

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

САМАРСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ  
АЭРОКОСМИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ имени академика  
С.П. КОРОЛЕВА

**В.Г. Никитин**

**УЛЬТРАЗВУКОВЫЕ ИЗОБРАЖЕНИЯ МЕДИЦИНСКИХ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ  
СИСТЕМ**

Учебное пособие

Самара 2004

УДК 616+534.292

Ультразвуковые изображения медицинских диагностических систем. Учебное пособие./ В.Г. Никитин; Самарский государственный аэрокосмический университет, Самара, 2004, 203 с.

Рассмотрены: математические основы процессов формирования и обработки изображений, физические основы получения ультразвуковых изображений, особенности работы ультразвуковых сканеров, вопросы обработки и передачи ультразвуковой информации.

Пособие предназначено для студентов, обучающихся по специальности 190500- «Биотехнические и медицинские аппараты и системы», подготовлено на кафедре медицинских диагностических систем.

Табл. 5, Илл. 80, Библ. 10 наим.



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

Рецензенты: д.т.н., профессор А.Е. Дубинин, Н.В. Зубцов  
ОГЛАВЛЕНИЕ

|                                                                                              |     |
|----------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| ВВЕДЕНИЕ                                                                                     | 5   |
| 1. ВОСПРИЯТИЕ ИЗОБРАЖЕНИЙ И ИХ ИНТЕРПРЕТАЦИЯ                                                 | 8   |
| 1.1. Общие принципы визуализации медицинских изображений                                     | 8   |
| 1.2. Количественные описания при получении и восприятии изображения                          | 18  |
| 1.2.1. Измерение амплитуды отображаемого сигнала                                             | 19  |
| 1.2.2. Меры пространственных характеристик систем визуализации                               | 19  |
| 1.3. Характеристики зрительного восприятия человека                                          | 20  |
| 1.3.1. Острота зрения и восприятие яркостного контраста                                      | 22  |
| 1.3.2. Фактор времени в зрительном восприятии                                                | 25  |
| 1.4. Место ультразвука в медицинской визуализации                                            | 27  |
| 1.5. Семантика интерпретации изображений                                                     | 28  |
| 2. МАТЕМАТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ПРОЦЕССОВ ФОРМИРОВАНИЯ И ОБРАБОТКИ ИЗОБРАЖЕНИЙ                      | 33  |
| 2.1. Понятие объекта и его изображения                                                       | 33  |
| 2.2. Соотношение связывающее объект и изображение                                            | 35  |
| 2.3. Общая проблема обработки изображений                                                    | 39  |
| 2.4. Дискретное преобразование Фурье и модели систем визуализации                            | 43  |
| 2.5. Общая теория реконструкции изображений                                                  | 47  |
| 3. ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ПОЛУЧЕНИЯ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ                                    | 49  |
| 3.1. Распространение акустических волн и их взаимодействие с биотканями                      | 49  |
| 3.1.1. Скорость звука                                                                        | 49  |
| 3.1.2. Характеристики акустического поля                                                     | 51  |
| 3.1.3. Акустический импеданс                                                                 | 52  |
| 3.1.4. Затухание                                                                             | 52  |
| 3.1.5. Поглощение                                                                            | 54  |
| 3.1.6. Рассеяние                                                                             | 55  |
| 3.2. Влияние движения биоструктур                                                            | 59  |
| 3.3. Параметры визуализации и нелинейные эффекты                                             | 60  |
| 3.4. Акустические поля излучателей                                                           | 61  |
| 3.5. Физические принципы и теория построения изображений                                     | 67  |
| 3.5.1. Сканирование в эхо-импульсном режиме                                                  | 67  |
| 3.5.2. Спекл                                                                                 | 70  |
| 3.5.3. Сложное сканирование и подавление эффектов когерентности при формировании изображения | 70  |
| 4. ОСОБЕННОСТИ РАБОТЫ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ СКАНЕРОВ                                                | 70  |
| 4.1. Основные характеристики ультразвуковых сканеров                                         | 70  |
| 4.2. Формирование и фокусировка ультразвукового луча                                         | 79  |
| 4.3. Практические рекомендации при работе в режимах В и М                                    | 106 |
| 4.4. Оценка качества изображения ультразвуковых сканеров                                     | 116 |
| 4.5. Артефакты акустического изображения                                                     | 136 |
| 5. ОТОБРАЖЕНИЕ, РЕГИСТРАЦИЯ, АРХИВИРОВАНИЕ, ОБРАБОТКА И ПЕРЕДАЧА УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ИНФОРМАЦИИ   | 155 |
| 5.1. Отображение информации                                                                  | 155 |
| 5.2. Регистрация изображений                                                                 | 157 |
| 5.3. Архивирование и обработка изображений                                                   | 160 |
| 5.4. Передача изображений                                                                    | 163 |
| 5.5. Получение трехмерных изображений                                                        | 165 |
| ЗАКЛЮЧЕНИЕ                                                                                   | 174 |
| СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ                                                                            | 176 |
| СЛОВАРЬ ОСНОВНЫХ ТЕРМИНОВ                                                                    | 177 |

## ВВЕДЕНИЕ

В настоящее время из всех известных методов интроскопии для визуализации в медицинской диагностике наиболее широко используется ультразвук, способный проникать внутрь тела человека и взаимодействовать с биотканью без негативных последствий. Информация о структуре тела содержится в прошедшем и рассеянном излучении, и задача системы визуализации состоит в расшифровке этой информации. В отличие от рентгеновских лучей ультразвуковые волны, как и свет, преломляются и отражаются на границах раздела сред с различными акустическими показателями преломления, что позволяет создавать фокусирующие системы.

С точки зрения выбора конкретного способа построения систем визуализации в зависимости от используемого вида излучения между ультразвуком и световым (или рентгеновским) излучением имеются существенные различия. Ультразвуковые волны распространяются достаточно медленно, поэтому при характерных размерах органов в теле легко измерить соответствующие времена распространения, что позволяет использовать эхо-импульсные методы для формирования акустических изображений. С другой стороны, скорость ультразвуковых волн достаточно велика для того, чтобы накопить и реконструировать всю информацию в виде полного кадра изображения, т.е. можно в динамике наблюдать, например, движение элементов сокращающегося сердца.

Еще одно отличие ультразвука заключается в том, что ультразвуковые волны когерентны и, как в случае лазерного излучения, структура формируемого изображения в значительной степени определяется интерференционными эффектами, поэтому в результате суммирования сигналов на неплоской поверхности волнового фронта в принятом сигнале могут наблюдаться флуктуации, связанные с интерференцией когерентных составляющих.

Задачи, решаемые электронными вычислителями, в медицинской интроскопии можно разделить на три основных типа: обработка информации, включая и непосредственную обработку изображений; автоматический анализ медицинских изображений; восстановление двух- и трехмерных изображений по серии разноракурсных одномерных сигналов детекторов, чувствительных к применяемому для исследования виду излучения. Восстановление изображений по серии одномерных, называемое

вычислительной томографией, за последние годы приобрело значительное распространение практически во всех видах медицинской интроскопии.

Во всех методах интроскопии необходимо производить многоступенчатое преобразование изображений для приведения их к виду, доступному для анализа оператором. Несмотря на то, что первичные преобразователи в каждом виде интроскопии специфичны и зависят от вида применяемого излучения, дальнейший тракт преобразования изображения и его обработки для большинства систем практически одинаков. Первичные преобразователи, как правило, превращают скрытое изображение, полученное в используемом излучении, либо в оптическое, доступное глазу, либо в последовательность электрических сигналов – наиболее удобную форму изображения для его обработки, которая может осуществляться как аналоговыми электронными, так и цифровыми методами.

Получение ультразвуковых изображений основано на применении звукового поля, формируемого в средах, обладающих упругостью (газ, жидкость, твердое тело). Для исследования биологических объектов используются продольные акустические волны ультразвукового диапазона частот (1-15 МГц), при распространении которых направление колебаний частиц среды и движения волны совпадают.

Продольные ультразвуковые волны в средах распространения характеризуются вектором скорости, коэффициентом затухания и коэффициентом отражения волн от границ сред, обладающих различным акустическим сопротивлением, - импедансом. Все эти характеристики в зависимости от способа их регистрации могут быть использованы для формирования теневых, эхолокационных, голографических и других видов ультразвуковых изображений. Однако на практике наибольшее распространение получили ультразвуковые эхоизображения, формируемые методом эхоимпульсной локации. В основу этого метода заложено свойство ультразвуковых волн сохранять постоянство вектора скорости при распространении в биологических средах, независимо от их макроструктуры. Постоянство вектора скорости и отсутствие частотной дисперсии позволяют использовать импульсные эхосигналы, получаемые направленным ультразвуковым зондированием исследуемой среды, для формирования эхоизображений анатомических сечений исследуемых объектов. Ультразвуковые изображения несут информацию о незначительных изменениях акустических параметров сред (порядка 1%-2%) и позволяют визуализировать структурно-топологические взаимоотношения внутренних органов и мягких тканей, включая текстуру тканей.

Таким образом, с учетом вышеизложенного, знания в этих областях техники и понимание происходящих в ней процессов необходимы как медикам-врачам, эксплуатирующим аппаратуру, так и техникам-разработчикам перспективных образцов такой аппаратуры. В соответствии с общими принципами построения медицинских диагностических систем в пособии рассмотрены восприятие изображений, математические основы их формирования и обработки, физические основы получения ультразвуковых изображений, особенности работы ультразвуковых сканеров, примеры практического применения в медицине и перспективы дальнейшего развития.

## 1. ВОСПРИЯТИЕ ИЗОБРАЖЕНИЙ И ИХ ИНТЕРПРЕТАЦИЯ

### 1.1. Общие принципы визуализации медицинских изображений

Наиболее широко для визуализации непрозрачных и недоступных прямому наблюдению анатомических органов и систем используются электромагнитные излучения. В настоящее время известны электромагнитные излучения с длиной волны от десятиллиардных долей миллиметра до сотен километров.

От сотен километров до нескольких мм простирается область радиоволн. Из этого диапазона в медицинской интроскопии освоили СВЧ-поля ( $f=3-30$  ГГц,  $\lambda=0,1-10$  см), с помощью которых осуществляется радиовидение.

От 1 мм до 0,78 мкм расположена область инфракрасных волн и теплового излучения. Источником последнего является любое тело с температурой, отличной от абсолютного нуля. Собственное излучение позволяет при наличии чувствительной тепловизионной аппаратуры получать информацию о тепловом состоянии поверхностных слоев тела. Раздел медицинской интроскопии, изучающий физические основы, методы и устройства, обеспечивающие наблюдение объектов в инфракрасной области спектра, оформлен в самостоятельное научно-техническое направление-тепловидение.

Более короткие волны, соответствующие длинам волн от 0,8 до 0,4 мкм, составляют диапазон видимого света, т. е. тот, который непосредственно воспринимается зрительным анализатором человека. Если условиться к медицинской интроскопии причислить все методы и средства наблюдения объектов и процессов в организме, которые непосредственно глазом наблюдаться не могут, то в видимом участке спектра к интроскопической аппаратуре можно отнести: приборы для визуальных исследований полостных органов человека - эндоскопы, приборы для исследования глазного дна (сетчатки), все типы люминесцентных приборов, в которых получается изображение в видимом свете. Эндоскопия, офтальмология сетчатки и многие разделы люминесцентного анализа (например, люминесцентная микроскопия и люминесцентная эндоскопия) являются самостоятельными методами диагностики.

Диапазон электромагнитных волн от 0,4 мкм до 1 нм занимает ультрафиолетовое излучение. Наиболее широкое распространение в медицине и биологии получила ультрафиолетовая микроскопия.

За ультрафиолетовыми лучами широкая область электромагнитного излучения, вплоть до 12 м, принадлежит рентгеновским лучам. Рентгенодиагностика – распространенный вид медицинской интроскопии. В настоящее время в медицине с помощью рентгеновских лучей получают около 90% всех визуализируемых изображений. Излучение, создаваемое радиоактивными веществами – гамма-излучение – принято рассматривать как поток частиц – гамма-квантов, так как у него более отчетливо выражены корпускулярные свойства, а не волновые. Радиоизотопная диагностика, которая основана на визуализации изображений, формируемых гамма-квантами меченых атомов, широко применяется при функциональных исследованиях, диагностике ряда заболеваний и в первую очередь злокачественных новообразований. Еще большие возможности имеют резонансные эффекты, наблюдаемые в веществе: ядерный магнитный, ядерный квадрупольный, электронный парамагнитный и ряд других. Широкое применение в медицине нашло звуковидение – совокупность методов и средств для получения оптического изображения ультразвукового поля, возникающего в результате взаимодействия упругих акустических волн и объекта. По периодам волн от 1 мм до 10 км ультразвук совпадает с радиодиапазоном. Большое разнообразие концепций построения аппаратуры для получения ультразвукового изображения в диапазоне 3 – 15 МГц призвано обеспечить медицинскую диагностику качественно новой техникой. Любое визуализированное изображение приобретает смысл в результате его анализа зрительной системой и последующей интерпретации на основе априорных сведений о характере взаимодействия физического поля и изучаемого объекта. В актах визуализации и анализа полученного изображения участвуют исследуемый объект, который модулирует параметры визуализируемого физического поля, система визуализации изображения и зрительный анализатор наблюдателя (врача, оператора). Обобщенная структурная схема такой системы представлена на рис 1



Рис. 1. Принцип визуализации изображений

Прошедшее, отраженное или испускаемое исследуемым объектом излучение промодулировано по одному или нескольким параметрам свойствами исследуемого объекта и содержит определенную информацию о нем. Под изображением здесь и далее мы будем понимать двумерное распределение провзаимодействовавшего с объектом излучения. Пространственное распределение поля излучения объекта преобразуется устройством визуализации в аналогичное пространственное распределение светового потока, яркость или цвет которого изменяется от элемента к элементу изображения в зависимости от модулированных объектом параметров поля. Важно подчеркнуть, что при любом способе преобразования невидимого изображения в оптическое последнее не может содержать больше информации об объекте исследования, чем исходное изображение, сформированное в невидимом физическом поле.

Основная задача при формировании невидимого изображения заключается в том, чтобы при заданной минимальной мощности физического поля передать в нем с наибольшей подробностью интересующую наблюдателя информацию о внутренней структуре и состоянии исследуемого объекта, а именно: химическом составе, размерах, форме, плотности, текстуре, температуре или других параметрах частей или функциональных элементов объекта. Независимо от физической природы исходного изображения и характера процессов, с помощью которых оно визуализируется, скрытое изображение, систему визуализации и зрительный анализатор врача можно характеризовать совокупностью параметров, которые определяют информативность визуализированного изображения. Теневому изображению присущи такие показатели, как детальность и размер изображения, подвижность изображения или отдельных его частей, динамический диапазон параметра, по которому промодулировано изображающее поле, зашумленность, энергия и спектральный состав элементов изображающего поля и др. Система визуализации в ряде случаев должна передать исходное изображение на устройство воспроизведения без искажений (подобно). Часто, кроме визуализации невидимого изображения, система осуществляет его препарирование, в результате чего из изображения исключается ненужная и подчеркивается важная информация. Например, в одних случаях необходимо сохранять в изображении мелкие детали и контуры, а в других - передать только движущиеся фрагменты. Иногда наиболее важной оказывается градиционная информация. Учитывая, что система визуализации, как правило, разрабатывается для достаточно широкого класса изображений, ее параметры должны обеспечивать пропускание (в случае необходимости) без искажений изображений по информационным свойствам. Такими параметрами для системы являются в первую очередь пространственная, временная и градиционная разрешающие способности. Параметры визуализированного изображения в свою очередь должны быть согласованы со свойствами зрительного анализатора, т. е. изображение должно быть представлено оператору в таком виде, чтобы зрительная система могла извлечь максимум информации. Параметры зрительного анализатора сформировались в процессе длительной эволюции, поэтому при синтезе и анализе систем визуализации их можно считать заданными. Таким образом, степень совершенства всего комплекса определяется параметрами системы формирования невидимого изображения и системы визуализации. Вследствие того, что многие системы визуализации развивались практически независимо друг от друга, в литературе накопилось довольно много терминов, определяющих различные параметры, которые характеризуют изображения, систему визуализации и зрительный анализатор. Общепринятых единых определений для совокупности параметров изображения, системы визуализации и зрительного анализатора не существует. Некоторые одинаковые параметры имеют в разных областях техники разные названия, а в ряде случаев специалисты из разных областей техники одним и тем же термином определяют неодинаковые характеристики. Нередко параметры изображения используют для характеристики системы визуализации и наоборот. Но хуже всего то, что в разных научных направлениях (оптике, телевидении, рентгентехнике, тепловидении, фотографии, звуковидении и др.), занимающихся изображающими системами, одни и те же названия (термины) имеют разный физический смысл, что недопустимо при совместном их рассмотрении. Поэтому прежде всего необходимо для всех типов изображающих систем медицинской интроскопии однозначно определить термины, характеризующие основные параметры изображения, системы преобразования и зрительного анализатора. В тех случаях, когда характеристика изображающей системы оценивается визуально, целесообразно зрительный анализатор считать составной частью системы и параметр относить к этой совокупности. Например, так часто поступают при визуальной оценке разрешающей способности и контрастной чувствительности изображающих систем.

Входное и выходное изображения систем визуализации будем характеризовать следующими информативными параметрами: геометрическими размерами, детальностью, резкостью, подвижностью, контрастом, интенсивностью в белом (черном), отношением сигнал/шум и спектром (цветом) деталей изображения. В некоторых частных случаях этот список может быть сокращен или дополнен.

**Размер изображения.** Смысл геометрического размера изображения очевиден. Отметим только, что любая система визуализации имеет два изображения: на входе – невидимое (скрытое), на выходе – световое. В медицинских интроскопах, как правило, размер на выходе системы равен или больше размера на входе. Когда размер визуализированного изображения в десятки раз больше размера невидимого изображения, система называется микроскопом, например: рентгеновский, ультрафиолетовый, ультразвуковой.

Детальность изображения определяется спектром пространственных частот, содержащихся в нем. Наименьшая часть изображения, интенсивность которой изменяется независимо от интенсивности окружающих ее участков, является деталью минимального размера. Чем шире спектр пространственных частот изображения, тем более мелкие детали можно в нем обнаружить. Высказанная здесь неоднозначность связана с тем, что спектр пространственных частот определяется не только детальностью изображения, но и его резкостью, т. е. крутизной фронтов (границ) крупных деталей. В изображении могут быть только крупные детали, но если границы деталей резкие, то пространственный спектр изображения будет широким. Минимальные размеры деталей, которые содержатся в изображении, определяются структурой визуализируемого объекта, а также параметрами физического поля и схемой формирования изображения.

Поясним это на примере формирования рентгеновского изображения. Если исходить из ограничения, которое накладывает на спектр пространственных частот морфологическая структура объекта, то для излучения  $\lambda = 0,025$  нм в теновом изображении будут содержаться пространственные частоты до 6 мм<sup>-1</sup>.

Условия съемки (геометрические соотношения) и параметры источника излучения ограничивают спектр пространственных частот тенового изображения. Так, при размерах излучающей площадки анода (фокуса) рентгеновской трубки  $f=1 \times 1$  мм и съемке плоского объекта с увеличением  $m_0=1,4$  в изображении практически отсутствуют спектральные составляющие интенсивности с частотами более 5 мм<sup>-1</sup>.

Поскольку морфологическая структура объекта, условия съемки и размеры источника ограничивают пространственный спектр изображения частотами, которые на много порядков меньше частот рентгеновских лучей, то можно утверждать, что дифракция рентгеновских лучей не сказывается на формировании тенового изображения, т. е. дифракционный предел при теновом методе формирования изображения рентгеновских лучах недостижим. Этого нельзя сказать об условиях формирования ультразвукового изображения.

**Подвижность изображения** характеризуется скоростью перемещения объекта или отдельных его частей. Вследствие конечного времени получения кадра система визуализации движущегося объекта создает динамическую нерезкость изображения. Часть изображения, интенсивность которого независима от интенсивности окружающих его участков, расширяется и спектр пространственных частот в изображении ограничивается сверху.

**Контраст изображения** – отношение наибольшего значения оптического сигнала, создающего изображение, к наименьшему его значению. В черно – белых системах визуализации невидимых изображений под сигналом понимается двухмерное распределение интенсивностей в рентгеновском, ультразвуковом, тепловом и других изображениях, яркости в визуализированном изображении и т. д. Для объекта можно определить отношение параметров, которое определяет контраст изображения (например, температур поверхности нагретого тела, толщин однородного объекта, акустических сопротивлений и т. д.). При анализе и синтезе систем визуализации часто приходится пользоваться понятием контраста промежуточных «изображений»: контраст плотности потока фотоэлектронов с фотокатода или контраст потенциального рельефа на мишени передающей телевизионной трубки. Контраст определяется выражением:

$$K = I_{\text{макс.}} / I_{\text{мин.}} \quad (1)$$

Где  $I_{\text{макс.}}$ ,  $I_{\text{мин.}}$  – максимальное и минимальное значения соответствующих сигналов. Для спектрально-анализных и цветных систем определение максимального и минимального значения сигнала (вследствие его многомерности) затруднено. Вопрос оценки контраста изображения в этих системах решается путем введения частных оценок.

**Интенсивность** (сигнал) в белом (черном) определяет требования к чувствительности системы. Чем меньше интенсивность в белом (в регистрируемом изображении), тем более чувствительную систему необходимо выбрать для визуализации физического поля с заданным качеством изображения на воспроизводящем устройстве.

**Отношение сигнал/шум.** Под термином «сигнал» будем понимать разность между средними числами фотонов (электронов, ионов, нейтронов и т. д.), приходящихся на тестовый элемент и окружающие его элементарные площадки фона того же размера, а под шумом – среднеквадратичное отклонение этой разности.

**Спектр** (цвет) деталей изображения. Детали большинства скрытых изображений отличаются друг от друга по спектральному составу. Эту информацию можно применять для визуализации скрытого

изображения в цвете, например, используя трехзональную систему регистрации первичного изображения подобно тому, как это делается в видимом диапазоне спектра.

Чтобы не потерять информацию об исследуемом объекте, параметры системы должны быть согласованы с показателями передаваемого класса скрытых изображений. При разработке системы это согласование легче всего обеспечить, если каждому параметру скрытого изображения будет соответствовать вполне определенная характеристика системы, позволяющая оценить возможный уровень искажений. Размеру входного изображения должно соответствовать рабочее поле системы; детальности – пространственная разрешающая способность; подвижности – временная разрешающая способность; контрасту – динамический диапазон, интенсивности в белом – чувствительность и т. д.

**Рабочее поле системы**, которое одновременно (с позиций зрительного анализатора) преобразует все скрытое изображение, определяется размером чувствительной к невидимому излучению поверхности преобразователя, а для систем с одноэлементарным приемником – углом поля зрения системы. Чтобы не было мелких деталей скрытого изображения, рабочее поле системы должно выбираться в соответствии с соотношением:

$$S_c \geq S_u (1_c / 1_u) \quad (2)$$

где  $S_u, S_c$  – площади изображения и чувствительной к невидимому излучению поверхности преобразователя системы соответственно;  $1_u, 1_c$  – минимальный размер детали изображения и размер детали, различимой (разрешаемой) системой.

**Пространственная разрешающая способность** изображающей системы определяет точность воспроизведения размеров и формы мелких деталей, которые являются важными признаками распознавания тонкой структуры исследуемого объекта. Наиболее полно возможности системы в передаче мелких деталей определяет ее двухмерная частотно – контрастная характеристика – ЧКХ, позволяющая вычислить спектр пространственных частот на выходе системы. Определение двухмерной пространственной характеристики (ЧКХ) связано с большими трудностями, поэтому часто вместо двухмерной рассчитывают или измеряют одномерные ЧКХ вдоль и поперек кадра. ЧКХ содержит в себе информацию о ряде числовых критериев (пороговом разрешении, критерии Рэлея, эквивалентной полосе пропускания, минимально различимом линейном размере одиночных деталей), которые используются для оценки разрешающей способности системы.

Наиболее часто в системах визуализации невидимых изображений в качестве числовых критериев пространственной разрешающей способности используют пороговое разрешение и минимально различимый линейный размер одиночных объектов.

Экспериментальное пороговое разрешение Упор определяют по тест – объектам (так называемые миры Фуко), которые представляют собой набор пластин с чередующимися прозрачными и непрозрачными параллельными полосами одинаковой ширины. Период чередования полос на пластине различен. За пороговое разрешение принимается величина, обратная периоду чередования полос миры, который визуально еще различим на изображении. Эта величина выражается числом пар линий на 1 мм. Измеренное значение разрешающей способности зависит от контрастной чувствительности зрительного анализатора в заданных условиях наблюдения. Зная эту чувствительность  $K_p$ , фактическую разрешающую способность системы  $V_{пор}$  можно определить по ЧКХ  $[A(v)]$  из уравнения:

$$A(V_{пор}) = K_p \quad (3)$$

**Минимальный размер** различимой детали экспериментально определяют по тестам, которые состоят из наборов одиночных объектов стопроцентного контраста (полностью прозрачных или непрозрачных) на равномерном непрозрачном (прозрачном) фоне. Так как вероятность обнаружения деталей мало критична к их форме (более существенна площадь детали), то чаще всего в качестве тест – объектов берут детали

круглой или квадратной формы. Тогда разрешающая способность оценивается диаметром круга или стороной квадрата, которые еще видны на изображении. Теоретический минимальный размер различимой детали можно найти по ЧКХ системы через эквивалентную полосу частот  $V_э$ , используя приближенное соотношение:

$$1_э = 1/2V_э \quad (4)$$

**Инерционность** системы характеризует ее временную разрешающую способность, т. е. способность передавать детали изображения, изменяющиеся во времени. Искажения, обусловленные инерционностью системы, проявляются в виде размытости движущихся объектов: за ними возникает след. Контраст мелких деталей уменьшается, а границы крупных деталей становятся нерезкими. Для оценки временной разрешающей способности, так же как и для оценки пространственной разрешающей способности, используют ЧКХ  $[A(v)]$ , в которых переменной является временная частота  $f$ . Такой подход позволяет глубже выявить сходство и различие между пространственной и временной разрешающими способностями системы. Временная и пространственные частоты связаны соотношением.

$$f = v * V \quad (5)$$

где  $f$  – временная частота,  $V$  – пространственная частота периодов/мм,  $v$  – скорость движения, мм/с.

На основе ЧКХ временную разрешающую способность системы можно определить по числовым критериям, аналогичным числовым критериям для пространственной разрешающей способности.

**Динамический диапазон** системы это безразмерная величина, равная наибольшему контрасту входного изображения, при котором на любом уровне сигнала из передаваемого диапазона еще различаются крупные детали заданного малого контраста. Например, при оценке динамического диапазона рентгенотелевизионной установки брали детали 5% контраста (рис. 2).

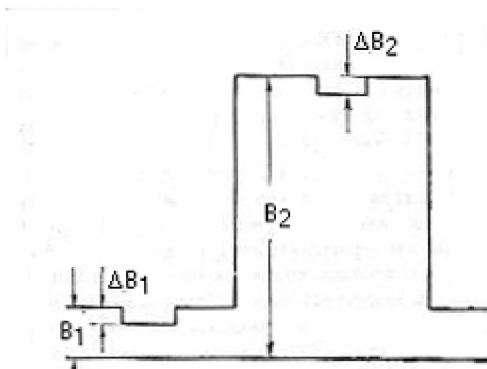


Рис. 2. Графическое объяснение динамического диапазона системы визуализации.

В литературе пользуются несколькими определениями контраста между двумя уровнями сигнала  $B_1$  и  $B_2$ . Если  $B_1 < B_2$ , то эти определения можно записать в виде соотношений:

$$K_1 = B_2/B_1; K_2 = (B_2 - B_1)/(B_2 + B_1); K_3 = (B_2 - B_1)/B_1 \quad (6)$$

Первое определение было уже применено выше для характеристики контраста изображения. Вторым часто пользуются для оценки глубины модуляции синусоидального сигнала. При определении ЧКХ используется именно этот критерий. Наконец, третье определение наиболее часто применяется для характеристики малоконтрастных одиночных объектов на ровном фоне. При определении динамического диапазона используется понятие контраста первого и третьего типов.

Если во всех трех соотношениях сигналы  $B_1$  и  $B_2$  соответственно равны, то между  $K_1$ ,  $K_2$  и  $K_3$  имеют место следующие зависимости:

$$\begin{aligned} K_1 &= B_2/B_1 = (B_1 + \Delta B)/B_1 = 1 + \Delta B/B_1 = 1 + K_3, \\ K_2 &= (B_2 - B_1)/(B_2 + B_1) = K_3/(1 + K_1) = K_3/(2 + K_3) = (K_1 - 1)/(K_1 + 1), \quad (7) \\ K_3 &= (B_2 - B_1)/B_1 = K_1 - 1 \end{aligned}$$

Для  $K_3 < 0,1$ ,  $K_2 \approx K_3/2$ .

Коэффициент шума системы равен отношению сигнал/шум на входе к этому же параметру на выходе. Он определяет степень зашумленности выходного изображения по сравнению с зашумленностью входного.

Чувствительность изображающей системы – величина, обратно пропорциональная интенсивности, «белых» участков входного изображения, при которой обеспечивается получение выходного изображения заданного качества.

Спектральная (цветовая) чувствительность это способность системы формировать оценки, различные к спектральному составу излучения элементов входного изображения. Спектральная чувствительность тем выше, чем больше групп спектров различает система. Для систем, в которых анализ изображения осуществляется оператором, каждую группу различаемых системой спектров на видеоконтрольном устройстве (ВКУ) необходимо отобразить своим цветом.

Выше каждому рассмотренному параметру изображения поставлен в соответствие определенный параметр системы. В совокупности они позволяют оценить совершенство системы в отношении информационного содержания визуализируемого изображения.

Различные используемые физические поля позволяют отобразить свои свойства исследуемых объектов, дополняют друг друга, расширяя во много раз возможности зрения в получении информации об окружающем мире. Области применения полей различной физической природы определяется принципом формирования контраста в невидимом изображении и характером информации, извлекаемой при интерпретации визуализированных изображений. Совместное рассмотрение различных методов визуализации облегчает выбор оптимального метода для конкретного вида исследований, а совместное применение нескольких методов обогащает исследование дополнительной информацией.

Рассмотренные методы формирования медицинских изображений охватывают класс плоских (двумерных) изображений, описываемых функцией двух координат  $x, y$ :  $F(x, y)$ . Общая классификация изображений включает изображения трехмерные  $F(x, y, z)$ , изображения подвижные, в которых в качестве четвертой координаты выступает время  $t$ :  $F(x, y, z, t)$ , а также многомерные спектрально-зональные изображения одного и того же объекта сформированные в различных участках спектра излучения

$$F(x, y, z, t, \Delta\lambda) \quad (8)$$



Ко всем названным изображениям относятся рассмотренные выше методы формирования медицинских изображений. Например, со спектрозональными плоскими изображениями чаще всего встречаются в биологической микроскопии, объемные подвижные изображения строят в медицинской рентгенографии и т. д.

Плоские статические и подвижные изображения нашли наибольшее распространение в настоящее время в медицинских исследованиях благодаря простоте регистрации плоской картины.

## 1.2. Количественные описания при получении и восприятии изображения

Все изображения – это отражения некоторых аспектов реального мира в особом формате. В процессе визуализации некоторая количественная мера какой – либо характеристики реального мира (например, коэффициент отражения света, коэффициент поглощения рентгеновских лучей, коэффициент обратного рассеяния ультразвука или некая сложная функция нескольких таких величин) отображается на другую количественную меру (например, яркость изображения). Для конкретного процесса визуализации важно знать законы, определяющие количественную сторону такого отображения: преобразование полутоновой шкалы. Не менее важна мера статистики процесса – его зашумленность. Представляют интерес также пространственные свойства процесса, так как точка объекта на практике всегда отображается в пространственно распределенную область с соответствующей потерей разрешения и в общем случае с некоторым пространственным искажением. При медицинской визуализации исследователь имеет дело с живой, подвижной анатомией человека, а зрение специально приспособлено к восприятию движения. Поэтому было бы важно уметь количественно оценивать динамику процессов визуализации, особенно ультразвуковой, которая хорошо себя зарекомендовала при регистрации изображений движения тела и тканей.

### 1.2.1. Измерение амплитуды отображаемого сигнала

Практическая мера амплитуды отображаемого сигнала в отдельном элементе изображения – плотность светового потока, приведенная к единице площади изображения. Эта мера называется энергетической яркостью элемента и определяется как отклик «стандартного наблюдателя» на свет, испущенный абсолютно черным телом при определенной температуре. Она физически эквивалентна эмпирически понимаемой «яркости», зависящей от наблюдателя. Яркость измеряется в канделах на квадратный метр, т. е. в кд/м<sup>2</sup> (нитах) или миллиламбертах (1мЛ=3,183 кд/м<sup>2</sup>). Некоторые типичные значения яркости изображений и окружающей среды приведены в таблице 1

Таблица 1  
Типичные уровни яркости изображений

| Обстановка                                 | Яркость (кд/м <sup>2</sup> ) |
|--------------------------------------------|------------------------------|
| Белая бумага в солнечном свете             | $3 \cdot 10^4$               |
| Наивысшая яркость экрана ЭЛТ <sup>1)</sup> | $10^3$                       |
| Комфортабельное освещение для чтения       | 30                           |
| Темная область экрана ЭЛТ <sup>1)</sup>    | 0,1                          |
| Белая бумага в лунном свете                | 0,03                         |

<sup>1)</sup> Для любой электронно – лучевой трубки (ЭЛТ) отношение максимальной яркости к минимальной редко превышает 100:1 (обычно меньше)

### 1.2.2. Меры пространственных характеристик систем визуализации

Классический и, очевидно, самый прямой подход к выражению пространственных свойств систем визуализации таков. Преобразование стимула (в пространстве объекта) в сигнал (в соответствующем пространстве изображения) состоит в определении пространственного распределения сигнала изображения, который возникает от точечного тест – объекта. Такое распределение называется функцией рассеяния точки (ФРТ), а связанная с ним функция, соответствующая бесконечно тонкому линейному тест – объекту, - функцией рассеяния линии (ФРЛ).

При работе даже с простейшими системами визуализации такие формулировки оказываются неудовлетворительными, в том числе потому, что процедура вычисления комбинированного влияния на весь процесс визуализации множества ФРТ, каждая из которых вносит вклад на своей стадии процесса, математически заключается в вычислении ряда сверток. Таким образом, с точки зрения математики и вычислений проще и интуитивно понятнее работать в частотной области. Одномерное преобразование Фурье от ФРЛ называют оптической передаточной функцией (ОПФ). В общем случае эта комплексная величина, модуль которой называется модуляционной передаточной функцией (МПФ). Для системы визуализации или любой ее части, таким образом, МПФ представляет собой отношение амплитуд множества пространственных гармонических составляющих, соответствующих изображению и оригиналу объекта, в зависимости от пространственных частот этих составляющих. При этом МПФ для многозвенной системы – произведение МПФ всех отдельных каскадов.

Такой подход к анализу систем визуализации, оказался весьма плодотворным. Важно заметить, однако, что его применимость в строгом смысле ограничена несколькими важными условиями, которые не встречаются в ряде медицинских систем визуализации, в том числе и ультразвуковых. К таким ограничениям относятся, например, требования линейности и пространственно – временной инвариантности (т. е. МПФ не должна изменяться ни во времени, ни на отображаемой поверхности), а также неотрицательности процессов. С последним требованием, означающим, что функция изображения не должна принимать отрицательных значений, можно столкнуться в системах визуализации с некогерентным излучением, например в рентгеновских или  $\gamma$  - радиоизотопных, но не в когерентных системах, к которым относится большинство ультразвуковых систем.

Таким образом, хотя анализ пространственных характеристик ультразвуковых систем визуализации в частотной области может что – то объяснить и существуют общепризнанные методы преодоления некоторых из перечисленных ограничений, все же необходимы тщательные поиски более точных подходов.

### 1.3. Характеристики зрительного восприятия человека

Общим для всех типов визуализации является то, что на некотором этапе изображение воспринимается глазами и мозгом оператора. Свойства зрительной системы человека, таким образом, являются центральным вопросом для визуализации, и хотя анатомию глаза (по крайней мере в простейшей форме) знают многие, некоторые существенные факты из области физиологии зрения могут быть малоизвестны тем, кто занимается разработкой и применением медицинских систем визуализации.

Чувствительность и разрешающая способность зрения тесно связаны со структурой сетчатки, чувствительными элементами которой являются колбочки и несколько более чувствительные палочки. Центральная область сетчатки, ямка (желтое пятно), занимающая в фокальной плоскости хрусталика дугу  $1^{\circ}$  –  $2^{\circ}$ , заполнена почти целиком плотно упакованными колбочками, а периферийные области – и колбочками, и палочками. Внутри ямки расстояние между колбочками довольно мало ( $\approx 10$  мкм), что позволяет достичь пространственного разрешения (измеренного по решетке) до 60 линий/градус. Чувствительность на более низких пространственных частотах при двух значениях яркости экрана (см. таблицу 1) показано на рисунке 3:

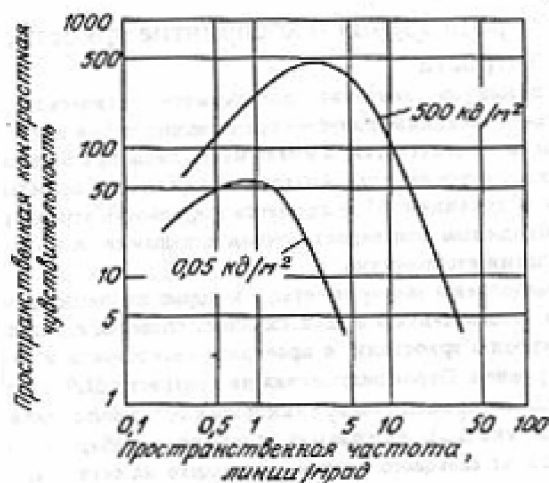


Рис. 3. Типичная контрастная чувствительность глаза.

Важно отметить подъем чувствительности примерно на 1 и 3 линиях/градус и существенное падение на низких частотах. Практически это означает, что существует предел восприятия мелкой детали (при ее наличии в образе), так что очень плавные границы (например, диффузно инфильтрированный край опухоли) можно легко потерять, если не принять специальных мер по обработке сигнала. Лучше всего воспринимаются пространственные частоты в диапазоне 1 – 5 линий/градус. Последняя цифра может быть «хорошей» или «плохой» в зависимости от того, чему соответствует исследуемая деталь при данных структуре и увеличении изображения – реальной анатомии или артефакту (например, из – за рисунка раstra или даже из – за когерентного спекл – шума).

Другая важная характеристика зрения, связанная с разрешением, - способность к восприятию контраста. Восприятие контраста сильно зависит от резкости его границы. Резкие границы раздела, например, в градиационном клине различаются достаточно хорошо, тогда как значительно отличающиеся по яркости области могут быть не опознаны, если они разделены плавным переходом. Полный динамический диапазон человеческого глаза – около 80 дБ. В практике визуализации, однако, не весь он доступен. Практически верхняя граница (соответствующая максимальной яркости экрана ЭЛТ) – около  $1000 \text{ кд/м}^2$  (см. таблицу 1), а при яркости ниже  $0,003 \text{ кд/м}^2$  ямка не работает и чувствительность можно повысить за счет пространственного разрешения объединением чувствительных элементов сетчатки.

### 1.3.1. Острота зрения и восприятие яркостного контраста

Вышеупомянутое значение достижимого оптического пространственного разрешения – 60 линий/градус – представляет собой предел, диктуемый анатомией области ямки сетчатки, и имеет место лишь при больших уровнях освещенности и низком уровне шума. Анатомический предел остроты зрения не достигается по двум причинам: из – за процесса зрительного усреднения, который становится необходимым при недостаточном освещении, и из – за ограничений, налагаемых шумами изображения.

Были выполнены эксперименты, в которых наблюдателям предъявляли большой экран, подсвеченный в двух смежных областях с различными, но постоянными по уровню яркостями, и проверяли способность испытуемых обнаружить разность уровней. Порог разрешения по контрасту  $\Delta L/L$  определяется разностью яркостей  $\Delta L$ , которая еще воспринимается в 50% наблюдений при заданной яркости  $L$ . Величина  $\Delta L/L$ , называемая отношением Вебера, значительно меняется в зависимости от светового потока, падающего на сетчатку, как это показано на рисунке 4. Рисунок 4 показывает, что глаз человека способен в идеальных условиях (яркое освещение и резкая граница между двумя полубесконечными областями объекта) различить уровни яркости, отличающиеся лишь на 1%. На практике ситуация обычно резко ухудшается в результате действия четырех факторов: использования освещенности ниже оптимальной, отсутствия резких границ, недостаточности площади тест – объекта (мишени) для различения и, наконец, наличия шумов и помех. Рассмотрим теперь эти последние два фактора. В большой серии экспериментов показано, что способность наблюдателя обнаруживать присутствие круглой мишени на контрастном фоне зависит от величины контраста, уровня освещенности и углового размера тест – объекта (мишени). Для этого контраст определяется как  $C=(B_s-B_0)/B_0$ , где  $B_0$  – яркость фона,  $B_s$  – яркость мишени,  $B_s>B_0$  (при  $B_s<B_0$   $C=(B_0-B_s)/B_0$ ). Эта зависимость показана на рисунке 4.

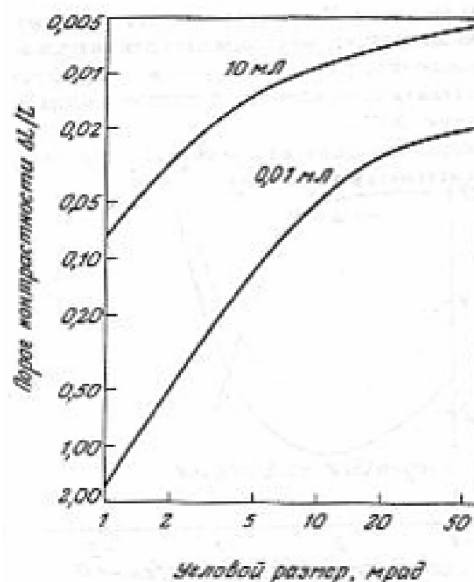


Рис. 4. Зависимость порогового контраста  $\Delta L/L$  (отношение Вебера) от размера наблюдаемого круглого диска при двух уровнях фоновой яркости, нулевом уровне шума и времени наблюдения 6 секунд.

Из представленных данных, в частности, видно, что для заданного уровня яркости существует обратная зависимость между линейным размером мишени и степенью контраста, необходимой для ее различения. Хотя иногда утверждается, что эта зависимость обратно пропорциональна, это приближение, очевидно, справедливо лишь в ограниченном интервале размеров мишени.

Влияние шума изображения на его восприятие подверглось серьезному исследованию, в том числе в связи с задачами электрооптической визуализации и проблемой фотографического «зерна». В данном случае удобно расширить понятие шума, включив в него сосредоточенную «помеху» (термин, который имеет более общее значение, чем просто нежелательный сигнал). Важное различие между шумом и помехой состоит в том, что шум имеет некогерентную природу, а помеха может быть частично когерентна с сигналом.

Кроме интегрального уровня шума очень важно его эффективное распределение по пространственным частотам. Количественно эту зависимость можно исследовать, измеряя степень модуляции, необходимую для визуального различения периодической картины полос (растра) в зависимости от пространственной частоты. В работах по распознаванию образов эту функцию иногда называют функцией необходимой модуляции (ФНМ).

Применение этого понятия показано на рисунке 5, где построены ФНМ и МПФ для одной и той же системы визуализации.

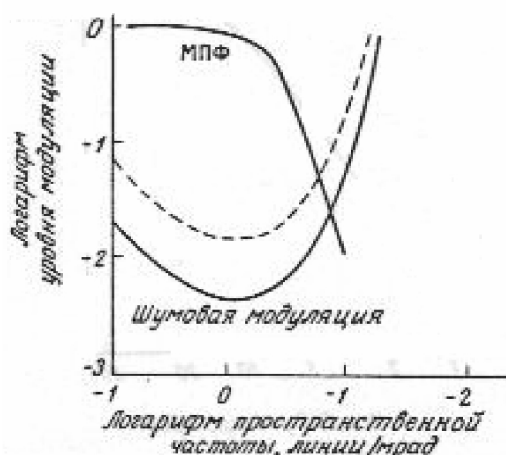


Рис. 5. Связь модуляционной передаточной функции (МПФ) с шумовой модуляцией в процессе визуализации. Штриховая кривая показывает действие роста уровня шума. Площадь между двумя характеристиками называют площадью модуляционной передаточной функции (ПММФ).

Экспериментально обнаружено, что площадь между этими двумя кривыми при построении их в линейном масштабе (площадь модуляционной передаточной функции, или ПММФ) – хорошая оценка качества визуализации для предсказания способности оператора распознавать отдельные образы. Отсюда следует, что шум будет оказывать наибольшее воздействие на понижение способности распознавания, если это происходит при пространственных частотах, при которых МПФ имеет большие значения.

Эксперименты, в которых в оптическое изображение искусственно вносились шумы типа зернистости, показывают, что наблюдатель, если ему предоставлен выбор, стремится скорректировать увеличение так, чтобы спектр пространственных частот воспринимаемого изображения оставался постоянным.

Отсюда ясно, что при создании практических систем должны быть обеспечены оптимальный набор увеличений и возможность их выбора оператором.

В связи с медицинской визуализацией, где изображение получают, чтобы помочь в конкретной задаче обнаружения или распознавания патологии, важна и характеристика данных самого оператора – диагноста. В работе с оптическим образом формально можно выделить три этапа восприятия объекта: обнаружение (факт наличия объекта), распознавание (различение класса, к которому относится объект, например: дом, человек и т. д.) и идентификация (описание объекта на втором уровне детализации, например: гостиница, полисмен и т. д.). Кроме того, эти этапы восприятия эмпирически оказались связаны с обнаружимостью структуры полос заданной пространственной частоты (при одинаковых условиях визуализации и степени модуляции). Так, установлено, что обнаружение, распознавание и идентификация происходят при угловой ширине мишени  $\alpha \approx 1/\nu$ ,  $4/\nu$  и  $6,5/\nu$ , где  $\nu$  – период наивысшей обнаружимой пространственной частоты (в линиях на единицу угла). Это несколько упрощенное утверждение можно, однако, оценить, если заметить, что на практике на действительность такого восприятия будут влиять несколько других факторов, в том числе время, отводимое на выполнение задания, и априорное ожидание обнаружить особый объект на некотором участке «сцены». Было бы интересно исследовать возможное распространение этого подхода к действиям оператора в некоторых конкретных приложениях медицинской визуализации.

Необходимо иметь в виду, что выше обсуждалось в основном зрительное восприятие образа человеком. В некоторых случаях для улучшения чувственного восприятия (например, при ограниченном разрешении по контрасту) может применяться индикация путем замещения или добавления к человеческому зрению искусственных средств. Хорошо известный пример таких возможностей – выделение желаемого сигнала из некогерентного шума путем усреднения. Тем не менее могут существовать пределы возможностей в этом направлении: отношение сигнал/шум в медицинских изображениях в общем случае имеет предел из – за необходимости избегать излишнего облучения пациента. Так что здесь может стать главной проблемой когерентных помех, для которых методы искусственного улучшения качества изображения еще только исследуются.

### 1.3.2. Фактор времени в зрительном восприятии

В зрительном восприятии человека имеются по крайней мере два различных, зависящих от времени фактора, которые необходимо учитывать при обсуждении визуализации: реакция на световой стимул сам по себе и временной ход процесса распознавания образов и признаков на более высоких уровнях работы мозга. Зрение человека устроено так, что движение воспринимается специфически.

По аналогии с пространственным откликом количественно это можно измерить и выразить как частотно – временную характеристику «чувствительности к мельканию». Если яркость небольшого источника с равномерно распределенной светимостью гармонически флуктуирует вокруг среднего значения  $L$ , результирующий стимул имеет вид:

$$L + \Delta L \cos(2\pi ft), \quad (9)$$

где  $\Delta L$  - амплитуда флуктуаций,  $f$  – их частота. Если величину  $\Delta L$ , определяющую пороговую чувствительность к мельканию, определить экспериментально как функцию частоты  $f$ , то отношение  $\Delta L/L$  составит чувствительность к мельканию, или временной контраст. Типичный отклик человеческого глаза при обычных условиях наблюдения за изображением на дисплее показан на рисунке 6.

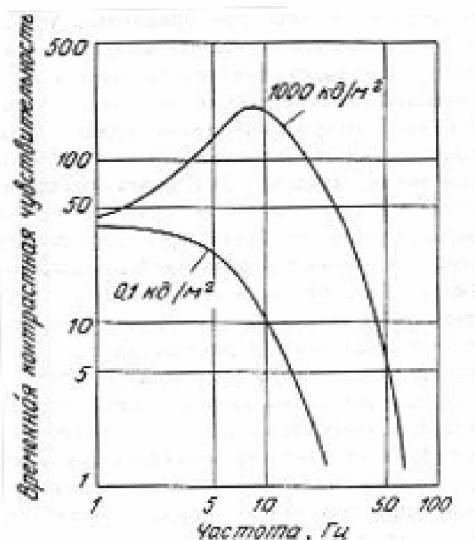


Рис. 6 – Типичная чувствительность глаза к мельканию для двух уровней освещенности сетчатки.

Видно, что при низких уровнях яркости глаз ведет себя как интегрирующая цепь с постоянной времени  $\approx 0,2$  с. при большей яркости система сильно подавляет относительно статичные детали изображения и наиболее чувствительна на частоте  $\approx 8$  Гц. Критерий отсутствия мелькания, очевидно, означает, что процедура наблюдения соответствует участку отрицательного наклона кривой отклика, а относительные флуктуации яркости должны быть ниже некоторого значения определяемого частотой мелькания. Это ограничение при средних уровнях яркости менее строгое, чем при больших.

#### 1.4. Место ультразвука в медицинской визуализации

Одно из преимуществ ультразвуковых методов визуализации, обычно выдвигаемое на передний план, - их относительная безопасность.

Сформулируем этот тезис в следующем виде: «при уровнях экспозиции, соответствующих данной степени риска для пациента, ультразвук способен обеспечить значительно большее отношение сигнал/шум в изображении, чем системы медицинской визуализации, основанные на применении ионизирующего излучения». На практике именно отношение сигнала к шуму и его влияние на такие параметры, как разрешение по контрасту, в конечном счете определяют минимальную дозу облучения, достижимую в рентгеновской и радиоизотопной визуализации. В случае ультразвука, однако, ограничение обычно определяется факторами, не связанными с радиационной безопасностью, хотя отношение сигнал/шум и остается первостепенно важным.

Ультразвук взаимодействует с тканями органов человека по – разному и зачастую весьма специфично: значения таких параметров, как коэффициенты обратного рассеяния и затухания, у разных, но анатомически близких тканей могут существенно отличаться. Сам этот факт служит основой способности ультразвука обеспечить достаточное число градаций контрастности и для некоторых диагностических задач может дать важное преимущество, например, перед рентгеновской визуализацией, где коэффициент поглощения может быть малочувствителен к гистопатологическим изменениям. В последнее время возрос интерес к методам так называемой ультразвуковой характеристики биологических тканей. Развитие этой области направлено на создание количественных и объективных процедур, которые в терминах визуализации можно рассматривать как поиск параметров изображения, обеспечивающих более четкое различие в конкретных ситуациях и тем самым возможность еще большего улучшения контрастности. Другим важным свойством, влияющим на возможности разрешения по контрасту, является возможность отделять сигналы от интерферирующих с мишенью областей (например, от вышележащих тканей). Эта возможность, очевидно, присуща основным методам ультразвуковой визуализации, тогда как в рентгеновском и радиоизотопном

методах это часто достигается за счет стоимости и сложности (например, путем компьютерной реконструкции образа).

Основные требования к любому излучению, применяемому для визуализации, - чтобы его распространение было геометрически предсказуемо, а затухание в исследуемой среде – не очень сильным. Эти требования должны выполняться на частотах, для которых направленность, определяемая дифракцией, соответствует необходимому пространственному разрешению. Другими словами, длины волн должны быть малы по сравнению с излучаемым объектом. Одно из замечательных явлений природы – то, что всем этим требованиям удовлетворяет распространение ультразвука в мягких тканях организма. Отклонение и деформация пучков происходят, но не настолько, чтобы качество изображения значительно ухудшалось. Затухание существенно (иначе не было бы взаимодействий, используемых для визуализации), но допускает проникновение сигнала в мягкие ткани на глубину порядка 300 длин волн (в мегагерцевом диапазоне частот), что обеспечивает получение изображений с достаточным отношением «сигнал/шум» при работе как в режиме обратного рассеяния, так и в трансмиссионном режиме. На практике дифракция ограничивает разрешение величиной порядка нескольких миллиметров.

Еще одна особенность ультразвука как средства для визуализации в медицинских применениях (помимо удобства технической реализации и уменьшения риска лучевого поражения для пациента) эта возможность получать высококачественные быстро сменяющиеся изображения с частотой кадров выше пороговой частоты, за которой наблюдатель уже не воспринимает мелькания. В этом отношении ультразвук несомненно превосходит все другие средства визуализации.

## 1.5. Семантика интерпретации изображений

Вся работа, связанная с получением изображений – точно так же, как любая работа по представлению медицинской информации в той или иной форме, - имеет смысл лишь тогда, когда она нацелена на оптимизацию качества решений, на улучшение диагностики. Так, конкретное ультразвуковое обследование (например, В – сканирование брюшной полости при беременности или измерение бипариетального диаметра головки плода) выполняется, чтобы ответить на конкретные вопросы в отношении пациента. Вопросы могут быть частными (например, каков размер головки плода) или более общими (например, есть ли у плода какая – либо анатомическая патология), но в любом случае неявно предполагается, что правильный ответ существует и что в ходе обследования именно его и надеются получить.

На практике лишь немногие процедуры дают гарантированно правильный ответ на интересующий вопрос. Отчасти это связано с тем, что изначально «зашумлены» сами процедуры. Необходимо также иметь в виду, что там, где частью системы интерпретации является человек, он может представлять собой основной источник «шума», который, впрочем, уменьшается по мере обучения и роста квалификации.

Очевидно, что процесс принятия решения, связанный с интерпретацией медицинских изображений и сопутствующих массивов данных, было бы полезно как – то систематизировать.

По типу решений, которые нужно принимать в ходе интерпретации изображения, весь процесс можно разделить на три этапа. Первый – обнаружение (ответ на вопрос: есть ли аномалия?), второй – локализация (где аномалия находится?), третий – классификация (что это за аномалия?). Лучше всего исследовано и лучше всего понято обнаружение, хотя, впрочем, и локализацию, и классификацию с известной пользой можно было бы рассматривать как модификации задачи обнаружения.

Очевидно, что качество диагностических решений, принимаемых в результате процедуры визуализации (или какой – либо другой подобной процедуры), важно уметь оценивать. И некоторый формальный подход, в частности в связи с задачей обнаружения, для этого уже развит. В рамках такого подхода заранее предполагается, что есть правильный ответ («Да» или «Нет») на вопрос о наличии аномалии. Далее, с этим ответом (истинным решением) мы можем сравнить результат визуализации (фактическое решение). При анализе фактических решений их то или иное число N (или долю F) будем характеризовать индексами, которые соответствовали бы четырем возможным ситуациям в оценках. Статистику решений свяжем со следующей матрицей индексов (табл. 2):

Таблица 2  
Матрица индексов

|                  |     | Фактическое решение        |                            |
|------------------|-----|----------------------------|----------------------------|
|                  |     | Да                         | Нет                        |
| Истинное решение | Да  | ИП (истинно положительное) | ЛО (ложно отрицательное)   |
|                  | Нет | ЛП (ложно положительное)   | ИО (истинно отрицательное) |

На основе указанного формального подхода можно количественно оценить качество диагностической процедуры. Обычно используют такие величины:

$$\text{Чувствительность} = F_{\text{ИП}} = N_{\text{ИП}} / (N_{\text{ИП}} + N_{\text{ЛО}}), \quad (10)$$

$$\text{Специфичность} = F_{\text{ИО}} = N_{\text{ИО}} / (N_{\text{ИО}} + N_{\text{ЛП}}), \quad (11)$$

$$\text{Точность} = (N_{ип} + N_{ио}) / (N_{ип} + N_{ио} + N_{лп} + N_{ло}). \quad (12)$$

Здесь важно иметь в виду некоторые соображения относительно объективности такого анализа. На первое место необходимо поставить вероятность преднамеренного или случайного смещения оценки. Всегда существует некоторое ожидаемое значение отношения нормы и патологии, и если оно выбрано неверно, это приведет к смещению результата. Однако гораздо важнее то, что в конкретном случае на решение диагноста может сильно влиять знание о его последствиях. Рассмотрим, например, воображаемую ситуацию, когда диагност использует ультразвуковой сканер сначала для осмотра группы, по-видимому, здоровых женщин на предмет обнаружения признаков рака молочной железы, а затем – для обследования какой-то одной женщины с подозрением на поражение молочной железы с целью принятия решения о необходимости хирургического вмешательства. В первом случае статистическое ожидание аномалии будет очень малым, но последствия большой доли ложно положительных решений будут относительно умеренными, поскольку подавляющее число пациентов подвергнется дальнейшему осмотру. Таким образом, здесь будет вполне обоснованным смещение к достижению большей чувствительности ценой уменьшения специфичности. Во втором случае ожидание аномалии значительно больше, но диагност должен иметь возможность сообщить хирургу степень достоверности своей оценки. Другая особенность состоит в том, что редко истина бывает полной и никогда не бывает простой. Неявно заложенное в приведенную выше матрицу предложение о том, что всегда можно узнать «истинную» оценку аномалии, нереально. Лучшее, на что можно надеяться в «определяющей диагностике», – гистопатологический отчет после операции, биопсии. Но это не всегда возможно, и в любом случае не избавляет от значительной неопределенности.

Ясно, что простые меры, такие как чувствительность, специфичность или даже точность, не могут служить объективным показателем качества решений, принимаемых при конкретной процедуре визуализации. Гораздо лучшим индикатором может служить так называемая рабочая характеристика диагноста (РХД) (рисунок 7).

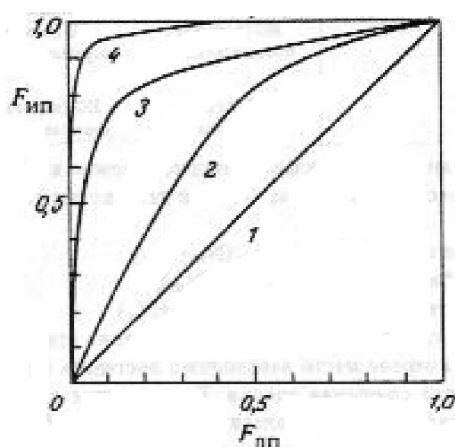


Рис. 7. Примеры «рабочей характеристики диагноста».

Она получается как график зависимости доли истинно положительных решений от доли ложно положительных решений. Отдельные точки на этой кривой получают путем повторения теста несколько раз с различной степенью смещения оценки (или порога принятия решения) по отношению к ожиданию положительного результата. Различные кривые на рисунке показывают разное качество принятия решения: диагональ – результат полностью неинформативного теста, а линии, наиболее близко подходящие к осям  $F_{лп}=0$  и  $F_{ип}=1$  соответствуют наилучшему результату.

Анализ с помощью РХД можно использовать чтобы сравнить способность обнаружения различных аномалий и сравнить действенность (в смысле облегчения принятия решений) как систем визуализации, так и операторов, или тех и других. Однако это может быть очень длительная процедура, и полезно отметить, что столь же хорошие результаты можно получить с помощью более быстрой процедуры классификации. При этом наблюдатель должен выразить степень своей уверенности в наличии аномалии, например, в категориях «0 – 20%», «20 – 40%» и т. д. Иногда полезно рассмотреть процедуру принятия решения на модели, в которой разделение нормального и аномального сигналов ограничивается шумом (рисунок 8).

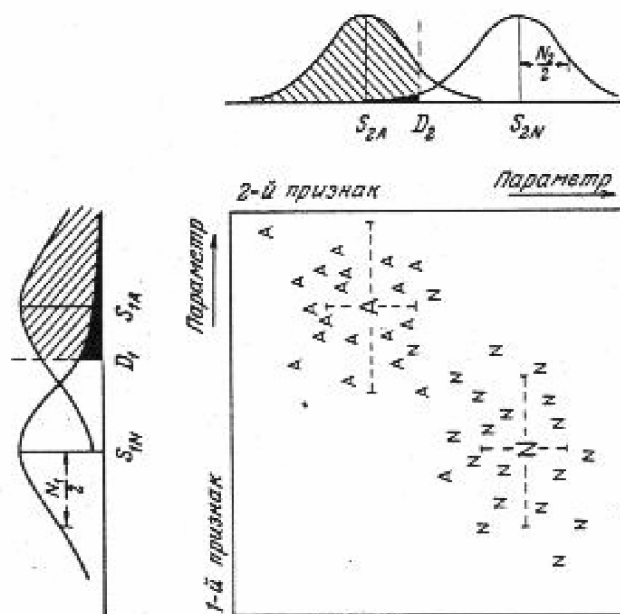


Рис. 8. Иллюстрация разделения признаков, ограниченного «шумом»

Сигналы для двух различных признаков характеризуются расстоянием между ними (например,  $S_{1A} - S_{1N}$ ) и шириной их «шумового спектра» (например,  $N_1$ ). Устанавливаемый порог принятия решения (например,  $D_1$ ) определяет вероятность принятия истинного (заштрихованная область) и ложного (зачерненная область) решения. Показаны также соответствующие двумерные распределения в пространстве признаков. При этом «сигналами» могут быть любые из большого числа возможных количественных характеристик изображения (например, уровень серого, сглаженность границы поражения и т. д.), а шум порождается оператором, системой визуализации и/или изменениями самого объекта. В этой модели очень ярко видно, как выбор порога принятия решения в некотором месте шкалы амплитуд сигнала влияет на само решение. Эта модель также показывает, что решения, принятые оператором или машиной, часто основаны на нескольких отдельных параметрах, для каждого из которых имеется своя ограниченная шумом степень разделения сигналов. При этом решение будет принято (оператором или компьютером) в многомерном пространстве признаков (на рисунке представлено двумерное пространство).

## 2. МАТЕМАТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ПРОЦЕССОВ ФОРМИРОВАНИЯ И ОБРАБОТКИ ИЗОБРАЖЕНИЙ

### 2.1. Понятие объекта и его изображения

Почему проявляется такой интерес к изучению математических основ формирования изображения? В чем необходимость этого? Можно ли в действительности существующие методы получения изображений описать одним и тем же набором уравнений? Покажем, что в общем случае можно записать ряд уравнений, достаточно общих для анализа многих практических систем визуализации, что наделяет указанные уравнения определенной полнотой и делает их мощным стимулом для изучения принципов, лежащих в основе методов визуализации. По существу эти уравнения дают основу для понимания таких вопросов, как причины и характер снижения качества изображения, а также для создания методов обработки изображений.

Здесь, слова «обработка изображений», означают обработку изображений с целью устранения тех искажений, которые возникают в процессе их формирования.

Здесь под объектом мы подразумеваем некоторое многомерное распределение, подлежащее измерению, а под изображением - измеренное распределение (также в общем случае многомерное), которое было получено и которое считается наилучшим представлением распределения, создаваемого объектом. Стало общепринятым объект обозначать буквой  $f$ , а изображение -  $g$ . Можно сразу понять, что идеальная изображающая система - это такая система, для которой в любой точке пространства выполняется равенство  $f = g$ . Фактически не существует систем медицинской визуализации, для которых имело бы место указанное равенство, и вообще говоря, необходимо экспериментальное определение функциональных связей между  $f$  и  $g$ .

В общем случае распределения  $f$  и  $g$  являются трехмерными, если

они описывают стационарные свойства биообъекта *in vivo*. Однако многие системы медицинской визуализации являются томографическими, в которых трехмерное распределение характеристик синтезируется из набора сопредельных друг с другом двумерных сечений. Достигнутый прогресс в области томографии не только оказал революционизирующее воздействие на наши представления об истинном



трехмерном распределении некоторого объекта, устраняя мешающее воздействие соседних сечений (перекрестных искажений), но и внес наиболее полезные упрощения в математический анализ самого процесса визуализации. Поэтому ограничимся рассмотрением двумерных распределений, имея в виду, что полученные результаты будут применимы как к естественным двумерным изображениям, так и к томографическим изображениям. Мы будем широко использовать термины «плоскость изображения» и «плоскость объекта», считая, что в этих плоскостях содержится полная информация.

Отвлечемся на время от медицинских применений и рассмотрим простейшую оптическую систему получения фотографий (в плоскости изображения) картины, нарисованной на двумерном экране (в плоскости объекта). Если ввести соответствующие системы координат, то двумерный объект запишется как  $f(\alpha, \beta)$ , а фотография – как  $g(x, y)$ . В данном примере предполагается, что распределения  $f$  и  $g$  имеют одну и ту же размерность, поскольку они являются пространственным распределением интенсивности света или его цвета в плоскости. Фотография формируется квантами света, отраженного от картины, прошедшего через линзовую систему; фотоаппарата и попавшего на фотопленку. Разумеется, такое формирование изображения приводит к потере его качества за счет искажений и несовершенств приемного устройства, и следовательно, в этом случае  $f$  и  $g$  не равны друг другу. Если известен закон потери качества, то для компенсации указанных искажений можно провести обработку изображения.

В качестве второго примера напомним, что из набора двумерных сечений, зарегистрированных с помощью гамма-камеры, поворачивающейся последовательно на определенные углы относительно пациента, можно получить серию двумерных изображений  $g$  распределения  $f$  радиофармпрепарата (РФП) *in vivo*, применяя метод однофотонной эмиссионной компьютерной томографии (ОФЭКТ). В этом случае врач-диагност должен быть уверен в том, что получаемые изображения действительно соответствуют областям интереса внутри пациента. Конечно, необходимо снять это заблуждение, поскольку визуализируемое изображение  $g$  представляет собой двумерное распределение реконструированных значений в элементах (пикселах) изображения, а не двумерное распределение поглощения активности в теле пациента, как считает врач. Таким образом, изображение  $g$  есть некоторое представление (описание) объекта  $f$ , которое, хотя и имеет отличающиеся от объекта размеры, располагается примерно в том же месте. Задачей метода ОФЭКТ является безусловно, получение линейной количественной зависимости между распределениями  $g$  и  $f$ . Представляет интерес тот факт, что процессы в гамма-камере, с помощью которой производится регистрация исходных данных, вообще не имеют математического описания, позволяющего связать распределения, связанные с объектом и его изображением! В самом деле, представляется маловероятным, чтобы исходные данные для реконструкции томограмм по методу ОФЭКТ, были бы идентичны самим изображениям. Данные, зарегистрированные с помощью позитронной камеры с многопроволочным пропорциональным счетчиком (МППК) – это не более чем строка, составленная из значений координат, а само изображение формируется лишь после вычисления соответствующих обратных проекций.

Таким образом, очевидно, нам следует отказаться от представлений о том, что изображения объекта формируются не там, где находится объект, и имеют такие же размеры, как и сам объект. В самом деле, более разумно считать, что объект и его изображение физически совпадают и связаны друг с другом соотношениями, характеризующими конкретный метод визуализации, хотя в ряде случаев и могут иметь отличающиеся размеры.

## 2.2. Соотношение, связывающее объект и изображение

Учитывая изложенное выше, приступим к рассмотрению двумерных распределений, если известно, что они связаны с томографическими изображениями. Будем обозначать распределение объекта, находящегося целиком в объектной плоскости, через  $f(\alpha, \beta)$ , а распределение изображения, также полностью занимающего плоскость изображения, – через  $g(x, y)$ . В общем случае не существует идеального (1:1) соответствия между информацией, содержащейся в какой-либо точке с координатами  $(\alpha', \beta')$ , и информацией, соответствующей точке  $(x', y')$ . В принципе «информацию» от каждой точки объекта можно «рассеять» по всем точкам изображения. Однако в любом полезном методе визуализации главный вклад в каждую точку  $(\alpha', \beta')$  будет давать отдельная конкретная точка  $(x', y')$ . Другие, соседние точки будут вносить меньшее количество информации, причем уменьшение указанного вклада происходит достаточно резко по мере удаления от основной точки с координатами  $(x', y')$ . Эти выводы известны как принцип близости, и легко понять, что распределение по изображению некоторой точки из пространства объекта может зависеть как от значения поля в точке объекта, так и от поля в точках, расположенных около этой точки и удаленных на бесконечное расстояние от нее. Ниже будет показано, что этот принцип можно количественно описать с помощью функции отклика точечного источника (ФОТИ). Эта функция будет «узкой» для высококачественных систем визуализации, для которых указанная выше область близости ограничена малыми (разумеется, не бесконечно малыми!) размерами. Для иллюстрации этого представим себе гамма-камеру, сочлененную с коллиматором с параллельными отверстиями и осуществляющую визуализацию точечного источника активности в рассеивающей среде. Один особо выделенный элемент

изображения, или пиксел (который соответствует линии прямой видимости), будет регистрировать максимальное число отсчетов, но соседние пикселы будут регистрировать лишь несколько событий, причем число таких событий будет быстро убывать с увеличением расстояния от пиксела с максимальным числом отсчетов. Подобная процедура регистрации известна в теории как процесс формирования точечного изображения. Наоборот, представим себе такую ситуацию, когда все траектории квантов будут обращены от отдельных элементарных ячеек к плоскости, параллельной рабочей поверхности камеры. Большинство траекторий при этом будет пересекать пиксель, проходящий через линию прямой видимости объекта, но из-за несовершенного коллимирования квантов и их рассеяния траектории будут также разветвляться по множеству других пикселов.

Какая же существует физическая связь между пространствами объекта и изображения? Концептуально в этом случае имеет место обмен информацией. В плоскость изображения попадает информация исходя из наличия информации в плоскости объекта, а также в зависимости от того, какой «кодированный носитель» информации используется в данном методе визуализации. Так, фотография формируется за счет переноса фотонов. Распределение акустических рассеивающих центров формирует при В-сканировании яркостную картину, полученную за счет рассеяния продольных ультразвуковых волн. Гамма-камера регистрирует степень поглощения радиофармпрепаратов (РФП) путем счета испущенных  $\gamma$ -квантов. Трансмисионная рентгенограмма представляет собой картину распределения яркости, связанную с линейным затуханием рентгеновских квантов, которые пересекают пространство объекта и формируют таким образом изображение. Термограмма - это карта элементов изображения с зарегистрированными в них интенсивностями, соответствующими распределению температуры в организме *in vivo*, причем переносчиками информации здесь являются фотоны ИК-диапазона. Поскольку наименьшая единица переносимой (излучаемой) энергии неотрицательна (т. е. в этом случае либо излучение присутствует и его можно измерить, либо его вовсе нет), распределение по изображению также должно быть неотрицательным. Математически этот вывод можно за-

писать как:

$$f(\alpha, \beta) \geq 0 \text{ и } g(x, y) \geq 0 \quad (13)$$

Измерение полного количества информации, содержащегося в распределениях объекта и изображения, также имеет физический смысл, и поэтому разумно предположить, что функции  $f$  и  $g$  интегрируемы, поскольку интегрирование соответствует измерению интегральных значений.

Введем теперь функцию  $h(x, y, \alpha, \beta)$ , которая описывает пространственные связи для точечного процесса. Для точечного процесса, в котором объект отличен от нуля лишь в точке с координатами  $(\alpha', \beta')$ , зарегистрированное изображение будет иметь вид:

$$g'(x, y) = h(x, y, \alpha', \beta', f'(\alpha', \beta')). \quad (14)$$

В этом выражении зависимость распределения от амплитуды сигнала от точечного объекта учтена введением  $f$  (пятым аргументом) в функцию  $h$ . Рассмотрим теперь сигнал от второго точечного объекта, находящегося в той же точке, дающий изображение вида:

$$g''(x, y) = h(x, y, \alpha', \beta', f''(\alpha', \beta')). \quad (15)$$

Согласно принципу суперпозиции излученные энергии сигналов суммируются, т. е.:

$$g'(x, y) + g''(x, y) = h(x, y, \alpha', \beta', f'(\alpha', \beta')) + h(x, y, \alpha', \beta', f''(\alpha', \beta')). \quad (16)$$

Это выражение представляет собой нелинейную суперпозицию [в силу нелинейности соотношения (14)], т. е. сложение функций в плоскости объекта не приводит к суммированию измеряемых распределений в плоскости изображения. Если система визуализации линейна, то соотношение (14) можно записать в виде:

$$g'(x, y) = h(x, y, \alpha', \beta') f'(\alpha', \beta'), \quad (17)$$

а (16) – в виде:

$$g'(x, y) + g''(x, y) = h(x, y, \alpha', \beta') [f'(\alpha', \beta') + f''(\alpha', \beta')]. \quad (18)$$

Отсюда мы видим, что сложение функций в плоскости объекта приводит в этом случае к суммированию распределений в плоскости изображения с точностью до единственной функции преобразования  $h$ . Математически это является столь важным упрощением, что, как мы увидим ниже, линейность часто предполагается в первом приближении, даже когда это, строго говоря, не соответствует действительности.

Теперь можно перейти к рассмотрению распределения в виде суперпозиции конечного числа точек, что необходимо для получения обобщенных соотношений, связывающих пространства объекта и его изображения. Для нелинейной системы визуализации имеем:

$$g(x, y) = \iint h(x, y, \alpha, \beta, f(\alpha, \beta)) d\alpha d\beta, \quad (19)$$

а для линейной системы:

$$g(x, y) = \iint h(x, y, \alpha, \beta) f(\alpha, \beta) d\alpha d\beta. \quad (20)$$

Функция  $h$ , которую мы уже использовали для связи распределений  $f$  и  $g$ , называется функцией отклика точечного источника (ФОТИ). В выражениях (18) и (20) функция  $h$  зависит от всех четырех пространственных координат и поэтому называется пространственно-зависимой функцией отклика точечного источника (ПЗФОТИ). Эти выражения дают наиболее общее описание процесса получения изображения.

Однако, если система визуализации такова, что точечный процесс одинаков для всех точек плоскости объекта, то говорят, что система пространственно-инвариантна; при этом функцию отклика точечного источника называют пространственно-инвариантной (ПИФОТИ). При указанных специальных предположениях функция  $h$  зависит лишь от разности координат ( $x - \alpha$ ,  $y - \beta$ ), поскольку ФОТИ зависит лишь от относительного расстояния между точками в плоскостях объекта и изображения. В этом случае используется другое математическое описание, известное как изопланатическое изображение. Это понятие не имеет никакого отношения к предположению о линейности системы. Для пространственно-инвариантной нелинейности системы визуализации можно записать следующее выражение:

$$g(x, y) = \iint h(x - \alpha, y - \beta, f(\alpha, \beta)) d\alpha d\beta. \quad (21)$$

В то время как для линейной пространственно-инвариантной системы имеем:

$$g(x, y) = \iint h(x - \alpha, y - \beta) f(\alpha, \beta) d\alpha d\beta. \quad (22)$$

В последнем соотношении можно узнать известный интеграл свертки, согласно которому распределение по изображению представляет собой свертку распределения по объекту с ФОТИ. Именно функция  $h$  описывает процесс переноса информации от объекта в пространство изображения и характеризует все геометрические искажения, присущие процессу визуализации. С этой точки зрения не вызывает удивления то, что методы исключения указанных искажений часто называют обращением свертки. Точнее говоря, этот термин применим только к тем системам обработки изображений, которые обладают свойством пространственной инвариантности, хотя его часто ошибочно употребляют как синоним термина «обработка изображения».

Окончательное упрощение обобщенных соотношений, описывающих процесс формирования изображения, получается в том случае, когда свойства системы в двух перпендикулярных направлениях не коррелируют друг с другом. Последнее означает, что двумерную ФОТИ можно представить в виде произведения двух одномерных ФОТИ. Для пространственно-зависимой системы имеем:

$$h(x, y, \alpha, \beta) = h'(x, \alpha) \cdot h''(y, \beta), \quad (23)$$

а для пространственно-инвариантной:

$$h(x, y, \alpha, \beta) = h'(x - \alpha) \cdot h''(y - \beta). \quad (24)$$

Это свойство системы называется разделимостью. Наконец, записывая выражение для линейной, пространственно-инвариантной разделимой системы, получаем:

$$g(x, y) = \int h'(x - \alpha) f(\alpha, \beta) d\alpha \int h''(y - \beta) f(\alpha, \beta) d\beta, \quad (25)$$

т. е. выражение, содержащее произведение двух отдельных интегралов свертки по двум ортогональным направлениям.

### 2.3. Общая проблема обработки изображений

Учитывая сказанное выше, легко понять, что наблюдая изображение, мы, как считаем, видим распределение по объекту. Такие соображения были оправданы для процесса формирования изображения. Считаем, что изображение есть точное представление распределения по объекту. Было показано, что невозможно получить изображение одних и тех же размеров (т. е. быть той же физической величиной), что и интересующий нас объект. В измеряемом распределении по изображению  $g$  содержатся все характеристики и несовершенства той или иной исследуемой системы визуализации. Все то, что мы можем назвать первым порядком, не имеет к этому никакого отношения. Если прибор был спроектирован для весьма узкого применения, то следует ожидать, что слово «точное» означает «хорошее» и что между пространствами объекта и изображения имеется более или менее адекватное (1:1) соответствие, а измеряемые по изображению характеристики находятся в более или менее линейной зависимости с соответствующим распределением по объекту. Однако, если приглядеться к изображению немного более внимательно, мы заметим несовершенства, присущие процессу визуализации. В некоторых случаях даже то, что мы отчетливо видим, не существует в действительности; поэтому необходимо избавляться в изображении от этих ложных структур (артефактов). Используем простую аналогию: если на фотографии мы видим знакомое лицо, но с четырьмя глазами, можно быть полностью уверенным в том, что фотоаппарат или объект сдвинулись во время экспозиции! В общем случае причины потери качества изображения в медицинской интроскопии, к сожалению, менее явные и, следовательно, более трудноустраняемые. Например, ОФЭКТ-томограмма точечного источника имеет размеры изображения много большие размеров самого источника. Поэтому часто ухудшение качества изображения связывают с потерей разрешения.

Рассмотренное состояние проблемы не следует интерпретировать как «нечто, произошедшее не так как нужно». Потери качества изображений возникают из-за действия физических законов, лежащих в основе процесса формирования изображения и управляющих им. Поэтому указанные потери должны обязательно присутствовать, и было бы «плохо», если бы они отсутствовали. Именно вследствие этого теоретики и экспериментаторы прикладывают значительные усилия с целью получения правильного описания физических процессов формирования изображения. Для обработки изображений применяют известную характеристику системы (обычно функцию импульсного отклика) с целью «обмануть природу» и получить изображения, которые система в принципе создать не может!

Рассмотрим наивный подход к проблеме обработки изображений и сконцентрируем внимание на линейной пространственно-инвариантной модели. Выше было установлено, что в этом случае объект  $f$  и его изображение  $g$  связаны интегралом свертки [соотношение (22)]. Соотношение (22) в упрощенных обозначениях можно записать в виде:

$$g(x,y)=h(x,y)*f(x,y), \quad (26)$$

где знак  $*$  означает операцию свертки. Заметим, что здесь  $x$  и  $y$  используются для обозначения любых координат в соответствующем двумерном пространстве. Записывая выражение (22) в пространстве Фурье, мы видим, что в соответствии с известной теоремой свертка становится обычным произведением. Используя принятые ранее обозначения для фурье-координат, можно записать следующее равенство:

$$G(u, v) = H(u, v)F(u, v), \quad (27)$$

где  $(u, v)$  — пространственные частоты, соответствующие осям  $x$  и  $y$ .

Прежде чем рассматривать применимость соотношения (27),

покажем, что мы подразумеваем под фурье-преобразованием объекта и изображения. Соответствующие соотношения записываются в виде:

$$F(u, v) = \iint f(x, y) \exp[-2\pi i(ux + vy)] dx dy \quad (28)$$

и

$$f(x, y) = \iint F(u, v) \exp[+2\pi i(ux + vy)] du dv \quad (29)$$

Выражение (28) показывает, как объект  $f$  можно разложить по его составляющим пространственным частотам, а выражение (29) — как эти составляющие можно «собрать», чтобы получить снова первоначальный объект  $f$ . Фурье-представление  $F$  объекта  $f$  содержит ту же информацию, что и сама функция  $f$ , но в другой форме. Аналогичные заключения могут быть сделаны и в отношении изображения  $g$  и его фурье-представления  $G$ . Теперь можно интерпретировать информацию, содержащуюся в фурье-представлении. Так, «резкое» изображение содержит более высокие пространственные частоты, нежели более «смазанное». Поскольку резкость связана с разрешающей способностью, следует ожидать, что описание изображения через пространственные частоты содержит информацию о разрешающей способности.

Более важно то, что, как это следует из выражения (27), двумерное преобразование Фурье  $H$  ФОТИ  $h$  дает вклад в распределение по объекту на пространственной частоте  $(u, v)$ , которая переносит этот вклад на распределение по изображению при той же частоте. Таким образом, функция  $H$  регулирует перенос информации при каждой пространственной частоте, и ее называют модуляционной передаточной функцией (МПФ). Если система визуализации не вносит потерь информации в области пространственных частот (т. е.  $H=1$  на всех пространственных частотах вплоть до бесконечности), то это означает, что  $G=F$  и, в свою очередь, по определению  $g=f$ . Иными словами, изображение должно быть идеальным представлением объекта. Поскольку, как известно, фурье-образ единичной функции есть дельта-функция, это соответствует бесконечно узкой ФОТИ, что, в свою очередь, означает точное (1:1) соответствие между пространствами объекта и изображения. На практике такая ситуация нереализуема. Для всех систем визуализации ФОТИ имеет конечную ширину, что обуславливает спад МПФ с увеличением пространственной частоты. Разрешающую способность системы математически можно определить либо через ширину ФОТИ, например на уровне половины максимального значения, либо через соответствующую ширину МПФ (также на уровне половины максимального значения), учитывая обратно пропорциональную зависимость между упомянутыми характеристиками.

Таким образом, ясно, что всем реальным системам визуализации присущи потери информации на высоких пространственных частотах, обусловленные формой МПФ. Каково же значение этого вывода для обработки изображений? Анализируя выражение (27), мы вначале могли предполагать, что распределение по объекту можно легко получить из измеренного распределения по изображению с помощью непосредственного обращения свертки. Обращая выражение (27), получаем:

$$F(u, v) = G(u, v) / H(u, v)$$

и, следовательно

$$f(x, y) = \iint [G(u, v) / H(u, v)] \exp[+2\pi i(ux + vy)] du dv \quad (30)$$

Попытка непосредственного использования выражения (30) бессмысленна. Причина этого состоит в том, что МПФ  $H$  будет уменьшаться с увеличением пространственной частоты и будет существовать такая

частота среза, после которой МПФ будет равна нулю. Даже до частоты среза величина МПФ будет уменьшаться. Следовательно, отсюда вытекает, что, поскольку на высоких пространственных частотах деление функции  $G$  становится бесконечно малым или нулевым, значение интеграла будет определяться наибольшими членами, образующимися на этих частотах. Кроме того, как точно установлено, на высоких пространственных частотах шум начинает подавлять само изображение (а следовательно, и функцию  $G$ ). Непосредственное обращение свертки ведет, таким образом, к недопустимому усилению шумов.

В заключение напомним, что МПФ системы может быть получена с помощью экспериментального метода получения изображения точечного источника. Иными словами, если  $f=1$ , то из (27) непосредственно следует равенство  $G=N$  или  $g=h$ . При этом измеренное распределение по изображению представляет собой ФОТИ, а его двумерный фурье-образ есть МПФ. Для многих систем визуализации, например в ядерной медицине, ФОТИ является гауссовой функцией, а поскольку фурье-образ гауссовой функции является также гауссовой функцией, то таковой же будет и МПФ. При такой форме МПФ высокочастотные компоненты теряются и система ведет себя как фильтр нижних частот.

## 2.4. Дискретное преобразование фурье и модели систем визуализации

Учитывая выражение (19), мы имеем:

$$g(x, y) = \iint h(x, y, \alpha, \beta, f(\alpha, \beta)) d\alpha d\beta.$$

Это выражение можно рассматривать как операторное уравнение, в котором функция  $H\{ \}$  действует на объект, в результате чего получаем изображение, т. е.:

$$G = H\{f\} \quad (31)$$

Здесь  $H\{ \}$  означает операцию в реальном пространстве на то, что

заклучено в фигурных скобках. В частном случае, когда система визуализации является линейной и пространственно-инвариантной, мы имеем [выражение (27)]

$$g(x, y) = \iint h(x - \alpha, y - \beta) f(\alpha, \beta) d\alpha d\beta.$$

Выражение (22) представляет собой интеграл Фредгольма с двумерным ядром. Модель данного типа называется «непрерывно-непрерывной», поскольку как объект, так и его изображение описываются непрерывным распределением значений. Но на практике плоскость изображения обычно состоит из дискретных элементов – матрицы чувствительных датчиков, которые дают выборку по изображению. В медицинской интроскопии изображения обычно получают и хранят в виде дискретных массивов чисел, содержащихся в элементах изображения (пикселах). Кроме того, томографическое изображение, которое, как можно представить, физически располагается внутри распределения по объекту (внутри пациента), также в общем случае является дискретным или цифровым. При этом интеграл Фредгольма принимает вид:

$$g_{i,j} = \iint h_{i,j}(\alpha, \beta) f(\alpha, \beta) d\alpha d\beta. \quad (32)$$

ФОТИ системы зависит от дискретных переменных  $i$  и  $j$  в пространстве изображения и от непрерывных переменных  $\alpha$  и  $\beta$  в пространстве объекта. Это называется «непрерывно-дискретной» моделью. Она является наиболее близкой к тому, что мы имеем в действительности.

Все биологические системы являются безусловно непрерывными в пространстве, а не дискретными, как мы полагали, но тем не менее обычно мы наблюдаем такие (дискретные) изображения, которые за счет интерференции выглядят так, как если бы они в действительности были дискретными. Мы не только в действительности не наблюдаем распределение интересующего нас параметра – мы наблюдаем его по изображению, но мы также строим себе его изображение по дискретному представлению. Тем не менее это чрезвычайно удобно и на практике соответствует нашим требованиям к устройству запоминания цифровых изображений и их представлению в виде матриц. Следовательно, если представить себе, что объект также состоит из дискретных элементов (пикселей), то можно записать «дискретно-дискретную» модель системы визуализации следующим образом:

$$g_{i,j} = \sum_{k=1}^N \sum_{l=1}^N h_{i,j,k,l} f_{k,l}. \quad (33)$$

Данный случай нетипичен, но довольно часто встречается во многих видах медицинской визуализации. Выражение (33) напоминает произведение матриц, в котором объект  $f$  и его изображение  $g$  представлены двумерными ( $N \times N$ )-матрицами, а ФОТИ является двумерной ( $N^2 \times N^2$ )-матрицей. Учитывая, что от системы визуализации мы ожидаем «хорошего» разрешения и что (в первом приближении) имеется более или менее адекватное (1:1) соответствие между положениями, в пространствах объекта и изображения, можно считать, что матрица  $h$  будет весьма разреженной, т. е. большинство ее элементов будут нулевыми. Оказывается, что последнее свойство является полезным при обработке изображений. Однако представим себе немислимую задачу запоминания матрицы  $h$  в цифровой форме. Пусть  $N = 256$ , что является типичным значением; тогда  $h$  будет иметь приблизительно полмиллиона элементов. Легко предвидеть также гигантские вычислительные трудности при попытке обращения свертки в цифровом виде путем перемножения матриц в реальном пространстве! Нам уже известны другие недостатки метода непосредственного обращения

свертки. Сама по себе проблема объемов вычислений побуждает пытаться вести обработку не в реальном пространстве, а в фурье-области.

Поэтому вернемся к Фурье-представлению и рассмотрим случай, когда объект и изображение рассматриваются в виде матриц. Мы уже видели, что преимущество Фурье-представления состоит в том, что каждая спектральная компонента распределения в пространстве объекта может быть перенесена в пространство изображения с помощью МПФ. Все операции свертки при этом исчезают и заменяются более простыми операциями умножения. МПФ определяет разрешающую способность системы более доступным для понимания образом, чем до некоторой степени произвольные определения разрешения в реальном пространстве.

Для дискретного распределения  $f$  интегралы в выражении (28) заменяются дискретными суммами, и мы имеем:

$$F(u, v) = (1/N) \sum_{x=0}^{N-1} \sum_{y=0}^{N-1} f(x, y) \exp[-2\pi i(ux + vy) / N]. \quad (34)$$

Здесь подразумевается, что  $x, y, u$  и  $v$  — дискретные переменные, представляющие координаты точек выборки в пространствах объекта и изображения.

В настоящее время расчет по формуле (34) с помощью современных компьютеров является относительно простым даже в случае очень больших размеров  $N$  матрицы. Расчеты проводятся раздельно по координатам, поскольку экспоненциальный член и «промежуточное преобразование» можно вычислить сначала для координаты  $x$  и при этом получить  $F(u, v)$ . Затем с помощью последовательности одномерных преобразований это можно преобразовать в ортогональном  $u$ -направлении и найти таким образом  $F(u, v)$ . Следовательно,  $N^2$  двумерных преобразований распадаются на  $2N$  одномерных. Развитие алгоритма Кули - Тьюки, [который широко известен как быстрое преобразование Фурье (БПФ)] произвело переворот в расчетах фурье-преобразований и позволило в настоящее время не наращивать объемы вычислений пропорционально размерам матрицы  $N$ , а лишь увеличивать время вычислений приблизительно в  $N^2 \ln N$  раз. Существует большое число модификаций алгоритма, и каждый пользователь предпочитает свой вариант.

Обращая выражение (34), получаем:

$$f(x, y) = (1/N) \sum_{u=0}^{N-1} \sum_{v=0}^{N-1} F(u, v) \exp[+2\pi i(ux + vy) / N]. \quad (35)$$

Данное выражение показывает, как конструируется дискретное распределение из его дискретного фурье-представления. Из этого выражения очень легко уяснить идею цифровой обработки изображений. Представим себе, что в правую часть последнего выражения входит некоторая функция  $T(u, v)$ , т. е.

$$f(x, y) = (1/N) \sum_{u=0}^{N-1} \sum_{v=0}^{N-1} F(u, v) T(u, v) \exp[+2\pi i(ux + vy) / N]. \quad (36)$$

Функция действует как модулятор частоты или фильтр, поскольку она перемножается с распределением  $F$ . Подбирая различные виды функции  $T$ , из  $f$  можно получить множество фильтрованных изображений  $f$ , выполняя сначала вычисления по формуле (34), а затем по формуле (36). В самом деле, непосредственное обращение свертки в точности эквивалентно частному виду соотношения (36) в случае, когда функция  $T$  выбирается равной  $1/N$ , а операция производится над функцией  $G$ . Тогда в результате получим:

$$f(x, y) = (1/N) \sum_{u=0}^{N-1} \sum_{v=0}^{N-1} F(u, v) T(u, v) \exp[+2\pi i(ux + vy) / N]. \quad (37)$$

т. е. дискретный вариант соотношения (30).

Прежде чем закончить рассмотрение различных моделей системы визуализации, рассмотрим кратко анализ формы ФОТИ. Для идеальной «дискретно-дискретной» системы имеем:

$$h_{i,j,k,l} = \delta(i - k, j - l) \quad (38)$$

и, следовательно, в соответствии с выражением (33)  $g_{i,j} = f_{i,j}$ , т. е.

изображение идеально описывает объект. В случае когда система неидеальна (что всегда имеет место), потери качества описываются функцией  $h$ , наилучшим представлением которой является наименьший диагональный след (наиболее разреженная диагональ матрицы  $h$ ). В общем случае искажения, вносимые системой, неизвестны а priori, будучи характеристикой аппаратуры и, возможно, также зависимы от условий получения изображений. В худшем случае эти искажения могут зависеть от свойств объекта. Следовательно, в общем случае необходимо экспериментально определять форму ФОТИ. Для задач медицинской визуализации это часто выполняется по изображению точечного источника. Однако рассматриваемая теория должна быть в одинаковой степени применима и к другим задачам визуализации, скажем к оптическому телескопу, а в этом случае, чтобы вычислить ФОТИ, необходимо выбрать изопланатические участки, которые содержат изолированные точечные источники оптического излучения. Представленная здесь теория пригодна также для обработки изображений, получаемых от телевизионных

камер, установленных на космических кораблях, и в этом случае в характеристиках таких приборов нередко учитываются известные искажения, поскольку их можно в значительной степени устранить после передачи неидеальных изображений на Землю. Это необходимо для сохранения требуемой полосы частот передачи.

## 2.5. Общая теория реконструкции изображений

Процесс визуализации можно рассматривать как операцию, и в операторной форме мы записали [выражение (31)]

$$g=H\{f\}.$$

При этом задача реконструкции изображения состоит в нахождении обратного оператора  $S$ , такого, что операция

$$S\{H\{f\}\}=f \quad (39)$$

позволяет восстановить форму  $f$  или по крайней мере получить наилучшую оценку  $\hat{f}$  величины  $f$ . При этом могут возникать некоторые трудности.

а) Оператор  $S$  может не существовать. В этом случае говорят, что задача является сингулярной и решения ее, разумеется, не существует.

б) Оператор  $S$  существует, но он может оказаться неединственным, т. е. два различных оператора могут давать один и тот же результат. В действительности это не является проблемой, за исключением того, что при этом маскируется истинная природа искажений.

в) Даже если оператор  $S$  существует и единствен, он может быть плохо определенным. Под этим мы понимаем сильную зависимость оценки величины  $f$  от малейших изменений величины

$$S\{g + \varepsilon\} = f + Y, \quad (40)$$

где  $Y \gg \varepsilon$ . Практически большинство систем получения медицинских изображений относится к третьему типу систем, поскольку далеко не малые отклонения (шумы) в изображении  $g$  способны порождать интенсивные артефакты в оценке величины  $f$ , которые забивают истинный сигнал.

На практике было бы ошибочным описывать процесс визуализации с помощью выражения (20), которое дает неправильное представление о том, что пространства объекта и изображения связаны лишь геометрическими преобразованиями. На практике изображения искажаются шумами различной природы; эти шумы меняются в зависимости от различных способов получения изображений. Для линейных систем правильное математическое выражение (с учетом высказанных предположений) запишется в виде:

$$g(x, y) = \iint h(x, y, \alpha, \beta) f(\alpha, \beta) d\alpha d\beta + n(x, y), \quad (41)$$

где  $n(x, y)$  - распределение шума в изображении. Это выражение не имеет единственного решения по следующей причине: для любого элемента ансамбля шумового процесса и для любого элемента изображения существует элемент  $f$  (всегда предполагается, что оператор  $S$  существует, единствен и хорошо определен). Поскольку для каждой реализации шумового процесса восстановленный элемент  $f$  является различным, нет смысла говорить о каком-либо определенном (восстановленном) изображении. Мы должны признать тот факт, что восстановление изображения связано с нахождением наилучшей оценки выражения (41) при некоторых априорных ограничениях. Теперь можно перейти к количественной оценке преобразования шума.

В качестве дальнейшего упрощения применим лексикографическую программу для представления функций  $f$  и  $g$  в виде одномерных векторов-строк данных и оператора  $H\{\}$  [записанного в соответствии с (31)] в виде двумерной составной матрицы. Для того чтобы дописать это различие, одномерные векторы будем обозначать полужирными курсивными буквами (например,  $g$ ), а двумерные матрицы - полужирными прямыми буквами (например,  $H$ ).

При этом выражение (41) принимает вид:

$$g=Hf+n \quad (42)$$

Таким образом, проблема состоит в том, что при ненулевом шумовом члене  $n$  (а это всегда так) измеренное изображение  $g$  дает бесконечное множество решений для  $f$ . Предположим, что мы действуем обратным оператором  $H^{-1}$  на обе части выражения (42). При этом мы получаем:

$$H^{-1}g=H^{-1}Hf+H^{-1}n. \quad (43)$$

Если определить оценку истинного объекта ( $f$ ) как  $H^{-1}g$ , то найдем:

$$\hat{f} = f + H^{-1}n. \quad (44)$$

Это соотношение можно истолковать следующим образом: обработанные изображения представляют собой сумму оценки истинного распределения по объекту и преобразованного системой шума. Если  $H$  является сингулярным, то очевидно, что мы не можем до конца провести обработку и даже в случае плохо определенного оператора данный метод становится неэффективным, поскольку второй член в (44) преобладает над первым. Степень неопределенности иногда описывается «изображающим числом Рейнольдса», представляющим собой корень квадратный из отношения наибольшего и наименьшего

собственных значений составного матричного оператора  $\tilde{H}H$  (здесь тильда над буквой означает операцию транспонирования матрицы).

Таким образом, ясно, что нет особого смысла напрямую проводить операцию обращения свертки над полученными данными, что подтверждается оценками ухудшения отношения сигнал/шум, возникающего при непосредственном обращении свертки. Обозначая евклидову норму вектора как  $|g| (= \sum_i g_i^2)^{1/2}$ , из (42) имеем:

$$|g| = |Hf| + |n|, \quad (45)$$

но по закону сохранения энергии, выражаемому рассмотренной выше теоремой о неотрицательности, согласно которой информация не может быть «потеряна» при переносе из пространства объекта в пространство изображения, т.е.

$$|Hf| = |f|, \quad (46)$$

и, таким образом, отношение сигнал/шум в полученном изображении  $g$  равно:

$$(S/N)_{im} = |f|/|n|. \quad (47)$$

преобразуя аналогичным образом соотношение (44) имеем:

$$|\hat{f}| = |f|/|H^{-1}n|, \quad (48)$$

откуда получаем отношение сигнал/шум в оценке объекта:

$$(S/N)_{ov} = |f|/|H^{-1}n|. \quad (49)$$

Несмотря на то, что матрице  $H$  соответствует та же энергия, нет причины считать, что то же самое имеет место для  $H^{-1}$ , и мы можем написать следующее равенство:

$$(S/N)_{ov} = |H^{-1}|(S/N)_{im}. \quad (50)$$

Здесь норма оператора  $|H^{-1}|$  выполняет роль коэффициента усиления шумов, который может на много порядков превосходить сигнал и разрушать формируемое изображение. Таким образом, можно прийти к следующему выводу: во всех реальных системах медицинской визуализации, которые по необходимости являются плохо определенными, приходится искать некоторое решение задачи обработки изображения, оптимизирующее какой-то параметр.

### 3. ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ПОЛУЧЕНИЯ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

#### 3.1. Распространение акустических волн и их взаимодействие с биотканями

##### 3.1.1. Скорость звука

В хорошем приближении можно считать, что в биотканях (за исключением костной ткани) ультразвуковые волны распространяются так же, как в жидкостях. Поперечные волны не могут проникать в мягкие ткани на большую глубину, а скорость продольных волн приблизительно равна:

$$c = (K/\rho_0)^{1/2}, \quad (51)$$

где  $\rho_0$  - среднее значение плотности и  $K$  — адиабатический объемный модуль упругости. Диапазоны типичных значений скорости звука в различных средах представлены на рис.9.



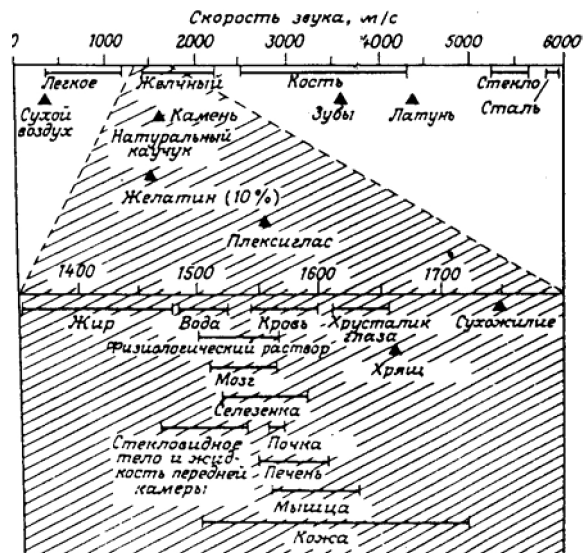


Рис. 9. Диапазоны измеренных значений скорости звука в различных биологических и небιологических средах. Данные для мягких тканей и биологических жидкостей, которые попадают в узкий интервал значений скорости звука, показаны в увеличенном масштабе в заштрихованной части рисунка.

Заметим, что для мягких тканей средняя скорость, значение которой часто используется при конструировании ультразвуковой аппаратуры, составляет приблизительно 1540 м/с с вариациями 6%. Эти вариации, которые столь малы, что ими пренебрегают в стандартных методах реконструкции изображений, обусловлены главным образом флуктуациями упругости среды, а не ее плотности. Практически скорость звука с очень слабо зависит от частоты  $f$  (дисперсия скорости составляет менее 1% во всем диапазоне частот, используемых в медицинской диагностике), за исключением костной ткани. Поскольку  $c = f\lambda$ , характерные длины волн ультразвукового диапазона изменяются от 1,5 мм на частоте 1 МГц до 0,1 мм на частоте 15 МГц. Скорость звука зависит от температуры, причем температурный коэффициент скорости положителен для тканей и органов, не содержащих жир, и отрицателен для жировой ткани. Из всех мягких тканей лишь в жире скорость звука меньше, чем в воде. Исключение составляет ткань легкого, скорость звука в которой близка к скорости звука в воздухе и зависит от степени наполнения легких воздухом. В мягких тканях, за исключением жира и легких, наблюдается обратная зависимость между скоростью звука и процентным содержанием воды. Однако скорость звука растет с увеличением содержания структурного протеина (коллагена), что и обуславливает весьма высокую скорость звука для сухожилий и хрящей.

### 3.1.2. Характеристики акустического поля

При распространении в среде волны сжатия происходит перенос энергии и импульса (без переноса массы среды, за исключением тех случаев, когда такой перенос является результатом переноса импульса). В окрестности той точки, через которую проходит волна, наблюдаются колебательные изменения ряда взаимосвязанных параметров. Для ультразвукового импульса, излучаемого стандартным диагностическим ультразвуковым сканером, максимальное продольное смещение в среде, вызванное волной, составляет всего  $8 \cdot 10^{-8}$  м. Максимальная скорость оказывается порядка 0,5 м/с, а максимальное ускорение в  $3 \cdot 10^5$  раз превышает ускорение силы тяжести! Максимальное увеличение избыточного локального давления будет достигать примерно 8 атм. Все приведенные значения параметров получены расчетным путем с помощью приближенных формул. При этом предполагается, что в момент достижения максимальной амплитуды распространяющийся импульс эквивалентен плоской гармонической волне с интенсивностью  $2 \cdot 10^5$  Вт/м<sup>2</sup>.

Интенсивность волны  $I$  (Вт/м<sup>2</sup>), определяемую как поток энергии через единичную площадку в единицу времени, можно выразить через колебательное избыточное давление  $p$  и колебательную скорость  $u$  в виде суммы плотностей кинетической и потенциальной энергий (Дж/м<sup>3</sup>):

$$I = \frac{c}{2} \left( \rho_0 u^2 + \frac{p^2}{\rho_0 c^2} \right). \quad (52)$$

Заметим, что в тот момент, когда колебательная скорость достигает своего максимального значения  $U$ , давление в волне сравнивается с давлением в окружающей среде и член с потенциальной энергией в выражении (52) обращается в нуль. Это справедливо при условии распространения идеальной плоской гармонической волны в бесконечной однородной среде. Аналогичным образом в момент времени, когда давление  $p$  становится максимальным, смещение будет также максимальным, а колебательная скорость

обратится в нуль. В этом случае исчезает член, описывающий кинетическую энергию. Таким образом, флуктуации давления и скорости сдвинуты по фазе на  $90^\circ$  относительно друг друга.

В диагностических системах используются очень короткие ультразвуковые импульсы, частота повторения которых относительно низка. В результате характерные значения усредненных по времени интенсивностей, используемых в диагностической аппаратуре, будут значительно меньше соответствующих мгновенных максимальных интенсивностей.

### 3.1.3. Акустический импеданс

Производным параметром волнового поля, аналогичным электрическому импедансу, является удельный акустический импеданс  $Z_{ul} = \rho / u$ . В общем случае это комплексная величина, зависящая от фазового сдвига между  $\rho$  и  $u$ , который в свою очередь зависит от пространственных координат, характера волнового поля и условий распространения. Удельный акустический импеданс следует отличать от волнового сопротивления  $Z = \rho_0 c = (\rho_0 K)^{1/2}$ , которое определяется только свойствами среды и равно  $Z_{ul}$  лишь в случае идеальной плоской волны.

### 3.1.4. Затухание

В любой среде ультразвуковая волна будет затухать, поэтому интенсивность плоской волны, распространяющейся в направлении  $x$ , будет спадать по экспоненциальному закону в зависимости от пройденного расстояния:

$$I_x = I_0 \exp(-\mu x) \text{ или } \mu = -(1/x) \ln(I_x / I_0). \quad (53)$$

Аналогично для любой из амплитуд  $P$ ,  $U$  и т. д. (обозначим их через  $Q$ ) получаем:

$$Q_x = Q_0 \exp(-\alpha x) \text{ или } \alpha = -(1/x) \ln(Q_x / Q_0). \quad (54)$$

Здесь  $\mu$  - коэффициент затухания по интенсивности, а  $\alpha$  - коэффициент затухания по амплитуде.

Поскольку  $(I_x / I_0) = (Q_x / Q_0)^2$ , мы имеем  $\mu = 2\alpha$ . Величины  $\mu$  и  $\alpha$  измеряются в обратных сантиметрах или, что то же самое, в неперах на обратный сантиметр (непер означает натуральный логарифм). На практике отношение интенсивностей или амплитуд часто выражается в децибелах (дБ).

При этом формула (53) принимает вид:

$$\mu = (\partial B \cdot \text{см}^{-1}) = -(1/x) 10 \lg(I_x / I_0) = -(1/x) \ln(I_x / I_0) 10 \lg e = 4,343 (\text{см}^{-1}). \quad (55)$$

Аналогичным образом:

$$\alpha = (\partial B \cdot \text{см}^{-1}) = -(1/x) 20 \lg(Q_x / Q_0) = 8,686 (\text{см}^{-1}) = \mu (\partial B \cdot \text{см}^{-1}).$$

В коэффициент затухания по интенсивности (так же, как и в коэффициент затухания по амплитуде  $\alpha$ ) вносят вклад поглощение и рассеяние звука:

$$\mu = \mu_a + \mu_s, \quad (56)$$

где  $\mu_a$  и  $\mu_s$  - коэффициенты соответственно поглощения и рассеяния по интенсивности. При попытках экспериментального измерения коэффициентов  $\mu$  и  $\alpha$  путем регистрации потерь в трансмиссионном режиме необходимо учитывать дополнительные потери, называемые «дифракционными» (иногда наблюдается усиление, а не ослабление прошедшего сигнала). Эти потери обусловлены дифракционной природой поля, создаваемого источником ультразвука. В силу сложности реального учета дифракционных потерь для многих биологических тканей до сих пор неизвестен относительный вклад компонент  $\mu_a$  и  $\mu_s$  в затухание. Исключение составляет нормальная печень, для которой найдено, что коэффициент  $\mu_s$ , может составлять 10—30% величины  $\mu$ .

Затухание ультразвука увеличивается с повышением частоты. Во многих видах мягких тканей ультразвук затухает одинаково, причем частотная зависимость затухания является приблизительно линейной (рис. 10), что позволяет при конструировании ультразвуковой аппаратуры использовать для мягких тканей эмпирическую формулу:

$$\alpha = A (\text{дБ} \cdot \text{см}^{-1} \cdot \text{МГц}^{-1}), \quad (57)$$

где  $A \approx 1$  для большинства мягких тканей.

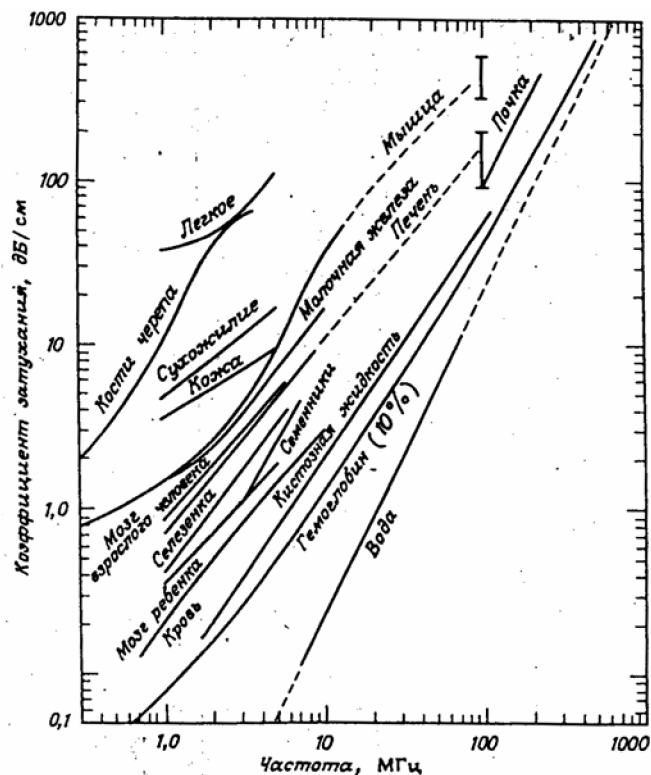


Рис. 10. Общий характер изменения коэффициента затухания ультразвуку (и его частотной зависимости), полученный для различных биологических тканей и растворов.

### 3.1.5. Поглощение

Поглощение ультразвука приводит к необратимому преобразованию энергии волны в тепло и к повышению температуры среды, что используется при ультразвуковой гипертермии опухолей. Существует множество механизмов, ответственных за такое преобразование, хотя часто они подразделяются на три класса. Классические механизмы, которые для тканей проявляются слабо и включают в себя главным образом вязкие потери, причем в этом случае мы имеем квадратичную зависимость поглощения от частоты. Предполагается, что основной вклад в поглощение ультразвука в тканях (за исключением костной ткани и ткани легкого) вносит молекулярная релаксация, суть которой состоит в том, что связанные с волной флуктуации температуры или давления, вызывают обратимые периодические изменения в конфигурации молекул. Поскольку в ткани действует, по-видимому, одновременно несколько механизмов молекулярной релаксации, это приводит к определенным вариациям в частотной зависимости поглощения, хотя в целом она близка к линейной или к степенной со степенью чуть больше единицы. И наконец, предполагается, что потенциально важную роль могут играть потери за счет относительного движения. Эти потери связаны с тем, что распространяющаяся волна вызывает вязкое или затухающее под действием тепловой диссипации движение мелкомасштабных структурных элементов ткани. Совместное действие нескольких таких механизмов потерь может также быть причиной того, что частотная зависимость поглощения будет заключена между линейной ( $f^1$ ) и квадратичной ( $f^2$ ). Однако в целом можно утверждать, что усложнение молекулярной организации простых растворов молекул приводит к увеличению поглощения ультразвуковых волн. Более высокое содержание протеина (особенно структурных протеинов типа коллагена) или более низкое содержание воды в биотканях приводят к большему поглощению ультразвука.

Температурная зависимость поглощения ультразвука в тканях носит сложный характер, причем на частотах выше 1 или 2 МГц температурный коэффициент поглощения отрицателен и растет по абсолютной величине при повышении частоты. На более низких частотах этот коэффициент становится положительным. По-видимому, поглощение в жировых и нежировых тканях носит аналогичный характер.

### 3.1.6. Рассеяние

Характерные размеры тканевых структур, которые могут вносить потенциальный вклад в рассеяние ультразвука, изменяются по крайней мере на четыре порядка - от клеточных структур (с размером около 10 мкм или  $0,03 \lambda$  на частоте 5 МГц) до протяженных границ между различными органами (с размером до 10 см или  $300 \lambda$  на частоте 5 МГц). Рассеяние на разных структурных уровнях носит различный характер. Общепринятая классификация по типу рассеяния приведена в таблице 3. Рассмотрим различные типы рассеяния более подробно.

Таблица 3

Различные типы рассеяния, классифицированные в соответствии с масштабом характерного размера рассеивающей структуры по отношению к длине волны  $\lambda$  в диапазоне частот, типичном для ультразвуковой визуализации.

| Масштаб взаимодействия                                                                           | Частотная зависимость | Интенсивность рассеяния | Примеры                                                                                                 |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------|-------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| $a \gg \lambda$<br>Область геометрического рассеяния; лучевая теория для отражения и преломления | $f^0$                 | Высокая                 | Диафрагма, крупные сосуды, границы между костной и мягкой тканями, кисты, орбита глаза                  |
| $a \approx \lambda$<br>Область стохастического рассеяния; дифракционная теория                   | Переменная            | Средняя                 | Основной тип рассеяния для большинства структур (включая структуры, указанные в двух других категориях) |
| $a \ll \lambda$<br>Область рэлеевского рассеяния                                                 | $f^4$                 | Низкая                  | Кровь                                                                                                   |

Область геометрического рассеяния. При падении звуковой волны на протяженную границу раздела между двумя однородными средами (рис. 11) направление отраженных и преломленных волн будет определяться обычным законом отражения и законом Снелля для преломления:

$$\frac{\sin \theta_i}{\sin \theta_t} = \frac{c_1}{c_2} \quad \text{и} \quad \theta_i = \theta_r. \quad (58)$$

Интенсивность отраженного звукового пучка, нормированная на интенсивность падающей волны, определяется коэффициентом отражения по мощности:

$$R = \left( \frac{Z_2 \cos \theta_i - Z_1 \cos \theta_t}{Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t} \right)^2. \quad (59)$$

В случае нормального падения при отсутствии вариаций плотности выражение (59) принимает вид:

$$R = [(\sqrt{K_2} - \sqrt{K_1}) / (\sqrt{K_2} + \sqrt{K_1})]^2. \quad (60)$$

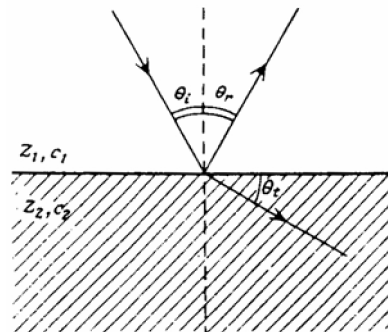


Рис. 11. Геометрическое расщепление волн на отраженную и преломленную на плоской границе раздела между двумя средами с акустическими импедансами  $Z_1$  и  $Z_2$  и скоростями звука в них  $c_1$  и  $c_2$ .

В теле человека отсутствуют абсолютно плоские и гладкие границы раздела. Тем не менее было отмечено, что диафрагма ведет себя отчасти подобно зеркалу, отражая падающие на нее волны таким образом, что при визуализации в области расположения легких появляется вторичное изображение структур, локализованных на самом деле в печени. Другие структуры, такие, как глаз, приводят к рефракции

звуковых волн, причем эти эффекты с успехом моделируются в приближении лучевой акустики. Значения  $R$ , рассчитанные с учетом различия скорости звука  $c$ , позволяют оценить предельные значения относительной амплитуды эхо-сигналов, отраженных от различных границ раздела (рис. 12).

Как и следовало ожидать, границы раздела между средами с наибольшим различием в скорости звука характеризуются наиболее высоким отражением. Легко понять, почему звук затухает в легких столь сильно и почему с таким трудом ультразвуковые волны проникают через кость или газ, заполняющий легкие и иногда желудочно-кишечный тракт. Наличие костей или газонаполненных органов сильно мешает визуализации структур, расположенных за ними. Не столь очевидным представляется тот факт, что уровни эхо-сигналов, отраженных от границ между различными мягкими тканями и биологическими жидкостями, могут изменяться по крайней мере на 30 дБ, несмотря на сравнительно малые вариации скорости звука в этих тканях. Отражение и рефракция определяются неоднородностями как скорости звука ( $c$ ), так и волнового сопротивления ( $\rho c$ ). Изменения скорости  $c$  не всегда сопровождаются изменениями волнового сопротивления  $\rho c$ . Поэтому эхо-импульсные методы визуализации позволяют получить прекрасный контраст в изображении границ между средами с различными скоростями звука.



Рис. 12. Расчетные значения коэффициентов отражения (в децибелах по отношению к идеальному отражателю) при нормальном падении звуковых волн на границы раздела между различными биологическими и небιологическими средами.

Область рэлеевского рассеяния. Рэлеевское рассеяние наблюдается на таких структурах, как кровь (преимущественно на красных кровяных тельцах) и клетки в мягких тканях (которые дают вклад в частотную зависимость рассеяния в тканях). Интенсивность рассеяния очень слаба и пропорциональна  $f^4$ , причем угловое распределение рассеянного поля довольно однородно, но рассеяние происходит преимущественно в обратном направлении.

Область стохастического рассеяния. Взаимодействие подобного типа преобладает во внутренних областях органов и оказывает влияние на отражение ультразвуковых волн от границ раздела (т. е. от шероховатых поверхностей). Рассеяние в этом режиме характеризуется частотной зависимостью и усредненным угловым распределением, хотя из измерений для ряда тканей (таких, как печень) следует, что усредненное рассеянное поле имеет более выраженную компоненту в прямом направлении. Стохастическое рассеяние чрезвычайно анизотропно, и интерференция рассеянных волн приводит к флуктуациям энергии рассеянного поля порядка 20—30 дБ в зависимости от угла, местоположения, ориентации и частоты.

### 3.2. Влияние движения биоструктур

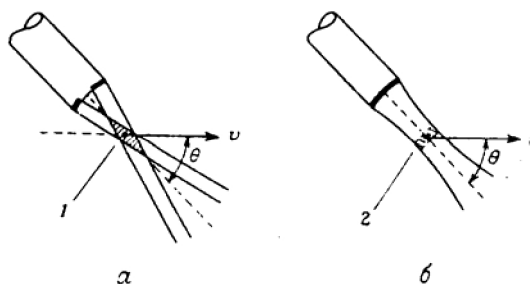


Рис. 13. Два типа доплеровской системы с использованием непрерывного (а) и импульсного (б) излучений. Показан угол  $\theta$ , определяющий величину доплеровского сдвига частоты при обратном рассеянии. 1 — измерительный объем в области перекрытия

пучков, 2 — измерительный объем, определяемый шириной пучка и длительностью стробирующего (или излучаемого) акустического импульса.

На рис. 13 показан одиночный рассеиватель (подобный эритроциту), который движется со скоростью  $V$  под углом  $\theta$  к направлению распространения падающей ультразвуковой волны, амплитуда которой изменяется по закону:

$$q_t = Q_0 \cos(\omega_0 t).$$

Если расстояние, проходимое волной до рассеивающей частицы и обратно, равно  $2x$ , то амплитуда принимаемой волны пропорциональна:

$$q_r = Q \cos[\omega_0 (t + 2x/c)].$$

Поскольку координата  $x$  изменяется со скоростью  $V \cos \theta$ , подстановка  $x = tV \cos \theta$  дает:

$$q_r = Q \cos[\omega_0 (t \pm 2tV \cos \theta / c)].$$

Если  $V \ll c$ , то последнее выражение запишется приближенно в виде:

$$q_r = Q \cos[\omega_0 (1 \pm 2V \cos \theta / c)t].$$

Представляя его в виде  $q_r = Q \cos(\omega t)$ , получаем:

$$2\pi f = 2\pi f_0 (1 \pm 2V \cos \theta / c).$$

Таким образом, доплеровский сдвиг частоты (или разностная частота) для излучения, рассеянного в обратном направлении, определяется как:

$$\delta f = f - f_0 = (\pm 2f_0 V \cos \theta) / c. \quad (61)$$

Заметим, что в данном случае доплеровский сдвиг вдвое больше сдвига, который получается при неподвижном наблюдателе и движущемся источнике, излучающем, а не отражающем ультразвуковые волны. Если частота  $f_0$  изменяется в диапазоне 1—10 МГц, а величина  $V \cos \theta$  — в пределах 0—1 м/с, то  $\delta f \approx 0$ —13 кГц, т. е. доплеровский сдвиг лежит в диапазоне слышимых частот. Поэтому стандартный метод субъективного восприятия и качественной интерпретации доплеровских сигналов от движущейся крови состоит в их усилении и прослушивании.

Эхо-сигнал, который формирует одну линию в эхо-импульсном изображении, представляет собой свертку между функцией рассеяния точки (ФРГ) преобразователя и импульсной характеристикой объекта при обратном рассеянии. Мы увидим также, что интерференция когерентных волн, рассеянных однородной средой, в которой отсутствует разрешаемая структура, приводит к случайным флуктуациям амплитуды эхо-сигналов, называемым спеклом. Если объект, характеризующийся спекл-шумом, движется, то коэффициент корреляции между двумя А-эхограммами, полученными предположительно при одной и той же пространственной локализации, но в разные моменты времени, обратно пропорционален (при малых перемещениях ткани) пройденному расстоянию (при этом константы уравнения определяются функцией рассеяния точки). Корреляционную обработку можно рассматривать как самостоятельный ультразвуковой метод, позволяющий воспроизвести движение ткани.

### 3.3. Параметры визуализации и нелинейные эффекты

Из всех рассмотренных ранее параметров волнового движения основное влияние на характер распространения ультразвуковой волны в среде оказывают такие параметры, как  $\rho_0$ ,  $K$  и  $\mu_a$ . Идеальная акустическая система визуализации может оказать неоценимую помощь в построении пространственных распределений этих параметров и получении дополнительной информации, связанной с движением. Однако на практике достичь этого весьма трудно, если вообще возможно. Тем не менее при некоторых конкретных обстоятельствах и в зависимости от степени доступа к визуализируемому участку тела человека иногда удается получить изображения параметров, связанных со скоростью звука, с коэффициентами затухания и рассеяния, а также с движением ткани. Хотя эти параметры являются производными и на практике методы визуализации обычно позволяют получить лишь сравнительно грубые (иногда качественные) их отображения, довольно часто по ним можно судить о структуре и функциональном состоянии биоткани.

При распространении ультразвуковых волн нелинейные эффекты играют важную роль, но рассмотрение этих эффектов представляет очень сложную задачу. Однако для наших целей вполне достаточно считать, что реакция среды, в которой распространяется акустическая волна, на вызванные волной механические напряжения линейна. При этом не следует забывать, что это лишь приближение (справедливое для волн с бесконечно малой амплитудой). Любая среда в большей или меньшей степени является нелинейной. Из-за нелинейности среды скорость распространения волны перестает быть постоянной и начинает зависеть от локальных значений амплитуды волны (т. е. от колебательной скорости частиц среды). В результате по мере распространения волны постепенно видоизменяется ее профиль, причем энергия из основной частоты начинает перекачиваться в высшие гармоники. Из-за частотной зависимости коэффициента затухания высшие гармоники быстро затухают. Искажение профиля волны будет тем сильнее, чем больше параметр

нелинейности среды, пройденное волной расстояние (в случае непоглощающих сред), исходная амплитуда волны и частота излучения и чем меньше скорость распространения звука и коэффициент затухания. Следствием нелинейного характера распространения акустических волн является множество различных и практически важных эффектов. К ним относятся, в частности, рост поглощения энергии волны, усиление пространственной зависимости функции рассеяния точки (ФРТ), а также более выраженная зависимость формы пучка как от параметров поля, так и от начальной амплитуды давления на излучателе.

### 3.4. Акустические поля излучателей

Непрерывное и импульсное возбуждение. Характеристики любой ультразвуковой системы визуализации определяются распределением акустических параметров (интенсивности, давления) в пространстве и времени в поле излучения источника и соответствующим пространственным и временным распределением чувствительности приемника. Акустическое поле излучения во многих случаях можно рассчитать, в частности для многих излучателей и приемников простой геометрической формы, используемых на практике. Обычно в расчетах применяют два различных теоретических подхода.

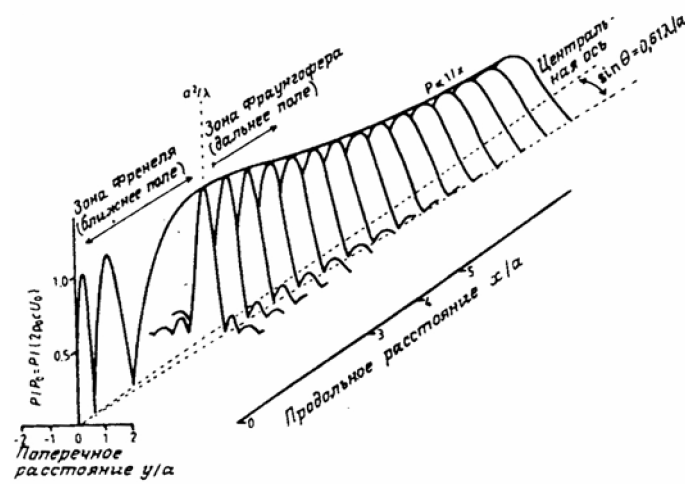


Рис. 14. Распределения амплитуды давления на оси в зоне Фраунгофера и в зоне Френеля в поле плоского круглого преобразователя радиусом  $a$ , испускающего непрерывное гармоническое излучение.

Первый из них заключается в непосредственном использовании принципа Гюйгенса, согласно которому предполагается, что по поверхности излучателя, распределены элементарные точечные источники с заданной мощностью и определенной фазой. Такой подход лежит в основе теории Френеля. Соответствующие аналитические решения получены для распределения поля вдоль оси и для дальнего поля плоского круглого преобразователя (рис. 14), а также для других преобразователей простой формы, например для линейного излучателя.

Чтобы вычислить поле в других точках пространства для преобразователей более сложной формы, необходимо проводить численное интегрирование вкладов от каждого элемента. Модель непрерывного излучения плоского круглого акустического преобразователя (излучателя) применима к практическим задачам визуализации лишь в редких случаях, а чаще используются фокусирующие преобразователи и импульсное возбуждение. Тем не менее эта модель помогает понять общие закономерности в распределении поля излучения. Одной из таких характерных особенностей является разделение (достаточно условное) поля излучения на две пространственные области. Одна из этих областей (часто называемая зоной дифракции Френеля или «ближним полем») находится вблизи акустического преобразователя и содержит ярко выраженные интерференционные максимумы и минимумы. В ближнем поле большая часть излучаемой энергии сосредоточена в пределах приосевой цилиндрической области с радиусом, равным радиусу преобразователя. Вторая характерная область (зона дифракции Фраунгофера, или «дальнее поле») располагается вдали от излучателя. В этой области наблюдается более однородное пространственное распределение поля и происходит трансформация излученной волны в сферически расходящуюся волну, амплитуда которой промодулирована в соответствии с рис. 14. Распределение поля плоского круглого излучателя вдоль оси характеризуется тем, что при удалении в бесконечность амплитуда давления стремится к нулю. По мере приближения к излучателю на оси возникает чередование максимумов и минимумов давления в точках с координатами:

$$x_m = (a^2 / m\lambda) - (m\lambda / 4), \quad (62)$$

где  $a$  — радиус излучателя и  $m$  — целое число, причем при нечетных  $m$  наблюдаются максимумы, а четные  $m$  соответствуют минимумам. Координата  $x_1$ , приближенное значение которой равно  $a^2 / \lambda$  при  $a \gg \lambda$  (так называемый «последний максимум на оси»), обычно рассматривается как граница между

зонами дифракции Френеля и Фраунгофера. В дальнем поле основная энергия излучения сосредоточена в пределах главного лепестка диаграммы излучения. Ширина этого лепестка определяется первым минимумом в поперечном направлении, угол расходимости  $\theta$  которого дается выражением:

$$\sin \theta \approx 0,61\lambda / a. \quad (63)$$

Заметим, что величина  $x_1$ , теряет физический смысл, если  $a < \lambda / 2$ . В этом случае  $x_1 \leq 0$  и  $\theta = 90^\circ$ ; иными словами, ближнее поле отсутствует, и преобразователь ведет себя подобно точечному источнику.

Второй теоретический подход к рассмотрению дифракционного поля (по Юнгу) основан на предположении, что это поле является результатом суперпозиции только двух волн, а не бесконечного числа сферических элементарных волн Гюйгенса, как в классической теории Френеля. Две эти волны представляют собой 1) волну, пространственная протяженность и фаза которой не меняются по мере распространения и идентичны протяженности и фазе волны в пределах излучающей апертуры, и 2) волну, распространяющуюся во всех направлениях от края излучателя с весьма специфическим распределением фазы. Дифракционное поле является результатом интерференции между этими двумя волнами. В случае плоского круглого излучателя такими волнами являются плоская волна и краевая волна полутороидальной формы (рис. 15).

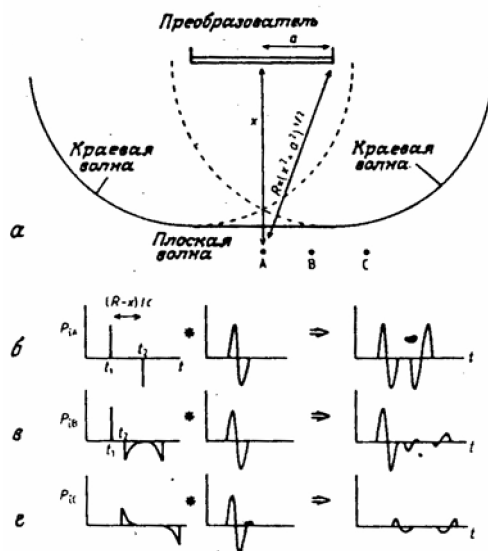


Рис. 15. а - плоская и краевая волновые компоненты акустического поля плоского круглого излучателя (сплошными линиями показаны плоская волна и те участки краевой волны, которые распространяются в фазе с плоской волной; штриховыми кривыми указаны участки фронта краевой волны, в которых краевая волна сдвинута по фазе на  $180^\circ$  относительно плоской волны); б — в — импульсные характеристики в точках поля А, В и С, а также формы соответствующих сигналов, полученных на основе вычисления свертки (обозначенной символом  $*$ ) импульсных характеристик с функцией возбуждения излучателя в виде одного периода гармонического сигнала.

Указанный подход оказывается полезным при анализе распределений импульсных акустических полей, расчет которых выполняется на основе метода импульсных характеристик, рассматриваемого ниже.

Распределение поля при излучении акустического импульса данной апертурой можно рассчитать, суммируя все решения в виде непрерывных волн с весовыми множителями, которые определяются компонентами частотного спектра исходного акустического импульса. Такой подход аналогичен методу получения характеристик систем визуализации с помощью модуляционной передаточной функции (МПФ). Однако метод импульсных характеристик более подходит в смысле получения результатов, позволяющих непосредственно проанализировать временную форму импульса в произвольной пространственной точке поля. Этот метод является прямой аналогией метода описания систем визуализации с помощью функции рассеяния точки (ФРТ). Кроме того, необходимые расчеты можно провести в два этапа — на первом вычисляется импульсная характеристика по давлению  $h'$ , зависящая от трех координат и времени, а на втором этапе находят распределение акустического поля при произвольном временном распределении колебательной скорости на излучателе, выполняя операцию свертки:

$$p(x, y, z, t) = \rho_0 u(t) * h'(x, y, z, t). \quad (64)$$

Импульсная характеристика по давлению может быть получена на основе графического решения. При этом мгновенный отклик в данной точке  $(x, y, z)$  определяется производной по времени от результата интегрирования по поверхности вкладов от тех элементов излучателя, которые лежат на эквифазной дуге. Кроме того, рассматривается идеальный случай, когда распределение колебательной скорости на излучателе задается единичным импульсом, т. е. пространственной функцией скачка. В произвольную точку, лежащую на оси излучателя (например, в точку А на рис. 15, а), вначале приходит импульс плоской волны. Через



определенный интервал этой точки одновременно достигают все участки краевой волны, распространяющиеся в противофазе с плоской волной (рис. 15, б). Временной интервал  $t_1 - t_2$ , определяется разностью длин акустических путей от центра и краев излучателя. На рис. 15, б показана также конечная форма импульса в точке А, полученная в результате операции свертки импульсной характеристики с одним периодом гармонической волны. Рис. 15, в и г иллюстрируют последовательность аналогичных операций для точек поля В и С, удаленных от оси на разное расстояние. Точка В лежит в пределах зоны, перекрываемой плоской волной, а точка С локализована за этой зоной.

Из рис. 15 видно, что результирующий импульс может иметь очень сложную форму, особенно в тех точках, которые расположены вблизи излучателя или вне его оси. Для этих точек относительная разность хода может оказаться такой, что на приемнике будет формироваться несколько импульсов, хотя излучатель возбуждался коротким импульсом. Однако на практике такое расщепление импульса обнаружить трудно — для этого требуется приемник с предельно высоким временным разрешением. Значительные изменения в структуре импульса наблюдаются при перемещениях вдоль оси и в поперечном направлении. Обусловлены эти изменения суммированием решений для непрерывных волн, полученных для всех частотных компонент, присутствующих в спектре исходного импульса. При этом высокочастотные компоненты концентрируются вблизи центральной оси излучателя и достаточно долго распространяются вдоль оси без расхождения, тогда как расходимость низкочастотных компонент начинается раньше. Если тот же самый преобразователь используется для приема эхо-сигналов от точечного рассеивателя, то необходимо учитывать его временную чувствительность, для описания которой могут быть применены полученные выше результаты (с учетом принципа взаимности). Как следствие, форма принимаемого импульса еще более усложнится.

На основе использования представлений об импульсной характеристике и краевой волне можно объяснить закономерности в распределении поля непрерывных волн, показанного на рис. 14. Рассмотрим, например, импульсную характеристику в лежащей на оси точке А (рис. 15, б). При  $x = \infty$  плоская волна и распространяющаяся в противофазе с ней краевая волна перекрываются и взаимно уничтожают друг друга. По мере приближения к излучателю эти компоненты постепенно разделяются, и на расстоянии  $x_1$  (соответствующем  $R - x = \lambda / 2$ ), когда разность хода между ними становится равной половине длины волны, плоская и краевая волны будут интерферировать с усилением. При еще меньших расстояниях от излучателя, как можно показать, на оси будут возникать чередующиеся минимумы и максимумы в полном соответствии с тем, что говорилось ранее.

Следует заметить, что, хотя дифракционное поле излучателя оказывает сложное влияние на структуру импульса по мере его распространения, использование более коротких импульсов ведет к упрощению результирующей структуры ультразвукового пучка. Это справедливо, если в качестве характеристики поля рассматривать какой-либо простой параметр, например максимальную величину давления в импульсе. Можно предположить, что подобное упрощение является результатом усреднения распределений поля непрерывных волн для каждой частотной компоненты, которое ведет к заметному сглаживанию интерференционной структуры в ближнем поле и боковых лепестков в дальнем поле. Положение последнего осевого максимума также становится размытым, что затрудняет определение границы между ближним и дальним полями. Однако следует заметить, что точность описания наблюдаемого распределения зависит от выбора тех параметров импульса, которые используются в качестве характеристик акустического поля в каждой точке (т. е. максимальное положительное давление, максимальное отрицательное давление, суммарная энергия в импульсе и т. д.).

На практике на ультразвуковое поле могут влиять самые различные факторы (например, сложность геометрической формы преобразователя, неоднородность крепления и неравномерность зажатия пьезоэлектрического элемента, вывод электрода). Поэтому при использовании конкретного ультразвукового прибора предпочтительно проводить непосредственные измерения пространственно-временного распределения акустического поля.

### 3.5. Физические принципы и теория построения изображений

#### 3.5.1. Сканирование в эхо-импульсном режиме

Регистрируемый отраженный сигнал представляет собой свертку волнового поля, падающего на визуализируемую тканевую структуру, и импульсной характеристики, определяемой рассеивающими свойствами ткани. Ради простоты будем рассматривать двумерную свертку, хотя в действительности как структура ткани, так и акустический пучок существуют в трех измерениях. Таким образом,

$$g(x, y) = h_1(y) * h_2(x) * f(x, y); \quad (65)$$

здесь  $g(x, y)$  — функция изображения до детектирования огибающей,  $h_1(y)$  — аксиальная компонента импульсной характеристики системы в эхо-импульсном режиме (форма высокочастотного импульса),  $h_2(x)$  — поперечная компонента импульсной характеристики системы (профиль пучка) и  $f(x, y)$  — импульсная характеристика ткани при обратном рассеянии.

Прежде чем функция  $g(x, y)$  будет отображена, она может претерпеть значительную обработку сигнала с тем чтобы функция рассеяния точки (ФРТ) представляла собой четырехмерную импульсную характеристику системы визуализации (частично эта характеристика определяется импульсной характеристикой преобразователя по давлению). Основные отличия этого метода ультразвуковой визуализации от других методов построения изображений заключаются в следующем:

- а) обработка сигналов является нелинейной;
- б) ФРТ зависит от пространственных координат (распределение поля излучения);
- в) ФРТ определяется свойствами объекта (скоростью, затуханием и рассеянием звука в нем);
- г) ультразвуковое излучение когерентно, и приемник является фазочувствительным элементом (это приводит к интерференции между различными участками изображения);
- д) ФРТ может принимать отрицательные значения, что приводит к отрицательным вкладам в функцию изображения;
- е) ФРТ не обладает круговой симметрией;
- ж) ФРТ не разделяется по переменным (особенно в ближнем поле), хотя такое допущение обычно используется.

Выражение (65) справедливо при целом ряде условий. К ним, в частности, относятся постоянство скорости звука, отсутствие затухания и многократного рассеяния, отсутствие собственных шумов системы, пространственная инвариантность ФРТ и возможность ее разделения по переменным в аксиальном и поперечном направлениях.

Если функция  $f(x, y)$  является импульсной (т. е. рассматривается одиночный точечный рассеиватель), то функция изображения представляет собой ФРТ системы. Такой случай полезно рассмотреть, чтобы показать, каким образом различные этапы операции свертки с последующим детектированием огибающей приводят к построению изображения точки (рис. 16).

Однако, как правило, приходится иметь дело с распределенными или протяженными объектами. Если число рассеивателей увеличивается, то при повторении той же самой процедуры легко видеть, как проявляется интерференция и каким образом возникает рассматриваемая ниже спекл-структура (рис. 17).

Реальные трудности использования этой модели формирования ультразвукового изображения связаны с тем, что точно не известно, какой должна быть импульсная характеристика биологической ткани при обратном рассеянии. Хотя разработаны различные модели рассеяния звука в биотканях, ни одна из них не имеет универсального характера. Так, например, хорошо известной (но мало вероятной) является модель дискретных рассеивателей, в рамках которой предполагается, что ткань представляет собой набор случайно распределенных точечных рассеивателей, число которых задано в единице объема. В другой модели (которая более приемлема) плотность и модуль упругости среды рассматриваются непрерывно изменяющимися по объему. В качестве примера можно привести одно из выражений, выведенных в рамках этой модели для двумерной импульсной характеристики при обратном рассеянии:

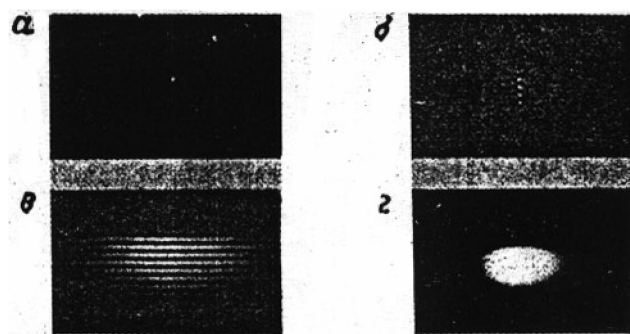


Рис. 16. Пример цифрового моделирования, иллюстрирующий два этапа выполнения свертки — вначале с ВЧ-импульсом (б), а затем с функцией, описывающей профиль пучка (а). При помощи последующей процедуры выделения огибающей можно получить изображение (г) точечного объекта (а).



Рис. 17. Использование той же модели получения изображения, что и на рис. 16, для иллюстрации возникновения артефактов (или спекл-структур), обусловленных интерференцией когерентных волн (б) от близко расположенных друг к другу точечных рассеивателей (а). Изображение (в) иллюстрирует эффект размытия при использовании системы формирования изображений с такой же ФРТ, но с некогерентными волнами. На последнем изображении отсутствуют мелкие артефакты.

$$f(x, y) = \frac{1}{4} \frac{\partial^2}{\partial x^2} \left( \frac{\delta \rho(x, y)}{\rho_0} + \frac{\delta K(x, y)}{K_0} \right). \quad (66)$$

где  $\delta \rho$  и  $\delta K$  — малые флуктуации соответственно плотности и модуля упругости относительно их средних значений, а  $x$  — направление распространения импульса вдоль оси. Следует заметить, что рассеивающие свойства среды определяются вторыми пространственными производными флуктуации плотности и упругости.

### 3.5.2. Спекл

Если в пределах элемента разрешения (определяемого функцией рассеяния точки) какого-либо однородного участка визуализируемого объекта существует большое число рассеивателей, то яркость акустического изображения такого участка будет промодулирована по пространству случайным образом. Причиной этого является интерференция когерентных волн, происходящая с взаимным усилением или ослаблением. Другими словами, в акустических изображениях возникает характерная спекл-структура, которая визуальнo воспринимается как шум или помехи.

### 3.5.3. Сложное сканирование и подавление эффектов когерентности при формировании изображения

При сложном сканировании конечное изображение синтезируется путем усреднения множества отдельных изображений, полученных для одной и той же области объекта при различных условиях. В результате происходит усреднение спекл-структуры и, следовательно, улучшается отношение сигнал/шум или контрастное разрешение в изображении. Набор синтезируемых изображений можно получить, изменяя частоту излучения, пространственные координаты (время, если объект движется) или относительную ориентацию. Следует заметить, что все эти операции приводят к некоторому ухудшению пространственного разрешения.

## 4. ОСОБЕННОСТИ РАБОТЫ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ СКАНЕРОВ

### 4.1 Основные характеристики ультразвуковых сканеров

Качество изображения и диагностическая информативность УЗ прибора зависят от его аппаратных 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 раздельно, 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 раздельно), если в суммарном сигнале от них есть провал (двугорбость).

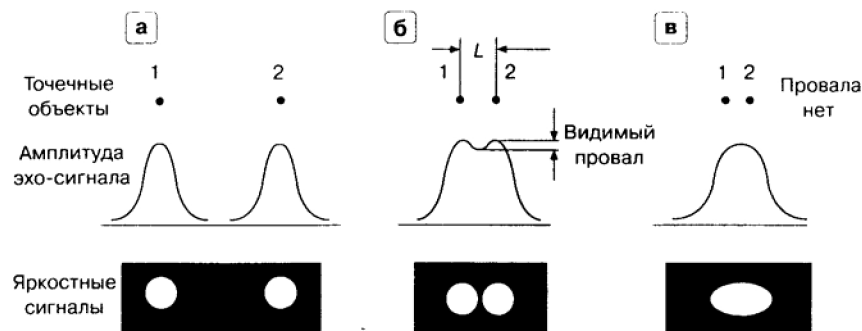


Рис. 18. К определению разрешающей способности по Рэлею. а - хорошее разрешение, б - предельное разрешение ( $L$  - мера разрешающей способности), в - разрешения нет.

На рис. 18 изображены типичные случаи: а) хорошего разрешения - сигналы от точечных отражателей воспринимаются раздельно; б) предельного разрешения - сигналы от отражателей воспринимаются

раздельно, 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 Рэлю (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. 19).

Эхо-сигналы от элементарных отражателей а и б разрешаются, если огибающие этих сигналов пересекаются на достаточно низком уровне (см. рис. 13а, 18б). На рис. 19 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 раздельно, 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».

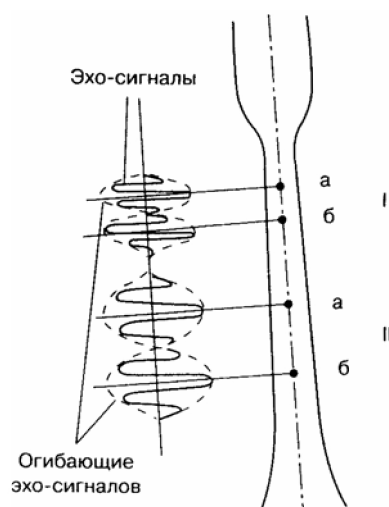


Рис. 19. Продольное разрешение.

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. 19). Вот почему датчики с высокой частотой обеспечивают более высокую разрешающую способность.

Таблица 4

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                               |

В табл.4 даны примерные количественные оценки продольной разрешающей способности для современных приборов среднего класса. 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.

О поперечной разрешающей способности говорится в случае, когда точечные отражатели располагаются на одной глубине или на линии, перпендикулярной осям УЗ лучей (рис. 21).

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.

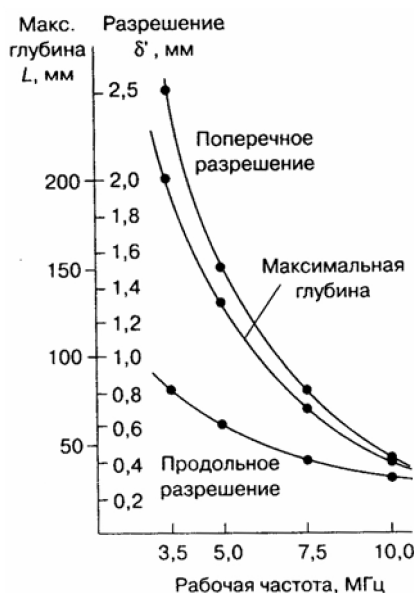


Рис. 20. График, иллюстрирующий табл. 4.

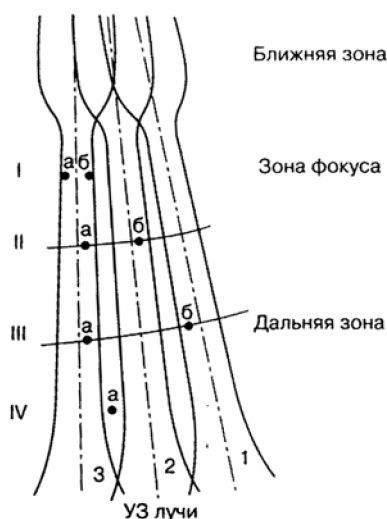


Рис. 21. Поперечное разрешение.

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. 21). 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. 21). 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.4 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.4 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. 21. 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. 22).

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. 22 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.

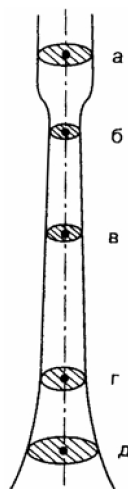


Рис. 22. Элементы изображения (пиксели).

Из таких отметок (пятен) различного уровня яркости строится акустическое изображение, как из элементов мозаики. Чем меньше размер элементов изображения (см. табл.4), 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.

Типичный вид осциллограммы смеси сигнала и шума на выходе приемного тракта УЗ сканера показан на рис. 23, 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. 23) практически не отличаются от шумовых импульсов. 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. 23), 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.

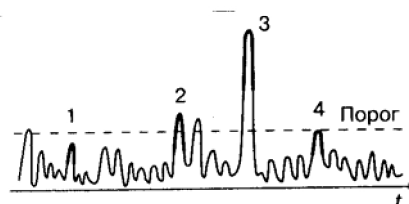


Рис. 23. К определению чувствительности наблюдение сигнала на фоне шума.

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.4 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.

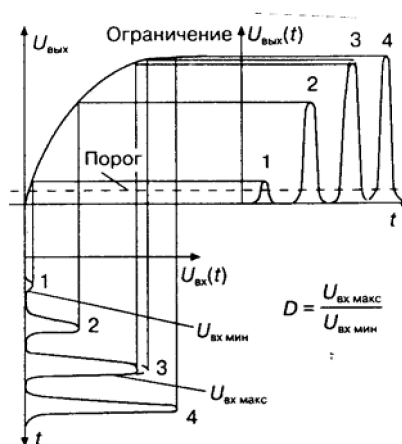


Рис. 24. Понятие о динамическом диапазоне D.

На рис. 24 показан вид зависимости выходных сигналов  $U_{\text{вых}}$  от входных сигналов  $U_{\text{вх}}$ , а также осциллограммы сигналов на входе  $U_{\text{вх}}(t)$  и на выходе  $U_{\text{вых}}(t)$ . 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).

## 4.2. Формирование и фокусировка ультразвукового луча

Укрупненная структурная схема электронного блока УЗ сканера показана на рис. 25.

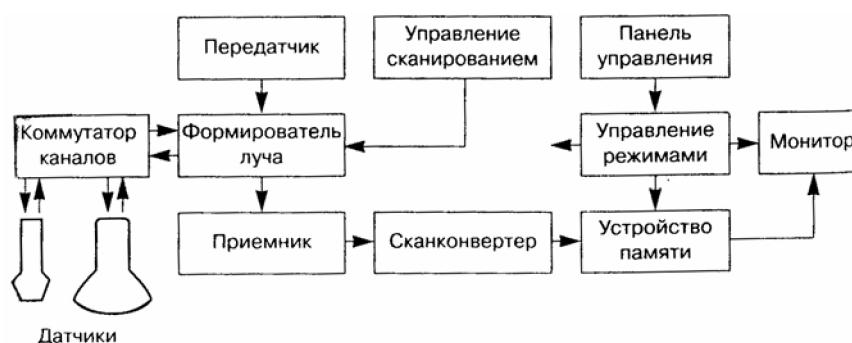


Рис. 25. Структурная схема электронного блока ультразвукового диагностического сканера.

### 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.5).

Таблица 5

Число каналов и число элементов в датчике в приборах различного класса

| Тип прибора         | Число каналов<br>приемопередатчика | Число элементов<br>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)                           |

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.5.

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. 25).

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



Передачик, 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.

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. 26а 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. 26б). В этом случае обеспечивается равномерность яркости изображения и высокая диагностическая информативность на всех глубинах.

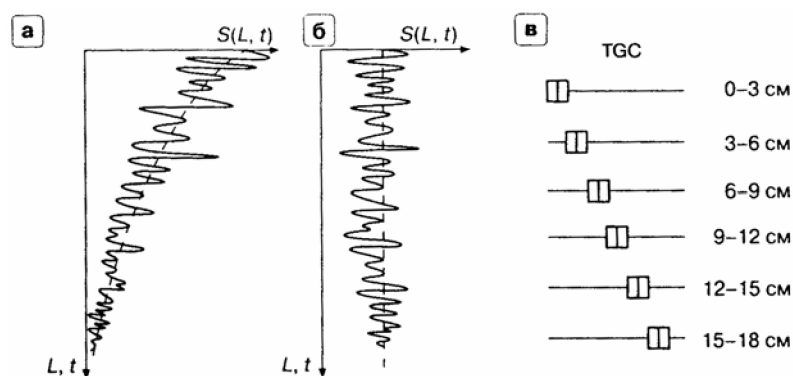


Рис. 26. Уровень эхо-сигналов вдоль акустической строки в зависимости от глубины  $L$  (или времени  $t$ ) а - без регулировки усиления по зонам глубины, б - с регулировкой усиления по зонам глубины, в - положение ползунковых регуляторов усиления по глубине TGC.

У различных объектов исследования реальный характер изменения затухания с глубиной может сильно отличаться друг от друга

Для компенсации этих различий используется раздельная 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.

Как правило, для регулировки по зонам используются ползунковые регуляторы; при этом по положению ручек регуляторов можно судить о характере изменения усиления с глубиной (рис. 26в). 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 отдельная регулировка позволяет учесть это обстоятельство и установить постоянный уровень яркости эхо-сигналов (рис. 27).

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. Выше 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.

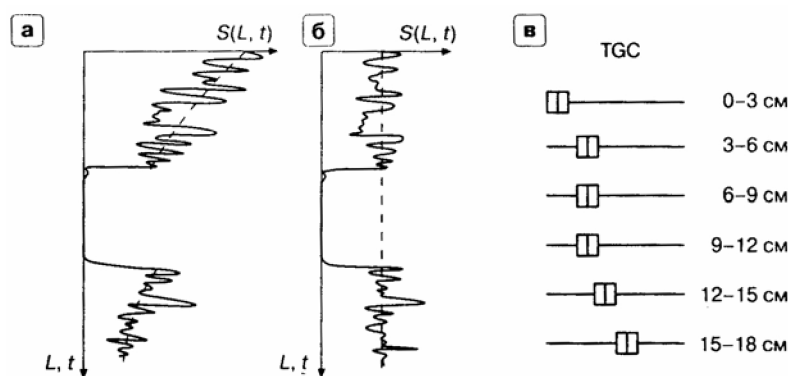


Рис. 27. Уровень эхо-сигналов в зависимости от глубины  $L$  (или времени  $t$ ) при наличии зоны акустического псевдоусиления в середине области исследования, а - без регулировки усиления, б - с регулировкой усиления по зонам глубины, в - положение ползунковых регуляторов TGC.

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. 28.

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.

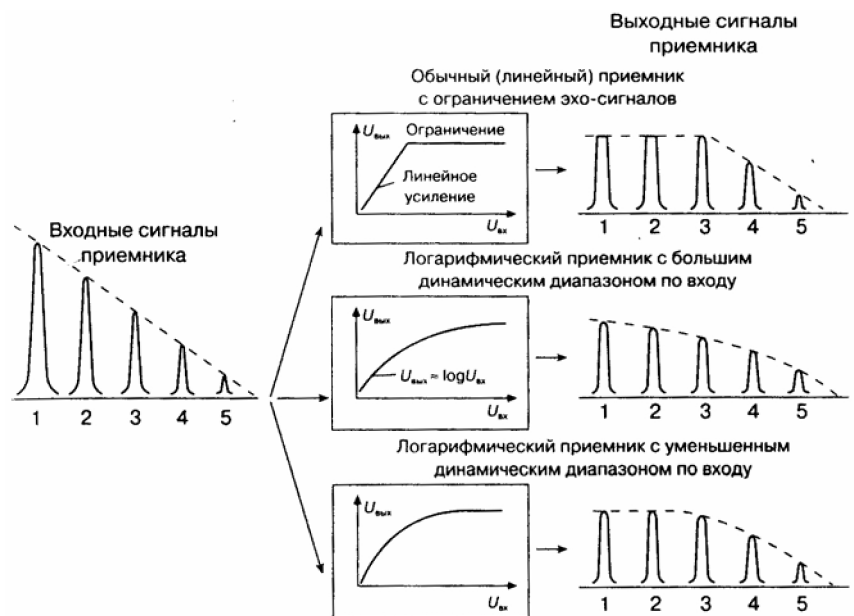


Рис. 28. Сжатие и регулировка динамического диапазона с помощью логарифмического приемника.

Если сделать приемник с логарифмической характеристикой, при которой выходное и входное напряжения связаны соотношением  $U_{\text{вых}} = \log U_{\text{вх}}$ , то все входные сигналы можно пропустить через приемник без ограничения (рис. 28). 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.

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.

#### 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. 29).

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).

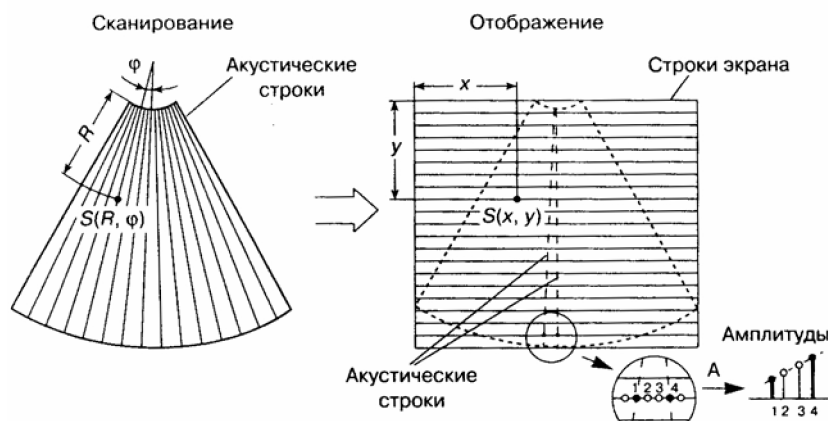


Рис. 29. Преобразование информации из полярной в декартову систему координат в сканконвертере. А – понятие об интерполяции: расчет амплитуд в точках 2 и 3 по значениям амплитуд в точках 1 и 4.

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. 29 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. 30), 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. 30). С каждым новым циклом сканирования происходит запись нового кадра за счет вытеснения информации полученного ранее кадра.

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.

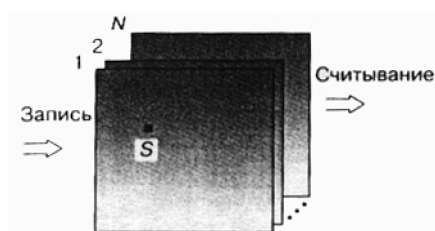


Рис. 30 Устройство цифровой многостраничной памяти.

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 сигналов (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

### **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 клавишей 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.

### **Фокусировка УЗ луча**

#### **Понятие о фокусировке**

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. 31.

Точка F на центральной оси луча, где ширина луча минимальна, называется фокусом. Зона от поверхности преобразователя до фокуса называется ближней, зона далее фокуса соответственно называется дальней. Ширина луча в ближней зоне практически такая же, как размер D 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. 31, 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.

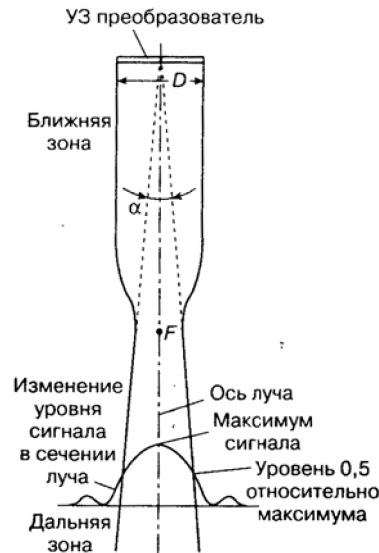


Рис. 31. УЗ луч, формируемый плоским преобразователем.

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

Размер D 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 ко многоэлементным преобразователям, которые используются в датчиках с линейным, конвексным 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. 32а).

Фокус будет располагаться тем ближе, чем меньше радиус кривизны R сферической поверхности преобразователя. Рисунки 32б и 32в 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.

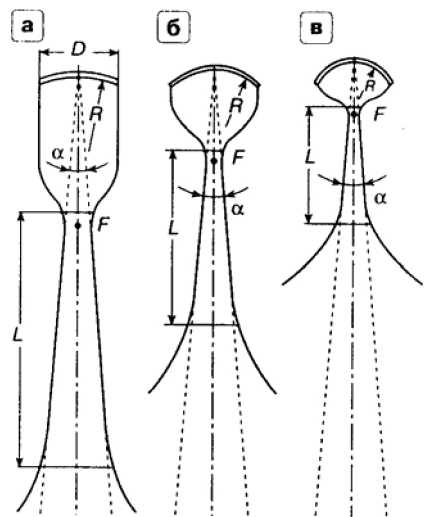


Рис. 32. УЗ лучи, формируемые сферическими преобразователями с различными радиусами кривизны.

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. 31 и 32 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. 32), называется зоной фокуса. Чем меньше радиус кривизны  $R$ , тем меньше протяженность зоны фокуса  $L$  (сравним, например, рис. 32а и 32в).

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 дальнозорких), в котором обеспечивается хорошая четкость изображения. На очень близких расстояниях (в ближней зоне) и на дальних расстояниях (за пределами зоны фокуса) четкость изображения 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. 32а, 32в), то можно отметить, что наилучшую поперечную разрешающую способность обеспечивает преобразователь с малым радиусом кривизны  $R$  (рис. 32в). 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. 32б, хорошо наблюдать средние глубины, а преобразователь, представленный на рис. 32а, 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. 32в) - для малых глубин, среднефокусные (рис. 32б) - для средних глубин и длиннофокусные (рис. 32а) - 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.

Поэтому вскоре появились секторные датчики, в которых на одном роторе находилось три преобразователя с разными фокусами, переключающимися в зависимости от нужного диапазона глубин по желанию врача.

На рис. 33а 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 разнофокусными 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. 33б). 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. 33б. 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 много - элементных 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. 34).

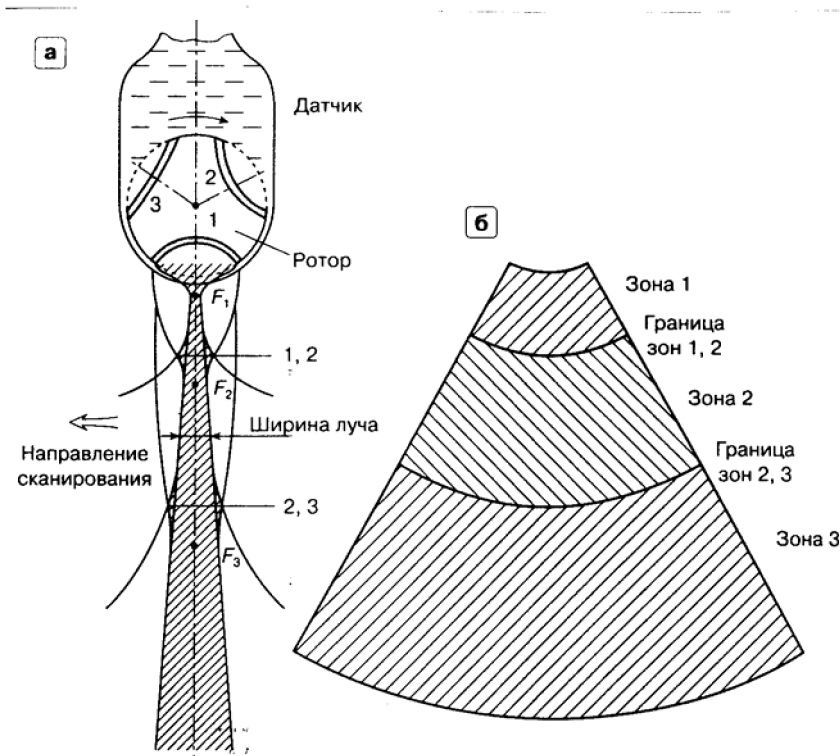


Рис. 33. фокусировка в датчике с секторным механическим сканированием и тремя разно - фокусными преобразователями, а - форма лучей, б - вид составного изображения при динамической фокусировке.

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. 31.

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. 34), 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. 32). 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. 34).

В отличие от датчика с переключаемыми преобразователями датчик с кольцевой решеткой позволяет установить фокус на любой глубине и получить составное изображение, подобное рис. 33б, но с каким угодно количеством фокальных зон.

Отличительной особенностью кольцевой решетки является то, что формируемые ею лучи имеют осесимметричную 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. 34 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).

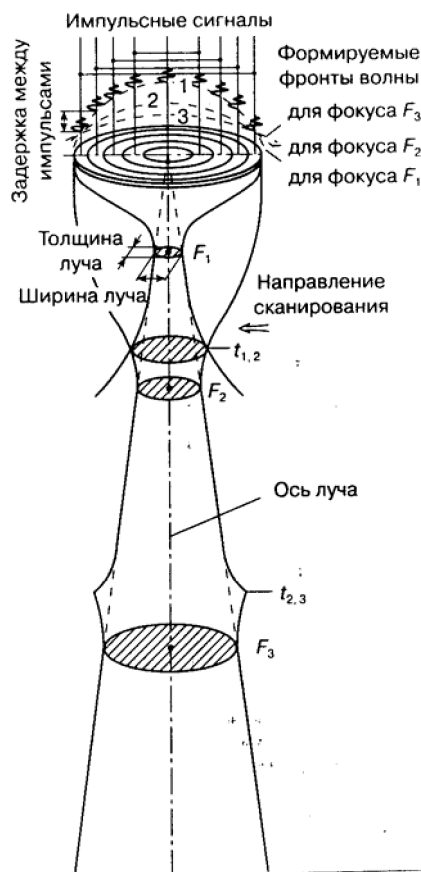


Рис. 34. Электронная динамическая фокусировка в датчике с кольцевой решеткой. Вид составного УЗ луча.

Часто в режиме приема используются не все кольца - особенно при приеме с малых глубин. 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. 35).

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. 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. 35 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  $F_L$  линзы. На рис. 35 справа показано сечение каждого из лучей в толщинной плоскости. Вне зависимости от характера динамической фокусировки и формы сечения луча в плоскости сканирования (на рис. 35 - 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 микроконвексные 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.

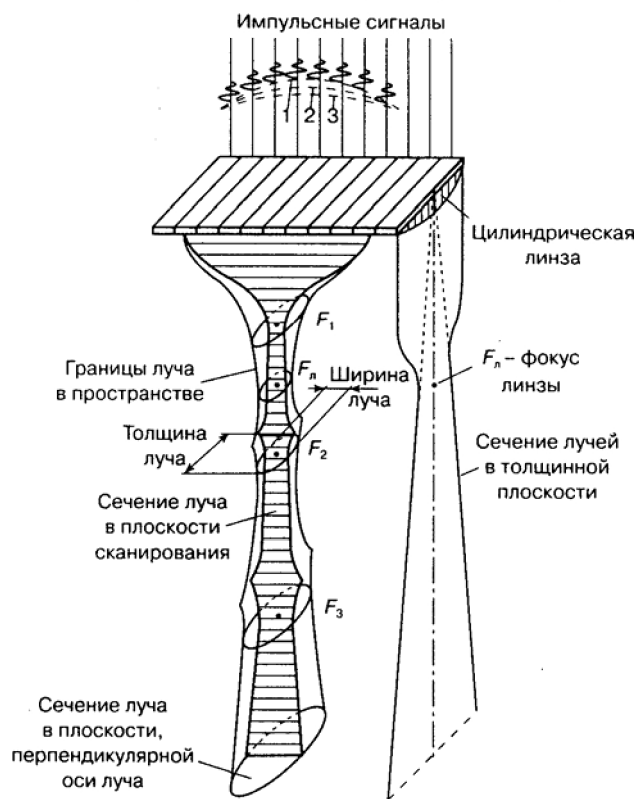


Рис. 35 Динамическая фокусировка и вид составного УЗ луча в электронных датчиках линейного и секторного сканирования.

На рис. 36 показан внешний вид луча конвексного датчика с тремя динамическими фокусами. Для фокусировки в толщинной 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. 34-36), 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.

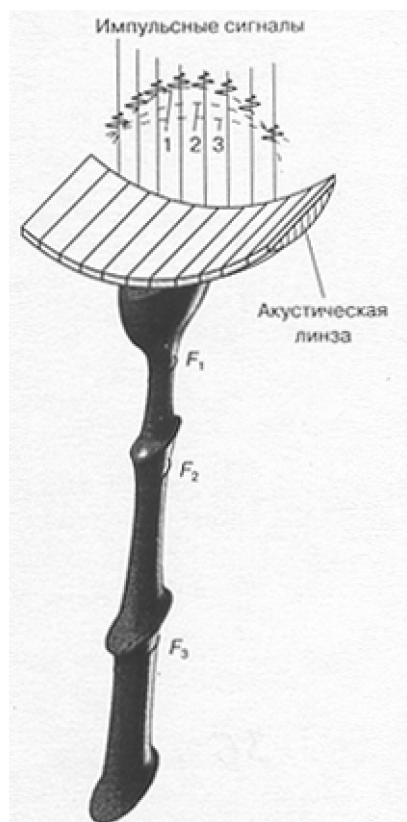


Рис. 36. Динамическая фокусировка и вид составного УЗ луча в электронных конвексных датчиках.

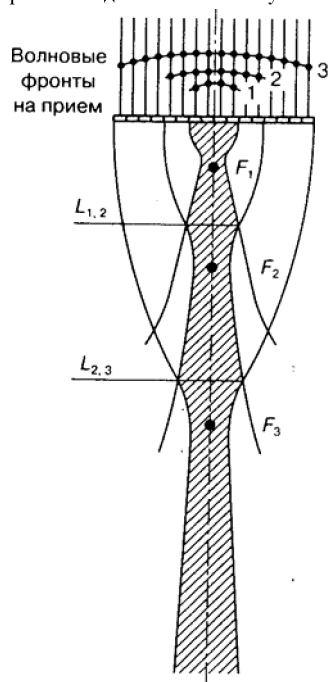


Рис. 37. Динамическая апертура и динамическая фокусировка на прием в реальном времени.

На рис. 37 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  $F_1$ . 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  $F_2$ . 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. 37 шестнадцатью элементами с фокусировкой в точку F3. 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:

- 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.

#### **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.

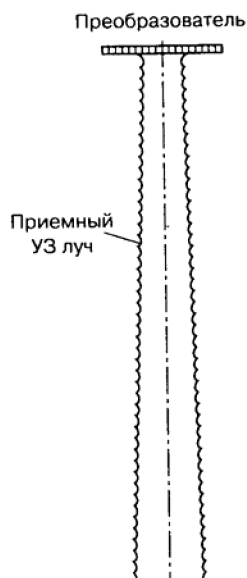
Теперь уместно вспомнить о том, что излучаемый импульс, равно как и эхо-сигналы, распространяется в мягких тканях со скоростью около 1500 м/с, причем скорость изменяется в различных тканях в небольших пределах. Это обстоятельство может быть использовано для того, чтобы в процессе приема эхо-сигналов осуществлять динамическую фокусировку в реальном времени (real time 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. 37). После излучения зондирующего импульса линейная решетка фокусируется на прием из ближней зоны (фокус F1). Когда истечет время, необходимое для прохождения зондирующим импульсом до глубины L1, 2, плюс время прохождения эхо-сигналом с этой глубины обратно до поверхности решетки, осуществляется перефокусировка на прием сигналов в средней зоне (фокус F2). По прохождении времени, которое потребуется импульсу для достижения глубины L3, 4, и возвращения эхо-сигнала с этой глубины к датчику, решетка перефокусируется на глубину, соответствующую фокусу F3.

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 обследуемой области (рис. 38).



### 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 – F1, F2 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. 32).

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.

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 прием в реальном времени, поэтому ручное управление фокусировкой осуществляется только на передачу. В отличие от приема эхосигналов 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.

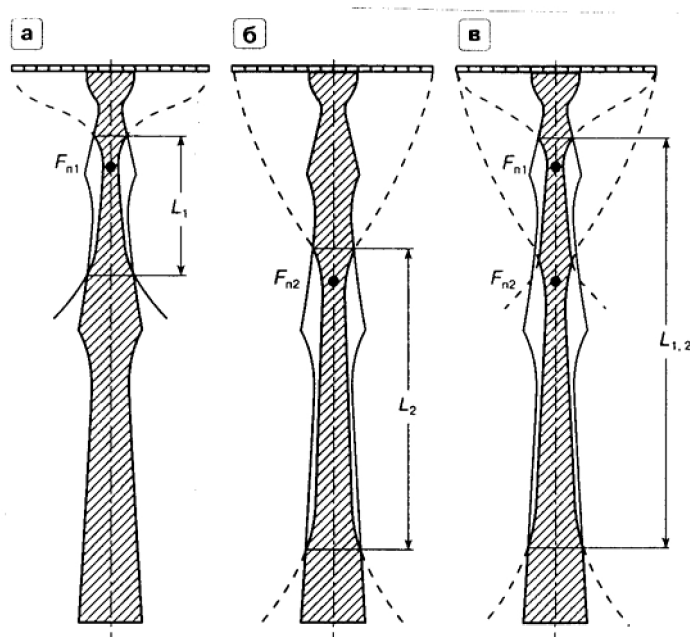


Рис. 39. Фокусировка на передачу и ее влияние на результирующий луч, а – ближний фокус на передачу, б - средний фокус на передачу, в – одновременно два фокуса на передачу.

Рис. 39 иллюстрирует сказанное. Сплошной линией на нем изображены границы приемного луча, динамически фокусируемого в реальном времени (аналогично примеру на рис. 37). Пунктирной линией показаны границы передающего луча при излучении в ближнюю зону – с фокусом  $F_{n1}$  (рис. 39а) или в среднюю зону – с фокусом  $F_{n2}$  (рис. 39б). Результирующий луч на передачу-прием становится уже в зоне фокуса передающего луча в фокальной зоне  $L_1$ , или в зоне  $L_2$ . В зоне  $L_1$ , (или  $L_2$ ) 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. 39в). Зона высококачественного изображения в этом случае увеличивается по глубине (L1, 2 на рис. 39в). 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. 40 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.



Рис. 40. Влияние числа каналов на точность формирования волнового фронта, а - волновой фронт, б - сечение УЗ луча

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. 40б, а также рис. 31).

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. 5.

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 толщинной 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 толщинной плоскости меньше, чем в плоскости сканирования.

### **4.3. Практические рекомендации при 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.

**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. Постпроцессинг.** 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.

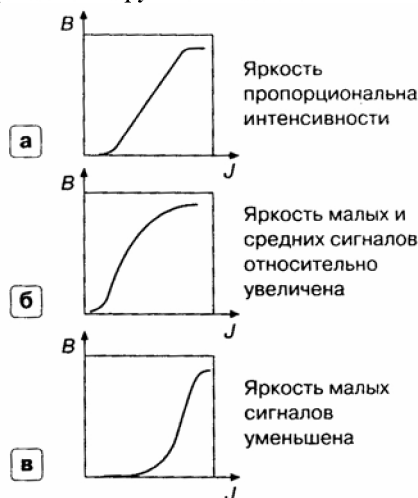


Рис. 41. Гамма-коррекция позволяет изменять соотношение яркостей слабых, средних и сильных по интенсивности сигналов. J - интенсивность эхо-сигналов, V - яркость отображения эхо-сигналов.

При управлении гамма-коррекцией обычно используется регулировочная характеристика, близкая к линейной (рис. 41а). В абдоминальных исследованиях может использоваться характеристика типа изображенной на рис. 41б, позволяющая лучше выделить слабые сигналы. При наблюдении сердца и сосудов используется характеристика типа рис. 41в, 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). 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. 42.

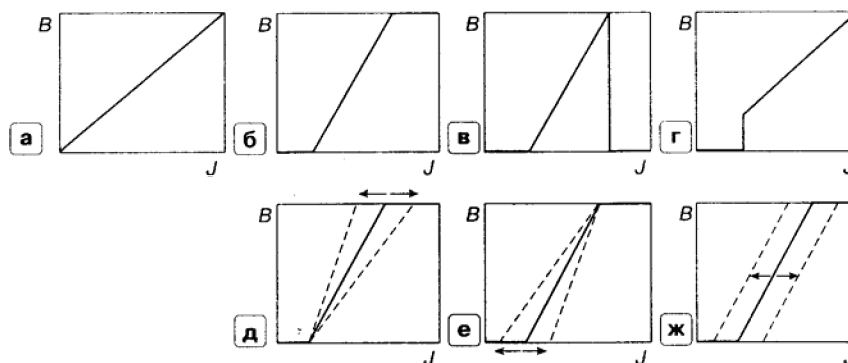


Рис. 42. Постпроцессинг (V - яркость, J - интенсивность эхо-сигналов): а - линейная характеристика, б - режекция слабых и ограничение сильных сигналов, в - режекция слабых и режекция сильных сигналов, г - режекция слабых, линейная передача средних и сильных сигналов, д - управление порогом ограничения сильных сигналов, е - управление порогом режекции слабых сигналов, ж - смещение характеристики постпроцессинга.

Характер преобразования интенсивности эхо-сигналов J в яркость В соответствующих отметок на экране здесь может изменяться более радикальным образом, чем при гамма -коррекции. Помимо наиболее часто используемой линейной характеристики (рис. 42а), можно использовать режекцию (отсечку) слабых и ограничение или режекцию сильных сигналов (рис. 42б и 42в), а также режекцию слабых сигналов при линейной передаче средних и сильных сигналов (рис. 42г). 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 42д-42ж.

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 эхосигналов. 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.

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.

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 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. 43 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.

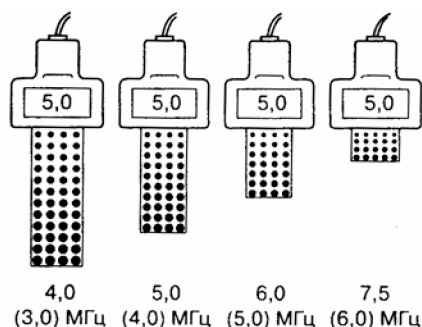


Рис. 43. Зависимость разрешающей способности и глубины изображения от выбранной частоты многочастотного датчика. Внизу даны значения частоты для В-режима, в скобках - для доплеровского режима. Номинальная (основная) частота датчика-5 МГц.

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 эхо-сигналов, 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 изображения (рис. 44а).

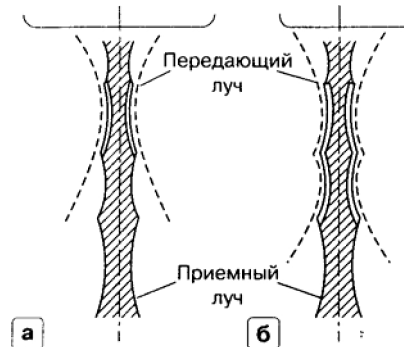


Рис. 44. Фокусировка на передачу. Заштрихован результирующий приемно-передающий луч. а - один фокус на передачу, б - два фокуса на передачу в составном кадре.

Для расширения этой зоны включаются несколько фокусов - 2, 3 или 4, а в некоторых моделях приборов и более (рис. 44б). 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.

**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.

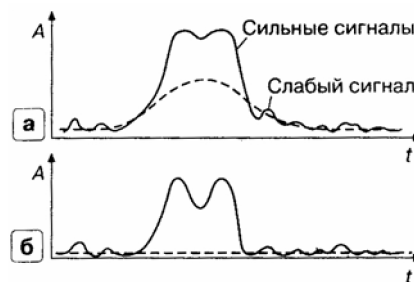


Рис. 45. Автоматическая регулировка усиления. а - регулировка отключена - соседние сильные сигналы практически неразличимы, б - регулировка включена - сильные сигналы отображаются отдельно.

Рисунок 45 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 contrast) 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. 46).

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.



Рис. 46. Подчеркивание контуров с помощью дифференцирования эхо-сигналов. а - подчеркивание контуров отключено, б - подчеркивание контуров включено.

**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 цветное кодирование двухмерного 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, голубого 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.

**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.

#### 4.4. Оценка качества изображения ультразвуковых 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.

Перечисленные характеристики подробно рассматривались выше.

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. 47а).

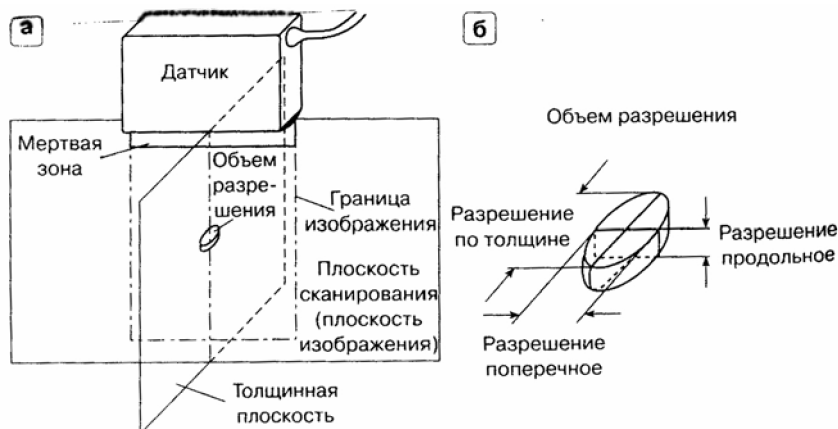


Рис. 47. Понятие о мертвой зоне и пространственной разрешающей способности, а - взаимное расположение плоскости сканирования и толщинной плоскости, б - объем разрешения в увеличенном масштабе.

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 раздельно 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. 47б).

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.

Аппаратурные артефакты - это искажения изображения, возникающее из-за технического несовершенства УЗ прибора. К аппаратным артефактам, например, может быть отнесена мертвая зона. Другие типичные примеры аппаратных 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 ниже.

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. 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.

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.

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 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. 48).



Рис. 48. Определение части элементов (или части апертуры) датчика, формирующих УЗ луч.

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.

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. 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. 49а).

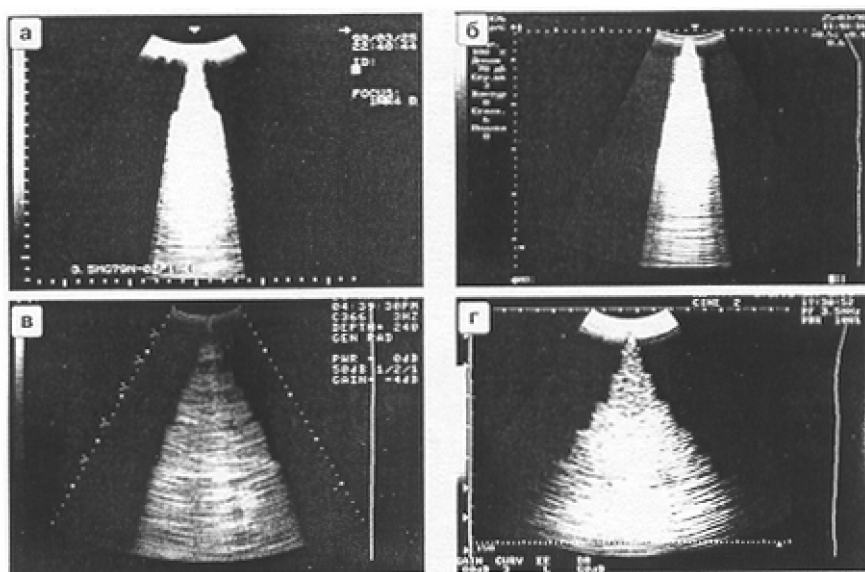


Рис. 49. Вид изображений на экране УЗ приборов при испытании с тест-объектом в соответствии с рис. 30. а - простой прибор - в формировании УЗ пучка участвует 1/5 часть элементов датчика. б - прибор среднего класса - луч формируется 1/4 частью элементов датчика. в - прибор повышенного класса - в формировании луча участвует 1/3 элементов датчика. г - прибор высокого класса - луч формирует почти половина элементов датчика.

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. 49б). При 48 и более каналах в датчике засвечивается не менее 1/2 ширины изображения (рис. 49в, 49г).

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. 48. 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 художавые 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 тканезквивалентный фантом

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. 50 показан схематический вид универсального фантома фирмы ATS Laboratories Inc. для оценки качества работы УЗ прибора с датчиками линейного и конвексного сканирования.

На рис. 51 показан схематический вид фантома той же фирмы для проверки характеристик прибора с датчиками секторного сканирования.

Первый фантом (рис. 50) 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.

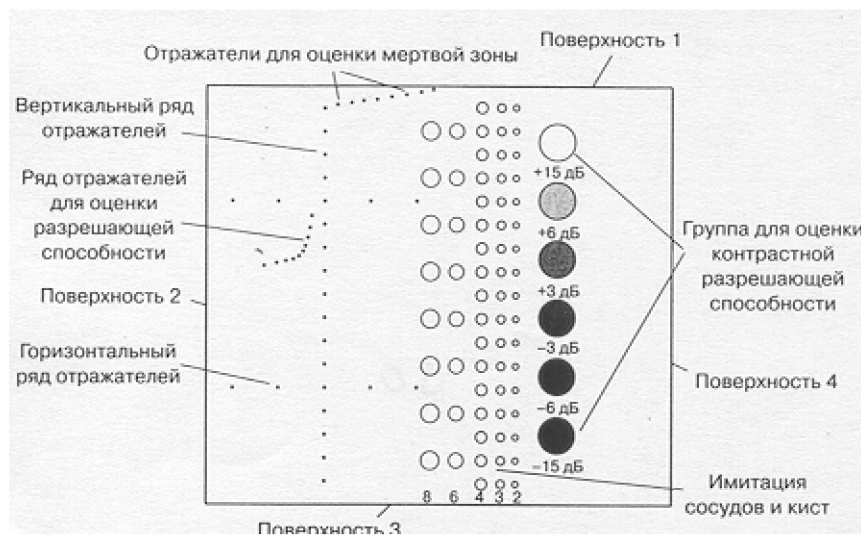


Рис. 50. Универсальный УЗ фантом:

модель 539 ATS Labs.



Рис. 51. Универсальный УЗ фантом для приборов с датчиками секторного сканирования: модель 515 ATS Labs.

Второй фантом (рис. 51) 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. 50). 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. 51) 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. 52).

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. 52 получены на разных приборах примерно при одинаковых условиях и позволяют видеть, что максимальную глубину проникновения и, следовательно, максимальную чувствительность имеет прибор высокого класса (рис. 52в).

На рис. 53 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. 55б дано изображение фантома, показанного на рис. 50, полученное с помощью линейного датчика 7,5 МГц. Сравнивая его с изображением того же фантома на рис. 52 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. 50, 51).

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. 52). 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.

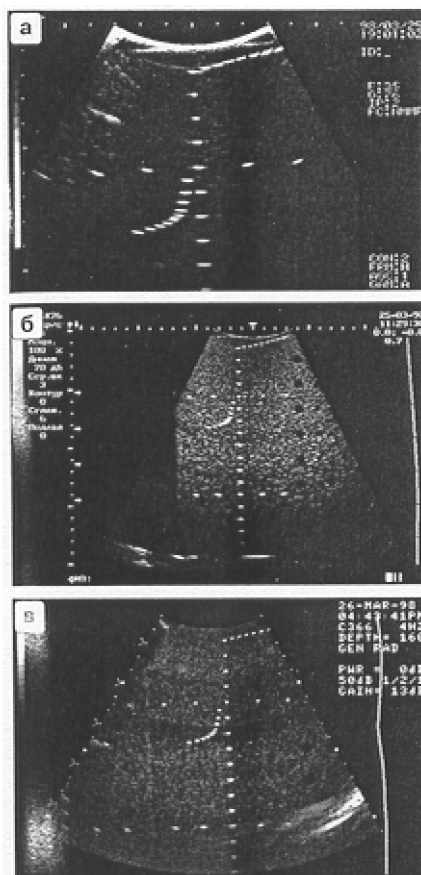


Рис. 52. Изображение фантома, полученное на приборах различного класса с конвексным датчиком 3,5 МГц. а – простой прибор, б – прибор среднего класса, в – прибор высокого класса. При сравнении изображений необходимо учесть различие в масштабах.

Если три отражателя сливаются, то разрешающая способность - от 3 до 4 мм и т.д. На рис. 52 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. 50 последовательно на 90°, 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. 51), то в нем, как правило, имеется две или более группы отражателей для проверки разрешающей способности, расположенные на различных глубинах.

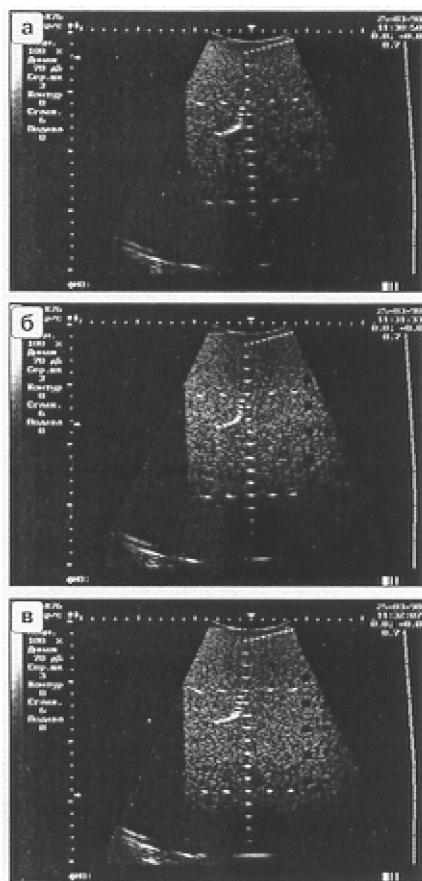


Рис. 53. Изменение чувствительности и поперечной разрешающей способности прибора с конвексным датчиком 3,5 МГц на различных глубинах в зависимости от положения фокуса на передачу в приборе среднего класса (глубина фокуса обозначена стрелкой слева на шкале измерения): а - фокус в ближней зоне, б - фокус в средней зоне, в - фокус в дальней (глубокой) зоне.

На рис. 54 приведены результаты исследований датчиков с секторным сканированием. Из рис. 54а 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. 54б), так как два точечных отражателя с интервалом 1 мм по вертикали на изображении почти сливаются.

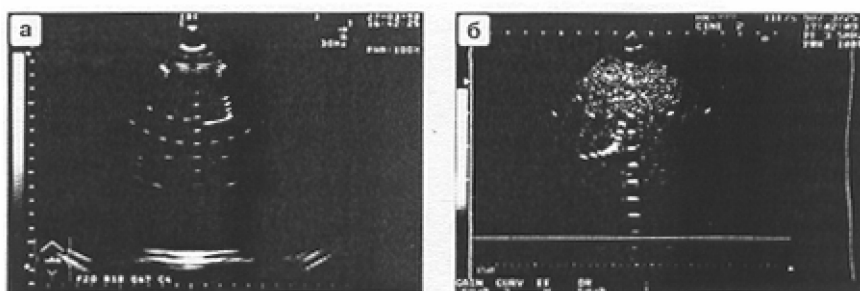


Рис. 54 Изображения фантома, полученные с помощью датчиков секторного сканирования. а - прибор среднего класса с механическим секторным датчиком 2 МГц. б - прибор повышенного класса с фазированным электронным датчиком 3,5 МГц.

Оценка поперечной разрешающей способности осуществляется так же, 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, раздельно 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 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. 52.). 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. 52. 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. 52), показывает преимущество приборов высокого класса (рис. 52в) перед другими приборами.

Изменение поперечной разрешающей способности в зависимости от положения фокуса на передачу иллюстрируется на примере прибора среднего класса. На рис. 53 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. 52б), 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. 54), можно сделать вывод о том, что они уступают по качеству изображения конвексным датчикам (рис. 53 и 54). 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. 55), правда, ценой заметного уменьшения глубины проникновения. Заметна разница в поперечной разрешающей способности у прибора высокого класса (рис. 55в) и простого прибора (рис. 55а).

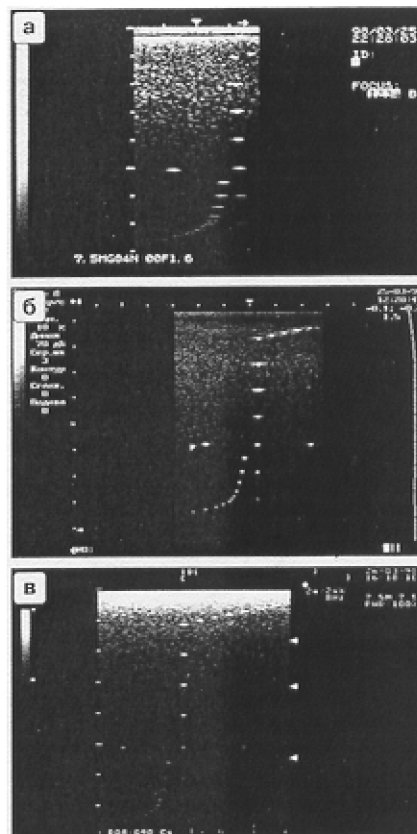


Рис. 55. Изображения фантома, полученные на приборах различного класса с линейным датчиком 7,5 МГц. а – простой прибор, б – прибор среднего класса, в – прибор высокого класса.

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  $90^\circ$ , 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. 52), 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. 55 и рис 52 с учетом различия масштабов).

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. 52-55).

Видно, что у приборов высокого класса мертвая зона мала. У простых приборов она может быть заметной (рис. 52а). Сравнительно велика мертвая зона в секторных датчиках механического сканирования (рис. 55а), 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. 50 и 51). Возможности прибора правильно и четко отображать

границы этих круглых объектов в наибольшей мере зависят от чувствительности и разрешающей способности прибора (рис. 56 и 57).

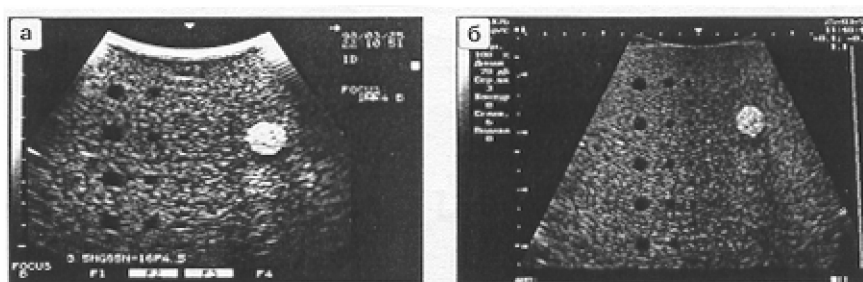


Рис. 56. Изображение фантома с имитацией кист или сосудов различного диаметра (8, 6, 4, 3, 2 мм). а - простой прибор с датчиком 3,5 МГц, б – прибор среднего класса с датчиком 3,5 МГц.

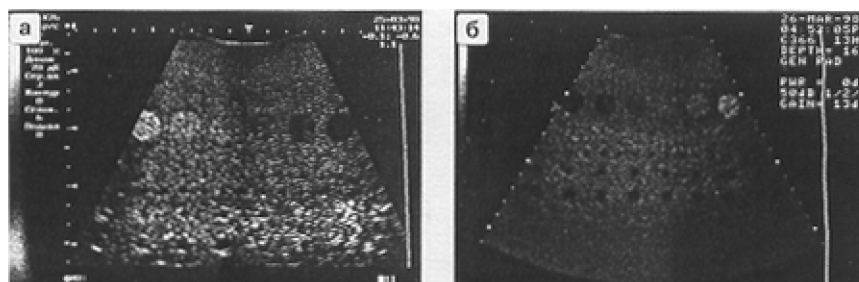


Рис. 57. Оценка контрастной разрешающей способности с помощью фантома (конвексный датчик 3,5 МГц). а – прибор среднего класса, б – прибор высокого класса.

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. 58).

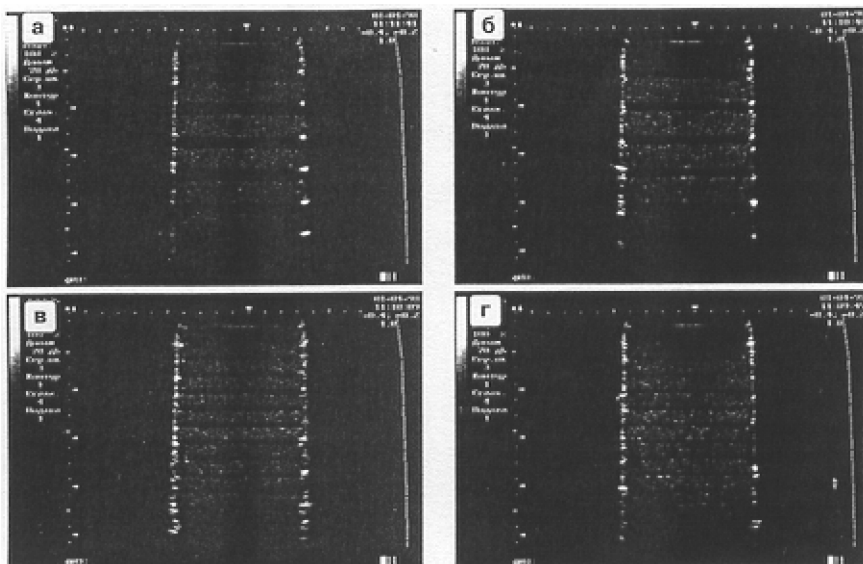


Рис. 58. Оценка разрешающей способности по толщине для конвексного датчика 3,5 МГц (прибор среднего класса), а - сосуды диаметром 8 мм; хорошо видны все сосуды, за исключением одного на глубине 2 см, изображение которого зашумлено, - значит, ширина луча здесь больше 8 мм. б - сосуды диаметром 6 мм; хорошо видны сосуды на глубинах 4, 6 и 8 см- здесь ширина луча меньше 6 мм. в - сосуды диаметром 4мм - 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.

С помощью рис. 58 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). Обычно подбираются материалы, эхогенность которых ниже или выше на определенную величину, чем эхогенность паренхимоподобной среды, заполняющей фантом (рис. 50).

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. 57 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. 50, 51), а также по способности прибора без искажений отображать форму круглых сосудов разного диаметра (рис. 56, 57).

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.

#### **4.5. 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.** 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.

**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.

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.

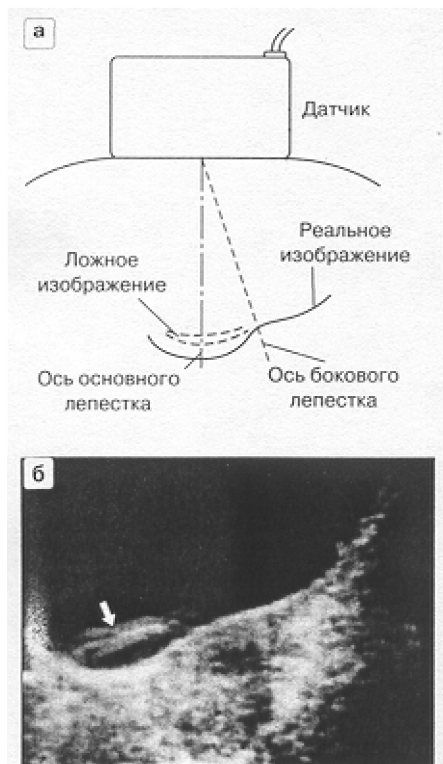


Рис. 59. Артефакт бокового лепестка типа ложной перегородки. а – схема образования, б – эхограмма ложного изображения (стрелка) по задней границе мочевого пузыря.

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. 59).

На рис. 59а дана схема образования артефакта ложной перегородки возникающего, например, при наблюдении через наполненный мочевой пузырь, задняя стенка которого имеет изменяющуюся глубину. На рис. 59б дана иллюстрация этого артефакта.

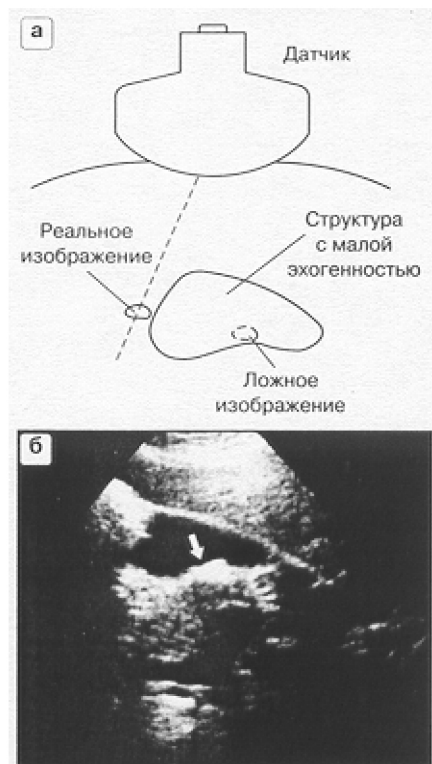


Рис. 60. Артефакт бокового лепестка - появление ложного изображения хорошо отражающего объекта на фоне структуры с малой эхогенностью. а - схема образования. б - эхограмма, иллюстрирующая артефакт (стрелка).

На рис. 60а показан случай появления ложного изображения хорошо отражающего объекта (например, газового пузырька в кишечнике) на фоне рядом расположенной малоэхогенной структуры (например, желчного пузыря). Рисунок 60б 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.

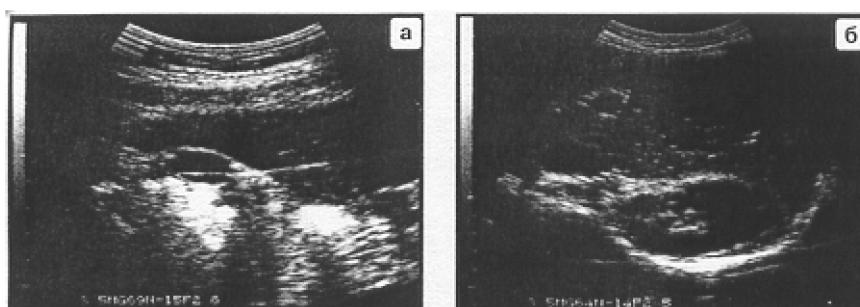


Рис. 61. Появление боковых «усов» при наблюдении хорошо отражающих объектов на фоне малоотражающих структур, а - «усы» на фоне изображения желчного пузыря, б - «усы» по задней границе почки.

На рис. 61 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 тканеэквивалентном 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. Сказанное относится не только к ширине луча в плоскости сканирования, но и к его толщине, т.е. к размеру в плоскости, перпендикулярной плоскости сканирования. Артефакты, 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. 62).

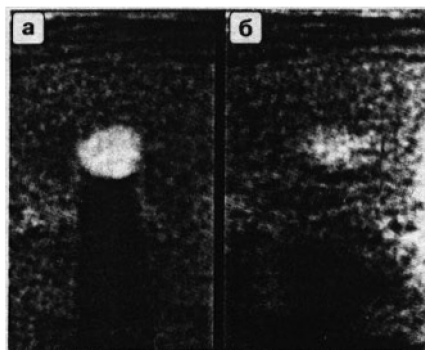


Рис. 62. Изображение кисты небольших размеров. а – в зоне фокусировки, б – вне зоны фокусировки.

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

**Решетка на изображении.** Решетка на изображении может возникать при недостаточно хорошей работе системы формирования луча (чаще в простых приборах) и имеет вид частой сетки, располагаемой вдоль осей УЗ лучей. Решетка остается неподвижной на изображении в процессе перемещения датчика по телу и изменения вида изображения (рис. 63).

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



Рис. 63. Решетка на изображении нейлоновых линий в тканеэквивалентном фантоме, приводящая к штрихпунктирному изображению нитей.

**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 (рис. 64).

#### **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.



Рис. 64. Артефакт изменения формы при наблюдении объекта, расположенного за жидкостным образованием.

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 эхосигналов, 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. 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. 65 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 содержащие жидкость структуры с очень малым затуханием ультразвука. Области, расположенные непосредственно за

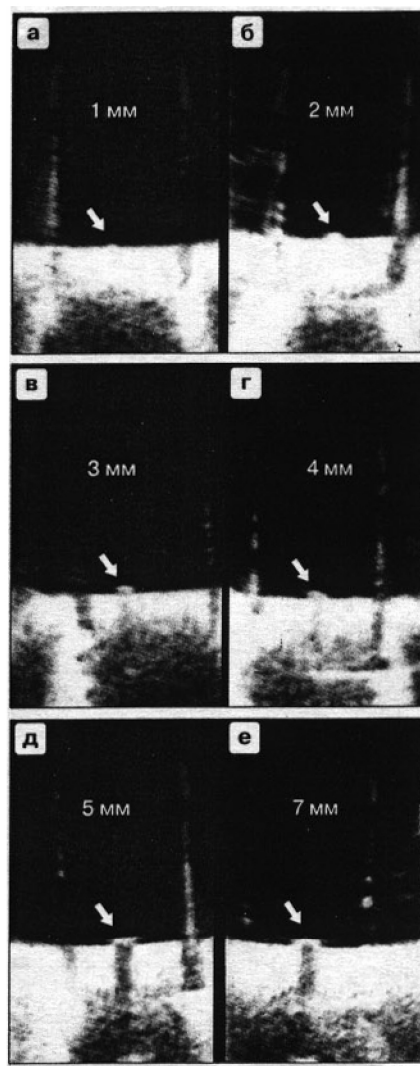


Рис. 65. Экспериментальные эхограммы конкрементов (указаны стрелкой), а, б - при размерах 1-2 мм тень не видна, в-е - при размерах 3-7 мм видна тень.

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 жидкостьсодержащих кист (рис. 66).

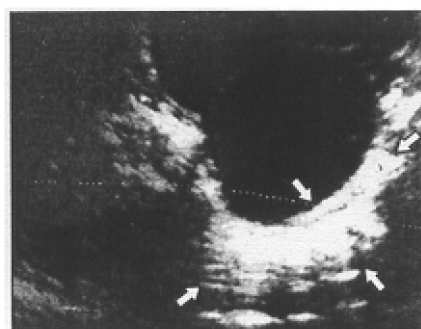


Рис. 66. Зона псевдоусиления позади кисты яичника (указана стрелками).

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. 67а).

Другой пример реверберации - явления переотражения, возникающие при наблюдении объектов с высокой эхогенностью (рис. 67б). В этом случае иногда можно видеть второе, ложное (ослабленное) изображение объекта на расстоянии, равном удвоенному расстоянию объекта от датчика.



Рис. 67. Примеры реверберации, а – при наблюдении плоской границы сред. б - при наблюдении объема с высокой эхогенностью - внутриматочной спирали в полости матки (стрелками указано второе (ложное) изображение спирали).

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. 68а).

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 породить ложные зеркальные изображения.

В некоторых случаях и наклонная зеркальная граница может давать ложные изображения, иногда сопровождающиеся фокусирующим эффектом, если граница имеет вогнутую форму (рис 68б, 68в).

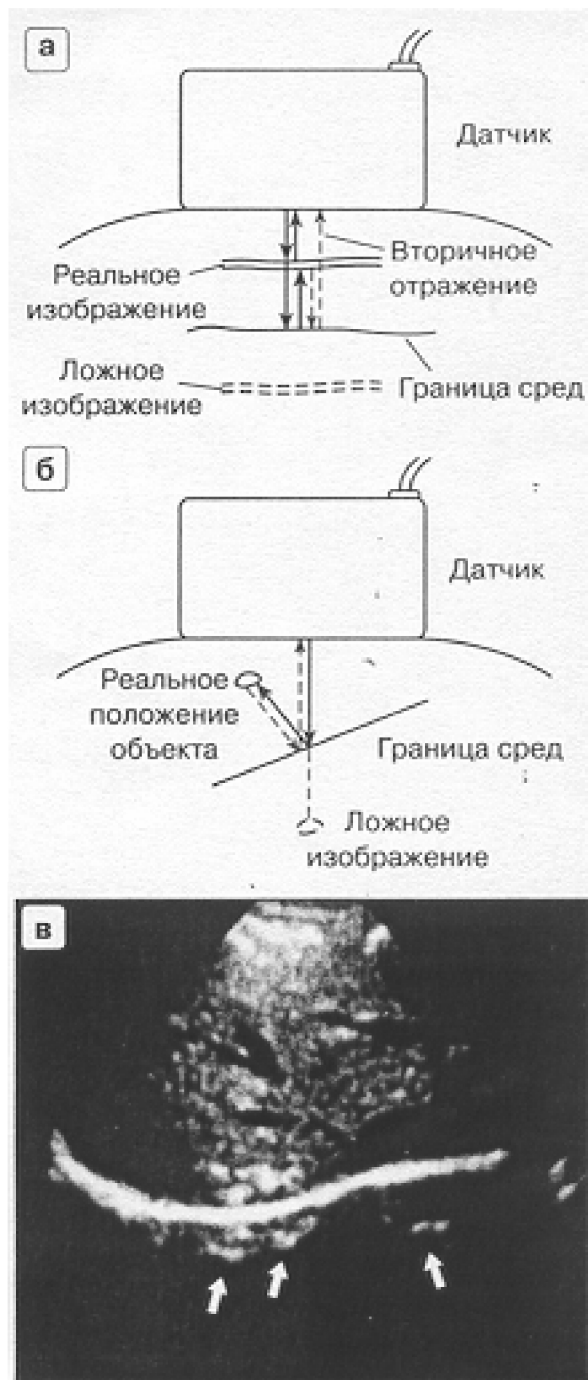


Рис. 68. Зеркальное изображение, а – при расположении границы сред параллельно поверхности датчика, б - при наклонном расположении границы сред, в - зеркальное изображение нижней полой вены (одна стрелка) и гемангиом печени (две стрелки). В этом случае, если на пути к этой границе находится объект, тоже 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.

**Рефракция и эффект линзы (refraction, lens effect), влияние различий в скорости ультразвука.**

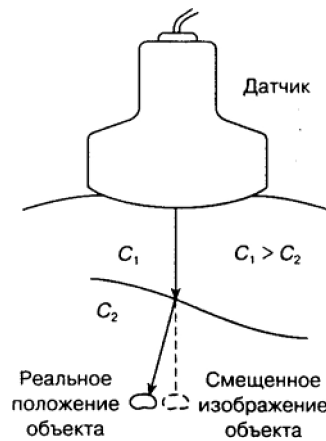


Рис. 69. Смещение положения наблюдаемого объекта вследствие рефракции.

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. 69).

На границе сред, одна из которых имеет скорость распространения ультразвука  $C_1$  отличную от скорости  $C_2$  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.

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. 70).

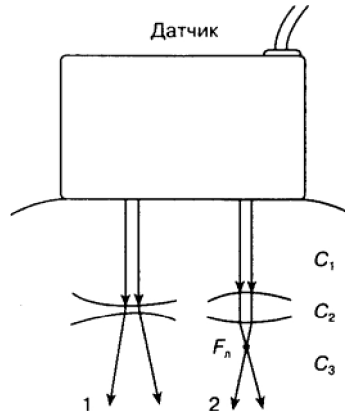


Рис. 70. Эффект линзы: 1-при расфокусировке луча, 2 - при перефокусировке луча.

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  $F_{\text{л}}$ , 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).

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. 71).

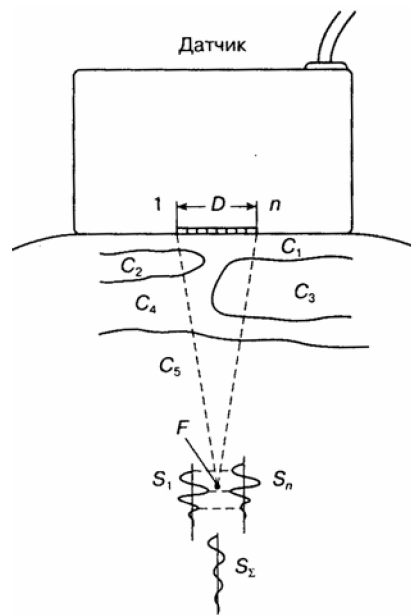


Рис. 71. Ухудшение фокусировки УЗ луча вследствие различия скоростей ультразвука на разных путях движения импульса к точке фокуса F.

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-м и n-м, как показано, на рис. 71), проходят среды с различными скоростями распространения ультразвука, то они могут прийти в точку фокуса со сдвигом во времени, т.е. не будут сфазированы. 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. 72).



Рис. 72. Латеральные акустические тени по краям кисты печени (стрелки).

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.

**«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. 73).

**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. 74а 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.

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. 74а 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.

Предположим, что мы сдвинули датчик и изменили ракурс наблюдения отражателей 1 и 2 (рис. 74б). 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.

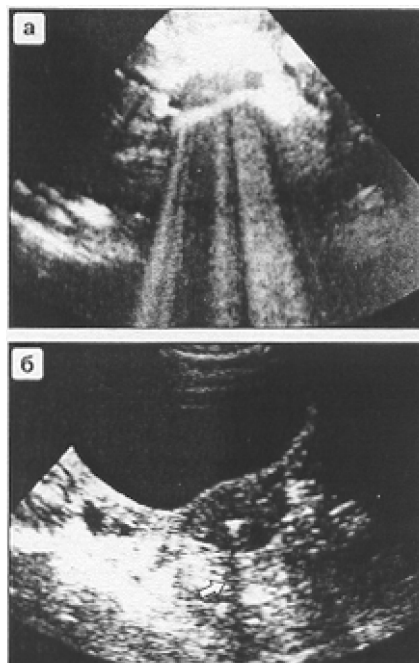


Рис. 73. Артефакт «хвост кометы»: а – за пузырьками газа, б - за внутриматочной спиралью с металлом (стрелка).



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.

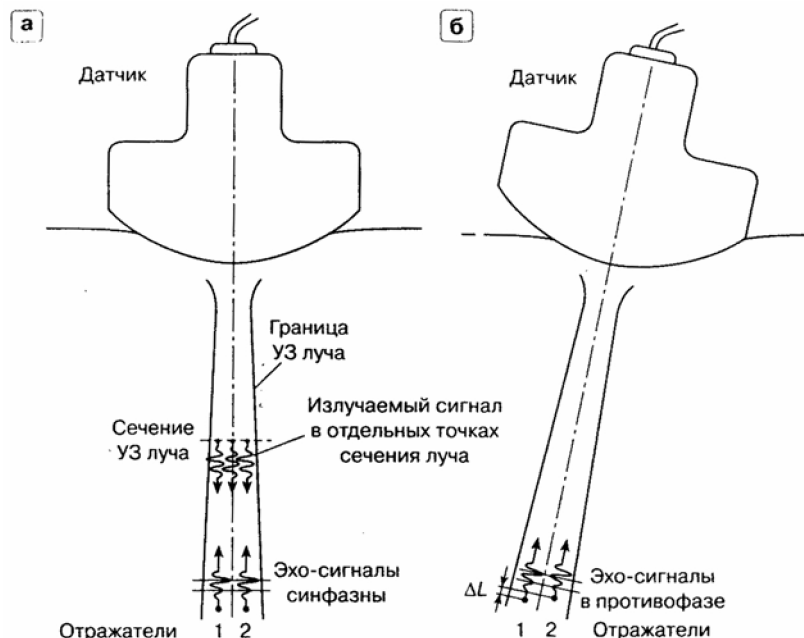


Рис. 74. Спекл-шум, возникающий вследствие пространственной когерентности излучаемого УЗ сигнала, а - эхо-сигналы от отражателей складываются, б - эхо-сигналы от отражателей взаимно подавляют друг друга.

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.

## 5. ОТОБРАЖЕНИЕ, РЕГИСТРАЦИЯ, АРХИВИРОВАНИЕ, ОБРАБОТКА И ПЕРЕДАЧА УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ИНФОРМАЦИИ

### 5.1. 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 element»).

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 512x512. 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 512х512. 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 640х480, близкое к разрешению в обычном телевизионном стандарте, то современный видеоадаптер SVGA (super VGA) дает разрешение 800х600, 1280х1024 и 1600х1200, 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.

## 5.2. 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 TV-монитора или компьютерного дисплея. Стандартный размер изображения, получаемого на термовидеопринтере, - 95х70 мм или 129х95 мм. Количество элементов в изображении может достигать 1520х1120 и более. Время получения изображения на термобумаге не превышает нескольких секунд.

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 видеоманитофона. Видеоманитфон 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 видеоманитофоны и кассеты, работающие в этом стандарте, существенно дороже, чем видеоманитофоны и кассеты обычного стандарта VHS.

Основные недостатки способа регистрации с использованием видеоманитофона:

- отсутствие твердой копии для хранения ее в медицинской карте пациента;
- относительно большое время поиска требуемого изображения.

По указанным причинам видеоманитфон, 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. Например, при размере изображения, получаемого на лазерном принтере,  $160 \times 118$  мм количество элементов изображения будет составлять  $560 \times 412$ . На рис. 75 даны изображения, полученные на термовидеопринтере фирмы «Sony» (рис. 75а) и на лазерном принтере (рис. 75б), 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 компьютеризованный 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.

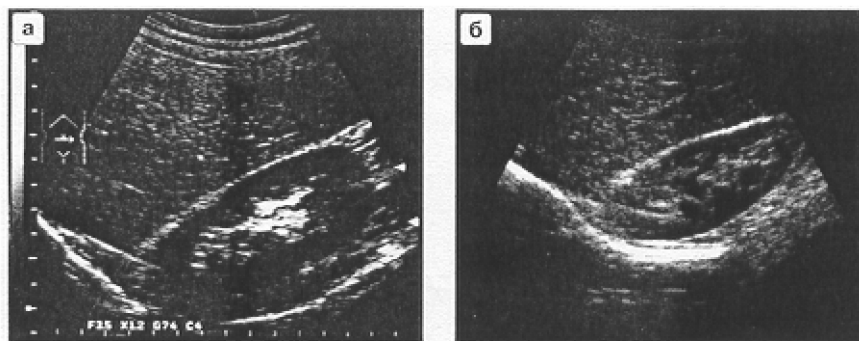


Рис. 75. Регистрация ультразвуковых изображений на термовидеопринтере (а) и на лазерном принтере(б).

### 5.3. 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.

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.

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.

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.

- 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, - 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 фрейм-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.

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.

#### **5.4. 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 изображений 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. 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 телемедицины в развитых странах только начинается, однако процесс этот идет достаточно активно, так что уже сейчас известно много примеров успешной работы телемедицинских 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 (preseting). 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 ухищряются зачастую называть по-разному. Введение единых стандартов передачи изображений в конечном счете повлечет за собой и выработку требований по унификации условий получения этих изображений.

## **5.5. Получение трехмерных изображений**

Современные ультразвуковые диагностические приборы обеспечивают получение двумерных (2D) изображений исследуемых тканей (ультразвуковых срезов) с высоким пространственным и контрастным разрешением. По сравнению с другими методами получения медицинских изображений — компьютерной рентгеновской томографии (КРТ), магнитно-резонансной томографии (МРТ), и пр. — ультразвуковые исследования (УЗИ) выигрышно отличаются оперативностью получения изображений в произвольно задаваемых врачом плоскостях сканирования, а также портативностью и относительной дешевизной аппаратуры.

Все применяемые в настоящее время методы регистрации томографических сечений (УЗИ, КРТ, МРТ и пр.) дают возможность в большинстве случаев получать достаточную диагностическую информацию. Однако в ряде ситуаций по регистрируемым сечениям из-за сложных анатомо-топографических соотношений бывает трудно уяснить пространственную конфигурацию интересующего органа и окружающих его тканей, поэтому в последние годы активно ведутся работы по созданию компьютерных средств, обеспечивающих получение трехмерных (3D) изображений по наборам сечений. При этом под 3D-изображением понимается выводимый на экран монитора объемный массив данных, синтезированный компьютером из набора сечений. В настоящее время созданы коммерческие программы формирования 3D-изображений для КРТ и МРТ. Однако названный выше метод получения трехмерных изображений не получил широкого клинического применения, в частности, из-за значительных затрат времени на регистрацию набора сечений и их длительной последующей обработки. Ультразвуковая диагностика, отличаясь от указанных выше методов своей оперативностью, предъявляет к системам 3D-визуализации более жесткие требования к объемному синтезу изображений. И все же сегодня в мире накоплен определенный опыт УЗ 3D-визуализации в разных областях медицины, например, для визуализации плода, предстательной железы, сердца, сосудов, глаза и пр.

Разработка ультразвуковой диагностической аппаратуры для 3D-визуализации в настоящее время развивается по двум направлениям. Первое связано с созданием приборов со специализированными, весьма дорогостоящими УЗ-датчиками, позволяющими производить послойное сканирование исследуемой области в автоматическом режиме с последующим построением трехмерных массивов данных. К приборам этого типа относятся Combison 530 фирмы Kretz (Австрия) и A15200 фирмы Dornier (Германия). К этому же типу аппаратуры можно отнести и УЗ-компьютерные системы, например, Echo-Scan 3D/4D фирмы TomTec (Германия), USound 2D/3D (Россия). В отличие от указанных выше приборов, компьютерные системы универсальны, поскольку могут работать с любыми ультразвуковыми диагностическими приборами и входящими в их комплект датчиками любых конструкций.

Второе направление в разработке ультразвуковой диагностической аппаратуры для 3D-визуализации состоит в создании принципиально новых приборов с двумерными матрицами пьезоэлементов, позволяющих «озвучивать» весь исследуемый объем и регистрировать 3D-массив ультразвуковых данных без перемещения датчика. Однако в настоящее время разработка систем второго типа еще не завершена.

### **Регистрация ультразвуковых данных и синтез 3D массива.**

В компьютерных системах для построения 3D-массива ультразвуковых данных необходимо, чтобы для всех изображений регистрируемой серии в компьютер передавались пространственные координаты сечений. Для этой цели применяют либо устройства позиционирования датчика, либо устройства определения его координат в пространстве. Как показал опыт, наиболее рациональным в качестве устройств позиционирования является использование электромеханических устройств, укрепляемых на механическом штативе для фиксации датчика и сканирования им в требуемой области, например по дуге окружности. В этом качестве чаще всего используются электромагнитные измерители, например изделия 3D-Space фирмы Polhemus Corp. и 3D-Birds фирмы Assention Tech. Corp. (США). Преимуществом способа, связанного с применением определителей пространственных координат, является возможность регистрации серии ультразвуковых срезов при произвольном перемещении датчика по телу пациента. В то же время использование устройств позиционирования дает более четкую фиксацию и определение положений датчика, что определяет целесообразность их применения при эндовагинальных и эндоректальных исследованиях, а также при исследованиях в офтальмологии (рис. 76).

В системе USound 2D/3D в процессе сканирования серии изображений с видеовыхода ультразвукового диагностического прибора оцифровываются с помощью модуля ввода и записываются в оперативную память компьютера типа IBM PC 486 или Pentium. Из полученной серии с помощью интерполяционных алгоритмов в памяти компьютера синтезируется объемный массив ультразвуковых данных, состоящий из

элементарных объемных элементов (вокселей) с одинаковыми размерами по трем осям X, Y и Z. В простейшем случае воксель соответствует ячейка памяти со значением, соответствующим яркости изображения. Для получения правильных геометрических размеров массива предварительно производится калибровка системы по специальному моделирующему свойству биоткани фантому с известными геометрическими размерами. Следует отметить, что запись серий ультразвуковых изображений для синтеза 3D массива требует определенного времени. Так, в системе USound 2D/3D время регистрации 120 срезов (через 0,5 градуса при повороте датчика на 60 градусов) составляет 10 секунд.

#### **Обработка и анализ ультразвуковых данных для 3D визуализации**

Получаемое на экране ультразвукового прибора изображение состоит из областей с разной яркостью, с наложенной на изображение текстурой, по которой врач-специалист по ультразвуковой диагностике может оценивать состояние исследуемой ткани, при этом многое зависит от имеющегося у него опыта.

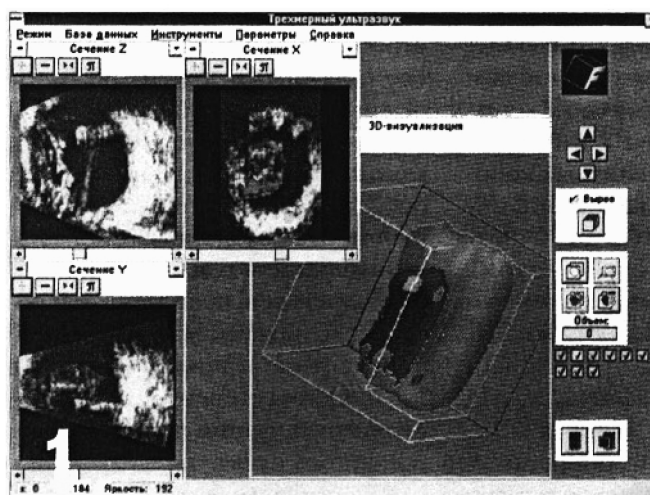


Рис. 76. Пример исследований в офтальмологии.

В настоящее время одной из основных задач, решаемых при 3D-визуализации, является наглядное представление на экране исследуемых органов и аномальных образований в виде объемных образов, что важно, например, при планировании хирургических операций. С этой целью в 3D-массиве ультразвуковых данных выделяются (сегментируются) области изображения органов и структур, представляющих интерес для врача. Выделение, как правило, производится по видимым границам областей, областям с одинаковыми яркостями или текстурами. При этом используют автоматизированные и интерактивные методы сегментации объектов. При автоматизированном выделении объектов применяют либо пороговые методы сегментации по яркости, либо (что дает наиболее правильные геометрические формы объектов) более сложные адаптивные методы. Такие методы позволяют достаточно хорошо выделять поверхности однородных по яркости объектов, например, стенки заполненных сосудов, желчного пузыря, плода в амниотической жидкости. Для выделения контуров и поверхностей сложных текстурированных объектов используют в основном интерактивные методы.

Для большей наглядности сегментированные области «закрашиваются» выбираемыми оператором псевдоцветами. После выполнения сегментации компьютерная система может значительно точнее, чем в существующих ультразвуковых приборах, определять объем сегментированных объектов.

#### **Визуализация 3D-ультразвуковых изображений**

Для отображения 3D-ультразвуковых данных на экране монитора в компьютерной системе USound 2D/3D используют методы:

- представления срезов 3D-массива;
- отрисовки 3D-массива ультразвуковых данных;
- отрисовки поверхностей выделенных объектов.

При представлении срезов на экране обеспечивается отображение одного из трех взаимноперпендикулярных наборов срезов 3D массива данных. Сечения отображаются в малом масштабе, что позволяет наблюдать сразу все последовательные срезы массива (рис.. 77).

Визуализация 3D-массива ультразвуковых данных и выделенных объектов производится с помощью т.н. алгоритма back-to-front. Алгоритм последовательно, послойно сканирует и отрисовывает на экране весь 3D массив под углом просмотра, задаваемым оператором. Более наглядное представление достигается при введении яркостного интервала, позволяющего отрисовывать воксели, яркости которых находятся внутри заданного интервала, что дает возможность отличать интересующую область от фона (рис. 78).

Поверхности сегментированных объектов отображаются на экране выбранными псевдоцветами. Для придания изображению большей наглядности объекты отрисовываются с разной освещенностью (в

зависимости от расстояния до наблюдателя), с наложением теней, бликов и ультразвуковых текстур (рис. 79).

Можно отображать сегментированные объекты и вместе с массивом ультразвуковых данных (рис. 80а). В некоторых случаях бывает полезен «прозрачный» режим представления выделенных объектов. В этом случае при отрисовке объемного изображения, осуществляется сложение цветов объектов, расположенных друг за другом по отношению к наблюдателю, что позволяет наблюдать один объект через другие (рис. 80б).

Программное обеспечение системы дает возможность оператору просматривать изображения сечений 3D-массива, включать режим отрисовки проекций массива, поворачивать массив на любой заданный угол, делать вырезы для наблюдения внутренних структур, изменять яркость и масштаб отрисовки изображений. Следует отметить, что сканирование и отрисовка объема — процесс, занимающий на ЭВМ типа Pentium 100 для массива 200\*200\*200 — точек порядка 30 сек., поэтому на ЭВМ обычной архитектуры невозможно обеспечить быстрый поворот для наблюдения объемов с разных ракурсов. С этой целью в системе предусмотрена возможность построения и последующего просмотра относительно длительный фильма, показывающего вращение массива и объектов в квазиреальном масштабе времени.

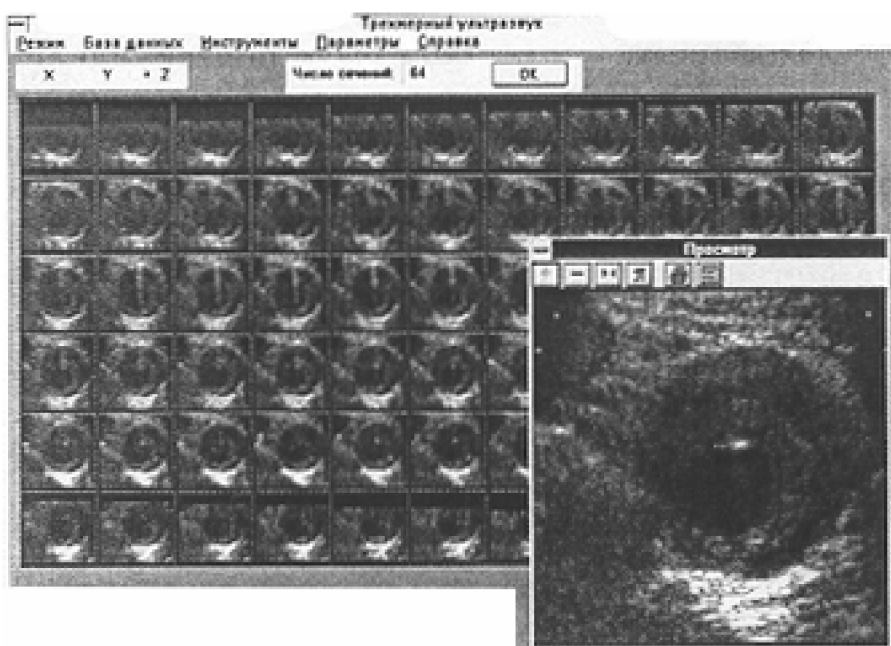


Рис. 77. Набор сечений.



Рис. 78. Введение яркостного интервала.

Одним из оперативных методов отрисовки выделенных объектов является представление их поверхностей в виде триангулярной сетки (рис. 80в).

Данный метод позволяет быстро отрисовывать объекты на экране монитора и, таким образом, практически в реальном масштабе времени производить повороты объектов для визуализации их под требуемым ракурсом.

Использование режимов 3D-визуализации позволяет:

- более отчетливо, чем при обычной УЗ-визуализации, представлять сложные по форме и структуре объекты, а также их пространственные взаимоотношения друг с другом;
- получать недоступные при обычной УЗ-визуализации С-сечения (сечения, параллельные поверхности тела пациента);
- производить значительно более точные вычисления объемов органов, чем в существующих УЗ-приборах.



### Перспективы развития методов 3D-визуализации

Развитие методов 3D-визуализации ультразвуковых данных будет происходить по следующим направлениям:

Развитие методов измерения акустических параметров биотканей, позволяющее синтезировать объемные изображения с численными оценками исследуемых структур, что ценно при решении задач дифференциальной диагностики.

Создание приборов на основе матриц пьезоэлементов, позволяющее синтезировать 3D-изображения в реальном масштабе времени, а также повысить точность визуализации работающего сердца и других органов.

Внедрение в практику работы лечебных медицинских учреждений сетевых компьютерных технологий, позволяющее обеспечивать одновременную совместную визуализацию на одном рабочем месте изображений от разных медицинских интроскопических систем (УЗИ, КРТ, МРТ и пр.) для более полного анализа состояния внутренних органов.

В заключение следует отметить, что хотя успехи в области 3D-ультразвуковой визуализации несомненны и делают ее одним из наиболее перспективных методов диагностики, предстоит провести еще достаточно много исследований как по совершенствованию методов получения и обработки 3D-ультразвуковых изображений, так и по приобретению клинического опыта применения этих систем.

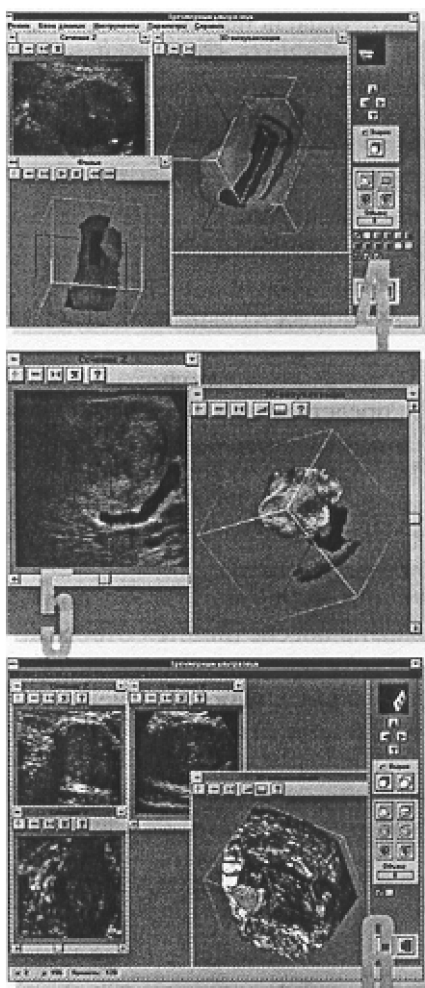


Рис. 79. Наложение теней, бликов и ультразвуковых структур.

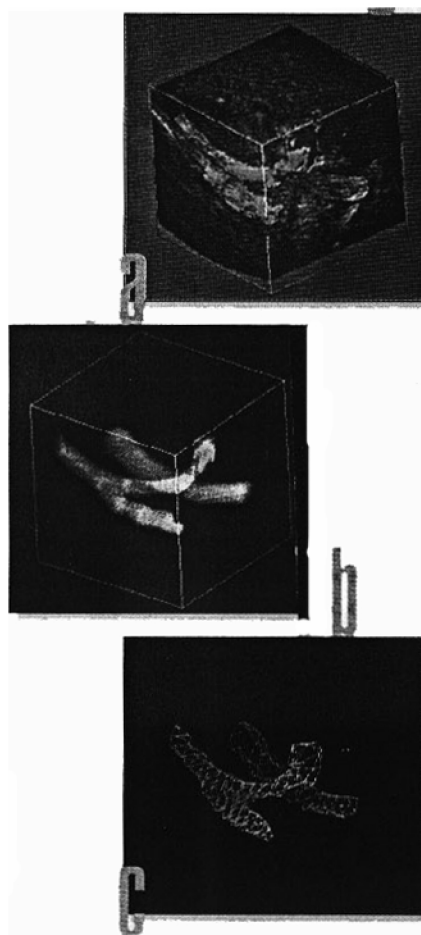


Рис. 80. Режимы отображения.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В эру докомпьютерных технологий в диагностике сложилось определенное распределение «обязанностей» между различными методами. Так, рентгеноскопия признавалась основным методом интроскопического исследования воздухосодержащих органов и костных структур, а приоритетной областью исследований для ультразвука были признаны «мягкие» (т. е. водосодержащие ткани и органы), хотя никогда не прекращались попытки разработки методов диагностики костных структур. Наивысшего успеха в этом направлении ультразвук достиг в остеометрии, позволив определять (количественно и качественно) состояние и свойства больших трубчатых костей скелета. Изначально одним из наиболее привлекательных свойств ультразвуковой диагностики считалось неинвазивность проводимых обследований, однако последнее десятилетие – свидетель активного внедрения ультразвуковой диагностики в самую «инвазивную» область медицины – хирургию. Здесь уже накоплен опыт интраоперационного применения ультразвуковой аппаратуры в ходе обычных операций, проверены на практике методики проведения малотравматических операций под контролем ультразвука, таких как дробление конкрементов в почках, лапароскопические и криохирургические операции, дренирование абсцессов и др. Если бы существовал метод оценки сравнительной эффективности применения различных диагностических систем, учитывающий стоимость применяемой аппаратуры, ее пропускную способность и чувствительность, то ультразвуковая аппаратура оказалась бы вне конкуренции. Необходимо также учитывать особенности отечественного здравоохранения (протяженность сети лечебно – профилактических учреждений, разноуровневость ее структуры, отсутствие надлежащего финансирования), чтобы понять, что ультразвуковая диагностика, - этот идеальный метод скрининга, - может стать в нашей стране основным методом клинической визуализации /1,2,3,4,5,6/.

Большинство из существующих сегодня ультразвуковых диагностических приборов не обладают возможностями трехмерного синтеза ультразвуковых изображений в силу ограниченных возможностей встроенных в аппаратуру вычислительных средств. Таким образом, создание систем и программного обеспечения для трехмерной визуализации является одной из наиболее актуальных задач в ультразвуковой диагностике, что позволит резко повысить информативность и удобство объемного восприятия диагностической информации. По мнению специалистов, в течение трех – четырех последующих лет возможно создать систему трехмерной ультразвуковой визуализации для полномасштабной реализации разработанной концепции современной операционной. До этого времени можно ожидать появления промежуточных систем ультразвуковой визуализации, например, модернизированные стандартные ультразвуковые системы с улучшенными характеристиками, полученными за счет применения более мощных методов обработки данных; системы телемедицины, позволяющие передавать ультразвуковые изображения в специальные центры для оценки, интерпретации или консультирования [7,8,9,10].

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Применение ультразвука в медицине: Физические основы: Пер. с англ. / Под ред. Хила К.М.: Мир, 1989. 586 с.
2. Ультразвук: Маленькая энциклопедия. М.: Советская энциклопедия, 1979. 400с.
3. Домаркас В.И., Пилецкас Э.Л. Ультразвуковая эхоскопия. Л.: Машиностроение, 1988. 276 с.
4. Физика визуализации изображений в медицине: В 2-х томах. Т. 2: Пер. с англ. / Под ред. С. Уэбба. М.: Мир, 1991. 408 с.
5. ГОСТ 26831-86. Приборы медицинские ультразвуковые диагностические сканирующие. Общие технические требования. Методы испытаний. М.: Изд-во стандартов, 1986. 14 с.
6. Шипулю М.Г. Практическое руководство по ультразвуковой диагностике. Кн. 1. М.: Высш. школа, 1995. 240 с.
7. Осипов Л.В. Ультразвуковые диагностические приборы: Практическое руководство для пользователей. М.: Видар, 1999. 256 с.
8. Столяр В.Л. Современные медицинские информационные системы // Компьютерные технологии в медицине. 1997. №3. с. 54-61.
9. Кербиков О.Б. 189 телемедицинских проектов по всему миру // Компьютерные технологии в медицине. 1997. №3. с. 74-79.

## 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-режим)** - 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, изменяемая 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 (pulsewave 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 сигнала 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 импульсноволновом доплере область оценки спектра 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 максимальной чувствительностью.

**M-режим (motion mode)**, или **TM-режим (time motion mode)** – режим получения акустической картины, отображающей изменение пространственного положения подвижных структур во времени.

**Мегагерц (МГц)** - миллион колебаний в секунду; 1 МГц = 1000000 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 импульсноволнового 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 элиазинг).

**Непрерывноволновой доплер (continuous wave doppler)**, или **CW-режим** - метод оценки скорости кровотока с использованием синусоидального УЗ сигнала большой длительности.

**Обратное рассеяние** (backscatering) - 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, услителем).

**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.

**Пulsационный 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  $15-20 \text{ с}^{-1}$ , 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.

**Систола-диастолический индекс (систола-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.

**Спектр-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 тканезквивалентный** - 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 пропускание 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 (импульсно-волнового 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.

**Элиазинг** (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, оттенками и яркостью которого зависят от интенсивности отраженных кровотоком эхо-сигналов.

**Эхогенный** - способный порождать эхо-сигналы; характеристика наблюдаемости биологических структур.

**Эхограмма** - 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).

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

B, или B-mode (brightness mode) - режим B - получение двухмерного акустического изображения.

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

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

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

CCD (convergent color Doppler) - конвергентный цветовой доплер.

CDA (continuous dynamic aperture) - непрерывная динамическая апертура.

CDE (color Doppler energy) - энергетический доплер.

CDF (continuous dynamic focus) - непрерывная динамическая фокусировка.

CDI (color Doppler imaging) - цветное доплеровское картирование.

CDV (color Doppler visualization) - цветное доплеровское картирование.

CF (color flow) - цветное доплеровское картирование.

CFI (color flow imaging) – цветное доплеровское картирование.

CFM (color flow mapping) – цветное доплеровское картирование.

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

CPA (color power angio) – энергетический доплер.

CW (continuous wave) - непрерывноволновой 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 (extended 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) - М-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) - импульсноволновой доплер.

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

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

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

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

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

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

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

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

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

TCP/IP (transmission control protocol/internet protocol) - протокол при передаче УЗ изображений между 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 двумерных решеток в качестве преобразователей УЗ датчиков).

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

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

Для заметок