску прямого и обратного кровотоков на обратную с помощью управления инверсией цвета (color inversion или color polarity).

## Глава 5

Диапазон скоростей. Режиму CFM свойственны недостатки, обусловленные применением такого же пачечного сигнала, как и в методе PW. Прежде всего это относится к возможности появления искажений и ошибок оценки скорости кровотока в каждом элементе вследствие неоднозначности. Способы устранения искажений такие же, как в методе PW (см. раздел 4.7):

- изменение угла наблюдения с целью уменьшения проекции скорости кровотока на ось УЗ луча;
- использование более низкой частоты излучения датчика;
- сдвиг базовой линии (color base line shift).

Допплеровский фильтр пульсаций стенок сосудов. Так же, как и в режиме спектрального доплера (см. раздел 4.7), при цветовом доплеровском картировании может использоваться фильтрация низкочастотных сигналов, возникающих из-за пульсации стенок сердца и сосудов (Doppler filter или wall filter, color reject). В режиме CFM имеется возможность наблюдать отдельно стенки сосудов и кровотоки. Это позволяет во многих случаях не включать фильтр. Для лучшего наблюдения медленного кровотока используется усиление сигналов, отраженных медленно движущимися элементами крови (color enhance).

Выбор и контроль частоты кадров. При цветовом доплеровском картировании необходимо правильно выбрать и контролировать частоту кадров. Для выполнения требования наблюдения в реальном времени следует обеспечить частоту кадров не менее 15 кадров в секунду. В отдельных случаях можно снизить частоту кадров до 10-12 с-1, если частота сердечных сокращений мала. Наоборот, в случае тахикардии целесообразно проводить исследования с большей частотой кадров.

Частота кадров в приборе устанавливается автоматически в зависимости от типа датчика, режима работы и выбора параметров изображения. В большинстве доплеровских приборов установленная частота кадров отображается на экране монитора. Для того чтобы обеспечить частоту кадров не менее требуемой, надо знать, от чего она зависит.

Тип датчика. Чем ниже рабочая частота, тем больше предельная глубина исследования и тем меньше частота кадров, что связано с большим временем, необходимым для прохождения УЗ импульса до максимальной глубины и обратно.

Плотность линий. В приборах высокого класса имеется регулировка плотности линий (line density) на изображении, т.е. числа положений УЗ луча (или иначе - акустических строк) в кадре изображения. Увеличение плотности линий улучшает качество изображения, но уменьшает частоту кадров, поэтому надо найти подходящий компромисс между стремлением улучшить качество изображения путем увеличения плотности линий и требуемой частотой кадров.

Размер области цветового доплеровского картирования. При цветовом картировании размер области, в которой отображается информация о скоростях кровотока, устанавливается в соответствии с областью интереса, выделяемой на черно-белом изображении в В-режиме. После включения режима CFM частота кадров заметно уменьшается по сравнению с В-режимом. Чем шире область цветового картирования, тем меньше частота кадров.

Число зон фокусировки на передачу. Максимальную частоту кадров можно получить при установке только одного фокуса на передачу. При установке двух фокусов частота кадров уменьшается в два раза, трех фокусов - в три раза и т.д. Поэтому чаще всего при исследовании сердца и сосудов используется только один фокус на передачу.

Усреднение по кадрам. Усреднение по кадрам (см. главу 3) влияет на частоту кадров, хотя значение установленной частоты кадров на экране прибора не изменяется при изменении степени усреднения по кадрам. На самом деле увеличение степени усреднения по кадрам (или коэффициента корреляции) приводит к снижению реальной частоты кадров, так как замедляется скорость обновления кадров. По этой причине при доплеровском исследовании сердца и крупных сосудов следует устанавливать самый низкий уровень усреднения по кадрам (OFF или LOW). При абдоминальных исследованиях можно увеличивать уровень усреднения по кадрам, что повысит качество изображения мелких сосудов. В ряде приборов может применяться адаптивный режим установки уровня усреднения по кадрам (adaptive persistence), зависящий от установленной частоты кадров прибора.

Сглаживание. Сглаживание (smoothing) в зависимости от установленного уровня обеспечивает более или менее мягкое и сплошное цветное изображение путем заполнения пустых (пропущенных) элементов изображения за счет использования информации в соседних элементах.

Энергетический доплер. Режим энергетического доплера применяется для визуализации сосудов практически во всех доплеровских приборах высокого класса.

Управление режимом энергетического доплера мало отличается от управления в режиме CFM. Отличие состоит прежде всего в том, что в режиме энергетического доплера отсутствует неоднозначность измерения спектра (aliasing), и поэтому не требуются специальные меры для устранения этого явления.

Усреднение по кадрам в режиме энергетического доплера при наблюдении сосудов (но не сердца) может устанавливаться с более высоким уровнем корреляции, чем в режиме CFM. Уменьшение темпа обновления кадров на экране в этом случае не очень существенно. Зато значительно улучшается чувствительность прибора и появляется возможность наблюдать мелкие сосуды.

Перемещать датчик в процессе исследования по телу пациента в режиме энергетического доплера следует с особой осторожностью, так как этот режим особо чувствителен к сдвигам тканей, что может приводить к мешающим искажениям.

#### Список литературы к главам 4 и 5

1. Осипов Л.В. Ультразвуковые доплеровские системы: физические принципы и методы // Клиническое руководство по ультразвуковой диагностике. Т. 5 / Под ред. Митькова В.В., Сандрикова В.А. М.: Видар, 1998. С. 9-37.
2. Kremkau F.W. Doppler ultrasound: principles and instruments. 2nd ed. Philadelphia; L. etc.: W.B. Saunders Co., 1995. 373 p.
3. Advances in ultrasound techniques and instrumentation / Ed. by Wells P.N.T.; N.Y.; Edinburgh; L. etc.: Churchill Livingstone Inc., 1993. P. 19.
4. Physics in Medical Ultrasound / Ed. by Evans I.A. L: Institute of Physical Sciences in Medicine, 1986. Report № 47. P. 184.
5. Митьков В.В., Зыкин Б.И., Буланов М.Н. Ультразвуковая ангиография // Медицинская визуализация. 1996. № 2. С. 4-13.
6. Feigenbaum H. Echocardiography. 5th ed. Baltimore; Philadelphia; L: Williams & Wilkins, 1994. 695 p.





## 6. ОТОБРАЖЕНИЕ, РЕГИСТРАЦИЯ, АРХИВИРОВАНИЕ, ОБРАБОТКА И ПЕРЕДАЧА УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ИНФОРМАЦИИ

### 6.1. ОТОБРАЖЕНИЕ ИНФОРМАЦИИ

Для отображения информации в УЗ приборах чаще всего используются телевизионные мониторы (TV-мониторы), работающие в телевизионном стандарте изображения.

В обычных УЗ сканерах и сканерах со спектральным доплером применяются мониторы с кинескопами черно-белого изображения. В УЗ системах с цветовым доплеровским картированием используются кинескопы цветного изображения.

Основные параметры, характеризующие качество изображения кинескопа, - разрешающая способность и динамический диапазон.

Разрешающая способность монитора обычно выражается количеством элементов изображения по горизонтали и вертикали экрана. Элементы изображения называются пикселями (от «picture elements»).

Динамический диапазон определяет диапазон изменений градаций яркости от максимального до минимального уровня, которые можно увидеть на экране.

Разрешающая способность определяется числом строк в принятом стандарте изображения и шириной полосы видеоусилителя. В обычном российском телевизионном стандарте число строк на экране равно 625, в американском и японском стандартах число строк - 525. Количество элементов изображения вдоль строки обычно не превышает 700. Общее число пространственных элементов изображения, как правило, не более 400000.

Количество элементов акустического изображения, фиксируемое в устройстве памяти, чаще всего составляет 512 x 512. Поэтому разрешающая способность телевизионного монитора достаточна для того, чтобы отображать акустическое изображение практически без потерь качества.

В УЗ приборах высокого класса число элементов акустического изображения может превышать величину 512 x 512. В этом случае обычный телевизионный стандарт не позволяет передать акустическое изображение без потерь, и поэтому применяются

мониторы с высокой четкостью изображения (high resolution), в которых удваивается число строк в кадре и соответственно увеличивается число элементов вдоль строки.

Динамический диапазон отображаемых уровней яркости в современных мониторах достигает 35-40 дБ, т.е. отношение максимальной яркости к минимальной составляет 3000-10000, что достаточно для передачи градаций яркости, воспринимаемых глазом.

В системах с цветовым доплеровским картированием применяются цветные RGB-мониторы (от слов Red - красный, Green - зеленый и Blue - синий). В этих мониторах всевозможные цвета получаются за счет смешивания в различной пропорции трех основных цветов. Количество изображаемых на экране цветовых оттенков называется палитрой (palette).

В современных приборах, имеющих в своем составе встроенные компьютеры, в качестве мониторов применяются компьютерные дисплеи, которые в принципе аналогичны телевизионным, так как они формируют изображение с помощью кинескопа, но внутреннее их устройство отличается от телевизионных. Компьютерные дисплеи имеют большой размер экрана - от 14" по диагонали.

Компьютерные мониторы могут обеспечивать более четкое и детальное изображение, чем телевизионные мониторы. Качество изображения в них зависит от видеоадаптера. Если обычный видеоадаптер VGA (Video Graphics Array) обеспечивает разрешение 640 x 480, близкое к разрешению в обычном телевизионном стандарте, то современный видеоадаптер SVGA (super VGA) дает разрешение 800 x 600, 1280 x 1024 и 1600 x 1200, что сравнимо с возможностями телевизионного стандарта высокой четкости или превышает их.

Важным преимуществом компьютерных мониторов по сравнению с телевизионными является более высокая частота кадров - от 70 до 85 Гц, в то время как в телевизионных мониторах частота кадров составляет 50 или 60 Гц (а реально частота мерцания строк 25 или 30 Гц), что приводит к заметному для глаз мельканию и большей утомляемости.

Цветовая палитра компьютерного монитора может быть очень велика, и богатство ее зависит от объема видеопамати видеоадаптера.

Для повышения безопасности пользователя мониторы снабжаются защитными экранами, а для улучшения наблюдения изображения используются специальные неотражающие фильтры, резко уменьшающие блики, которые могут возникать на экране.

## 6.2. Регистрация изображений

Наиболее распространенным средством регистрации УЗ диагностической информации является термовидеопринтер, т.е. принтер, использующий принцип печати на специальной термобумаге. Современные термовидеопринтеры имеют высокую пространственную разрешающую способность, достигающую 16 точек на миллиметр, и позволяют регистрировать не только черно-белое, но и цветное изображение. Число градаций серого в каждой точке («серая шкала») у высококачественного термовидеопринтера достаточно велико, чтобы обеспечить динамический диапазон полутонов изображения, приближающийся к динамическому диапазону яркостей на экране монитора или компьютерного дисплея. Стандартный размер изображения, получаемого на термовидеопринтере, - 95 x 70 мм или

129 x 95 мм. Количество элементов в изображении может достигать 1520 x 1120 и более. Время получения изображения на термобумаге не превышает нескольких секунд.

## Глава 6

Несмотря на очевидные достоинства использования термовидеопринтера, этому способу регистрации свойственны следующие недостатки:

? высокая чувствительность термобумаги к повышенной температуре и поэтому большие сложности хранения полученных изображений;

? определенные проблемы с выводом дополнительной служебной информации и протоколов исследования;

? достаточно высокая стоимость термовидеопринтеров и термобумаги, особенно для регистрации цветных изображений.

Другим способом регистрации УЗ информации является использование видеомэгнитофона. Видеомэгнитофон позволяет записывать и воспроизводить изображения практически без снижения качества по сравнению с изображением, наблюдаемым на экране УЗ прибора, только в случае использования стандарта SVHS. При этом необходимо иметь в виду, что видеомэгнитофоны и кассеты, работающие в этом стандарте, существенно дороже, чем видеомэгнитофоны и кассеты обычного стандарта VHS.

Основные недостатки способа регистрации с использованием видеомэгнитофона:

? отсутствие твердой копии для хранения ее в медицинской карте пациента;

? относительно большое время поиска требуемого изображения. По указанным причинам видеомэгнитофон, как правило, применяется для регистрации информации при специальных и научных исследованиях.

В УЗ системах высокого, а иногда и среднего класса может использоваться регистрация изображений на дискетах 3,5", жестких магнитных дисках («винчестерах») и магнитооптических дисках. Объем регистрируемой информации на одном диске может составлять тысячи и даже десятки тысяч изображений в зависимости от емкости диска. Так, жесткий магнитный диск емкостью 1,2 Гб может хранить порядка 10 тыс. изображений.

Этот способ регистрации позволяет реализовать быстрый поиск нужной информации. Наблюдать эту информацию можно прямо на экране прибора, проводя, если необходимо, дополнительные измерения и запись результатов анализа. Зарегистрированное на диске изображение можно при необходимости распечатать на обычной бумаге с помощью лазерного или струйного принтера. Хороший лазерный принтер может печатать 28 и более точек на миллиметр, однако, в отличие от термовидеопринтера, без возможности изменения полутонов в каждой точке. Получение с помощью лазерного или струйного принтера полутонов серого обеспечивается с помощью меняющегося количества точек в элементе изображения. Чем больше черных точек в элементе изображения, тем более темным является элемент. И наоборот, чем больше светлых точек, тем более светлым

получается элемент изображения. Число градаций серого определяется максимально возможным количеством точек. Для 64-х градаций серого требуется  $8 \times 8$  точек на элемент изображения. В принтере с плотностью печати 28 точек на миллиметр получается  $28/8 = 3,5$  элемента изображения на миллиметр, что уступает пространственной разрешающей способности термовидеопринтера. Для того чтобы приблизить качество полутонового изображения лазерного принтера к изображению, получаемому с помощью термовидеопринтера, целесообразно увеличивать размер изображения по сравнению с изображением на термовидеопринтере.

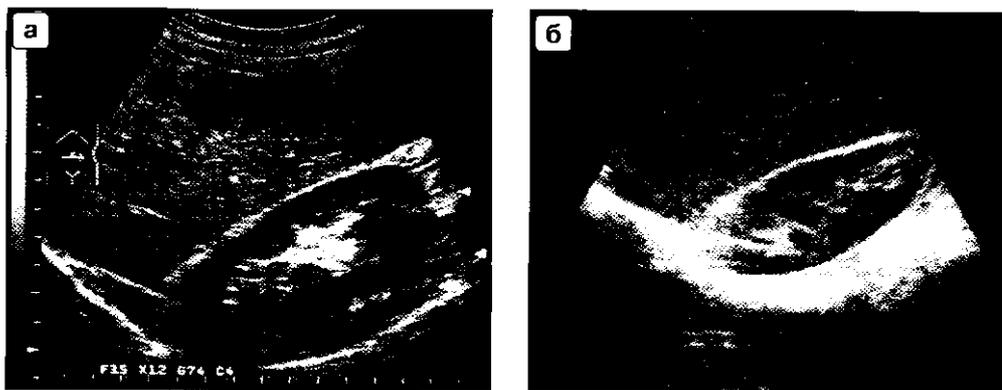


Рис. 1. Регистрация ультразвуковых изображений на термовидеопринтере (а) и на лазерном принтере (б).

Например, при размере изображения, получаемого на лазерном принтере,  $160 \times 118$  мм количество элементов изображения будет составлять  $560 \times 412$ . На рис. 1 даны изображения, полученные на термовидеопринтере фирмы «Sony» (рис. 1а) и на лазерном принтере (рис. 1 б), по качеству практически не отличающиеся друг от друга.

Регистрация на дискетах, жестких или магнитооптических дисках требует включения в состав прибора специальных компьютерных средств, обеспечивающих возможность такого режима. Тем не менее очевидна перспективность применения указанного способа регистрации, несмотря на то, что он приводит к более высокой стоимости прибора.

В компьютерных приборах высокого класса методы записи информации на дисках реализуются естественным образом. Однако этот метод может использоваться и в более простых и недорогих приборах. В качестве примера можно привести отечественный компьютеризированный УЗ диагностический сканер «Эхоскан-10», в котором обеспечивается запись изображений на жестком магнитном диске и дискетах 3,5" с возможностью последующей распечатки на лазерном или струйном принтере.

### 6.3. Архивирование и обработка изображений

Архивирование изображений предполагает систематизированный способ записи и хранения большого массива данных с возможностью быстрого поиска любой информации, отображения ее на экране, распечатки на принтере и, если необходимо, передачи данных.

Одновременно с изображениями в архив может записываться служебная информация, результаты дополнительных исследований и протоколы, что позволяет создать долговременную базу данных пациентов. В архиве может храниться специализированный атлас изображений с необходимой диагностической информацией.

В УЗ диагностических системах с высокой степенью компьютеризации задача архивирования может быть решена с помощью специального программного обеспечения и использования средств регистрации на магнитных и магнитооптических дисках.

## Глава 6

Наиболее совершенные и дорогие УЗ приборы ведущих фирм-производителей («Акусон», «Алока», «Хьюлетт-Паккард», «АТЛ» («Филипс») и др.) создают систему цифрового архивирования и обработки УЗ изображений с очень широкими возможностями. Эти возможности дополнительно могут быть расширены за счет подключения к прибору персонального компьютера или рабочей станции, причем обмен данными между прибором и компьютером осуществляется в цифровом виде.

В некоторых приборах (например, «Sequoia» фирмы «Акусон») рабочая станция может быть интегрирована в архитектуру прибора. В современных УЗ приборах высокого класса хранение и передача изображений все чаще осуществляется в международном стандарте DICOM 3.0 (Digital Imaging and Communications in Medicine version 3.0). Стандарт DICOM - решительный шаг в сторону унификации записи и передачи радиологических изображений. К этому стандарту присоединились в настоящее время ведущие производители медицинских средств визуализации, заинтересованные в создании и использовании системы архивирования и передачи изображений [1, 2].

В отличие от приборов высокого класса в большинстве других УЗ приборов отсутствует возможность архивирования большого количества изображений. В этом случае может быть использована специализированная компьютерная система архивирования и передачи изображений, соединенная с УЗ прибором.

Общепринятое обозначение для системы архивирования и передачи изображения - PACS (Picture Archiving and Communication Systems).

Это общее название может относиться и к достаточно простой компьютерной системе оцифровки и записи изображений, получаемых от диагностического прибора, и к очень сложной разветвленной компьютерной сети, объединяющей медицинские приборы различного вида (рентгеновские и магнитно-резонансные томографы, УЗ и эндоскопические приборы), а также устройства хранения, обработки, передачи и отображения информации [3].

Если имеется в виду компьютерная система, подключенная к УЗ прибору и предназначенная для архивирования, анализа, обработки и передачи получаемых от него изображений, то такая система часто называется автоматизированным рабочим местом (АРМ) врача УЗ диагностики [4].

Аппаратура и программное обеспечение современных АРМ в зависимости от вида системы и предъявляемых к ней требований могут решать следующие задачи.

? Получение и запись в архив УЗ изображений (кадров) с УЗ сканера, а также со средств регистрации (например, с диска и видеомэгнитофона).

? Запись в архив данных исследования условий и режимов работы прибора, данных о пациенте, протокола, заключений и т.д.

? Быстрый поиск любой информации в архиве с целью визуализации на экране или распечатки на принтере.

? Просмотр изображений с возможностью внесения пометок, составление описаний и протоколов исследования, в том числе с использованием готовых форм и шаблонов для заполнения.

? Представление изображения в виде, удобном для анализа, и обработка изображения с целью выделения диагностически значимых деталей и особенностей, а также с целью измерения и количественной и статистической обработки результатов измерения.

? Доступ к другим информационным системам медицинского учреждения с целью получения информации, содержащейся в медицинской карте пациента, а также данных от других средств визуализации (магнитно-резонансных, ангиографических, рентгеновских, эндоскопических и др.).

? Возможность передачи изображений и сопутствующей информации в другие медицинские учреждения для анализа и интерпретации. Рассмотрим более подробно, как решаются наиболее важные из перечисленных задач в системах АРМ.

Запись УЗ изображения в архив должна осуществляться только в цифровом виде. Возможны два способа передачи информации об изображении от УЗ прибора в АРМ. Первый способ предполагает прямое считывание информации из прибора в цифровом виде по специальной шине. Этот способ является наиболее предпочтительным, так как при этом обеспечивается передача всей информации об изображении без снижения качества.

При втором способе информация об изображении поступает в АРМ с видеовыхода УЗ прибора, предназначенного для подключения термовидеопринтера или видеомэгнитофона. Этот способ приходится применять в том случае, когда нет возможности получения данных от прибора в цифровом виде. В настоящее время во многих УЗ приборах возможность цифрового считывания пока отсутствует. Поэтому приходится брать информацию с видеовыхода, преобразуя ее в цифровой вид в самой системе АРМ с помощью устройства, которое называется фрейм-грэббер (frame-grabber).

Второй способ не позволяет полностью сохранить качество информации вследствие того, что информация по сравнению с первым способом подвергается дополнительному двойному преобразованию - сначала в самом УЗ приборе из цифрового вида в аналоговый видеосигнал телевизионного стандарта для отображения на TV-мониторе прибора [5], потом обратно из видеосигнала в цифровой вид с помощью фрейм-грэббера системы АРМ. При этих преобразованиях качество информации об изображении может несколько снижаться, например может уменьшаться динамический диапазон полутонов изображения.

Запись в архив дополнительных данных (условий наблюдения, режимов работы УЗ прибора, данных о пациенте и т.д.) также может производиться двумя способами.

При первом способе данные передаются по цифровому каналу, связывающему УЗ прибор с АРМ. Передача данных осуществляется автоматически вместе с передачей изображения.

Если цифровой выход в приборе отсутствует, то дополнительные данные исследования могут поступать через видеоканал и фрэйм-грэббер в виде служебной информации, которая находится в кадре изображения. Служебная информация поступает в поле кадра в процессе УЗ исследования на приборе автоматически (дата и номер исследования, режимы работы, тип и частота датчика и т.д.) и дополнительно вводится врачом (фамилия или индекс пациента, комментарии к полученному изображению и пр.).

Объем информации об исследовании, который может быть помещен в кадре изображения, ограничен, поэтому цифровой способ, безусловно, предпочтительнее второго способа, использующего видеоканал связи.

## Глава 6

Возможности быстрого поиска информации в архиве, ее просмотра, обработки и выяснения дополнительных данных зависят прежде всего от уровня технических средств АРМ: мощности процессора, объема оперативной памяти, наличия внешних устройств памяти, например магнитных и магнитооптических дисков. При наличии достаточного технического уровня вычислительных средств должно быть развитое программное обеспечение, решающее поставленные задачи.

В зависимости от объема и характера задач могут использоваться различные системы, например система архивирования на одном УЗ диагностическом приборе может быть сравнительно недорогой, в то время как система архивирования для нескольких приборов, в том числе не только ультразвуковых, является более сложной и дорогой. Естественно, различно и программное обеспечение для систем, имеющих разное назначение.

Программное обеспечение специализированных АРМ в настоящее время в большей мере ориентируется на применение стандарта DICOM для обмена и передачи изображений.

### 6.4. Передача изображений

Проблема передачи медицинских изображений имеет место не только при регистрации и архивировании данных УЗ исследований, о чем говорилось выше.

Все более актуальной становится задача передачи изображения на большие расстояния для диагностики и консультирования больных, что позволяет эффективно использовать опыт и знания специалистов из ведущих медицинских центров. Передача изображений требуется не только для решения задач диагностики и лечения, но и для целей дистанционного обучения и других целей, например для создания централизованного архива данных и контроля правильности диагностики. Проблема передачи изображений на удаленные расстояния относится к области телемедицины [6, 7]. Для ее решения

требуется наличие специальных каналов связи, включающих в себя технические средства для трансляции и приема информации.

В реализованных сегодня телемедицинских проектах применяются самые различные каналы связи: телефонные линии, спутниковая связь, Интернет, а также высокоскоростные цифровые каналы связи, отвечающие требованиям международного стандарта на средства телекоммуникаций ISDN (Integrated Service Data Network).

Помимо каналов связи необходимо наличие компьютерных систем, поддерживающих стандарты, обеспечивающие в том числе передачу изображений, а также оборудования и специального программного обеспечения для ввода информации в компьютер и последующей ее обработки и хранения.

Широкое внедрение теле медицины в развитых странах только начинается, однако процесс этот идет достаточно активно, так что уже сейчас известно много примеров успешной работы теле медицинских систем, обеспечивающих проведение видеоконференций с передачей изображений.

В заключение следует подчеркнуть, что технические средства и программное обеспечение для решения задач регистрации, архивирования и передачи изображений непрерывно развиваются, и на пути их развития имеется еще масса проблем, требующих решения. Одна из важных - проблема унификации условий и режимов проведения УЗ исследований.

Для корректного анализа и сопоставления полученных изображений важно иметь по возможности постоянные условия наблюдения: разрешающую способность, динамический диапазон, чувствительность, ракурс наблюдения и пр. Перечисленные характеристики являются функциями многих параметров УЗ прибора: типа датчика, рабочей частоты ультразвука, выставленного уровня усиления, плотности акустических строк, установленных регулировок контрастности, степени усреднения по кадрам, зон фокусировки и т.п. Многие из этих регулировок не фиксируются и не записываются, поэтому при повторении исследований на том же приборе по прошествии какого-то времени они не могут быть установлены точно такими же. Еще больше могут быть отличия в изображениях, полученных на различных приборах, особенно если эти приборы разного класса.

Весьма желательным является введение определенных стандартных режимов УЗ исследования, в которых бы устанавливались фиксированные условия наблюдения. Определенные технические предпосылки к этому уже имеются, в частности во многих современных приборах введен выбор так называемых предустановок регулируемых параметров (рпезейпд). Если производители сумеют договориться между собой об одинаковых конкретных значениях параметров в каждой предустановке, то это был бы существенный шаг вперед. К этому следовало бы добавить режим автоматического поддержания максимальной яркости на всех участках изображения и некоторые другие меры. К сожалению, пока работа по унификации режимов получения изображений активно не ведется.

Более того, даже одни и те же в принципе режимы работы и параметры регулировки различные фирмы ухитряются зачастую называть по-разному. По нашему убеждению, введение единых стандартов передачи изображений в конечном счете повлечет за собой и выработку требований по унификации условий получения этих изображений.

## Список литературы

1. Жариков Л.А. Загадочные аббревиатуры (PACS, DICOM, RSNA и другие...) // Медицинская визуализация. 1996. № 2. С. 35-40.
2. Емелин И.В. Стандарт электронного обмена медицинскими изображениями DICOM // Компьютерные технологии в медицине. 1996. №3. С. 56-59.
3. Advances in Ultrasound Techiques and Instrumentation / Ed. by Wells P.N.T. N.Y; Edinburgh; L. etc.: Churchill Livingstone Inc., 1993. P. 19.
4. Беликова Т.П. Автоматизированные рабочие места для анализа рентгенорадиологических изображений // Компьютерные технологии в медицине. 1998. № 1. С. 35-41.
5. Осипов Л.В. Физика и техника ультразвуковых систем (ч. V) // Медицинская визуализация. 1998. № 1. С. 28-33.
6. Столяр В.Л. Современные медицинские информационные системы // Компьютерные технологии в медицине. 1997. № 3. С. 54-61.
7. Кербиков О.Б. 189 телемедицинских проектов по всему миру // Компьютерные технологии в медицине. 1997. № 3. С. 74-79.



## 7. ПЕРСПЕКТИВНЫЕ НАПРАВЛЕНИЯ РАЗВИТИЯ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ МЕТОДОВ ИССЛЕДОВАНИЯ

### 7.1. ПОЛУЧЕНИЕ ТРЕХМЕРНЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

УЗ сканер позволяет получать в процессе сканирования акустическое изображение плоского слоя биологических тканей [1]. Метод получения двухмерного изображения (В, или 2D) принято называть томографическим, поэтому иногда УЗ сканеры называют эхотомоскопами.

Подобный метод используется в компьютерном рентгеновском томографе и магнитно-резонансном томографе, где в процессе диагностики обычно получают изображения не-

скольких слоев, которые в совокупности дают объемную, трехмерную информацию об исследуемых структурах.

Такую же трехмерную информацию можно получить и в УЗ диагностическом приборе, если использовать специальные технические средства.

Указанный метод принято называть режимом трехмерного изображения (3D). По поводу визуализации получаемой трехмерной информации необходимо сделать ряд уточнений. Отображение трехмерной информации осуществляется с помощью мониторов двумерного изображения, поэтому исследователь анализирует плоское изображение объемного объекта (рис. 1а), на которое могут наноситься светотени, как если бы объект освещался источником света с некоторого ракурса (рис. 1б). Возможным вариантом является отображение на экране плоских изображений нескольких отдельных слоев (срезов) объемного объекта.

Появившиеся сравнительно недавно специализированные устройства стереоскопического изображения, которое можно наблюдать через специальные очки, позволяют использовать бинокулярный эффект зрения для более эффективного представления трехмерной информации. Такие устройства действительно дают возможность наблюдать трехмерное изображение объемных объектов, привычное для глаз.

#### Способы объемного сканирования

Для трехмерного изображения необходимо получить информацию об исследуемых тканях по трем пространственным координатам. Естественно для этого применить хорошо освоенную технологию В-сканирования с целью получения двумерного изображения плоского слоя и обеспечить возможность перемещения плоскости сканирования по третьей пространственной координате.

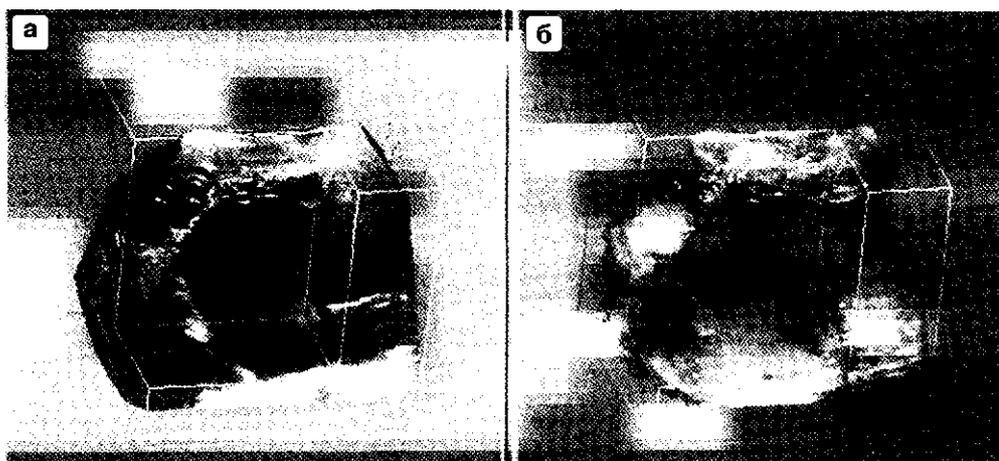


Рис. 1. Трехмерное изображение на экране монитора, а - сечения трехмерного массива различными плоскостями, б - изображение поверхностей органов и структур с нанесением светотеней (получены в РНЦХ РАМН Ю. Р. Камаловым).

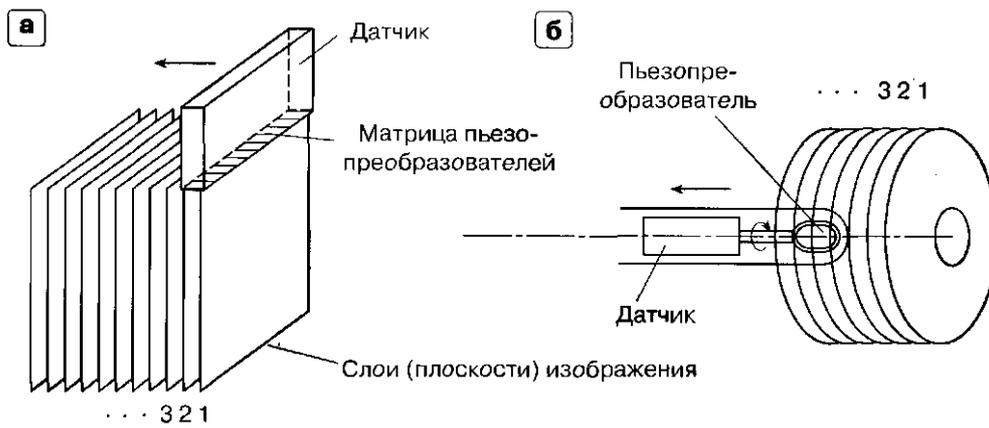


Рис. 2. Параллельный способ получения трехмерного изображения, а - с линейным датчиком электронного сканирования, б - с секторным датчиком механического сканирования.

Можно перечислить следующие возможные способы перемещения по третьей координате для реализации объемного сканирования и получения трехмерного изображения [2].

Параллельный. При этом способе датчик, получающий двухмерное изображение, перемещается по третьей координате таким образом, что плоскости двухмерных изображений параллельны и находятся на одинаковых интервалах друг от друга (рис. 2). Типичные значения интервала между плоскостями - 0,5-1,0 мм. В случае применения датчика линейного электронного сканирования датчик перемещается по линии, перпендикулярной плоскости сканирования, формируя в каждом из положений двухмерное изображение (рис. 2а).

## Глава 7

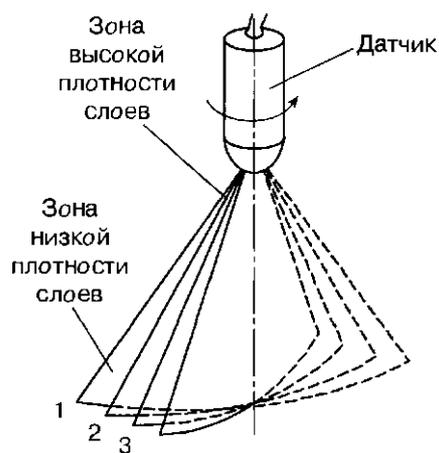


Рис. 3. Получение трехмерного изображения путем вращения датчика.

При использовании датчика секторного сканирования, например эндорек-тального, перемещение может осуществляться вдоль оси датчика (рис. 2б). Аналогичным образом

может быть получена информация для трехмерного изображения в случае применения эзофагеального (чреспищеводного) датчика. Способ параллельного сканирования применяется при внутрисосу-дистых исследованиях. Объемный массив данных получается с помощью катетерного датчика в процессе кругового сканирования и линейного перемещения датчика вдоль оси так же, как и при использовании эндоректального датчика (рис. 26).

Для перемещения датчика по третьей координате может использоваться специальный привод, работа которого синхронизирована с процессом двухмерного сканирования каждого слоя. Таким образом, общее время, необходимое для получения данных для трехмерного изображения, увеличивается по сравнению со временем получения одного двухмерного кадра в число раз, по крайней мере равное числу обследуемых слоев.

Вращательный. Этот способ предполагает использование датчика секторного сканирования. Перемещение по третьей координате осуществляется с помощью вращения секторного датчика вокруг его центральной оси в диапазоне углов от  $0^\circ$  до  $180^\circ$  (рис. 3). Угловые интервалы между положениями соседних плоскостей двухмерного сканирования выбираются в диапазоне от  $0,5^\circ$  до  $3^\circ$ . Возможно использование датчика секторного механического сканирования, конвексного (или микрокон-вексного) датчика электронного сканирования, а также фазированного электронного секторного датчика.

Достоинства вращательного способа: простота реализации, компактность и возможность получения трехмерной информации через ограниченную зону контакта с телом пациента, например при наблюдении сердца через межреберье.

Недостаток - избыточная информация в зоне, прилегающей к оси вращения, и существенно меньшая информация в зоне, удаленной от этой оси, вследствие увеличения расстояния между плоскостями сканирования ближе к периферии. Последнее обстоятельство может приводить к различию пространственной разрешающей способности в центре и на периферии (рис. 3).

Веерный. При этом способе конвексный, линейный или секторный датчик перемещается по углу вокруг некоторой оси таким образом, что плоскости двухмерного сканирования образуют веер (рис. 4). В зависимости от величины радиуса вращения рабочей поверхности датчика вокруг оси этот способ может по качеству получаемой информации быть близок к параллельному способу (при большом радиусе) или к вращательному способу (при малом радиусе). Поворот плоскостей сканирования осуществляется с угловым расстоянием  $0,5^\circ$ - $3^\circ$ . Недостатком является большая сложность реализации, чем при параллельном и вращательном способах.

Ручной, с определением положения датчика. Способ позволяет использовать обычный датчик двухмерного сканирования, который в процессе исследования перемещается исследователем вручную по третьей координате (линейно или по кривой). Положение датчика при этом определяется с достаточно высокой точностью, и координаты его положения фиксируются в вычислительном устройстве, которое используется для реконструкции трехмерного изображения.

Для определения положения датчика используются различные системы: электромеханическая (типа «механической руки», к которой крепится датчик), акустическая и электромагнитная. «Механическая рука» представляет собой сложное устройство с шарнирными сочленениями, в каждом из которых находится датчик углового положения. Считывая показания этих датчиков и зная геометрические длины

каждого из сочленений, можно определить координаты положения УЗ датчика в каждый момент времени.

Акустическая или электромагнитная система позиционирования использует специальный миниатюрный датчик положения, который крепится на корпус УЗ датчика (рис. 5а). В датчике положения находится приемник сигналов, которые поступают от разнесенных излучателей. Другой возможный вариант - датчик положения является излучателем сигналов, которые принимаются разнесенными приемниками (рис. 5б). В каждом из вариантов координаты положения определяются путем сопоставления и анализа принимаемых сигналов.

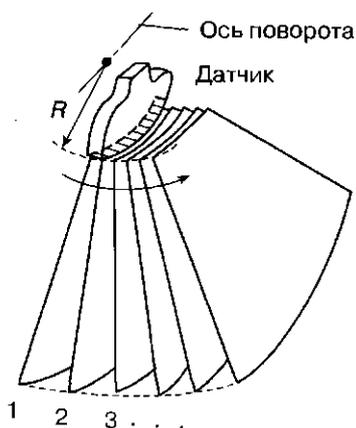


Рис. 4. Верный способ получения трехмерного изображения;  $R$  – радиус вращения.

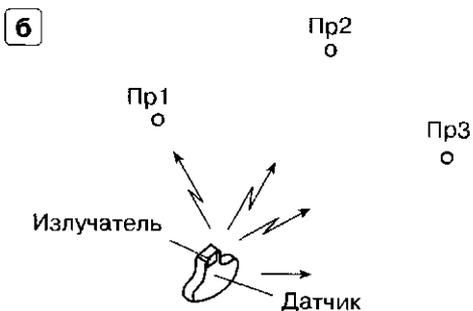


Рис. 5. Получение трехмерного изображения с применением системы позиционирования (определения координат ультразвукового датчика), а - крепление датчика положения на корпусе ультразвукового датчика, б - определение положения с помощью разнесенных приемников (Пр1, Пр2, Пр3).

## Глава 7



Рис. 6. Получение трехмерных изображений с помощью датчика с двухмерной матрицей пьезоэлементов.

Достоинство способа - универсальность: сравнительно недорогое дополнительное устройство позволяет получать на обычном сканере трехмерные изображения.

Недостатки: зависимость качества получаемых изображений от способности исследователя перемещать датчик в нужном направлении с необходимой скоростью, громоздкость разнесенной системы измерения координат датчика.

Общим недостатком перечисленных способов объемного сканирования (кроме вращательного) является то, что при использовании датчиков электронного сканирования линейного, конвексного или фазированного с одномерной решеткой пьезоэлементов качество изображения в сечениях по третьей координате может значительно уступать качеству изображения в плоскости электронного сканирования датчика.

Действительно, информация по третьей координате получается в процессе механического сканирования или перемещения датчика в направлении, лежащем в толщинной плоскости. В то же время известно (см. раздел 3.3), что фокусировка в толщинной плоскости осуществляется с помощью акустической линзы датчика только в одну точку. Поэтому в ближней зоне датчика, а иногда и в дальней зоне за пределами фокальной области толщинная разрешающая способность плохая. Это обстоятельство и приводит на малых (а иногда и на больших) глубинах к ухудшенному качеству изображения, получаемому в сечениях, перпендикулярных плоскости электронного сканирования.

Электронный, с фазированной двухмерной матрицей пьезоэлементов. Теоретически это наилучший способ, так как он исключает необходимость механического перемещения

датчика по третьей координате, как во всех других способах. Однако практическая реализация этого способа очень сложна, потому что требует изготовления двухмерной матрицы с большим числом пьезоэлементов (желательно, не менее 32 x 32) и сложного устройства электронного пространственного сканирования (рис. 6). Принципиальным преимуществом электронного способа является возможность одновременного получения двухмерных изображений сразу в нескольких слоях, что существенно сокращает общее время получения трехмерного изображения. Другим очень важным достоинством способа с двухмерной матрицей является возможность фокусировки луча не только в плоскости двухмерного сканирования, но и в толщинной плоскости, т.е. вдоль третьей координаты, что обеспечивает равномерно высокое качество изображения во всех сечениях.

В настоящее время разработаны и испытаны только лабораторные образцы таких устройств [2].

### Запись и реконструкция изображений

В процессе объемного сканирования по всем слоям информация об эхо-сигналах оцифровывается и записывается в память специального процессора. Из полученных данных строится (реконструируется) трехмерный массив данных. При этом данные преобразуются из системы координат, в которой проводилось сканирование (например, полярной системы координат), в декартову (прямоугольную) систему координат с помощью специальных алгоритмов. Типичный объем памяти для двухмерного изображения в обычном сканере определяется матрицей 512 x 512 плоских элементов изображения (пикселей) с 256 градациями серой шкалы. Для трехмерного изображения объем памяти увеличивается по крайней мере в число раз, равное числу анализируемых слоев изображения (например, 64-128). С учетом необходимости преобразования координат и интерполяции для заполнения пустых элементов это число еще более увеличивается. Полученный 3D-массив состоит из объемных элементов изображения (вокселей), каждый из которых имеет одинаковый пространственный размер.

Одной из главных задач, решаемых при реконструкции и визуализации трехмерного изображения, является обеспечение наглядности представления изображения на экране. Рассмотрим различные способы отображения трехмерного изображения на экране.

Представление сечений реконструированного трехмерного изображения. При этом обеспечивается отображение одного из нескольких наборов сечений полученного трехмерного массива данных. В качестве характерных сечений используются: продольное (В), поперечное (О) и фронтальное (С) (рис. 7). Продольное сечение соответствует плоскости двухмерного сканирования, при котором получается изображение одного слоя.

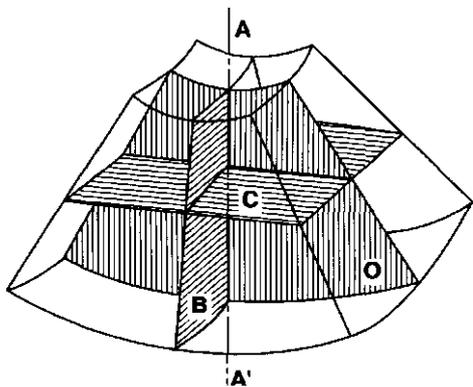


Рис. 7. Характерные сечения трехмерного массива: В - продольное, О - поперечное, С - фронтальное.

Поперечное сечение О обычно проходит параллельно линии перемещения по третьей координате, и плоскость его перпендикулярна плоскости сечения В. Фронтальное сечение С перпендикулярно двум предыдущим, и плоскость его ориентирована перпендикулярно направлению АА' на датчик - отсюда и название сечения.

Обычно на экране отображается набор сечений одного вида, причем выводятся последовательно в малом масштабе сечения, расположенные в пространстве рядом друг с другом (рис. 8).

Изометрическое представление. Используется для отображения реконструированных трехмерных массивов с возможными вырезами с помощью основных сечений на различных глубинах или уровнях (рис. 9). Сечения по желанию оператора можно перемещать с целью просмотра всего объема изображения. Реконструированный объем для визуализации на экране можно поворачивать под любым углом.

Для обеспечения наглядного представления на экране взаимного расположения и формы объектов применяют их сегментацию.



Рис. 8. Набор последовательных сечений опухоли печени, полученных из трехмерного массива; отдельно показано увеличенное изображение одного из сечений набора (получены в РНЦХРАМН Ю.Р. Камаловым).

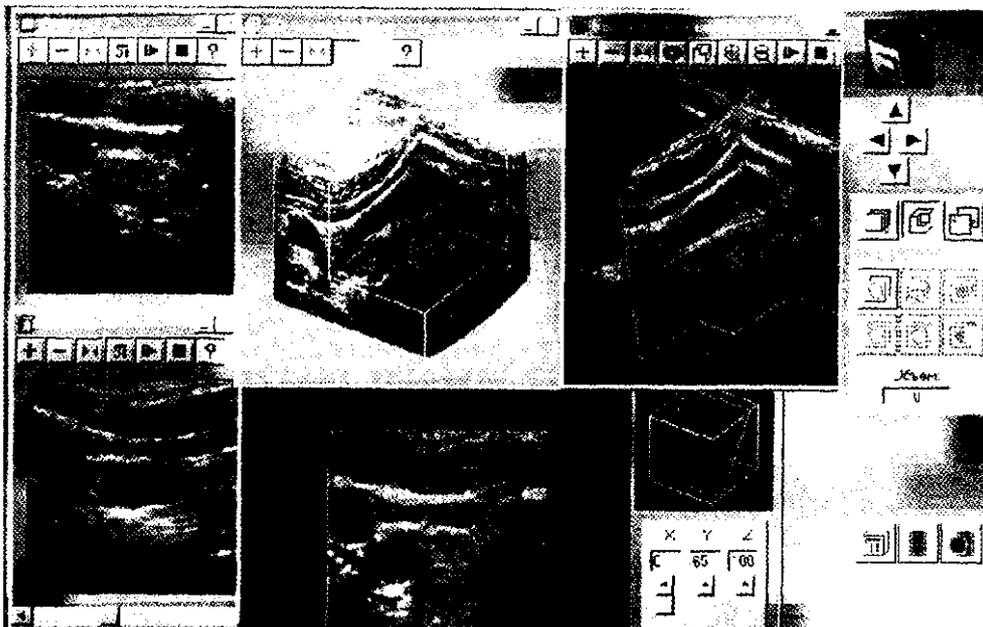


Рис. 9. Изометрическое представление щитовидной железы с выделенными сечениями.

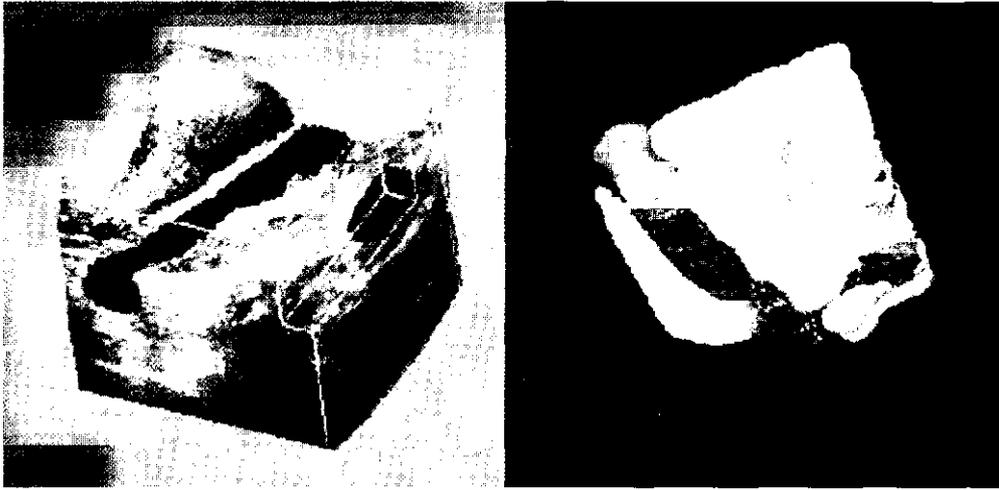


Рис. 10. Окрашивание сегментированных (выделенных) структур щитовидной железы в трехмерном изображении (желтым показана правая доля, красным - сонная артерия, зеленым - яремная вена, лиловым - узел на границе перешейка (получено в РНЦХ РАМН Ю. Р. Ка-маловым)).

Сегментация объектов, представляющих интерес, осуществляется исследователем на основе просмотра и анализа последовательности плоских сечений трехмерного массива и оконтуривания объекта на каждом из сечений. На рис. 10 показано сегментированное изображение щитовидной железы с окраской разными цветами различных структур.

В некоторых случаях бывает полезен «прозрачный» режим представления выделенных объектов. При этом имеется возможность одним объектам или структурам как бы просвечивать через другие (рис. 11).

-Изображение поверхностей трехмерных объектов. Специализированные алгоритмы дают возможность выделять в трехмерных массивах поверхность объектов, которые по своим акустическим характеристикам заметно отличаются от прилегающих к ним структур и тканей. Например, таким образом можно получать изображения внутренней поверхности сосуда или наружной поверхности плода. Программные средства дают возможность подчеркнуть объемный характер деталей изображений выделенных поверхностей с помощью нанесения псевдотеней на плоскую отображаемую картину, как если бы рельеф поверхности был подсвечен с определенного ракурса.

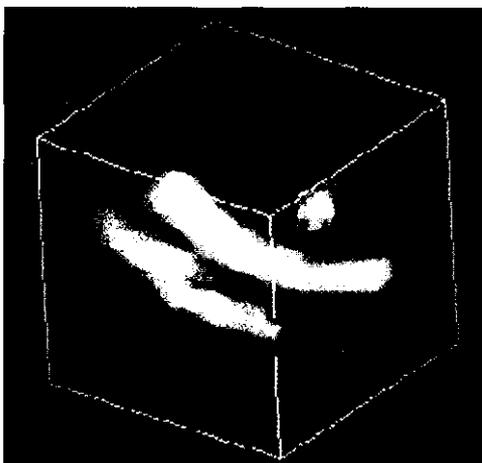


Рис. 11. «Прозрачный» режим представления сегментированных трехмерных объектов: изображены сосуды печени (получено в РНЦХ РАМН Ю. Р. Камаловым).

## Глава 7

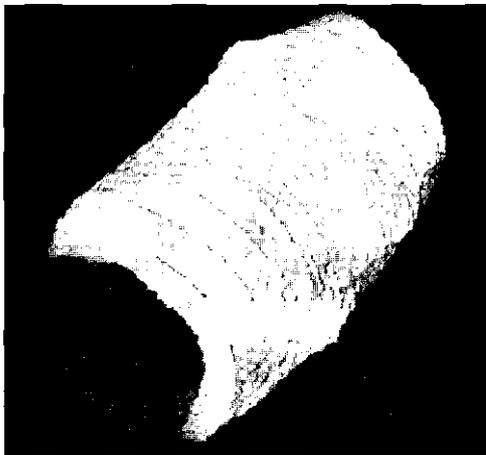


Рис. 12. Изображение поверхности аневризмы аорты с отрисовкой светотеней для подчеркивания объемности изображения (получено в РНЦХ РАМН Ю.Р. Камаловым).



Рис. 13. Изображение поверхности плода.

Этот прием называется отрисовкой (рис. 12, 13). Ориентацию наблюдаемой поверхности можно менять, поворачивая объект для визуализации под требуемым углом.

Время, необходимое для получения и обработки трехмерного массива

Основной трудностью, которую приходится преодолевать при получении трехмерного изображения, является необходимость тратить на это большое количество времени. Действительно, если частота кадров, с которой работает обычный сканер в В-ре-жиме, составляет, например, 30 с-1, то на один кадр затрачивается примерно 30 мс. В трехмерной системе для получения изображений 128 таких слоев требуется по крайней мере 4 с. На самом деле необходимое время для регистрации трехмерного массива больше указанной величины, так как требуется дополнительное время на перемещение датчика из одного положения в соседнее по третьей координате, а также на преобразование информации в процессе записи.

Очевидно, что при получении информации в течение нескольких секунд могут возникать искажения, связанные с движением исследуемых структур вследствие дыхания и произвольных смещений пациента или отдельных его органов.

Особенно серьезные трудности необходимо преодолевать при получении трехмерных изображений сердца и сосудов. Режим отображения меняющихся во времени трехмерных изображений движущихся структур называют режимом четырехмерного отображения 4D, где четвертой координатой является время. Чтобы наблюдать неискаженную картину внутренних поверхностей сердца, необходимо соблюдать принцип «реального времени», согласно которому общее время получения изображения должно быть таким, чтобы за это время подвижные структуры переместились в пространстве на величину, не превышающую размеры элемента разрешения. Так, если разрешающая способность прибора в области исследования составляет 1 мм, то смещение движущихся структур, например стенок желудочка или клапанов сердца, не должно быть больше этой величины за время получения трехмерного массива данных. На практике это означает, что время получения изображения должно быть не более 30-50 мс. В некоторых случаях (например, при пониженной частоте сердечных сокращений) возможно небольшое увеличение этого времени. Ясно, что без применения специальных мер трехмерная визуализация сердца невозможна.

Что же можно сделать для обеспечения принципа «реального времени»? Перечислим возможные способы решения задачи.

Уменьшение трехмерного массива данных. Если уменьшить глубину изображения, получаемого при двухмерном сканировании, то пропорционально можно сократить время получения информации об одном слое. Если же одновременно уменьшить ширину зоны двухмерного сканирования в одном слое, то за счет этого можно дополнительно снизить время получения кадра двухмерного изображения.

Например, если глубина изображения выбрана равной 40 мм, а ширина зоны обзора 30 мм, то время получения одного кадра при линейном двухмерном сканировании может быть равным 1,6 мс. При этом расстояние между акустическими строками и, следовательно, поперечная разрешающая способность двухмерного изображения полагаются равными 1 мм.

Если количество слоев для трехмерного массива принять равным 30 (через 1 мм друг от друга), то полное время получения массива данных для объема 40x30x30 мм будет равным 50 мс, что почти соответствует принципу «реального времени».

В приведенном примерном расчете полагалось, что запись информации обеспечивается в том же темпе, что и сканирование, и не учитывалось дополнительное время, необходимое для перемещения датчика по третьей координате.

Одновременный многоканальный прием. Традиционный способ сканирования реализуется с помощью одного приемно-передающего луча, который последовательно «просматривает» всю исследуемую область. Время, необходимое для обзора области, определяется произведением времени, которое требуется для приема эхо-сигналов во всем диапазоне глубин при данном положении приемно-передающего луча, на число положений луча в процессе «просмотра» области.

Можно использовать многоканальный прием сразу по нескольким направлениям и тем самым сократить время обзора исследуемой области. На рис. 14а показан типичный вид

лучей на передачу (пунктир) и на прием (сплошная линия) в обычном сканере. Форма луча на передачу, в частности ширина луча, может не совпадать с формой луча на прием. Однако на больших глубинах, как правило, оба луча близки по форме. Этот случай как раз и изображен на рис. 14а, где помимо основных лучей (приемного и передающего) изображены так называемые боковые лепестки. В идеале боковые лепестки должны отсутствовать, и вся энергия на передачу должна быть сконцентрирована в области пространства, огранченной основным лучом. Точно так же прием эхо-сигналов должен осуществляться только в области приемного луча. Однако на практике от боковых лепестков избавиться не удастся ни в режиме передачи, ни в режиме приема.

В многоканальной системе формируются одновременно несколько приемных лучей. Возможны два способа реализации многоканального режима.

## Глава 7

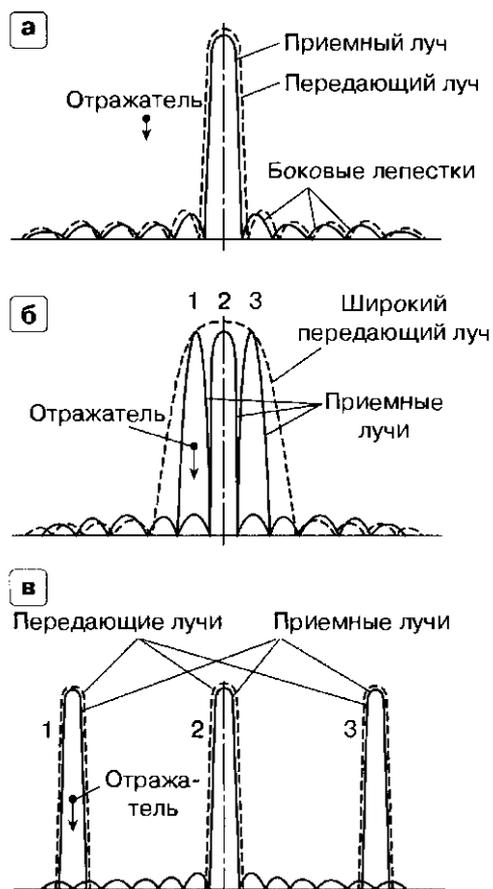


Рис. 14. Одновременный многоканальный прием, а - вид ультразвукового луча при одноканальном приеме и передаче, б - широкий луч на передачу и многоканальный прием, в - многоканальные передача и прием.

В первом способе используется широкий луч на передачу, который обеспечивает излучение УЗ сигналов в большей области, чем обычно (рис. 14б). В пределах этой

области располагаются приемные лучи, которые ведут одновременный прием эхо-сигналов.

Во втором способе используются несколько передающих узких лучей, в каждом из которых с небольшим сдвигом во времени излучаются УЗ сигналы в различные области пространства. В этих же направлениях осуществляется одновременный прием эхо-сигналов с помощью приемных лучей (рис. 14в).

Оба способа обеспечивают уменьшение суммарного времени обзора в число раз, равное числу каналов. При достаточно большом числе каналов можно существенно снизить время получения трехмерного массива данных.

Недостатком обоих способов является сложность их практической реализации. Другим принципиальным недостатком является снижение качества изображения, особенно заметное в первом способе, использующем широкий передающий луч. Объясняется это тем, что в системе многоканального приема уровень приема эхо-сигналов по боковым лепесткам выше, чем при одноканальном приеме. Попробуем объяснить, почему это получается, с помощью рис. 14.

При одноканальном приеме в сторону отражателя, который находится вне основного приемно-передающего луча, излучается УЗ сигнал существенно меньший, чем в направлении основного луча. Уровень этого сигнала определяется уровнем бокового лепестка и составляет обычно не более 10% от уровня сигнала в основном луче. Соответственно и эхо-сигнал от отражателя будет во столько же раз меньше по сравнению со случаем, когда он находится в основном передающем луче. При приеме эхо-сигнала он будет дополнительно ослаблен благодаря тому, что принимается боковым лепестком приемного канала. Уровень ослабления будет примерно таким же - 10%. Следовательно, в случае нахождения отражателя вне основного луча на прием и передачу принятый прибором эхо-сигнал будет составлять не более 1% от уровня, который был бы в случае, когда отражатель находится в основном луче.

При многоканальном приеме (рис. 14б, 14в) ситуация изменяется. Отражатель, который находится вне одного из приемных лучей (например, луча 2), но имеется в другом приемном луче (например, луче 1), облучается в режиме передачи таким же большим сигналом. Поэтому принятый по боковому лепестку эхо-сигнал будет ослаблен только до уровня 10%. Это значит, что в канале приемного луча 2 может обнаруживаться мешающий сигнал, который сравним по амплитуде с полезными сигналами и в результате будет наблюдаться в качестве артефакта. Особенно заметным этот артефакт будет в случае сильного отражателя.

В системе многоканального приема с разнесенными лучами (рис. 14в) артефакты из-за приема по боковым лепесткам несколько меньше вследствие того, что относительный уровень боковых лепестков снижается по мере удаления от основного луча.

Регистрация изображений, синхронизированная с ЭКГ. Возможным способом записи трехмерной информации движущихся структур является их регистрация, привязанная к определенным фазам сердечного цикла. В сердечном цикле регистрируется последовательность двухмерных кадров в одной и той же плоскости (сечении), при этом время получения каждого кадра четко привязано к В-зубцу ЭКГ. Например, на рис. 15 в сечении первый кадр получен в момент  $T_0$ , совпадающий с Изубцом, второй записывается в момент  $T_0 + \Delta t$ , третий - в момент  $T_0 + 2 \Delta t$  и т.д. Последовательность записи кадров полностью повторяется в следующем сердечном цикле с той разницей, что плоскость I

сечения перемещается в новое положение (сечение II), сдвинутое относительно предыдущего в пространстве (рис. 15). Таким же образом можно получить последовательность кадров в третьем сердечном цикле, при этом плоскость сечения сдвигается еще на один шаг. Процесс продолжается до тех пор, пока не будет просмотрена необходимая область пространства.

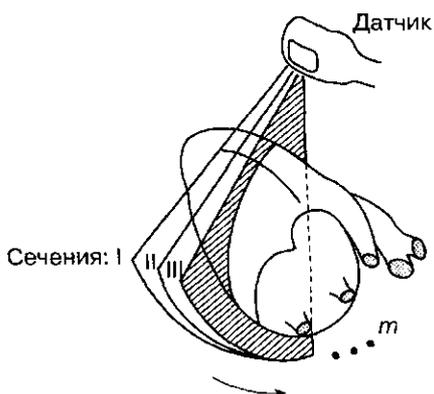
При реконструкции трехмерного изображения для момента  $T_0$  берутся кадры, полученные в этот момент во всех сердечных циклах, при реконструкции трехмерного изображения для момента  $T_0 + \Delta t$  соответственно берутся кадры, полученные в момент  $T_0 + \Delta t$  и т.д. Суммарное время, необходимое для получения совокупности трехмерных массивов, каждый из которых относится к определенной фазе сердечного цикла, равно:

$$T = m \times n \times \Delta t,$$

где  $\Delta t$  - время, за которое может быть получен 1 кадр изображения,  $m$  - число сечений в трехмерном массиве,  $n$  - число кадров за время длительности одного сердечного цикла. Если  $\Delta t = 30$  мс,  $m = 24$ ,  $n = 24$ , то  $T \approx 18$  с. Конечно, это достаточно большой интервал времени, однако в результате можно получить, а затем наблюдать на экране изменение трехмерного изображения всего движущегося объекта во времени без тех ограничений и недостатков, которые присущи двум предыдущим способам.

Возможны и другие варианты способа получения трехмерной информации с синхронизацией от ЭКГ. Например, в каждом сердечном цикле осуществляется перемещение плоскостей кадров с шагом по времени, равным  $\Delta t$ , однако в каждом новом цикле начальное положение сечения (для момента  $T_0$ ) сдвигается на величину пространственного шага перемещения сечения.

## Глава 7



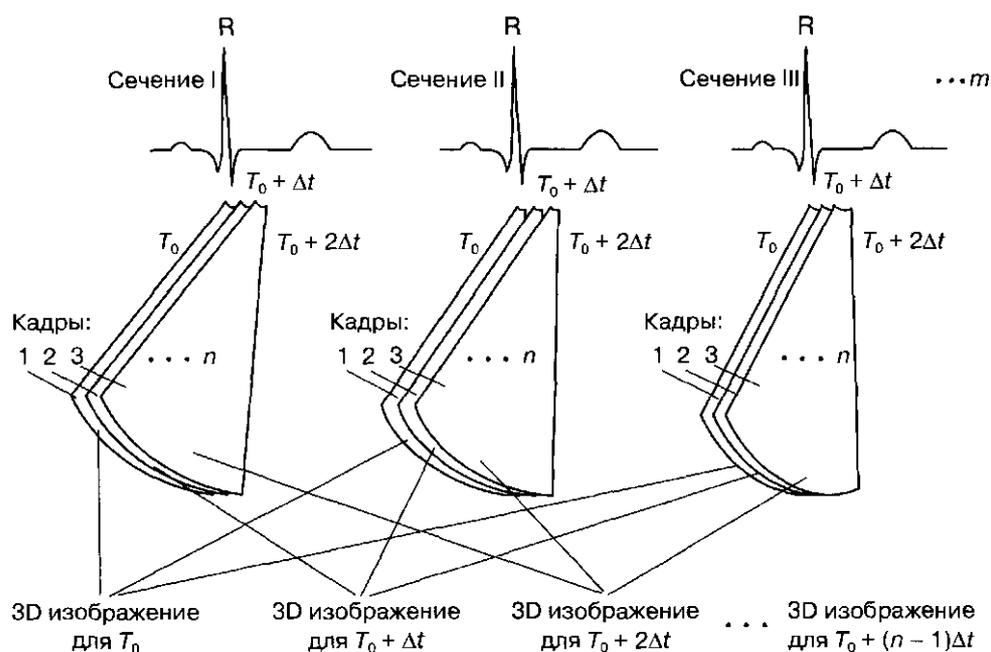


Рис. 15. Получение трехмерных изображений сердца с синхронизацией от ЭКГ.

Рассмотренный способ позволяет получать информацию «в реальном времени», но имеет один принципиальный недостаток, связанный с тем, что при изменении вида кривой ЭКГ на различных сердечных циклах реконструированное изображение будет искажаться, причем тем в большей степени, чем больше изменение вида кривой ЭКГ.

### Преимущества и недостатки режима 3D

Перечислим основные преимущества метода получения УЗ трехмерных изображений.

? Существенное повышение информационных возможностей по сравнению с режимом двухмерного изображения, позволяющее представить пространственные положения и форму различных структур и органов.

? Возможность получения двухмерных акустических сечений произвольной ориентации, в частности фронтальных сечений, плоскость которых ориентирована перпендикулярно направлению на датчик.

? Значительно более точное вычисление объемов исследуемых объектов любой формы.

? Возможность объемного представления поверхностей объектов с различным ракурсом наблюдения, что дает дополнительную диагностическую информацию. Недостатками метода получения трехмерных изображений на существующем уровне его разработки являются следующие.

? Сложность реализации метода.

? Представление трехмерной информации на мониторах с плоским экраном в виде псевдообъемных картин, что не позволяет в полной мере реализовать преимущества метода.

? Принципиальные физические ограничения, не позволяющие получить данные для трехмерного изображения за короткое время, что существенно затрудняет получение качественных трехмерных изображений движущихся структур. Несмотря на перечисленные недостатки и ограничения, метод получения трехмерных изображений несомненно является очень перспективным, что обуславливает его дальнейшее развитие и все более широкое применение в медицинской практике.

## 7.2. Контрастные вещества

Использование контрастных веществ в УЗ диагностике началось сравнительно недавно и в последние годы заметно активизировалось. Объясняется это тем, что контрастные вещества позволяют повысить информативность исследований, особенно когда не хватает чувствительности, а также в трудных для диагностики случаях.

Практически все используемые в настоящее время вещества для контрастной эхографии представляют собой растворы, содержащие микропузырьки с высоким уровнем отражения эхо-сигналов. Как правило, это газовые микропузырьки, которые в силу чрезвычайно большого различия акустических сопротивлений газовой среды и жидкости раствора полностью отражают падающие на них УЗ волны, существенно повышая уровень эхо-сигналов, принимаемых датчиком прибора [5].

Основные требования, которые предъявляются к эхоконтрастным веществам, следующие.

? Размер микропузырьков должен быть достаточно мал, чтобы обеспечивать их прохождение через любые сосуды, в том числе и через капилляры; обычно размер микропузырьков лежит в пределах от 1 до 10 мкм.

? Период существования микропузырьков должен быть достаточно продолжительным (не менее нескольких минут) для того, чтобы обеспечить необходимое время для проникновения контрастного вещества в область интереса и время, необходимое врачу для исследования. Время жизни микропузырьков определяется параметром, который называется стабильностью. На стабильность существенным образом может влиять интенсивность УЗ сигналов, воздействующих на микропузырьки и заставляющих их колебаться и схлопываться. Время существования микропузырьков обычно лежит в пределах от нескольких десятков секунд до 5-10 мин и более.

## Глава 7

? Микропузырьки не должны сливаться друг с другом, увеличиваясь в размере, чтобы не закупоривать сосуды.

? Концентрация микропузырьков должна быть такой, чтобы отражение и рассеяние ими УЗ сигналов не приводило бы к существенному ослаблению УЗ волн, проходящих дальше в более глубокие слои. В противном случае будет невозможно наблюдать структуры, находящиеся за зонами, в которых накапливаются контрастные вещества.

? Контрастные вещества должны быть абсолютно безопасны для пациента и по возможности не вызывать побочных реакций. Области медицинского применения УЗ

контрастных веществ обширны [5, 6]. Прежде всего эхоконтрастные вещества применяются для исследования сердца и сосудов. Повышение чувствительности и контраста позволяет лучше наблюдать сердечные патологии как в В-режиме, так и в доплеровских режимах (особенно при цветовом доплеровском картировании), в том числе при чреспищеводной эхографии и трехмерной эхо-кардиографии.

Увеличение эхогенности кровотока, достигаемое за счет применения контрастных веществ, повышает эффективность доплеровского исследования сосудов при решении следующих задач: выявление патологии сосудов при стенозе и окклюзии, транскраниальные исследования венозной системы, диагностика аневризм, наблюдение сосудов печени, наблюдение почечной артерии и вены, УЗ исследования почечного трансплантата.

Для исследования левых отделов сердца и артериальной циркуляции необходимо применять эхоконтрастные вещества с микропузырьками относительно малого размера - не более 5 мкм.

Обнадеживающие результаты получены при использовании контрастных веществ для визуализации опухолей (печени, поджелудочной железы, почек) за счет эффективного выявления патологической васкуляризации.

В последнее время появились контрастные вещества, которые могут проникать из сосуда в ткани. В здоровых неизмененных тканях они накапливаются вследствие того, что захватываются макрофагами. В патологических тканях контрастные вещества не накапливаются, и поэтому эти ткани выглядят эхонегативными на фоне здоровых тканей.

Для диагностики патологии в матке, фаллопиевых трубах используют эхогистеросальпингографию с контрастными веществами различного вида с заполнением полости матки с помощью катетера. При этом выявляются заболевания эндотермия и оценивается проходимость фаллопиевых труб. Внутривенная контрастная эхография улучшает диагностирование кист яичников и гиперплазии эндотермия [6].

Повышение контрастности с помощью контрастных веществ используется при исследовании предстательной железы и молочной железы, в основном для выявления патологической васкуляризации.

Наиболее распространены эхоконтрастные вещества, изготовленные на основе микрочастиц галактозы. К ним относятся препараты «Эховист-200» и «Левовист» (производства фирмы «Шеринг АГ»). Препараты практически не оказывают влияния на важнейшие функции организма. «Эховист» имеет микропузырьки относительно большого диаметра - 5-15 мкм, поэтому он не годится для исследования артериальной циркуляции. Время жизни у него относительно мало. «Левовист» имеет большее время жизни: период, за который концентрация пузырьков уменьшается вдвое, - до 11 мин у взрослых и 7-9 мин у детей. Контрастность препарата дозозависима - чем больше доза, тем больше контраст.

Менее распространены препараты на основе человеческого альбумина, например «Альбунекс» (фирма «Никомед»).

К препаратам нового поколения относится «Соновист», изготовленный на основе биополимеров и характеризующийся малым размером микропузырьков (в среднем 1 мкм) и большим временем жизни (до нескольких часов).

Известен целый ряд контрастных веществ на основе высокоплотных газов (додекафлюоропентана, перфлюоропентана, сульфургексафлюорида и т.д.), на основе липосом и комбинированные препараты на основе альбумина, декстрозы и перфлюоркарбона.

### 7.3. Тканевая гармоника и контрастная гармоника

Технология тканевой гармоники, или нативной тканевой гармоники (native tissue harmonic imaging) - один из новых методов получения УЗ изображения, который во многих случаях улучшает диагностические возможности при исследовании «трудных» пациентов (difficult-to-image patients). К «трудным» пациентам относятся прежде всего те, у которых имеется избыточная масса вследствие ожирения или хорошо развитой мускулатуры. Иногда «трудными» являются субъекты нормального телосложения, имеющие специфические особенности биологических тканей, из-за которых

УЗ луч несколько расфокусируется (рассеивается), что приводит к ухудшению качества акустического изображения. Метод тканевой гармоники позволяет улучшить качество изображения в указанных случаях.

Попробуем пояснить физическую суть режима тканевой гармоники. Известно, что при исследовании «трудных» пациентов, в частности пациентов с избыточным весом, приходится использовать датчики с более низкой частотой, что обеспечивает более высокую проникающую способность ультразвука. Естественно, при этом снижается качество изображения вследствие уменьшения разрешающей способности, которая на низких частотах ультразвука хуже, чем на высоких. Использование тканевой гармоники дает возможность улучшить качество изображения при сохранении хорошей проникающей способности. В режиме тканевой гармоники датчик излучает УЗ сигналы на низкой частоте, например 2 МГц, а прибор обеспечивает прием эхо-сигналов на более высоких частотах - 4, 6 МГц и т.д.

Появление эхо-сигналов на удвоенной или утроенной частоте (на так называемой 2-й или 3-й гармонике) объясняется нелинейными эффектами, сопровождающими распространение ультразвука в биологических тканях [7]. До сих пор все объяснения физических процессов получения УЗ изображений мы давали в предположении, что реакция биологических тканей на механические напряжения, создаваемые УЗ волнами, является линейной. В линейном случае при излучении в биологические ткани синусоидальных сигналов на некоторой частоте принимаемые отраженные сигналы имеют вид синусоиды с той же частотой. Если излучаются импульсные сигналы, которые характеризуются определенным спектром частот, то в спектре частот отраженных сигналов присутствуют только те частоты, которые были в спектре излученного сигнала.

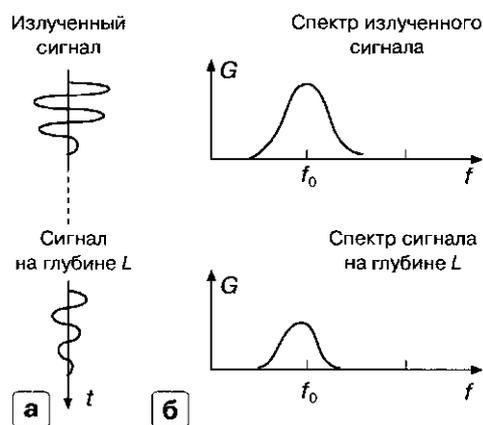


Рис. 16. Вид сигналов (а) и их спектров (б) при прохождении биологических тканей в предположении линейности среды распространения.

Единственное, что может измениться в линейном случае, - это форма спектра отраженного сигнала по сравнению с излученным сигналом из-за частотнозависимого характера поглощения УЗ сигналов, что приводит к снижению уровня высокочастотных составляющих относительно низкочастотных (рис. 16). Линейное приближение дает картину, весьма близкую к наблюдаемой на практике и тем более точную, чем меньше амплитуда излучаемых УЗ сигналов. При достаточно большом уровне сигналов, которые используются в современных УЗ приборах, линейное приближение не отражает истинную картину; поэтому следует учитывать нелинейные эффекты. Одно из проявлений нелинейных эффектов - искажение вида УЗ сигналов по мере прохождения вглубь биологических тканей (рис. 17а). Искажение сигналов обусловлено тем, что скорость звука в среде зависит от уровня сигнала. При этом в области наибольшего сжатия скорость звука несколько больше, чем в области разрежения. Это означает, что по мере распространения сигнала накапливается искажение профиля сигнала - он становится все круче, в результате чего волна, первоначально близкая к синусоидальной, постепенно превращается в пилообразную, достигая максимальной крутизны профиля на некоторой характерной глубине  $L_0$ .

Глубина  $L_0$  зависит от вида биологической ткани и частоты излучаемого сигнала. Так, для печени глубина  $L_0 = 9$  см при частоте излучаемого сигнала  $f_0 = 2$  МГц. Для жировой ткани глубина  $L_0$  несколько меньше.

На глубинах, больших чем  $L_0$ , происходит процесс «исправления» формы сигнала, и из пилообразного он превращается опять в сигнал, близкий к синусоидальному. Это объясняется частотнозависимым характером затухания при распространении в биологической среде - высокие частоты, которые появляются в пилообразном сигнале, затухают быстрее, чем низкие, близкие к частоте  $f_0$ .

Физическую картину влияния нелинейных эффектов можно проиллюстрировать с помощью спектров, изображенных на рис. 17б. На рис. 17а показан вид излученного сигнала и вид сигналов на различных глубинах, близких к характерной глубине  $L_0$ , а на рис. 17б изображены спектр излученного сигнала и спектры сигналов на различных глубинах.

Пилообразному сигналу соответствует спектр, у которого появляются дополнительные составляющие на больших частотах, в частности на частотах  $2f_0$ ,  $3f_0$  и т.д. Эти новые спектральные составляющие на удвоенной или утроенной частоте называются соответственно 2-й или 3-й гармоникой. Так как появление этих гармоник связано с нелинейными свойствами тканей, то дополнительные гармоники называются тканевыми гармониками. Наиболее заметна по энергетическому уровню вторая тканевая гармоника.

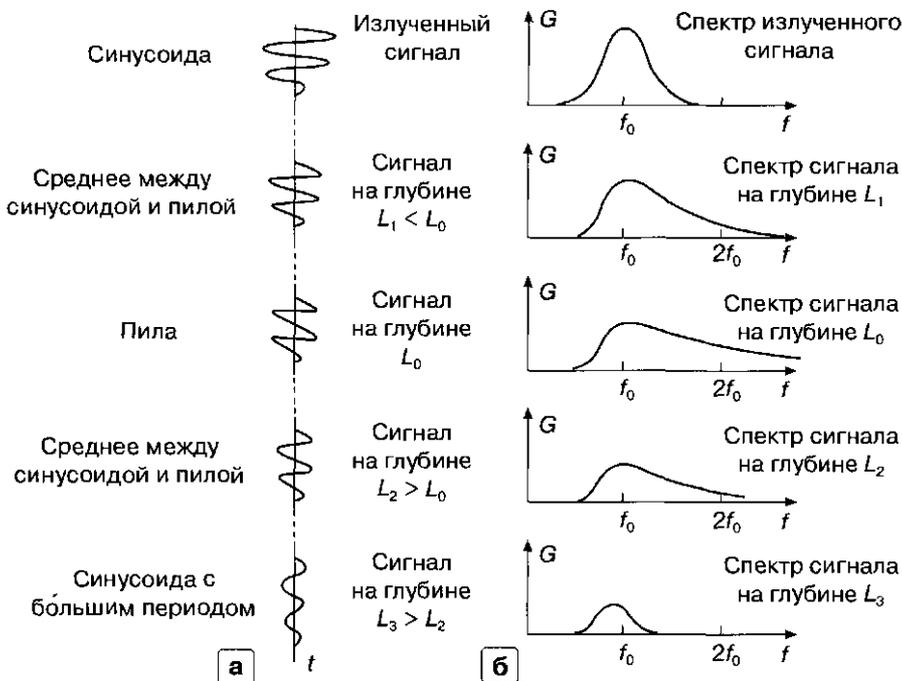


Рис. 17. Реальный вид сигналов (а) и их спектров (б) с учетом нелинейности среды.

В УЗ приборах в обычном В-режиме при приеме сигналов устанавливается специальный фильтр, пропускающий только основную (первую) гармонику (пунктир на рис. 18б). В режиме тканевой гармоники вместо этого фильтра включается фильтр на 2-ю тканевую гармонику (штрихпунктир на рис. 18б). При этом сигнал, поступающий в приемник и на устройство обработки прибора, имеет частоту  $2f_0$ , (рис. 18а). Соответствующая этому сигналу разрешающая способность прибора (прежде всего поперечная) выше, чем на основной частоте  $f_0$ , что позволяет получить более высокое качество изображения. Основная причина улучшения разрешающей способности - уменьшение эквивалентной ширины УЗ луча и снижение уровня боковых лепестков. Это приводит не только к повышению пространственного разрешения, но и к более высокой контрастной разрешающей способности.

Особенность режима тканевой гармоники состоит в том, что он может дать выигрыш только в ограниченном диапазоне глубин, зависящем от характерной глубины  $L_0$ . На малых глубинах сигналы на 2-й гармонике совсем отсутствуют или очень малы. На больших глубинах они, в силу большего затухания, также очень малы. И только в некотором диапазоне средних глубин сигналы тканевой гармоники могут быть достаточно высокого уровня для построения изображения.

На рис. 19 дан пример использования режима тканевой гармоники для улучшения качества изображения при исследовании «трудного» пациента.

Глава 7

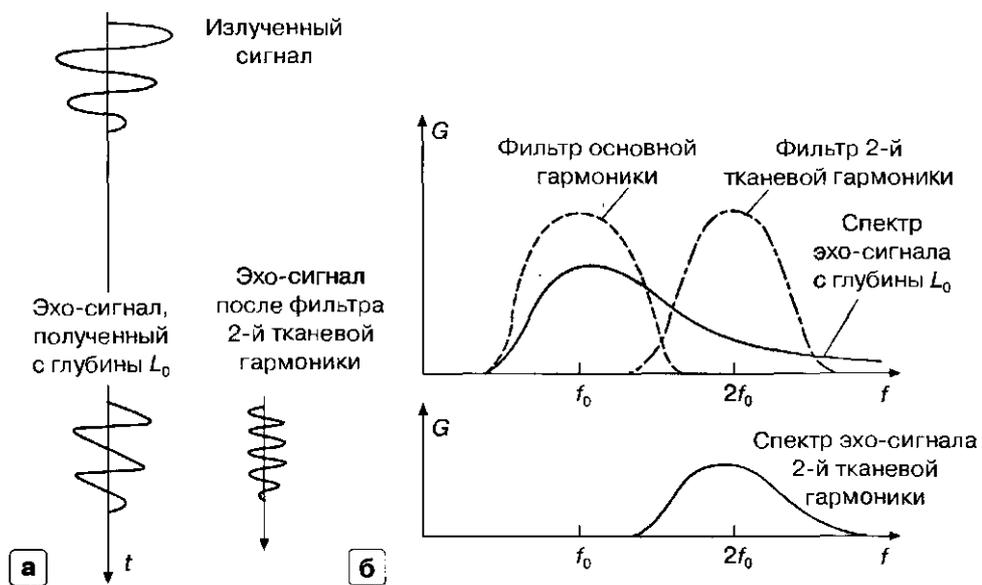


Рис. 18. Вид эхо-сигналов, полученных с глубины  $L_0$  (а) и их спектра (б).

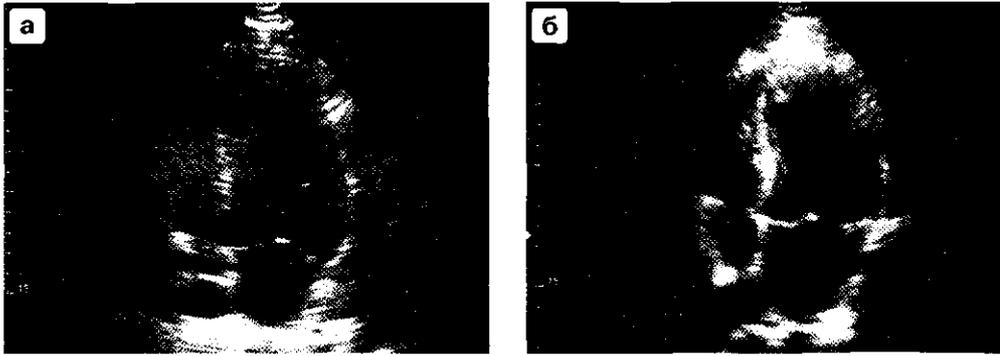


Рис. 19. Обычное изображение (а) и изображение той же области исследования, полученное с помощью метода тканевой гармоник (б).

Следует сказать о том, что при исследовании обычных «нетрудных» пациентов более целесообразно работать в режиме основной (более высокой) частоты, а не тканевой гармоник, так как в этом случае качество изображения может быть лучше.

В режиме контрастной гармоник используется тот же физический принцип, что и при тканевой гармонике, с той разницей, что в исследуемую область вводятся контрастные вещества, которые увеличивают уровень отражений на 2-й гармонике. По существу режим контрастной гармоник - это комбинация метода тканевой гармоник и повышения чувствительности с помощью контрастных препаратов. Сочетание контрастной гармоник с энергетическим доплером позволяет получать более четкое изображение сосудов в определенном диапазоне глубин.

#### Список литературы

1. Осипов Л.В. Физика и техника ультразвуковых диагностических систем // Медицинская визуализация. 1997. № 1. С. 6-14; № 2. С. 18-37; № 3. С. 38-46; № 4. С. 42-53. 1998. № 1. С. 28-33; № 2. С. 41-55; № 3. С. 31-42.
2. Advances in ultrasound techniques and instrumentation / Ed. by Wells P.N.T. N.Y.; Edinburgh; L: Churchill Livingstone Inc., 1993.
3. Гаврилов А.В., Сандриков В.А., Калайджи-дис Я.л. и др. Автоматизированная компьютерная система для трехмерной визуализации ультразвуковых изображений в медицине: основные характеристики и перспективы клинического применения // Ультразвуковая диагностика. 1996. № 1. С. 6-13.
4. Малюта Т.Д., Гаврилов А.В., Фридман Ф.Е. и др. Трехмерная эхография в локализации множественных инородных тел внутри глаза // Ультразвуковая диагностика. 1997. № 2. С. 68-71.

5. Nanda N.C., Schlieff R., Goldberg B.B. Advances in echo imaging using contrast enhancement. 2nd ed. Boston; L, 1997. 698 p.

6. Зубарев А.В., Гажонова В.Е., Кислякова М.В. Контрастная эхография // Медицинская визуализация. 1998. № 1. С. 2-26.

7. Применение ультразвука в медицине: Физические основы: Пер. с англ. / Под ред. Уилла К. М.: Мир, 1989. 568 с.



## 8. О БЕЗОПАСНОСТИ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ

### 8.1. 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.

Конечно, врачи должны иметь достаточно полное представление об этих стандартах.

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. [1].

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 внутрисполостных);
- 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 [2], которым определено требование к максимальному значению средней интенсивности излучаемых УЗ колебаний. По требованию стандарта это значение должно быть не более 50 мВт/см<sup>2</sup> и определяется при испытаниях прибора расчетно-экспериментальным методом исходя из измеренных значений характеристик импульсов возбуждения УЗ датчика.

## Глава 8

Отметим, что требование этого ГОСТ-а по указанному параметру является более жестким, чем требование международного стандарта МЭК (см. раздел 8.4). Однако в соответствии с современным уровнем знаний только один указанный параметр не в полной мере характеризует возможные нежелательные последствия воздействия ультразвука.

### 8.2. Биологические эффекты ультразвука

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/см<sup>2</sup>, 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

$$I = \frac{P}{S} \frac{\text{Вт}}{\text{см}^2},$$

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. Об этих понятиях более подробно будет сказано ниже.

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 литотрипсии - ударно-волнового 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 [3, 4].

Ударные акустические волны,

как уже говорилось, 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.

## Глава 8

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 двумерного 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.

Уже говорилось о том, что в России пока нет стандарта, регламентирующего всесторонние и обоснованные требования к безопасности УЗ излучения при диагностике, и выяснились причины этого. 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» [5].

Второе - в американском «Стандарте отображения характеристик теплового и механического эффектов УЗ диагностической аппаратуры» [6]. 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).

### 8.3. Физические характеристики акустического излучения

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. 1 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.

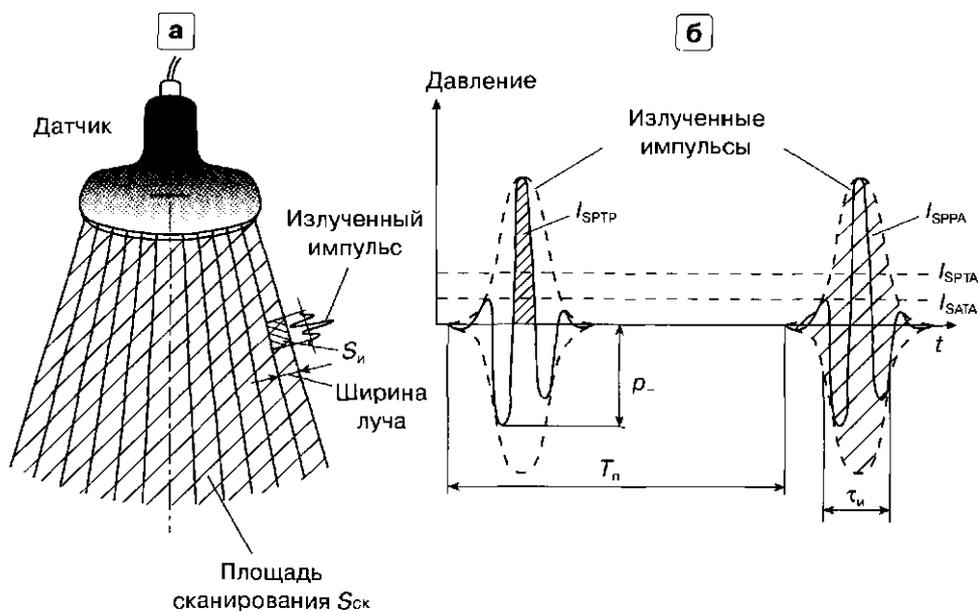


Рис. 1. К определению характеристик импульсного излучения, а - распределение излучения в пространстве, б - характеристики излучения во времени.

Максимальная (пиковая) интенсивность импульса ISPTP определяется мощностью, соответствующей максимальной полуволне импульса (на рис. 1б заштрихована мелкой штриховкой). Аббревиатура SPTP означает spatial peak, temporal peak (пиковая в пространстве, пиковая во времени). ISPTP характеризует максимальную мощность в акустическом поле, созданном в результате излучения.

Максимальная в пространстве интенсивность импульса ISPTA определяется мощностью всего импульса (на рис. 1б крупная штриховка) и берется в пределах длительности импульса  $\tau_p$ . Обозначение SPPA расшифровывается так: spatial peak, pulse average - пиковая в пространстве, средняя по импульсу (на длительности импульса), характеризует максимальную мощность в пространстве.

Максимальная в пространстве, средняя во времени интенсивность ISPTA определяется в результате усреднения ISPPA за время, равное периоду повторения импульсов  $T_p$ , т.е. ISPTA - это максимальная интенсивность, как бы «размазанная» во времени:

$$I_{SPTA} \approx I_{SPPA} \frac{\tau_p}{T_p}.$$

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

## Глава 8

Средняя интенсивность ISATA характеризует интенсивность, усредненную и в пространстве, и во времени. SATA - spatial average, temporal average (средняя в пространстве, средняя во времени). На рис. 1а 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) –  $S_{и}$ , а всю площадь сканирования -  $S_{СК}$  (крупная штриховка на рис. 1а), то среднюю интенсивность ISATA можно приблизительно вычислить так:

$$I_{SATA} \approx I_{SPTA} \frac{S_{и}}{S_{СК}}.$$

Очевидно, что ISATA - 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. рис. 16). 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 мегапаскалях (МПа):  $1 \text{ МПа} \approx 10 \text{ атм.}$

Выходная интенсивность излучения в луче /оБ (output beam intensity) -средняя во времени выходная акустическая мощность, деленная на площадь сечения УЗ луча. Этот параметр наряду с интенсивностью ISPTA 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.

#### 8.4. Требования зарубежных стандартов

Мы уже говорили о том, что в общем стандарте МЭК, оговаривающем требования по безопасности медицинских электрических приборов [1], 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» [5]. 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 /оБ;
- максимальная в пространстве, средняя во времени интенсивность ISPTA.

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

Перечисленные данные ( $p_{-}$ ,  $I_{об}$ ,  $I_{SPTA}$ ) должны даваться для каждого датчика и каждого режима работы прибора (В, М, В + М, О 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:

$$\begin{aligned} p_{-} &< 1 \text{ МПа,} \\ I_{об} &< 20 \text{ мВт/см}^2, \\ I_{SPTA} &< 100 \text{ мВт/см}^2. \end{aligned}$$

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 [7] предлагается рассмотреть иной подход к определению допустимого уровня акустического излучения. Этот подход аналогичен тому, который используется в национальном стандарте США [6]. В качестве требований по безопасности вводятся условия соответствия предельным уровням некоторых вычисляемых по результатам измерений параметров: механического индекса  $M1$  и теплового индекса  $T1$ . 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, частотнозависимый характер поглощения).

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

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 дБ/(см МГц) в биологических тканях, т.е. рассчитывается по формуле:

$$p_-(R) = p_- \exp(-0,115Rf),$$

где  $p_-$  - пик давления в воде на глубине  $R$ .

Тепловой индекс по определению есть отношение

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

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  $1^\circ\text{C}$ . И та, и другая мощность учитывают затухание в биологических тканях 0,3 дБ/(см МГц).

Если  $TI = 2$ , то можно приближенно считать, что температура тканей на этой глубине может повыситься на  $2^\circ\text{C}$ . 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  $1^\circ\text{C}$ , 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 транскраниальных 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.

Вопрос о том, какой подход в результате будет выбран для российского частного стандарта безопасности, пока остается открытым.

ловия соответствия предельным уровням некоторых вычисляемых по результатам измерений параметров: механического индекса М1 и теплового индекса Т1. 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, частотнозависимый характер поглощения).

Механический индекс определяется соотношением.

#### 8.5. Рекомендации врачу-диагносту

Мы прекрасно понимаем, что врач, внимательно прочитавший весь предыдущий текст, все равно остается в недоумении: как же ему поступать в практической деятельности и как использовать те сведения о биологических эффектах ультразвука, представление о которых он получил? Ответим сначала вопросом на вопрос: а чем руководствуется врач-рентгенолог, знающий о вредности рентгеновского излучения и тем не менее использующий рентгеновский аппарат для диагностики? Руководствуется своими знаниями, опытом, здравым смыслом и четкими рекомендациями, наработанными практикой.

То же относится и к специалистам в УЗ диагностике с той разницей, что опасность воздействия УЗ излучения при уровнях ниже специально установленных не идет ни в какое сравнение с рентгеновским излучением и, как уже говорилось, не подтверждена ни практикой, ни специальными исследованиями. Собственно, поэтому УЗ исследования являются единственно допустимым средством визуализации плода в акушерстве.

Так же, как не может быть абсолютно безвредных лекарств, и все дело в правильном их применении и дозировке, так и в УЗ исследованиях минимальный риск почти всегда оправдан тем, что польза от получаемой информации, как правило, заведомо превышает возможные неприятности, связанные с применением ультразвука.

В последние годы прослеживается тенденция увеличения уровня УЗ мощности, излучаемой датчиками диагностических приборов. Обусловлено это прежде всего стремлением изготовителей улучшить качество изображения. Для повышения разрешающей способности целесообразно, как известно, использовать широкополосные датчики, излучающие сигналы с более высокими частотами. Однако высокочастотные составляющие сигналов быстрее затухают в биологических тканях, в результате чего падает чувствительность и, следовательно, снижается глубина исследования. Для того чтобы компенсировать этот недостаток, изготовители увеличивают мощность излучения. Помимо этого, мощность излучения может быть увеличена для того, чтобы повысить чувствительность приборов в режимах цветового доплеровского картирования и энергетического доплера.

Изготовители приборов решаются увеличить мощность излучения, так как до сего времени нет жестких пределов для параметров излучения, установленных стандартами безопасности.

По существу ответственность за выбор наилучшей методики УЗ исследования с точки зрения безопасности возлагается на врача-исследователя. В повседневной практике врачу рекомендуется руководствоваться так называемым принципом ALARA (As Low As Reasonably Achievable) - «настолько мало, насколько разумно использовать» [8]. Этот принцип предлагает врачу осуществлять выбор уровня мощности и времени исследования на УЗ приборе по возможности настолько малыми, чтобы, получая необходимую диагностическую информацию, минимизировать риск неблагоприятных последствий.

Для того чтобы определить разумную тактику исследования, надо хорошо представлять себе хотя бы качественно биологические эффекты ультразвука и различия в их проявлении в зависимости от типа обследуемых тканей, а также от режимов и параметров работы прибора.

## Глава 8

Перечислим кратко некоторые особенности биологических эффектов, влияющих на безопасность исследования.

? Нагрев биологических тканей тем больше, чем больше выбранная мощность излучения и чем больше продолжительность исследования, особенно в случае, когда положение датчика на теле пациента почти не меняется в течение исследования.

? Если фокусировка на передачу установлена для средних и дальних глубин, относительно больше нагреваются ткани, близко расположенные к поверхности датчика.

? При фокусировке на передачу в ближней зоне максимальный нагрев может быть скорее всего в зоне фокуса.

? Нагрев увеличивается в хорошо поглощающих ультразвук тканях и в областях повышенного рассеяния УЗ волн, например в костных тканях и на границе легочных тканей.

? Нагрев мягких тканей увеличивается с увеличением частоты датчика. Нагрев костной ткани практически не зависит от значения частоты.

? Для большинства биологических тканей допустимая с точки зрения безопасности температура нагрева не должна превышать 43°C даже в случае малой продолжительности времени исследования (экспозиция не более 1 мин). При более продолжительных экспозициях - до 10 мин - допустимая температура нагрева тканей не должна быть более 41 °С. При экспозициях в несколько десятков минут допустимая температура нагрева должна быть по возможности не более 39°C [4]. Если на экране прибора отображается тепловой индекс T1 или его значение для различных типов биологических тканей: T1B (для кости), T1C (для черепной кости), T1S (для мягких тканей), желателен выбирать такие режимы и параметры работы, чтобы эти значения не превышали величину 2, что означает, что температура тканей повысится в результате УЗ исследования не более чем на 2°C.

? Необходимо с осторожностью воспринимать отображаемые значения тепловых индексов, учитывая тот факт, что в ряде конкретных случаев индексы не дают правильной оценки получаемого эффекта нагрева. Например, при исследовании через полный мочевого пузыря в зоне фокуса на передачу, установленного глубже мочевого пузыря, температура

нагрева может быть выше, чем оцениваемая с помощью теплового индекса [9]. Это объясняется очень малыми потерями энергии ультразвука в содержимом мочевого пузыря. То же относится и к наблюдению плода, находящегося в околоплодных водах. Наоборот, если исследуется сильно васкуляризованная ткань, обеспечивающая дополнительное охлаждение нагретых тканей, можно допустить исследование с несколько завышенным значением теплового индекса.

? Следует иметь в виду, что помимо нагрева тканей, вызванного УЗ излучением, происходит дополнительный нагрев вследствие того, что УЗ преобразователь датчика нагревается в процессе работы. Особенно заметен этот дополнительный нагрев при использовании внутрисполостных датчиков, таких как трансвагинальный, трансректальный и чрес-пищеводный.

? С точки зрения нагрева тканей режим В является наиболее безопасным, так как излучаемая мощность распределяется по всей области сканирования. В режиме М уровень локального нагрева существенно увеличивается по той причине, что излучение осуществляется в узком луче, ось которого не изменяет своего положения в процессе исследования.

? В режиме спектрального доплера степень нагрева тканей сравнительно невелика при непрерывно-волновом доплере вследствие низкого уровня излучаемой мощности. По этой причине данный метод не противопоказан при фетальном мониторинге.

? В режиме спектрального доплера при импульсно-волновом методе исследования (Р\Л/) средний уровень излучаемой мощности заметно выше, чем при непрерывном методе, что требует более аккуратного использования этого метода.

? В режимах цветового доплеровского картирования и энергетического доплера в случае использования максимальных выходных параметров возможны заметные тепловые эффекты в тканях, особенно на поверхности костных структур. Поэтому требуется осторожность и максимальное сокращение времени исследования.

? УЗ исследования эмбриона в первом триместре в силу особой его чувствительности к внешним воздействиям должны проводиться только по разумным показаниям при минимальных уровнях мощности и малом времени экспозиции. Исследования с помощью импульсно-волнового доплера при больших уровнях мощности излучения лучше по возможности исключить.

? Механическое воздействие ультразвука, которое может вызвать кавитацию и, как следствие, нежелательные эффекты в тканях, зависит прежде всего от амплитуды отрицательного давления (разрежения), создаваемого УЗ сигналом. Чем больше эта амплитуда, тем больше вероятность появления нежелательных эффектов. Порог кавитации, определяемый амплитудой отрицательного давления, при которой в мягких тканях может возникать кавитация, тем больше, чем больше частота излучаемого ультразвука. Таким образом, с точки зрения механических биоэффектов на высоких частотах допустимы более высокие уровни амплитуд.

? Наибольшее значение амплитуды отрицательного давления имеет место при работе прибора в режимах В и М. В режимах спектрального доплера и цветового доплеровского картирования опасность механического воздействия ультразвука снижается, зато возрастает уровень тепловых эффектов.

С учетом сказанного врачу-диагносту можно дать следующие общие рекомендации.

1. По возможности снижать уровень мощности излучения прибора, ограничившись тем минимальным уровнем, который позволяет получить качественное изображение. В большинстве современных приборов для этого имеется возможность регулировки мощности излучения.

2. Время экспозиции, т.е. время, затрачиваемое врачом на осмотр пациента с применением излучения, следует минимизировать, что, безусловно, предполагает достаточно высокий уровень профессионализма врача.

## Глава 8

3. Целесообразно более активно использовать средства регистрации изображений (видеомагнитофон, видеопринтер, средства регистрации, встроенные в прибор и т.д.) с тем, чтобы анализ получаемой информации и обсуждение результатов с коллегами проводить с помощью получаемых копий изображения. Многие современные приборы позволяют регистрировать изображения непосредственно в самом приборе и передавать эту информацию с помощью компьютерной техники на любые расстояния.

4. В процессе принятия решения о приобретении прибора необходимо получить информацию об уровнях излучения и быть уверенным, что эти уровни находятся в допустимых пределах. Если эти уровни превышают по оправданным причинам в отдельных режимах допустимые пределы, надо грамотно пользоваться этими режимами, минимизируя экспозицию и мощность излучения в соответствии с конкретной ситуацией.

В заключение следует остановиться на жалобе, которую приходится слышать от врачей: в процессе работы или после нее появляется боль в суставах пальцев, которыми врач держит датчик, в связи с чем возникает опасение относительно вредного воздействия УЗ излучения на руку врача. Напомним, что основное УЗ излучение имеет место с рабочей стороны датчика, контактирующей с телом пациента. Так называемое боковое излучение ультразвука в других направлениях неизмеримо ниже и к тому же дополнительно гасится при прохождении через детали корпуса датчика. Неприятные болевые ощущения могут, по нашему мнению, возникать от излишнего напряжения в пальцах руки, вынужденной держать несколько часов в день датчик в процессе обследования пациентов. В случае использования датчиков с механическим сканированием с высоким уровнем вибрации механизма действительно появляется причина для нежелательных ощущений. В этом случае многие врачи применяют мягкие прокладки для снижения уровня вибрации.

## Список литературы

1. International Electrotechnical Commission: International Standard (IEC 601-1), Medical electrical equipment - Part V. General requirements for safety. 1988.

2. ГОСТ 26831-86. Приборы медицинские ультразвуковые диагностические эхоимпульсные сканирующие. Общие технические требования. Методы испытаний. 1986.

3. Применение ультразвука в медицине: Физические основы: Пер. с англ. / Под ред. Хила К. М.: Мир, 1989. 568 с.

4. Kremkau F.W. Doppler ultrasound: principles and instruments. 2nd ed. Philadelphia; L: W.B. Saunders Co., 1995. R 373.
5. International Electrotechnical Commission: International Standard (IEC-1157), Requirements for the Declaration of the acoustic output of medical diagnostic ultrasound equipment. 1992-07.
6. AIUM/NEMA: Standard for real-time display of thermal and mechanical acoustic output indices on diagnostic ultrasound equipment. 1992.
7. IEC 601-2-37: Medical electrical equipment -Part 2: Particular requirements for the safety of ultrasonic medical diagnostic and monitoring equipment. 1996.
8. Безопасность УЗ исследований (дайджест работ R-М. Klews, G. Kossoff и F. Kremkau) // Медицинская визуализация. 1997. № 2. С. 45-50.
9. новая клиническая инструкция по безопасности для диагностического ультразвука. Семинар Комитета по безопасности // Медицинская визуализация. 1997. № 4. С. 30-41.

#### Словарь основных терминов

В словарь включены не все, а наиболее важные термины, используемые в отечественной и зарубежной литературе по физике и технике УЗ диагностических исследований. Для некоторых терминов, часто используемых в англоязычных статьях, книгах, инструкциях по эксплуатации УЗ аппаратуры и презентационных материалах, даны английские эквиваленты в скобках.

**Аберрация фазовая** - искажение формы волнового фронта, приводящее к расфокусировке УЗ луча и ухудшению качества акустического изображения; может вызываться неоднородностью биологических тканей и несовершенством диагностического прибора.

**Акустическая линза** - изготовленная из специального материала линза, укрепленная на поверхности УЗ датчика; служит для фокусировки УЗ луча на заданной глубине.

**Акустическая неоднородность** -различие акустических сопротивлений рядом расположенных структур.

**Акустическая строка** - отображаемая на экране в В-эхограмме яркостная информация об эхо-сигналах вдоль линии, соответствующей оси УЗ луча.

**Акустическая энергия** - механическая энергия, передаваемая звуковыми волнами. Единица измерения -джоуль (Дж).

**Акустические волны** - механические звуковые и УЗ колебания, распространяющиеся в упругих средах.

**Акустический импеданс** - отношение амплитуд звукового давления к объемной колебательной скорости в среде распространения; состоит из активной части (сопротивление акустическое) и реактивной части.

Амплитуда - максимальное значение меняющегося во времени давления, напряжения или другой переменной величины.

Аналого-цифровой преобразователь (АЦП) - устройство, преобразующее электрический сигнал, меняющийся во времени, в ряд дискретных цифровых значений с определенным интервалом между ними.

Апертура (aperture) - поверхность излучения и приема УЗ сигналов в датчике УЗ прибора.

Аподизация (apodisation) - способ уменьшения боковых лепестков УЗ лучей за счет уменьшения по определенному закону, начиная от центра к краям апертуры, уровня эхо-сигналов, излучаемых и принимаемых элементами в датчике.

А-режим (A-mode) - режим работы УЗ диагностического прибора, при котором отображается А-эхограмма, т.е. изменение амплитуд эхо-сигналов в зависимости от глубины.

Артефакты (artifacts) - изображения ложных объектов, аномалии и искажения акустического изображения; возникают из-за несовершенства аппаратуры и физических причин, связанных с распространением ультразвука в биологических тканях.

Ближняя зона - зона, простирающаяся от поверхности датчика до зоны фокуса.

Боковые лепестки (side lobes) -распределение в пространстве уровня излучения (приема) УЗ сигналов в

направлениях за пределами основного (главного) лепестка УЗ луча. Чем меньше боковые лепестки, тем лучше качество изображения.

БПФ (FFT) - см. быстрое преобразование Фурье.

Быстрое преобразование Фурье (fast Furje transform) - алгоритм цифровой обработки, позволяющий резко сократить время вычисления преобразования Фурье (например, для оценки доплеровского спектра).

Видеосигналы - сигналы, частотный спектр которых начинается от частоты, равной нулю, т.е. сигналы, имеющие постоянную составляющую.

Воксел - пространственный (трехмерный) элемент изображения; см. также объем разрешения.

Временная автоматическая регулировка усиления - специальная обработка принимаемых эхо-сигналов с целью компенсации затухания ультразвука (увеличивающегося с глубиной) в биологических тканях.

Гармонические колебания - непрерывные колебания синусоидальной формы, имеющие одну фиксированную частоту.

Гель акустический - специальный вязкий состав, наносимый на рабочую поверхность УЗ датчика для исключения воздушного промежутка между датчиком и поверхностью тела и снижения потерь энергии ультразвука.

Герц (Гц) - единица измерения частоты, 1 Гц - частота колебания, период которого равен 1 с; в более широком смысле - частота какого-либо события (например, формирования кадра), происходящего 1 раз в 1 с;  $1 \text{ Гц} = 1 \text{ с}^{-1}$ .

Гиперэхогенность - повышенная яркость части изображения, обусловленная более высоким уровнем эхо-сигналов.

Гипоэхогенность - пониженная яркость части изображения, обусловленная более низким уровнем эхо-сигналов.

Гистограмма - способ графического изображения распределения какого-либо параметра акустического изображения, например количества эхо-сигналов определенного уровня в выделенной области изображения.

Главный (основной) лепесток - см. основной (главный) луч, или лепесток.

Глубина проникновения - максимальное расстояние от датчика внутрь среды, на котором еще могут быть обнаружены эхо-сигналы; расстояние измеряется по оси УЗ луча.

Датчик ультразвуковой - устройство для излучения УЗ сигналов в биологический объект и для приема получаемых в результате эхо-сигналов.

Двухмерное сканирование (В-ре-жим) - способ получения двухмерного акустического изображения с помощью последовательного перемещения УЗ луча в плоскости обследования, излучения УЗ импульсов и приема эхо-сигналов.

Демпфер - специальный слой на тыльной стороне пьезопреобразователя, поглощающий излучение в сторону, противоположную области исследования, а также способствующий уменьшению длины излучаемого импульса.

Диаграмма направленности -

форма УЗ луча, изображенная в полярных координатах.

Динамическая апертура (dynamic aperture) - способ автоматического изменения действующей приемной апертуры УЗ датчика от малого размера при приеме на малых глубинах до максимального размера на больших глубинах с целью получения более равномерной поперечной разрешающей способности во всем диапазоне глубин.

Динамическая фокусировка (dynamic focusing) - фокусировка, из

меняемая по глубине таким образом, чтобы обеспечить наилучшую разрешающую способность прибора на различных глубинах.

Динамический диапазон (dynamic range) - способность прибора, отображая одновременно малые и большие сигналы, передавать различия в их уровне; количественно определяется отношением максимального сигнала к минимальному сигналу (или к уровню шумов).

Дисперсия (variance) - среднестатистическое отклонение меняющейся величины от ее среднего значения.

Дифракция волн - физическое явление огибания акустическими волнами различных препятствий на пути распространения.

Длина волны - пространственная протяженность одного периода колебаний, например расстояние между двумя соседними максимумами давления ультразвуковых волн.

Допплера эффект - физическое явление изменения частоты звука в приемнике (по сравнению с частотой излучения) при взаимном движении приемника и излучателя.

Допплеровский сдвиг частоты - величина изменения частоты звука (ультразвука) вследствие эффекта Допплера.

Допплеровский угол - угол между осью УЗ луча и направлением кровотока при доплеровском исследовании.

Дуплексная система - диагностическая система, которая позволяет получать двухмерное изображение и оценивать скорость кровотока доплеровским методом.

Дуплексный датчик - датчик, который может одновременно работать в режиме получения двухмерного изображения и в доплеровском режиме.

Дуплексный режим - одновременное получение в УЗ сканере двухмерного изображения и спектра доплеровских скоростей кровотока.

Затухание (attenuation) - уменьшение мощности УЗ волн вследствие рассеяния, поглощения и отражения при распространении УЗ волн через какие-либо среды (в частности, через биологические ткани).

Зеркальное изображение (mirror image) - артефакт, возникающий при наблюдении объекта на фоне хорошо отражающей структуры, в результате чего получается дополнительное ложное изображение объекта.

Зона фокуса - см. фокальная область.

Импульс акустический - акустическое колебание, ограниченное во времени.

Импульса длина - протяженность акустического импульса в пространстве.

Импульсный (импульсноволновой) доплер (pulsed-wave Doppler), или PW-режим - метод оценки спектра скоростей кровотока с использованием пачки импульсных акустических сигналов.

Интенсивность ультразвука - мощность ультразвука, распространяющаяся через единицу площади.

Интерполяция - определение промежуточных значений какой-либо величины по измеренным крайним значениям.

Интерференция волн - физическое явление, при котором два или более волновых сигналов складываются или подавляют друг друга в зависимости от значений их амплитуд и фаз.

Кавитация (cavitation) - физический процесс образования газовых пузырьков в жидкости при прохождении акустической волны большой интенсивности.

Кадр изображения - акустическое изображение, полученное в результате одного цикла сканирования в УЗ сканере.

Килогерц (кГц) - тысяча колебаний в секунду; 1 кГц= 1000 Гц.

Когерентность - согласованность двух или более колебаний во времени; если разность фаз двух колебаний не изменяется со временем, то эти колебания когерентны.

Кольцевая решетка (annular array) - многоэлементный УЗ преобразователь в виде концентрических колец, используемый в секторных датчиках механического сканирования и позволяющий осуществлять динамическую фокусировку УЗ луча.

Контрастная разрешающая способность - способность прибора различать биологические ткани по уровню отраженных от них эхо-сигналов. Чем выше эта способность, тем лучше можно передать различие в уровне сигналов на экране прибора.

Контрастность (contrast) - способность прибора или экрана передавать различия в яркости поступающих на них сигналов; контрастность тем выше, чем больше различие между самым ярким и самым темным участками изображения.

Контрастные вещества (агенты) - специальные вещества, вводимые в организм для улучшения наблюдаемости биологических структур.

Контрольный объем (sampling volume) - область, ограниченная шириной луча и длиной строка, характеризующая в импульсно-волновом доплере область оценки спектр скоростей кровотока.

Корреляция - статистическая связь между двумя процессами; чем больше зависимость процессов друг от друга, тем выше корреляция.

Кровоток ламинарный - характеризуется тем, что отдельные слои в процессе течения не пересекаются и не перемешиваются друг с другом.

Кровоток турбулентный - характеризуется хаотическим движением отдельных частиц кровотока и перемешиванием слоев.

Луч ультразвуковой передающий - ограниченная область, в которой сосредоточена основная энергия излучаемых УЗ сигналов; границы луча условно определяются по фиксированному уровню относительно максимума (например, по уровню -6 дБ).

Луч ультразвуковой приемный -ограниченная область, в которой осуществляется прием эхо-сигналов с максимальной чувствительностью.

М-режим (motion mode), или ТМ - режим (time motion mode) - режим получения акустической картины, отображающей изменение пространственного положения подвижных структур во времени.

Мегагерц (МГц) - миллион колебаний в секунду;  $1 \text{ МГц} = 1\,000\,000 \text{ Гц}$ .

Механический индекс - параметр, учитывающий возможные кавитационные эффекты: максимальное значение индекса не должно превышать допустимый уровень, установленный для УЗ приборов из соображений безопасности.

Мертвая зона - часть акустического изображения на малых глубинах возле датчика, где практически не видно полезных сигналов.

Найквиста критерий (частота) - определяет границу для спектра доплеровских частот, превышение которой приводит к неоднозначности оценки спектра скоростей кровотока (aliasing) в режиме PW или CFM; численно эта граница равна половине частоты повторения импульсов.

Неоднозначность определения глубины - артефакт в режиме импульсно-волнового доплера (PW) или цветового доплеровского картирования (CFM), заключающийся в появлении ошибок оценки глубины.

Неоднозначность оценки доплеровского сдвига частоты (aliasing) - артефакт в режимах PW и CFM, имеющий место, если соответствующий максимальный доплеровский сдвиг частот превышает половину частоты повторения импульсов, т.е. частоту Найквиста (см. также элиэсинг).

Непрерывноволновой доплер (continuous wave doppler), или CW-режим - метод оценки скорости кровотока с использованием синусоидального УЗ сигнала большой длительности.

Обратное рассеяние (backscattering) - возникновение (при падении УЗ волны на отражающую структуру) множественных эхо-сигналов, направленных в сторону источника излучения ультразвука (на датчик).

Объем разрешения (resolution volume) - минимальная область в пространстве, которой соответствует один элемент изображения на экране прибора (см. также воксел).

Огибающая сигнала - непрерывная кривая, соединяющая пики (максимумы или минимумы) последовательных циклов волнового сигнала.

Основной (главный) луч, или лепесток (main lobe) - область пространства, в которой сосредоточена большая доля энергии излучаемых сигналов (передающий луч) или имеет место максимальная чувствительность приема сигналов (приемный луч). Чем уже основной луч, тем лучше поперечная разрешающая способность.

' Период колебаний - интервал времени, через который процесс повторяется; величина, обратная частоте колебаний.

Плоские волны - акустические волны с плоским фронтом.

Полоса частот - ширина спектра частот, соответствующего данному сигналу; ширина спектра частот, пропускаемых электронным устройством (приемником, усилителем).

Постпроцессинг (postprocessing) - обработка сигналов в приборе после усиления, оцифровки и запоминания.

Предустановка (preset) - режим выбора одной из нескольких комбинаций предварительно установленных регулировок прибора (например, усиления, динамического диапазона, фокусировки и т.д.).

Преломление - см. рефракция.

Преобразование Фурье - математические формулы, однозначно связывающие между собой сигнал и его спектр.

Препроцессинг (preprocessing) - обработка сигналов в приборе до их запоминания.

Продольные волны - акустические волны, у которых направление распространения волн и направление колебательного смещения частиц параллельны между собой; используются в УЗ диагностике.

Пульсационный индекс (pulsatility index) - характеристика, вычисляемая в доплеровском режиме и равная частному от деления разности максимальной систолической и конечной диастолической скоростей кровотока на среднюю скорость кровотока.

Пьезопреобразователь (transducer) - основная часть датчика УЗ сканера, которая служит для преобразования электрических сигналов в механические (ультразвуковые) колебания с целью их излучения в исследуемую область, а также для преобразования принимаемых УЗ эхо-сигналов в электрические сигналы.

Пьезоэлемент - см. пьезопреобразователь.

Разрешающая способность (resolution) - способность прибора различать малые объекты и структуры, близко расположенные друг к другу; в

качестве меры разрешающей способности принимается минимальное расстояние между малыми объектами, при котором их можно видеть раздельно на изображении.

Разрешающая способность временная (time resolution) - способность прибора отображать с достаточной точностью динамические процессы (см. также реального времени режим).

Разрешающая способность поперечная, или латеральная (lateral resolution) - способность прибора давать раздельные изображения двух точек объекта, расположенных на одной и той же глубине; определяется шириной УЗ луча на данной глубине и расстоянием между лучами: чем уже лучи и плотнее расположены, тем лучше поперечная разрешающая способность.

Разрешающая способность по толщине (elevation resolution) - характеризует возможность УЗ прибора наблюдать раздельно малоразмерные элементы, расположенные на одной глубине вдоль линии, перпендикулярной плоскости сканирования.

Разрешающая способность продольная (longitudinal resolution) - способность отображать отдельно две точки исследуемого объекта вдоль оси УЗ луча (по глубине); определяется длиной импульсного эхо-сигнала - чем она меньше, тем лучше разрешающая способность.

Рассеяние волн - множественное изменение направления распространения волн из-за многочисленных неоднородностей среды распространения.

Реального времени режим - режим работы прибора, при котором получение информации о меняющемся во времени процессе происходит с такой скоростью, что позволяет исследовать все фазы процесса; например, для эхокардиографии частота кадров должна быть не менее 15-20 с<sup>-1</sup>, чтобы выполнялось требование режима реального времени.

Реверберация - физическое явление многократного переотражения ультразвука; артефакт, связанный с появлением ложных изображений вследствие переотражения.

Режим В - режим получения акустических изображений с помощью двухмерного сканирования и отображения эхо-сигналов на экране в виде отметок, яркость (brightness) которых пропорциональна амплитуде эхо-сигналов.

Режим изображения (mode) - способ получения и отображения акустического изображения, например В-режим, М-режим, CFM и т.д.

Резистентности индекс - характеристика, вычисляемая в доплеровском режиме и равная частному от деления разности максимальной систолической и конечной диастолической скоростей кровотока на максимальную систолическую скорость кровотока.

Рефракция, или преломление волн - изменение направления распространения волн при переходе из одной среды в другую (преломление волн).

Решетка пьезоэлементов - пьезопреобразователь (см.), выполненный конструктивно в виде решетки из большого числа малых элементов, расположенных на фиксированном расстоянии друг от друга.

Серая шкала - диапазон яркостей между белым и черным.

Систолю-диастолический индекс (систолю-диастолическое отношение) - характеристика, вычисляемая в доплеровском режиме и равная отношению максимальной систолической скорости кровотока к конечной диастолической скорости кровотока.

Сканирование - последовательное во времени изменение положения.

УЗ луча с излучением и приемом сигналов в каждом направлении с целью получения данных для построения акустического изображения.

Согласующий слой - тонкий слой специального материала на рабочей поверхности пьезопреобразователя, назначение которого уменьшить потери энергии при прохождении волн от датчика к биологическим тканям.

Сопротивление акустическое - активная часть акустического импеданса, численно равная произведению плотности среды на скорость звука в этой среде.

Спекл-шум - специфическая пятнистая переливающаяся картина на акустическом изображении, обусловленная интерференцией эхо-сигналов от отражателей, находящихся в одном УЗ луче.

Спектр доплеровских частот - спектр частотного сдвига эхо-сигналов, появившийся в результате движения структур, породивших эти эхо-сигналы.

Спектр колебаний (частот) - совокупность простых гармонических (синусоидальных) колебаний, в виде которых может быть представлен сигнал; с временной реализацией сигнала спектр связан преобразованием Фурье.

Сферические волны - акустические волны, фронт которых имеет сферическую форму.

Твердая копия - запись информации (например, изображения) на бумаге, пленке, магнитооптическом диске.

Тень акустическая - артефакт акустического изображения, связанный с образованием темных областей или полос за структурами, на границе которых имеют место сильные отражения или сильное поглощение ультразвука структурами.

Тень латеральная - артефакт акустического изображения, связанный с образованием темных полос за боковыми краями жидкостных структур и вызванный большими углами отражения.

Тепловой индекс - параметр, учитывающий тепловые эффекты ультразвука; индекс не должен превышать величину, установленную для УЗ приборов по соображениям безопасности для пациентов.

Тканевый доплер (tissue Doppler) - режим цветового отображения движения стенок сосудов и сердца на двухмерном изображении.

Триплексный режим - режим одновременного отображения на экране УЗ сканера двухмерного черно-белого изображения, цветового доплеровского картирования и спектра доплеровских скоростей.

Ультразвук - акустические волны, частота которых выше 20 кГц, т.е. максимальной частоты звука, слышимой человеческим ухом.

Ультразвуковой датчик - см. датчик ультразвуковой.

Ультразвуковой преобразователь - см. пьезопреобразователь.

Усреднение по кадрам (frame averaging) - построение изображения на экране таким образом, что каждый новый кадр не заменяет предыдущий, а накладывается на него так, что они суммируются (с определенным соотношением - корреляцией).

Фантом тканеэквивалентный - специальное устройство для оценки таких характеристик УЗ приборов, как чувствительность и разрешающая способность.

Фильтр - устройство для разделения колебаний различной частоты; фильтром пропускаются колебания с частотой в пределах полосы пропускания, остальные колебания подавляются.

Фильтр высокочастотный - устройство, обеспечивающее пропуска-

ние верхних частот и препятствующее прохождению нижних частот.

Фильтр низкочастотный - устройство, обеспечивающее пропускание нижних частот и препятствующее прохождению верхних частот.

Фильтр пульсаций стенок сосудов (wall filter) - фильтр в доплеровских приборах, не пропускающий эхо-сигналы с низкой частотой, появление которых обусловлено пульсацией стенок сосудов и сердца.

Фокальная область - область, в которой минимальна ширина УЗ луча.

Фокусировка УЗ луча - при излучении - создание сходящихся звуковых волн с целью обеспечения наилучшего их суммирования в заданной точке пространства (в области фокуса); при приеме - суммирование сигналов, принимаемых из точки фокуса отдельными элементами датчика таким образом, чтобы обеспечить максимальную чувствительность приема в этой точке.

Фокусное расстояние - дистанция между поверхностью датчика и точкой фокусировки.

Фронт волны - поверхность, в любой точке которой в данный момент времени фаза волны одна и та же (например, максимум или нулевое значение давления).

Фурье преобразование - см. преобразование Фурье.

Цветовое доплеровское картирование (color flow mapping), или CFM-режим - режим отображения на черно-белом акустическом изображении двухмерной картины скоростей кровотока путем передачи различий в скоростях с помощью цветовых оттенков.

Цилиндрические волны - акустические волны, фронт которых имеет цилиндрическую форму.

Частота датчика - основная частота, на которой осуществляется излучение и прием УЗ сигналов; обычно это центральная частота спектра излучаемых и принимаемых частот.

Частота кадров (frame rate) - количество кадров акустического изображения в 1 с.

Частота повторения импульсов (pulse repetition frequency - PRF) - величина, обратная периоду импульсов в пачке, используемой в режиме PW (импульсноволнового доплера).

Частотный спектр - см. спектр частот.

Чувствительность - способность прибора обнаруживать и наблюдать сигналы от малых элементов и деталей на фоне мешающих сигналов и помех.

Ширина луча - величина, характеризующая ширину области, в которой распространяется основная часть энергии ультразвука; определяется по некоторому уровню относительно максимума (например, по уровню -3, или -6, или -10 дБ).

Ширина спектра - ширина диапазона частот, занимаемого спектром; обычно определяется по некоторому уровню относительно максимума (например, по уровню 0,5).

Элемент разрешения (resolution element) - пространственный или плоский элемент изображения, размеры которого определяются разрешающей способностью.

Элиэсинг (aliasing, русскоязычные специалисты часто произносят как «элайзинг», «алазинг» и т.п.) - артефакт в доплеровских УЗ приборах, обусловленный неоднозначностью оценки доплеровского сдвига частоты (см.) и проявляющийся в неправильном отображении спектра скоростей кровотока.

Энергетический доплер (power Doppler) - режим отображения на черно-белом акустическом изображении двухмерной картины кровотока в сосудах, выделяемой цветом, оттенки и яркость которого зависят от интенсивности отраженных кровотоком эхо-сигналов.

Эхогенный - способный порождать эхо-сигналы; характеристика наблюдаемости биологических структур.

Эхо-грамма - акустическое изображение того или иного типа.

Эхо-импульсные диагностические приборы - УЗ приборы, использующие для получения информации о биологических тканях излучение УЗ импульсов и прием полученных эхо-сигналов.

Эхокардиография - исследование сердца методом УЗ диагностики.

Эхоофтальмология - исследование глаза методом УЗ диагностики.

Эхо-сигналы - УЗ сигналы, принимаемые датчиком диагностического прибора и получаемые в результате отражений излученных прибором сигналов от акустических неоднородностей в исследуемой области.

Эхотомоскоп - ультразвуковой диагностический сканирующий прибор.

Эхоэнцефалография - исследование мозга методом УЗ диагностики.

#### Список английских аббревиатур

A, или A-mode (amplitude mode) -A-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).

В, или В-mode (brightness mode) -режим В - получение двухмерного акустического изображения.

В + В, или В + В mode - режим В + В - отображение на экране прибора одновременно двух В-эхограмм (двухмерных 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) - цветовой доплеровское картирование.

CDV (color Doppler visualization) -цветовой доплеровское картирование.

CF (color flow) - цветовой доплеровское картирование.

CFI (color flow imaging) - цветовой доплеровское картирование.

CFM (color flow mapping) - цветовой доплеровское картирование.

СК (color kinesis) - кинетическое изображение (движущихся тканей).

CPA (color power angio) - энергетический доплер.

CW (continuous wave) - непрерыв-новолновой 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) - импульсноволновой доплер.

PWD (pulse wave Doppler) - им-пульсноволновой 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 тканеэквивалентных 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 отдельными 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 видеомэгнитофон.

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 видеомэгнитофон.

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

## Предметный указатель

### А

Автоматизированное рабочее место (АРМ) 180-182 Автоматическая регулировка усиления 96 Акустическая линза см. Линза акустическая Акустическая неоднородность 20, 34-35

Акустическая строка 35 Акустический контакт 21 Акустическое псевдоусиление 117-118

Акустическое сопротивление 19-20 Амплитуда сигнала 37, 75 Анализатор спектра 149  
Аналоговые электронные устройства 74 Аналого-цифровой преобразователь 74  
Ангиография ультразвуковая см. Допплерография энергетическая Аннулярные решетки  
см. Решетки кольцевые Апертура 43

- динамическая 84-85 А-режим см. Режимы УЗ прибора Артефакты 113-125

- аппаратные 99, 113-116

- физические 116-125 Архивирование изображений 179-182

Б

Безопасность 204-206

- УЗ исследований 205-206

- электрическая 204-205 Биологические эффекты ультразвука 206-208

Ближняя зона (зона Френеля) 77 Боковые лепестки (УЗ луча) 89, 114

В

Векторное сканирование

см. Сканирование векторное

Видеомагнитофон 178

Видеопринтер

см. Термовидеопринтер

Визуализация внутренних органов

ультразвуковая 32-36

Внутриполостное

УЗ исследование 45-48

Водная насадка 44

Воксел 189

Волны акустические 12

- плоские 14

- продольные 12, 16-17

- сферические 14

- ударные 207

- цилиндрические 14 Высокая плотность элементов в датчике 90

Высокочастотное заполнение 15

Г

Гамма-коррекция 90-91 Гармонические волны 13 Гель акустический 21 Геометрические искажения 99-100 Главный луч 88 Глубина проникновения см. Максимальная рабочая глубина Градации серой шкалы (градации яркости) 100

д

Давление пиковое отрицательное 210-211

Дальняя зона (зона Фраунгофера) 78 Датчики ультразвуковые 42-50

- биопсийные (пункционные) 48-49

- биплановые 45-47

- вагинальные см. трансвагинальные

- внутриволостные 45-48

- внутрисосудистые 48

- интраоперационные 47

--- лапароскопические 47

---нейрохирургические 47

- трансвагинальные 45, 46

- трансректальные 45-47

- трансуретральные 47

- трансэзофагеальные (чреспищеводные) 47-48

- для поверхностно расположенных органов 45

- для трехмерных изображений 50, 185-189

- доплеровские 50

- карандашные 140

- дуплексные 158
- кардиологические 45
- многочастотные 49-50, 94
- педиатрические 45
- с высокой плотностью элементов 53, 90
- сканирующие 33 -- конвексные 42, 43
- линейные 42, 43
- механические секторные 42, 43
- микроконвексные 42, 44 -- фазированные секторные 42, 44
- узкоспециализированные 49
- для ветеринарии 49
- офтальмологические 49
- транскраниальные 49
- универсальные для наружного обследования 44
- широкополосные 49 Двухмерная эхограмма

см. Эхограммы, виды: В (2D) Двухмерное сканирование (В-режим) см. Сканирование двухмерное (В-режим)

Действие ультразвука на биологические объекты см. Биологические эффекты ультразвука  
Демпфер 41

Динамическая апертура 84-86 Динамическая фокусировка 81-88 Динамический диапазон 68-69, 72-74, 93, 111, 176 Дисперсия 166 Дисплей см. Мониторы Дифракция волн 22  
Длина апертуры 43 Длина волны 13 Длительность сигнала 16, 145 Допплера

- формула (уравнение) 132 -эффект 129-132

Допплеровская визуализация тканей 170-171

Допплеровский сдвиг частоты 132 Допплеровский угол 132-134 Допплерография

- импульсная (импульсноволновая) 145-150
- конвергентная цветовая 171
- непрерывноволновая 139-145 -спектральная 139-150

- тканевая 170-171 -энергетическая 170, 175

Дуплексные системы 135 Дуплексный режим 135

З

Задержка сигналов 56-57, 82-84 «Замораживание» изображения 76 Запоминание изображения 75-76 Затухание ультразвука 17, 22-26 Зеркальное изображение 119-120 Зернистость изображения 66 Зона фокуса 79

И

Излучение ультразвука 33 Измерения в УЗ диагностических системах 162

Изображение акустическое 35

Предметный указатель

Изометрическое представление 189

Импеданс акустический

см. Акустическое сопротивление

Импульсный акустический сигнал

15-16

Импульсный доплер см. Допплерография импульсная (импульсноволновая)

Интенсивность ультразвука 206 Интерполяция 75 Интерференция волн 22 Искажение формы 116-117 Истинный спектр 152

К

Кавитация 207-208

- коллапсирующая 207

- стабильная 207 Картирование цветное доплеровское см. Цветное доплеровское картирование Качество изображения 63, 100, 103 Кинетическое изображение 172 Кинопамять (кинопетля) 169 Когерентность 123-124 Коммутатор 52, 69

Компенсация затухания по глубине 71 Конвергентный цветовой доплер см. Допплерография конвергентная цветовая

Контрастная гармоника 202-203 Контрастная разрешающая способность 69

Контрастность 90 Контрастные вещества 197 Контрольный объем 139, 147, 160-161

Корреляция кадров см. Усреднение

по кадрам

Коэффициент

- затухания 23-24

- отражения 20-22 Кровоток

- ламинарный 138

- обратный 141

- прямой 141 -турбулентный 137, 138

Л

Латеральные тени см. Тени латеральные

Линейное сканирование см. Сканирование линейное электронное Линза

- акустическая 40, 41, 83, 85, 90

- цилиндрическая 84 Линия задержки 56 Литотрипторы 29

Луч ультразвуковой 33

- передающий 33

- приемный 34

м

Магнитные диски 178 Магнитооптические диски 178 Максимальная рабочая глубина 22-24, 68

Мгновенный спектр 143 Механический индекс 212 Механическое секторное сканирование см. Сканирование механическое секторное

Мертвая зона 98, 110, 113 Многоэлементный преобразователь 40-42

Мониторы 77

- для отображения эхограмм 77

- компьютерные 177 -телевизионные 176-177

Мощность излучения, ее регулировка 93-94, 159 М-эхограмма 38-39

н

Нагрев тканей при поглощении ультразвука 208 Найквиста критерий 156 Нативная гармоника см. Тканевая гармоника

Нелинейные эффекты ультразвука 200-201, 207 Неоднозначность

-определения глубины 149-150, 157

- оценки спектра частот доплеровского сдвига 154-158

Непрерывноволновой доплер см. Допплерография непрерывно-волновая

О

Область цветового картирования см. Цветовое окно Образование теней 117 Объем контрольный см. Контрольный объем Объем разрешения 98 Объемное сканирование см. Сканирование трехмерное(объемное) Огибающая сигнала 15 Ограничение сигналов 73 Одноэлементный преобразователь 42 Основной луч (лепесток) см. Главный луч Ось луча ультразвукового 35 Отражение ультразвука 17, 19-20

п

Память цифровая 75-76 Передатчик 33, 70 Передача изображений 182-183 Передающий УЗ луч 33 Переотражение см. Реверберация Период колебаний 13 Пиксел 67, 176 Плоскость сканирования 35 Плотность лучей(линий)65 Поглощение ультразвука 17 Подрешетка 53 Подчеркивание контуров 96 Полоса частот

- датчика 49

- сигнала 16 Помехи 67, 113 Постпроцессинг 90-92 Предустановки 97 Преломление звука 17, 19 Прием эхо-сигналов 33

Приемник 70-74

- логарифмический 73-74 Приемный УЗ луч 34 Принтеры

- лазерные 178

- струйные 178 Пространственная разрешающая способность см. Разрешающая способность пространственная Профиль скоростей кровотока 147 Процент стеноза 162-163 Пульсационный индекс 162 Пьезокерамика 41 Пьезоэлемент 40, 42 Пьезоэффект 40-41

Р

Радиус кривизны (конвексного датчика) 43 Разрежение 12-13 Разрешающая способность 14

- временная 69

- контрастная 69, 111-112

- по толщине 98-99, 109

- поперечная (латеральная) 63, 65-66, 108-109
- продольная 63-65, 106-108
- пространственная 63, 66, 99 Распространение ультразвука 13 Рассеяние ультразвука 22-23, 32 Реального времени принцип 69 Реверберация 118-119 Регистрация изображений 177-179 Режимы УЗ прибора
- нативной гармоника 31
- А 36-38
- В (2D) 30, 32-36
- В + в (В/В) 30, 36
- В + D + CFM 30
- В + М (В/М) 30
- CFM 30
- М (ТМ) 30, 38-40
- PD31 -TD31 -3D 31

Резистентности индекс 162

Предметный указатель

Рефракция 120-122 Решетки

- двухмерные 42
- кольцевые 42
- конвексные 42
- линейные 42
- микроконвексные 42
- одномерные 42 Рэлеевская разрешающая способность 63-64

С

Сглаживание изображений 97, 175 Сектор сканирования 50-51 Серая шкала см. Градации серой шкалы (градации яркости) Сжатие динамического диапазона 73 Сигнал/шум отношение 67-68 Систоло-диастолическое отношение 162 Сканеры ультразвуковые диагностические см. УЗ сканеры Сканирование 33, 50-59

- векторное 59
- двухмерное (В-режим) 32-36
- конвексное электронное 54-55
- линейное электронное 52-54
- механическое секторное 50-52
- микроконвексное электронное 55
- трехмерное(объемное)184-188
- фазированное секторное 55-59 Сканконвертер 75

#### Скорость

- звука 17-19
- кровотока 135-136
- развертки 97, 161 «Слепого» доплера приборы 129 Смещение колебательное 13 Снелля соотношение 19 Сogласующие слои 41 Спекл-шум см. Шумы: спекл Спектр
- акустического сигнала 16, 25-26
- доплеровских частот 142
- колебаний 15
- скоростей кровотока 135-139

#### Спектральный доплер

см. Допплерография спектральная

Стандарты безопасности 204-206,  
210-212

Стеноз 137,162

Строб (ворота) 147

#### T

#### Тени

- акустические 117
- латеральные 122-123 Тепловой (термальный) индекс 212

- кости 212

- мягких тканей 212

- черепной кости 212 Термовидеопринтер 177-178 Тест-объекты 101-103 Тканевая гармоника 199-202 Тканевый доплер см. Допплерография тканевая ТМ-эхограмма см. М-эхограмма Точечный отражатель 63-64 Трехмерное изображение 184-197

- запись 188-189

- реконструкция 189-192 Триплексный режим отображения 30 «Трудные» пациенты, исследование 125-127

У

Угловой размер сектора сканирования 50-51

Угол доплеровский, или угол инсо-

нации см. Допплеровский .угол

УЗ колебания 12

УЗ преобразователь 40-41

УЗ приборы 27-32

УЗ сканеры 28

Узкополосный сигнал 16

Ультразвуковой датчик см. Датчики

ультразвуковые

Управление

- направлением УЗ луча 159, 167-168

- режимами 90-97 -сканированием 70, 166

- фокусировкой 87-90

Усиление

- по зонам глубины 71-72, 93

- эхо-сигналов 71, 92-93 Усреднение по кадрам 76, 175 Устройство управления сканированием 70

## Ф

Фаза сигнала 13

Фантомные (ложные) интервалы 161 Фантомы тканеэквивалентные 103-105 Физические характеристики ультразвука 12-27 Фильтр пульсаций стенок сосудов 144, 174

Фокальная область (зона) см. Зона

фокуса

Фокус 77

Фокусировка 77, 95

- динамическая см. Динамическая фокусировка

- УЗ луча 77-90, 95 Формирование УЗ луча 69-70 Фронт волны 14

- сферический 14, 84

- цилиндрический 14, 84 Фурье преобразование 151 Фурье-процессор 151

## Х

Хвост кометы (артефакт) 123

## ц

Цветовое доплеровское картирование 164-175 Цветовое кодирование доплеровского спектра 162 Цветовое окно 173 Цифровая обработка 74-76 Цифровой приемник 74 Цифровые системы 32, 87

## ч

Частота

- датчика 43

- кадров 69, 174-175

- повторения импульсов 148

- ультразвука 12 Частотнозависимый характер затухания 24-26 Чувствительность 67-68, 106

## ш

Ширина

- зоны обзора(исследования) 43, 104

-УЗ луча 114-115 Широкополосный сигнал 16 Шумы

- собственные 67-68

- спекл 123-125

э

Элемент разрешения

(изображения)67

Элиэсинг см. Неоднозначность

оценки спектра частот

доплеровского сдвига

Энергетический доплер

см. Допплерография

энергетическая

Эффект линзы (артефакт)

120-122

Эхограммы, виды

- А 37-38

- В (20) 30, 35-36

- МДМ 30, 38-39 Эхокардиография 47, 127 Эхолокация 17 Эхоофтальмометр 28, 37 Эхо-  
сигналы 34-35 Эхосинускоп 29, 38 Эхоэнцефалоскоп 29, 38