

А. С. Воробьев

АМБУЛАТОРНАЯ ЭХОКАРДИОГРАФИЯ У ДЕТЕЙ

**Санкт-Петербург
СпецЛит**

А. С. Воробьев

**АМБУЛАТОРНАЯ
ЭХОКАРДИОГРАФИЯ
У ДЕТЕЙ**

Руководство для врачей

Санкт-Петербург
СпецЛит
2010

УДК 611.1/616.12–073.97–71
В75

Автор:

Александр Сергеевич Воробьев — кандидат медицинских наук, доцент кафедры педиатрии им. профессора И. М. Воронцова факультета повышения квалификации и профессиональной переподготовки Санкт-Петербургской государственной педиатрической медицинской академии. Имеет большой опыт клинической и педагогической работы. Автор более 200 научных работ, нескольких книг. В течение многих лет занимается вопросами функциональной и ультразвуковой диагностики состояния сердечно-сосудистой системы у детей.

Воробьев А. С.

В75 Амбулаторная эхокардиография у детей : руководство для врачей / А. С. Воробьев. — СПб. : СпецЛит, 2010. — 543 с. : ил. ISBN 978-5-299-00401-4

В руководстве представлена методика эхокардиографического обследования детей и подростков. Отражен стандартный ход ультразвукового исследования сердца, описаны современные эхокардиографические технологии. Книга может служить пособием для самостоятельного обучения, а врач, уже владеющий эхокардиографией, найдет в ней полезный материал по частным вопросам ультразвукового исследования сердца при различной патологии.

Руководство предназначено для детских кардиологов, врачей функциональной и ультразвуковой диагностики, а также для педиатров.

УДК 611.1/616.12–073.97–71

ОГЛАВЛЕНИЕ

Условные сокращения на русском языке	8
Условные сокращения на английском языке	12
Предисловие	17
Введение	18
Глава 1. Физические основы ультразвука	23
Глава 2. Ультразвуковой датчик	38
Глава 3. Виды ультразвуковой эхолокации	44
Глава 4. Допплеровский метод в эхокардиографии (совместно с М. Н. Алехиным)	55
Глава 5. Настройка эхокардиографического изображения	76
Глава 6. Вопросы лучевой безопасности и нормирования труда врача ультразвуковой диагностики	79
Глава 7. Методика эхокардиографического исследования	85
Левый парастеральный доступ	91
Парастеральная, продольная по длинной оси левого желудочка позиция	91
Парастеральный доступ в продольной позиции по длинной оси сердца через правые отделы (приточный отдел правого желу- дожка)	104
Левый парастеральный доступ, позиция по длинной оси сердца через выходной отдел правого желудочка	107
Левый парастеральный доступ, поперечное по короткой оси сер- дца сегение	108
Верхушечный (апикальный) доступ	115
Верхушечный доступ, четырехкамерная позиция	115
Верхушечный доступ, пятикамерная позиция	120
Верхушечный доступ, двухкамерная позиция	121
Верхушечный доступ, позиция по длинной оси левого желудочка	123
Субкостальный (эпигастральный) доступ	124
Субкостальный доступ, четырехкамерная позиция по длинной оси сердца	124
Субкостальный доступ, позиция по короткой оси сердца	125
Супрастеральный (надгрудинный) доступ	128
Супрастеральный доступ, сегение по длинной оси дуги аорты	128
Супрастеральный доступ, сегение по короткой оси дуги аорты	129
Супрастеральный доступ, сегение через левое предсердие на уровне легочных вен (сегение «краб»)	130
Правый парастеральный доступ, четырехкамерная позиция	131
Чреспищеводный доступ (совместно с В. Ю. Зиминной)	132
Глава 8. Определение и методика расчета анатомических и физио- логических показателей сердца	154
Возможности эхокардиографии в проведении фазового анализа сер- дечной деятельности	154

Левый желудочек	160
Систолическая функция левого желудочка	160
Диастолическая функция левого желудочка	171
Определение массы миокарда левого желудочка	177
Сегментарное деление левого желудочка	178
Правый желудочек	182
Расчет объема внутрисердечного шунта	184
Эхокардиографическая диагностика легочной гипертензии	185
Глава 9. Общие вопросы клинической диагностики врожденных пороков сердца у детей (<i>совместно с Н. М. Летенковой</i>)	194
Глава 10. Дефект межпредсердной перегородки	205
Глава 11. Аномальный дренаж легочных вен	216
Глава 12. Дефект межжелудочковой перегородки	219
Глава 13. Открытый артериальный проток (<i>совместно с С. Н. Яковлевым</i>)	240
Глава 14. Изолированный стеноз легочной артерии	248
Глава 15. Тетрада Фалло	253
Глава 16. Транспозиция магистральных сосудов	260
Глава 17. Корригированная транспозиция магистральных сосудов	266
Глава 18. Атрезия трехстворчатого клапана	269
Глава 19. Аномалия Эбштейна	273
Глава 20. Синдром гипоплазии левых отделов сердца (синдром леводеленности)	277
Глава 21. Общий артериальный ствол	280
Глава 22. Единственный желудочек сердца	284
Глава 23. Открытый атриовентрикулярный канал	287
Глава 24. Аномальное отхождение левой коронарной артерии от легочной артерии	295
Глава 25. Врожденный и приобретенный стеноз аорты (<i>совместно с Т. Д. Бутаевым</i>)	298
Глава 26. Коарктация аорты	310
Глава 27. Недостаточность аортального клапана (<i>совместно с Т. Д. Бутаевым</i>)	315
Глава 28. Митральный стеноз (<i>совместно с Т. Д. Бутаевым</i>)	323
Глава 29. Недостаточность митрального клапана (<i>совместно с Т. Д. Бутаевым</i>)	332
Глава 30. Малые аномалии сердца	341
Дополнительные (добавочные) хорды в левом желудочке	343
Пролапс митрального клапана	347
Аномалии папиллярных мышц	353
Малые аномалии аорты	355
Малые аномалии трикуспидального клапана и легочной артерии	359
Малые аномалии правого предсердия	361
Открытое овальное окно	363
Аневризматическое выпячивание межпредсердной перегородки	367

Глава 31. Кардиомиопатии (совместно с Т. Д. Бутаевым)	370
Дилатационная кардиомиопатия	371
Гипертрофическая кардиомиопатия	374
Рестриктивная кардиомиопатия	383
Аритмогенная дисплазия правого желудочка	383
Некомпактный миокард левого желудочка	384
Фиброэластоз эндокарда	385
Глава 32. Перикардиты (совместно с Т. Д. Бутаевым)	388
Глава 33. Инфекционный эндокардит (совместно с Т. Д. Бутаевым)	395
Глава 34. Опухоли сердца (совместно с Т. Д. Бутаевым)	401
Заключение	403
Приложение 1. Формализованный протокол эхокардиографического исследования	405
Приложение 2. Комплекс упражнений при утомлении глаз (при работе с компьютером)	411
Приложение 3. Болезни и синдромы наследственной природы, сопровождающиеся поражением сердечно-сосудистой системы	412
Приложение 4. Нормальные эхокардиографические показатели у детей в зависимости от площади поверхности тела	419
Приложение 5. Нормальные эхокардиографические показатели у детей первого месяца жизни	420
Приложение 6. Нормальные эхокардиографические показатели у детей и взрослых в зависимости от площади поверхности тела	421
Приложение 7. Нормальные эхокардиографические показатели у взрослых в двухмерном режиме	422
Приложение 8. Характеристика морфологии, кинетики и гемодинамики с помощью эхокардиографического исследования	428
Приложение 9. Первичная дифференциальная диагностика врожденных пороков сердца у детей	436
Приложение 10. Эхокардиографическая диагностика отдельных вариантов патологии сердца в алгоритме стандартного эхокардиографического исследования	440
Приложение 11. Нормальные размеры диаметров клапанных колец и площадей клапанных отверстий у детей в зависимости от возраста и роста	463
Приложение 12. Должные величины диаметров предсердно-желудочковых клапанов и площадей в предсердно-желудочковых отверстиях в зависимости от площади поверхности тела	464
Приложение 13. Нормальные значения максимальных скоростей кровотока через клапанные отверстия у детей и взрослых	464
Приложение 14. Расчет объема полости левого желудочка по Л. Тейхольцу	465

Приложение 15.	Величины среднего давления в легочной артерии, рассчитанные на основе хронометрических показателей при доплеровском исследовании (по Китабатаке)	465
Приложение 16.	Величины давления в легочной артерии, рассчитанные на основе хронометрических показателей при доплеровском исследовании (по Изабе)	466
Приложение 17.	Основные формулы, используемые в эхокардиографии	467
Приложение 18.	Сроки и характер оперативного лечения при врожденных пороках сердца у детей	471
Приложение 19.	Характеристика наиболее часто применяемых хирургических операций при врожденных пороках сердца, имеющих авторское название	474
Приложение 20.	Таблицы процентильного распределения основных эхокардиографических показателей у детей	477
Приложение 21.	Значение косинуса угла расположения сосуда и ультразвукового луча	490
Приложение 22.	Размеры приточного и отточного отделов правого желудочка у детей в зависимости от возраста	490
Приложение 23.	Расчет градиента давления на основании значений максимальной скорости кровотока по упрощенной формуле Д. Бернулли	491
Приложение 24.	Определение площади сечения отверстий или сосудов по их диаметру	491
Приложение 25.	Эхокардиографическая семиотика	492
Приложение 26.	Англо-русский словарь терминов, наиболее часто встречающихся в эхокардиографической литературе и в инструкциях по эксплуатации приборов	525
Литература		527
Предметный указатель		529

Глава 1

ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ УЛЬТРАЗВУКА

Впервые ультразвук для потребностей человека был применен Полем Ланжевенон¹ в самом начале XX в.: им был сконструирован прибор для морской навигации, который с помощью ультразвука измерял расстояние до дна. Этот прибор получил название эхолот. Первое применение он нашел на подводных лодках в 1916 г. В дальнейшем ультразвук стал использоваться в различных сферах человеческой деятельности. С целью проведения медицинской диагностики первый ультразвуковой сканер был сконструирован Инге Эдлером² и Густавом Людвигом Герцем³ в 1954 г.



Поль Ланжевен
(1872–1946)



Инге Эдлер
(1911–2005)



Густав Людвиг Герц
(1887–1975)

¹ Поль Ланжевен (1872–1946) — выдающийся французский физик. Сконструировал ультразвуковой аппарат эхолот — прибор для морской навигации.

² Инге Эдлер (1911–2005) — шведский ученый. Впервые применил ультразвук с целью медицинской диагностики в университетском госпитале в Лунде (Швеция).

³ Густав Людвиг Герц (1887–1975) — немецкий ученый-физик, лауреат Нобелевской премии 1925 г. В 1945–1954 гг. работал в СССР. Большой вклад в создание первого прибора внес сын Густава Людвига Герца — Карл Гельмут Герц, работавший в Лундском университете (Швеция) на физическом факультете.

Для понимания работы ультразвукового прибора необходимо иметь хотя бы общие представления о физических основах ультразвука. Кроме того, существуют различные физические факторы, которые влияют на характер проявления различных свойств ультразвукового излучения. Многие параметры ультразвука связаны между собой: изменение одного влияет на величину другого (некоторые из этих связей в виде формул приведены ниже). В современных аппаратах учтены многие факторы, препятствующие получению качественного изображения отраженного звука, настройка ряда приборов осуществляется автоматически. Следует иметь в виду, что наименования ручек управления аппаратов не имеют полной аналогии с названиями отдельных параметров ультразвука. Многие из них регулируют сразу несколько параметров. Это приводит к тому, что фирмами-изготовителями используются различные термины на английском языке, подчас плохо переведенные в руководстве по эксплуатации прибора, что затрудняет работу врача, приступающего к изучению эхокардиографии и осваивающего эксплуатацию какого-либо ультразвукового аппарата.

Предваряя комментарий по каждому из параметров ультразвука, перечислим его свойства, а также обстоятельства, влияющие на характер проявления этих свойств, что и определяет результат исследования. Итак, это — *прохождение ультразвука, преломление, поглощение, рассеивание, отражение, естественное усиление отраженного звука, реверберация, скорость ультразвуковой волны, акустический импеданс.*

Звук — это волнообразно распространяющееся движение частиц упругой среды. В результате смещения частиц в среде образуются участки повышенного и пониженного давления. Чередование фаз сжатия и разрежения приводит к образованию волн. Таким образом, звук распространяется в среде в виде волн. Расстояние, на которое перемещается волна за один период колебания, или, что одно и то же, расстояние между двумя ближайшими точками гармонического волнового движения, находящимися в одинаковой фазе, называется **длиной волны**.

Колебание — это единичный элемент движения. Время, за которое частица среды совершает одно полное колебание, называется **периодом колебания** (T). Количество колебаний в единицу времени называется **частотой** (f или ν). За единицу частоты колебательных движений в Международной системе единиц (СИ) принят **герц** (Гц)¹, который равен одному колебанию за одну секунду. Для практического

¹ Единица частоты названа в честь немецкого физика Генриха Рудольфа Герца (1857–1894). Густав Людвиг Герц был его племянником.



Схема 1. Частотный диапазон звука

использования применяют также единицы измерения килогерц (кГц) и мегагерц (МГц):

1 Гц — одно колебание за 1 с;

1 кГц = 1000 Гц = 1×10^3 Гц;

1 МГц = 1 000 000 Гц = 1×10^6 Гц = 1000 кГц = 1×10^3 кГц.

Слышимый звук — это частотный диапазон, воспринимаемый человеческим ухом, — от 16 Гц до 20 кГц (схема 1). Следует иметь в виду, что некоторые люди могут ощущать более широкий или более узкий диапазон звуковых частот. Звук с частотой ниже 16 Гц называется инфразвуком, звук с частотой выше 20 кГц — ультразвуком.

Ультразвуковой диапазон частот, в свою очередь, условно может быть разделен на низкочастотный (до 200 кГц) и высокочастотный (до $1 \cdot 10^3$ МГц). Низкочастотные ультразвуковые колебания могут передаваться через воздух и контактным путем, тогда как высокочастотные ультразвуковые колебания практически не распространяются в воздухе. В медицинской ультразвуковой практике используется высокочастотный ультразвуковой диапазон частот (табл. 1). Источником ультразвука могут быть различные объекты живой и неживой природы: ветер, море, работающие машины; рыбы, насекомые, летучие мыши и др.

Таблица 1

Диапазоны звуковых частот и их биологическое значение

Частота ультразвука	Источник ультразвука	Область применения	Биологическое значение
0–16 Гц (инфразвук)	Электромагнитные вибраторы	Вибрационный анализ материалов	Разрушительное действие инфразвука меньше 6 Гц на ткани человека, особенно на мозг
16 Гц–20 кГц (слышимый звук)	Голос, музыкальные инструменты, живая и неживая природа, электромагнитные вибраторы	Общение, сигнализация	Нейтральное, терапевтическое: музыкотерапия; суггестия

Таблица 1 (окончание)

Частота ультразвука	Источник ультразвука	Область применения	Биологическое значение
20 кГц – 0,5 МГц (ультразвук)	Живая и неживая природа, пьезоэлект- рические устройства, воздушные сирены	Эксперименталь- ная биология, сигнализация, су- довая навигация	Терапевтическое действие ультразвука: механическое; термическое; физико-химическое; активация обменных и иммунных процессов; микромассаж клеток и тканей
0,5–3 МГц (ультразвук)	Живая и неживая природа, пьезоэлект- рические устройства	Эксперименталь- ная биология, медицинская диа- гностика и терапия, металлургическая дефектоскопия	
3–20 МГц (ультразвук)	Живая и неживая природа, пьезоэлект- рические устройства	Медицинская диа- гностика	Возможно отрицательное воздействие при длитель- ной экспозиции и мощно- сти ультразвука более 100 мВт · см ⁻² за счет кавитации и ионизации

Важным физическим параметром звука является **скорость распространения звуковой волны** (C), которая связана определенным взаимоотношением с **длиной волны** (λ), **периодом колебаний** (T) и **частотой** (f):

$$C = \frac{\lambda}{T},$$

так как

$$T = \frac{1}{f},$$

тогда

$$C = \lambda \cdot f, \text{ а } \lambda = \frac{C}{f}.$$

Например, в мягких тканях человека длина ультразвуковой волны с частотой 3,5 МГц составляет:

$$\lambda = \frac{C}{f} = \frac{1540 \text{ м} \cdot \text{с}^{-1}}{3,5 \text{ МГц}} = \frac{1540 \cdot 10^3 \text{ мм} \cdot \text{с}^{-1}}{3,5 \cdot 10^6 \text{ циклов} \cdot \text{с}^{-1}} = 0,44 \text{ мм},$$

где $1540 \text{ м} \cdot \text{с}^{-1}$ — скорость распространения ультразвука в мягких тканях человека.

Длина волны зависит от частоты ультразвука следующим образом (табл. 2).

Зависимость длины волны от частоты ультразвука

Частота ультразвука, МГц	Длина волны, мм
2,0	0,77
2,25	0,68
2,5	0,62
3,0	0,51
3,5	0,44
4,0	0,39
4,5	0,34
5,0	0,31
10,0	0,15
15,0	0,10
20,0	0,08

При увеличении частоты длина волны уменьшается. Это может иметь значение для медицинской диагностики, так как ведет к улучшению выявляемости мелких деталей на высоких частотах. Длина волны играет большую роль в формировании ширины звукового пучка и оказывает влияние на разрешающую способность ультразвукового аппарата. При значительном уменьшении длины волны ультразвуковая энергия концентрируется в луч (рис. 1).

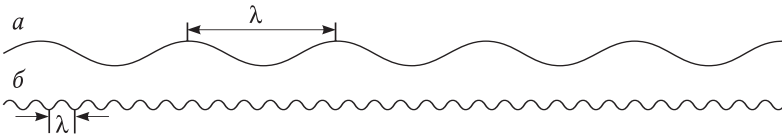


Рис. 1. Влияние длины волны:

a — звук с большой длиной волны λ ; *б* — звук с малой длиной волны λ ; создаются условия для концентрации энергии в луч

Так как ультразвук имеет очень малую длину волны, то может быть получен достаточно узкий пучок. Именно поэтому ультразвук подчиняется законам оптики, о некоторых из них речь пойдет ниже.

Ультразвуковые колебания, излучаемые датчиком, вначале идут параллельно, а затем расходятся (рис. 2).

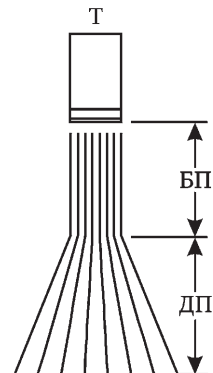


Рис. 2. Характер распространения ультразвука без акустической линзы:

Т — трансдюсер (датчик); БП — ближнее поле, или зона Френеля; ДП — дальнее поле, или зона Фраунгофера

Расстояние, на котором ультразвуковой пучок распространяется параллельно, зависит от радиуса датчика и длины волны. Эти взаимоотношения могут быть выражены следующей формулой:

$$L = \frac{r^2}{\lambda},$$

где L — расстояние ближней зоны (зоны Френеля, см); r — радиус датчика, см; λ — длина волны ультразвука.

Поскольку

$$\lambda = \frac{C}{f},$$

где C — скорость распространения ультразвука в тканях человека, которую можно принять за $1540 \text{ м} \cdot \text{с}^{-1}$, (или $154\,000 \text{ см} \cdot \text{с}^{-1}$), f — частота, λ — длина волны, см, получим:

$$L = \frac{r^2 \cdot f}{154000}.$$

Для уменьшения степени расхождения ультразвуковых лучей используют датчики с фокусирующими акустическими линзами, которые представляют собой вогнутый пьезокристалл. Вогнутая линза делает луч сходящимся в начальном отделе и значительно уменьшает расхождение его в дальнейшем (рис. 3). Такой конструктивный подход, во-первых, несколько расширяет зону оптимальной локации, и, во-вторых, фокусировка приводит к улучшению изображения за счет уменьшения вариаций интенсивности в зоне Френеля.

Звуковые волны являются механическими по своей природе, так как в основе их лежит смещение частиц упругой среды от точки равновесия. Именно за счет упругости среды и происходит передача звуковой волны через ткань. **Упругость** — это возможность объекта после сжатия или растяжения восстанавливать свои размеры и форму.

Скорость распространения ультразвука в среде зависит от плотности среды, ее упругих свойств и температуры (табл. 3). При одинаковой упругости чем больше плотность материала, тем меньше скорость ультразвуковой волны.

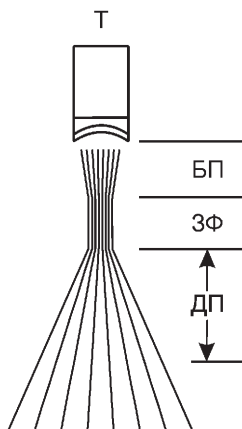


Рис. 3. Характер распространения ультразвука с акустической фокусировкой:

Т — трансдюсер (датчик); БП — ближнее поле, или зона Френеля; ДП — дальнее поле, или зона Фраунгофера; ЗФ — зона фокусировки

**Скорость распространения звука в некоторых средах
и биологических тканях при атмосферном давлении 760 мм рт. ст.
и температуре воздуха от 17 до 25 °С**

Материал	Скорость распространения звука, м · с ⁻¹
Вода	1430
Воздух	330
Спирт этиловый	1119
Полиэтилен	2000
Полистирол	2350
Жир	1450
Мягкие ткани (в среднем)	1540
Головной мозг	1541
Печень	1560
Почки	1561
Селезенка	1566
Кровь	1550
Мышцы	1585
Кости	2700–4100

Как справедливо указывают С. В. Кузнецов и соавт. (1994), к этому физическому явлению следует подходить с осторожностью и внимательностью. Например, плотность воды составляет $1,0 \cdot 10^3 \text{ кг} \cdot \text{м}^{-3}$, скорость ультразвука в ней — $1430 \text{ м} \cdot \text{с}^{-1}$. Железо имеет плотность $7,6 \cdot 10^3 \text{ кг} \cdot \text{м}^{-3}$, ультразвук же в нем распространяется со скоростью $5130 \text{ м} \cdot \text{с}^{-1}$. Если исходить только из плотности материала, то скорость ультразвука должна быть выше в воде, чем в железе: однако упругость выше у железа, поэтому ультразвук распространяется в нем быстрее. В мягких тканях человека скорость распространения ультразвука — величина достаточно постоянная и составляет $1540 \text{ м} \cdot \text{с}^{-1}$.

Скорость звука при прохождении его через определенную среду рассчитывается по формуле:

$$C = \frac{\sqrt{E}}{\rho},$$

где E — модуль упругости; ρ — плотность; C — скорость распространения ультразвука.

Знание скорости ультразвуковой волны очень важно в практическом плане. При этом следует иметь в виду три обстоятельства: во-первых, скорость прохождения ультразвука в среде обычно является мерой упругости этой ткани; во-вторых, если на пути звуковых волн имеются среды с различной скоростью распространения

ультразвука, то при прохождении звуковыми волнами границ сред произойдет отклонение звукового пучка, и, в-третьих, зная скорость распространения ультразвука в среде, можно рассчитать время прохождения его до объекта, расположенного на определенной глубине; таким образом создаются условия для измерения размеров объекта. В ультразвуковой эхолокации расстояние определяется формулой:

$$S = C \cdot \frac{T}{2},$$

где S — расстояние от источника звука до объекта; C — скорость звука в среде; T — время прохождения ультразвука; 2 — коэффициент, так как звук совершает свой путь при эхолокации дважды: до объекта и обратно, отражаясь от него.

В современных диагностических ультразвуковых приборах вычисление расстояния до объекта и его размеров производится автоматически.

Важным параметром ультразвука является амплитуда колебаний ультразвуковой волны. При одной и той же частоте амплитуда колебаний характеризует мощность ультразвука. Следует иметь в виду, что распространение ультразвуковой волны в тканях представляет постепенную ее передачу от одного участка среды к другому. Практическое значение приобретает так называемый **акустический импеданс**, или **волновое сопротивление**. Акустический импеданс отражает изменение амплитуды звукового давления при прохождении волны через среду. Величина акустического импеданса определяется по формуле:

$$Z = \rho \cdot C,$$

где Z — акустический импеданс; ρ — плотность среды; C — скорость распространения ультразвука.

В таблице 4 представлены сравнительные данные о плотности ткани, скорости звука и характеристике акустического импеданса. Если вспомнить, что скорость ультразвука в мягких тканях постоянна ($1540 \text{ м} \cdot \text{с}^{-1}$), то становится понятным, что акустический импеданс зависит только от плотности ткани. Когда ультразвук проходит через гомогенную ткань, его ход является прямолинейным и односторонним. Иначе будет в случае прохождения звука через объекты с неоднородной плотностью. При этом возникает различие в акустическом импедансе. На границе сред с разной плотностью происходит отражение части звуковой энергии, причем чем выше разность между акустическим сопротивлением сред, тем большее

Таблица 4

**Приближенное значение плотности ткани, скорости звука
и характеристика акустического импеданса при температуре 37 °С**

Вещество, ткань	Плотность, кг · м ⁻³	Скорость звука, м · с ⁻¹	Характеристика импеданса, 10 ⁶ · кг · м ⁻² · с ⁻¹
Вода	993	1500	1,49
Воздух	1,2	330	0,0004
Спирт этиловый	798	1119	0,893
Полиэтилен	920	2000	1,84
Полистирол	1056	2350	2,48
Жир	950	1450	1,38
Печень	1060	1560	1,65
Кровь	1060	1550	1,62
Кости	1200–1800	2700–4100	3,2–7,4

количество энергии отразится от раздела между ними. В таком случае создается возможность вычислить коэффициент отражения по формуле:

$$r = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1},$$

где Z_1 – акустический импеданс первой среды; Z_2 – акустический импеданс второй среды; r – коэффициент отражения.

Удельный вес отраженной энергии ультразвука в зависимости от особенностей отражающей поверхности, которая характеризуется тканями, прилегающими друг к другу, представлен ниже (табл. 5). Полным отражателем является граница между тканями и воздухом, поэтому с помощью ультразвука практически невозможно исследовать легкие. Это же обстоятельство учитывается для обеспечения

Таблица 5

**Перепады давления и удельный вес
отраженной энергии ультразвука на границе двух сред**

Среды, образующие отражающую поверхность	Отношение амплитуд давления между первой и второй средой	Отражаемая энергия, %
Жир и мышечная ткань	0,10	1,08
Мышечная ткань и кровь	0,03	0,07
Кость и жир	0,69	48,91
Мягкая ткань и вода	0,05	0,23
Мягкая ткань и воздух	0,9995	99,90
Мягкая ткань и касторовое масло	0,06	0,43

беспрепятственного проникновения ультразвуковой волны в ткани человека между поверхностью датчика и кожей. С этой целью используются так называемые контактные среды, среди которых с наибольшей эффективностью применяются различные гели и желе на основе метилцеллюлозы, что обеспечивает минимальность эффекта отражения. Преимущества метилцеллюлозы перед другими контактными средами обусловлены широким ее использованием в пищевой и химической промышленности, безвредностью, неагрессивностью. Метилцеллюлоза не вызывает кожных реакций и даже в приготовленном виде (гель или желе) в закрытой посуде может храниться длительное время без потери своих качеств.

С другой стороны, эффект отражения находит применение в виде контрастной эхокардиографии. Многократно встряхнутый изотонический раствор натрия хлорида, в котором при этом образуются мелкие воздушные пузырьки, оказывается хорошим эхоконтрастным веществом. При внутривенном его введении в полости сердца образуются так называемые «пенки», содержащие мелкие пузырьки воздуха, которые, отражаясь, дают изображение на экране аппарата.

Подчиняясь законам оптики, ультразвук при прохождении через среды поглощается, рассеивается, преломляется, а также отражается от раздела сред с различной плотностью. По законам физики угол падения равен углу отражения (рис. 4). Вследствие разности скоро-

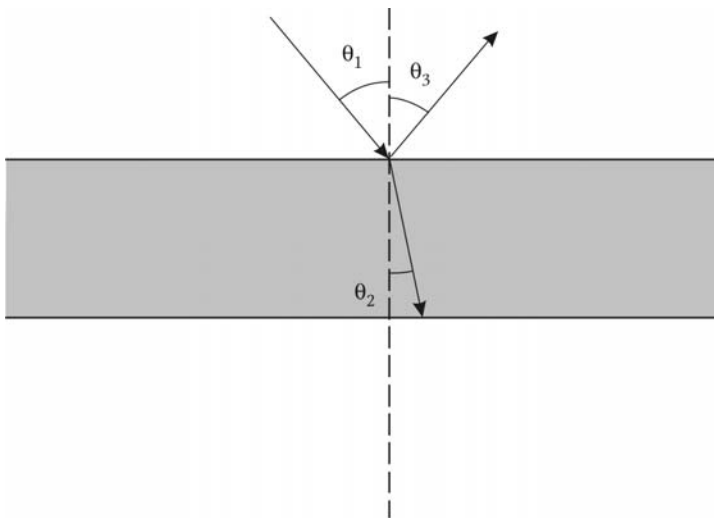


Рис. 4. Преломление и отражение ультразвуковой волны:
 θ_1 — угол падения; θ_2 — угол преломления; θ_3 — угол отражения

сти ультразвука в различных тканях при прохождении через них ультразвукового пучка происходит его отклонение на угол θ . Отношение между углом падения и углом преломления описывается формулой Снеллиуса:

$$\frac{Z_1}{Z_2} = \frac{\sin \theta_2}{\sin \theta_1},$$

где Z_1, Z_2 – акустические импедансы первой и второй ткани; θ – угол между направлением распространения звуковой волны и перпендикуляром к границе сред (θ_1 – угол падения, θ_2 – угол преломления).

Указанное отношение называется индексом акустической рефракции.

Доля отраженного звука определяется следующими обстоятельствами: 1) разностью акустического импеданса (чем больше разность, тем больше отражение); 2) углом падения (чем больше угол падения приближается к 90° (перпендикуляру) к поверхности сред, тем больше отражение); 3) соотношением размеров объекта и длины волны (размеры объекта должны быть не менее $1/4$ длины волны). Таким образом, для локации и измерения небольших объектов требуется ультразвук с большой частотой, т. е. с меньшей длиной волны, но следует иметь в виду, что чем больше частота, тем больше потеря энергии и больше поглощение ультразвука.

Интенсивность ультразвукового пучка, проходящего через среду, постепенно уменьшается. Ослабление интенсивности происходит в результате рассеяния, поглощения, отражения, преломления и расхождения звукового пучка. В равной степени это относится как к первичному сигналу, так и к его отражению (эхосигналу).

Эффект рассеяния излучения, так называемое рассеяние Релея, зависит от соотношения размеров отражающей поверхности и длины падающей звуковой волны. Для интенсивного отражения необходимо, чтобы отражающая поверхность имела несколько большие размеры, чем длина падающей звуковой волны. В противном случае и возникает эффект рассеяния Релея. Этот эффект в полной мере реализуется при попадании ультразвукового пучка на форменные элементы крови и другие гистохимические структуры. Диаметр эритроцита составляет 7 мкм (0,007 мм), и в случае использования датчика с частотой 5 МГц, при которой длина волны составляет 0,31 мм (что значительно превышает размеры эритроцита), при прямой эхолокации интенсивного отражения эхосигнала от форменных элементов крови не происходит в результате эффекта рассеяния излучения.

Ультразвуковая волна, проходя через ткань, отдает ей часть своей энергии в виде колебательных движений молекул, что может приводить к изменению их внутреннего энергетического баланса, а последнее вызывает нагрев тканей. Величина снижения интенсивности определяется **коэффициентом поглощения**. Чем больше коэффициент поглощения определенной ткани, тем быстрее уменьшается интенсивность звука. Величина этого коэффициента зависит от количества частиц, силы их взаимодействия, а также от частоты ультразвука.

Другим механизмом, который приводит к ослаблению интенсивности звукового пучка, является релаксация. При передаче энергии от одной среды к другой могут возникать колебания кинетической энергии, снижающие скорость звука, а значит и его интенсивность.

Еще одной причиной ослабления ультразвука является трение между движущимися частицами, т. е. вязкость среды также влияет на поглощение ультразвука.

Релаксация, вязкость и теплообразование являются истинными адсорбентами ультразвука и зависят от частоты излучения. Чем больше частота ультразвука, тем больше его поглощение. Поэтому частоты выше 15–20 МГц в ультразвуковой медицинской диагностике не используются.

Мощность ультразвука — это работа, произведенная в единицу времени, выражается в ваттах (Вт). Мощность звука поэтому остается постоянной независимо от площади сечения звукового пучка. Под **интенсивностью ультразвукового пучка** понимают величину потока энергии, проходящей через единицу поверхности. Выражается интенсивность в ваттах на квадратный метр ($\text{Вт} \cdot \text{м}^{-2}$) или в милливаттах на квадратный сантиметр ($\text{мВт} \cdot \text{см}^{-2}$); $1 \text{ Вт} \cdot \text{м}^{-2}$ равен $0,1 \text{ мВт} \cdot \text{см}^{-2}$. Чем больше интенсивность звука, тем выше звуковое давление. Чтобы увеличить интенсивность ультразвука, нужно либо сфокусировать пучок акустической линзой (см. рис. 3), либо изменить мощность звука.

При сравнении двух уровней интенсивности, например падающего и отраженного звука, их отношение может варьироваться в большом диапазоне. Для определения этого отношения прибегают к логарифмической системе единиц. Наиболее часто используется десятичный логарифм¹. В акустике отношение двух интенсивностей

¹ Десятичный логарифм числа — это величина степени, в которую возводится число 10, чтобы получилось искомое число. Например, логарифм 10 = 1, логарифм 100 или $(10^2) = 2$, логарифм 1000 или $10^3 = 3$ и т. д. Символом десятичного логарифма является \lg .

выражается в децибелах (дБ или dB). Число децибелов равно десятичному логарифму отношения двух уровней интенсивности звука:

$$\text{дБ (dB)} = \lg (I_1/I_2),$$

где I_1 — максимальная интенсивность падающего ультразвукового пучка; I_2 — интенсивность его отражения, т. е. эхосигнала.

Шкала децибел имеется в каждом эхокардиографе (или ультразвуковой диагностической установке), и необходимо достаточно хорошо представлять себе этот показатель.

Эхосигналы, отраженные от тканей, лежащих вблизи датчика, по интенсивности всегда выше, чем сигналы от глубоко лежащих слоев. Для относительной стандартизации интенсивности эхосигнала в современных аппаратах применяется специальная регулировка усиления эхосигнала (Gain). Повышение или снижение чувствительности аппарата в зависимости от глубины исследуемой зоны производится путем регулировки амплитуды отраженного ультразвука от ближней и дальней зоны. Такой подход позволяет компенсировать уменьшение амплитуды сигнала, идущего из глубины. Конструктивные возможности современных аппаратов предоставляют возможность как регулирования среднего уровня усиления на всей глубине сканирования (General Gain), так и компенсации усиления по глубине (Time Gain Compensation). С помощью последней регулируется уровень усиления сигнала в определенных эхолоцируемых глубинах по нарастающей, в зависимости от расстояния до датчика. Как правило, ручки, обеспечивающие усиление эхосигнала в последовательных глубинных срезах, в современных аппаратах располагаются друг под другом, верхняя ручка, таким образом, обеспечивает настройку ближнего поля, нижняя — самого отдаленного (рис. 5).

Перемещение ручек вправо дает усиление эхосигнала на определенном уровне. Чем больший уровень прироста интенсивности эхосигнала будет установлен, тем ярче будет рисунок на экране дисплея. Однако следует иметь в виду, что слишком большой прирост интенсивности приведет к утрате светлых градаций так называемой серой шкалы, что существенно ухудшает качество изображения. При обычном исследовании в ближнем поле зрения компенсация должна быть минимальной и постепенно возрастать при увеличении глубины эхолокации. При этом следует избегать резкого перехода усиления между соседними слоями. Данная методика регулирования усиления позволяет оптимизировать изображение с хорошей разрешающей способностью в ближних полях зрения, с меньшим числом артефактов в промежуточных и дальних полях.

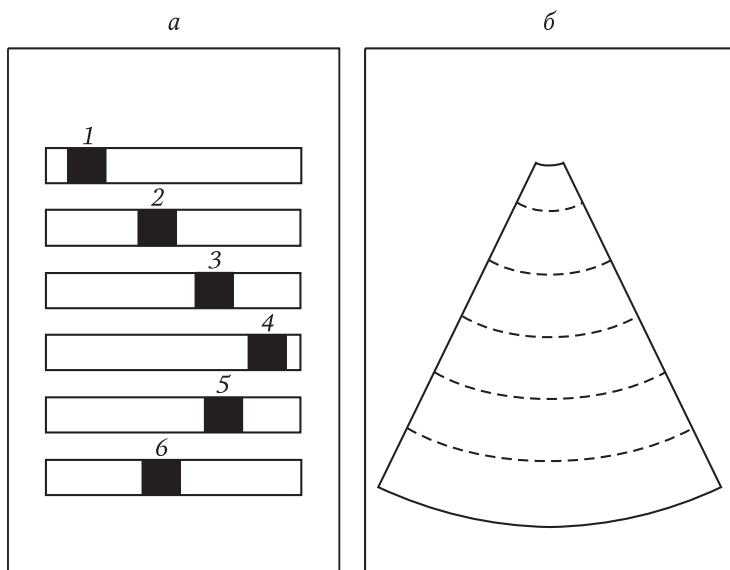


Рис. 5. Положение ручек регулировки усиления интенсивности эхосигнала при локации структур сердца:

a — шкала усиления интенсивности эхосигнала по глубине (Time Gain Compensation или в некоторых аппаратах Image); 1–6 — ручки TGC-прибора;

б — экран осциллоскопа аппарата. Пунктирные линии отмечают зоны регулировки на соответствующей глубине

При работе на современных приборах у исследователя есть и другие возможности воздействовать на мощность эхосигнала: задержка (Delay), чувствительность (Sensitivity), отключение или отсечка (Reject), грубый прирост (Coarse Gain), регулировка мощности (Power), кривая компрессии (Display Gain) и пр. — все эти параметры определяются фирмой-изготовителем, но смысл их один — контролировать амплитуду воспринимаемого сигнала. Большинство современных приборов имеют систему автоматической регулировки, когда все возможности усиления изображения устанавливаются автоматически по глубине и в зависимости от морфологии лоцируемых структур, а также от их отражательной способности.

Для определения степени поглощения и ослабления ультразвука D. Joldman (1986) ввел термин «глубина полупоглощения», что обозначает расстояние в среде, когда энергия ультразвука уменьшится вдвое. В табл. 6 приведены значения глубины полупоглощения ультразвука с частотой 2,7 МГц в различных средах (Feingenbaum Н., 1986).

Глубина полупоглощения ультразвука у различных сред

Среда	Расстояние (глубина) полупоглощения, см
Вода	380
Кровь	15
Мышцы	1
Мягкие ткани	1–5
Кости	0,2–0,7
Легкие	0,05
Воздух	0,08

Структуры, которые имеют самые низкие значения глубины полупоглощения, иначе говоря, структуры, которые звук не проводят, — это легкие, кости, воздух — дают позади себя акустическую тень. При исследовании сердца такой эффект дают кальцифицированные структуры и клапанные протезы.

Существует также эффект естественного усиления отраженного ультразвука, так называемый **феномен дорсального отражения (усиления)**, который наблюдается обычно за жидкостными объектами (кисты, сердечные полости). Это явление также надо учитывать на практике. В частности, при локации стенок сердца, которые располагаются за полостью, заполненной кровью, может быть увеличение интенсивности эхосигнала, что затрудняет дифференциацию тканей, в частности эндокарда, эпикарда задней стенки левого желудочка и перикарда. Для регулировки этого явления также возможно использование системы временной глубинной компенсации (Time Gain Compensation). На практике же ручка регулировки усиления интенсивности полей, следующих за жидкостными полостями, должна быть отклонена несколько влево (т. е. в сторону некоторого уменьшения эхосигнала), как указано на рис. 5 (срез 5), в сравнении с положением ручки регулировки усиления предыдущего среза (срез 4).

При проведении ультразвукового исследования может возникнуть и так называемое явление **ультразвуковой реверберации**, которая характеризуется появлением добавочного эхосигнала, аналогичного основному. В основе реверберации лежит повторное отражение части воспринимаемого сигнала от границ сред, от поверхности датчика, грудной клетки и т. д. Так как отражается только часть энергии, интенсивность ложного изображения значительно ниже, чем основного. Избавиться от реверберации на экране дисплея можно путем увеличения интенсивности эхосигнала.

Глава 2

УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ДАТЧИК

Ультразвуковой датчик — самый важный технологический узел в аппарате, он имеет самую высокую стоимость. Поэтому датчик требует к себе очень бережного отношения. Именно датчиком осуществляется преобразование одного вида энергии в другой. В литературе датчик довольно часто называют трансдюсером (transducer). Преобразование механической энергии в электрическую¹ и наоборот осуществляется пьезоэлектрическим элементом, который представляет собой кристалл². Явление пьезоэлектричества было открыто братьями Пьером³ и Жаком Полем Кюри в 1880 г. В источниках ультразвука, применяемых в медицинской диагностике, используются кристаллы кварца, титаната циркония, сернистого кадмия, титаната бария и др. Ниже представлена схема устройства

ультразвукового датчика (рис. 6). К пьезокристаллу с обеих сторон подведены электроды, соединенные с источником питания. Под воздействием электрического тока пьезокристалл изменяет свои размеры и форму, и при этом в нем происходит трансформация электрической энергии в механическую в виде ультразвуковых колебаний. Этот феномен называется обратным пьезоэлектрическим эффектом. Тот же самый кристалл может трансформировать воспринимаемую механическую энергию (ультразвук) в электрическую. Это — прямой



Пьер Кюри

¹ Пьезоэлектричество — от греч. *piezo* (давить) + электричество.

² Пьезокристаллы — это вещества, кристаллы которых не имеют центра симметрии.

³ Пьер Кюри (1859–1906) — выдающийся французский физик, лауреат Нобелевской премии 1903 г. Вместе с братом Жаком Полем Кюри открыл пьезоэлектричество.

пьезоэлектрический эффект. Важным преимуществом пьезоэлектрического преобразователя является то, что он может быть как источником ультразвука, так и его приемником в зависимости от того, какой вид энергии действует на пьезокристалл в определенный отрезок времени. Позади кристалла в датчике располагается прослойка материала, поглощающего ультразвук. Колебания пьезоэлемента распространяются также и на боковые стенки датчика, поэтому корпус делается из поглощающего звук материала, что, во-первых, в значительной степени предотвращает эффект отражения от корпуса, а во-вторых, делает более безопасным проведение ультразвукового исследования для врача.

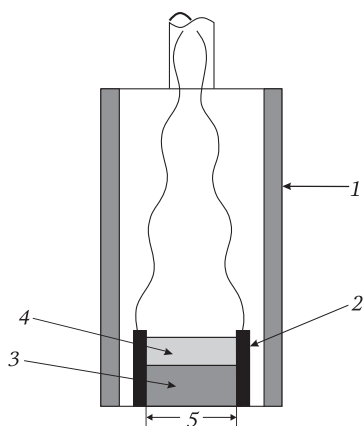


Рис. 6. Схема устройства ультразвукового датчика (трансдюсера):
 1 — корпус; 2 — электроды; 3 — пьезокристалл; 4 — демпфирующий материал; 5 — акустическое окно датчика

Для получения плоскостного изображения используется не один, а множество ультразвуковых лучей, которые образуют ультразвуковую плоскость. Это достигается множеством пьезоэлементов, каждый из которых испускает свой ультразвуковой луч, параллельный с соседним. Такой принцип заложен в линейных датчиках, которые с наибольшей эффективностью применяются в абдоминальной ультразвуковой диагностике. Ультразвуковая плоскость в этом случае имеет прямоугольную форму. Хотя линейное сканирование дает высокое качество изображения, тем не менее для исследования сердца, особенно у детей, метод линейного сканирования оказался малоприменимым из-за величины такого датчика, для которого требуется, чтобы на теле пациента имелось достаточно большое акустическое окно. Для исследования сердца были созданы более сложные датчики, которые испускают ультразвук из одной точки «веером», образуя плоскость в виде сектора. Эти датчики получили название секторальных (рис. 7). Преимуществами их являются широкое поле зрения на больших глубинах и небольшая площадь контакта поверхности трансдюсера с кожей пациента; последнее обстоятельство делает этот датчик идеальным при локации по межреберьям.

Для различных типов ультразвуковых исследований применяются датчики с различными характеристиками. Наиболее важными из этих

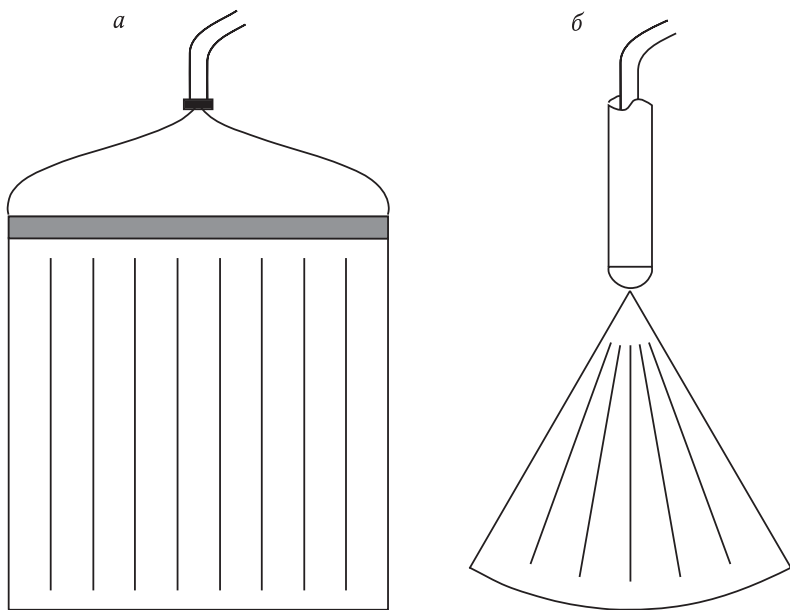


Рис. 7. Разновидности двухмерных ультразвуковых датчиков:
а – линейный; *б* – секторальный

параметров являются частота излучения, диаметр пьезоэлемента, фокусировка ультразвукового пучка. В эхокардиографической практике используются трансдюсеры, генерирующие ультразвук с частотой от 1 до 15 МГц, имеющие диаметр от 7 до 20 мм и фокусное расстояние от 3 до 14 см. Выбор датчика зависит от особенностей проводимого исследования и возраста пациента. Поэтому рекомендуется иметь не один, а несколько датчиков с различными параметрами.

Интегральной характеристикой датчика является его разрешающая способность. Разрешение — это минимальное расстояние между объектами, когда они могут быть визуализированы отдельно. Различают два вида разрешения: боковое (латеральное), или азимутальное, и осевое, или аксиальное.

Латеральное разрешение — это возможность увидеть объекты на линии, лежащей перпендикулярно оси пучка излучения. Латеральное разрешение обратно пропорционально ширине луча и зависит от диаметра кристалла, частоты излучаемого звука и от расстояния, на котором находится объект. Боковое разрешение можно улучшить путем фокусировки.

Осевое разрешение — это возможность различить отдельные объекты, максимально близко расположенные друг к другу вдоль оси пучка. Осевое разрешение зависит от длины волны и длительности импульса. На осевое разрешение оказывают влияние конструкция и вид кристалла, особенно способность последнего к быстрому восстановлению своей первоначальной формы после излучения ультразвуковой волны.

Фокусировка, приводящая к уменьшению ширины луча, как в режиме излучения, так и в режиме приема, достигается применением наружных или (чаще) внутренних акустических линз за счет придания кристаллу специальной формы. При фокусировке ультразвуковой луч сужается до так называемой талии, или зоны фокусировки (см. рис. 3), в определенном месте вдоль оси распространения пучка. Это позволяет в зоне фокусировки получить максимальное латеральное разрешение. На практике оптимальными оказались электронные линзы с фокусным расстоянием от 3 до 12–14 см. Сравнительная характеристика различных ультразвуковых датчиков представлена ниже (табл. 7). Для детей младшего возраста и при астенической конституции детей других возрастных групп предпочтительны датчики с частотой 3–5 МГц, диаметром 5–7 мм, фокусным расстоянием 5–6 см; для подростков и взрослых рекомендуются датчики с частотой 2–3 МГц, диаметром более 10 мм, фокусным расстоянием 6–10 см.

Таблица 7

Сравнительная характеристика различных ультразвуковых датчиков
(Шиллер Н., Осипов М. А., 1993, с дополнением)

Параметр датчика	Преимущества	Недостатки	Приоритетное применение
Малый диаметр	Можно использовать при узких межреберьях, датчик можно сильно отклонять, он дает тонкий ультразвуковой пучок в ближней зоне	Короткая ближняя зона, большая дивергенция ультразвука в дальней зоне	Дети различного возраста, метод Допплера, визуализация мелких объектов
Большой диаметр	Длинная ближняя зона, относительно малая дивергенция в дальней зоне	Низкое латеральное разрешение из-за широкого пучка	Взрослые
Высокая частота	Высокая разрешающая способность, длинная ближняя зона	Низкая проникающая способность	Дети различного возраста
Низкая частота	Высокая проникающая способность	Низкая разрешающая способность, короткая ближняя зона	Взрослые, метод Допплера

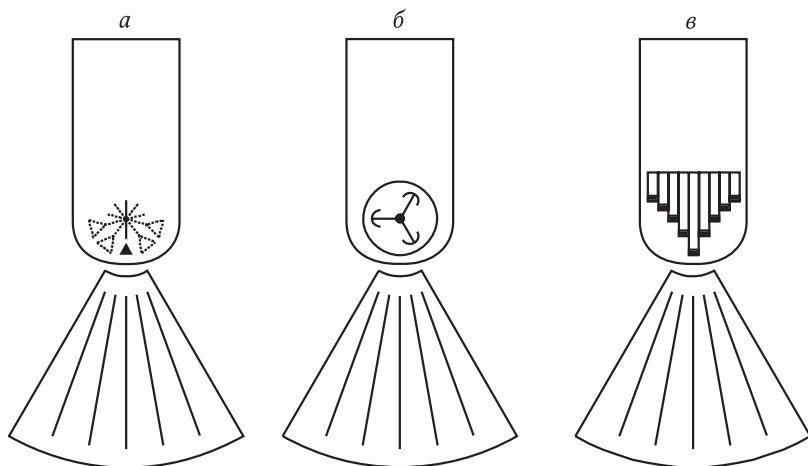


Рис. 8. Схемы различных конструктивных типов датчика:

a — механический в виде пластины; *б* — механический в виде «вертушки»; *в* — датчик с фазово-кристаллической решеткой (электронный)

В эхокардиографии применяются следующие конструктивные виды датчиков: механические (осциллирующие) — в виде пластины или «вертушки», и электронные (рис. 8).

В механических датчиках в виде пластины имеется один пьезоэлемент, который располагается на конце пластины, последняя движется по оси, давая необходимое акустическое окно.

В механических датчиках типа «вертушки» (Mechanical Rotation) может быть три или четыре пьезокристалла, помещенных на концы вертушки, которая вращается по оси. Электронные датчики работают по принципу фазово-кристаллической решетки. В таких датчиках применяются многоэлементные кристаллы — от 32 до 128 и более пьезоэлектрических элементов, которые возбуждаются с определенной задержкой во времени, что обеспечивает временную развертку. Механические датчики в целом обладают несколько более высокой разрешающей способностью, однако они больше по размерам, сами вызывают ощущение вибрации в руке исследователя и значительно менее долговечны, очень чувствительны даже к небольшой травматизации.

Метод Доплера рассмотрен отдельно и более подробно в главе 4.

Таким образом, в общем виде процесс эхолокации может быть представлен следующим образом. В некоторый момент времени

датчик посылает ультразвуковые импульсы. Ультразвук линейно распространяется, на границе двух сред он отражается и проходит дальше, преломляясь. Отраженный звук (эхо) возвращается к датчику, который теперь выступает в роли приемника. Обычно в эхокардиографии используются ультразвуковые импульсы длительностью около 1 мкс. Пьезоэлектрический элемент в режиме источника ультразвука работает около 1 % времени, а 99 % времени элемент работает в режиме приема. Это обеспечивает минимальность дозы ультразвукового облучения и, таким образом, его безвредность для пациента. Вопросы лучевой безопасности для исследователей и нормирование их труда в Российской Федерации освещены отдельно в главе 6.

Глава 3

ВИДЫ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ЭХОЛОКАЦИИ

В настоящее время существуют следующие основные виды ультразвуковой эхолокации: А, В, 2 D, М, 3 D, метод Допплера. Иногда их называют режимами, а отдельные варианты — инструментами сканирования. В историческом плане прикладной аспект ультразвуковой эхолокации сердца был впервые реализован в большей степени М-режимом и в некоторой степени А-режимом. Ниже представлены сводные данные о применяемых в настоящее время режимах и инструментах эхокардиографического исследования (табл. 8). Автор сделал попытку отразить не только ставшие уже классическими методы эхокардиографии, но и режимы и инструменты, которые только-только разрабатываются, и к тому же преимущественно во взрослой практике. Это делается для того, чтобы дать читателю систематическое представление обо всем многообразии существующих методик, подчас весьма сложных с биофизической точки зрения.

А-режим (Amplitude modulation) представляет собой амплитудный анализ. Этот режим имеет лишь одну пространственную координату вдоль направления распространения звукового пучка. Эхосигналы вдоль трассы зондирования соответствуют глубине и отражающей способности тканей, лежащих на пути ультразвукового пучка (рис. 9). Изображение в А-режиме на экране эхокардиографа не является изображением в собственном смысле этого слова, а представлено в виде пиков, расстояние между которыми соответствует расстоянию между отражающими объектами и датчиком в масштабе шкалы прибора. Интенсивность воспринятого сигнала выражается в амплитуде пика (см. рис. 9). Этот вид ультразвуковой эхолокации может быть представлен на экране некоторых типов

Режимы и инструменты эхокардиографического исследования

Методики	Прямая эхолокация	Допплеровское исследование**	
		Исследование гемодинамики	Тканевая визуализация DTI***
Одномерные	A, B, M, M _c *, M _A *, M _K *	PW, CW, M _{CD} *	DTI _{2D} *, DTI _{PW} *, DTI _{M-CD} *, Str*, SR*, TT*, TSI*, PKCD*, M-curved, MГС*
Двухмерные	2 D (B), 2 D _K *, THI или 2H*	CD, PD	
Трехмерные	3 D	3 DD*	3 DDT*
Многопланные, мультирежимные технологии (реконструкции)****			

* Аббревиатуры названий методик не являются общепринятыми и предлагаются в данном случае как возможный вариант.

** Более подробно доплеровское исследование представлено в главе 4.

*** DTI (TDI) — общее название достаточно большого количества режимов и инструментов, перечисленных в таблице.

**** Многопланные, мультирежимные технологии (реконструкции) — это эхокардиографический анализ пространственно-временных реконструкций различных режимов пространственной размерности прямой эхолокации с доплеровскими режимами, как гемодинамическими, так и тканевыми, в различных комбинациях и с многообразием их презентации. Такие методики могут применяться как во время непосредственного обследования пациента (*on line*), так и после него (*off line*). Эти методики имеют, как правило, оригинальные названия, а применение их на практике определяется возможностью прибора, задачами, которые ставит конкретная патология; также большое значение имеет опыт самого врача-исследователя в использовании современной ультразвуковой техники.

Сокращения:

A — амплитудный спектральный анализ (Amplitude Modulation), в настоящее время для исследования сердца не применяется; B — анализ светящейся точки (Brightness); M — анализ светящейся точки, записанной в течение отрезка реального времени (Motion); M_c — M-сканирование; M_A — анатомический M-режим; M_K — контрастный M-режим; 2 D — двухмерный режим (Two Dimensional); 2 D_K — двухмерный режим при эхоконтрастировании; THI, или TNE, или 2H — вторая тканевая гармоника (Tissue Harmonic Imaging или Tissue Harmonic Echo); 3 D — трехмерный режим (Three Dimensional); PW — импульсный режим доплеровского исследования (Pulse Wave); CW — постоянный режим доплеровского исследования (Continuous Wave); M_{CD} — M-режим цветового доплеровского исследования; CD — цветное доплеровское исследование (Colour Doppler); PD — энергетическое доплеровское исследование (Power Doppler); 3 DD — трехмерное доплеровское исследование (Three Dimensional Doppler); DTI — тканевое доплеровское исследование (Doppler Tissue Imaging); DTI_{2D} — тканевое доплеровское исследование в двухмерном режиме; DTI_{PW} — тканевое доплеровское исследование в импульсном (спектральном) режиме; DTI_{M-CD} — тканевое доплеровское исследование цветное в M-режиме; PKCD — реконструированная кривая скорости движения; M-curved — изогнутый M-режим тканевого доплеровского исследования; MГС — миокардиальный градиент скорости; Str — деформация миокарда (Strain); SR — скорость деформации миокарда (Strain Rate); TT — тканевой след (Tissue Tracking); TSI — тканевая синхронизация (Tissue Synchronization Imaging); 3 DDT — трехмерное тканевое доплеровское исследование (Three Dimensional Doppler Tissue Imaging).