

КАЗАНСКИЙ ФЕДЕРАЛЬНЫЙ УНИВЕРСИТЕТ

**А.В. ХАЛИУЛЛИНА
Б.И. ХАЙРУТДИНОВ**

УЛЬТРАЗВУК В МЕДИЦИНЕ

Учебное пособие



**КАЗАНЬ
2022**

УДК 616:534
ББК 53.433.8
X 17

*Печатается по решению
заседания кафедры медицинской физики Института физики
Казанского (Приволжского) федерального университета
(протокол № 11 от 22 апреля 2022 г.)*

Рецензенты:

кандидат физико-математических наук, доцент **Р.С. Гиматдинов**;
кандидат физико-математических наук, доцент **О.В. Недопекин**

Научный редактор

А.В. Аганов

Халиуллина А.В.

X 17 Ультразвук в медицине: учебное пособие / А.В. Халиуллина, Б.И. Хайрутдинов; под ред. А.В. Аганова. – Казань: Издательство Казанского университета, 2022. – 116 с.

ISBN 978-5-00130-601-6

Учебное пособие содержит теоретический материал, касающийся физических основ ультразвука, особенностей взаимодействия ультразвука с биологическими тканями и его применения в медицине, ультразвуковой доплерографии, визуализации различных органов. Рассмотрены также современные методы ультразвуковой диагностики, такие как ультразвуковая эластография, ультразвуковое исследование с контрастным усилением и др. Представлены современные методы использования ультразвука в терапии и хирургии, в том числе с применением фокусированного ультразвука высокой интенсивности.

Учебное пособие адресовано, прежде всего, как теоретическое введение к выполнению лабораторных работ общего практикума по медицинской физике студентам медико-биологических направлений подготовки 31.05.01 Лечебное дело, 31.05.03 Стоматология, 30.05.01 Медицинская биохимия, 30.05.02 Медицинская биофизика, 30.05.03 Медицинская кибернетика, 33.05.01 Фармация. Но оно может быть использовано и студентами, обучающимися по программе бакалавриата направления 03.03.02 Физика, профиль «Физика живых систем», направления 12.03.04 «Биотехнические системы и технологии», магистратуры направления 03.04.02 Физика, профиль «Медицинская физика» при освоении соответствующих разделов специализированного практикума.

Авторы выражают благодарность д.х.н., профессору А.В. Аганову, принявшему активное участие в обсуждении пособия, и за критические замечания, к.ф.-м.н., доцентов: О.В. Недопекину, Р.С. Гиматдинову и А.В. Дуглаву за тщательный просмотр пособия и полезные замечания по материалу курса общей физики и по освещению медико-биологических вопросов, инженеру кафедры медицинской физики Н.Ф. Галиуллиной за помощь в подготовке рисунков и рукописи к изданию.

УДК 616:534
ББК 53.433.8

ISBN 978-5-00130-601-6

©Халиуллина А.В., Хайрутдинов Б.И., 2022
© Издательство Казанского университета, 2022

СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	5
1. МЕХАНИЧЕСКИЕ КОЛЕБАНИЯ И ВОЛНЫ	9
1.1. Гармонические колебания и их характеристики	9
1.1.1. Уравнение гармонического колебания	9
1.1.2. Скорость и ускорение при гармоническом колебании ...	12
1.1.3. Энергия гармонического колебания	13
1.1.4. Гармонические затухающие колебания	14
1.1.5. Вынужденные колебания	16
1.2. Волны в упругих средах. Уравнение волны	18
1.2.1. Плоские и сферические волны	19
1.2.2. Уравнение гармонической волны	20
1.2.3. Энергия плоской волны	23
1.2.4. Стоячие волны	24
2. ЗВУКОВЫЕ ВОЛНЫ. УЛЬТРАЗВУК	28
2.1. Звуковое давление и интенсивность звука. Волновое сопротивление	30
2.2. Скорость распространения ультразвука в тканях	33
2.3. Отражение ультразвуковых волн в тканях	38
2.4. Затухание ультразвуковых волн в тканях	44
2.4.1. Поглощение ультразвуковой волны в тканях	49
2.4.2. Рассеяние ультразвуковой волны в тканях	49
2.4.3. Примеры решения задач на затухание	52
2.5. Эффект Доплера. Доплеровский сдвиг частоты	53
2.6. Ударные волны	60
2.7. Акустическая кавитация	62
3. ГЕНЕРАЦИЯ И РЕГИСТРАЦИЯ УЛЬТРАЗВУКА	64
3.1. Прием и генерация ультразвука	64
3.2. Схематическое устройство, принцип работы, характеристики пьезоэлектрического преобразователя ...	66
3.2.1. Фокусирование ультразвука	69
3.2.2. Разрешающая способность	73

3.2.3. Основные типы ультразвуковых датчиков	75
3.2.4. Временная автоматическая регулировка усиления	79
4. МЕТОДЫ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ДИАГНОСТИКИ	81
4.1. Одномерный эхографический метод (А-режим)	83
4.2. Сканирование типа В (В-режим)	85
4.3. Сканирование типа М (М-режим)	88
4.4. Ультразвуковая доплерография	91
4.5. Ультразвуковая эластография.....	94
4.6. Контрастно-усиленное ультразвуковое исследование .	96
4.7. Ультразвуковое исследование легких	99
5. ПРИМЕНЕНИЕ УЛЬТРАЗВУКА В ТЕРАПИИ	
И ХИРУРГИИ	101
5.1. Терапевтическое применение ультразвука в медицине	101
5.2. Применение ультразвука высокой интенсивности в хирургии	105
ЛИТЕРАТУРА	111

ВВЕДЕНИЕ

О существовании ультразвука (УЗ) известно давно, однако первым ультразвуковым устройством, нашедшим практическое применение, стал гидролокатор, разработанный французским физиком П. Ланжевенем совместно с русским ученым-эмигрантом – К.В. Шиловским. Гидролокатор *Ланжевена – Шиловского* состоял из излучателя ультразвука и гидрофона – приемника УЗ колебаний, основанного на использовании пьезоэлектрического эффекта – возникновении поляризации диэлектрика под действием механических напряжений (прямой пьезоэлектрический эффект). Существует и *обратный пьезоэлектрический эффект* – возникновение механических деформаций под действием электрического поля, который используется для формирования УЗ волны в приемо-передающих устройствах современных аппаратов для ультразвуковых исследований (УЗИ).

В настоящее время ультразвуковые приборы широко применяются в различных физических методах измерений (исследований) и технологических процессах. Так, по скорости распространения УЗ судят о физических характеристиках среды. Измерение скорости ультразвука позволяет с весьма малыми погрешностями определить, например, характеристики быстропротекающих процессов, значения удельной теплоемкости газов, упругие постоянные твердых тел, дефекты в изделиях из различных металлических и неметаллических материалов (ультразвуковая дефектоскопия).

Диагностическое применение ультразвука в медицине. Благодаря хорошему распространению ультразвука в мягких тканях человека, его относительной безвредности по сравнению с рентгеновскими лучами и простотой использования в сравнении с магнитно-резонансной томографией, ультразвук широко применяется для визуализации внутренних органов человека, особенно брюшной полости и полости таза.

Терапевтическое применение ультразвука в медицине. Помимо широкого использования для диагностики ультразвук применяется

в медицине (в том числе регенеративной) в лечебных целях, поскольку обладает следующими свойствами:

- противовоспалительным, рассасывающим действиями;
- анальгезирующим, спазмолитическим действиями;
- кавитационным усилением проницаемости кожи.

При этом используется комбинированный метод лечения – фонофорез, при котором на ткани вместо обычного геля для ультразвуковой эмиссии (применяемого, например, при УЗИ – ультразвуковом исследовании) наносится лечебное вещество. Ультразвук способствует лечебному веществу глубже проникать в ткани.

Применение ультразвука в хирургии. Можно выделить две основные области применения ультразвука в хирургии. В первой из них используется способность фокусированного ультразвука высокой интенсивности (англ. *High Intensity Focused Ultrasound, HIFU*) вызывать локальные разрушения в тканях, а во второй механические колебания ультразвуковой частоты используются в хирургических инструментах для ультразвуковой резки биологических тканей.

Применение ультразвука в косметологии. Многофункциональные косметологические аппараты, генерирующие ультразвуковые колебания с частотой до 1 МГц, применяются для регенерации клеток кожи и стимуляции в них метаболизма. С помощью ультразвука осуществляется микромассаж клеток, улучшается микроциркуляция крови и лимфодренаж. В результате повышается тонус кожи, подкожных тканей и мышц. Ультразвуковой массаж способствует выделению биологических активных веществ, ликвидирует спазм в мышцах, в результате чего разглаживаются морщины, подтягиваются ткани лица и тела. С помощью ультразвука осуществляется наиболее глубокое введение косметических средств и препаратов в кожу, а также выводятся из нее токсины.

Приготовление смесей с помощью ультразвука. Широко применяется ультразвук для приготовления эмульсий – однородных смесей из жидкостей, которые не образуют молекулярный раствор (не растворимы друг в друге). Если две такие жидкости (например, масло

и воду) слить в одну мензурку и подвергнуть воздействию ультразвуком, то в мензурке образуется эмульсия – мелкая взвесь масла в воде. Данный процесс происходит благодаря кавитации (см. раздел 2.7), начинающейся при превышении определенных порогов интенсивности излучения ультразвука (вода – 1 Вт/см^2 , масло – 4 Вт/см^2). Эмульсии широко используются в современной промышленности – лакокрасочной, фармацевтической и др.

Применение ультразвука в биологии. Способность ультразвука разрывать оболочки клеток широко используется в биологических исследованиях для извлечения рекомбинантных белков из клеток. Колония клеток, содержащих необходимый ген для экспрессии белка, помещается в благоприятные условия для размножения. После достижения необходимой концентрации клетки центрифугируются и затем подвергаются разрушению клеточной оболочки с помощью УЗ. Получившуюся смесь подвергают дальнейшей многоэтапной процедуре очистки, и, в конечном итоге, получают целевой белок.

Применение ультразвука для механической очистки. Применение ультразвука для механической очистки основано на возникновении под его воздействием в жидкости различных нелинейных эффектов. К ним относятся кавитация, акустические течения, звуковое давление. Основную роль играет кавитация. Пузырьки пара, возникая и схлопываясь вблизи загрязнений, разрушают их. Этот эффект известен как *кавитационная эрозия*. Используемый для этих целей ультразвук имеет низкую частоту и повышенную мощность.

В лабораторных и производственных условиях для мытья мелких деталей и посуды применяются ультразвуковые ванны, заполненные растворителем (вода, спирт и т.п.). Иногда с их помощью отмывают даже корнеплоды от частиц земли (картофель, морковь, свекла и др.). В быту, для стирки текстильных изделий, используют специальные излучающие ультразвук устройства, помещаемые в отдельную емкость.

Применение ультразвука в эхолокации. В рыбопромысловой промышленности применяют ультразвуковую эхолокацию для обнаружения

косяков рыб. Ультразвуковые волны отражаются от косяков рыб и приходят в приемник ультразвука раньше, чем ультразвуковая волна, отразившаяся от дна. В автомобилях применяются ультразвуковые парктроники. Интересно, что в живой природе эхолокацию успешно применяют, например, дельфины и летучие мыши. Летучие мыши генерируют ультразвук в диапазоне от 14 000 до более 100 000 Гц, и способны ориентироваться в пространстве и добывать пищу практически в полной темноте. Благодаря этой способности летучие мыши заняли очень выгодную позицию: они охотятся ночью, когда много насекомых, меньше конкуренции за еду и меньше видов, которые могут охотиться на самих летучих мышей.

1. МЕХАНИЧЕСКИЕ КОЛЕБАНИЯ И ВОЛНЫ

Понятие колебаний охватывает широкий круг явлений и процессов различной природы. Различают колебания механические, электрические, электромагнитные, биологические и т.п. Математическое описание этих процессов имеет много общего.

Колебания механических систем, или *механические колебания* – это механическое движение тела или системы тел, повторяющееся во времени. В зависимости от характера воздействия на колебательную систему различают свободные, затухающие, вынужденные колебания и автоколебания [1–6] и др.

1.1. Гармонические колебания и их характеристики

1.1.1. Уравнение гармонического колебания

Гармоническое колебательное движение возникает в механических системах, когда сила, действующая на объект, вызывает смещение колеблющегося тела по закону синуса либо косинуса.

В качестве модели простого гармонического движения рассмотрим пружинный маятник – закрепленный на пружине груз массой m , способный совершать колебания в горизонтальном (рис. 1) или вертикальном направлениях. Когда пружина не растянута или не сжата, тело находится в состоянии покоя. Если систему вывести из положения равновесия, то она начнет испытывать колебания. Для небольших деформаций пружины справедлив закон Гука:

$$\vec{F}_{\text{упр}} = -k\Delta\vec{l}, \quad (1.1)$$

где сила упругости $\vec{F}_{\text{упр}}$ пропорциональна вектору удлинения (сжатия) $\Delta\vec{l}$ и противоположна его направлению, $\Delta l = |l - l_0|$ – абсолютное удлинение (деформация) пружины, l_0 – начальная длина пружины, l – длина пружины после деформации. Коэффициент пропорциональности k – коэффициент упругости или жесткость пружины. Единица измерения жесткости в СИ – ньютон на метр (Н/м).

Закон Гука можно записать для проекции силы упругости на выбранную координатную ось в виде

$$F_{\text{упр}} = -kx, \quad (1.2)$$

где x – смещение тела относительно положения равновесия ($x = \Delta l = l - l_0$). Упругая сила, возникающая при этом, всегда направлена в сторону положения равновесия и противоположно смещению тела.

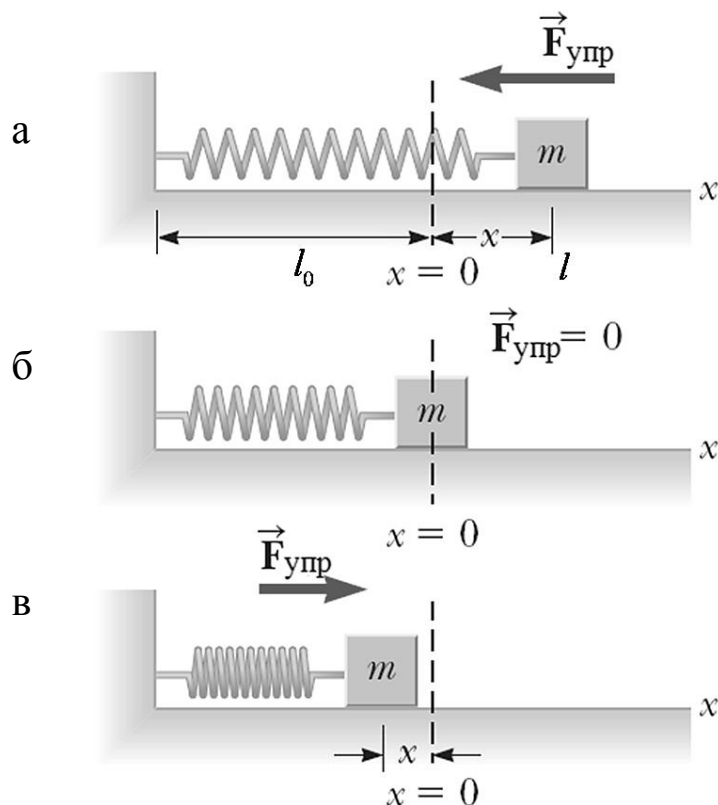


Рис. 1. Пружинный маятник, совершающий колебания в горизонтальном направлении. а – Когда тело смещено вправо от положения равновесия, сила упругости направлена влево, б – в положении равновесия пружина не деформирована, в – когда тело смещено влево от положения равновесия, сила упругости направлена вправо и тело имеет координату $x = 0$.

Трением тела о горизонтальную поверхность можно пренебречь

В горизонтальном направлении на груз действует только сила упругости $F_{\text{упр}}$ со стороны пружины, если трением тела о горизонтальную

поверхность пренебречь. Второй закон Ньютона для груза в проекции на ось x имеет вид:

$$ma_x = -kx, \quad (1.3)$$

или

$$a_x = -\frac{k}{m}x. \quad (1.4)$$

По определению $a = dv/dt = d^2x/dt^2$, поэтому

$$\frac{d^2x}{dt^2} = -\frac{k}{m}x \quad (1.5)$$

или

$$\frac{d^2x}{dt^2} + \omega_0^2x = 0, \quad (1.6)$$

где

$$\omega_0 = \sqrt{\frac{k}{m}}. \quad (1.7)$$

Решением однородного дифференциального уравнения второго порядка (1.4) является гармоническая функция

$$x(t) = A \cos(\omega_0 t + \varphi_0), \quad (1.8)$$

где A – амплитуда колебания – максимальное смещение тела от положения равновесия; ω_0 – собственная круговая (циклическая) частота гармонического колебания (число колебаний за время, равное 2π секунд). Аргумент косинусоидальной функции $(\omega_0 t + \varphi_0)$ называется *фазой* колебания. Значение фазы в начальный момент времени $t=0$ принято называть начальной фазой φ_0 . Графически зависимость смещения x от времени t можно представить, как показано на рис. 2.

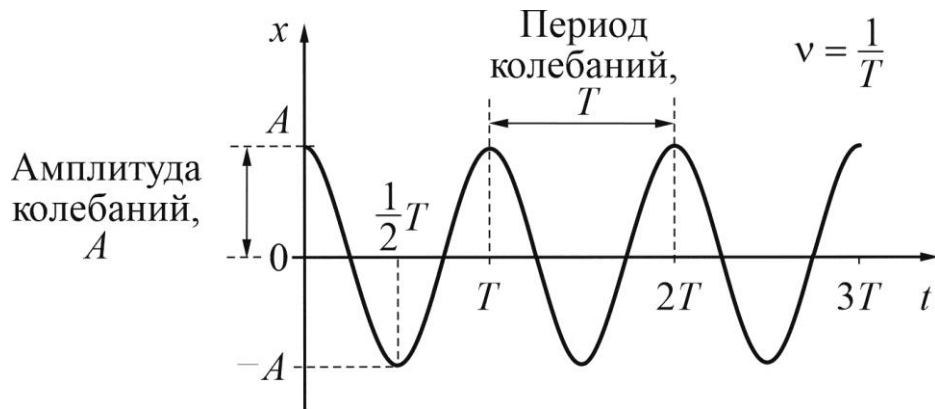


Рис. 2. График косинусоидальной функции с нулевой начальной фазой

Используется и другая характеристика колебания – частота колебаний ν – количество колебаний за 1 с, которая выражается в *герцах* [Гц, с^{-1}]. Собственная круговая частота колебания ω_0 связана с частотой ν соотношением

$$\omega_0 = 2\pi\nu = \frac{2\pi}{T}, \quad (1.9)$$

где T – период колебаний, время, за которое совершается одно полное колебание.

1.1.2. Скорость и ускорение при гармоническом колебании

Выражение для скорости колеблющейся частицы (колебательная скорость) v_k можно получить, если продифференцировать уравнение (1.6) по времени. Примем, что $A = \text{const}$, тогда:

$$v_k = \frac{dx}{dt} = A \frac{d}{dt} \cos(\omega_0 t + \varphi_0) = -\omega_0 A \sin(\omega_0 t + \varphi_0). \quad (1.10)$$

Колебательная скорость v_k сдвинута по фазе относительно смещения на $\pi/2$. Максимальное значение скорости v_k равно $v_{k_m} = \omega_0 A$.

Продифференцировав по времени выражение 1.10 для колебательной скорости, получим выражение для ускорения:

$$\begin{aligned}
 a &= \frac{dv_{\kappa}}{dt} = \frac{d^2x}{dt^2} = -\omega_0 A \frac{d}{dt} \sin(\omega_0 t + \varphi_0) = \\
 &= -\omega_0^2 A \cos(\omega_0 t + \varphi_0)
 \end{aligned}
 \tag{1.11}$$

Ускорение частицы зависит от величин A и ω_0 . Максимальное ускорение равно $a_{\max} = \omega_0^2 A$.

1.1.3. Энергия гармонического колебания

Рассмотрим механическую энергию системы, в которой частицы испытывают колебательное движение, на примере пружинного маятника, приведенного на рис. 1. При колебаниях пружинного маятника потенциальная энергия упруго деформированного тела $W_n = kx^2/2$ переходит в кинетическую энергию $W_{\kappa} = mv_{\kappa}^2/2$. Примем, что в системе отсутствует трение, поэтому полная механическая энергия системы остается постоянной и в любой момент времени равна сумме ее кинетической и потенциальной энергии:

$$W = W_{\kappa} + W_n. \tag{1.12}$$

Воспользуемся выражением (1.10) для колебательной скорости v_{κ} . Тогда кинетическая энергия закрепленного на пружине груза массой m равна:

$$W_{\kappa} = \frac{1}{2} m v_{\kappa}^2 = \frac{1}{2} m \omega_0^2 A^2 \sin^2(\omega_0 t + \varphi_0). \tag{1.13}$$

Потенциальная энергия упруго растянутой пружины определяется соотношением:

$$W_n = \frac{1}{2} k x^2 = \frac{1}{2} k A^2 \cos^2(\omega_0 t + \varphi_0). \tag{1.14}$$

Тогда полная энергия системы с учетом принятого обозначения $\omega_0^2 = k/m$ (уравнение 1.7):

$$W = W_{\kappa} + W_n = \frac{1}{2} m \omega_0^2 A^2 \left[\sin^2(\omega_0 t + \varphi_0) + \cos^2(\omega_0 t + \varphi_0) \right] \tag{1.15}$$

или

$$W = \frac{m\omega_0^2 A^2}{2}.$$

1.1.4. Гармонические затухающие колебания

Во многих реальных системах кроме силы упругости на колеблющееся тело действует сила сопротивления, на преодоление которой затрачивается энергия, вследствие чего колебания затухают. Сила сопротивления при малых скоростях пропорциональна скорости движущегося тела и направлена против движения $F_{\text{сопр}} = -rv$, где r – коэффициент сопротивления. С учетом силы сопротивления уравнение 1.3 трансформируется в уравнение

$$ma_x = -kx - rv_x, \quad (1.16)$$

которое по аналогии с уравнением 1.5 можно записать в следующем виде:

$$m \frac{d^2 x}{dt^2} = -kx - r \frac{dx}{dt}. \quad (1.17)$$

Разделив на массу обе части уравнения, с учетом ранее введенных обозначений и нового $\beta = r/2m$, т.н. *коэффициент затухания*, получим уравнение движения колебательной системы при наличии сопротивления среды:

$$\frac{d^2 x}{dt^2} + 2\beta \frac{dx}{dt} + \omega_0^2 x = 0. \quad (1.18)$$

Решение этого линейного дифференциального уравнения с постоянными коэффициентами имеет вид:

$$x = A_0 e^{-\beta t} \cos(\omega t + \varphi_0), \quad (1.19)$$

где A_0 – начальная амплитуда колебания в момент $t=0$; ω – круговая частота затухающих колебаний.

График затухающих колебаний изображен на рис. 3.

Амплитуда колебаний уменьшается со временем по экспоненциальному закону:

$$A(t) = A_0 e^{-\beta t} . \quad (1.20)$$

Частота затухающих колебаний ω зависит от коэффициента затухания β :

$$\omega = \sqrt{\omega_0^2 - \beta^2} . \quad (1.21)$$

Если коэффициент затухания достаточно мал ($\beta^2 \ll \omega_0^2$), то $\omega \rightarrow \omega_0$ и можно рассматривать колебание как гармоническое с собственной частотой ω_0 и амплитудой, убывающей по экспоненциальному закону.

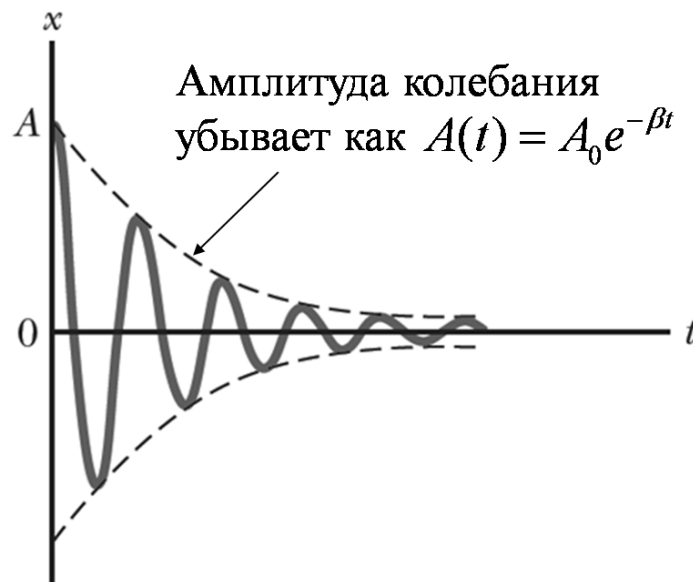


Рис. 3. График затухающей косинусоидальной функции с нулевой начальной фазой

Быстрота затухания колебания характеризуется *декрементом затухания* δ – величиной, равной отношению любых двух амплитуд колебаний, отстоящих одна от другой на один период T : $\delta = A_t / A_{t+T}$. Чаще используют другой параметр – *логарифмический декремент затухания* λ :

$$\lambda = \ln \delta = \ln \frac{A_t}{A_{t+T}} = \ln \frac{A_0 e^{-\beta t}}{A_0 e^{-\beta(t+T)}} = \ln e^{\beta T} = \beta T. \quad (1.22)$$

1.1.5. Вынужденные колебания

Если на колебательную систему действует внешняя, периодически изменяющаяся вынуждающая сила $F(t)$, то такие колебания называются вынужденными. Большой класс функций $F(t)$ можно разложить в ряд Фурье по различным частотам ω :

$$F(t) = \sum_{\omega} f(\omega) \cos[\omega t + \varphi(\omega)]. \quad (1.23)$$

Рассмотрим отдельную составляющую ряда Фурье для такой силы:

$$F(t) = F_0 \cos \omega t, \quad (1.24)$$

где F_0 – амплитуда внешней силы, а нулевой момент времени выбран так, чтобы сделать фазовую константу равной нулю.

Добавив эту силу в уравнение 1.17, получим уравнение движения для вынужденных колебаний:

$$m \frac{d^2 x}{dt^2} = F_0 \cos \omega t - kx - r \frac{dx}{dt}, \quad (1.25)$$

или с учетом принятых ранее обозначений:

$$\frac{d^2 x}{dt^2} + 2\beta \frac{dx}{dt} + \omega_0^2 x = f_0 \cos \omega t, \quad (1.26)$$

где $f_0 = F_0/m$.

Решение этого уравнения при $t \gg 1/\beta$ имеет вид:

$$x = A \cos(\omega t + \varphi), \quad (1.27)$$

где A – амплитуда вынужденных колебаний:

$$A = \frac{F_0}{m \sqrt{(\omega_0^2 - \omega^2)^2 + 4\beta^2 \omega^2}}. \quad (1.28)$$

Таким образом, система также совершает гармонические колебания с частотой периодически действующей вынуждающей силы ω .

При приближении частоты вынуждающей силы к собственной частоте колеблющегося тела наблюдается *резонанс (механический резонанс)* – резкое увеличение амплитуды вынужденных колебаний. Такая частота называется *резонансной частотой колебаний* $\omega_{рез}$ ($\omega_{рез} = \sqrt{\omega_0^2 - 2\beta^2}$).

На рис. 4 представлены резонансные кривые для разных значений коэффициентов затуханий β . Видно, что быстрота нарастания амплитуды зависит от коэффициента затухания: чем меньше β , тем ближе расположение максимума амплитуды к величине ω_0 .

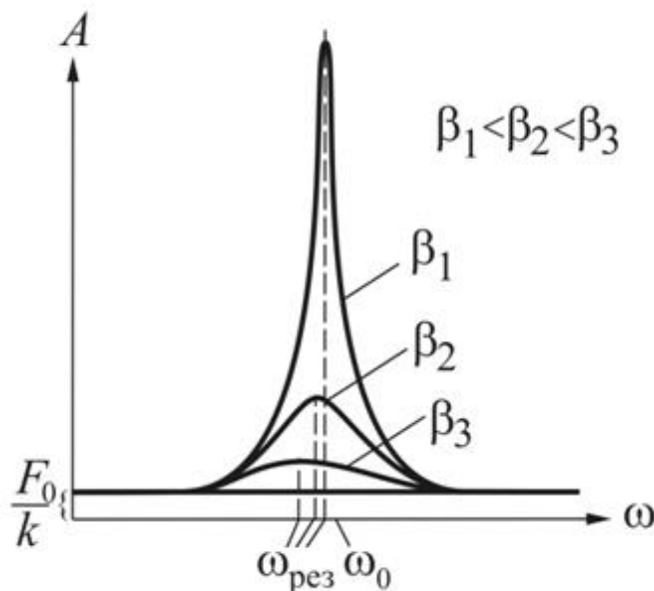


Рис. 4. График зависимости амплитуды A вынужденных колебаний от частоты вынуждающей силы ω

Явление резонанса имеет место не только при механических колебаниях, но и при колебаниях любой природы, например, звуковых, электрических и др. В одних случаях резонанс является полезным, т.к. позволяет при действии незначительной возбуждающей силы вызывать колебания с относительно большой амплитудой. В других случаях резонанс может приводить к негативным последствиям,

например в машиностроении, если амплитуда колебаний будет выше допустимых пределов.

1.2. Волны в упругих средах. Уравнение волны

Процесс распространения колебания в пространстве называется волновым процессом или *волной*. Выделяют волны нескольких типов, среди которых: механические волны и электромагнитные волны. В отличие от электромагнитных волн (в радиочастотном диапазоне, оптическом диапазоне, рентгеновское излучение и др.) для распространения механических колебаний (механических волн) требуется упругая среда.

Различают волны продольные и поперечные. Если частицы среды колеблются перпендикулярно направлению распространения волны, то такую волну называют *поперечной*; если частицы колеблются вдоль этого направления – *продольной*. Важно отметить, что упругие волны переносят энергию, но при этом не происходит переноса вещества среды.

На рис. 5а изображена поперечная волна, наблюдаемая на резиновом шнуре, один конец которого закреплен, а второй приводится в колебательное движение в направлении, перпендикулярном оси шнура. Поперечные волны могут распространяться только в твердых телах, в которых возникают упругие силы при деформации сдвига, а также на поверхности жидкости под действием сил тяжести и поверхностного натяжения.

На рис. 5б изображена продольная волна, наблюдаемая при резком сжатии пружины. При распространении продольной волны в среде создаются чередующиеся сгущения и разрежения частиц вдоль направления распространения волны. Упругие продольные волны могут возникнуть как в твердых средах, так и в жидкой и газообразной средах.

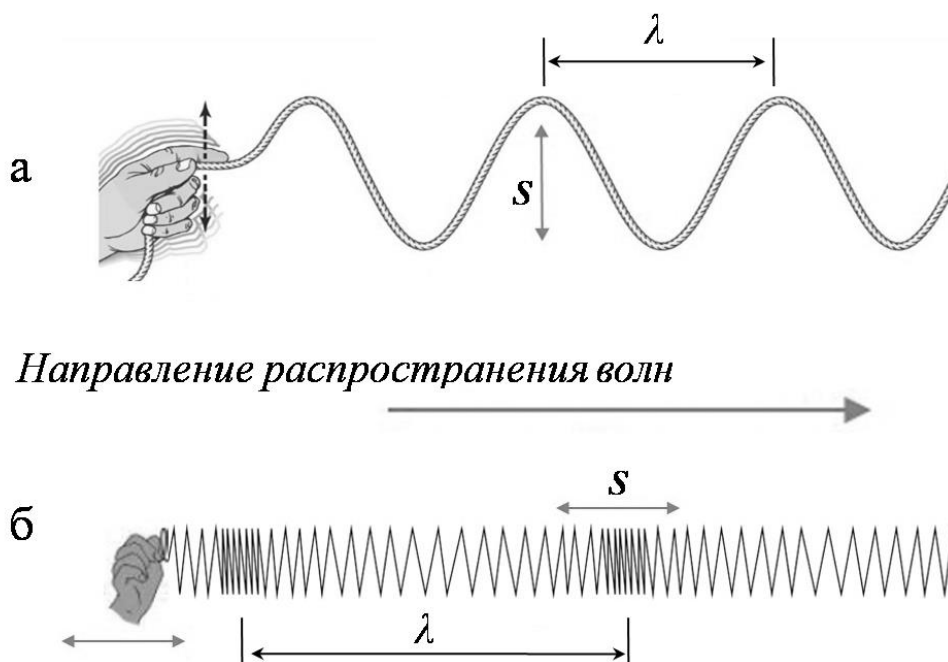


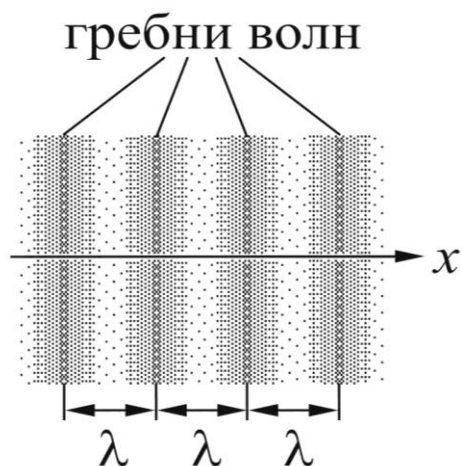
Рис. 5. Поперечная волна на резиновом шнуре (а) и продольная волна в пружине (б): S – смещение частиц среды; λ – длина волны

1.2.1. Плоские и сферические волны

Геометрическое место точек, до которых в некоторый момент времени дошло колебание, называется *фронтом волны*, а поверхность, на которой в данный момент находятся точки волны, колеблющиеся в одной фазе, называют *поверхностью равной фазы* или *волновой поверхностью*. Волновые поверхности одинаковой фазы гармонической волны перемещаются с т.н. *фазовой скоростью волны*. По форме волновой поверхности волны бывают в простейших случаях плоские и сферические.

Если волновая поверхность представляет собой плоскость, то волна называется *плоской* (рис. 6а). Для таких волн волновые поверхности имеют вид параллельных плоскостей, расположенных перпендикулярно оси x – направлению распространения волны. В плоской волне фронт ее также представлен плоскостью. Прямые, проведенные от источника волн в направлении их распространения, называются *лучами*.

а



б

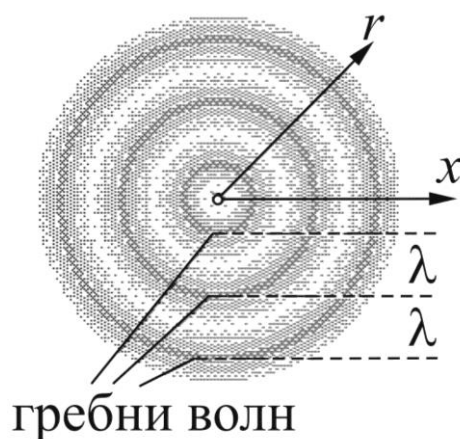


Рис. 6. Плоская волна (а), сферическая волна (б)

Если источник колебаний очень мал (точечный источник), то волны от него радиально расходятся во все стороны, как это показано на рис. 6б. В рассматриваемом случае волновые поверхности (например, гребни волны) являются сферами. Такая волна называется *сферической волной*. Радиус такой сферы равен отрезку пути, на который распространяется колебание за время t , т.е. $r = v \cdot t$. Фронт сферической волны тоже сфера, а лучи (нормальные фронту волны) совпадают с ее радиусами.

1.2.2. Уравнение гармонической волны

Пусть в среде вдоль оси x распространяется гармоническая упругая волна с постоянной скоростью v (рис.7). Тогда все точки на ее пути совершают гармонические колебания с одинаковой амплитудой.

Примем, что колебание в начале координат описывается уравнением: $S = A \cos(\omega t)$. Тогда в произвольной точке с координатой x колебание происходит по тому же закону, но с запаздыванием на время $\tau = x/v$:

$$\begin{aligned} S &= A \cos[\omega(t - \tau)] \text{ или} \\ S &= A \cos[\omega(t - x/v)] \end{aligned} \quad (1.29)$$

где S представляет собой смещение частиц среды, величина A – амплитуда волны, аргумент $\omega(t - x/v)$ называют фазой волны, v – скорость распространения волны. Эту скорость принято называть *фазовой скоростью* волны, и она равна скорости, с которой распространяется поверхность одинаковых фаз (например, фаза $\pi/2$, соответствующая гребням волн).

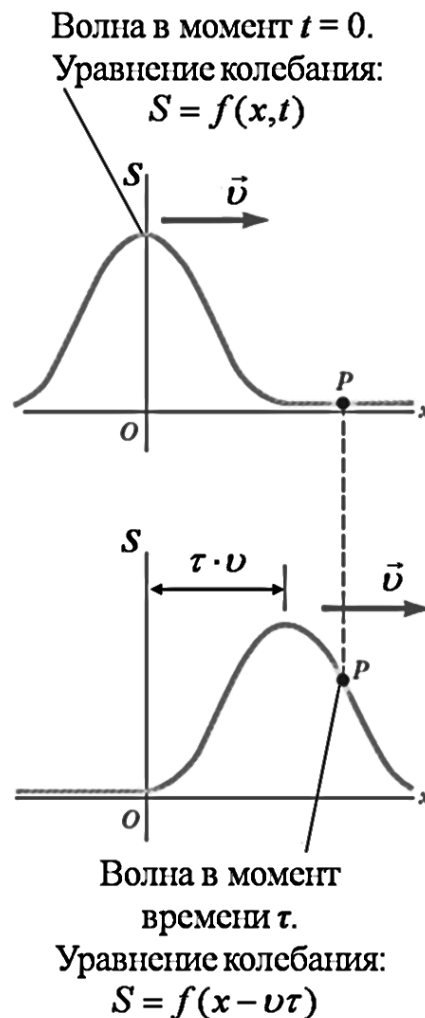


Рис. 7. Распространение упругой волны вдоль направления x со скоростью v

Уравнение (1.27) называется *уравнением плоской гармонической волны*, которое с учетом начальной фазы колебания принимает вид:

$$S = A \cos[\omega(t - x/v) + \varphi_0]. \quad (1.30)$$

Уравнение гармонической волны позволяет определить смещение любой точки среды в любое заданное время.

Расстояние λ , на которое распространяется волна за время одного периода колебаний T , называется *длиной волны* (рис. 8). Длину волны можно определить как расстояние между двумя частицами среды, для которых разность фаз колебаний равна 2π :

$$\lambda = \nu \cdot T = \frac{\nu}{\nu}. \quad (1.31)$$

Скорость распространения волны ν всегда значительно больше колебательной скорости частиц ν_k (см. раздел 1.1). Скорость распространения волны зависит от свойств среды, поэтому при переходе волны из одной среды в другую меняется длина волны, при этом частота ν остается неизменной.

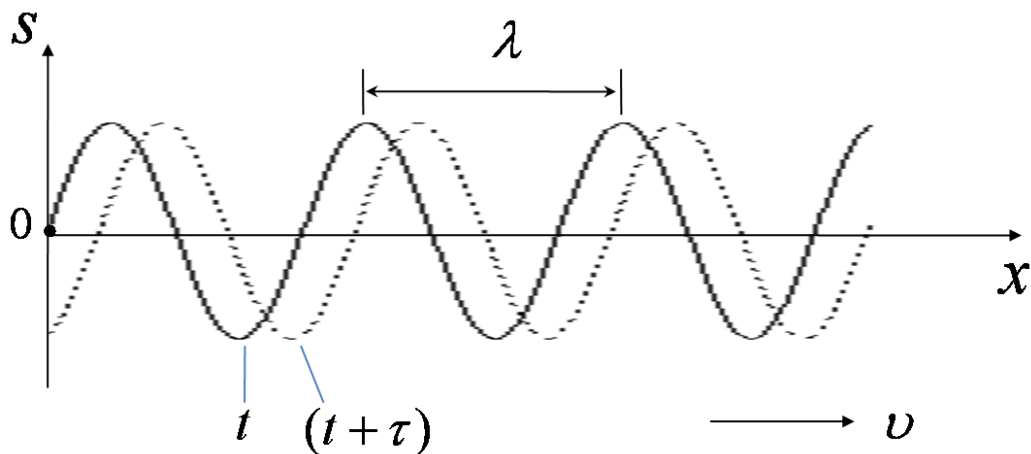


Рис. 8. График гармонической волны – зависимость смещения точек S среды от координаты x

Для характеристики волны используется волновое число:

$$k = \frac{\omega}{\nu} = \frac{2\pi}{\lambda}, \quad (1.32)$$

где $\omega = 2\pi/T = 2\pi\nu$ – круговая частота колебаний.

Тогда уравнение плоской волны, распространяющейся вдоль оси x , можно записать в виде

$$S = A \cos[\omega t - kx + \varphi_0]. \quad (1.33)$$

При распространении плоской волны за равные отрезки времени в колебательное движение вовлекаются равные объемы среды. Именно

поэтому амплитуда плоской волны для всех точек одинакова, при условии, что не происходит рассеяния и поглощения энергии. В случае же сферической волны – по мере удаления фронта волны от источника за равные промежутки времени в колебательное движение вовлекаются все возрастающие объемы среды. Следовательно, в отличие от плоских волн амплитуда сферической волны должна уменьшаться при увеличении расстояния от источника волны. Амплитуда сферических волн убывает обратно пропорционально расстоянию r от центра их возникновения $A(r) \sim 1/r$. Следовательно, уравнение гармонической сферической волны имеет вид:

$$S = \frac{A}{r} \cos[\omega(t - r/v) + \varphi_0]. \quad (1.34)$$

1.2.3. Энергия плоской волны

При распространении волны происходит перенос энергии. Эта энергия складывается из кинетической и потенциальной энергий колеблющихся частиц. Полная механическая энергия колеблющейся системы, с учетом уравнения (1.15) равна:

$$W = \frac{m\omega^2 A^2}{2}. \quad (1.35)$$

Энергия, заключенная в единице объема среды, через которую проходит упругая волна, называется *объемной плотностью энергии* $w = dW/dV$:

$$w = \frac{\rho\omega^2 A^2}{2}, \quad (1.36)$$

где $\rho = dm/dV$ – плотность среды.

Одной из характеристик волны является *плотность потока энергии* или *интенсивность волны* I , которая определяется как поток энергии Φ , приходящийся на единицу площади поверхности S , расположенной перпендикулярно направлению распространения волны:

$$I = \frac{\Phi}{S} = \frac{W}{St}. \quad (1.37)$$

В системе единиц СИ единицей измерения интенсивности является $\text{Вт}/\text{м}^2$ или $\text{Дж}/\text{с}\cdot\text{м}^2$.

Понятие плотности потока энергии ввел выдающийся российский физик-теоретик конца XIX столетия Н.А. Умов, внесший вклад в понимание проблемы энергии и других проблем физики [7].

Волна, проходящая через площадку S за время t , переносит энергию, заключенную в цилиндрическом объеме среды $V = Svt$. Поэтому выражение для интенсивности I принимает вид:

$$I = \frac{Wv}{V} = \frac{1}{2} \rho \omega^2 A^2 v. \quad (1.38)$$

Это выражение в дальнейшем будет использоваться при обсуждении характеристик ультразвука.

1.2.4. Стоячие волны

Гармонические волны любой природы распространяются в среде независимо друг от друга при малых амплитудах. *Принцип суперпозиции* (наложения) волн утверждает, что волны от различных источников не влияют друг на друга и сложное колебание от двух или большего числа источников находится путем геометрического сложения волн от отдельных источников. *Интерференция* – явление наложения *когерентных* волн (т.е. волн, у которых разность фаз является неизменной), приводящее к образованию в пространстве чередования усиления и ослабления результирующей интенсивности волн. Частным случаем интерференции волн являются *стоячие волны*, которые образуются в результате наложении двух волн, распространяющихся во взаимно противоположных направлениях, при этом интерферирующие волны удовлетворяют следующим условиям: их частоты, амплитуды и направления колебаний должны быть одинаковыми, а разность фаз постоянной.

Практически стоячие волны возникают при отражении от преград. Отраженная волна интерферирует с падающей волной. В этих случаях в тех точках среды, куда приходят отраженная и падающая

волны, их действие складывается. В точках, куда обе волны приходят в одинаковой фазе, они усиливают друг друга, образуя *пучность колебаний*. Обе волны ослабляют друг друга, если они попадают в какую-либо точку пространства, находясь в противофазе. При этих условиях образуются *узлы колебания*.

При образовании стоячей волны, интерферирующие волны переносят энергию в противоположных направлениях, поэтому в стоячей волне *нет переноса энергии*. Полная энергия колебаний каждого элемента объема среды, ограниченного соседним узлом и пучностью, не зависит от времени, она лишь периодически переходит из кинетической энергии, сосредоточенной вблизи пучностей, в потенциальную – вблизи узлов волны, где деформация среды достигает максимальных значений.

Напишем уравнения двух плоских волн, распространяющихся в противоположных направлениях (начальная фаза $\varphi_0 = 0$):

$$\begin{aligned} S_1 &= A \cos(\omega t - kx), \\ S_2 &= A \cos(\omega t + kx). \end{aligned} \quad (1.39)$$

При сложении этих уравнений с учетом преобразования по формуле суммы косинусов:

$$S = 2A \cos\left(\frac{\omega t - kx + \omega t + kx}{2}\right) \cos\left(\frac{\omega t - kx - \omega t - kx}{2}\right). \quad (1.40)$$

Так как $\cos(-\alpha) = \cos(\alpha)$, то можно записать:

$$S = 2A \cos(\omega t) \cos(kx).$$

Учитывая, что $k = 2\pi/\lambda$, получим уравнение стоячей волны:

$$S = 2A \cos\left(\frac{2\pi}{\lambda} x\right) \cos \omega t. \quad (1.41)$$

В выражение для фазы не входит координата, поэтому можно записать:

$$S = A^* \cos \omega t, \quad (1.42)$$

где суммарная амплитуда $A^* = 2A \cos(kx)$.

В точках, где координаты удовлетворяют условию

$$2\pi \frac{x}{\lambda} = \pm n\pi \quad (n = 0, 1, 2, 3, \dots), \quad \cos\left(2\pi \frac{x}{\lambda}\right) = 1,$$

суммарная амплитуда равна максимальному значению $A^* = 2A$ – это *пучности* стоячей волны (рис. 9). Координаты пучностей удовлетворяют условиям:

$$x_{\text{пучн}} = \pm \frac{n\lambda}{2}. \quad (1.43)$$

В точках, координаты которых удовлетворяют условию

$$2\pi \frac{x}{\lambda} = \pm\left(n + \frac{1}{2}\right)\pi \quad (n = 0, 1, 2, \dots), \quad \cos\left(2\pi \frac{x}{\lambda}\right) = 0$$

и суммарная амплитуда колебаний равна нулю $A^* = 0$, – это *узлы* стоячей волны. Координаты узлов удовлетворяют условиям:

$$x_{\text{узел}} = \pm \left(n + \frac{1}{2}\right) \frac{\lambda}{2}. \quad (1.44)$$

Точки среды, находящиеся в узлах, колебаний не совершают.

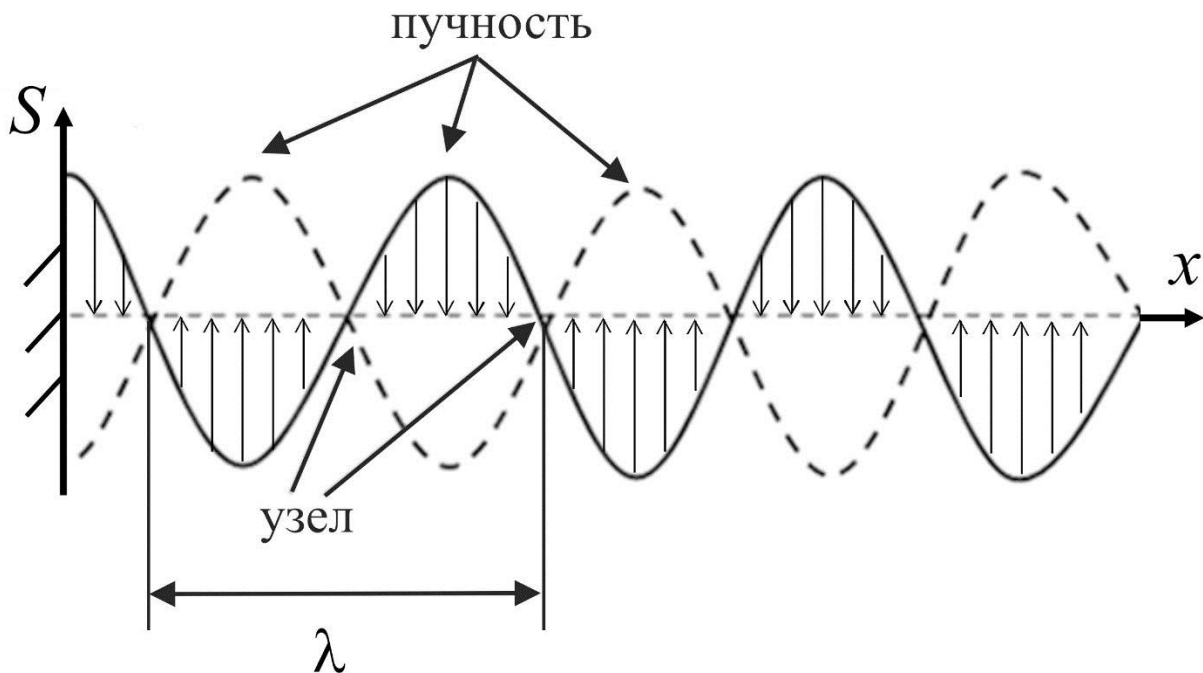


Рис. 9. Изображение стоячей волны

Стоячие волны можно визуально наблюдать в жидкостях, содержащих взвешенные в них мелкие частицы (например, эмульгированные капельки масла в воде). В результате процесса эмульгирования, происходящего в местах максимального переменного давления, капельки масла концентрируются в пучностях стоячей волны, располагаясь отдельными слоями, расположенными на расстояниях, равных половине длины волны.

2. ЗВУКОВЫЕ ВОЛНЫ. УЛЬТРАЗВУК

Акустические волны – колебательное движение частиц *упругой среды*, распространяющееся в газообразной, жидкой или твердой средах. В зависимости от частоты акустические волны подразделяют на несколько диапазонов (рис. 10): инфразвук, звук, ультразвук и гиперзвук. Границы, разделяющие их, достаточно условны.

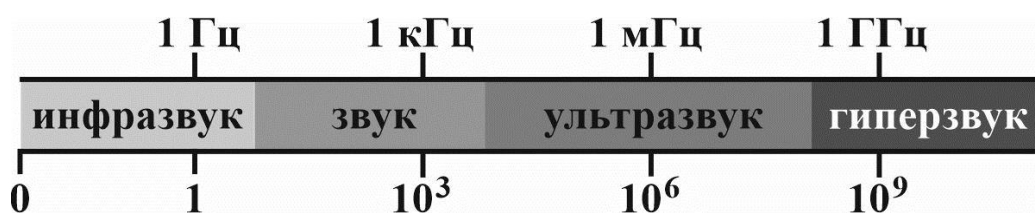


Рис. 10. Диапазоны звуковых волн

Звуковыми колебаниями или просто *звуком* называют колебания частиц в упругих средах, воспринимаемых человеческим ухом (в среднем от 16–20 до 16 000–20 000 Гц). Неслышимые человеком звуки с частотой ниже этой границы называется *инфразвуком*, выше 20 000 Гц – *ультразвуком*; самые высокочастотные упругие волны в диапазоне от 10^9 до 10^{12} – 10^{13} Гц относят к *гиперзвуку*. В природе встречаются инфразвуковые колебания с частотой в десятые и сотые доли Гц.

Инфразвуковые волны возникают в результате природных явлений, например, при взаимодействии ветра с морскими волнами, взрывах, смещениях земной коры. Поэтому регистрация инфразвуковых волн является одним из надежных методов прогнозирования землетрясений, цунами и ураганов. Кроме того, источниками инфразвука могут быть работающие машины и механизмы.

Человеческие органы слуха не воспринимают инфразвук, однако он может оказывать физиологическое действие, проявляющееся в появлении у живых организмов негативных эмоций (беспокойство, страх и ужас), а также болезненных ощущений в организме. Особенно опасными являются мощные инфразвуковые волны с частотой

порядка 7 Гц, которые могут приводить к летальному исходу. Объясняется такое действие инфразвука резонансом, возникающим при совпадении частоты инфразвуковой волны с собственной частотой колебаний того или иного внутреннего органа, что приводит к механическому повреждению вследствие резкого увеличения амплитуды колебаний этого органа [8].

Звуковые волны играют важную роль в нашей повседневной жизни, являясь средством общения и передачи информации. Важно отметить, что физические характеристики звука (частота, спектр частот, интенсивность) являются объективными характеристиками, а восприятие звука человеком всегда субъективно и зависит от характеристик слухового ощущения (высота, громкость, тембр).

Ультразвуковые волны находятся за пределами частотного диапазона слышимости человека, однако некоторые представители животного мира, например дельфины, летучие мыши способны издавать и принимать ультразвуковые сигналы.

Имеется ряд особенностей распространения ультразвука, благодаря чему ультразвук нашел широкое применение в медицине: короткая длина волны приводит к тому, что ультразвук распространяется в средах по законам геометрической оптики. Кроме того, это позволяет его фокусировать и создавать большие интенсивности в ограниченном объеме среды (см. раздел 3.2.1).

Гиперзвук. По физическим свойствам акустические волны этого диапазона практически не отличаются от ультразвука. В отдельную область они были выделены в связи со значительными трудностями их искусственного получения. Гиперзвук используется при обработке больших массивов информации, в том числе оптических изображений, и исследовании строения твердых тел. Этим занимается наука *акустоэлектроника*.

2.1. Звуковое давление и интенсивность звука.

Волновое сопротивление

Как уже отмечалось выше, распространение звука происходит за счет колебаний частиц упругой среды. Звуковые волны, испускаемые колеблющимися телами, распространяются в среде, вызывая локальные колебания давления с чередованием областей сжатия и разрежения среды.

Звуковым (акустическим) давлением Δp называют значение избыточного давления (избыточного над средним давлением окружающей среды), образующегося в области уплотнения среды в звуковой волне (рис. 11). Если звук распространяется в воздухе, то это избыток давления над атмосферным давлением.

Максимальное значение переменного акустического давления (амплитуда давления) связана с амплитудой колебания частиц соотношением:

$$\Delta p_{\max} = \rho v A \omega = \rho v v_{k_m}, \quad (2.1)$$

где v – скорость распространения звука, ρ – плотность среды, ω – круговая (циклическая) частота колебаний, A – максимальное смещение частицы относительно положения равновесия (амплитуда), v_{k_m} – амплитуда колебательной скорости частиц (см. раздел 1.1).

Амплитуда переменного акустического давления связана с интенсивностью акустической волны соотношением:

$$I = \frac{1}{2} \frac{\Delta p_{\max}^2}{\rho v}, \quad (2.2)$$

которое показывает, что интенсивность прямо пропорциональна квадрату амплитуды акустического давления и обратно пропорциональна плотности среды и скорости звука в среде.

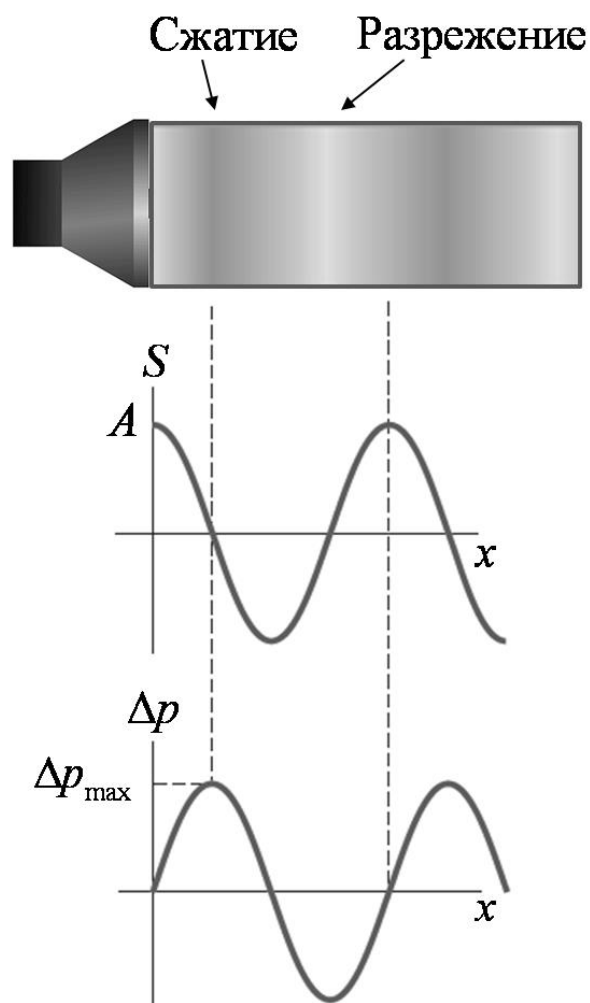


Рис. 11. Визуальное и графическое представление изменений смещения и давления частиц в звуковой волне

С учетом выражения (2.1) интенсивность звука можно представить в виде

$$I = \frac{1}{2} \rho v A^2 \omega^2 = \frac{1}{2} \rho v v_{k_m}^2. \quad (2.3)$$

Таким образом, зная интенсивность I волны, ее частоту ω , плотность среды ρ и скорость распространения в среде v , можно вычислить амплитуду A смещения частиц среды в звуковой волне, амплитуду переменного акустического давления и амплитуду колебательной скорости, соответственно:

$$A = \frac{1}{\omega} \sqrt{\frac{2I}{\rho\nu}}; \quad \Delta p_{\max} = \sqrt{2\rho\nu I}; \quad v_{k_m} = \sqrt{\frac{2I}{\rho\nu}}. \quad (2.4)$$

Так, в ультразвуковой волне с частотой 1 МГц, распространяющейся в воде, при интенсивности 10^4 Вт/м² (1 Вт/см²) частицы колеблются с амплитудой $A = 0,02$ мкм, амплитуда колебательной скорости достигает 0,1 м/с. Амплитуда переменного акустического давления при этих условиях оказывается равной $1,8 \cdot 10^5$ Па ($\sim 1,8$ атм.) [9].

Произведение $\rho\nu$, входящее в предыдущие формулы, называют **волновым сопротивлением среды** (*акустический импеданс*):

$$Z = \rho\nu. \quad (2.5)$$

От соотношения между значениями акустического сопротивления двух граничащих сред зависит то, как на границе раздела сред поведет себя звуковая волна. Чем больше отличаются значения волнового сопротивления сред (формула 2.16), тем меньшая часть энергии перейдет из одной среды в другую и большая – отразится, и наоборот.

В акустике часто пользуются логарифмическими величинами для определения *уровня интенсивности акустической волны*. Единицей измерения уровня служит децибел (дБ). Уровень интенсивности акустической волны, выраженный в децибелах, представляет собой десятичный логарифм отношения данной интенсивности звука I к определенному (пороговому) значению интенсивности акустической волны I_0 . При этом считается, что уровень интенсивности звуковой волны с I больше уровня волны с I_0 на K дБ:

$$K = 10 \lg \frac{I}{I_0} \quad (2.6)$$

В качестве порогового значения звука обычно выбирают интенсивность самых слабых звуков вблизи порога слышимости уха человека, равного 10^{-12} Вт/м² (0 дБ). Интенсивность звука в 10 Вт/м² (130 дБ) вызывает сильное болевое ощущение (болевого синдром).

Уровень интенсивности разговорной речи в норме составляет 60 дБ, а очень громкого индустриального шума – 120 дБ [10].

2.2. Скорость распространения ультразвука в тканях

Распространение звуковых волн характеризуется в первую очередь его скоростью ν , которая зависит от свойств среды, в частности от ее плотности и упругости.

Скорость распространения звуковых волн *в газах* зависит от отношения удельных теплоемкостей γ , давления p и плотности газа ρ и определяется по формуле:

$$\nu = \sqrt{\frac{\gamma p}{\rho}}, \quad (2.7)$$

где $\gamma = C_p / C_v$, C_p , C_v – теплоемкости при постоянном давлении и объеме. Эта формула выведена в предположении, что изменение состояния газа при сжатии и расширении в процессе распространения звуковой волны является адиабатическим. Как уже отмечалось выше, изменение давления сопровождается изменением плотности газа.

При обычных давлениях поведение газов хорошо описывается уравнением Клапейрона – Менделеева:

$$pV = \frac{m}{M} RT \quad (2.8)$$

где m – масса газа, заключенного в объеме V , M – молярная масса газа, R – универсальная газовая постоянная, T – абсолютная температура. При таком подходе скорость звука в газе определяется формулой:

$$\nu = \sqrt{\frac{\gamma}{M} RT}. \quad (2.9)$$

Видно, что скорость распространения звука в газе зависит от температуры и от характеризующих газ величин γ и M . Так, при

среднем давлении воздуха $p = 10^5$ Па скорость распространения звука в воздухе при $T = 273$ К (0° С) равна $v_{\text{возд.}} = 331$ м/с.

Для определения скорости звука в воздухе при температуре T можно воспользоваться приближенной формулой:

$$v = (331 + 0,6T) \text{ м/с.} \quad (2.10)$$

Так, для $T = 293$ К (20° С) расчет скорости звука по этой формуле дает $v_{\text{возд.}} = 343$ м/с.

Скорость распространения звуковых волн в жидкостях зависит от коэффициента сжимаемости и плотности жидкости и вычисляется по формуле:

$$v = \sqrt{\frac{1}{\beta\rho}}, \quad (2.11)$$

где β – коэффициент адиабатической сжимаемости, равный отношению изменению объема $\Delta V/V$ при изменении давления Δp :

$$\beta = -\frac{1}{V} \frac{\Delta V}{\Delta p}. \quad (2.12)$$

В твердом теле скорость звука:

$$v = \sqrt{\frac{E}{\rho}}, \quad (2.13)$$

где E – модуль упругости Юнга, ρ – плотность вещества твердого тела.

Скорость звука в твердых телах больше, чем в газах и жидкостях. В табл. 1 приведены данные о скорости распространения звука в различных средах и материалах.

Скорость распространения звука в различных средах

Среда	Скорость, [м/с]
Воздух (0° С)	331
Вода (0° С)	1403
Вода (20° С)	1483
Медь	3560
Железо, сталь	5130

Знание *скорости распространения ультразвука в тканях* необходимо для определения глубины проникновения звука в ткани и органы, для построения изображений УЗИ и для *доплерографии*.

Подробный обзор значений скорости ультразвука для различных сред и материалов, в том числе биологических тканей, представлен в монографии Дака [11]. На рис. 12 показаны типичные пределы изменений значений скорости ультразвука для ряда биологических тканей в сравнении со значениями скорости ультразвука для некоторых материалов небиологического характера. Измерения проводились в диапазоне частот ультразвука от 1 до 10 МГц [11, 12].

На основании приведенных на рис. 12 данных можно выделить три класса тканей живых организмов: *ткани легкого*, малая скорость ультразвука в которых определяется высоким содержанием воздуха; *костную ткань*, близкую по своим свойствам к твердому телу, и все остальные *жидкие среды и ткани* организма с большим содержанием воды (до 80 %).

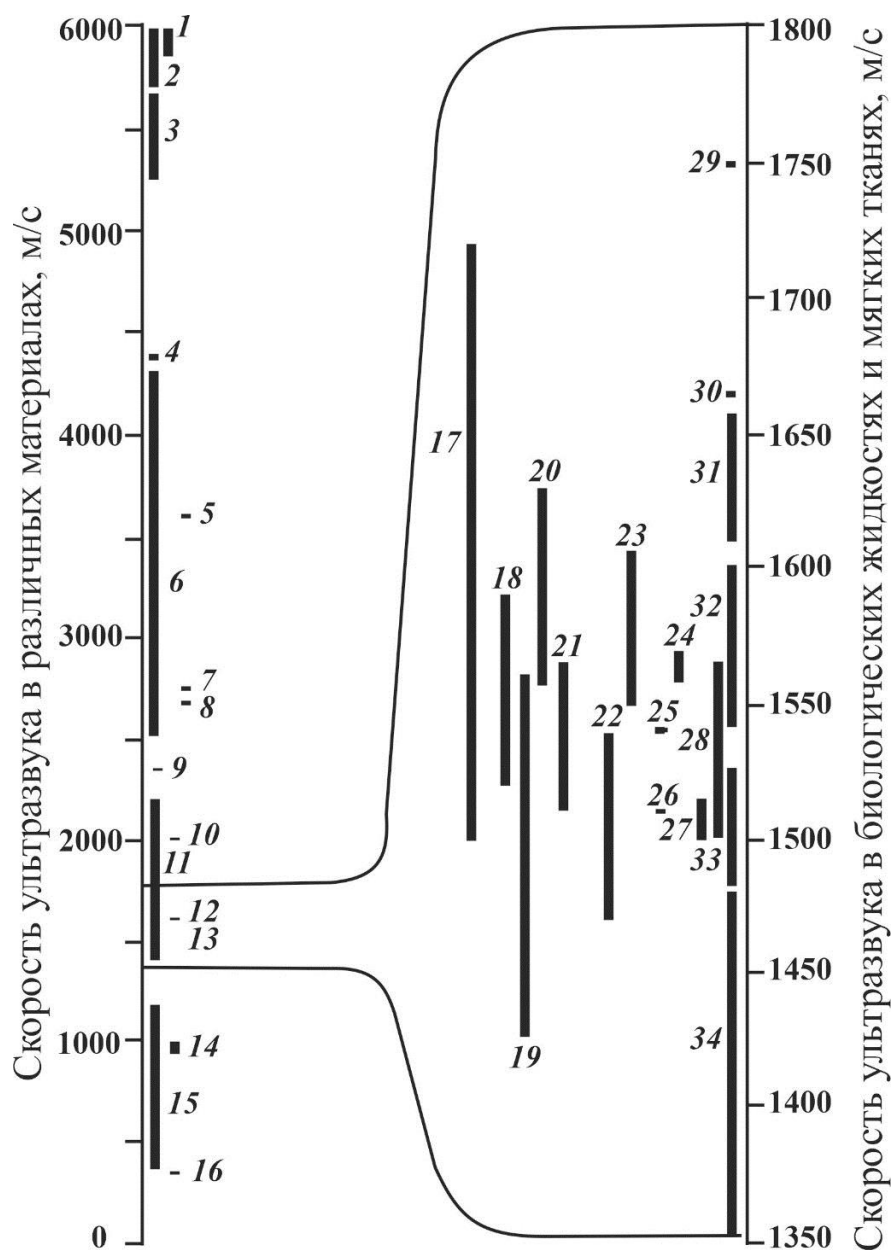


Рис. 12. Интервалы изменений скорости ультразвука в различных средах [11]. На рисунке: 1 – сталь; 2 – кварц; 3 – стекло; 4 – латунь; 5 – зубы; 6 – костная ткань; 7 – плексиглас; 8 – нейлон; 9 – полистирол; 10 – полиэтилен; 11 – желчный камень; 12 – натуральный каучук; 13 – желатин (10%); 14 – силиконовый каучук; 15 – легкие; 16 – сухой воздух; 17 – кожа; 18 – селезенка; 19 – молочная железа; 20 – мышечная ткань; 21 – мозг; 22 – стекловидное тело и влага передней камеры; 23 – печень; 24 – почки; 25 – молоко; 26 – околоплодная жидкость; 27 – спинномозговая жидкость; 28 – физиологический раствор; 29 – сухожилия; 30 – хрящи; 31 – хрусталик глаза; 32 – кровь; 33 – вода; 34 – жировая ткань.

Большое отличие в значениях скорости ультразвука и плотности (их произведение определяет акустическое сопротивление $Z = \rho v$) между мягкими тканями и костными тканями или мягкими тканями и тканями легкого приводит к очень сильному отражению и рассеянию ультразвука на границе раздела между такими средами. Следствием рассеяния является затухание ультразвука (см. раздел 2.4), что чрезвычайно затрудняет, а иногда делает и вовсе невозможным получение качественных акустических изображений структур, расположенных за легкими (или другими газосодержащими областями) и костными тканями [11]. Значение скорости ультразвука для жидких и мягких биологических тканей варьируется в пределах $\pm 10\%$ относительно среднего значения 1540 м/с (см. табл. 2). Поэтому в эхографических системах, предназначенных для визуализации различных структур человеческого организма, при расчете координаты глубины отображаемого сигнала используется *средние значения скорости ультразвука* (табл. 2) [13]. Тем не менее, при очевидном удобстве применения усредненного значения скорости, нужно понимать, что это может приводить к небольшим ошибкам в расчете глубины проникновения ультразвуковой волны.

Таблица 2

Параметры УЗ в различных биологических тканях

Среда	Плотность, кг/м ³	Скорость звука, м/с.	Акустическое сопротивление Z , кг/м ² с * 10 ⁶	Коэффициент затухания дБ/см, при частоте УЗ 1 МГц
Кровь	1060	1570	1,59	0,2
Мозг	1025	1510	1,58	0,9
Жировая ткань	952	1450	1,38	0,6
Мышцы (усреднено)	1075	1580	1,70	2,3
Мягкие ткани (усреднено)	1060	1540	1,63	1
Кости (усреднено)	1400–1900	4080	5,6-7,8	13

Особый интерес вызывают костные ткани, для которых характерны не только высокие скорости ультразвука и сильное затухание ультразвука, но и сравнительно сильный разброс значений скорости ультразвука в зависимости от частоты (дисперсия) [11]. Это связывают в первую очередь с особенностью структуры костной ткани, обладающей сильной анизотропией. Так, в зависимости от типа кости и направления распространения звуковой волны величина разброса значений скорости продольных волн может меняться от 1 до 12 % в частотном диапазоне от 1 до 3 МГц [11, 14]. Для сравнения, дисперсия скорости ультразвука в мозге в том же частотном диапазоне не превышает 0,2 % [11, 15].

2.3. Отражение ультразвуковых волн в тканях

Для ультразвука применимы законы геометрической акустики, подобные законам геометрической оптики. Так, УЗ волны на границе раздела двух сред с разными акустическими сопротивлениями частично отражаются от нее, а частично переходят в другую среду. Отраженные УЗ волны воспринимаются как *эхо-сигналы*.

В том случае, когда линейные размеры отражающей поверхности много больше длины волны (такая поверхность является зеркальной), при наклонном падении УЗ волны на границу раздела двух сред определяют угол падения, угол отражения и угол преломления (рис. 13). Угол падения равен углу отражения. Преломление – это изменение направления распространения волны при пересечении им границы сред.

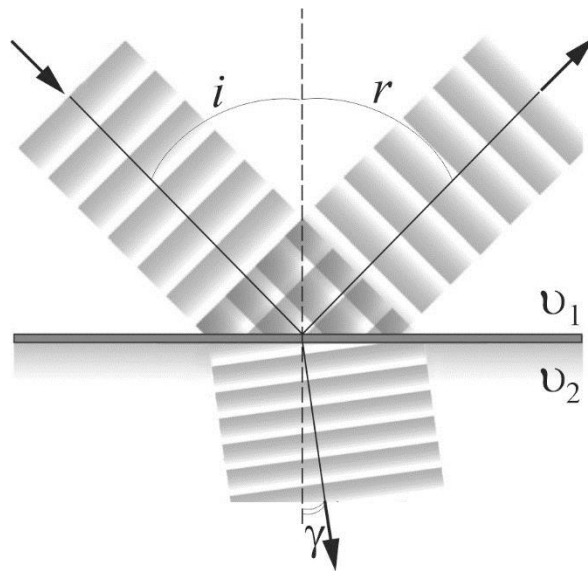


Рис. 13. Отражение от зеркальной поверхности и преломление УЗ волны на границе раздела двух сред. На рисунке i – угол падения, r – угол отражения, γ – угол преломления

Соотношение между углом падения и углом преломления описывается формулой:

$$\frac{v_1}{v_2} = \frac{\sin i}{\sin \gamma}, \quad (2.14)$$

где i – угол падения (угол между направлением распространения волны и перпендикуляром к поверхности раздела сред), γ – угол преломления.

Коэффициент отражения УЗ волн от границы двух сред равен отношению интенсивностей отраженной $I_{отр}$ и падающей волн I_0 :

$$\beta = \frac{I_{отр}}{I_0}. \quad (2.15)$$

Для случая, когда УЗ волна падает *перпендикулярно к поверхности раздела сред* (рис.14), коэффициент отражения может быть вычислен по формуле:

$$\beta = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2, \quad (2.16)$$

где Z_1 и Z_2 – акустические сопротивления, соответственно, первой и второй сред.

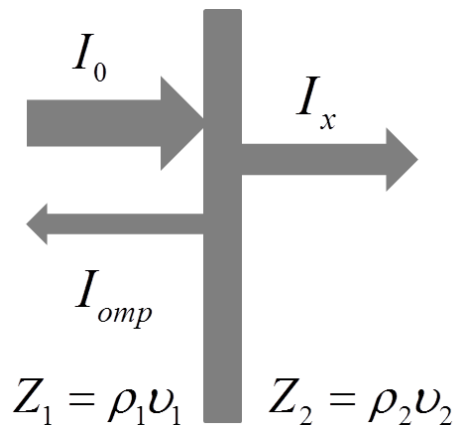


Рис. 14. Схематическое изображение ультразвуковой волны на границе раздела двух сред с разными акустическими сопротивлениями при перпендикулярном падении к поверхности раздела сред. I_0 – интенсивность падающей, $I_{отр}$ – отраженной и I_x – прошедшей в другую среду волн, соответственно

Коэффициент проникновения ультразвуковой волны определяется соотношением:

$$K_{пр} = \frac{I_x}{I_0} = \frac{I_0 - I_{отр}}{I_0} = 1 - \beta, \quad (2.17)$$

где I_0 – интенсивность падающей; I_x – прошедшей в другую среду волн, соответственно.

На явлении отражения ультразвука основана ультразвуковая эхолокация и диагностика. Отражение ультразвуковых волн происходит в приграничных областях кожи и жира, жира и мышц, мышц и костей. В таб. 3 приведены значения коэффициентов отражения для различных границ раздела сред.

Коэффициент отражения для различных границ раздела сред

Отражающая граница/ раздел сред	Коэффициент отражения
Мышцы/кровь	0,3
Мягкие ткани/вода	0,05
Жировая прослойка/мышцы	0,10
Костная ткань/мышцы	0,64
Мозг/кость черепа	0,66
Мягкие ткани/воздух	0,9995

При переходе из среды, граничащей с воздухом, 99,9 % интенсивности ультразвуковой волны отражается от границы раздела. Поэтому при терапевтическом воздействии ультразвуком или при его применении в диагностических целях необходимо следить за тем, чтобы между излучателем ультразвука и поверхностью тела всегда была прослойка жидкости – специального геля, воды, глицерина, вазелинового масла, раствора лекарства. В противном случае *акустический контакт* будет нарушен, и ультразвуковая волна не дойдет до биологических тканей, так как она практически полностью отразится от воздушной прослойки. Отражение ультразвука наблюдается также на границах тканей с различными акустическими свойствами, например на границе мышцы и надкостницы, на поверхности полых органов и в ряде других случаев [9]. Например, имеет место большая разница значений акустического сопротивления между мягкой и костной тканями, или между мягкими тканями и воздухом. На таких поверхностях раздела сред будет наблюдаться сильное отражение УЗ. Это объясняет, как было указано выше, почему УЗИ не может быть использовано для получения изображения областей за легкими или костными тканями, за исключением особых ситуаций, когда небольшая часть излучения все же проходит границу раздела (см. раздел 4.7).

Это также является причиной потери изображения при наличии кальцинированных бляшек на артериальной стенке сосудов из-за появления от кальцинированных бляшек *акустической тени*, препятствующей ультразвуковой визуализации сосудов [16].

Степень отражения на границе раздела *мягкая ткань – камни* (в печени, почках или желчном пузыре) может меняться в широких пределах в зависимости от вида камня и его акустического сопротивления. Чем больше плотность камня и чем больше скорость звука в нем, тем больше доля отраженного ультразвукового сигнала на его границе и тем легче его обнаружить. При большом акустическом сопротивлении камня, большая доля ультразвука отражается от камня, что приводит к образованию за ним области *акустической тени*, т.е. области с низким уровнем отраженных ультразвуковых сигналов. Если камень по структуре похож на мягкую ткань, то обнаружить его иногда затруднительно вследствие малого уровня отраженного сигнала. Это случай «*акустически прозрачного*» камня. Такие камни можно диагностировать с помощью рентгеновских лучей.

Вследствие практически полного отражения на границе газовых образований исследовать мягкие ткани с газосодержащими структурами (легкие, желудок, кишечник), а также ткани, находящиеся за этими структурами, с помощью ультразвука затруднительно, что является серьезным ограничением для УЗ диагностики.

Для определения способности тканей человеческого организма отражать ультразвуковые волны в современной медицине используется такой термин, как *эхогенность*. Чем плотнее ткани, тем выше их эхогенность. Выделяют 4 вида эхогенности (рис. 14): *изоэхогенность* (ткани в норме во время обследования на экране отображаются в сером цвете), *гипоэхогенность* – это сниженная эхогенность (объекты выглядят намного темнее, чем должны, вследствие малого отражения, например кисты), *гиперэхогенность* – свидетельствует о повышении эхогенности (ткани окрашены в светло-серые оттенки или белый цвет, вследствие сильного отражения, например соединительная ткань), *анэхогенность* – отсутствие эхогенности (на экране видны

структуры черного цвета, вследствие сильного поглощения ультразвука, например кровеносные сосуды, доброкачественные образования).

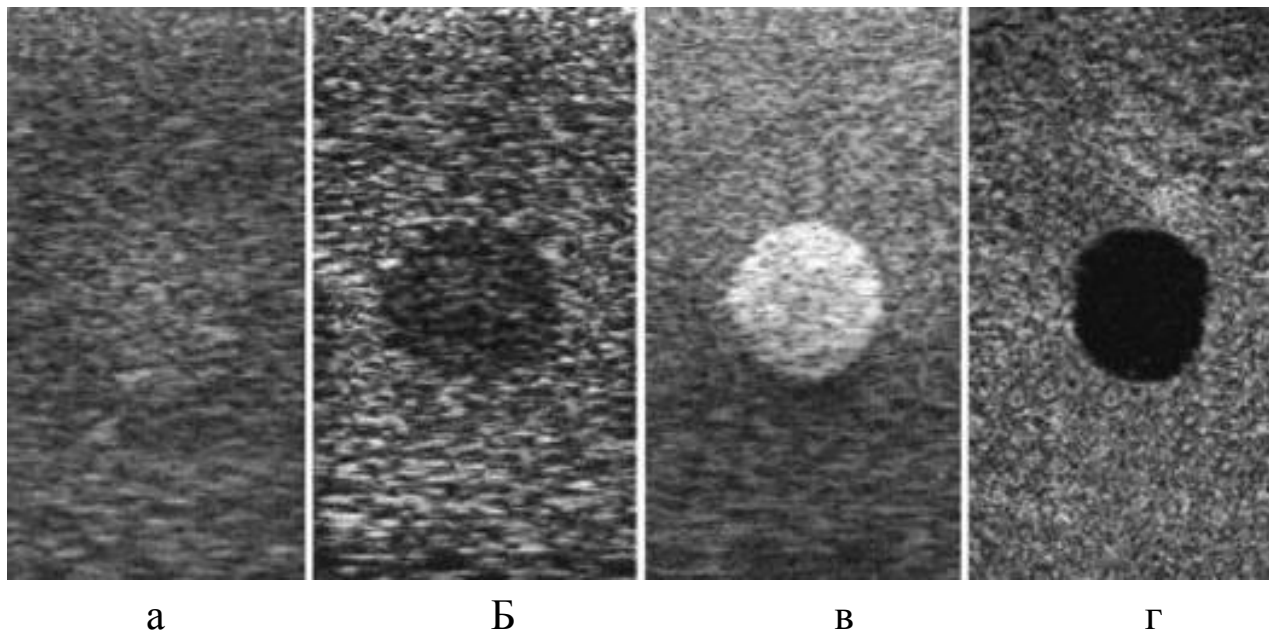


Рис. 14. а – Изоэхогенная ткань (здоровая ткань); б – гипоэхогенная ткань, в – гиперэхогенная ткань, г – анэхогенная ткань

В биологических объектах в результате отражения ультразвуковых волн на границе тканей с различными акустическими сопротивлениями могут возникать *стоячие волны* (см. раздел 1.2).

Во время ультразвуковых исследований необходимо избегать возможного образования стоячих волн и возникновения «горячих точек» в пучностях колебаний, которые могут привести к локальным повреждениям тканей. Действие ультразвука можно оценить по амплитуде переменного давления, которое в пучностях стоячей волны вдвое превышает давление в исходных бегущих волнах. Давление в пучностях стоячей волны зависит от интенсивности излучения [9]:

$$P_{ст} \sim \sqrt{\rho v I_{изл}}, \quad (2.18)$$

где $I_{изл}$ – интенсивность излучения, т.е. количество энергии, излучаемой с единицы поверхности излучателя в единицу времени, ρv – акустическое сопротивление среды.

Для возникновения стоячих волн расстояние от поверхности излучателя до отражающей поверхности должно быть кратным половине длины волны. В организме образование стоячих волн можно ожидать при воздействии ультразвуком на ушную раковину, брюшной пресс, мышечные слои, на кровеносные сосуды и т.д. Возможно, именно за счет стоячих волн, как было показано в экспериментах, эритроциты под действием ультразвука с частотой 1 МГц и интенсивностью излучения $0,1 \text{ Вт/см}^2$ образуют в кровеносных сосудах лягушки и куриного эмбриона сгустки, расположенные на расстоянии, равном половине длины волны [9].

2.4. Затухание ультразвуковых волн в тканях

По мере распространения звуковых волн происходит постепенное затухание, сопровождающееся уменьшением интенсивности. Затухание обусловлено в значительной степени *поглощением* звуковой волны, *рассеянием* на неоднородностях среды, размеры которых малы или сравнимы с длиной звуковой волны, и *расхождением волны*. Затухание вследствие расхождения волны связано с тем, что на больших расстояниях r от источника поток излучаемой звуковой энергии распределяется на все большую площадь и при этом на единицу площади приходится все меньшая энергия. В сферической волне амплитуда убывает обратно пропорционально расстоянию r от центра их возникновения $A(r) \sim 1/r$ (см. раздел 1.2), следовательно, интенсивность убывает пропорционально $1/r^2$ [17].

Для плоских волн основным вкладом в затухание является поглощение и рассеяние. По мере увеличения пройденного расстояния в веществе, амплитуда плоской звуковой волны уменьшается согласно уравнению:

$$A = A_0 \cdot e^{-\alpha x}, \quad (2.19)$$

где A_0 – амплитуда акустической волны вблизи источника излучения; A – амплитуда на расстоянии x от источника; α – коэффициент

затухания звука по амплитуде – характеризует ослабление акустического сигнала по амплитуде на единицу длины пути этого сигнала.

В общем случае $\alpha = \alpha_p + \alpha_n$, где α_p и α_n – коэффициенты затухания, соответствующие рассеянию и поглощению ультразвука. Раздельно измерить каждый из коэффициентов затруднительно. Поэтому анализируют суммарный коэффициент затухания α .

Коэффициент затухания *по амплитуде* с расстоянием определяется по формуле:

$$\alpha = \frac{1}{x} \ln \frac{A_0}{A} \quad [1/м]. \quad (2.20)$$

Для измерения коэффициента затухания также используют единицу измерения децибел на метр «дБ/м»:

$$\alpha = \frac{1}{x} \cdot 10 \lg \left(\frac{A_0}{A} \right) \quad [дБ/м]. \quad (2.21)$$

С учетом свойства логарифмов $\lg b = \ln b \cdot \lg e$ выражение 2.21 можно преобразовать:

$$\alpha [дБ/м] = \frac{1}{x} \cdot \ln \left(\frac{A_0}{A} \right) \cdot 10 \lg e. \quad (2.22)$$

Тогда связь между единицами измерения «дБ/м» и «м⁻¹» будет:

$$\alpha [дБ/м] = 4,343 \cdot \alpha [1/м]. \quad (2.23)$$

Коэффициент затухания выражается либо в децибелах на метр «дБ/м», либо в «м⁻¹». Часто в литературе вместо «м⁻¹» коэффициент затухания измеряется в неперах на метр «Нп/м». Затухание 1 Нп/м означает, что на расстоянии 1 м амплитуда волны уменьшается в e раз ($e = 2,72$ – основание натуральных логарифмов, или число Непера).

Поскольку интенсивность волны пропорционально квадрату амплитуды волны ($I \sim A^2$):

$$I_x = I_0 \cdot e^{-2\alpha x} = I_0 \cdot e^{-\mu x}, \quad (2.24)$$

где I_0 – интенсивность акустической волны вблизи источника излучения; I_x – интенсивность на расстоянии x от источника; μ – коэффициент

затухания звука по интенсивности. Единицы измерения «дБ/м» и «м⁻¹» для коэффициента затухания звука по интенсивности связаны между собой: $\mu[\text{дБ/м}] = 4,343 \cdot \mu[1/\text{м}]$.

Коэффициент затухания зависит как от свойств среды, так и от частоты звуковой волны. Коэффициент затухания в жидких средах пропорционален их вязкости η и квадрату частоты колебаний ν :

$$\mu = \frac{2\eta\nu^2}{3\rho\nu^3} . \quad (2.25)$$

Затухание ультразвуковой волны в тканях при медицинском исследовании обусловлено отражением, рассеиванием на границе сред, которые имеют разное акустическое сопротивление, поглощением ультразвука тканями и расхождением ультразвукового луча по мере удаления от источника (рис. 15) [19]. В однородной среде ультразвуковая волна затухает в основном в результате поглощения энергии волны.

Для большинства мягких тканей коэффициент затухания (в децибелах) практически пропорционален квадрату частоты ультразвука (см. формулу 2.25). Таким образом, высокочастотные УЗ волны быстрее затухают, чем низкочастотные. Следовательно, высокочастотные импульсы не могут проникнуть вглубь тканей так далеко, как низкочастотные. Поэтому применение высокочастотных датчиков (7 МГц и более) ограничивается исследованием поверхностных органов, а низкочастотные датчики (5 МГц и ниже) используются для исследования более глубоко расположенных органов, таких как печень [20].

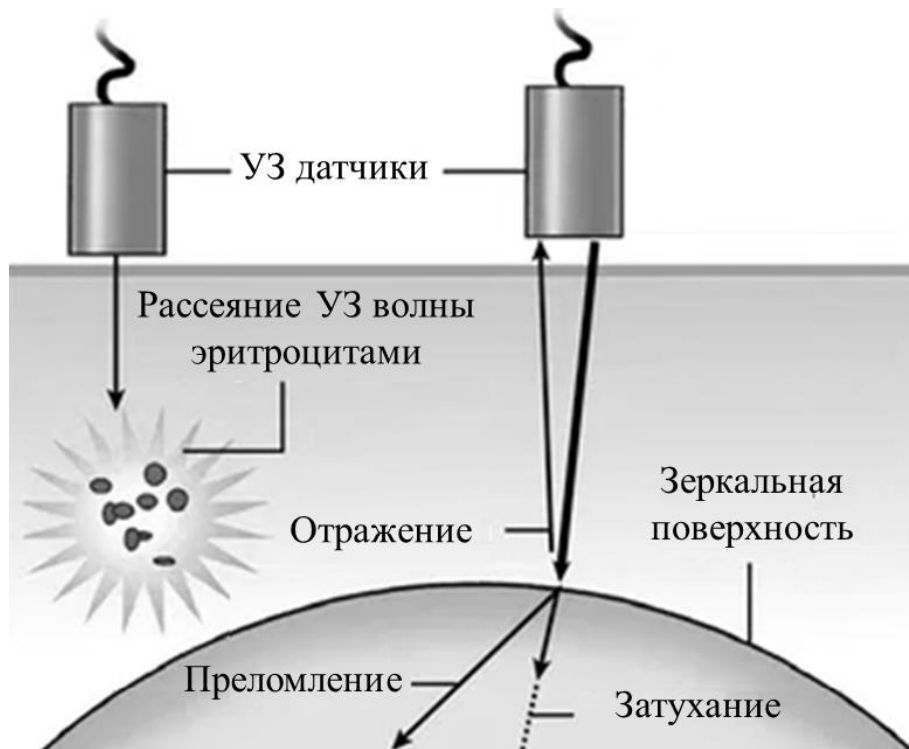


Рис. 15. Затухание ультразвука в ткани

На рис. 16 приведены величины коэффициентов затухания для некоторых тканей в зависимости от частоты распространяющегося в них ультразвука. В мышцах и коже коэффициент затухания высокий, в таких органах, как печень, он средний, и он очень низкий для структур, заполненных жидкостью. Для печени величина затухания 0,5 дБ/см при частоте 1 МГц, тогда как для крови приблизительно 0,17 дБ/см при той же частоте [11].

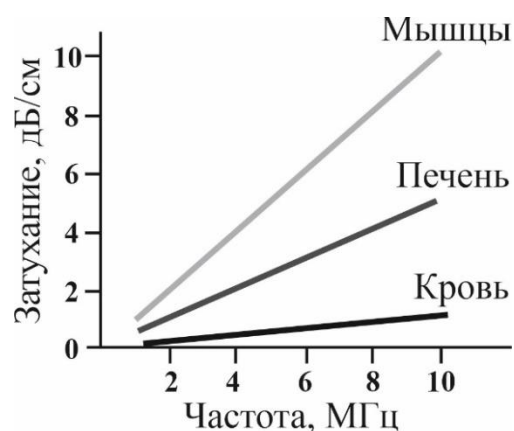


Рис. 16. Изменения степени затухания в зависимости от типа ткани и частоты [20]

В медицинских исследованиях затухание УЗ волн оценивается *глубиной полупроникновения*, на которой интенсивность УЗ уменьшается вдвое – 3 дБ (в англоязычной литературе *ultrasonic half value thickness*).

В приведенной табл. 4 представлены значения глубины полупроникновения ультразвука в сантиметрах на различных частотах для различных тканей при уровне затухания ультразвука – 3 дБ [21].

Таблица 4

Значения глубины полупроникновения ультразвука в сантиметрах на различных частотах для различных тканей при уровне затухания ультразвука – 3 дБ

Ткань	1 МГц	3 МГц	5 МГц	10 МГц	20 МГц
Вода (для сравнения)	1360	340	54	14	3.4
Кровь	17	8,5	3	2	1
Жировая ткань	5	2,5	1	0,5	0,25
Печень	3	1,5	0,5	–	–
Мышечная ткань	1,5	0,75	0,3	0,15	-
Мягкие ткани (среднее значение)	4,3	2,1	0,86	0,43	0,21
Костная ткань	0,2	0,1	0,04	–	–
Полиэтилен (для сравнения)	0,6	0,3	0,12	0,06	0,03

Из табл. 4 видно, что степень затухания в большинстве мягких тканей сопоставима, и поэтому для регулировки усиления часто используют усредненный коэффициент затухания для мягких тканей, равный 2,1 дБ/см при частоте 3 МГц. Особую проблему представляет сильное затухание в костной и кальцифицированной тканях (см. раздел 2.2). Далее, в разделе 3, будет рассмотрено средство временной автоматической регулировки усиления (TGC – *time gain control*) – способа компенсации затухания по зонам глубины.

2.4.1. Поглощение ультразвуковой волны в тканях

Как уже отмечалось ранее, затухание звука в значительной степени обусловлено поглощением звуковой волны, связанным с необратимым переходом механической энергии волны в теплоту.

Если звуковая волна полностью поглощается в среде (пренебрегаем теплопроводностью), а внутренние переотражения несущественны, то повышение температуры ΔT вследствие нагрева ткани спустя время t будет [22]:

$$\Delta T = \frac{2\alpha_0 I t}{\rho C_p}, \quad (2.26)$$

где α_0 – коэффициент поглощения ультразвука той или иной частоты в ткани, I – интенсивность ультразвука на поверхности ткани, ρ – плотность ткани, C_p – удельная теплоемкость ткани при постоянном давлении.

Для ультразвука с частотой 1 МГц, распространяющегося в мягкой ткани с плотностью $\rho = 1$ г/мл, $C_p = 4,18$ Дж/(г·К) и $\alpha_0 = 0,1$ Нп/см получим:

$$\Delta T \approx 0,05 I t, \quad (2.27)$$

где I выражена в Вт/см².

Из приведенных соотношений видно, что повышение температуры тканей зависит от интенсивности и длительности воздействия ультразвука. Например, в хирургии для термоабляции тканей используется фокусированный ультразвук высокой интенсивности до десятков тысяч Вт/см².

2.4.2. Рассеяние ультразвуковой волны в тканях

По мере того, как ультразвуковая волна проходит через ткань, она взаимодействует с небольшими тканевыми структурами, размеры которых равны или меньше длины волны (рис. 17б, в). В результате

часть энергии звуковой волны рассеивается на таких неоднородностях среды. Если неоднородности сравнимы с длиной волны ультразвука или меньше ее, то взаимодействие ультразвука со средой в значительной степени будет определяться дифракцией УЗ [11].

Рассеяние – это фундаментальное явление, которое играет важную роль в методах ультразвуковых исследований. Обстоятельный обзор основных экспериментальных методик измерения рассеяния и описание теории рассеяния ультразвуковых волн, используемых для получения изображений в медицинской практике, можно найти в книге [12].

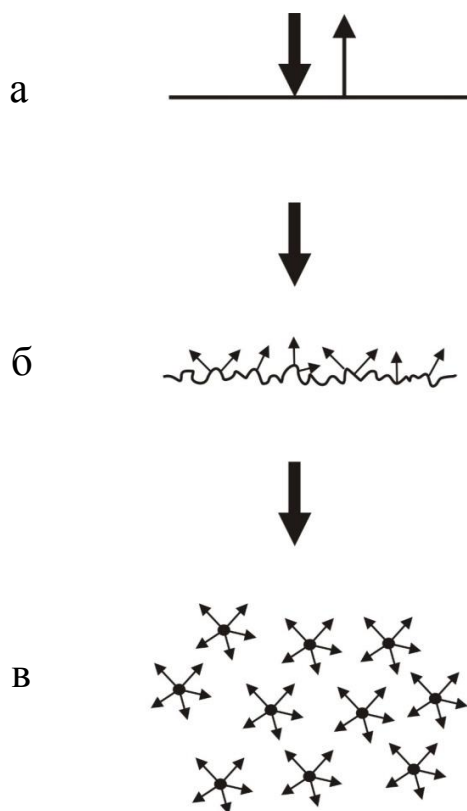


Рис. 17. Зеркальное отражение происходит на гладкой, протяженной границе раздела тканей (а). Рассеяние УЗ будет наблюдаться на шероховатых поверхностях (б), и на небольших структурах (в)

Эхо-сигналы, которые получены в результате рассеяния при распространении внутри паренхиматозного органа, дают важную клиническую информацию. Следует напомнить, что длины волн УЗ

для типичных диагностических УЗИ исследований составляют 1 мм или менее. Внутри органов есть много структур, которые имеют размеры менее 1 мм, и поэтому рассеянный ультразвук дает много полезной информации о внутренней текстуре органов. Рассеянные эхо-сигналы намного слабее, чем отраженные эхо-сигналы, но высокая чувствительность современного ультразвукового оборудования позволяет использовать информацию от рассеянного ультразвука для визуализации. Рассеяние обнаруживает очень сильную частотную зависимость, быстро увеличиваясь с увеличением частоты ультразвука [11].

В табл. 5 представлены значения относительной доли рассеянного ультразвукового сигнала в разных тканях. Для удобства доля рассеиваемого ультразвукового сигнала от границы раздела сред жир–мышцы нормирована на 1.

Таблица 5

Рассеяние УЗ внутри органов

Рассеивающая граница раздела сред	Доля рассеиваемого ультразвукового сигнала
Жировая прослойка/мышцы	1
Печень	0,032
Почки	0,01
Клетки крови	0,001
Вода	0

В качестве неоднородностей могут выступать форменные элементы крови – например, эритроциты, размеры которых в сравнении с длиной ультразвуковой волны очень малы. Центры рассеивания, размеры которых находятся в таких пределах, называются релеевскими рассеивателями (для релеевских рассеивателей интенсивность ультразвука пропорциональна частоте в четвертой степени). Прием и обработка сигналов, которые образуются в процессе рассеяния ультразвуковых волн эритроцитами при доплеровском ультразвуковом исследовании, позволяет получить информацию о скорости кровотока.

2.4.3. Примеры решения задач на затухание

Пример 1

Для ультразвука с частотой 10 МГц и интенсивностью $2 \cdot 10^5$ Вт/см² коэффициент затухания в жировой ткани $\mu_{жир} \approx 1,4$ дБ/см. Поэтому при прохождении 5 см такой ткани ультразвук затухает и интенсивность становится равной:

$$I_x = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot x} = 2 \cdot 10^5 \cdot \exp\left(-\frac{1,4 \cdot 5}{4,343}\right) = 0,4 \cdot 10^5 \left[\frac{Вт}{см^2} \right]. \quad (2.28)$$

Видно, что примерно 80% интенсивности ультразвука убывает. Уменьшение частоты ультразвука может позволить увеличить глубину проникновения, но при этом придется пожертвовать разрешением.

Для ультразвука с частотой 3 МГц коэффициент затухания в жировой ткани $\mu_{жир} \approx 0,3$ дБ/см, а интенсивность ультразвука при прочих равных условиях на расстоянии 5 см становится равной:

$$I_x = 2 \cdot 10^5 \cdot \exp\left(-\frac{0,3 \cdot 5}{4,343}\right) = 1,4 \cdot 10^5 \left[\frac{Вт}{см^2} \right]. \quad (2.29)$$

Таким образом, затухание УЗ составляет 30%.

Пример 2

Какова примерная убыль интенсивности ультразвука с частотой 10 МГц при распространении в печени на глубину 4 см и отражении от инкапсулированных сгустков крови? Коэффициент затухания в печени для данной УЗ частоты $\mu \approx 5$ дБ/см. На глубине 4 см отношение интенсивностей равно:

$$\frac{I_x}{I_0} = \exp\left(-\frac{5 \cdot 4}{4,343}\right) = 0,01. \quad (2.30)$$

Только 1 % ультразвука достигнет сгустков крови. Коэффициент отражения ультразвуковых волн на границе раздела сред печень/кровь равен (формула 2.16):

$$\beta = \frac{I_{\text{отр}}}{I_x} = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2 \approx 0,01, \quad (2.31)$$

где Z_1 и Z_2 – акустические сопротивления печени и крови, соответственно (см. табл. 2).

В итоге ослабление сигнала в результате затухания и отражения может быть оценено как:

$$\frac{I_{\text{эхо}}}{I_0} = \frac{I_x}{I_0} \cdot \beta \cdot \frac{I_{\text{эхо}}}{I_{\text{отр}}} = 0,01 \cdot 0,01 \cdot 0,01 = 10^{-6}. \quad (2.32)$$

Это означает, что для детектирования столь малого сигнала потребуется усиление (см. раздел 3.2.4.).

Для сравнения отношение интенсивностей на глубине 2 см в результате затухания ультразвука в печени при тех же условиях:

$$\frac{I_x}{I_0} = \exp\left(-\frac{5 \cdot 2}{4,343}\right) = 0,1. \quad (2.33)$$

Так, ослабление сигнала в результате затухания и отражения может быть оценено как:

$$\frac{I_{\text{эхо}}}{I_0} = \frac{I_x}{I_0} \cdot \beta \cdot \frac{I_{\text{эхо}}}{I_{\text{отр}}} = 0,1 \cdot 0,01 \cdot 0,1 = 10^{-4}. \quad (2.34)$$

При сокращении глубины прохождения ультразвуком ткани в 2 раза ослабление сигнала уменьшается в 100 раз.

2.5. Эффект Доплера. Доплеровский сдвиг частоты

Эффект назван по имени австрийского математика и физика К. Доплера, предсказавшего его теоретически в 1842 г. Эффект Доплера заключается в изменении частоты волн, регистрируемых приемником (наблюдателем), вследствие приближения или удаления источника волны по отношению к наблюдателю. Данный эффект наблюдается при распространении волн любой природы.

Рассмотрим несколько случаев проявления эффекта Доплера в акустике на примере сферических волн. Как показано на рис. 18а, от источника звука расходятся последовательные гребни (максимумы) звуковых волн. Допустим, частота испускаемой звуковой волны равна ν , тогда длина звуковой волны $\lambda = \nu/\nu$, где ν – скорость распространения звука в среде (фазовая скорость волны в среде).

Пусть приемник звуковых волн (П) в газообразной (или жидкой) среде неподвижен относительно нее, а источник (И) *отдаляется от приемника* со скоростью $\nu_{\text{и}}$ вдоль соединяющей их прямой (рис. 18б).

Источник смещается в среде за время, равное периоду T его колебаний, на расстояние $\nu_{\text{и}}T = \nu_{\text{и}}/\nu_{\text{ист}}$, где $\nu_{\text{ист}}$ – частота колебаний источника. Поэтому регистрируемая (наблюдаемая) длина волны рассчитывается как

$$\lambda_{\text{н}} = \lambda + \nu_{\text{и}}T = (\nu + \nu_{\text{и}})T = \frac{(\nu + \nu_{\text{и}})}{\nu_{\text{ист}}}. \quad (2.35)$$

Тогда частота волны, регистрируемая приемником, рассчитывается по формуле:

$$\nu_{\text{н}} = \frac{\nu}{\lambda_{\text{н}}} = \nu_{\text{ист}} \cdot \left(\frac{\nu}{\nu + \nu_{\text{и}}} \right). \quad (2.36)$$

Если источник звука движется со скоростью $\nu_{\text{и}}$ *по направлению к неподвижному наблюдателю* (рис. 18в), тогда регистрируемая наблюдателем частота звука рассчитывается по формуле:

$$\nu_{\text{н}} = \nu_{\text{ист}} \cdot \left(\frac{\nu}{\nu - \nu_{\text{и}}} \right). \quad (2.37)$$

Рассмотрим случай, когда движется приемник (наблюдатель). Если источник неподвижен, а приемник приближается к нему со скоростью $\nu_{\text{н}}$, то приемник регистрирует за один и тот же интервал времени больше волн, чем при отсутствии движения.

Это означает, что воспринимаемая частота $\nu_{\text{н}}$ больше частоты волны ν , испускаемой источником. Скорость распространения волны относительно приемника равна $\nu + \nu_{\text{н}}$, так что частота волны, регистрируемая приемником, определяется как:

$$\nu_{\text{н}} = \frac{(\nu + \nu_{\text{н}})}{\lambda} = \nu_{\text{ист}} \cdot \left(\frac{\nu + \nu_{\text{н}}}{\nu} \right). \quad (2.38)$$

При одновременном движении друг к другу приемника и источника формула для регистрируемой приемником частоты звука получается подстановкой $\nu_{\text{н}}$ (2.38) вместо ν в формулу (2.37):

$$\nu_{\text{н}} = \nu_{\text{ист}} \cdot \left(\frac{\nu + \nu_{\text{н}}}{\nu} \right) \cdot \left(\frac{\nu}{\nu - \nu_{\text{и}}} \right) = \nu_{\text{ист}} \cdot \left(\frac{\nu + \nu_{\text{н}}}{\nu - \nu_{\text{и}}} \right). \quad (2.39)$$

Как видно из последней формулы, при сближении источника волн и приемника регистрируемая частота больше испускаемой. Изменив знаки у $\nu_{\text{и}}$ и $\nu_{\text{н}}$ в (2.38), можно получить аналогичную формулу для случая удаления источника звука от наблюдателя. Таким образом, можно записать общую формулу в виде:

$$\nu_{\text{н}} = \nu_{\text{ист}} \cdot \left(\frac{\nu \pm \nu_{\text{н}}}{\nu \mp \nu_{\text{и}}} \right), \quad (2.40)$$

где «верхние» знаки в формуле относятся к сближению источника и приемника волн, а «нижние» – к их удалению.

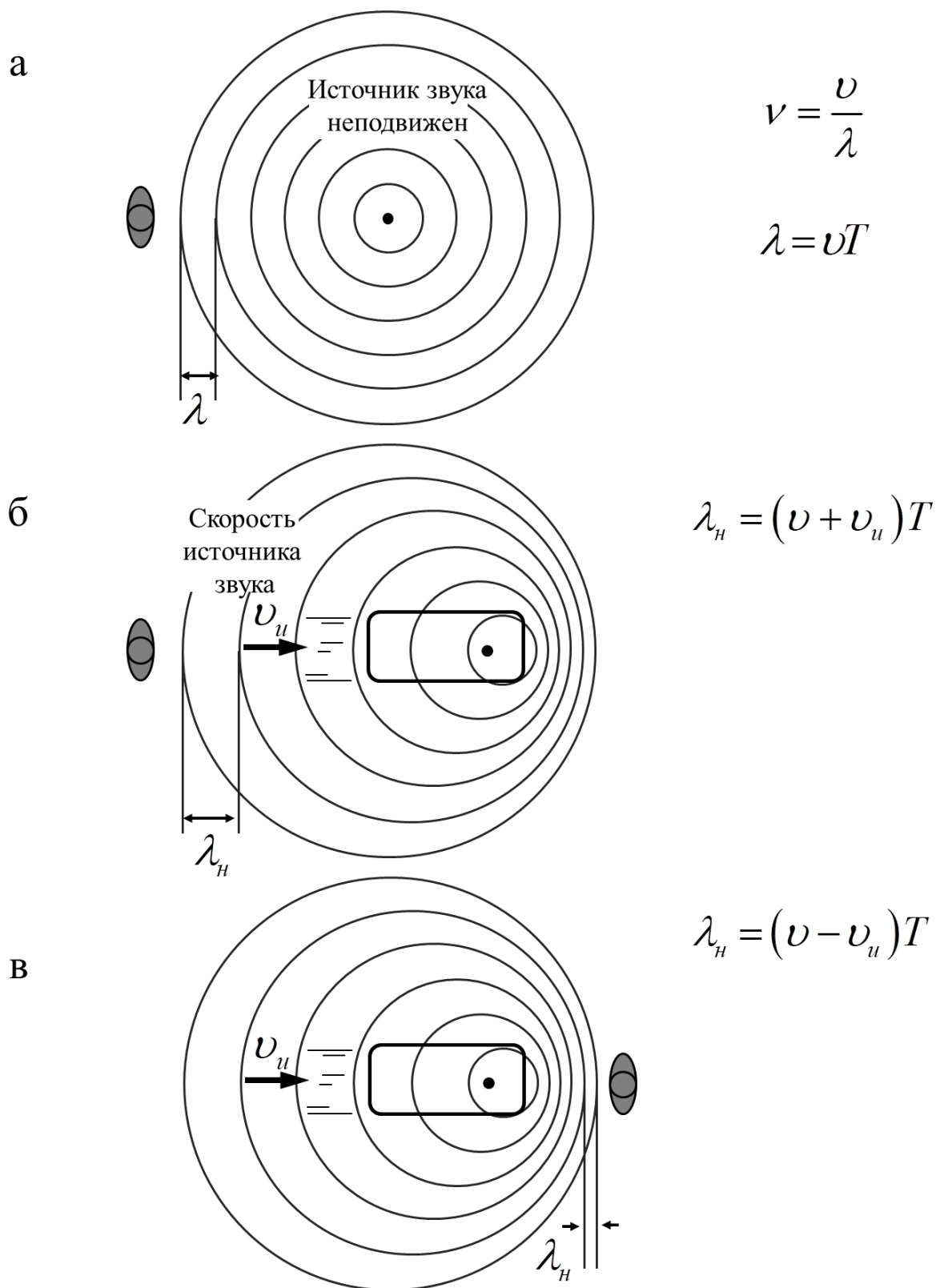


Рис. 18. Эффект Доплера при движении источника звука.
 а – Источник звука и приемник (●) неподвижны; б – источник звука
*отдаляется от приемника со скоростью v_u вдоль соединяющей
 их прямой; в – источник звука движется со скоростью v_u
 по направлению к неподвижному наблюдателю*

Эффект Доплера можно использовать для определения скорости движения объекта в среде путем регистрации разности частоты $\nu_{\text{ист}}$ – колебания, излучаемого источником, и принимаемого $\nu_{\text{пр}}$ приемником, вследствие отражения волны от движущегося объекта. Эта разность называется *доплеровским сдвигом частоты* $\Delta\nu_{\text{д}}$, или просто *доплеровской частотой*. Для случая движения объекта–отражателя в сторону датчика $\Delta\nu_{\text{д}}$ можно вычислить следующим образом:

$$\Delta\nu_{\text{д}} = \nu_{\text{пр}} - \nu_{\text{ист}}. \quad (2.41)$$

В зависимости от направления движения отражателей к датчику или от датчика, частота отраженного сигналов от движущихся объектов $\nu_{\text{пр}}$ имеет величину выше или ниже частоты излучаемого $\nu_{\text{ист}}$ датчиком сигнала (рис. 19). Когда отражатель движется к датчику, частота отраженного сигнала от движущихся объекта $\nu_{\text{пр}}$ имеет величину выше частоты излучаемого датчиком сигнала $\nu_{\text{ист}}$, поэтому доплеровский сдвиг частоты положителен. Если отражатель движется в противоположную от датчика сторону, то доплеровский сдвиг частоты отрицателен.

Регистрация *доплеровского сдвига частоты* позволяет определять скорость сближения – удаления двух движущихся транспортных средств; в медицинской практике определяется скорость кровотока, скорость движения клапанов и стенок сердца (доплеровская эхокардиография).

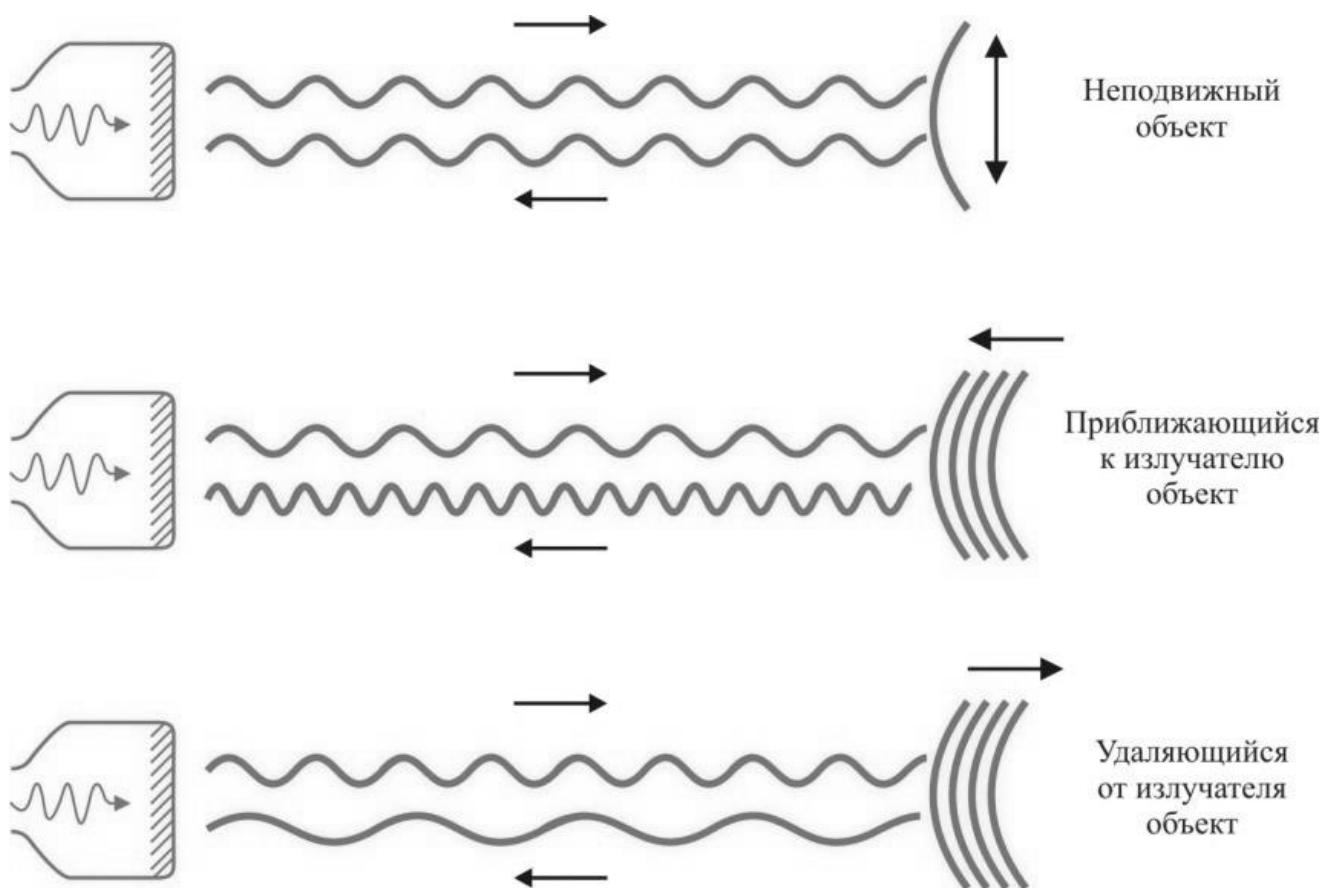


Рис. 19. Схематическое представление эффекта Доплера в зависимости от направления движения отражателя к или от приемника и при отсутствии движения

Рассчитаем *доплеровский сдвиг частоты* для случая движения отражателя. Пусть имеется некоторая неподвижная система – датчик, одновременно служащий генератором и приемником волн. Объект движется в среде со скоростью v_n . Генератор излучает волну частотой $\nu_{\text{ист}}$.

Движущимся объектом, как наблюдателем, воспринимается частота ν_n , которая может быть рассчитана по формуле (2.38):

$$\nu_n = \frac{(v + v_n)}{\lambda} = \nu_{\text{ист}} \cdot \left(\frac{v + v_n}{v} \right), \quad (2.42)$$

где v – скорость распространения волны в среде.

Волна с частотой ν_n отражается движущимся объектом в сторону датчика, который воспринимает в результате эффекта Доплера уже другую частоту, которую можно выразить через формулу (2.37)

$$v_{\text{пр}} = v_{\text{н}} \cdot \left(\frac{v}{v - v_{\text{н}}} \right), \text{ или с учетом (2.42)}$$

$$v_{\text{пр}} = v_{\text{ист}} \cdot \left(\frac{v + v_{\text{н}}}{v} \right) \cdot \left(\frac{v}{v - v_{\text{н}}} \right) = v_{\text{ист}} \cdot \frac{v + v_{\text{н}}}{v - v_{\text{н}}}.$$

Таким образом, доплеровским сдвиг частоты равен:

$$\Delta v_{\text{Д}} = v_{\text{пр}} - v_{\text{ист}} = v_{\text{ист}} \cdot \frac{v + v_{\text{н}}}{v - v_{\text{н}}} - v_{\text{ист}} = \frac{2v_{\text{н}}}{v - v_{\text{н}}} \cdot v_{\text{ист}}. \quad (2.43)$$

В медицинских приложениях скорость распространения ультразвуковой волны в среде значительно больше скорости движения объекта $v \gg v_{\text{н}}$. Например, движение кровотока не превышает, как правило, нескольких метров в секунду. Скорость звука v в мягких биологических тканях в среднем равна 1540 м/с. Тогда выражение для доплеровского сдвига $\Delta v_{\text{Д}}$ имеет вид:

$$\Delta v_{\text{Д}} \cong \frac{2v_{\text{ист}}}{v} v_{\text{н}}. \quad (2.44)$$

В вышерассмотренном примере предполагалось, что отражатель движется относительно датчика вдоль соединяющей их прямой. В общем случае движение отражающих структур может происходить в произвольном направлении, т.е. вектор скорости движения $\vec{v}_{\text{н}}$ может быть направлен под произвольным углом α к линии, соединяющей источник с отражателем (рис. 20). Доплеровский сдвиг частоты определяется проекцией скорости $\vec{v}_{\text{н}}$ на линию, соединяющую отражатель с датчиком, т.е. величиной $v_{\text{н}} \cos \alpha$. Следовательно, выражение для доплеровского сдвига частоты принимает вид:

$$\Delta v_{\text{Д}} = \frac{2v_{\text{ист}}}{v} v_{\text{н}} \cos \alpha. \quad (2.45)$$

Это основное соотношение, позволяющее по измеренному прибором доплеровскому сдвигу частоты $\Delta v_{\text{Д}}$ оценивать скорость движения $v_{\text{н}}$ объектов.

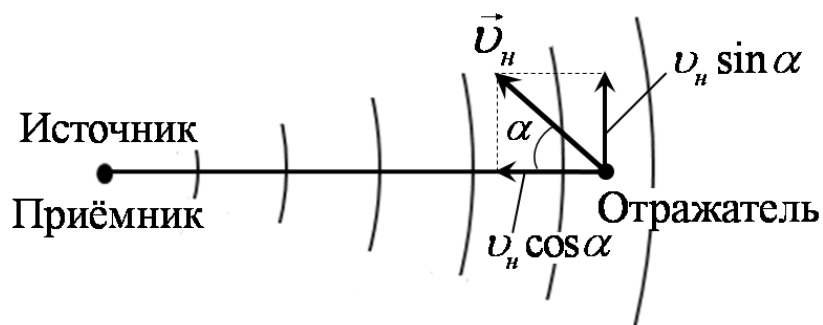


Рис. 20. Учет угла α между направлением движения отражателя и источника-приемника в доплеровском сдвиге частоты

2.6. Ударные волны

Когда скорость движущегося источника волн превышает скорость распространения самих волн, возникают *ударные волны* – это распространяющийся в среде фронт скачкообразного, почти мгновенного, изменения параметров среды: плотности, давления, температуры, скорости.

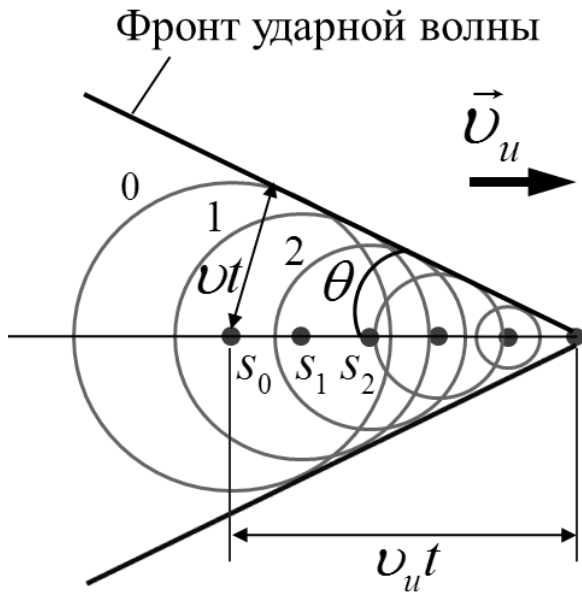
Причины возникновения ударных волн в *газах* – полеты со сверхзвуковыми скоростями (звуковой удар), истечения газов с большими скоростями через сопла, мощные взрывы, электрические разряды, интенсивное горение.

Фронт ударной волны по мере удаления от источника звука принимает коническую форму (рис. 21а). Отношение скорости движущегося объекта к скорости звука в среде называется числом Маха: $M = v_{\text{и}}/v$, при этом синус угла (θ), образованного волновым фронтом ударной волны и направлением движения источника звука, определяется как:

$$\sin \theta = \frac{vt}{v_{\text{и}}t} = \frac{v}{v_{\text{и}}} = \frac{1}{M}, \quad (2.46)$$

где $v_{\text{и}}$ – скорость источника звуковых волн, v – скорость распространения самих волн в среде.

а



б



Рис. 21. а – Иллюстрация ударной волны для случая, когда скорость источника звуковых волн v_u превышает скорость распространения волн v . В момент времени $t = 0$ источник сферических волн находится в точке S_0 . В момент времени t фронт самой первой (головной) волны с центром в точке S_0 проходит расстояние vt . За этот же промежуток времени источник перемещается на расстояние $v_u t$. Источник звука начинает догонять волны, им испускаемые, при этом границы волн (их фронты) начинают сближаться с последующим образованием ударной волны; б – реактивный самолет летит на скорости, близкой к скорости звука. Вследствие локального изменения давления (Эффект Прандтля — Глоерта) [25] образуется облако конденсата.

Ударная волна в воде носит название гидравлического удара. С этим явлением столкнулись при устройстве первых водопроводов: первоначально водопроводные задвижки перекрывали воду слишком быстро. Резкое прекращение тока воды вызывало ударную волну (гидравлический удар), распространявшуюся в трубах водопровода и часто вызывавшую разрывы труб. Для решения этой проблемы в России был привлечен Н.Е. Жуковский, и она была успешно решена [23–24].

Ударные волны возникают при ультразвуковой кавитации в жидкости (см. раздел 2.7), когда схлопывается большое число кавитационных пузырьков.

2.7. Акустическая кавитация

Кавитация (от лат. *Cavitas* – пустота) – образование в жидкости кавитационных полостей (разрывов сплошности жидкости), заполненных газом, паром или их смесью (так называемых *кавитационных пузырьков*) с последующим схлопыванием (спаданием) этих полостей, что сопровождается множеством интенсивных *гидравлических ударов*. Кавитационные пузырьки образуются в тех местах, где давление в жидкости становится ниже некоторого критического значения. Если понижение давления происходит вследствие больших локальных скоростей в потоке движущейся жидкости, то кавитацию называют *гидродинамической*, а если вследствие прохождения звуковых волн – *акустической*. Физическая природа и проявления акустической кавитации были детально рассмотрены во многих работах обзорного характера и книгах [12, 26–29].

Гидродинамическая кавитация оказывает вредное влияние на работу гидротурбин, жидкостных насосов, гребных винтов кораблей, подводных звукоизлучателей, жидкостных систем высотных самолетов и т.д., снижает коэффициент полезного действия механизмов и приводит к их разрушениям [30].

На рис. 22 иллюстрируется акустическая кавитация – процесс образования и последующего схлопывания кавитационного пузырька в жидкости под действием акустической волны [31]. Кавитационные пузырьки возникают на так называемых *кавитационных зародышах*, которыми чаще всего являются газовые включения, содержащиеся в жидкости. Зародышевыми центрами кавитации также могут служить мелкие пузырьки пара, возникающие в результате тепловых флуктуаций в жидкости [10].

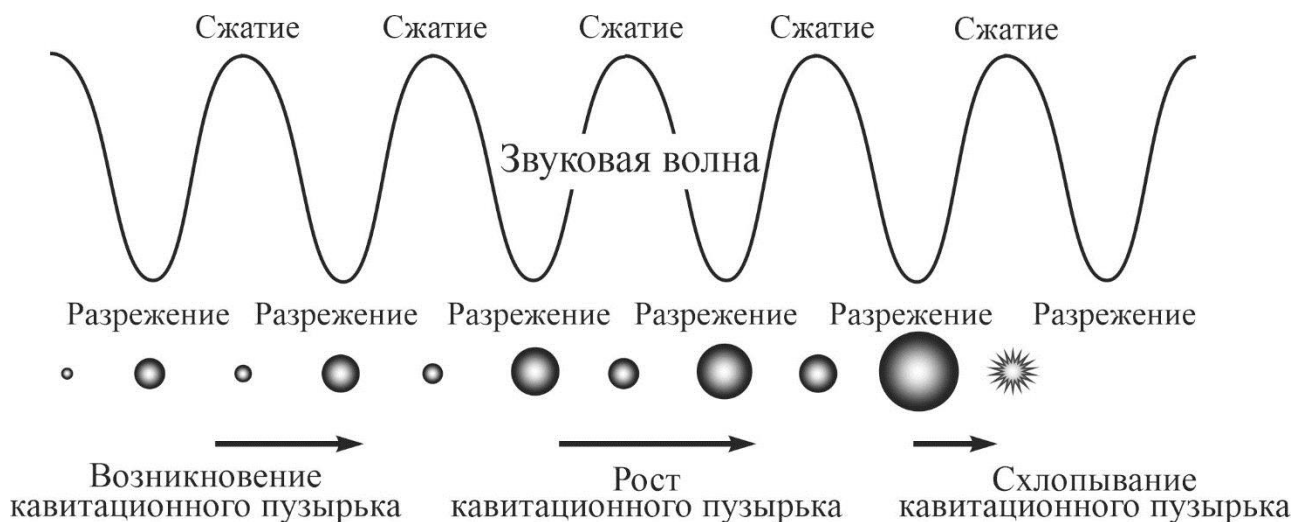


Рис. 22. Иллюстрация процесса образования кавитационного пузырька в жидкости в фазе разрежения и его последующего схлопывания в фазе сжатия под действием звуковой волны

Для формирования кавитационного пузырька требуется определенное время. Длительность фазы низкого давления, в течении которой возникает кавитационный пузырек, становится меньше с увеличением частоты ультразвуковых волн. Поэтому при высоких частотах (выше 1 МГц) для проявления кавитационных эффектов требуется бо́льшая интенсивность звуковых колебаний [10, 31].

Акустическая кавитация имеет большое значение в биологии и медицине. Импульсы давления, возникающие в кавитационных пузырьках, обуславливают мгновенные разрывы микроорганизмов и простейших, находящихся в водной среде, подвергаемой действию ультразвука. Кавитацию используют для выделения из животных и растительных клеток ферментов, гормонов и других биологически активных веществ [26]. Подробный обзор применения ультразвуковой кавитации в биологических средах рассмотрен в книге [9].

3. ГЕНЕРАЦИЯ И РЕГИСТРАЦИЯ УЛЬТРАЗВУКА

Источниками ультразвука могут быть природные явления, органы насекомых и животных, а также устройства – генераторы (излучатели) ультразвука. Приемниками УЗ могут быть клетки и органы насекомых и животных, а также регистрирующие устройства – датчики.

3.1. Прием и генерация ультразвука

В основе устройства излучателей и приемников УЗ, применяемых в медицинской УЗ аппаратуре, лежит либо пьезоэлектрический эффект (пьезоэффект), либо магнитострикционный эффект.

Различают *прямой* и *обратный пьезоэлектрические эффекты*.

Прямой пьезоэлектрический эффект представляет собой явление возникновения электрической поляризации в кристалле твердого диэлектрика при механической деформации (растяжении или сжатии) кристалла (рис. 23а). При этом на противоположных гранях кристаллической пластины появляются разноименные, так называемые связанные заряды.

Пьезоэлектрическими свойствами обладают кварц, сегнетова соль и некоторые другие кристаллы, например пьезокерамики. Эти свойства используются в пьезоэлектрических датчиках для регистрации деформаций, толчков в адаптерах, микрофонах и для измерения вибраций. Пьезоэлектрический эффект лежит в основе устройства приемников ультразвуковых волн.

Обратный пьезоэлектрический эффект – это явление возникновения деформации в кристаллическом диэлектрике под воздействием приложенной разности потенциалов. Обратный пьезоэффект имеет место для тех же веществ, что и прямой. Он является частным случаем явления *электрострикции* – изменения размеров тела под действием внешнего электрического поля.

Обратный пьезоэффект используется для создания механических колебаний и волн ультразвуковой частоты. Так, если к поверхностям

пьезокристалла прикладывает переменное электрическое напряжение, то пьезокристалл будет испытывать периодическое сжатие и растяжение, что приводит к возникновению в окружающей среде механических колебаний с частотой приложенного электрического напряжения (рис. 23 б).

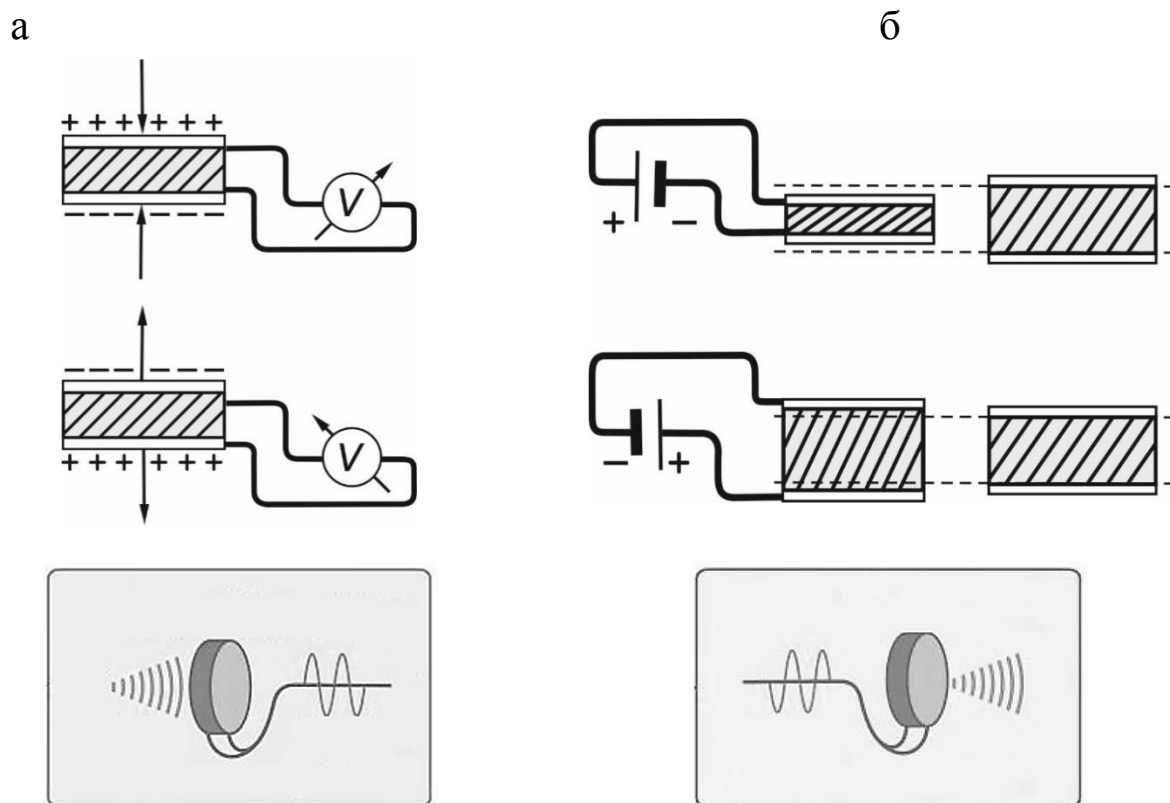


Рис. 23. Схема пьезоэлектрического эффекта: а) прямой, б) обратный

Магнитострикционный эффект так же как и пьезоэлектрический, бывает прямой и обратный. *Прямой магнитострикционный эффект* – это изменение размеров (деформация) ферромагнетика при изменении магнитного поля, в котором он находится. Магнитострикцией обладают такие ферромагнитные материалы как железоалюминиевый сплав, никель, сплавы кобальта, ванадия и железа.

Прямой магнитострикционный эффект используют для получения ультразвука относительно низких частот (до 50 кГц). Так, если пропускать переменный ток высокой частоты по виткам катушки, вдоль оси которой расположен ферромагнитный стержень, то под действием изменяющегося магнитного поля внутри катушки стержень

будет периодически деформироваться (удлиняться и укорачиваться), возбуждая в окружающей среде ультразвуковую волну.

3.2. Схематическое устройство, принцип работы, характеристики пьезоэлектрического преобразователя

При построении медицинских аппаратов излучатель УЗ волны и приемник отраженных УЗ волн конструктивно объединяют в одно приемо-передающее устройство. *Пьезоэлектрический преобразователь*, или *трансдюсер* (англ. *transducer* – преобразователь), наиболее частое название – *ультразвуковой датчик* позволяет трансформировать электрические колебания в ультразвуковые (режим излучения), и наоборот, ультразвуковые в электрические (режим приема).

На рис. 24 представлена общая схема ультразвукового преобразователя, который состоит в самом общем виде из корпуса, пьезокристаллов, акустического поглотителя и системы фокусировки ультразвука.

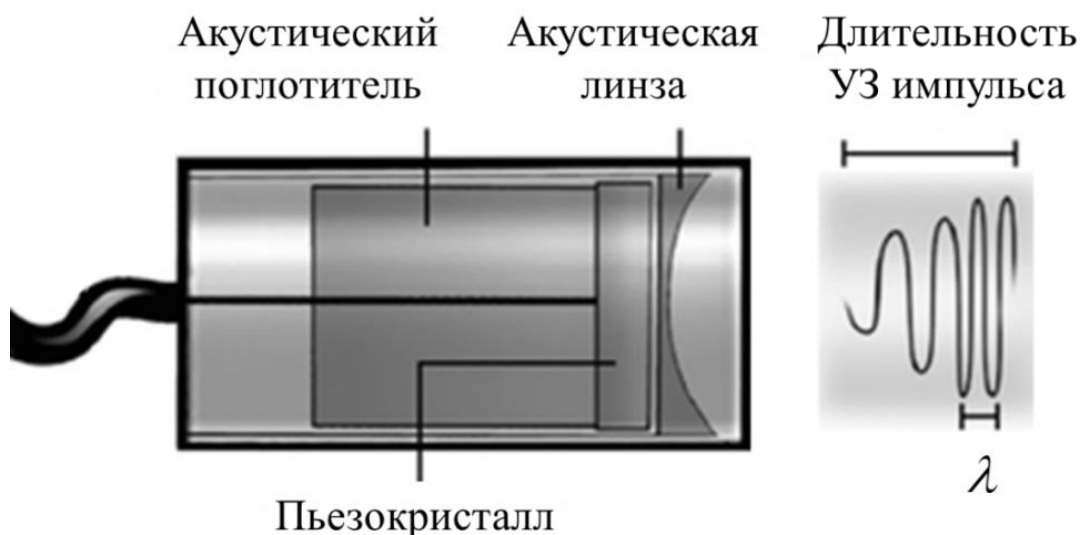
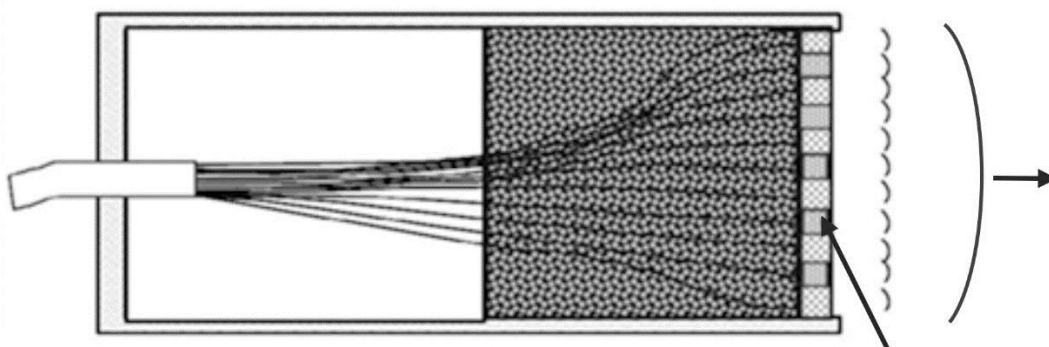


Рис. 24. Схематическое устройство ультразвукового преобразователя

Акустический поглотитель (демпфер) применяется для поглощения входящего в него ультразвукового излучения, чтобы предотвратить отражение и рассеяние волн в тыльной части УЗ датчика,

которые могут распространяться в обратном направлении к диску из пьезокристалла. Обычно акустический поглотитель изготавливается из эпоксидной смолы с наполнителем из вольфрамового порошка.

Современные приемо-передающие устройства проектируют на основе нескольких сотен или тысяч *многоэлементных пьезокристаллических преобразователей*. Для создания подобных устройств поверхность преобразователя представляет собой ряд (матрицу) из отдельных мелких кристаллических элементов, каждый из которых генерирует УЗ волну (рис. 25). Волновые фронты от каждого элемента объединяются и формируют единый волновой фронт по принципу Гюйгенса-Френеля. Каждый отдельный элемент акустически и электрически изолирован. Если ввести относительные фазовые сдвиги между электрическими сигналами, подаваемыми или снимаемыми с этих элементов, то можно сформировать волновой фронт любой требуемой формы (сферической или конической) [11].



Совокупность кристаллических элементов

Рис. 25. Ультразвуковой многоэлементный преобразователь

В импульсном режиме ультразвуковой преобразователь генерирует пакеты ультразвуковых импульсов длительностью T_u (несколько микросекунд), которые распространяются в окружающей среде со скоростью звука v (рис. 26). Когда ультразвук достигает объекта, часть ультразвукового сигнала отражается от объекта и приходит в приемник в момент времени T_z , формируя эхо-сигнал.

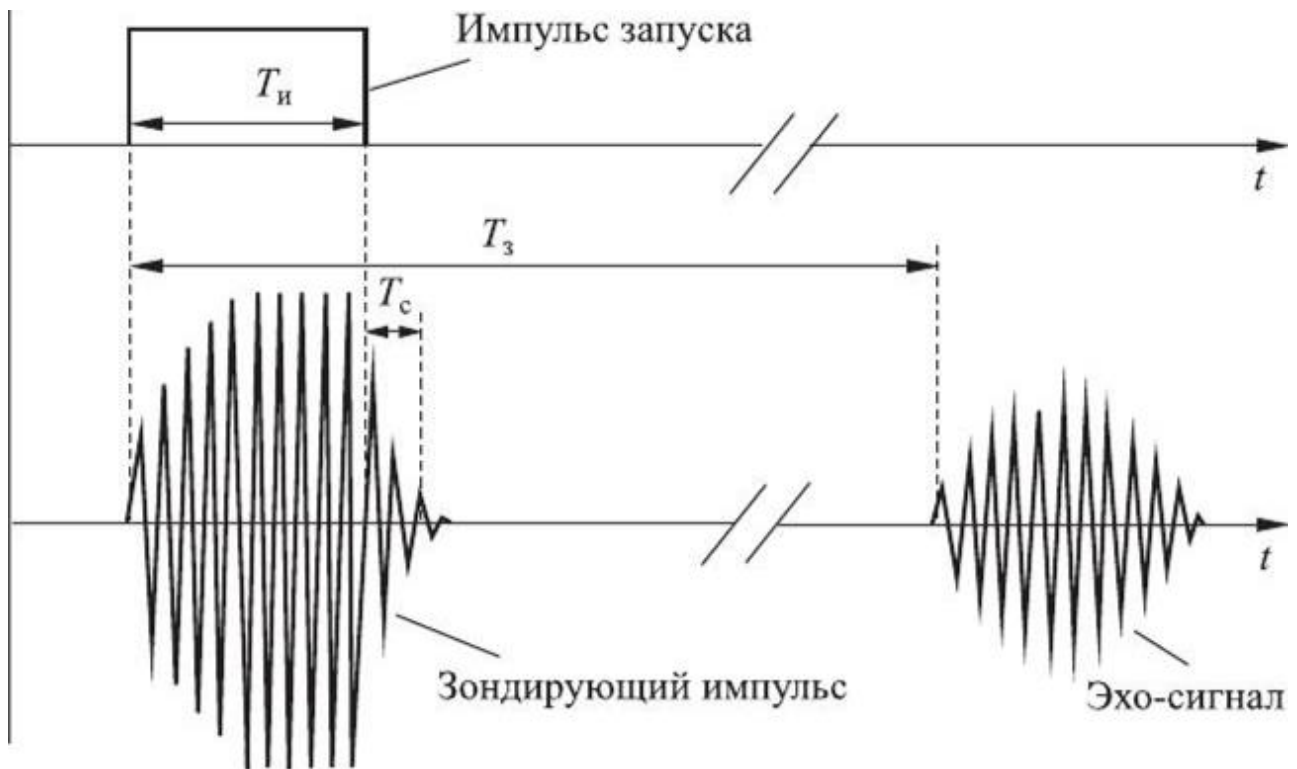


Рис. 26. Импульсный режим работы пьезоэлектрического датчика. На рисунке $T_{И}$ – время (длительность) импульса, T_3 – время задержки отраженного сигнала, T_c – «мертвое время» [32]

По времени распространения эхо-сигнала T_3 (время задержки отраженного сигнала) и скорости распространения ультразвука в среде ν становится возможным определить расстояние l от передатчика до отражающей поверхности объекта:

$$l = \frac{\nu T_3}{2}. \quad (3.1)$$

В знаменателе число 2 учитывает тот факт, что импульс проходит одно и то же расстояние дважды, от излучателя до препятствия и обратно.

Следует выделить такую важную характеристику, как «мертвая зона» (*dead zone*), представляющую собой область, прилегающую непосредственно к рабочей поверхности датчика, где на фоне «хвоста» излучаемого импульса в течение «мертвого времени» (рис. 26) практически невозможно выделить эхо-сигналы. Причиной возникновения «мертвой зоны» может быть и переотражение излучаемого импульса

(*ring-down*) внутри датчика. Чем меньше мертвая зона по глубине, тем лучше можно наблюдать ткани и структуры на малых глубинах [32].

3.2.1. Фокусирование ультразвука

Пьезоэлектрический преобразователь в форме диска в режиме непрерывного излучения образует *ультразвуковое поле*, форма которого меняется в зависимости от расстояния. Сначала волновой фронт распространяется на некоторое расстояние *ближнего поля* (до фокальной зоны датчика), который затем расходится в так называемой *дальней зоне* (рис.27). Место наибольшего сужения ультразвукового луча, где фокусируется ультразвуковая энергия, называется *фокальной областью*.

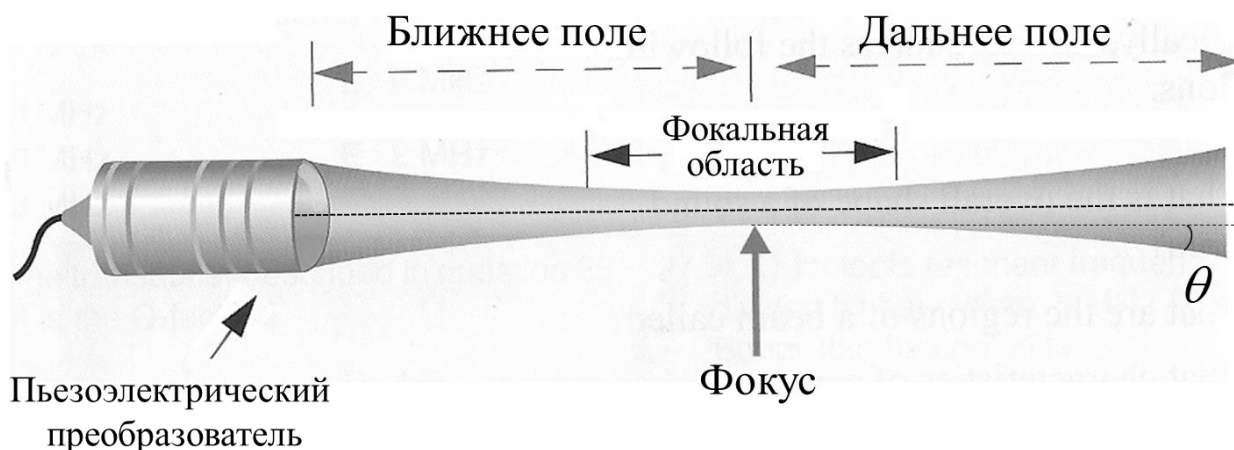


Рис. 27. Схема формирования ультразвукового луча, созданного пьезоэлектрическим преобразователем

Протяженность ближнего поля L зависит от частоты и диаметра пьезоэлектрического преобразователя:

$$L = \frac{d^2}{4 \cdot \lambda} = \frac{v \cdot r^2}{\nu}. \quad (3.2)$$

Большой радиус пьезоэлектрического преобразователя r и высокая частота ультразвука ν вызывают расширение ближней зоны. За пределами ближней зоны луч начинает быстро расходиться.

Угол отклонения θ от центральной оси зависит от частоты преобразователя и его диаметра:

$$\sin \theta = 1,22 \frac{\lambda}{d}. \quad (3.3)$$

Существуют различные способы фокусировки ультразвукового луча. Наиболее простым является использование принципа *акустических линз*, аналогично фокусировке света [33]. С помощью линз можно сфокусировать ультразвуковой луч на определенной глубине, которая зависит от кривизны линзы. Часто *акустической линзой* является пьезоэлектрический преобразователь ультразвука, представляющий собой по форме часть сферы. Размеры фокальной области излучателя зависят от частоты генерируемого ультразвука и некоторых конструктивных особенностей излучателя, в частности от так называемого угла раскрытия α (рис. 28). Чем выше частота и больше угол раскрытия излучателя, тем меньше размеры фокальной области. Данный способ фокусировки с помощью акустической линзы не позволяет оперативно изменять фокусные расстояния, что неудобно в практической работе.

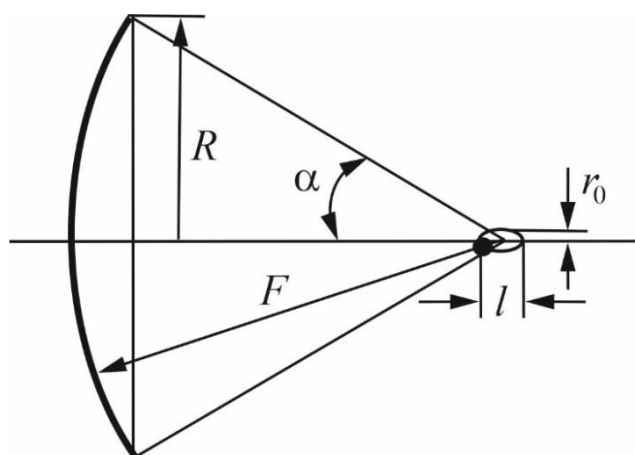


Рис. 28. Фокусировка ультразвука с помощью акустической линзы.

Фокальная область располагается в центре кривизны излучателя. Геометрические характеристики сферического излучателя: R – радиус излучателя, F – фокусное расстояние, α – угол раскрытия, r_0 и l – соответственно поперечный радиус и продольная длина фокальной области [34]

Другим способом фокусировки является использование *акустического зеркала*. В этом случае фокусное расстояние меняется при изменении расстояния между зеркалом и трансдьюсером, как изображено на рис. 29.

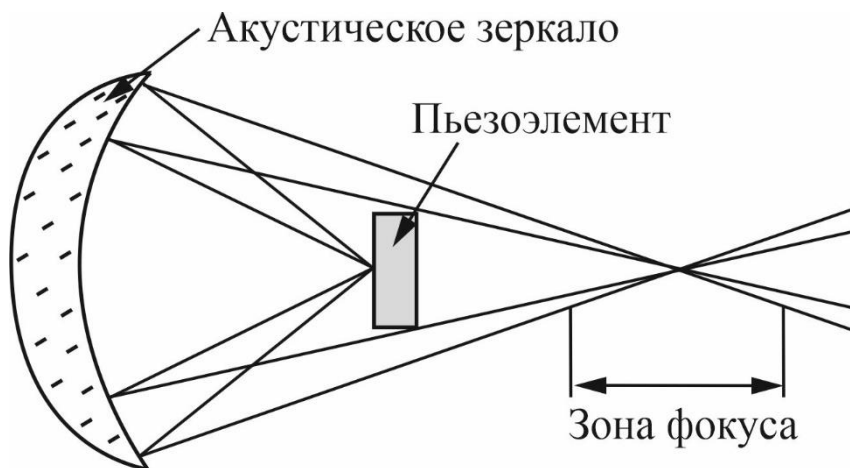


Рис. 29. Фокусировка с помощью акустического зеркала

В современных приборах с многоэлементными электронными датчиками основой фокусировки является *электронная фокусировка*. Система электронной фокусировки позволяет с панели прибора изменять фокусное расстояние. Электронная фокусировка ультразвукового луча может быть осуществлена посредством управления задержками по времени испускания ультразвуковых волн отдельными элементами пьезоэлектрического преобразователя (рис. 30).

Как уже отмечалось ранее, отдельные волны объединяются, формируя фронт ультразвуковой волны. Так, ультразвуковые волны могут испускаться отдельными элементами *одновременно* и посылаются перпендикулярно к поверхности датчика (рис. 30а). Элементы пьезоэлектрического преобразователя могут генерировать ультразвуковые волны *последовательно*, а сформированный фронт ультразвуковой волны испускается *под углом* к поверхности датчика (рис. 30б).

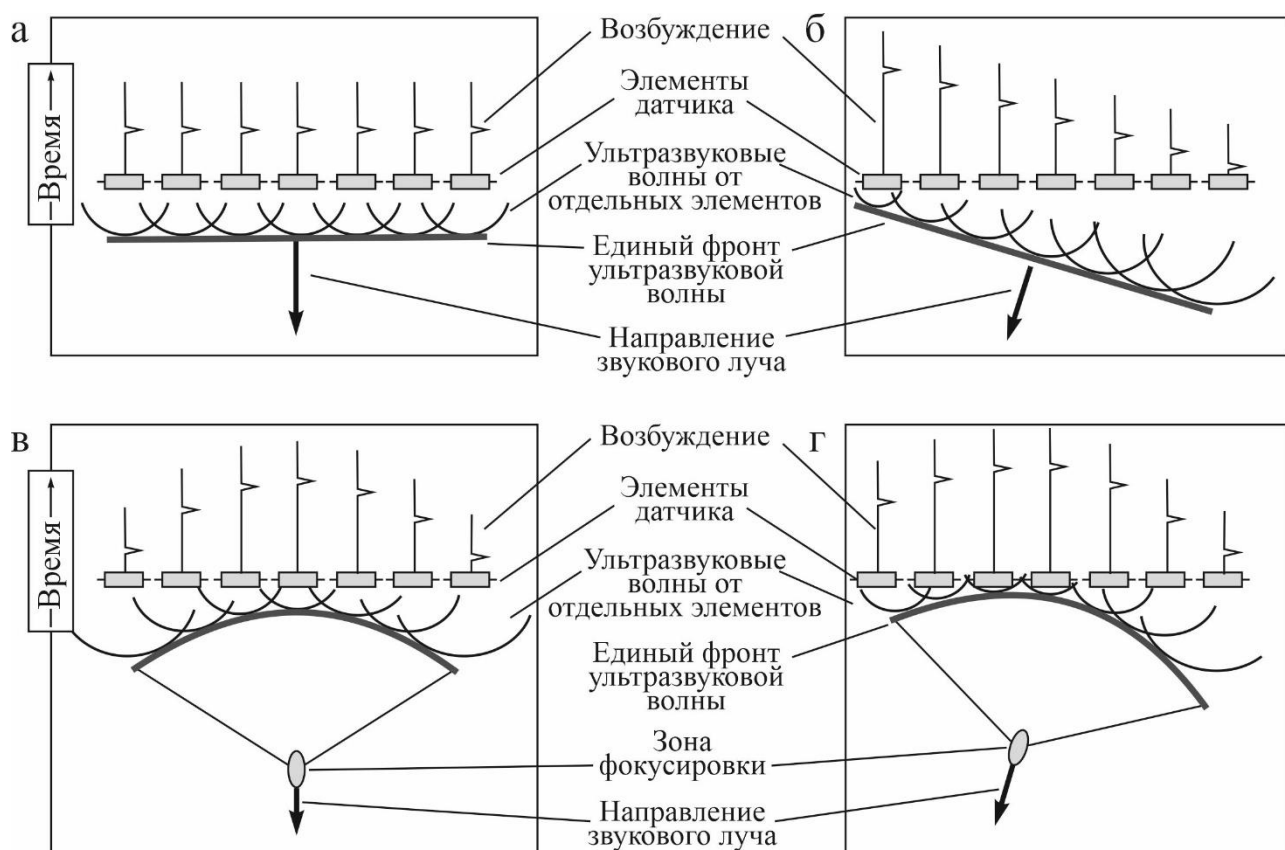


Рис. 30. Электронное фокусирование ультразвукового пучка

Электронная фокусировка луча осуществляется возбуждением сначала периферических, а затем расположенных по центру элементов (цилиндрическое возбуждение с временной селекцией) (рис. 30в). В дополнение к фокусировке посылаемого ультразвукового пучка существует возможность фокусировать и возвращающиеся сигналы. При этом датчик выборочно принимает только те импульсы, которые возвращаются в определенный момент времени с определенного направления и глубины (динамическая фокусировка при приеме).

Принцип «цилиндрического возбуждения с временной селекцией» может использоваться для регулировки и фокусировки ультразвукового пучка в любом направлении, как при его передаче, так и при его приеме (рис. 30г).

3.2.2. Разрешающая способность

Одной из важнейших характеристик ультразвукового датчика является *разрешающая способность*, которая характеризует минимальное расстояние (*предел разрешения*) между двумя объектами, при котором эти объекты могут быть различимы на экране. В ультразвуковых исследованиях *разрешающая способность*, или объем разрешения (*resolution volume*) – минимальная пространственная область (ячейка), которая соответствует одному элементу изображения на экране прибора. Пространственная разрешающая способность определяется *аксиальной* (продольной) разрешающей способностью, *латеральной* (поперечной) разрешающей способностью и разрешающей способностью *по толщине среза* (рис. 31) [35, 36].

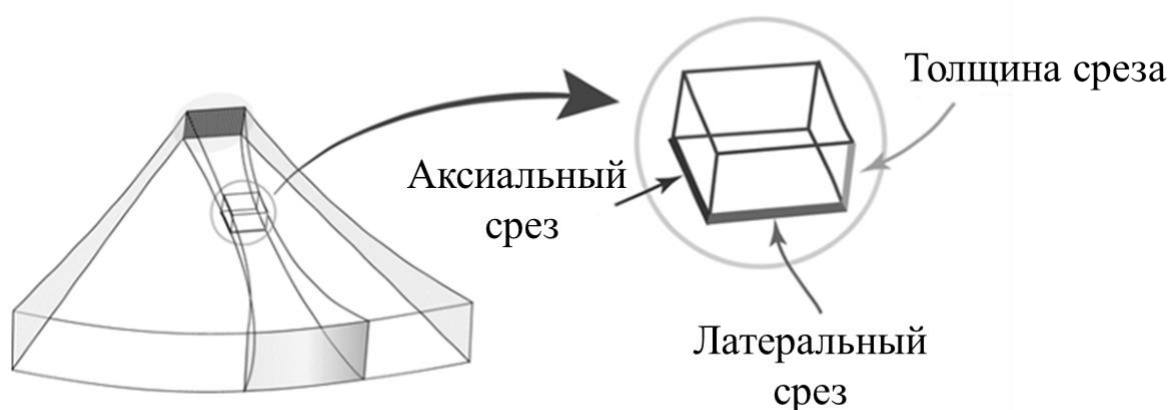


Рис. 31. Пространственный размер области, соответствующей ультразвуковому лучу, направленному вдоль определенной линии

Аксиальная (продольная) разрешающая способность – это способность различать два объекта, расположенные вдоль оси ультразвукового луча (то есть линии сканирования), и определяется в основном длительностью ультразвукового импульса. Короткие по продолжительности ультразвуковые импульсы позволяют улучшить аксиальное разрешение. Аксиальная разрешающая способность также

улучшается с увеличением частоты, поскольку это позволяет уменьшить длительность импульсов (рис. 32).

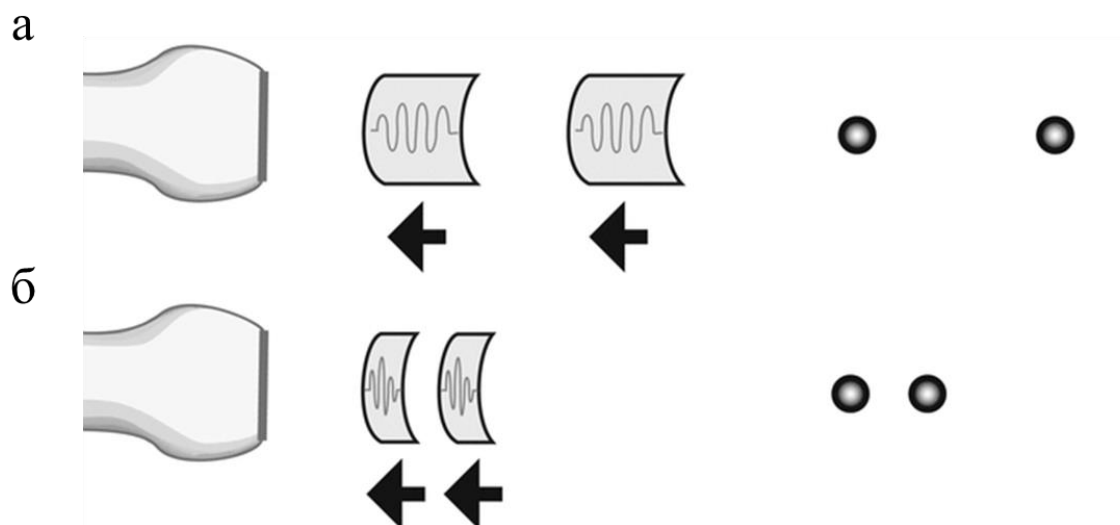


Рис. 32. Иллюстрация влияния длительности импульса (а) и частоты импульса (б) на аксиальную разрешающую способность УЗ датчика

Типичный предел аксиального разрешения для большинства современных ультразвуковых датчиков составляет от 0,3 до 2,0 мм. Для датчика с частотой 7,5 МГц предел аксиального разрешения составляет 0,3 мм [35].

Латеральная (поперечная) разрешающая способность – это способность различать объекты, расположенные перпендикулярно к направлению хода ультразвукового луча (рис. 33), и определяется шириной ультразвукового луча. Как уже ранее обсуждалось, ширина луча изменяется с расстоянием от УЗ датчика. Оптимальная ширина луча достигается в зоне ближнего поля, в особенности в фокусной зоне, до расходимости луча. Глубина зоны ближнего поля, согласно формуле 3.2, зависит от длины волны и диаметра пьезоэлектрического преобразователя $d^2/4 \cdot \lambda$. Поэтому предел латерального разрешения, во-первых, может быть уменьшен за счет использования большего диаметра УЗ преобразователя (d), что позволяет удлинить ближнее поле; во-вторых, за счет более высокой генерируемой ультразвуковой частоты. Однако выбор высоких ультразвуковых частот ограничен проникающей способностью УЗ волн (см. раздел 2.4), в связи с затуханием

ультразвука. При этом применение слишком высокой интенсивности ультразвука для компенсации затухания может быть опасным для жизнедеятельности организма.

Толщина среза – это толщина слоя ткани, изображение которого строится в процессе сканирования. Толщина среза зависит от радиуса излучателя (см. рис. 27).

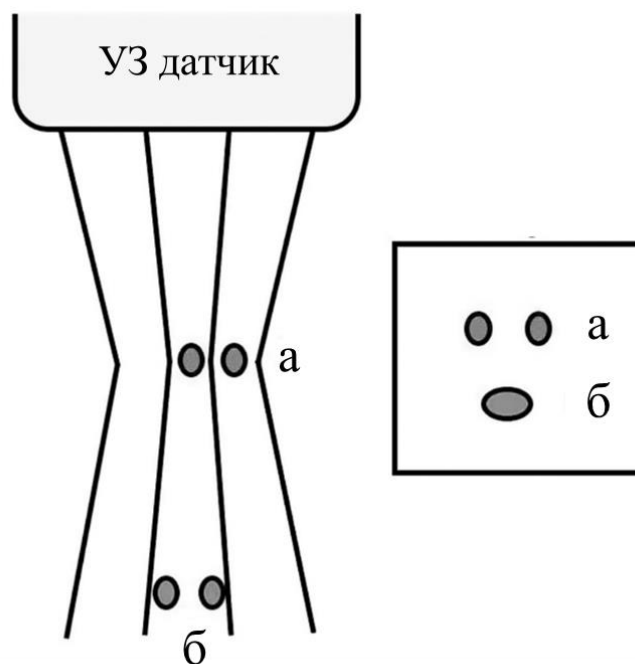


Рис. 33. Иллюстрация латеральной разрешающей способности УЗ датчика в случае, когда объекты в фокусной зоне (а) четко визуализируются, в зоне расхождения УЗ луча перекрываются (б).

Латеральное разрешение является основным фактором, определяющим качество ультразвуковых изображений

3.2.3. Основные типы ультразвуковых датчиков

Так как органы человека располагаются на разной глубине и различном окружении, то для оптимизации получаемого УЗ изображения в современных аппаратах применяются несколько основных типов ультразвуковых датчиков (рис. 34). Они отличаются величиной и формой сканирующей поверхности, а также рабочими частотами,

что влияет на глубину сканирования и, в конечном итоге, на разрешение получаемого изображения.

Основным параметром УЗ датчика, определяющим его область применения, служит рабочая частота. В медицинской практике для УЗ диагностики применяются частоты от 2 до 15 МГц. Рабочая частота датчика, отражаемая в его маркировке, совпадает с резонансной частотой датчика. УЗ датчики могут работать на частотах, отличных от резонансной, но эффективность такой работы будет существенно ниже. Есть особый вид приемо-передающих устройств, используемых для построения изображения, которые эффективно работают в широком диапазоне частот. Такие датчики называются *широкополосными* и маркируются частотным диапазоном, для которого они предназначены (например, 3–5, 4–7 или 5–10 МГц).

Основными типами ультразвуковых датчиков являются:

- линейный датчик;
- конвексный датчик;
- секторный датчик.

Как уже отмечалось, глубина и характер расположения органа определяет выбор датчика. Для исследования органов, располагающихся на поверхности, можно применять более высокочастотные датчики и соответственно получать УЗ изображение с большей разрешающей способностью. Для наблюдения за глубоко расположенным от поверхности органом нужно использовать УЗ с большей проникающей способностью, т.е. с меньшей рабочей частотой. Кроме частоты УЗ излучения имеет значение также и форма распространяющейся УЗ волны.

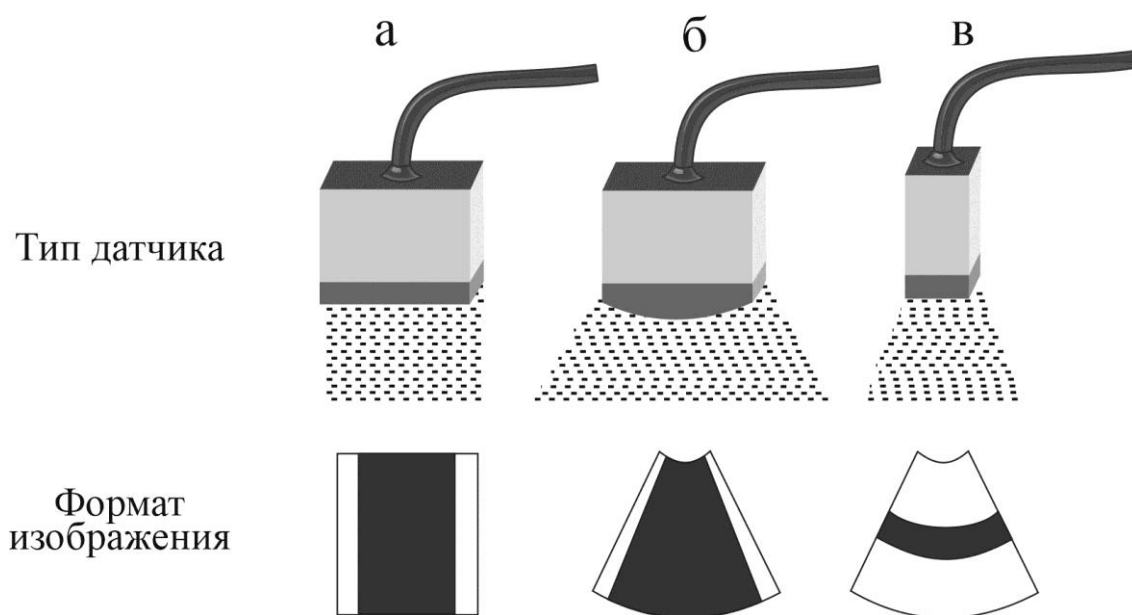


Рис. 34. Основные типы датчиков (а – линейный, б – конвексный, в – секторный) и направления распространения генерируемых ими ультразвуковых волн. Форматы изображения: темным фоном выделены зоны с наилучшим разрешением

Линейный датчик (рис. 34а) – высокочастотный датчик с частотой 5–15 МГц. В конструкции таких датчиков используется от 60 до 256 пьезоэлектрических кристаллов, которые располагаются в линейном порядке. Кристаллы излучают ультразвуковую волну поочередно, малыми пакетами, создавая прямоугольное поле обзора. Основным преимуществом линейных датчиков является способность получать большое поле обзора даже в непосредственной близости к сканирующей поверхности. Это облегчает распознавание структур и определение анатомической связи между ними. Соответственно линейный датчик применяется в основном для исследования органов, расположенных вблизи поверхности ткани (молочная железа, щитовидная железа, лимфатические узлы, поверхностные сосуды и т.д.). Использование высокой частоты позволяет получать изображение исследуемой зоны с высоким разрешением, но ограничены небольшой глубиной сканирования (не более 8–10 см). В качестве недостатков линейных датчиков можно отметить возможность появления помех на получаемом изображении по причине образования воздушных

карманов из-за сложности контролирования равномерного контакта поверхности датчика с кожей пациента.

Конвексный датчик (рис. 34б) отличается выпуклой рабочей поверхностью, за счет чего получается лучший контакт с кожей в исследуемой области. Рабочая частота конвексных датчиков варьируется от 1,8 до 7,5 МГц. В них применяется фиксированный ряд пьезокристаллов, которые создают ультразвуковой луч веерной формы. Вследствие этого конвексные датчики дают искажение получаемого изображения. Оно становится несколько большим по ширине, вследствие чего может быть искажено изображение формы изучаемого органа. По причине относительно меньшей частоты по сравнению с линейными датчиками глубина сканирования достигает 25–30 см, и можно изучать глубоко расположенные органы малого таза, брюшной полости, забрюшинного пространства и др.

Секторный датчик (рис. 34в) отличается от предыдущих малым полем обзора. В связи с этим его недостатком является сложность в идентификации и установлении связи между структурами организма. В особенности плохо просматривается ближнее поле обзора. Датчик излучает УЗ волны, имеющие форму сектора, отсюда и его название. Рабочие частоты секторного датчика составляют 2–15 МГц. Секторальный датчик применяется в особых случаях, когда нужно с небольшой поверхности тела получить в несколько раз больший обзор внутреннего пространства. Это, например, исследование сердца при эхокардиографии через межреберные промежутки. Часто секторный датчик еще называют кардиологическим [37].

На рис. 35 схематично показан эффективный рабочий диапазон частот для узкополосного и широкополосного датчиков в зависимости от частоты возбуждающего переменного электрического тока. Чем шире полоса частот датчика $\Delta\nu$, тем более короткий зондирующий УЗ импульс можно создавать с помощью такого приемопередающего устройства, что позволяет получить лучшую разрешающую способность. Если ν_0 – центральная (номинальная) частота датчика, указываемая в маркировке или названии датчика, то относительная

ширина полосы рабочих частот равна $\Delta\nu/\nu_0 = 0,4 - 0,5$. В широкополосных датчиках относительная ширина полосы может превышать 1, что приводит к существенному улучшению качества изображения, особенно в ближней и средней зонах по глубине.

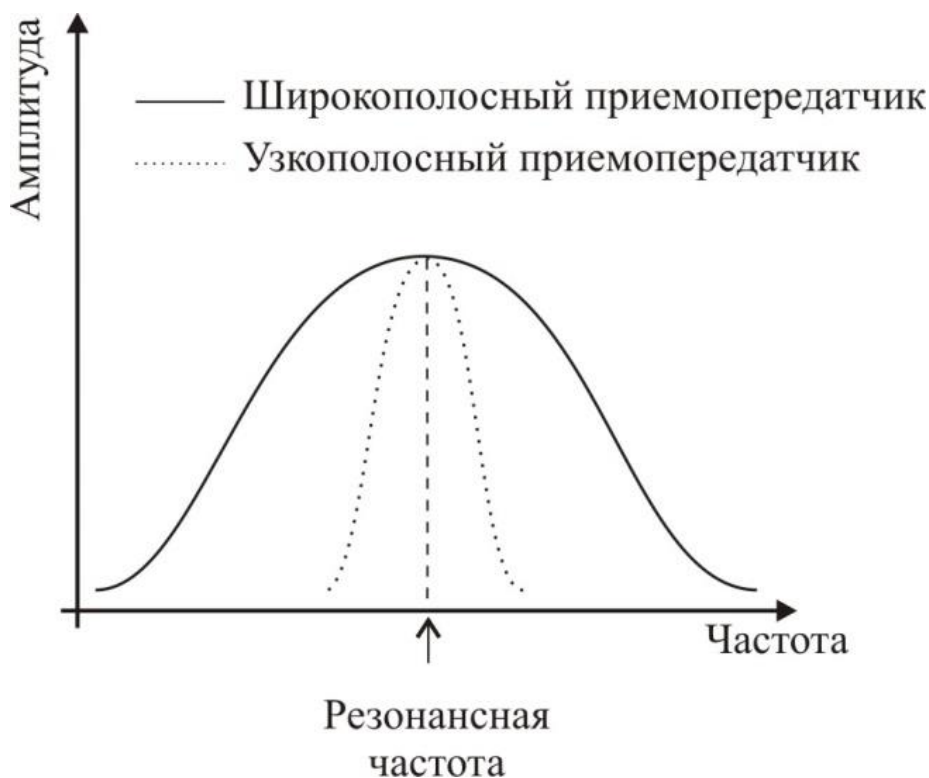


Рис. 35. Зависимость амплитуды УЗ от частоты излучаемой УЗ волны для узкополосного и широкополосного датчиков для УЗИ

3.2.4. Временная автоматическая регулировка усиления

Ввиду того, что УЗ колебания при распространении в тканях затухают по экспоненциальному закону (см. раздел 2.4), яркость изображения объектов на экране с увеличением глубины проникновения прогрессивно падает (рис. 36а). Поэтому амплитуды эхо-сигналов сильно отличаются между собой по интенсивности у объектов, расположенных на разной глубине. Решить эту проблему позволяет *логарифмическое усиление* с блоком временной автоматической регулировки усиления – ВАРУ (TGC – *time gain control*) (рис. 36б). Блок ВАРУ автоматически изменяет коэффициент усиления во времени, компенсируя затухание.

Реализация этого алгоритма позволяет добиться одинаковой амплитуды эхо-сигналов для объектов, расположенных на разной глубине (рис. 36в).

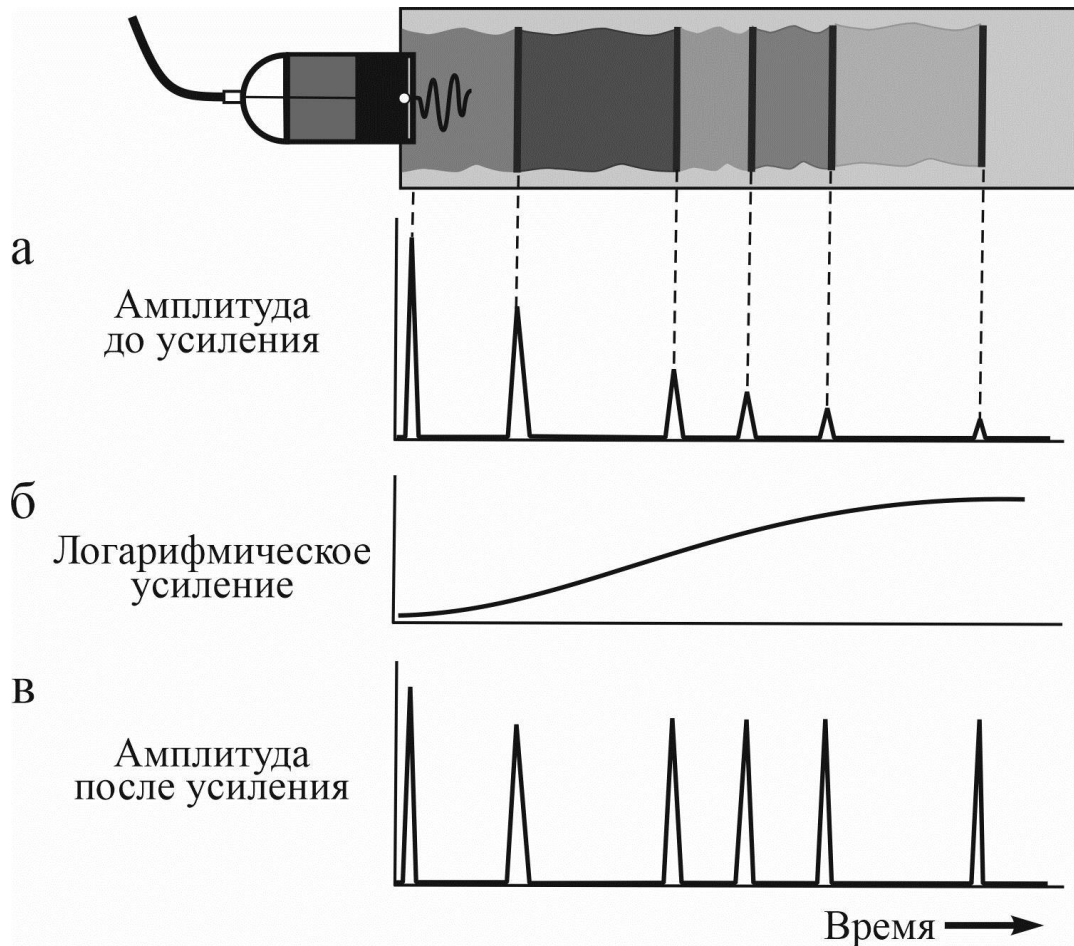


Рис. 36. Временная автоматическая регулировка усиления ВАРУ (TGC – *time gain control*)

В современных приборах ультразвуковой диагностики с помощью ВАРУ алгоритм изменения коэффициента усиления эхо-сигнала можно менять сложным образом, например, удаляя ненужные сигналы и усиливая только те, которые представляют интерес.

4. МЕТОДЫ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ДИАГНОСТИКИ

Ультразвуковое исследование относится к неионизирующим методам диагностики. Благодаря простоте выполнения, неинвазивности, высокой информативности оно получило широкое распространение в клинической практике в качестве метода визуализации органов и тканей. В ряде случаев ультразвукового исследования бывает достаточно для установления диагноза, в других – ультразвук используется наряду с прочими (рентгенологическими, радионуклидными) методами визуализации.

Визуализация органов и тканей организма с помощью ультразвука основана на *принципе эхолокации* – приеме сигналов, отраженных от поверхностей раздела тканевых сред, обладающих различными акустическими свойствами.

Различают два варианта ультразвуковой визуализации тканей: *трансмиссионный метод* и *эхосканирование* (эхография, сонография). Эхосканирование является наиболее распространенным методом. В этом методе используется одно приемно-передающее устройство, которое создает УЗ волну и принимает ее отражения по мере прохождения этой волной сквозь исследуемый объект. При трансмиссионном варианте приемник и передатчик разделены. Приемник и излучатель располагаются напротив друг друга строго вдоль оси, а объект исследования помещается между ними. Информация в этом случае содержится в прошедшем через объект УЗ сигнале, а не в отраженном, как в первом случае. Трансмиссионный метод, как правило, используется в узкоспециализированной аппаратуре: остеометрических аппаратах и иммерсионных маммоскопах.

В зависимости от вида используемого ультразвукового излучателя и характера обработки отраженных сигналов различают одномерный (А- и М-методы) и двумерный (В-метод) методы и их разновидности.

Ультразвуковая эхолокация предназначена для неинвазивного определения границ раздела сред с различными акустическими сопротивлениями. На качество изображения влияют такие физические

эффекты, как преломление – изменение направления распространения УЗ сигналов при переходе из одной среды в другую; рассеяние на мелких неоднородностях; поглощение УЗ сигналов (см. раздел 2.4). На рис. 37 приведены схема ультразвуковой эхолокации (а) и график изменения интенсивности волны (б) при его распространении [4].

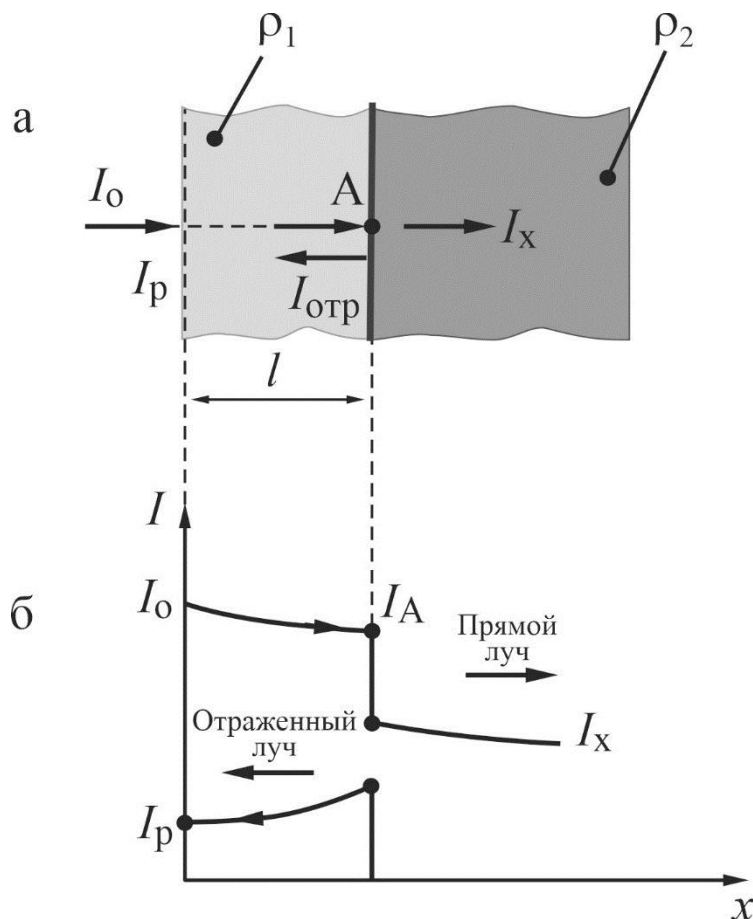


Рис. 37. Схематическое представление метода эхолокации:
а – ход УЗ лучей; б – изменения интенсивности прямого
и отраженного лучей

Ультразвуковой луч с интенсивностью I_0 входит перпендикулярно к поверхности в среду с плотностью ρ_1 и распространяется в ней с интенсивностью I_A меньшей, чем начальная интенсивность, до достижения границы раздела сред в точке А. На границе раздела сред, в точке А, луч переходит из первой среды во вторую с плотностью ρ_2 . В этой точке происходит отражение волны, интенсивность

скачком падает на величину $I_{\text{отр}}$, а отраженный луч распространяется в обратном направлении. Отраженный луч затухает в среде с плотностью ρ_1 , доходит до поверхности органа с конечной интенсивностью I_p , где регистрируется эхолотом [4].

Эхолокация позволяет определить глубину и расположение границы двух сред с разными акустическими импедансами:

$$l = \frac{\nu t}{2}, \quad (4.1)$$

где l – расстояние от передатчика до отражающей границы раздела сред; ν – скорость ультразвука в среде; t – время распространения ультразвукового луча до точки А и обратно (интервал времени между началом УЗ излучения и моментом прихода эхо-сигнала). Для мягких тканей принимается усредненная скорость ультразвука ≈ 1540 м/с (см. раздел 2.2). Эхолот измеряет время хода луча и в единицах длины (мм) регистрирует глубину раздела сред. Измеренная этим же эхолотом интенсивность I_p прошедшего на датчик отраженного луча (с учетом глубины l) позволяет определять разность плотностей граничащих сред [4].

4.1. Одномерный эхографический метод (А-режим)

Название происходит от английского обозначения данного режима *A-mode (amplitude mode)*. Одномерный эхографический метод (А-режим) – самый простой вид отображаемой информации, для получения которой не требуется сканирование.

При неподвижном пьезоэлектрическом преобразователе ультразвуковая волна распространяется вдоль одной оси. На мониторе эхолота одномерная эхограмма представляет собой амплитуду отраженного эхосигнала как функцию времени t или глубины l (рис. 38). При расчетах за время возникновения эха принимают время начала увеличения амплитуды фронта отраженной волны (рис. 38).

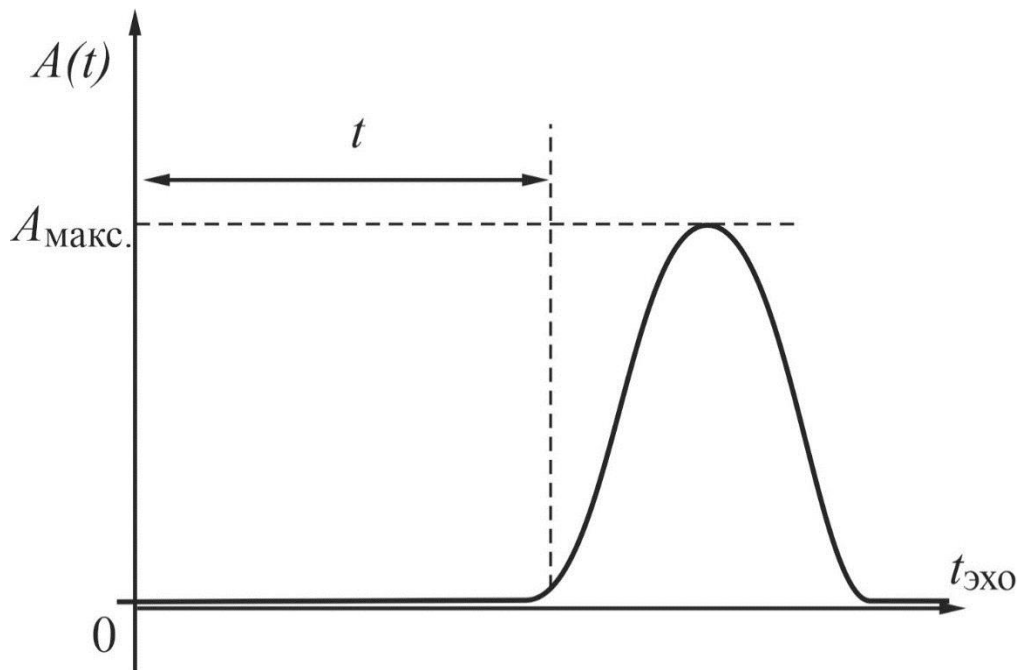


Рис. 38. Характерный вид одномерной эхограммы А-скана.
 t – Время возникновения сигнала эха на мониторе эхолокатора,
 A – амплитуда эхо-сигнала

Ранее А-режим использовался как дополнительный метод изображения в приборах двумерного изображения. Сейчас в большинстве двумерных сканеров А-режим не используется. Одной из причин этого является то, что динамический диапазон яркости сигналов в В-режиме (градация «серой шкалы») на экране современного прибора вполне достаточна для анализа уровня эхо-сигналов.

А-режим в настоящее время успешно применяется как самостоятельный метод ультразвуковой диагностики в офтальмологии для измерения анатомо-оптических структур глаза; размера и формы глазного яблока, диагностики опухолей, отслойки сетчатки и сосудистой оболочки, обнаружения инородных тел. А-режим применяют также в неврологии, например для исследования головного мозга, а также для обследования носовых и лобных пазух.

Схема одномерной эхографии глаза представлена на рис. 39. Импульс А на эхограмме – импульс, генерируемый ультразвуковым датчиком. Импульсы Б и В вызваны отражением ультразвуковой волны от передней и задней поверхностей хрусталика, соответственно.

Сигнал Г обусловлен отражением от глазного дна. Камерная влага, хрусталик и стекловидное тело представляют собой акустически однородные ткани и поэтому не дают отражений от своих внутренних структур [4].

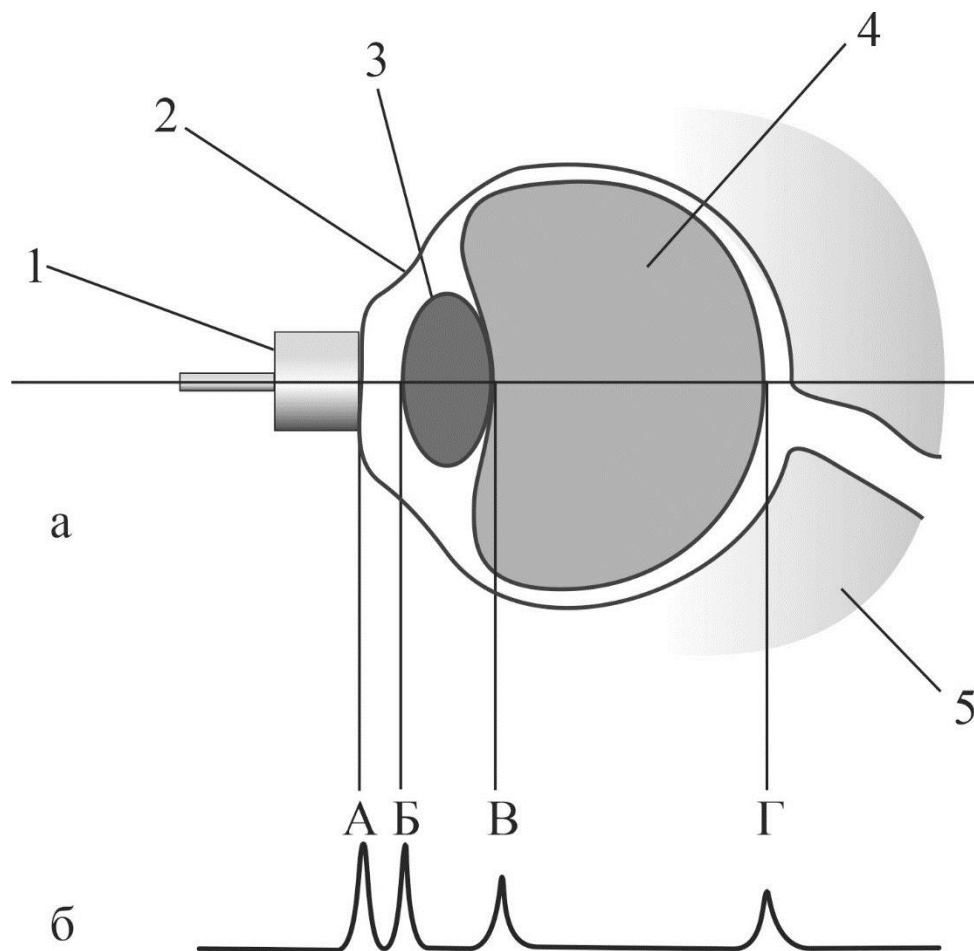


Рис. 39. Схема одномерной эхографии глаза: а – ультразвуковой датчик и анатомические структуры глаза; 1 – источник и приемник ультразвука; 2 – глазное яблоко; 3 – хрусталик; 4 – стекловидное тело; 5 – ретробульбарные ткани; б – схематическая эхограмма

4.2. Сканирование типа В (В-режим)

В настоящее время абсолютное большинство ультразвуковых исследований производится на аппаратах, работающих в В-режиме, название которого происходит от слова *brightness* – яркость, (*Brightness Mode*). Этот метод называется также *эхотомографией*, методом двумерного ультразвукового исследования, или ультразвуковым

сканированием. Поэтому В-режим часто обозначают как 2D-режим (от *two-dimensional* – двумерный).

Двумерное изображение в В-режиме получается в результате перемещения ультразвукового пучка в одной плоскости, которая называется *плоскостью сканирования*. При В-сканировании отраженные сигналы на экране представляются в виде диапазона яркости сигналов (градация «серой шкалы») и отображаются на двумерном дисплее в соответствии с расположением неоднородностей объекта, от которых происходит отражение УЗ. Яркость отметок в плоскости сканирования соответствует амплитуде детектируемых отраженных эхо-сигналов.

Отраженные сигналы в процессе сканирования отображаются на линиях, которые соответствуют *осям ультразвукового луча* по мере того, как он перемещается в сканируемой области. Глубина, на которой произошло отражение ультразвуковой волны, определяется по интервалу времени между началом УЗ излучения и моментом прихода отраженного эхо-сигнала. На рис. 40 схематически показана работа датчика вдоль линии. На мониторе в В-режиме по линиям сканирования формируется изображение, охватывая область сканирования. Обычно для формирования одного кадра изображения необходимо 100–200 и более линий сканирования [20].

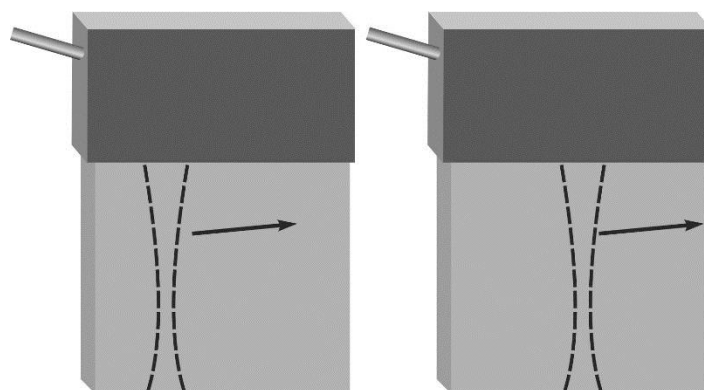


Рис. 40. Схематическое изображение сканирования в В-режиме. Каждый эскиз показывает положение ультразвукового луча, который перемещается в процессе сканирования

На рис. 41 изображен блок с отверстиями и фотография его УЗ сканирования в В-режиме. В этом режиме удобно измерять размеры неоднородностей в исследуемом объекте и глубину их залегания.

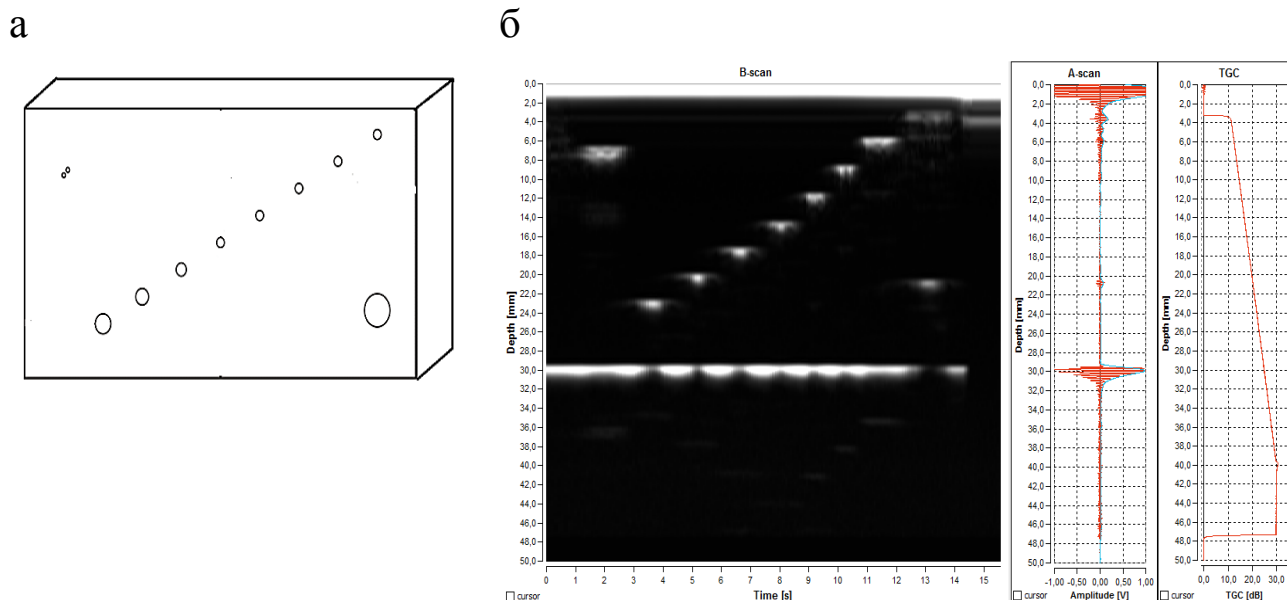
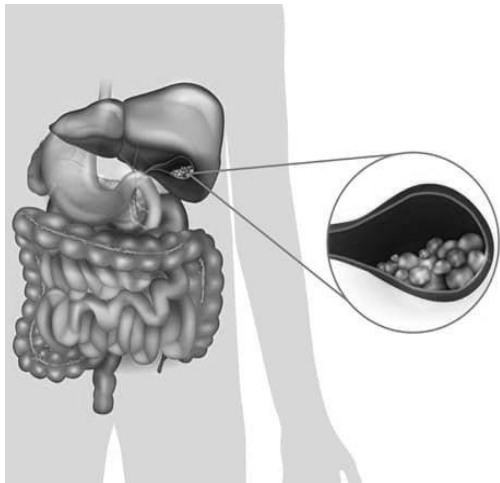


Рис. 41. Блок с отверстиями (а) и фотография его УЗ сканов в В-режиме (б). Правее от В-скана показаны эхо-сигналы в режиме А-сканирования и схема временной автоматической регулировки усиления ВАРУ (TGC – *time gain control*)

На рис. 42 приведено изображение камней в желчном пузыре (рис. 42а) при УЗ сканировании в В-режиме – наиболее распространенном методе выявления желчекаменной болезни. Классическими ультразвуковыми признаками камня служат отражение эхо-сигнала от него в анэхогенной полости желчного пузыря и возникновение акустической тени за камнем, так как поверхность камня непроницаема для ультразвука (рис. 42б).

а



б



Рис. 42. а – желчекаменная болезнь,
 б – эхографическая картина одного из вариантов желчекаменной
 болезни – конкременты с кальциевыми солями в полости желчного
 пузыря с интенсивной акустической тенью

4.3. Сканирование типа М (М-режим)

М-сканирование (от английского слова *motion* – движение) – развертка одномерного изображения во времени, с яркостно-контрастным представлением внутренних структур органа. Иногда М-режим называют ТМ – режимом (от *time motion* – движение во времени). М-сканирование применяется в клинике для получения изображения и характеристик подвижных органов или их фрагментов. В этом случае на экран выводится срез органа в одной плоскости (например, по главной оси сердца), который разворачивается во времени. На оси ординат фиксируется расстояние от датчика до исследуемой анатомической структуры, а на оси абсцисс – время исследования. Амплитуда отраженного эхо-сигнала кодируется оттенками серого цвета.

В М-режиме сканирование периодически повторяется в одном и том же направлении ультразвукового луча. При формировании М-эхограммы в каждом сканировании амплитудная информация об эхо-сигналах с различных глубин отображается в виде отметок

различной яркости вдоль вертикальной линии на экране (*акустические строки*). Следующему моменту сканирования («моменту зондирования») соответствует своя линия, расположенная правее предыдущей, и с каждым новым шагом сканирования формируется двумерная М-эхограмма (рис. 43). Положение ярких точек по вертикали пропорционально глубине отражающих элементов структуры подвижного органа. С помощью М-эхограммы можно количественно оценить геометрическое смещение подвижных структур.

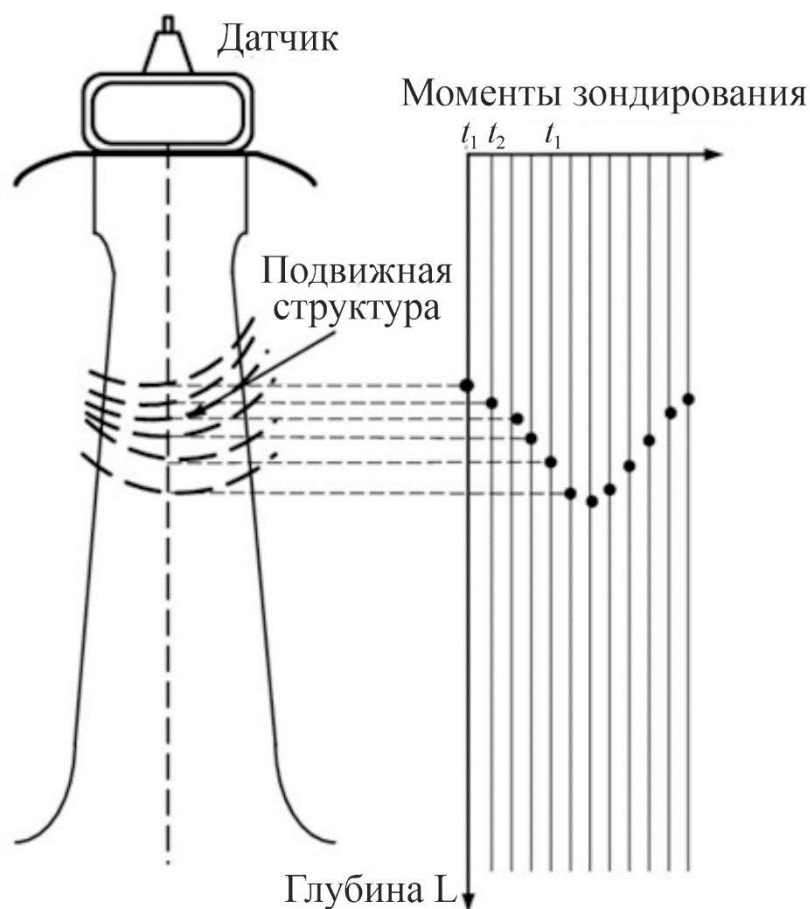


Рис. 43. Схематическое представление М-эхограммы для подвижной структуры. Вертикальные линии – *акустические строки*, на которых отображаются эхо-сигналы с различных глубин в виде отметок различной яркости (на рисунке одного цвета для наглядности)

М-режим находит широкое применение в кардиологии. Таким методом оценивают, например, размеры и сократительные функции

сердца, работу клапанного аппарата в реальном режиме времени сокращений сердца.

Как правило, М-режим используется совместно с В-режимом. На рис. 44 изображено работающее сердце в В и М режимах сканирования. В процессе сканирования в В-режиме врач выбирает необходимый ракурс наблюдения, а затем с помощью курсорной линии на В-эхограмме выбирается направление зондирования (направление ультразвукового луча) для М-режима. На рис. 44 курсор установлен на область митрального клапана (пунктирная линия). Далее положение датчика фиксируется рукой и включается М-режим. В результате формируется развернутый во времени срез в одной плоскости, в котором можно наблюдать движения митрального клапана в режиме М-сканирования.

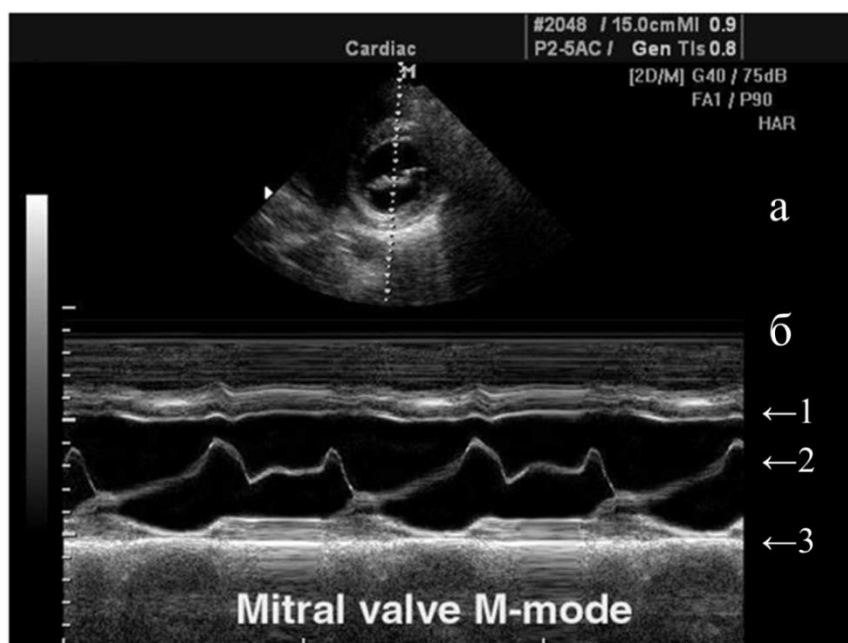


Рис. 42. Изображение работающего сердца в режиме одновременного отображения двумерной В-эхограммы и М-эхограммы [38]:

а – изображение сердца в режиме В-сканирования; б – разрез в плоскости пунктирного курсора; 1 – межжелудочковая перегородка; 2 – митральный клапан; 3 – стенки желудочков

Современные сканеры позволяют представлять на экране монитора одновременно с М и В-эхограммами доплер-изображение (см. раздел 4.4) кровотока в полости желудочка сердца, а также электрокардиограммы по одному из отведений. Эти режимы отображаются в *эхокардиографах* – специализированных ультразвуковых приборах для обследования сердца и сосудов. В некоторых приборах вместо серой шкалы отображения амплитудных значений эхо-сигналов используется цветное кодирование сигналов различного уровня [38]. Кроме того, современные ультразвуковые сканеры позволяют реконструировать трехмерные изображения органа (режим 3D). Этот метод эффективно применяется в акушерстве для получения трехмерных изображений плода.

4.4. Ультразвуковая доплерография

Метод ультразвуковой *доплеровской эхографии* (*доплерография*) является эффективным средством неинвазивного исследования характеристик движения тканей и жидкостей в организме человека и широко применяется в кардиологии и сосудистой диагностике. Доплерография основана на эффекте Доплера (см. раздел 2.5).

При определении скорости кровотока в сосуде методом доплерографии в роли отражателей выступают эритроциты.

Измерение доплеровского сдвига частоты $\Delta \nu_D$ позволяет определить скорость и направление движущегося потока эритроцитов в кровеносных сосудах. Типичная схема определения $\Delta \nu_D$ для кровотока представлена на рис. 45 [39]. Датчик помещается на поверхность кожи. Излучаемый датчиком сигнал имеет частоту $\nu_{ист}$. Частота принимаемого $\nu_{пр}$ датчиком сигнала отличается от величины $\nu_{ист}$, если эхо-сигналы поступают от движущихся эритроцитов крови.

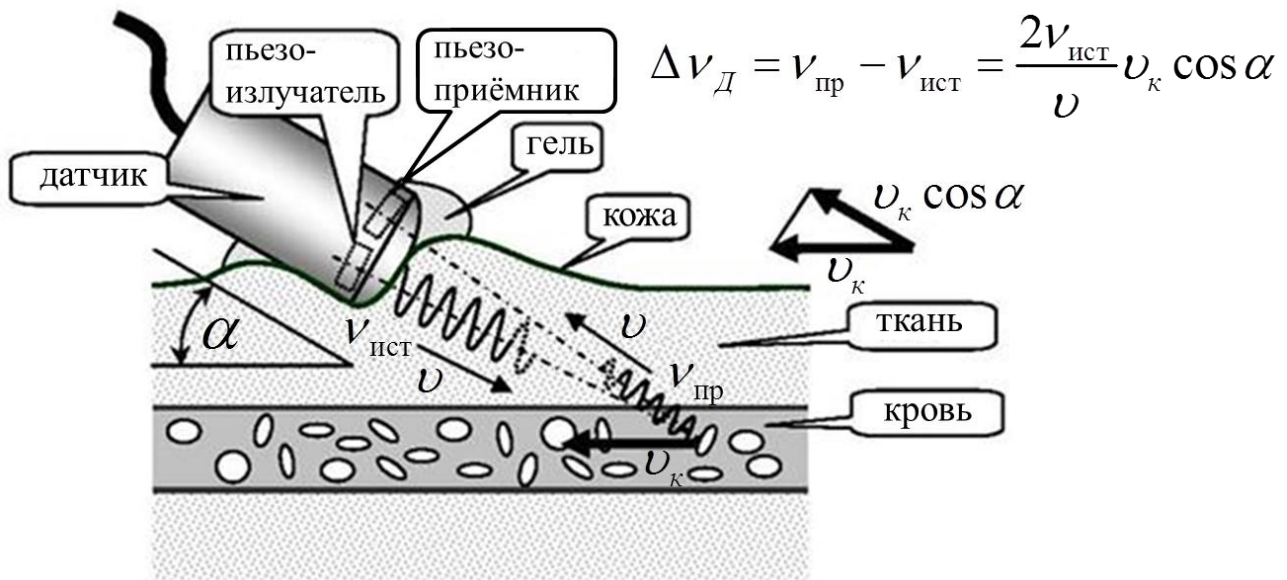


Рис. 45. Схематическое представление получения доплеровских сигналов от частиц крови

Доплеровский сдвиг частот Δv_D вычисляется следующим образом (см. раздел 2.5):

$$\Delta v_D = v_{\text{пр}} - v_{\text{ист}} = \frac{2v_{\text{ист}}}{v} v_{\text{к}} \cos \alpha, \quad (4.2)$$

где v – скорость распространения ультразвука в среде, $v_{\text{к}}$ – скорость кровотока, α – угол между направлением кровотока и осью ультразвукового луча, формируемого датчиком (доплеровский угол).

Величина доплеровского угла α (см. рис. 46) сильно влияет на величину измеряемого доплеровского сдвига частот. В случае, если кровоток направлен прямо к датчику, т.е., если $\alpha = 0^\circ$ ($\cos \alpha = 1$), доплеровский сдвиг частот, определенный для данного направления луча, будет достигать максимума, но такое измерение сложно реализовать на практике. Как правило, ультразвуковой луч направлен под углом, отличным от 0° . Если ультразвуковой луч перпендикулярен по отношению к направлению кровотока, т.е. $\alpha = 90^\circ$ ($\cos \alpha = 0$), доплеровский сдвиг не определяется. На практике для получения корректного доплеровского эхо-сигнала ультразвуковой луч датчика обычно направляется под углом 30° – 60° к направлению просвета сосуда.

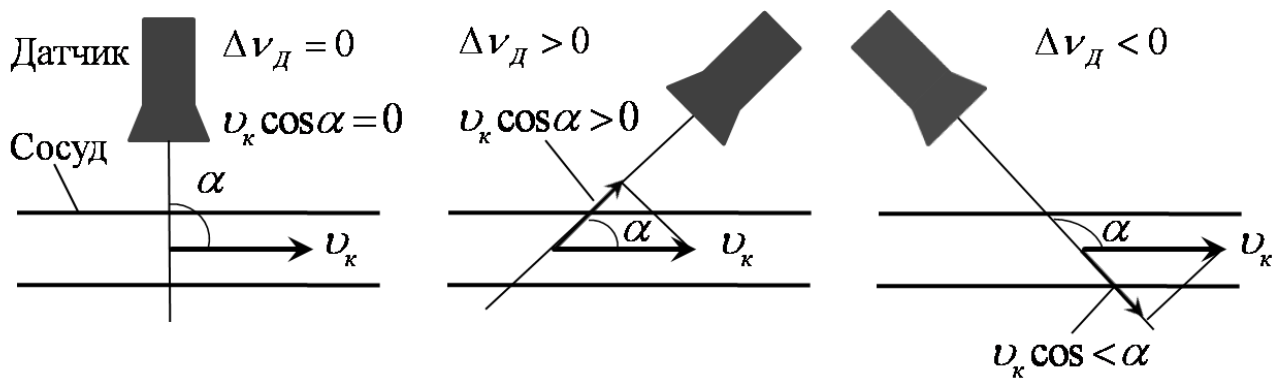


Рис. 46. Зависимость доплеровского сдвига частоты $\Delta \nu_D$ от угла α между осью ультразвукового датчика и направлением кровотока

Приведем пример. Пусть частота ультразвука $\nu_{\text{ист}} = 10^6$ Гц, скорость распространения ультразвука в мягких тканях человека $\nu = 1540$ м/с. Скорость кровотока в сосуде $v_k \approx 1$ м/с. Угол между направлением кровотока и осью ультразвукового луча $\alpha = 60^\circ$. Согласно (4.2) доплеровский сдвиг частоты $\Delta \nu_D = 650$ Гц. Такая частота звука лежит в диапазоне частот слышимости уха человека. Преобразованный сигнал, пропорциональный доплеровскому сдвигу частот, в доплеровских сканерах выводят на звуковой динамик, и врач дополнительно по звуку может контролировать особенности кровотока.

Современные ультразвуковые аппараты позволяют получить **цветовое изображение кровотока**. Название этого метода – *цветовое доплеровское картирование кровотока* (или *цветовое кодирование скоростей*). Суть метода состоит в том, что отраженные от движущихся частиц ультразвуковые сигналы проходят цифровую обработку и в зависимости от направления движения частиц на дисплее изображаются разным цветом. Обычно движение по направлению к датчику кодируется красным, от датчика – синим цветами. Области турбулентного движения, где происходит перемешивание потока, маркируются желтым или зеленым цветами, а отсутствие перемещения крови – черным цветом. С помощью цветового доплеровского картирования можно наблюдать кровотоки на уровне мелких артериальных

и венозных сосудов и фиксировать даже незначительные препятствия кровотоку (сужения сосудов, атеросклеротические бляшки и др.).

4.5. Ультразвуковая эластография

Эластография – одна из самых передовых и перспективных технологий в ультразвуковой диагностике. Ультразвуковая эластография (*Elastography*, от лат. *elasticus* – «упругий»), впервые предложенная в 1991 г. [40, 41], лежит в основе методов дифференциации тканей по их упругим свойствам.

Согласно закону Гука, удлинение стержня Δl прямо пропорционально силе внешнего воздействия $F_{упр} = k\Delta l$, где k – коэффициент жесткости (упругости).

В качестве меры воздействия принимается величина силы, действующая на единицу поперечного сечения столбика ткани σ , называемая *механическим напряжением (поверхностной силой)*:

$$\sigma = \frac{F}{S}, \quad (4.3)$$

В качестве меры деформации используется относительное удлинение столбика ткани (*относительная деформация*) $\varepsilon = \Delta l / l$ (l – начальная длина столбика ткани, Δl – удлинение).

С учетом введенных обозначений:

$$\sigma = E \frac{\Delta l}{l} = E\varepsilon, \quad (4.4)$$

где E – модуль упругости растяжения (сжатия) – модуль Юнга.

Информативность эластографии обусловлена тем, что многие патологические процессы, включая фиброз (рубцовую деформацию тканей), воспаление и большинство злокачественных образований, как правило, сопровождаются изменением механических свойств тканей. В то же время на обычном ультразвуковом изображении они иногда практически неразличимы.

Принцип ультразвуковой эластографии является аналогом ручной пальпации в медицинской диагностике, но отличается тем, что «прощупывание» осуществляется с помощью особого режима УЗИ, позволяющего измерять механические свойства тканей путем отслеживания их реакции на акустические воздействия [42].

Методы ультразвуковой эластографии можно разделить на два вида: *компрессионную (статическую) эластографию* на основе деформации и *эластографию сдвиговой волны (динамическую)*. В компрессионной эластографии эластичность (упругость) ткани оценивается по деформации структуры в ответ на нагрузку, в динамической эластографии – в результате анализа появляющихся при этом сдвиговых волн (рис. 47).

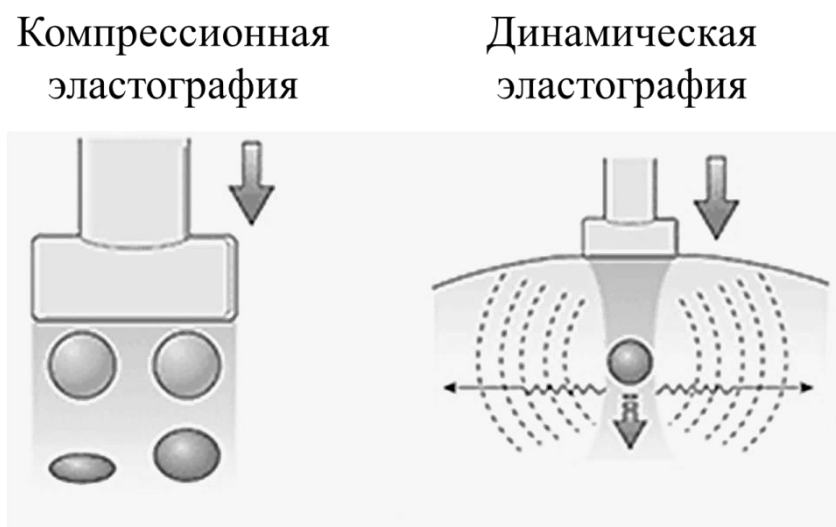


Рис. 47. Схематическое изображение принципа метода УЗ эластографии. В компрессионной эластографии эластичность ткани оценивается по смещению и деформации структуры в ответ на нагрузку, в динамической эластографии – в результате анализа появляющихся при этом сдвиговых волн

Компрессионная эластография (real-time elastography–RTE) использует воздействия, вызывающие сжатие тканей путем нажатия на них специальным ультразвуковым датчиком или с помощью другой механической силы (например, пульсации сонной артерии или сердечных сокращений). В результате сдавливания тканей в зависимости

от степени их эластичности в получаемом изображении более эластичные ткани деформируются в большей степени, жесткие – в меньшей степени. Данный метод используется для исследования поверхностно расположенных органов (молочной железы, щитовидной железы, предстательной железы, матки, мочевого пузыря), а также в определении эластических свойств глубоко расположенных органов – печени, поджелудочной железы, почек.

Динамическая эластография – это прежде всего эластография сдвиговых волн внутри тканей. Сдвиговые волны – это поперечные упругие волны, распространяющиеся в основном в твердых телах. По анализу скорости распространения сдвиговых волн, которые возникают в поперечном относительно ультразвукового луча направлении, можно рассчитать модуль Юнга, и тем самым *количественно* оценить жесткость исследуемой области (чем выше скорость, тем выше жесткость):

$$E=3\rho v_s^2, \quad (4.5)$$

где v_s – скоростью распространения сдвиговых (поперечных) волн, ρ – плотность среды.

4.6. Контрастно-усиленное ультразвуковое исследование

В 1968 г. кардиолог К. Джойнер заметил необычное увеличение сигнала при проведении исследования аорты в М-режиме в ходе ангиографических процедур при введении рентгеновского контрастирующего вещества [43]. Позже было доказано, что усиление ультразвукового сигнала обусловлено наличием свободных микропузырьков газа, образующихся в момент инъекции.

На сегодняшний день ультразвуковое исследование с контрастным усилением (*Contrast Enhanced Ultra Sound «CEUS»*) в мировой клинической практике используется в протоколе исследования больных любого клинического профиля [44, 45]. В этой связи постоянно осуществляется совершенствование и разработка новых эхо-контрастирующих

препаратов. Контрастирование проводится для УЗИ исследования полостей сердца, паренхиматозных органов, в педиатрической практике, при доплерографии сосудов, а также для других целей, в том числе для диагностики онкологических заболеваний [46].

Коммерчески доступные эхоконтрастные вещества (ЭКВ) и препараты (ЭКП) представляют собой заполненные газом микропузырьки, которые вводятся внутривенно в большой круг кровообращения. Далее они проходят через легкие, попадают в артериальное русло. Микропузырьки, заполненные газом, циркулируют исключительно в крови и не выходят из сосудистого русла. Микропузырьки обладают высокой степенью эхогенности, т.е. способны отражать ультразвуковые волны, тем самым увеличивается число отражаемых поверхностей, которые, в свою очередь, регистрируются ультразвуковым датчиком. За счет этого в исследуемой области происходит усиление ультразвукового доплеровского эхо-сигнала. Выведение препарата осуществляется через легкие с выдыхаемым воздухом.

Каждое ультразвуковое контрастное вещество уникально по своей природе. Для образования микропузырьков используются различные типы газов: воздух, гексафторид серы (SF_6), фторид углерода. В качестве стабилизаторов используются фосфолипиды, сахара и другие вещества. От состава препарата зависит его эффективность, безопасность, стабильность, степень усиления эхо-сигнала [20]. Ультразвук с контрастным усилением считается безопасным для взрослых, сравнимым с безопасностью контрастных агентов МРТ.

УЗИ с контрастированием позволяет усилить отраженные сигналы от глубоко расположенных сосудов и увеличить информативность ультразвукового исследования. УЗИ с контрастированием также может применяться при исследовании крупных кровеносных сосудов, поскольку метод обладает более высокой чувствительностью к медленному кровотоку, чем стандартная доплероскопия.

При развитии тяжелых стенозов объемный кровоток в месте сосудистого сужения падает, что сопровождается уменьшением количества эритроцитов в данной области и приводит к снижению

по интенсивности эхо-сигнала, поэтому истинная гемодинамическая картина искажается. Контрастирование при доплерографии сосудов улучшает визуализацию просвета и структур, особенно гипоехогенных бляшек, повышает точность определения закупорки сосудов (окклюзии) и стеноза.

Распределение эхоконтрастного вещества препарата по сосудам позволяет повысить диагностическую эффективность метода при исследовании доброкачественных и злокачественных образований. Известно, что опухоль отличается по строению от нормального органа именно сосудистым руслом: сосудистая сеть опухолевых образований характеризуется хаотичностью, наличием множества микроциркуляторных сосудов. На рис. 48 изображены эхограммы без использования и с использованием эхо-контрастирования. Опухолевое поражение не обнаруживается при стандартном УЗИ (рис. 48а), тогда как оно хорошо определяется через 60 секунд после введения микрочастиц, заполненных газом (рис. 48б) [47].

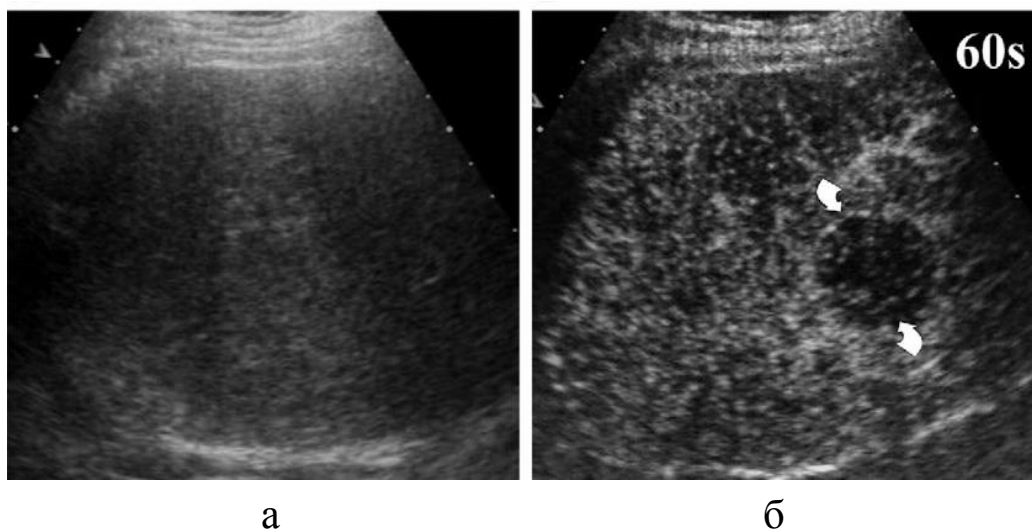


Рис. 48. Метастазы рака толстой кишки. Поражение не наблюдается при стандартном УЗИ (а), тогда как оно хорошо определяется через 60 секунд после введения микрочастиц, заполненных газом (б, показано стрелками) [47]

Один из самых известных контрастных препаратов для УЗИ – *Соновью*, представляющий собой суспензию микропузырьков (диаметром 2,5 мкм), окруженных упругой мембраной фосфолипидов. Микропузырьки наполнены инертным газом – гексафторидом серы (SF_6) с низким уровнем растворимости в воде, который при попадании в кровь остается внутри микропузырьков, но легко диффундирует через мембраны альвеол легких и выделяется с выдыхаемым воздухом. Именно этим обеспечивается высокая стабильность микропузырьков в кровеносном русле, наряду с быстрым выведением через легочные капилляры. Через 15 минут после введения препарата весь введенный объем газа выводится с выдыхаемым воздухом. *Соновью* является препаратом, контрастирующим исключительно сосуды. Это отличает его от рентгеноконтрастных препаратов и парамагнетиков, которые распределяются во всей межклеточной жидкости [43].

4.7. Ультразвуковое исследование легких

Для оценки функции легких врачи использовали различные инструменты – от стетоскопа до компьютерной томографии. Сравнительно недавно (последние 20 лет) активно стал применяться метод ультразвуковой визуализации легких (*lung ultrasound «LUS»*) [48, 49]. Хотя LUS ограничен наличием воздуха в легких, он оказался полезным при оценке множества различных острых и хронических состояний, от кардиогенного отека легких до острого повреждения легких, от пневмоторакса до пневмонии, от интерстициального заболевания легких до инфарктов легких и контузий.

Наличие воздуха в здоровых легких определяет высокую разницу акустических сопротивлений в сравнении с окружающими тканями, вызывая полное отражение ультразвукового луча, что предотвращает создание прямого изображения паренхимы легких. В нормально вентилируемом легком единственной обнаруживаемой структурой является плевра, визуализируемая в виде гиперэхогенной горизонтальной линии. Линия плевры движется синхронно с дыханием [50].

Когда содержание воздуха уменьшается и плотность легких увеличивается из-за присутствия в легких жидкости, выделяющейся при воспалении, разница акустических сопротивлений между легким и окружающими тканями уменьшается, и ультразвуковой луч может частично отражаться от более глубоких участков. Когда содержание воздуха еще больше уменьшается, например, при уплотнениях в легких, акустическое окно в легком становится полностью открытым, и легкое можно непосредственно визуализировать как твердую паренхиму, такую как печень или селезенка.

На рис. 49а изображено УЗИ нормального легкого. Париетальная и висцеральная плевра выглядят как единая гиперэхогенная плевральная линия легких, которая будет «скользить», отражая движение плевральных поверхностей. Изображение представляет собой яркие горизонтальные линии глубже плевры, повторяющиеся с интервалами, равными расстоянию от кожи до плевральной линии.

На рис. 49б изображено УЗИ легкого с поражением в виде «консолидации легких» (при пневмонии, ателектазе, инфаркте легких, контузии легких, раке легких), при котором плевральная линия легких отсутствует.

а



б



Рис. 49. Изображения УЗИ здоровых легких (а) и с поражениями (б)
[48]

5. ПРИМЕНЕНИЕ УЛЬТРАЗВУКА В ТЕРАПИИ И ХИРУРГИИ

Ультразвук для лечебной практики применяется при разных уровнях интенсивности. Основное применение ультразвука низких интенсивностей ($0,125-3,0 \text{ Вт/см}^2$) – стимуляция и ускорение нормальных физиологических процессов без нагрева тканей. УЗ более высоких интенсивностей ($3-10 \text{ Вт/см}^2$) способен вызвать избирательное разрушение в тканях. Его используют для дробления камней в мочевых путях, в хирургии [51].

5.1. Терапевтическое применение ультразвука в медицине

Ультразвук, используемый в терапии, обладает выраженным обезболивающим, спазмолитическим, противовоспалительным, противоаллергическим и общетонизирующим действием, он стимулирует крово- и лимфообращение, процессы регенерации тканей. Благодаря этому ультразвуковая терапия нашла широкое применение в клинике внутренних болезней, в артрологии, дерматологии, отоларингологии и др.

Еще в середине XX века ученые заметили, что пораненное ухо кролика быстрее заживает, если три раза по 5 минут обработать его ультразвуком с частотой, немного превышающей порог чувствительности (при $\nu > 20 \text{ кГц}$). В тканях при этом увеличивается обмен веществ, усиливается синтез белков и нуклеиновых кислот, повышается проницаемость клеточных мембран.

УЗ малой интенсивности (менее 1 Вт/см^2) способствует активации внутриклеточных процессов в тканях (биосинтез белка, образование биологически активных веществ, усиление активности ферментов и т.п.). Терапевтические дозы оказывают болеутоляющее, сосудорасширяющее, противовоспалительное, рассасывающее действия, стимулируют восстановление поврежденных органов и тканей, включая некоторые виды терапии злокачественных новообразований.

Малыми дозами осуществляют массаж сердца, легких, мышечных тканей, как гладких, так и скелетных.

Ультразвуковая терапия эффективна при заболеваниях внутренних органов (хронический бронхит, бронхиальная астма, язвенная болезнь желудка и двенадцатиперстной кишки, хронический колит, холецистит, пиелонефрит, панкреатит).

В физиотерапии обычно применяют ультразвуковые волны с частотой 0,8–3 МГц. Большинство серийных ультразвуковых терапевтических аппаратов работают на одной из фиксированных частот этого диапазона, чаще всего на 0,88 МГц.

Ультразвуковая терапия, использующая тепловые эффекты ультразвука, может быть использована для нагрева глубоко расположенных тканей организма.

Высокий коэффициент поглощения ультразвука в тканях обуславливает заметное нагревание коллагенсодержащих тканей, на которые чаще всего и воздействуют ультразвуком при физиотерапевтических процедурах. Основной фактор, который часто препятствует восстановлению ткани после ее повреждения, это ограничение подвижности в суставе, вызванное рубцовым стягиванием кожи, сухожилий, заболеваниями мышц. Для нагрева сустава, окруженного значительным слоем мягких тканей, ультразвуковой способ наиболее предпочтителен, поскольку ультразвук лучше других форм диатермического воздействия (*диатермия* - метод электротерапии, основанный на глубоком прогревании тканей токами высокой частоты достаточно большой силы) проникает в мышечную ткань.

Ультразвук позволяет быстро нагреть строго определенную область. К анатомическим структурам, которые избирательно нагреваются ультразвуком, относятся богатые коллагеном поверхностные слои кости, надкостница, суставные мениски, синовиальная жидкость, суставные сумки, соединительные ткани, внутримышечные рубцы, мышечные волокна, оболочки сухожилий и главные нервные стволы [51].

Ультрафонофорез (фонофорез) – это одновременное воздействие на организм ультразвуком и лекарственными препаратами. Так, например, в полость передней камеры глаза, заполненную внутриглазной жидкостью, вводят вещества, такие как гепарин, дексазон, которые не могут туда проникнуть иным способом. Ультразвуковые колебания увеличивают мембранную проницаемость кожи для молекул лекарственного вещества, ускоряя их проникновение в ткани. С помощью фонофореза лекарство поступает не в межклеточную жидкость, а точно по назначению, в клетки. В некоторых случаях, чтобы лекарство проникло и в клетки, и в межклеточную жидкость, например, при лечении опухолей, фонофорез используют в сочетании с электрофорезом.

Весьма перспективной оказалась транспортировка в ткани липосом – жировых микрокапсул, заполненных лекарственным препаратом и предварительно подверженных воздействию ультразвуком. В тканях под действием ультразвука липосомы разрушаются, а лекарственное вещество попадает внутрь клеток сквозь мембраны, проницаемость которых под действием ультразвука увеличивается. Липосомный транспорт чрезвычайно важен при лечении некоторых острых воспалительных заболеваний, а также в химиотерапии опухолей, поскольку лекарства концентрируются только в определенной области, почти не затрагивая другие ткани [51].

Одно из наиболее распространенных применений ультразвука в физиотерапии – это **ускорение регенерации тканей** и заживления ран. Восстановление тканей можно разделить на три фазы.

В течение воспалительной фазы фагоцитарная активность макрофагов и полиморфнонуклеарных лейкоцитов ведет к удалению клеточных фрагментов и патогенных частиц. Переработка этого материала происходит главным образом при помощи лизосомальных ферментов макрофагов. Известно, что ультразвук терапевтических интенсивностей может вызвать изменения в лизосомальных мембранах, тем самым ускоряя прохождение этой фазы.

Вторая фаза в заживлении ран – пролиферация, или фаза разрастания. Клетки мигрируют в область поражения и начинают делиться. Фибробласты начинают синтезировать коллаген. Интенсивность заживления начинает увеличиваться и специальные клетки, миофибробласты, заставляют рану стягиваться. Показано, что ультразвук значительно ускоряет синтез коллагена фибробластами как *in vitro*, так и *in vivo*. Если диплоидные фибробласты человека облучить ультразвуком частотой 3 МГц и интенсивностью 0,5 Вт/см² *in vitro*, то количество синтезированного белка увеличится. Исследование таких клеток с помощью электронного микроскопа показало, что по сравнению с контрольными клетками в них содержится больше свободных рибосом, шероховатой эндоплазматической сети.

Третья фаза – восстановление. Эластичность (упругость) нормальной соединительной ткани обусловлена упорядоченной структурой коллагеновой сетки, позволяющей ткани сокращаться и расслабляться без заметных деформаций. В рубцовой ткани волокна часто располагаются нерегулярно и запутаны, что не позволяет ей растягиваться без разрывов. Рубцовая ткань, формировавшаяся при воздействии ультразвука, прочнее и эластичнее по сравнению с «нормальной» рубцовой тканью [51].

Ультразвук может способствовать **ускорению рассасывания отеков**, вызванных повреждениями мягких тканей, что, скорее всего, обусловлено усилением кровотока или местными изменениями в тканях под действием акустических микропотоков.

В ряде случаев ультразвук может быть более эффективной формой диатермии, чем коротковолновые излучения, парафиновые аппликации и инфракрасное излучение.

При экспериментальном исследовании **заживления переломов** малой берцовой кости у крыс было обнаружено, что ультразвуковое облучение во время воспалительной и ранней пролиферативной фаз ускоряет и улучшает выздоровление. Костная мозоль у таких животных содержала больше костной ткани и меньше хрящей. Однако

в поздней пролиферативной фазе приводило к негативным эффектам – усиливался рост хрящей и задерживалось образование костной ткани.

В *дерматологии* ультразвуковые методы используются для лечения таких заболеваний, как хроническая рецидивирующая крапивница, хроническая экзема, кожный зуд, нейродермит, псориаз, красный плоский лишай, трофические язвы, подошвенные бородавки, опоясывающий лишай и др. [51].

5.2. Применение ультразвука высокой интенсивности в хирургии

Существуют две основные области применения ультразвука в хирургии. В первой из них используется способность фокусированного ультразвука высокой интенсивности вызывать локальные разрушения в тканях, а во второй механические колебания ультразвуковой частоты используются в хирургических инструментах типа лезвий, пил, механических наконечников.

Сущность способа *ультразвуковой резки биологических тканей* заключается в следующем. Электрические колебания ультразвуковой частоты (22–66) кГц преобразуются магнитострикционными преобразователями в механические колебания режущего инструмента, который воздействует на биологическую ткань. Форма и размеры режущей части инструмента зависят от вида биологических тканей. Амплитуда колебания рабочего наконечника может составлять от 15 до 350 мкм, а рабочая частота выбирается из диапазона до 30 кГц. Применение ультразвуковых инструментов для разреза требует меньших усилий по сравнению с традиционными скальпелями.

Хирургическая техника должна воздействовать только на четко ограниченную область, быть быстродействующей, вызывать минимальные потери крови. Высокая температура, достигаемая на конце *ультразвукового скальпеля*, может прижигать кровеносный сосуд до 2 мм в диаметре. Это уменьшает кровотечение в операционной зоне, и таким образом облегчает проведение операции.

У ультразвуковых инструментов имеются свои преимущества по сравнению с другой хирургической техникой. Так, преимущество по сравнению с криохирургической состоит в том, что кончик скальпеля не прилипает к ткани и поверхности разреза не испытывают дополнительных травм. В сравнении с лазерной хирургией, хирург, работающий с ультразвуковым ножом-скальпелем, ощущает сопротивление ткани и без труда может контролировать глубину разреза.

При разрезании тканей достоинством являются малые потери крови. Метод успешно применяется на таких богатых сосудами органах, как печень и селезенка. Он используется также при трахеотомии, тонзилэктомии, при операциях на легких, бронхах, грудной клетке и глазе. Для резки кости может применяться ультразвуковая пила. При сравнительном исследовании было установлено, что поверхность разреза, произведенного ультразвуковой пилой, была более шероховатой, чем после резки обычной пилой, однако она не содержала видимых микротрещин. Ультразвуковая пила работает более плавно, и с ее помощью легче осуществлять точную остеотомию.

Ультразвуковая «сварка» костей – остеосинтез – применяется при переломах, прочно связывая фрагменты и не нарушая естественных процессов регенерации кости. «Сварку» используют для заполнения костных дефектов, для «наваривания» суставных концов и в других случаях.

При ультразвуковой сварке реализуется сложный комплекс физико-химических процессов. Вибрирующий с ультразвуковой частотой инструмент – волновод представляет собой импульсный источник колебательной энергии. Колеблющийся торец инструментального волновода, введенный в среду у поверхности кости, вызывает процессы, характерные для ультразвуковой акустики: кавитация, акустические течения, переменное давление. При использовании специального клея – циакрина, эти процессы обеспечивают его проникновение в костную ткань с последующим образованием химических связей и полимеризацией.

Обработка ультразвуком используется при склеивании резаных ран, а также при герметизации швов – она не дает развиваться микрофлоре между хирургическим клеем и больной тканью и ускоряет полимеризацию самого клея. Используется также ультразвуковая сварка мягких тканей с костью – на месте соединения при этом нет рубцов и шрамов [51].

Фокусированный ультразвук высокой интенсивности (англ. *High Intensity Focused Ultrasound, HIFU*) [29] – применяемый в современной медицине метод локального воздействия ультразвуковыми пучками на поверхностные и глубоко расположенные ткани организма.

Основными механизмами разрушения тканей при использовании HIFU в медицине являются *механизм теплового разрушения* и *кавитационный механизм* (см. раздел 2.7).

Примерами применения фокусированного ультразвука высокой интенсивности является хирургическое воздействие на ткани, расположенные за грудной клеткой, или на внутримозговые ткани без вскрытия черепа [52], лечение мерцательной аритмии, глаукомы, остановка кровотечений, ударно-волновая литотрипсия, применение в пластической хирургии и косметологии, стимуляция рецепторных нервных структур, нейромодуляция структур мозга и др. [29].

Ударно-волновая литотрипсия – это нехирургический метод дробления камней при лечении моче- и желчекаменной болезни с помощью ультразвуковых волн направленного действия. Литотрипсия (от греческого *lithos* — «камень» и *tribo* — «дробить») дословно переводится как «камнедробление».

При этом волны генерируются внешним источником энергии и передаются от него к месту проведения операции (рис. 50). Специальный прибор – литотриптор – позволяет точно выявить местоположение камня с помощью ультразвуковых волн и с их же помощью производит дробление камней, которые далее выводятся через мочевыводящие пути или желчные протоки [32].



Рис. 50. Дробление камней в почках с помощью УЗ

Наиболее известным применением фокусированного ультразвука высокой интенсивности в медицине (рис. 51) является *хирургическое лечение злокачественных опухолей в онкологии*. В месте фокуса ультразвуковой волны мягкие ткани испытывают перегрев, вследствие чего происходит денатурация белка и опухоль разрушается. Таким образом, уничтожение опухолей в ряде случаев возможно неинвазивным способом – без надрезов кожного покрова и тканей. Точность фокусирования контролируется при помощи УЗ визуализации либо магнитно-резонансной томографии.

Ультразвук достаточной интенсивности может нагреть любую локализованную область ткани до используемых в гипертермии температур (больше 42°C). С технической точки зрения преимущество ультразвука перед электромагнитным нагревом состоит в том, что выделение энергии в среде может быть точнее локализовано. Задача состоит в том, чтобы равномерно нагреть весь объем опухоли до некоторой постоянной температуры, при которой температура нормальной ткани поддерживалась бы на физиологически приемлемом уровне. Есть указания на то, что кроме чисто теплового воздействия

ультразвук может оказывать и цитотоксическое действие. Процент клеток, потерявших репродуктивную способность при нагревании ультразвуком, больший по сравнению с клетками, нагретыми другим способом. Имеются данные, что использование рентгеновского облучения в комбинации с использованием ультразвука при лечении рака дает больший эффект по сравнению с теми случаями, когда эти методы использовались по отдельности [29].

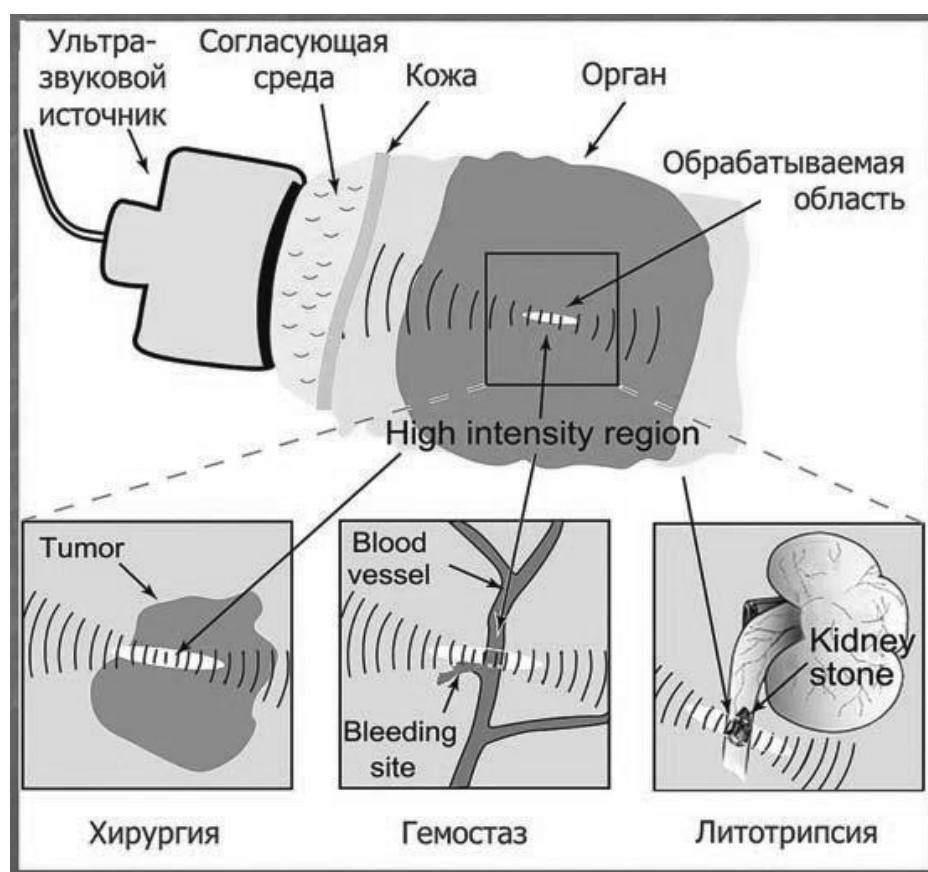


Рис. 51. Различные применения мощного фокусированного ультразвука в медицине [53]

В 2001 году было создано Международное общество терапевтического ультразвука (англ. *International Society for Therapeutic Ultrasound, ISTU*), которое объединило физиков, биологов, медиков, инженеров, активно занимающихся фокусированным ультразвуком высокой интенсивности [54, 55].

С точки зрения физики, проблема воздействия мощного ультразвука на биологическую ткань включает в себя исследование нелинейной фокусировки ультразвука в воде (где обычно проводится калибровка излучателей) и в ткани, тепловых, кавитационных и других, более тонких механизмов взаимодействия ультразвука с тканью, определения порога ее разрушения [56].

ЛИТЕРАТУРА

1. *Ливенцев Н.М.* Курс физики: учебник / Н.М. Ливенцев. – 5-е изд., перераб. и доп. – М.: Высшая школа, 2012. – 672 с.
2. Курс общей физики: в 4.т. / И.В. Савельев. – 5-е изд. – М.: Лань, 2006. – Т. 1: Механика, колебания и волны, молекулярная физика. – 517 с.
3. *Ремизов А.Н.* Медицинская и биологическая физика / А.Н. Ремизов. – М.: Высшая школа, 2012. – 616 с.
4. *Антонов В.Ф.* Физика и биофизика для студентов медицинских ВУЗов / В.Ф. Антонов, Е.К. Козлова, А.М. Черныш. – 2-е изд.– М.: ГЭОТАР-Медиа, 2015. – 472 с.
5. Элементарный учебник физики: в 3.т. / под ред. Г.С. Ландсберга, А.Н. Ремизова. – 13-е изд. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2009. – Том 3: Колебания и волны. Оптика. Атомная и ядерная физика. – 656 с. URL: <https://e.lanbook.com/book/2239> (дата обращения: 16.04.2022).
6. *Аганов А.В.* Медицинская физика. Часть 1. Механика. Молекулярная физика: учебное пособие / А.В. Аганов. – Казань: изд. Казан. федер. ун-та, 2019. – 336 с.
7. *Щербаков Р.Н.* Первейший русский физик-философ / Р.Н. Щербаков // Успехи физических наук (К 175-летию со дня рождения Н.А. Умова). – 2020. – С. 1–9. – URL: <https://ufn.ru/tribune/trib132.pdf> (дата обращения: 30.04.2021).
8. *Майер В.В.* Звук и ультразвук в учебных исследованиях: Учебное пособие / В.В. Майер, Е.И. Вараксина – 2-е изд. – Долгопрудный: Интеллект, 2012. – 336 с.
9. *Акопян В.Б.* Основы взаимодействия ультразвука с биологическими объектами / В.Б. Акопян, Ю.А. Ершов, ред. С.И. Щукин. – Москва: МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2005. – 224 с.
10. *Эльпинер И.Е.* Ультразвук. Физико–химическое и биологическое действие / И.Е. Эльпинер. – М.: Физматгиз, 1963. – 420 с.

11. *Хилл К.Р.* Ультразвук в медицине. Физические основы применения / К.Р. Хилл, Дж. Бэмбер, под ред. тер Хаар Г., пер. с англ. – М.: Физматлит, 2008. – 544 с.
12. *Duck F.A.* Physical Properties of Tissue / F.A. Duck. – London: Academic Press, 1990. – 346 p.
13. *Christensen E.E.* Introduction to the Physics of Diagnostic Radiology / Christensen, E.E., Curry, T.S., Dowdey, J.E. – 2nd Ed. – Philadelphia: Lea & Febeger, 1978. – 428 p.
14. *Yoon H.S.* Ultrasonic properties and microtexture of human cortical bone. Ultrasonic tissue characterization II. Linzer, M. (ed.) / H.S. Yoon, J.L. Katz // NBS Special Pub. 525, U. S. Government Printing Office, Washington. – 1979. – P. 189–196.
15. *Kremkau F.W.* Ultrasonic attenuation and propagation speed in normal human brain / F.W. Kremkau, R.W. Barnes, C.P. McGraw // J. Acoust. Soc. Amer. – 1981. – V. 70. – P. 29–38.
16. *Thrush A.* Peripheral Vascular Ultrasound / A. Thrush, T artshorne. – 3rd Edition. – Elsevier, 2010. – 320 p.
17. Большая российская энциклопедия. – URL: <https://bigenc.ru/> (дата обращения: 05.06.2021).
18. *Гаврилов Л.Р.* Эволюция мощных фокусирующих систем для применения в различных областях медицины (обзор) / Л.Р. Гаврилов // Акустический журнал. – 2010. – Т. 56. – № 6. – С. 844–861.
19. *Amin V.R.* Ultrasonic attenuation estimation for tissue characterization / V.R. Amin. – In Iowa State Univ., Retrospective Theses and Dissertations, 1989. – 17318. – URL: <https://dr.lib.iastate.edu/server/api/core/bitstreams/851cab3f-eadb-4b34-820f-2158fee1622f/content> (дата обращения: 15.06.2021).
20. *Цвибель Дж.В.* Ультразвуковое исследование сосудов: Пер. с англ. В.В. Борисенко, Е.И. Кремневой, М.И. Киселева, А.И. Киселевой, О.И. Савушкиной, А.Н. Хитровой, Ю.Н. Черешневой / Цвибель Дж.В., Пеллерито Дж.С.; Под ред.

- В.В. Митькова, Ю.М. Никитина, Л.В. Осипова. – 5-е издание. – М.: Издательский дом Видар – М, 2008 – 646 с.
21. *McDicken W.N.* Basic physics of medical ultrasound. Chapter 1 / W.N. McDicken, T. Anderson. – 15 с. – URL: <https://www.shdmu.com/uploadfile/files/20120629063208.pdf> (дата обращения: 21.06.2021).
 22. NCRP Report № 74. Biological effects of ultrasound: mechanisms and clinical implications / Prepared by Committee headed by W. Nyborg, Bethesda, MD: National Council on Radiation Protection and Measurements, 1983. – P. 266.
 23. *Зельдович Я.Б.* Физика ударных волн и высокотемпературных гидродинамических явлений / Зельдович Я.Б., Райзер Ю.П. – 2-е изд., дополн. – М.: Наука, 1966. – 688 с.
 24. Теоретическая физика: в 10 т. / Ландау Л.Д., Е.М. Лифшиц – 3-е изд., перераб. – М.: Наука. Гл. ред. физ-мат. лит., 1986 – Т. 6: Гидродинамика. – 736 с.
 25. Википедия. Свободная энциклопедия. Эффект Прандтля – Глоерта. – URL: https://ru.wikipedia.org/wiki/Эффект_Прандтля_-_Глоерта (дата обращения: 21.06.2021).
 26. *Leighton T.G.* The Acoustic Bubble / T.G. Leighton. – London: Academic Press, 1994. – 613 p.
 27. *Сиротюк М.Г.* Акустическая кавитация / М.Г. Сиротюк. – М.: Наука, 2008. – 271 с.
 28. *Гаврилов Л.Р.* Фокусированный ультразвук высокой интенсивности в медицине / Л.Р. Гаврилов. – М.: Фазис, 2013. – 656 с.
 29. *Бэйли М.Р.* Физические механизмы воздействия терапевтического ультразвука на биологическую ткань (Обзор) / М.Р. Бэйли, В.А. Хохлова, О.А. Сапожников, С.Г. Каргл, Л.А. Крам // Акустич. журн. – 2003. – Т. 49. – № 4. – С. 437–464.
 30. Большая советская энциклопедия: в 30 т. / под ред. глав. ред. А.М. Прохорова. – 3-е изд. – М.: Сов. энциклопедия, 1969–1986.

31. *Leong T.* The fundamentals of power ultrasound – A review / T. Leong, M. Ashokkumar, S. Kentish // *Acoustics Australia*. – 2011. – V. 39, N 2. – P. 54–63.
32. *Топильский В.Б.* Микроэлектронные измерительные преобразователи: учебное пособие / В.Б. Топильский. – М.: БИНОМ. Лаборатория знаний, 2012. – 493 с.
33. *Каневский И.Н.* Фокусировка звуковых и ультразвуковых волн. / И.Н. Каневский. – М.: Наука, 1977. – 336 с.
34. *Вартанян И.А.* Коснуться невидимого, услышать неслышимое: Действие, фокусир. ультразвука на органы чувств и мозг / И.А. Вартанян, Е.М. Цирульников. – Л.: Наука: Ленингр. отд-ние, 1985. – 143 с. (Сер. «От молекулы до организма»).
35. *Wong P.C.* Transesophageal Echocardiography for Congenital Heart Disease / P.C. Wong, Editors W.C. Miller-Hance. – London: Springer-Verlag, 2014. – 578 p. – URL: https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-1-84800-064-3_1 (дата обращения: 23.06.2021).
36. *Осипов Л.В.* Физика и техника ультразвуковых диагностических систем (часть VI) / Л.В. Осипов // *Медицинская визуализация*. – 1998. – №2. – С. 41–55.
37. *Резников И.И.* Физические основы использования ультразвука в медицине. Учебное пособие / И.И. Резников, В.Н. Федорова, Е.В. Фаустов. – 2-е изд. – Москва, 2015. – 97 с.
38. *Samsung Medison.* Режим сканирования М-mode – обычный, цветной и анатомический. – URL: www.medison.ru/tn/m-mode.htm (дата обращения: 23.06.2021).
39. *Anavekar N.S.* Doppler echocardiography: A contemporary review / N.S. Anavekar, J.K. Oh // *Journal of Cardiology*. – 2009. – V. 54, I. 3. – P. 347–358.
40. *Ophir J.* Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues / J. Ophir, I. Cespedes, H. Ponnekanti, Y. Yazdi, X. Li // *Ultrason Imaging*. – 1991. – V. 13. – P. 111–134.

41. *Ophir J.* Elastography: Imaging the Elastic Properties of Soft Tissues with Ultrasound / J. Ophir et al. // *J. Med. Ultrasonics.* – 2002. – V. 29. – P. 155–171.
42. *Осипов Л.В.* Технологии эластографии в ультразвуковой диагностике / Л.В. Осипов // *Медицинский алфавит.* – 2013. – Т. 3–4, № 23. – С. 5–21.
43. Контрастно-усиленное ультразвуковое исследование: учебное пособие / сост.: М.А. Нартайлаков, Н.Н. Калимуллин, Г.Ф. Хисамова, М.Р. Гараев. – Уфа: Изд-во ФГБОУ ВО БГМУ Минздрава России, 2017. – 92 с.
44. *Greis C.* Contrast-Enhanced Ultrasound in General Imaging / C. Greis. – Italia: Springer-Verlag, 2005. – P. 326.
45. *Lencioni R.* Enhancing the role of ultrasound with contrast Agents / Ed. R. Lencioni. – Italia: Springer-Verlag, 2009. – 253 p.
46. *Martegani A.* Technological advancements improve the sensitivity of CEUS diagnostics / A. Martegani, L. Aiani // *SonoAce Ultrasound.* – 2016. – № 29. – P. 72–77. (Развитие технологий повышает чувствительность УЗИ с контрастированием (CEUS)). – URL: <https://www.medison.ru/si/art430.htm> (дата обращения: 23.06.2021).
47. *Бертолотто М.* Ультразвуковое исследование с контрастированием: прошлое, настоящее и будущее / М. Бертолотто, О. Каталано. – URL: <https://rh.org.ru/statti/ultrazvukovoe-issledovanie-s-kontrastirovaniem-proshloe-nastoyashchee-i-budushchee/> (дата обращения: 23.06.2021).
48. *Lichtenstein D.* Novel approaches to ultrasonography of the lung and pleural space: where are we now? / D. Lichtenstein // *Breathe.* – 2017. – V.13, N 2. – P. 100–111.
49. *Weinberger S.E.* Diagnostic procedures in respiratory diseases / S.E. Weinberger, J.M. Drazen. – in *Harrison's principles of internal medicine.* 16th Edition. – New York: McGraw-Hill, 2005. – P. 1505–1508.
50. *Gargani L.* How I do it: Lung ultrasound / L. Gargani, G. Volpicelli // *Cardiovascular Ultrasound.* – 2014. – V. 12, N 25. – P. 1–10. – URL:

<https://cardiovascularultrasound.biomedcentral.com/track/pdf/10.1186/1476-7120-12-25.pdf> (дата обращения: 27.06.2021).

51. *Резников И.И.* Физические основы использования ультразвука в медицине: учебное пособие / И.И. Резников, В.Н. Федорова, Е.В. Фаустов и др. – М: Российский национальный исследовательский университет им. Н.И. Пирогова, 2015. – 97 с.
52. *Martin E.* High-Intensity Focused Ultrasound for noninvasive functional neurosurgery / E. Martin, D. Jeanmonod, A. Morel, E. Zadicario, B. Werner // *Annals of Neurology*. – 2009. – V. 66, N 6. – P. 858–861.
53. *Сапожников О.А.* Мощный фокусированный ультразвук для неинвазивной хирургии / О.А. Сапожников, В.А. Хохлова, В.Г. Андреев. – URL: <https://acoustics.phys.msu.ru/hifu.htm> (дата обращения: 27.06.2021).
54. *Tyshlek D.* Focused ultrasound development and clinical adoption: 2013 update on the growth of the field / D. Tyshlek, J.-F. Aubry, G. TerHaar at al. // *Journal of Therapeutic Ultrasound*. – 2014. – V. 2, N 2. – P. 1–7.
55. Focused Ultrasound Foundation. – URL: <https://www.fusfoundation.org/> (дата обращения: 29.06.2021).
56. Википедия. Свободная энциклопедия. Фокусированный ультразвук высокой интенсивности в медицине. – URL: https://ru.wikipedia.org/wiki/Фокусированный_ультразвук_высокой_интенсивности_в_медицине (дата обращения: 29.06.2021).

Учебное издание

**А.В. ХАЛИУЛЛИНА
Б.И. ХАЙРУТДИНОВ**

УЛЬТРАЗВУК В МЕДИЦИНЕ

Учебное пособие

Верстка

Дизайн обложки

Подписано в печать 14.06.2022

Бумага офсетная. Печать **ризографическая**.

Формат 60x84 1/16. Гарнитура «Times New Roman». **Усл. печ. л.**

Тираж экз. Заказ 19/6.

Отпечатано с готового оригинал-макета
в типографии Издательства Казанского университета

420008, г. Казань, ул. Профессора Нужина, 1/37
тел. (843) 233-73-59, 233-73-28