

12+

ЦЕНТР ДИАГНОСТИКИ
И ТЕЛЕМЕДИЦИНЫ

Научно-практический клинический центр
диагностики и телемедицинских технологий
Департамента здравоохранения города Москвы

Д. В. Леонов, Ю. А. Васильев, О. В. Омелянская, Ю. В. Булгакова,
О. В. Власова, А. И. Громов, М. С. Дубова, А. А. Насибуллина,
М. А. Тыртышникова

УЛЬТРАЗВУКОВЫЕ МЕДИЦИНСКИЕ ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ УСТРОЙСТВА

Часть 1. Принципы работы

Учебное пособие

Рекомендовано Координационным
советом по области образования
«Здравоохранение и медицинские науки»

Москва, 2026



**Александр Громов
Анастасия Насибуллина
Денис Леонов
Марина Дубова
Мария Тыртышникова
Ольга Омелянская
Ольга Власова
Юлия Булгакова
Юрий Васильев**

**Ультразвуковые медицинские
диагностические устройства.
Часть 1. Принципы работы**

*<https://litres.ru/74503479>
ISBN 9785007127394*

Аннотация

Рекомендовано Координационным советом по области образования «Здравоохранение и медицинские науки» в качестве учебного пособия для подготовки кадров по программам ординатуры по специальности 31.08.11 «Ультразвуковая

диагностика» (протокол №096 от 22.01.2026, рег. №3529 ЭКУ от 22.01.2026). В первой части учебного пособия рассматриваются основные принципы работы ультразвуковых диагностических систем: от генерации ультразвука и взаимодействия с тканями до построения диагностического изображения.

Содержание

ИНФОРМАЦИЯ ОБ ИЗДАНИИ	7
ТЕРМИНЫ И СОКРАЩЕНИЯ	8
ВВЕДЕНИЕ	10
ГЛАВА 1. УСТРОЙСТВО	15
УЛЬТРАЗВУКОВОГО СКАНЕРА	
1.1. Основные физические принципы	15
1.2. Основные узлы сканера	23
1.2.1. Датчики	29
Конец ознакомительного фрагмента.	33

Ультразвуковые медицинские диагностические устройства

Часть 1. Принципы работы

Авторы: Леонов Денис Владимирович, Васильев Юрий Александрович, Омелянская Ольга Васильевна, Булгакова Юлия Владиславовна, Власова Ольга Викторовна, Громов Александр Игоревич, Дубова Марина Сергеевна, Насибуллина Анастасия Александровна, Тыртышникова Мария Александровна

Дизайнер обложки Екатерина Дмитриевна Бугаенко

Редактор Валентина Павловна Гамарина

Верстка Екатерина Дмитриевна Бугаенко

© Денис Владимирович Леонов, 2026

© Юрий Александрович Васильев, 2026

© Ольга Васильевна Омелянская, 2026

© Юлия Владиславовна Булгакова, 2026

© Ольга Викторовна Власова, 2026

© Александр Игоревич Громов, 2026

© Марина Сергеевна Дубова, 2026

© Анастасия Александровна Насибуллина, 2026

© Мария Александровна Тыртышникова, 2026

© Екатерина Дмитриевна Бугаенко, дизайн обложки,
2026

ISBN 978-5-0071-2739-4 (т. 1)

ISBN 978-5-0071-2738-7

Создано в интеллектуальной издательской системе Ridero

ИНФОРМАЦИЯ ОБ ИЗДАНИИ

Учебное пособие подготовлено в рамках выполнения НИР «Научное обоснование разработки и применения тканеэквивалентных материалов для создания тест-объектов в области лучевой диагностики».

Рецензенты:

Сурков Виктор Иванович — кандидат технических наук, доцент кафедры основ радиотехники НИУ «МЭИ»

Борсуков Алексей Васильевич — доктор медицинских наук, профессор, заслуженный деятель науки РФ, директор ПНИЛ «Диагностические исследования и малоинвазивные технологии» ФГБОУ ВО СГМУ МЗ РФ, заведующий отделением диагностических и малоинвазивных технологий ОГБУЗ КБ №1 г. Смоленска

ТЕРМИНЫ И СОКРАЩЕНИЯ

Aliasing — наложение спектров, искажение информации о скорости и направлении кровотока в доплеровских режимах

B — яркость (*brightness*), часто встречается в сочетаниях **B-mode** и **B-gain**

B-gain — усиление сигналов формирования серошкального изображения

Blooming artifact — окрашивание стенок сосудов и близлежащих тканей в режимах картирования, ложное расширение области кровотока

B-mode — серошкальный режим

Carrier frequency — несущая частота излучаемого сигнала

C-gain — усиление доплеровских сигналов в цветовых режимах

Color-write priority — приоритет тканей

Focus — глубина расположения фокуса передатчика

Frame averaging — межкадровое усреднение

Gain — усиление сигналов в приборе при приеме, часто встречается в сочетаниях **B-gain** и **C-gain**

PD — энергетическое доплеровское картирование (*power Doppler*)

Power — мощность излучаемого сигнала

PRF — частота повторения импульса (*pulse repetition frequency*), соответствующие регуляторы обычно называются *speed range* или *scale*

Sensitivity — чувствительность доплеровских режимов

Smoothing — сглаживание вдоль луча

TD — доплеровская тканевая визуализация (*tissue Doppler*)

Twinkling artifact — мерцающий артефакт

Wall filter — фильтр колебаний стенок сосудов

КТ — компьютерная томография

УЗИ — ультразвуковое исследование

УЗМДУ — ультразвуковое медицинское диагностическое устройство

ЦДК — цветное доплеровское картирование

ЭДК — энергетическое доплеровское картирование

ВВЕДЕНИЕ

Ультразвуковые медицинские диагностические приборы представляют собой неотъемлемый элемент современной клинической практики. Они обеспечивают быстрое, точное и неинвазивное исследование внутренних органов и тканей, что позволяет диагностировать различные патологии на ранних стадиях. Данное учебное пособие формирует систематизированные знания о принципах работы, устройстве и функциональных возможностях этой сложной аппаратуры.

В первой части пособия особое внимание уделяется основам формирования изображения в серошкалированном режиме (В-режим), являющемся фундаментом ультразвуковой диагностики. Основными задачами первой части пособия являются изучение физических основ метода, включая рассмотрение природы ультразвуковых волн в диапазоне 2—20 МГц, механизма их распространения в биологических средах и фундаментального принципа эхолокации, основанного на анализе отраженных сигналов от границ сред с разным акустическим импедансом. Также осуществляется анализ устройства и компонентов ультразвукового сканера через детальное ознакомление с конструкцией современного аппарата, включая такие ключевые элементы, как датчики, аналоговый приемо-передающий модуль, вычислительную систему, панель управления, монитор и периферийные

устройства, с пониманием их взаимосвязи и вклада в итоговое качество изображения.

Важной задачей выступает исследование принципов формирования серошкального изображения, предполагающее глубокое изучение технологической цепочки от генерации ультразвукового импульса и приема эхосигналов до их цифровой обработки и построения двухмерного изображения в оттенках серого, визуализирующего морфологическую структуру тканей. Далее следует систематизация артефактов ультразвуковой визуализации, включающая подробное описание и классификацию вариаций артефактов, возникающих при работе в серошкальном режиме, объяснение физических причин их появления и выработку навыков их распознавания для минимизации диагностических ошибок. Завершающей задачей является освоение методов контроля и калибровки оборудования через изучение назначения, устройства и принципов применения калибровочных фантомов для верификации и поддержания точности и воспроизводимости результатов измерений, получаемых на ультразвуковых сканерах.

Требования к входным знаниям, компетенциям и умениям для проведения занятий: теоретические знания и практические навыки в соответствии с федеральными государственными образовательными стандартами высшего образования по специальностям 31.08.11 «Ультразвуковая диагностика» (приказ Минобрнауки России от 25.08.2014 №1053),

12.03.04 «Биотехнические системы и технологии» (приказ Минобрнауки России от 19.09.2017 №1975), 12.04.04 «Биотехнические системы и технологии» (уровень магистратуры, приказ Минобрнауки России от 21.11.2014 №1497), 03.03.02 «Медицинская физика» (приказ Минобрнауки России от 07.08.2020 №891). Для успешного освоения материала обучающиеся должны знать основы анатомии и физиологии человека, базовые принципы распространения звуковых волн, уметь анализировать графические данные и владеть навыками работы с персональным компьютером.

Изучение пособия направлено на формирование у обучающихся следующих компетенций:

I. По специальности 31.08.11 «Ультразвуковая диагностика»:

1. Общекультурные:

— способность к абстрактному мышлению, анализу и синтезу (ОК-1);

— готовность к саморазвитию, самореализации и самообразованию (ОК-5).

2. Общепрофессиональные:

— готовность решать стандартные задачи профессиональной деятельности с использованием информационных ресурсов и медико-биологической терминологии (ОПК-1);

— способность анализировать результаты собственной деятельности для предотвращения ошибок (ОПК-5).

3. Профессиональные:

- навыки управления качеством ультразвуковой диагностики (ПК-17);

- готовность к освоению и клиническому внедрению современных ультразвуковых технологий (3D/4D, эластография, контрастные методики) (ПК-22).

4. Дополнительно:

- совмещение ультразвуковых исследований с другими методами визуализации;

- оптимизация параметров исследования для различных клинических ситуаций.

II. По специальностям 12.03.04 и 12.04.04 «Биотехнические системы и технологии»:

1. Общекультурные:

- способность совершенствовать интеллектуальный и общекультурный уровень (ОК-1);

- умение применять новые методы исследований (ОК-2).

2. Общепрофессиональные и профессиональные:

- коррекция артефактов и шумов (ОПК-5);

- диагностические алгоритмы для патологий различного профиля (ПК-8).

III. По специальности 03.03.02 «Медицинская физика»:

1. Общекультурные:

- способность к профессиональной эксплуатации современного оборудования (ОК-7).

2. Профессиональные:

- применение естественно-научных знаний в медицин-

ской практике (ОПК-1).

В результате изучения пособия обучающийся должен:

— **знать:** физические принципы ультразвуковой диагностики, устройство сканеров, виды артефактов и методы их коррекции, принципы калибровки оборудования;

— **уметь:** настраивать параметры сканера, идентифицировать артефакты, проводить базовую диагностику оборудования;

— **владеть:** навыками интерпретации изображений, настройки аппаратуры для клинических задач, взаимодействия с техническими специалистами.

Данное учебное пособие поможет медицинским специалистам глубже понять работу ультразвуковых систем, а инженерам — разрабатывать и обслуживать диагностическое оборудование с учетом клинических потребностей. Оно объединяет теоретические основы ультразвуковой диагностики с практическими аспектами работы на оборудовании, что делает его полезным как для начинающих специалистов, так и для опытных практиков, желающих усовершенствовать свои знания.

Авторы выражают признательность Кульбергу Николаю Сергеевичу за консультации, полученные в ходе работы над рукописью.

ГЛАВА 1. УСТРОЙСТВО УЛЬТРАЗВУКОВОГО СКАНЕРА

1.1. Основные физические принципы

Ультразвуковые волны представляют собой звуковые волны с частотой выше верхней границы слышимого диапазона для человеческого уха, то есть выше 20 кГц. Эти волны находят широкое применение в различных областях, таких как медицина, промышленность, навигация и другие. Чтобы понять, как работают ультразвуковые приборы, необходимо рассмотреть основные принципы распространения волн.

Ультразвук, подобно звуку, который может слышать ухо человека, распространяется в среде в виде волн, где молекулы вещества колеблются, создавая зоны сжатия и разрежения. Ультразвуковая волна распространяется в среде путем последовательных колебаний молекул этой среды. При прохождении ультразвуковой волны молекулы среды начинают колебаться вокруг своего равновесного положения, передавая энергию соседним молекулам. Характеристики этих волн описываются частотой (количеством колебаний в секунду), длиной волны (расстоянием между двумя точками с одинаковой фазой колебаний) и скоростью распростране-

ния. Скорость звука в идеальном упругом материале при заданной температуре и давлении является постоянной и зависит прежде всего от упругости и плотности среды. Важно отметить, что длина волны обратно пропорциональна ее частоте: чем выше частота, тем короче волна.

$$c = v \cdot \lambda. \quad (1)$$

Большинство методов ультразвукового исследования используют либо продольные, либо поперечные волны (рис. 1). Продольные ультразвуковые волны — волны, направление распространения которых совпадает с направлением колебаний амплитуды (механические колебания, акустические волны). Поперечные ультразвуковые волны — волны, направление распространения которых перпендикулярно плоскости, в которой лежат направления колебаний амплитуды (кольца на воде, колебания струны, веревки и т. д.).

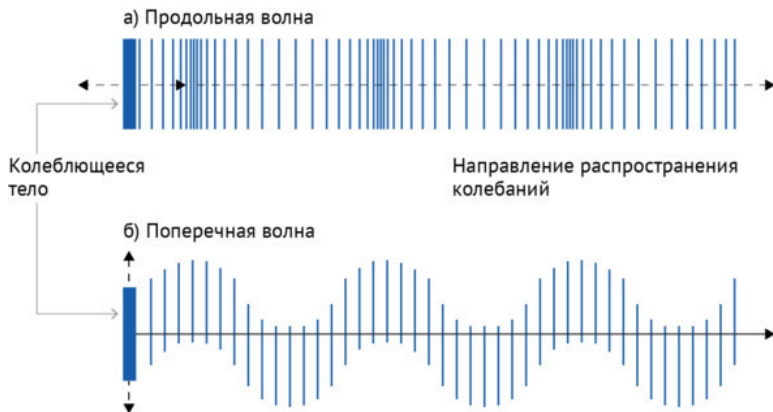


Рисунок 1 — Распространение продольной (а) и поперечной (б) волн

В твердых веществах для продольных волн скорость звука равна:

$$c_l = \sqrt{\frac{E}{\rho} \cdot \frac{1 - \mu}{(1 + \mu)(1 - 2\mu)}}, \quad (1.2)$$

где c_l — скорость звука для продольных волн [м/с];

E — модуль упругости [Па];

μ — коэффициент Пуассона;

ρ — плотность [кг/м³].

Для поперечных волн она определяется по формуле:

$$c_t = \sqrt{\frac{G}{\rho}}, \quad (1.3)$$

где c_t — скорость звука для поперечных волн [м/с];
 G — модуль сдвига [Па].

Ультразвуковое исследование является неотъемлемым методом диагностики заболеваний на ранних стадиях. Ультразвук широко используется в медицине для визуализации внутренних органов, особенно органов брюшной полости и таза. Это обусловлено несколькими факторами: хорошая проводимость ультразвука через мягкие ткани человека, относительная безопасность по сравнению с рентгеновским излучением и простота использования по сравнению с магнитно-резонансной томографией.

При прохождении через ткани ультразвуковая волна взаимодействует с ними, затухая и отражаясь. Эти явления используются в ультразвуковой диагностике для получения информации о структуре и свойствах тканей.

По мере распространения ультразвуковой волны ее интенсивность и амплитуда уменьшаются, это явление называ-

ется затуханием. Существует несколько причин затухания:

- расширение волнового фронта;
- рассеяние;
- поглощение.

При расширении волнового фронта энергия, испускаемая точечным или сферическим источником, распределяется по всей увеличивающейся поверхности волнового фронта. Это приводит к снижению интенсивности звука, так как поток энергии на единицу поверхности уменьшается. Для сферической волны, волновая поверхность которой растет с расстоянием r от источника как r^2 , амплитуда убывает пропорционально r^{-1} , а для цилиндрической — пропорционально $r^{-1/2}$, где r — расстояние от источника.

Рассеяние ультразвука происходит из-за встречающихся неоднородностей среды, размеры которых сопоставимы с длиной волны. Это связано с резкими изменениями свойств среды (плотности и модулей упругости) на границах неоднородностей. Примеры таких неоднородностей в газах — капли жидкости, в воде — пузырьки воздуха, в твердых телах — инородные включения или отдельные кристаллы в поликристаллах. Особый случай — рассеяние на хаотически расположенных неоднородностях.

Поглощение ультразвука происходит путем превращения части энергии ультразвуковой волны в тепло. Причиной этого могут быть вязкость и теплопроводность среды, взаимо-

действие волны с различными молекулярными процессами вещества, с тепловыми колебаниями кристаллической решетки и др.

Затухание звука, вызванное рассеянием и поглощением, происходит нелинейно. Амплитуда волны уменьшается экспоненциально с увеличением расстояния, то есть пропорционально $e^{-\delta r}$, где δ — коэффициент затухания.

Ультразвуковое медицинское диагностическое устройство — устройство для обработки сигналов, использующее метод лучевой диагностики, в котором при помощи высокочастотных звуковых волн получают изображения внутренних органов человеческого тела. В основе метода лежит регистрация ультразвуковых волн, отраженных от внутренних структур областей тела, которые обладают различной плотностью, а значит, и отражение от них будет различное. Скорость распространения ультразвука в среде измеряется в метрах в секунду и зависит только от характеристик ткани, главным образом от плотности (таблица 1).

Таблица 1 – Скорость распространения звука в среде

Ткань	Скорость, с (м/с)
Мозг	1510
Печень	1550
Почки	1565
Мышцы	1580
Жировая ткань	1450
Кости	4080
Кровь	1570
Мягкие ткани	1540
Воздух	330

Усредненная скорость распространения ультразвука в тканях тела человека составляет 1540 м/с — на эту скорость запрограммировано большинство ультразвуковых диагностических приборов [1].

Скорость ультразвука определяется также эластичностью ткани. Плотность и эластичность вместе определяют ее акустическое сопротивление, или импеданс:

$$Z = \rho \cdot c, \quad (1.4)$$

где Z — акустическое сопротивление [$\text{кг/м}^2\text{с}$];

ρ — плотность [кг/м^3];

c — скорость распространения ультразвука в ткани [м/с].

Чем больше разница акустических сопротивлений между средами, тем большее отражение ультразвука происходит. Значительная разница в акустическом сопротивлении существует на границе «мягкая ткань — газ». Во избежание отражения сигнала между кожей пациента и преобразователем используется гель на водной основе, который устраняет воздух, задерживающий ультразвуковую волну.

В то время как разрешающая способность ультразвукового медицинского диагностического устройства (УЗМДУ) имеет прямую зависимость от частоты сигнала, глубина проникновения имеет от нее обратную зависимость. В клинической практике используют волны частотой от 2 до 15 МГц. Данный диапазон обусловлен физическими особенностями ультразвука (зависимостью глубины сканирования от частоты) и диагностическими задачами ультразвуковой диагностики (получением более четкого изображения) [2, 3].

Интенсивность ультразвука при прохождении через ткань убывает по экспоненциальному закону, также возможно аномальное поглощение в некоторых диапазонах частот, зависящее от особенностей молекулярного строения данной ткани.

1.2. Основные узлы сканера

Ультразвуковая диагностика (УЗД, УЗИ, сонография, ультрасонография) представляет собой метод лучевой диагностики, основанный на использовании высокочастотных звуковых волн для получения изображений внутренних органов человеческого тела. Уникальная способность УЗИ к визуализации в реальном времени позволяет исследователям анализировать структуру, функциональные движения внутренних органов, а также оценивать кровоток в сосудистой системе.

УЗИ — это неинвазивный метод, который широко используется в клинической практике для постановки диагнозов и мониторинга различных заболеваний. Его диагностическая ценность заключается в способности быстро и надежно предоставлять детальные изображения без риска радиационного облучения пациента.

История ультразвука восходит к XVIII веку, когда итальянский ученый-натуралист Ладзаро Спалланцани установил, что летучие мыши используют эхолокацию для ориентации в пространстве. Этим открытием было положено начало изучению ультразвуковых явлений. В конце XIX века открытие братьями Кюри пьезоэлектрического эффекта позволило создать приемники ультразвуковых волн, что впоследствии заложило основу для медицинских применений

ультразвука.

Пьезоэлектрический эффект представляет собой явление, при котором в определенных кристаллических материалах возникает электрический заряд в ответ на механическое напряжение. Основной его принцип заключается в связи между механическими и электрическими энергетическими состояниями в кристаллических структурах, не обладающих центром симметрии.

Пьезоэлектрические материалы, такие как кварц, титанат бария и различные полимеры, могут генерировать электрическое напряжение при приложении механической силы. Существует также обратный эффект, известный как обратный пьезоэлектрический эффект, при котором приложение электрического поля вызывает механическое деформирование материала.

С точки зрения физики пьезоэлектрический эффект обусловлен смещением ионов в решетке кристалла, что вызывает перераспределение электрических зарядов внутри материала. В отсутствие внешнего напряжения эти материалы находятся в электрически нейтральном состоянии благодаря симметричному распределению ионов. Однако при приложении внешнего механического напряжения эта симметрия нарушается, и образуется электрическое поле.

На поверхность пьезопластины наносят тонкие серебряные слои, выполняющие функцию электродов. При подаче электрического напряжения на пьезопластину она меняет

свою толщину в результате обратного пьезоэлектрического эффекта. Если это напряжение переменное, пластина начинает колебаться в такт изменениям, создавая упругие колебания в окружающей среде, функционируя как излучатель. Напротив, если пьезопластина воспринимает импульс давления (например, отраженную ультразвуковую волну), то на ее поверхности возникают электрические заряды благодаря прямому пьезоэлектрическому эффекту, которые можно измерить. В этом случае пьезопластина служит приемником.

Развитие медицинских ультразвуковых технологий началось в 1940-х годах. Ключевым событием стало появление первого современного ультразвукового аппарата в 1963 году в США, который позволял врачу держать сканер и приемник ультразвука в руке, что значительно упростило процесс диагностики. Это событие ознаменовало начало эры современных ультразвуковых исследований, которые стали неотъемлемой частью медицинской диагностики и лечения многих заболеваний в современной медицине.

Рассмотрим принципы работы ультразвукового медицинского диагностического устройства на системном уровне, назначение и особенности функционирования основных узлов сканера, а также этапы обработки сигнала внутри прибора.

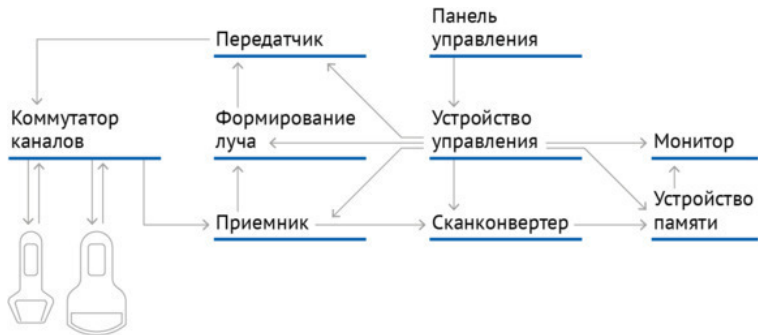


Рисунок 2 — Структурная схема ультразвукового прибора [1]

Современный ультразвуковой сканер — это сложное устройство, состоящее из нескольких основных модулей, работающих согласованно (рис. 2).

На входе прибора установлен коммутатор, который подключает датчики (линейные, конвексные, секторные) через специальные разъемы. Коммутатор переключает датчики по командам с панели управления. Он также управляет перемещением ультразвукового луча в датчиках линейного и конвексного типов. Команды о перемещении поступают из устройства управления.

Устройство управления координирует работу всех остальных узлов: формирователя луча, передатчика, приемника, сканконвертера, устройства памяти и монитора.

Передатчик и приемник — многоканальные устройства,

усиливающие сигналы. Они связаны с формирователем луча, который устанавливает задержки для каждого канала, обеспечивая правильную фокусировку ультразвукового луча. Приемник также выполняет квадратурную обработку сигнала, что позволяет рассчитать амплитуду и фазу принятого сигнала.

После обработки на приемнике сигналы направляются в сканконвертер, где происходит преобразование координат для лучшего отображения данных на экране устройства. Когда используется линейный датчик, данные на экране представляются в декартовой системе координат, а при использовании конвексного или секторного датчика — в полярной системе координат. Наряду с этим, сканконвертер выполняет интерполяцию данных на изображении, обеспечивая его целостное восприятие без пустот. Это особенно заметно при конвексном и фазированном сканировании на средних и больших глубинах, где лучи расходятся на значительные расстояния. Пустым элементам назначаются амплитуды, рассчитанные на основе известных амплитуд соседних элементов с помощью интерполяционных алгоритмов.

Информация, подготовленная для отображения, поступает с выхода сканконвертера в цифровое устройство памяти, где записывается синхронно с процессом сканирования. В дальнейшем данные читаются из памяти с такой скоростью, которая необходима для формирования изображения на мониторе. Управление прибором осуществляется пользовате-

лем при помощи ручек, кнопок и сенсорного экрана, расположенных на панели управления. Эти элементы управления позволяют настраивать параметры сканирования, корректировать визуальные эффекты и управлять отображением изображения, что обеспечивает высокую точность диагностики и удобство в работе с аппаратом [4].

Современные ультразвуковые сканеры (пример на рис. 4) включают в себя разнообразные компоненты для обеспечения высокого качества диагностики. Среди этих компонентов можно выделить устройства ввода для управления системой, монитор для визуализации изображений, динамики для прослушивания спектрального доплеровского режима, а также разъемы для подключения различных датчиков. В дополнение к этим основным элементам сканеры могут быть оснащены термопринтером для печати изображений и отчетов, входом для электрокардиографа, а также кассетными или дисковыми приводами для хранения данных и загрузки необходимого программного обеспечения.

Отдельное внимание стоит уделить мобильности современных ультразвуковых сканеров. Многие из них спроектированы таким образом, чтобы их можно было легко транспортировать внутри больницы или поликлиники, что значительно упрощает их использование в различных отделениях. Кроме того, существуют портативные модели, которые своим внешним видом напоминают ноутбук, и ультрапортативные устройства, которые можно носить в кармане, что де-

тем приемник в датчике ловит эхо, отраженное от внутренних органов, и преобразует его обратно в электрический сигнал.

Идеальный датчик должен обладать следующими характеристиками:

— Высокая эффективность излучения: датчик должен эффективно преобразовывать электрический сигнал в ультразвуковой импульс, посылая достаточно сильный сигнал в ткани.

— Высокая чувствительность приема: датчик должен быть достаточно чувствительным, чтобы зафиксировать слабые отраженные сигналы, возвращающиеся от тканей.

— Оптимальные характеристики импульсов: ультразвуковые импульсы, излучаемые датчиком, должны иметь строго определенные характеристики (длительность, частота), что гарантирует качественное изображение.

— Широкий диапазон приема: датчик должен принимать широкий диапазон частот, отраженных от разных тканей, что позволяет получить более детальную картину внутренних структур.

УЗИ-датчики состоят из пьезоэлектрических кристаллов, которые генерируют и принимают ультразвуковые волны. Когда на пьезокристаллы датчика подают высоковольтные импульсы, они начинают вибрировать.

Частота этих вибраций определяет длину волны ультразвука, а она в свою очередь влияет на качество изображения.

Чем выше частота, тем короче волна — и тем более четким становится изображение, позволяя разглядеть мелкие детали. Однако чем выше частота, тем быстрее ультразвук поглощается тканями, уменьшая глубину проникновения в тело.

Таким образом, датчики с высокой частотой колебаний обеспечивают лучшее разрешение изображения при исследовании поверхностных тканей, тогда как низкочастотные датчики позволяют визуализировать более глубоко расположенные органы, уступая при этом высоким частотам в качестве изображения. Это различие является ключевым фактором при выборе датчиков. Существуют различные типы датчиков (рис. 4), их выбор зависит от интересующего органа:

— Низкочастотные датчики (2—5 МГц) лучше подходят для глубокого проникновения, например для обследования брюшной полости.

— Высокочастотные датчики (7—15 МГц и выше) используются для поверхностных сканирований с высокой разрешающей способностью, таких как сканирование кожи, поверхностных сосудов и мелких органов.

Дизайн датчиков для ультразвукового исследования значительно усовершенствован к настоящему времени. Вместо использования передвигающегося одноэлементного датчика, как это было на заре развития ультразвуковой визуализации [6], теперь применяются многоэлементные датчики с электронным сканированием. Это обновление привело к улучшению качества изображений и расширению приме-

ния ультразвуковых технологий в области медицины. Такие датчики состоят из нескольких десятков или сотен пьезоэлектрических элементов, которые образуют решетку. Каждый элемент способен работать как на излучение, так и на прием сигнала, и их функционирование контролируется через подачу электрических импульсов с различными задержками на соответствующие элементы решетки. Этот принцип лежит в основе работы большинства современных ультразвуковых приборов [7].

Конец ознакомительного фрагмента.

Текст предоставлен ООО «Литрес».

Прочитайте эту книгу целиком, [купив полную легальную версию](#) на Литрес.

Безопасно оплатить книгу можно банковской картой Visa, MasterCard, Maestro, со счета мобильного телефона, с платежного терминала, в салоне МТС или Связной, через PayPal, WebMoney, Яндекс.Деньги, QIWI Кошелек, бонусными картами или другим удобным Вам способом.