

СОДЕРЖАНИЕ

Предисловие.....	7
Раздел 1. МЕХАНИЧЕСКИЕ КОЛЕБАНИЯ	9
1.1. Общие положения.....	9
1.2. Собственные колебания.....	10
1.3. Затухающие колебания.....	14
1.4. Вынужденные колебания.....	18
1.5. Автоколебания.....	21
1.6. Сложные колебания. Теорема Фурье.....	22
Вопросы и упражнения.....	24
Раздел 2. МЕХАНИЧЕСКИЕ ВОЛНЫ	27
2.1. Кинематика волнового движения.....	27
2.2. Некоторые энергетические характеристики механической волны.....	31
2.3. Ударные волны.....	33
Вопросы и упражнения.....	34
Раздел 3. ЗВУКОВЫЕ ВОЛНЫ	36
3.1. Физические характеристики звука.....	36
3.2. Характеристики слухового ощущения.....	38
3.3. Звук в медицине.....	42
Вопросы и упражнения.....	43
Раздел 4. УЛЬТРАЗВУКОВЫЕ ВОЛНЫ	45
4.1. Источники и приемники ультразвука, его основные свойства.....	45
4.2. Ультразвуковая диагностика.....	49
4.3. Эффект Доплера и его применение в медицине.....	54
4.4. Ультразвуковая терапия.....	55
Вопросы и упражнения.....	57
Раздел 5. ЭЛЕКТРОМАГНИТНЫЕ ВОЛНЫ	59
5.1. Предварительные замечания.....	59
5.2. Некоторые основные положения теории Максвелла об электромагнитном поле.....	62
5.3. Электромагнитные волны.....	64
5.4. Шкала электромагнитных волн.....	66
Вопросы и упражнения.....	69
Раздел 6. ГЕОМЕТРИЧЕСКАЯ ОПТИКА. ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ЗРЕНИЯ. ОПТИЧЕСКИЕ ПРИБОРЫ	70
6.1. Основные законы геометрической оптики.....	70
6.2. Тонкие линзы.....	72

6.3. Глаз.....	74
6.4. Микроскоп.....	77
Вопросы и упражнения	80
Раздел 7. ТЕПЛОВОЕ ИЗЛУЧЕНИЕ	81
7.1. Основные физические характеристики	81
7.2. Основные законы теплового излучения.....	83
Вопросы и упражнения	86
Раздел 8. ЭЛЕМЕНТЫ КВАНТОВОЙ МЕХАНИКИ	87
8.1. Гипотеза де Бройля	87
8.2. Создание квантовой механики. Волновая функция	89
Вопросы и упражнения	95
Раздел 9. ИЗЛУЧЕНИЕ И ПОГЛОЩЕНИЕ СВЕТА АТОМАМИ И МОЛЕКУЛАМИ. ЛЮМИНЕСЦЕНТНОЕ И ЛАЗЕРНОЕ ИЗЛУЧЕНИЕ.....	96
9.1. Излучение и поглощение света атомами и молекулами.....	96
9.2. Люминесценция	101
9.3. Лазерное излучение.....	104
Вопросы и упражнения	109
Раздел 10. РЕНТГЕНОВСКОЕ ИЗЛУЧЕНИЕ	111
10.1. Общие сведения	111
10.2. Тормозное и характеристическое рентгеновское излучение	111
10.3. Взаимодействие рентгеновского излучения с веществом. Ослабление рентгеновского излучения	115
10.4. Рентгеновское излучение в медицине	118
Вопросы и упражнения	120
Раздел 11. РАДИОАКТИВНОСТЬ И ДОЗИМЕТРИЯ	122
11.1. Общие представления и типы радиоактивных превращений.....	122
11.2. Закон радиоактивного распада и активность радиоактивного препарата	125
11.3. Взаимодействие ядерных излучений с веществом	127
11.4. Дозиметрия радиоактивных излучений	128
11.5. Биологическое действие ионизирующих излучений.....	130
11.6. Радиоактивные изотопы в медицине	132
Вопросы и упражнения	135
Раздел 12. ЭЛЕКТРОМАГНИТНОЕ ИЗЛУЧЕНИЕ РАЗЛИЧНЫХ ДИАПАЗОНОВ: ГЕНЕРАЦИЯ, ВЗАИМОДЕЙСТВИЕ С ВЕЩЕСТВОМ, ПРИМЕНЕНИЕ В МЕДИЦИНЕ	137
12.1. Общий обзор	137

12.2. Обобщающая классификационная таблица.....	140
Вопросы и упражнения	143
Раздел 13. ЭЛЕМЕНТЫ МЕДИЦИНСКОЙ ЭЛЕКТРОНИКИ	144
13.1. Устройства для съема медицинской информации и усиления полезного сигнала.....	144
13.2. Устройства отображения и регистрации медицинской информации	149
13.3. Физические основы высокочастотной электротерапии	151
13.4. Лечебное воздействие импульсными токами	156
13.5. Общие представления об электробезопасности.....	159
Вопросы и упражнения	164
Раздел 14. ЭЛЕМЕНТЫ ФИЗИКИ БИОМЕМБРАН	165
14.1. Функции, строение и характеристики мембран.....	166
14.2. Некоторые физические методы исследования мембран.....	170
Вопросы и упражнения	178
Раздел 15. ТРАНСПОРТ ВЕЩЕСТВ ЧЕРЕЗ МЕМБРАНЫ	180
15.1. Общие замечания.....	180
15.2. Математическое описание процессов пассивного транспорта.....	181
15.3. Виды пассивного транспорта	186
15.4. Активный транспорт.....	189
Вопросы и упражнения	191
Раздел 16. БИОЭЛЕКТРОГЕНЕЗ КЛЕТКИ: ПОТЕНЦИАЛ ПОКОЯ И ПОТЕНЦИАЛ ДЕЙСТВИЯ	192
16.1. Потенциал покоя.....	192
16.2. Потенциал действия	197
Вопросы и упражнения	208
Раздел 17. ЭЛЕКТРОГЕНЕЗ ОРГАНОВ: ЭЛЕКТРИЧЕСКАЯ АКТИВНОСТЬ СЕРДЦА И ГОЛОВНОГО МОЗГА	211
17.1. Общие сведения.....	211
17.2. Электрическая активность сердца. Электрокардиография... 212	
17.3. Электрическая активность головного мозга. Электроэнцефалография	217
Вопросы и упражнения	218
Раздел 18. ЭЛЕКТРИЧЕСКИЕ И МАГНИТНЫЕ ПОЛЯ ОРГАНИЗМА ЧЕЛОВЕКА	220
Вопросы и упражнения	226
Раздел 19. БИОМЕХАНИКА КРОВООБРАЩЕНИЯ	227
19.1. Уравнение непрерывности течения жидкости. Вязкость жидкости. Формула Пуазейля.....	227

Содержание	19.2. Реологические свойства крови.....	232
	19.3. Пульсовая волна. Модель Франка	233
	Вопросы и упражнения	236
	Раздел 20. БИОФИЗИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ	238
	20.1. Общие представления.....	238
	20.2. Модель естественного роста численности популяции.....	241
	20.3. Модель изменения численности популяции с учетом конкуренции между особями	242
	20.4. Модель «хищник–жертва»	243
	20.5. Фармакокинетическая модель	246
	Вопросы и упражнения	248
Раздел 21. ЭЛЕМЕНТЫ ТЕРМОДИНАМИКИ		
БИОЛОГИЧЕСКИХ СИСТЕМ	250	
Вопросы и упражнения	256	
ТЕСТЫ ДЛЯ САМОКОНТРОЛЯ	257	
Модуль 1	257	
Модуль 2	264	
Модуль 3	269	
Модуль 4	271	
Приложения	274	

**4.1. ИСТОЧНИКИ И ПРИЕМНИКИ
УЛЬТРАЗВУКА, ЕГО ОСНОВНЫЕ СВОЙСТВА**

Ультразвук — механическая волна с частотой больше 20 кГц и соответственно длиной волны меньшей, чем у звуковой волны. Так, максимальную длину волны ультразвука в воздухе можно оценить по формуле (2.3), связывающей ее скорость, частоту и длину волны: $\lambda_{\max} = \frac{v}{\nu_{\min}}$. Принимая скорость ультразвука в воздухе равной 340 м/с, его минимальную частоту — 20 кГц, получим для максимальной длины волны в воздухе 17 мм.

Для получения ультразвука в медицине используют обратный пьезоэлектрический эффект.

Обратный пьезоэлектрический эффект состоит в том, что пластинка, вырезанная определенным образом из кристалла кварца (или другого анизотропного кристалла), под действием электрического поля деформируется (сжимается или удлиняется) в зависимости от направления поля. Если поместить такую пластинку между обкладками плоского конденсатора, на которые подается переменное напряжение, то пластинка придет в вынужденные колебания. Эти колебания приобретают наибольшую амплитуду, когда частота изменений электрического напряжения совпадает с частотой собственных колебаний

пластинки. Колебания пластинки передаются частицам окружающей среды (воздуха или жидкости), что и порождает ультразвуковую волну (рис. 4-1, *a*).

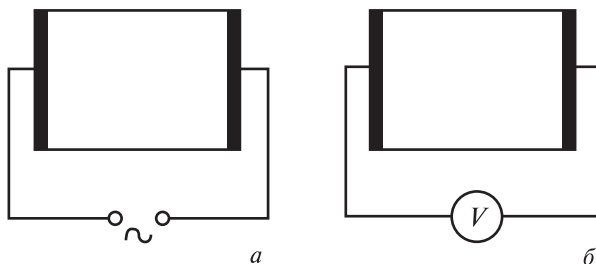


Рис. 4-1. Зарождение и регистрация ультразвука: *a* — источник ультразвука; *б* — приемник ультразвука

Некоторые материалы (например, пьезокерамика) способны изменять свои размеры в электрическом поле. Это явление, получившее название электрострикции, принципиально не отличается от обратного пьезоэлектрического эффекта. К числу подобных материалов относят титанат бария и титанат-цирконат свинца.

Преобразователи, в которых используются описанные выше явления, называют пьезоэлектрическими. Они нашли наибольшее применение в медицинской практике.

Регистрируют ультразвук приёмным преобразователем, действие которого основано на прямом пьезоэлектрическом эффекте. При сжатии кварцевой пластинки (или пластинки из керамики) на ее параллельных плоскостях создается разность потенциалов, которая зависит от сжимающего давления. Действие керамического приёмного преобразователя таково: ультразвуковые волны оказывают переменное давление на поверхность пластинки, что приводит к появлению на ее поверхности переменной разности потенциалов, которая и фиксируется электрической частью приёмного устройства (рис. 4-1, *б*).

Рассмотрим свойства ультразвука, обуславливающие его широкое применение в диагностике и лечении. Это, прежде всего, отражение ультразвуковой волны от границы раздела двух сред с различными свойствами, что схематично представлено на рис. 4-2.

Для количественной характеристики процесса вводят понятие коэффициента отражения $R = \frac{I_{\text{отр}}}{I_0}$, где $I_{\text{отр}}$ — интенсивность отраженной ультразвуковой волны, I_0 — интенсивность падающей волны,

$I_{\text{прош}}$ — интенсивность волны, прошедшей из первой среды во вторую. Это безразмерная величина, меняющаяся в интервале от нуля (отсутствие отражения) до единицы (полное отражение).

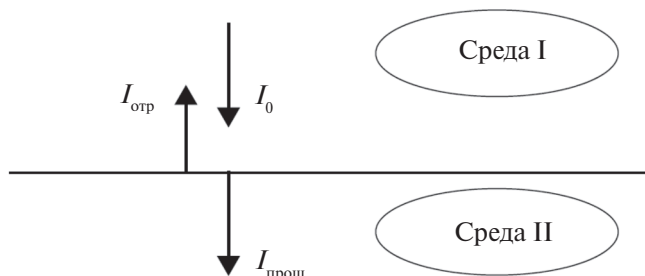


Рис. 4-2. Отражение ультразвука от границы раздела двух сред: интенсивность падающей волны I_0 равна сумме $I_{\text{отр}}$ и $I_{\text{прош}}$ — это соответственно интенсивности отраженной от границы раздела и прошедшей через нее волны

В случае, представленном на рис. 4-2 (нормальное падение волны на границу раздела), этот коэффициент может быть найден по формуле:

$$R = \left(\frac{\rho_1 v_1 - \rho_2 v_2}{\rho_1 v_1 + \rho_2 v_2} \right)^2, \quad (4.1)$$

где ρ_1 и ρ_2 — плотности первой и второй среды соответственно, v_1 и v_2 — скорости ультразвука в этих средах.

На явлении отражения ультразвука от границы раздела различных сред основана эхолокация — метод локализации неоднородностей в средах (рис. 4-3). Возможность использования для этой цели ультразвука обусловлена его относительно малой длиной волны. Именно поэтому можно получить направленный отраженный сигнал от неоднородностей малых размеров. С помощью ультразвука можно получить отраженный сигнал от неоднородностей размерами в несколько миллиметров.

Источник ультразвука посылает ультразвуковой сигнал в импульсном режиме. После нескольких импульсов наступает пауза. В течение паузы источник «ожидает» прихода отраженной волны. На экране локатора фактически представлена зависимость электрического напряжения, соответствующего посланному и зарегистрированному после отражения ультразвуковому сигналу. Зная интервал времени Δt (рис. 4-3) между импульсом посланки и отраженным импульсом и скорость волны v , можно найти расстояние от источника до границы отражения: $l = \frac{v \cdot \Delta t}{2}$.

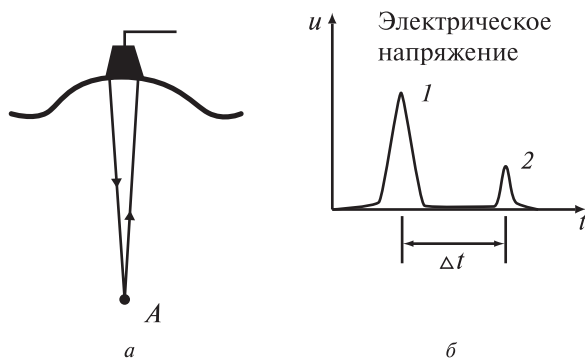


Рис. 4-3. Эхолокация: *a* — устройство, являющееся одновременно и источником, и приёмником ультразвука. Стрелками показаны две волны: падающая на некоторый объект *A* внутри тела человека и отражённая от этого объекта и направляющаяся к приёмнику; *б* — график зависимости регистрируемого приёмником-источником электрического напряжения от времени: *1* — импульс послышки, *2* — отражённый импульс, *t* — интервал времени между ними

Следующим важным свойством ультразвука является его поглощение в средах: энергия механических колебаний частиц среды превращается в энергию их теплового движения. При этом поглощаемая средой энергия механической волны обуславливает нагревание среды. Этот эффект в простейшем случае описывают формулой:

$$I = I_0 \cdot e^{-kl}, \quad (4.2)$$

где *I* — интенсивность ультразвуковой волны, прошедшей расстояние *l* в среде; *I*₀ — начальная интенсивность, *k* — коэффициент поглощения ультразвука в среде.

Графически этот закон иллюстрируется на рис. 4-4.

Еще одним важным свойством является то, что ультразвук обуславливает интенсивное колебательное движение частиц жидкости (в каждой точке фазы уплотнения чередуются с фазами разрежения среды). Иногда в такой жидкости происходят разрывы сплошной структуры среды и образуются микрополости (в фазе разрежения), которые быстро заполняются насыщенным паром окружающей жидкости. Время жизни полости, или пузырька, очень мало, так как в волне вслед за разрежением быстро наступает сжатие, и давление на пузырек со стороны окружающей жидкости резко возрастает (оно может в несколько тысяч раз превышать атмосферное давление), что

приводит к схлопыванию полости. Когда полости схлопываются, образуются сильные ударные волны. Это как раз используют для разрушения оболочек растительных и животных клеток и извлечения из них биологически активных веществ.

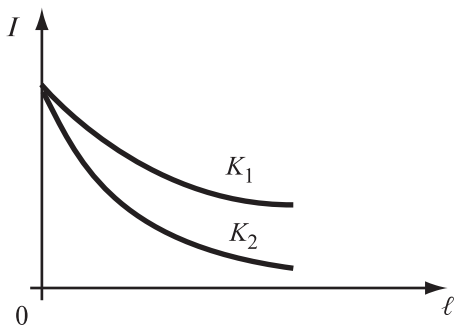


Рис. 4-4. Поглощение ультразвука в двух средах: коэффициент поглощения во второй среде больше, чем в первой

Ультразвук применяют для размельчения, диспергирования частиц среды при изготовлении коллоидных растворов, лекарственных эмульсий.

Известно также химическое действие ультразвука. Оно является следствием указанных механических и тепловых эффектов. Основными биохимическими изменениями, вызываемыми ультразвуком, становятся изменения интенсивности окислительных процессов, усиление процессов диффузии и др.

4.2. УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ДИАГНОСТИКА

Применение ультразвуковых колебаний для исследования внутренней структуры вещества ведет начало с 1928 г., когда был создан метод ультразвуковой дефектоскопии, т.е. способ обнаружения раковин, пор, трещин в металлических отливках. Физической основой этого метода является различие в пропускании ультразвука сплошным металлом и металлом с неоднородностями в его структуре. Измеряя интенсивность прошедшей через отливку ультразвуковой волны, можно обнаружить указанные выше дефекты.

В 1935 г. был разработан метод обнаружения ультразвукового эха, т.е. отражения от встречающихся на пути распространения ультразвуковой волны различных дефектов и инородных включений.

Оба описанных метода нашли применение в медицине. В 40-х годах XX в. для исследования внутричерепных повреждений измеряли интенсивность ультразвука, прошедшего через череп и мозг больного, а в 50-х годах появились медицинские аппараты, работающие по принципу эха.

В настоящее время ультразвуковая диагностика стала общепринятым диагностическим методом. Во многих отношениях ультразвуковой метод имеет существенные преимущества по сравнению с рентгеновским. Практически полное отсутствие каких-либо побочных эффектов (при соответствующем подборе интенсивности) позволяет производить длительные многократные ультразвуковые исследования любых частей тела, включая исследование плода во все периоды беременности. Высокая чувствительность к акустическим неоднородностям дает возможность получать эхограммы мягких тканей (например, опухолей молочной железы), нарушений в глазном яблоке и т.д. Быстрое сканирование (см. ниже) позволяет наблюдать динамику внутренних органов — сокращения сердца, аорты и др. Наконец, с помощью ультразвука можно достаточно точно определить размеры внутренних органов и их частей, что во многих случаях имеет большое диагностическое значение. Эти и другие особенности и преимущества ультразвуковой диагностики обусловили ее широкое признание и внедрение во многие области медицины.

В ультразвуковой диагностике применяют три основных метода: эхографический, трансмиссионный и доплеровский (основанный на эффекте Доплера). Рассмотрим основные физические обоснования и технические особенности указанных методов.

Эхографический метод основан на наблюдении отраженных ультразвуковых волн, которые возникают на границе сред, отличающихся своим акустическим сопротивлением.

Акустическое сопротивление среды Z определяется как произведение плотности среды ρ на скорость распространения в ней ультразвуковой волны v : $Z = \rho \cdot v$ (кг/м²·с). Как уже было указано в разделе 4.1, отношение интенсивностей отраженной и падающей ультразвуковой волны R называют коэффициентом отражения и в ряде случаев находят по формуле (4.1), которую в более общем виде можно записать так:

$$R = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2, \quad (4.3)$$

где Z_1 и Z_2 — акустические сопротивления первой и второй сред.

Акустические сопротивления для воды и различных мягких тканей отличаются незначительно: вода — $1,49 \cdot 10^5$ г/см²·с, мышечные ткани — $1,66 \cdot 10^5$ г/см²·с, жир — $1,32 \cdot 10^5$ г/см²·с. Соответственно коэффициенты отражения на границах раздела этих сред не превышают 0,05–0,08.

Для твердых тел акустическое сопротивление в несколько раз больше. Так, для кости черепа оно составляет $6,22 \cdot 10^5$ г/см² · с. Воздух имеет значительно меньшую плотность, и скорость распространения ультразвука в нем также меньше. Акустическое сопротивление воздуха — 42,6 г/см² · с. Из приведенных данных следует, что на границе между мягкими тканями и костью коэффициент отражения значительно выше и достигает 0,6. В том случае, если на пути ультразвуковой волны возникает воздушная прослойка, происходит практически полное отражение волны ($R \approx 1$).

Приведем еще несколько значений коэффициентов отражения ультразвука (табл. 4.1).

Таблица 4.1. Коэффициенты отражения ультразвука на границе раздела сред

Граница раздела сред	Коэффициент отражения
Печень — камни печени	0,03
Мышца — кость	0,33
Мозг — кости черепа	0,35
Кровь — почка	0,0004

Излучатель ультразвука — пьезоэлектрическая пластина, возбуждаемая электрическим импульсом. Она создает периодически повторяющиеся кратковременные импульсы ультразвуковых колебаний. При акустическом контакте между излучателем и телом человека в тканях тела распространяется ультразвуковая волна. Проходя через границы раздела сред (жир — кость, мышца — кость и др.), ультразвуковая волна теряет часть своей энергии, которая отражается в направлении к источнику. Прошедшая через границу волна, встречая новую границу сред, в свою очередь, испытывает частичное отражение. Этот процесс продолжается до полного затухания ультразвуковых колебаний, что связано с потерями энергии за счет трения колеблющихся частиц среды, а также с потерями на отражение.

Поскольку ультразвуковая волна представляет собой короткий импульс (4–5 периодов собственных затухающих колебаний пьезоэлектрической пластины), излучатель в промежутки времени между импульсами используют и в качестве приемника ультразвука. За счет прямого пьезоэффекта пьезоэлектрическая пластина преобразует ультразвуковые колебания в электрические сигналы.

Наблюдение отраженных сигналов может производиться при неподвижном расположении пьезоэлектрического преобразователя либо при его перемещении по определенному закону. Соответственно различают одномерный и двухмерный эхографические методы.

Одномерный метод. При неподвижном пьезоэлектрическом преобразователе ультразвуковая волна распространяется вдоль одной оси. Получаемая при наблюдении отраженных импульсов информация дает представление о встречающихся на пути волны неоднородностях, границах различных слоев тканей, расстояниях между этими структурами. На экране электронно-лучевой трубки одномерная эхограмма (условно называемая типом *A*) представляет собой горизонтальную линию развертки, являющуюся осью времени, на которой расположены вертикальные импульсы воспринятых пластиной и усиленных отраженных сигналов (рис. 4-5). Первый сигнал слева представляет собой возбуждающий импульс, совпадающий с отражением ультразвуковых колебаний от наружной поверхности роговицы. Второй и третий сигналы вызваны отражением ультразвуковой волны соответственно от передней и задней поверхностей хрусталика.

Четвертый сигнал обусловлен отражением от глазного дна и последующими уменьшающимися по амплитуде отражениями от слоев ретробульбарной ткани. Как следует из рис. 4-5, камерная влага, хрусталик и стекловидное тело представляют собой акустически однородные ткани и не дают отражений.

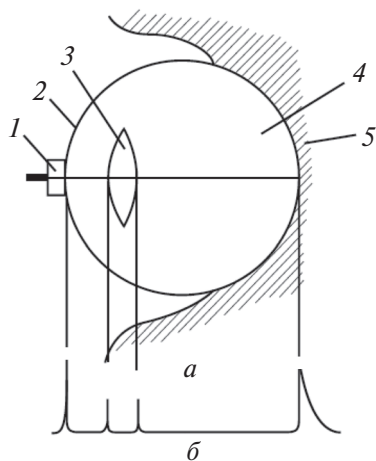


Рис. 4-5. Одномерная эхография глаза (схема): *a* — схема сканирования; *1* — излучающая пластина; *2* — глазное яблоко; *3* — хрусталик; *4* — стекловидное тело; *5* — ретробульбарные ткани; *б* — схематическая эхограмма

В связи с прямой зависимостью между временем и соответствующим расстоянием, проходящим ультразвуковым импульсом, линия развертки является одновременно и осью расстояний и может быть прокалибрована в единицах длины. Измерения расстояний в пределах исследуемой структуры наиболее просто производить по миллиметровой шкале на экране монитора или электронно-лучевой трубки.

Одномерный эхографический метод не дает привычной, по рентгеновским снимкам, картины внутренних тканей и органов, однако во многих случаях обеспечивает получение необходимой информации. Так, например, в офтальмологии одномерный эхо-

графический метод применяют для измерения анатомо-оптических структур глаза, определения размера и формы глазного яблока, диагностики опухолей, отслойки сетчатки и сосудистой оболочки, обнаружения и локализации инородных тел и др. В неврологии одномерный метод обеспечивает высокую точность определения срединных структур мозга (так называемого М-эха), что позволяет диагностировать различного рода опухоли и кровоизлияния в мозге.

В акушерской практике одномерный метод успешно используют для определения предлежания, позиции и пола плода, для измерения межтеменного диаметра головки плода, что позволяет следить за развитием плода и устанавливать его массу (начиная с 8–10-й недель беременности), для измерения размеров таза и др.

Двумерный метод. Самым распространенным методом представления изображений на сегодняшний день является секторное В-сканирование. Датчик устроен так, что за каждый кадр УЗ-сигнал посылается в среду с веерной разверткой по плоскости построения изображения (рис. 4-6, а). Поэтому изображение внутренних структур органа на экране монитора представляется сектором. На рис. 4-6, б представлен пример такого сканирования печени человека.

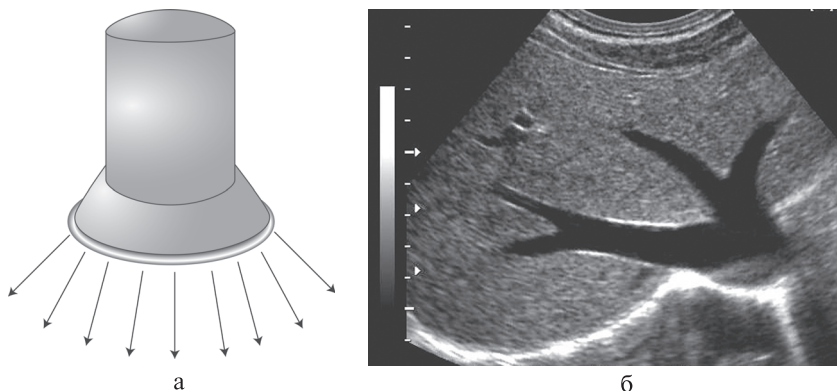


Рис. 4-6. Изображение внутренних структур печени человека: а — веерная развертка УЗ-сигнала; б — изображение на экране монитора; слева — шкала «яркость—плотность»

На этом снимке виден фронтальный срез печени; плотные структуры окрашены темными, а менее плотные — светлыми тонами. Самым темным тоном окрашены вены.

Если в клинике при проведении ультразвукового исследования (УЗИ) требуется получение изображения и характеристик подвижных

органов или их фрагментов, то используется метод М-сканирования. В этом случае на экран выводится срез органа в одной плоскости (например, по главной оси сердца), который разворачивается во времени. Этот метод нашел самое широкое применение в кардиологии.

Эхограмма, получаемая на экране монитора при двухмерном методе, в гораздо большей степени, чем при одномерном, отвечает задаче визуализации внутренних структур организма, приближаясь по внешнему виду к рентгеновскому снимку.

По информативности ультразвуковые исследования сегодня не уступают многим другим методам и широко используются в самых различных областях медицинской диагностики.

4.3. ЭФФЕКТ ДОПЛЕРА И ЕГО ПРИМЕНЕНИЕ В МЕДИЦИНЕ

Важное для медицины применение ультразвука основано на эффекте Доплера: если при покоящихся друг относительно друга источнике и приёмнике некоторой волны (например, ультразвуковой) частоты излучаемой волны и регистрируемой приёмником одинаковы, то при относительном сближении регистрируемая приёмником частота волны будет больше той частоты, которую зафиксировал источник. При относительном удалении приёмника и источника все происходит наоборот.

Специальная формула позволяет по сдвигу (разности) частот излучаемой и регистрируемой волн $\Delta v = v - v_0$ оценить скорость относительного движения приёмника и источника u :

$$v = v_0 \cdot \frac{c + u}{c - u}, \quad (4.4)$$

где c — скорость ультразвука в среде; u — относительная скорость движения приёмника и источника ультразвука; v_0 — частота излучаемой волны, v — частота волны, регистрируемой приёмником.

Из рис. 4-6 и формулы (4.4) видно, что если скорость относительного движения приёмника и источника равна нулю, то частота излучаемой волны v_0 равна частоте регистрируемой приёмником волны v ; если источник и приёмник сближаются друг с другом ($u > 0$), то $v > v_0$; если же удаляются ($u < 0$), то $v < v_0$.

Это обстоятельство используют тогда, когда по доплеровскому сдвигу частоты оценивают скорость кровотока в сосуде.

На кровеносный сосуд (рис. 4-7) направляется ультразвук с частотой v_0 , а затем приёмником регистрируется отраженный от движущихся эритроцитов крови сигнал частоты v . Специальное устройство сравнения находит разность частот $\Delta v = v - v_0$. Эта разность оказыва-

ется пропорциональной скорости эритроцита, примерно равной скорости движения крови в сосуде. При этом можно оценить величину скорости и определить ее направление. На экране дисплея компьютера одно из возможных направлений окрашивается в красный цвет, а противоположное — в синий; интенсивность окраски указывает на величину скорости кровотока.

На основе ультразвукового эффекта Доплера можно также определить параметры движения клапанов и стенок сердца. Этот метод назван доплеровской эхокардиографией.

Принципиальное отличие доплеровского метода от эхографического — непрерывный режим ультразвукового излучения. В связи с этим, помимо излучающего, необходим отдельный приемный пьезоэлектрический преобразователь, который возбуждается отраженной от перемещающейся структуры ультразвуковой волной. Для удобства эксплуатации оба преобразователя размещают в одной прикладываемой к поверхности тела ультразвуковой головке (зонде).

В результате сравнения частот излученной и отраженной ультразвуковых волн выделяют разностную частоту, пропорциональную скорости движения объекта. Сигнал разностной частоты может быть преобразован в акустический (при контроле частоты сердцебиений), либо может быть непосредственно зарегистрирован.

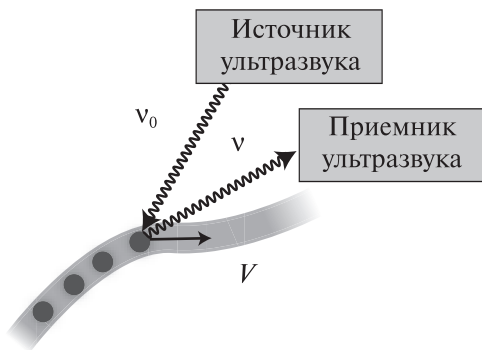


Рис. 4-7. Определение скорости кровотока с помощью ультразвука

4.4. УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ТЕРАПИЯ

Происходящие в ультразвуковой волне колебательные движения частиц вещества характеризуются весьма малой амплитудой их смеще-

ния от положений равновесия и чрезвычайно большими ускорениями. Так, например, при частоте 880 кГц частицы вещества, из которого состоят ткани тела, в которых распространяется волна с интенсивностью около 2 Вт/см^2 (максимальная интенсивность, используемая при ультразвуковой терапии), колеблются с амплитудой порядка $3,5 \cdot 10^{-8} \text{ см}$. Максимальное ускорение достигает при этом 10^6 м/с^2 , что превышает величину ускорения свободного падения тел почти в миллион раз.

На колеблющиеся частицы вещества действуют значительные величины переменного (акустического) давления. Так, например, при терапевтическом применении ультразвука с вышеуказанными параметрами амплитуда переменного давления достигает 2,7 атм.

Огромное ускорение и значительное давление, испытываемые частицами среды при ультразвуковых колебаниях, определяют в значительной степени действие ультразвука (в том числе и лечебное) на ткани организма.

Как уже было указано в разделе 4.2, при распространении ультразвуковой волны происходят потери энергии на нагрев среды. Интенсивность ультразвука уменьшается при этом по экспоненциальному закону (формула 4.2). Для характеристики этого процесса используют понятие «глубина проникновения». Глубина проникновения равна расстоянию до поверхности, на которой интенсивность ультразвуковой волны уменьшилась в e раз ($e \approx 2,71$ — основание натуральных логарифмов). Поглощение энергии увеличивается с частотой колебаний, соответственно глубина проникновения уменьшается. Так, например, на частоте 880 кГц глубина проникновения ультразвуковой волны в мышечные ткани составляет около 5 см, в жировые ткани — около 10 см, в кости — около 0,3 см. Малые потери энергии в слоях жировой ткани и, следовательно, незначительный их нагрев при достаточном проникновении энергии в мышцы обеспечивают хорошие условия для терапевтического применения ультразвука.

Вместе с тем распределение ультразвуковой энергии между слоями тканей тела имеет характерную особенность, заключающуюся в интенсивном нагреве костных тканей. Это отличает действие ультразвука от действия электромагнитной волны и должно учитываться при ультразвуковой терапии.

Аппарат для лечения ультразвуком состоит из генератора электрических колебаний, к колебательному контуру которого подключен пьезоэлектрический преобразователь — его выносят в отдельный блок (излучатель), соединенный с аппаратом.

Воздействие ультразвука на ткани организма осуществляют обычно непосредственно путем приложения торцевой поверхности датчика к области, подлежащей воздействию. Такой способ применяется при воздействии на относительно плоские поверхности мягких тканей тела и может быть как неподвижным (стабильным), так и подвижным (лабильным), при котором ультразвуковой датчик плавно, массирующим движением перемещают по всей поверхности области воздействия.

При ультразвуковой терапии особое внимание уделяют обеспечению хорошего акустического контакта между поверхностью датчика и телом пациента. Из-за значительного различия плотностей воздуха и твердых тел, а также разницы в скоростях распространения ультразвука в этих средах на границе твердого тела с воздухом происходит практически полное отражение ультразвуковой волны. В связи с этим между излучателем и телом пациента не должно быть воздушных прослоек. Для этого поверхность облучаемого участка тела покрывают слоем промежуточной среды, обычно вазелинового масла, заполняющего все возможные воздушные промежутки между головкой и телом. На поверхности тела сложной формы (например, стопу) воздействие ультразвуком производят через воду в ванне.

При действии ультразвука повышается проницаемость пор и мембран клеток кожи, поэтому ультразвук используют для чрескожного введения лекарственных веществ. Такая процедура называется фонофорезом и используется, например, при остеохондрозе позвоночника.

Ультразвук применяется также для уничтожения вирусов, грибов, бактерий, т.е. обладает стерилизующим действием (это широко используют в стоматологии).

ВОПРОСЫ И УПРАЖНЕНИЯ

1. Каков частотный диапазон ультразвуковых волн? Какова максимальная длина ультразвуковой волны в воздухе ($v = 340$ м/с)? Какие особенности ультразвука обусловлены малой длиной его волны?

2. Ультразвуковая и звуковая волны одинаковой амплитуды распространяются в воздухе с одинаковой скоростью. Принимая, что частота ультразвуковой волны превышает частоту звуковой в 1000 раз, найдите, во сколько раз интенсивность ультразвука будет больше интенсивности звуковой волны?

3. Что такое коэффициент отражения ультразвука от границы раздела двух сред и по какой формуле его вычисляют? Каким образом отражение ультразвука используют в эхолокации? На каком расстоянии от источника ультразвука находится граница раздела двух сред,

от которой отразился сигнал, зарегистрированный спустя $\Delta t = 0,1$ с после импульса послылки? Принимая скорость распространения сигнала равной 1500 м/с, нарисуйте импульс послылки и отраженный импульс, которые наблюдают в этом случае на экране эхолотатора. Почему различается их высота на экране? Можно ли сказать, что отношение интенсивности испущенного и принятого ультразвукового сигнала равно коэффициенту отражения ультразвука от указанной выше границы раздела? Как изменится расстояние между импульсом послылки и отраженным импульсом на экране эхолотатора, если граница раздела будет в 3 раза ближе к источнику, чем первоначально?

4. Два ультразвуковых сигнала одинаковой интенсивности I_0 проходят расстояние 10 см: один — в жировой, другой в мышечной ткани, и интенсивности на выходе различаются в e ($e \approx 2,71$) раз. Найдите разность коэффициентов поглощения ультразвука в мышечной и жировой ткани.

5. Диаметр плоской поверхности облучателя ультразвукового генератора равен 5 см. Определить энергию ультразвука, излучаемого за процедуру длительностью 5 мин, если интенсивность излучения 1 Вт/см², а генератор испускает импульсы с частотой 50 импульсов в секунду, длительность импульса 10 мс.