

РОССИЙСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ  
МЕДИЦИНСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ имени Н.И. ПИРОГОВА

И.И. РЕЗНИКОВ, В.Н. ФЁДОРОВА,  
Е.В. ФАУСТОВ, А.Р. ЗУБАРЕВ, А.К. ДЕМИДОВА

**ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ  
ИСПОЛЬЗОВАНИЯ УЛЬТРАЗВУКА  
В МЕДИЦИНЕ**

Учебное пособие

Москва 2015

**Авторский коллектив**

Профессор кафедры медицинской и биологической физики РНИМУ, д. биол. наук

*Резников И.И.*

Профессор кафедры медицинской и биологической физики РНИМУ, д. биол. наук

*Федорова В.Н.*

Доцент кафедры медицинской и биологической физики РНИМУ, к. техн. наук

*Фаустов Е.В.*

Зав. кафедрой ультразвуковой диагностики ФУВ РНИМУ, профессор, д.мед.наук. *Зубарев А.Р.*

Доцент кафедры ультразвуковой диагностики ФУВ РНИМУ

*Демидова А.К.*

**Рецензенты**

Профессор кафедры физики для естественных факультетов Московского педагогического государственного университета, д.пед.н.

*Петрова Е.Б.*

Профессор кафедры пропедевтики внутренних болезней лечебного факультета РНИМУ, д.мед.н.

*Баранов А.П.*

**УДК**

Рекомендовано Центральными координационно-методическими советами РНИМУ им. Н.И. Пирогова в качестве методического пособия для студентов и аспирантов.

Учебное пособие написано в соответствии с официальной программой по курсу «Медицинская и биологическая физика» и Унифицированной учебной программой дополнительного профессионального образования (повышения квалификации) работников медицинского профиля «Применение медицинской ультразвуковой аппаратуры в различных областях медицины», утверждённой МЗ РФ в 2001 году.

Учебное пособие основано на материале лекций, который использовался в учебном процессе Российского государственного медицинского университета МЗ РФ. Оно содержит компактное изложение теоретического материала, касающегося физических характеристик ультразвука, особенностей взаимодействия с биологическими объектами и его использования в медицине.

Предназначается для студентов, ординаторов и аспирантов медицинских вузов, а также может быть использовано, врачами и специалистами медицинского профиля, использующими ультразвуковую аппаратуру.

Издание 2-е дополненное. Тираж 500 экз.

## Оглавление

### Глава 1

#### Ультразвук как физическое явление

1. Ультразвук. Виды ультразвуковых волн
2. Физические характеристики и свойства ультразвука:
  - 1.2.1. длина волны,
  - 1.2.2. Разрешающая способность
  - 1.2.3. дифракция,
  - 1.2.4. интерференция,
  - 1.2.5. Рассеяние ультразвуковых волн,
  - 1.2.6. интенсивность,
  - 1.2.7. давление,
  - 1.2.8. волновое сопротивление
  - 1.2.9. скорость распространения УЗ,
  - 1.2.10. колебательная скорость,
  - 1.2.11. отражение и преломление УЗ
  - 1.2.12. коэффициент отражения,
  - 1.2.13. поглощение и глубина проникновения,
  - 1.2.14. коэффициент проникновения,
  - 1.2.15. ослабление УЗ в биологических тканях.

### Глава 2

#### Механизм действия ультразвука на вещество и биологические ткани

- 2.1. Механическое действие,
- 2.2. Тепловое действие,
- 2.3. Химическое действие,
- 2.4. Биологическое действие на клеточном уровне.

### Глава 3

#### Получение и прием ультразвука

- 3.1. Источники и приёмники ультразвука,
- 3.2. Устройства для получения и приёма ультразвука,
- 3.3. Факторы и артефакты, определяющие интенсивность принимаемого УЗ сигнала.

### Глава 4

#### Ультразвуковая диагностика

- 4.1. Ультразвук в медицине.
- 4.2. Методы ультразвуковой диагностики:
  - 4.2.1. Эхография,
  - 4.2.2. Доплерография,
  - 4.2.3. Методы получения изображения,

#### 4.3. Использование ультразвуковых методов диагностики в практической медицине:

- 4.3.1. Измерение скорости кровотока,
- 4.3.2. Ультразвуковая диагностика нарушений мозгового кровообращения,
- 4.3.3. Эхоэнцефалография,
- 4.3.4. Ультразвуковая диагностика некоторых внутренних органов,
- 4.3.5. Ультразвуковая диагностика в кардиологии,
- 4.3.6. Ультразвуковая диагностика в педиатрии,
- 4.3.7. Ультразвуковая диагностика в гинекологии и акушерстве,
- 4.3.8. Ультразвуковая диагностика в эндокринологии,
- 4.3.9. Ультразвуковая диагностика в офтальмологии,
- 4.3.10. Преимущества и недостатки ультразвуковой диагностики.

### **Глава 5**

#### **Применение ультразвуковых методов в лечебных и прикладных целях**

##### 5.1. Применение ультразвука в лечебных целях:

- 5.1.1. Применение ультразвука в лечебных целях,
- 5.1.2. Применение в терапии,
- 5.1.3. Применение в хирургии.

##### 5.2. Применения УЗ.в прикладных целях.

Изучение и практическое применение ультразвука началось с того, что в конце XVI-го века итальянец Спаланцани предположил, что причиной безошибочного полета летучих мышей в темноте являются неслышимые человеческим ухом звуковые колебания.

В 1880 году, физик Пьер Кюри, работая вместе с братом Жаком, открыл явление пьезоэффекта, которое было обосновано французским ученым Г. Липманом, на основании чего появилась возможность создавать устройства позволяющие регистрировать и создавать механические волны различных частот от самых низких до звуковых и более высоких.

В течение нескольких десятилетий эти открытия не получали должного применения. Лишь в 1916 году начинается практическое использование ультразвуковых устройств на подводных лодках, устанавливаются первые ультразвуковые эхолоты для обнаружения кораблей противника.

В 1929 году российским исследователем С.Я. Соколовым были заложены основы ультразвуковой дефектоскопии в технике и промышленности (обнаружение скрытых дефектов в металлических изделиях, бетонных блоках и т.п.). Для этого создавались специальные ультразвуковые устройства, послужившие впоследствии прототипами медицинских диагностических аппаратов. С их помощью были произведены попытки получения ультразвуковой информации о состоянии внутренних органов человека. Вскоре появляются первые, относительно простые по устройству, медицинские аппараты,

Со временем ультразвуковая медицинская аппаратура совершенствуется, появляются аппараты, дающих двумерное изображение внутренних органов, ультразвуковая томография и многое другое.

В настоящее время ультразвуковые методы используются практически во всех областях медицинской практики и относятся к наиболее важным современным методам диагностики и лечения.

# Глава 1

## Ультразвук как физическое явление

### 1.1. Ультразвук. Виды ультразвуковых волн

Ультразвуком (УЗ) называют механические колебания и волны в упругих средах в диапазоне частот  $20000 - 10^{10}$  Гц.

Ультразвуковые колебания, не воспринимаются человеческим ухом.

Частоты ультразвука условно подразделяют на три области:

УЗНЧ - ультразвук низких частот – ( $2 \cdot 10^4 - 10^5$  Гц),

УЗСЧ - ультразвук средних частот – ( $10^5 - 10^7$  Гц),

УЗВЧ – ультразвук высоких частот – ( $10^7 - 10^{10}$  Гц).

Верхний предел определяется межмолекулярными расстояниями и зависит от рода вещества, его агрегатного и термодинамического состояния. Верхний предел УЗ колебаний граничит с гиперзвуковыми колебаниями (до  $10^{13}$  Гц).

Каждая из областей характеризуется своими специфическими особенностями генерации, приема, распространения и применения.

Низкочастотные ультразвуки обладают способностью хорошо распространяться в воздушной среде.

Ультразвуки высокой частоты практически в воздухе не распространяются.

Поэтому области использования УЗСЧ и УЗВЧ относятся почти исключительно к жидким и твердым телам, а в воздухе и в газах применяют только УЗНЧ.

*УЗ волны бывают продольные и поперечные.*

В жидкостях и газах УЗ волна распространяется в направлении колебательного движения частиц, т.е. является продольной. При распространении продольной волны в среде возникают последовательно области сжатия и разрежения частиц среды (рис. 1).



Рис. 1. Распространение продольной волны

В твердых телах и плотных биотканях помимо продольных деформаций, возникают также и упругие деформации сдвига, обуславливающие появление поперечных волн. В этом случае частицы совершают колебания перпендикулярно направлению распространения волны.

УЗ волны могут быть сферическими, плоскими и др., что определяется видом волновой поверхности. Поверхность с одинаковой фазой колебаний называется волновой поверхностью (один из видов волновой поверхности - волновой фронт).

Плоские волны имеют плоскую волновую поверхность. Такие волны возникают в случае возбуждения плоским источником звука, например плоской колеблющейся пластиной.

Кроме плоских волн могут быть сферические волны, возбуждаемые точечным или сферическим источником.

Идеальная сферическая волна возникает в случае точечного источника. Реальные источники всегда имеют пространственную протяжённость, поэтому на практике считают, что если радиус излучателя ( $r$ ) мал по сравнению с длиной волны  $\lambda$  излучаемого им звука, т.е.  $r \ll \lambda$ , то возникающий в таком случае фронт волны считают сферическим. При условии  $\lambda \ll r$  образуется плоская волна. По мере увеличения радиуса излучателя (при заданной частоте), а также по мере удаления от источника сферическая волна будет переходить в плоскую.

Встречаются также цилиндрические волны, волновая поверхность которых имеет цилиндрический вид (рис. 2 а, б, в).

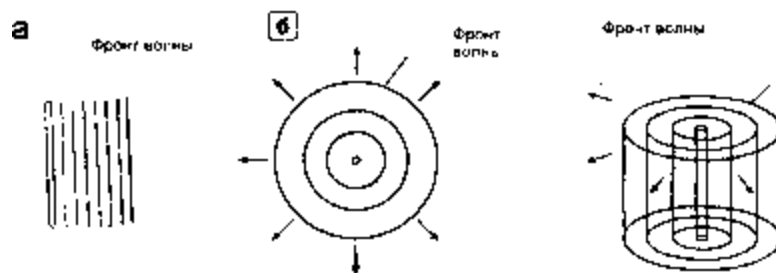


Рис. 2

Различные виды акустических волн: а – плоская, б - сферическая, в - цилиндрическая.

Стрелками показаны направления распространения волн

Абсолютно плоские, сферические или цилиндрические волны практически не встречаются, обычно имеет место комбинация различных типов волн, которая только в малых областях пространства может быть близка к одному из перечисленных типов.

## 1.2. Физические характеристики и свойства ультразвука

Применение ультразвука в той или иной области зависит от его физических характеристик, которые врач, работающий с ультразвуковой аппаратурой должен знать и понимать.

### 1.2.1 Длина волны УЗ

Длина волны  $\lambda$  – это расстояние между двумя точками волны, фазы которых отличаются на  $2\pi$  или расстояние, которое проходит фронт волны (или волновая поверхность) за время, равное периоду колебаний  $T$ :

$$\lambda = vT,$$

где  $v$  – скорость распространения волны.

Графически волну можно представить в виде, представленном на рис. 3, на котором показано периодическое изменение звукового (акустического) давления.

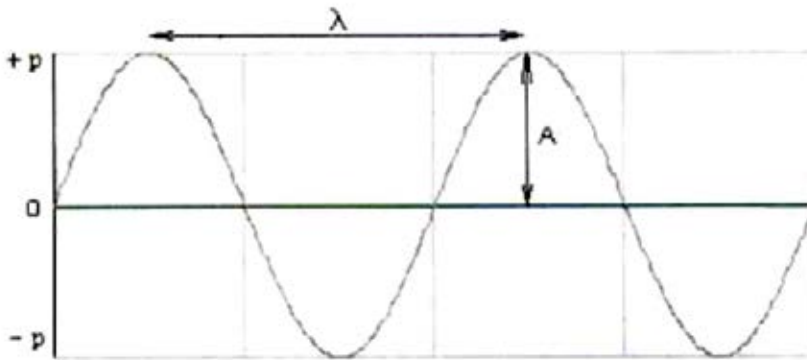


Рис. 3

$\lambda$  - длина волны,  $A$  – амплитуда,  $P$  - акустическое давление

Так, для излучателя диаметром 3 см, работающего на частоте 2 МГц в водной среде, возникает волна с длиной

$$\lambda = (15 \cdot 10^5) / (2 \cdot 10^6) \text{ мм} = 0,75 \text{ мм},$$

которую можно считать практически плоской, т.к. отношение радиуса излучателя к длине волны составляет

$$r/\lambda = 1,5 / (0,75 \cdot 10^{-1}) = 20.$$

Длина волны УЗ значительно меньше длины звуковой волны. Длина звуковых волн в воздухе лежит в пределах от 22 м (частота 16 Гц) до 1,7 см (частота 20000 Гц). В воде длина волны при частоте звука 1кГц – 1,4 м, а при частоте УЗ 1МГц – 1,4 мм.



Длины волн ультразвуковых колебаний при высоких частотах приближаются к длинам волн света. Так, в воздухе при частоте  $10^8$  Гц длина волны ультразвука составляет величину  $\sim 3$  мкм. В то же время длины волн электромагнитных колебаний, воспринимаемых человеческим глазом как свет, лежат в пределах  $0,4-0,8$  мкм. Поэтому УЗ пучок, во многих случаях, можно рассматривать как геометрический луч и применять к нему те же законы, которые применяются в геометрической оптике.

Длина волны  $\lambda$  связана с частотой колебаний  $f$  и скоростью звука  $v$  соотношением:

$$\lambda = v/f$$

Из этого соотношения следует, что с увеличением частоты ультразвука уменьшается длина волны  $\lambda$ .

Длина волны определяет такую важную характеристику диагностических УЗ систем, как разрешающая способность, которая определяет возможность системы отображать мелкие детали в изображении внутренних органов.

Скорость распространения звуковых и ультразвуковых волн в среде одинакова. Скорость распространения ультразвука в тканях человека и животных колеблется приблизительно от 1490 до 1610 м/с, т.е. почти не отличается от скорости распространения ультразвука в воде.

При средней скорости ультразвука в мягких биологических тканях  $C \approx 1540$  м/с длина волны составляет: при  $f = 3,5$  МГц  $\lambda = 0,44$  мм, при  $f = 5,0$  МГц  $\lambda = 0,31$  мм, при  $f = 7,5$  МГц  $\lambda = 0,21$  мм, при  $f = 10,0$  МГц  $\lambda = 0,15$  мм.

При малой длине волны ультразвука на характере его распространения сказывается молекулярная структура среды, поэтому, измеряя скорость ультразвука и коэффициент поглощения (см. ниже) можно судить о молекулярных свойствах вещества (эти вопросы рассматриваются в молекулярной акустике).

### **1.2.2. Разрешающая способность**

Одним из основных показателей диагностических возможностей ультразвукового прибора является его разрешающая способность.

*Разрешающая способность* – то минимальное расстояние между двумя объектами, при котором они регистрируются на экране прибора как отдельные структуры. Различают аксиальную (вдоль луча) и латеральную (перпендикулярно к нему) разрешающие способности.

*Аксиальное разрешение* зависит от длины волны: если расстояние между двумя точками объекта больше длины волны, то на экране они воспринимаются как отдельные объекты; если меньше, то их изображения сливаются.

*Латеральное разрешение* обусловлено шириной ультразвукового луча: если она превышает расстояние между двумя точками объекта, то их изображение на экране воспринимается слитно, а если меньше, то раздельно.

Существует физический предел разрешающей способности, т.е. значение, которое в принципе не может быть превзойдено в системе, использующей волны для получения информации. Этот предел близок по величине к  $\frac{1}{4}$  длины волны. Таким образом, чем выше частота, тем лучше может быть разрешающая способность, т.е. тем мельче могут быть детали, отображаемые диагностической системой, и тем лучше качество изображения. К сожалению, ультразвук с высокой частотой (5 МГц и выше) сильнее затухает при распространении в биологических тканях, что существенно снижает глубину исследований на высоких частотах.

Для исследования структур, располагающихся глубоко, используется низкочастотный ультразвук (2,5 – 3,5 МГц). При этом надо помнить, что между разрешающей и проникающей способностью имеется обратная пропорциональная зависимость.

### **1.2.3 Дифракция**

Если препятствие на пути прохождения волны меньше  $\frac{1}{4}$  длины волны, то волна от него не отражается и за ним не возникает тени, т.е. наблюдается явление *дифракции*.

УЗ волна способна отражаться от объектов при условии, что их величина составляет не менее  $\frac{1}{4}$  длины УЗ волны. «Непрозрачное» тело размером 0,2 м. не будет препятствием для звуковой волны с длиной 1м, но станет преградой для УЗ волны с длиной 1мм, при этом возникнет отражённая УЗ волна, а за телом возникнет УЗ тень.

### **1.2.4. Интерференция**

Если в процессе прохождения УЗ через объект волны пересекаются, то в результате наложения волн друг на друга в различных участках среды наблюдается их усиление или ослабление - *интерференция*. Результат интерференции будет зависеть от соотношения фаз колебаний в данном месте среды. Если ультразвуковые волны достигают определенного участка среды в одинаковых фазах (синфазно), то амплитуда ультразвуковых колебаний в этом месте увеличивается. Если в противофазе, то уменьшается.

Интерференция играет важную роль при оценке явлений, возникающих в тканях вокруг ультразвукового излучателя, а также при отражении их от препятствия.

### **1.2.5 Рассеяние ультразвуковых волн**

Если в среде имеются неоднородности, то происходит рассеяние УЗ, которое может существенно изменить простую картину распространения ультразвука и, в конечном счете, также вызвать затухание волны в первоначальном направлении распространения.

### 1.2.6. Интенсивность волны

Интенсивность волны  $I$  - плотность потока энергии волны ( $\Phi$ ) величина, равная количеству энергии, проходящей за единицу времени через единичную площадку ( $S$ ):

$$I = \Phi/S$$

Интенсивности УЗ волн, применяемых в медицине, подразделяются на три интервала:

малая - 0,05 – 0,6 Вт/см<sup>2</sup>,

средняя - 0,6 – 1,2 Вт/см<sup>2</sup>,

большая - свыше 1,2 Вт/см<sup>2</sup>,

а в биологических исследованиях до 1000 Вт/см<sup>2</sup>.

Применение УЗ различной интенсивности представлено в табл. 1.

Таблица 1

Частота	Интенсивность	Время экспозиции	Применение
0,1-1 МГц	до 2 Вт/см <sup>2</sup>	минуты	Терапия
1-10 МГц	0,1-50 мВт/см <sup>2</sup>	минуты	Диагностика
1-10 МГц	до 1кВт/см <sup>2</sup>	секунды	Хирургия

Из табл. 1 видно, что в медицинской практике используются интенсивности УЗ, различающиеся в 10<sup>7</sup> раз.

### 1.2.7. УЗ давление

При распространении УЗ волны в среде возникают области сжатия и разрежения. Появляющееся при этом переменное давление<sup>1</sup> (измеряется в Паскалях, Па = Н/м<sup>2</sup>) называется звуковым и равно

$$p = p_0 + \text{Арс}\omega \cos[\omega(t-x/c)],$$

где:

$p_0$ - давление в среде в отсутствие волны,

$\text{Арс}\omega$  - амплитуда переменного звукового давления.

Существует связь между интенсивностью и звуковым давлением:

$$I = p^2/2\rho v$$

где  $\rho$  - плотность среды,  $v$  - скорость звука.

### 1.2.8. Волновое сопротивление

При рассмотрении распространения УЗ волн важнейшим свойством среды является ее волновое сопротивление (акустический импеданс):

$$Z = \rho v, \text{ (Па} \cdot \text{с/м)},$$

где:  $\rho$  - плотность среды,  $v$  - скорость УЗ в данной среде).

Скорость УЗ волны в мягких тканях практически постоянна, поэтому в эхографии волновое сопротивление является лишь функцией плотности ткани. Даже при незначительном различии плотностей между средами УЗ волна, достигая границы двух сред, может и отразиться и пройти через границу раздела (рис. 4).

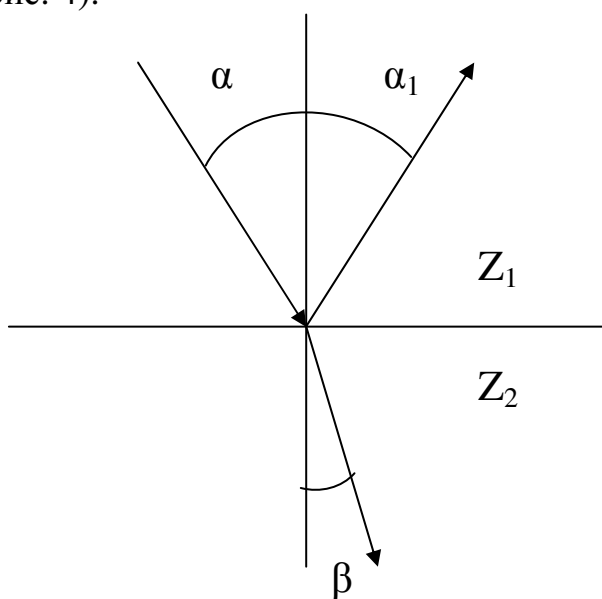


Рис. 4

В однородной среде ультразвуковые волны распространяются прямолинейно. Однако если на их пути возникает поверхность раздела сред, то часть ультразвукового потока отражается, а часть, преломляясь, проникает далее в ткани. Для отражения достаточно, чтобы импедансы сред отличались, по крайней мере, на 1%. Чем значительнее различие в акустическом сопротивлении соседних тканей, тем большая часть энергии отражается на их границе, а также значительнее угол преломления. На границе мягкая ткань – газ отражение практически полное. Этим объясняется невозможность использования ультразвуковой аппаратуры для полноценного исследования таких содержащих газ органов, как кишечник или легкие.

### 1.2.9. Скорость распространения УЗ

Скорость распространения  $C$  продольных волн определяется двумя параметрами среды - плотностью  $\rho$  и модулем Юнга  $E$

$$C = \sqrt{E/\rho}$$

В табл. 2 приведены приближённые значения скорости УЗ в различных средах при температуре 36°C.

Таблица 2

Среда	Плотность кг/м <sup>3</sup>	Скорость УЗ м/с	Волновое сопротивление $Z$ кг/м <sup>2</sup> с $\times 10^6$	Коэффициент поглощения ДБ/см, 1МГц
Воздух	1,3	330	0,429 $\times 10^{-3}$	12
Вода	1000	1430	1,43	0,002
Кровь	1060	1570	1,59	0,2
Мозг	1025	1510	1,58	0,9
Жировая ткань	952	1450	1,38	0,6
Мышцы (в среднем)	1075	1580	1,70	2,3
Мягкие ткани (в среднем)	1060	1540	1,63	1,0
Кости (пределы изменений )	1400-1900	4080	5,6 - 7,8	13

Следует заметить, что скорость распространения продольных волн больше скорости распространения поперечных волн.

Волна, в которой области сжатия и разряжения перемещаются в пространстве, называются бегущей волной. Однако если на пути волны встречаются сильно отражающие границы раздела двух сред, прямая и отражённая волны могут образовывать неподвижные области максимумов и минимумов. Такая волна называется стоячей.

Во время процедуры необходимо избегать возможного образования стоячих волн и возникновения "горячих точек", которые могут привести к локальным повреждениям.

### 1.2.10. Колебательная скорость

Частицы среды, участвующие в передаче энергии волны, колеблются около положения своего равновесия. Скорость, с которой частицы колеблются около среднего положения равновесия, называется колебательной скоростью. Колебательная скорость частиц изменяется согласно уравнению:

$$V = V_0 \sin \omega t$$

где:  $V$  - величина колебательной скорости;

$V_0$  - амплитуда колебательной скорости;

$\omega = 2\pi\gamma$ , где  $\gamma$  - частота ультразвука;

$t$  - время.

Амплитуда колебательной скорости характеризует максимальную скорость, с которой частицы среды движутся в процессе колебаний, и определяется частотой колебаний и амплитудой смещения частиц среды.

$$V_0 = 2\pi\gamma A = \omega A$$

### 1.2.11. Отражение и преломление УЗ

Малая длина волны является причиной того, что распространение ультразвуковой волны можно описывать законами геометрической оптики.

В однородной среде или в случае неоднородных сред при падении УЗ по нормали к поверхности раздела УЗ луч распространяется прямолинейно.

При падении луча под углом к поверхности раздела (Рис. 5) :

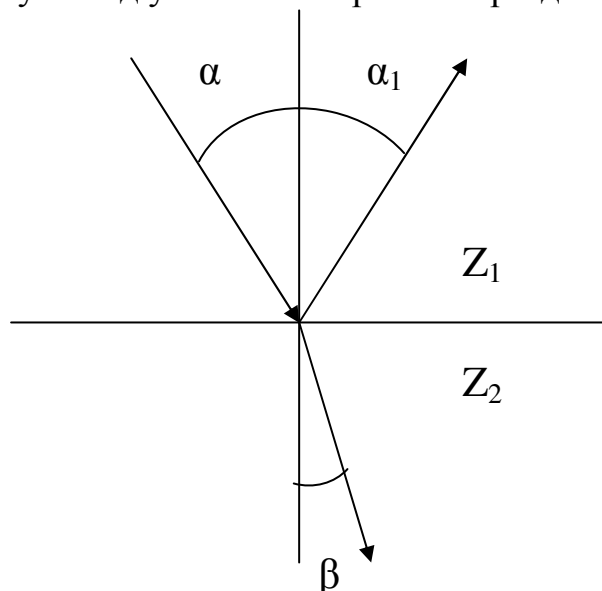


Рис. 5

а) угол отражения  $\alpha_1$  равен углу падения  $\alpha$ ;

б) отношение синуса угла падения  $\alpha$  к синусу угла преломления  $\beta$  обратно пропорционально отношению волновых сопротивлений сред:  $\sin\alpha/\sin\beta = Z_2/Z_1$ ; ( $\sin\alpha/\sin\beta = v_2/v_1$ ).

При этом, чем меньше угол падения тем меньше доля отраженных от границы раздела УЗ волн и больше доля преломлённых (прошедших в другую среду).

Следует отметить, что в случае эхолокации, когда отражённый луч должен вернуться по тому же направлению, что и падающий, максимальная интенсивность будет тогда, когда луч падает по нормали к границе.

### **1.2.12 Коэффициент отражения**

Отражение УЗ на границе раздела сред характеризуется коэффициентом отражения:

$$K_{\text{отр}} = I_{\text{отр}}/I_{\text{пад}}$$

где  $I_{\text{отр}}$  - интенсивность отраженной волны,  $I_{\text{пад}}$  - интенсивность падающей волны.

Интенсивность отражённого УЗ определяется тремя факторами:

- 1) разностью волновых сопротивлений сред - чем больше эта разность, тем больше отражение;
- 2) углом падения - чем ближе он к  $\pi/2$  ( $90^\circ$ ), тем больше отражение;
- 3) соотношением размеров объекта и длины волны – размеры объекта должны быть не менее  $1/4$  длины волны. Для измерения меньших объектов требуется ультразвук с меньшей длиной волны.

Если  $I_1$   $I_2$  – средние по времени интенсивности падающей и отраженной волн, то выражение для коэффициента отражения по интенсивности при нормальном падении имеют вид:

$$K_{\text{отр}} = I_2/I_1 = (Z_2 - Z_1)^2 / (Z_2 + Z_1)^2$$

В табл. 3 приведены типичные значения коэффициентов отражения (в %) для границ между различными средами.

Таблица 3

<b>Граница сред</b>	<b><math>K_{\text{отр}}</math> в %</b>
Мягкие ткани – воздух	99,9
Вода – сталь	86
Мышца – жир	10,0
Мышца – кость	64,0
Мозг – кость черепа	66,0
Воздух – мягкие ткани	99,95
Воздух – кожа	99,9

В табл. 3 приводятся значения коэффициента отражения УЗ волны на границе биологических сред, в предположении, что падающая УЗ волна распространяется перпендикулярно плоской границе сред.

Из табл. 3, также следует, что для мягких тканей коэффициент отражения по амплитуде не превышает 10%, снижаясь иногда до нуля, если соседствующие ткани не отличаются по акустическому сопротивлению. В последнем случае их граница не может быть обнаружена ( $K_{отр} = 0$ ).

Энергия ( $E$ ) падающей ультразвуковой волны распределяется между преломленной и отраженной волнами. Энергия отраженной ( $E_{отр}$ ) и преломленной ( $E_{прел}$ ) волн рассчитываются через коэффициент отражения  $K_{отр}$  ( $0 < K_{отр} < 1$ ):

$$E_{отр} = K_{отр} E, \quad E_{прел} = (1 - K_{отр}) E.$$

Особо следует сказать об отражении от кожи. Необходимо учитывать то обстоятельство, что кожа состоит из разных по влажосодержанию тканей. Так, поверхностный слой кожи (эпидермис) содержит мало влаги и не может быть отождествлен с этой точки зрения с мягкими тканями и, тем более с водой. Необходимо также учитывать небольшую толщину эпидермиса. Не исключено, что по этой причине эпидермис не может быть серьезным препятствием для распространения ультразвука в более глубокие слои кожи.

#### *Акустическое окно*

Наличие акустического окна, создаваемого жидкостными образованиями, значительно облегчает визуализацию расположенных за ним анатомических структур. На этом акустическом эффекте основана методика наполненного мочевого пузыря, используемая при исследовании органов малого таза.

Более высокий коэффициент отражения на границе жировых тканей с другими мягкими тканями иллюстрирует известный специалистам факт, что наблюдение структур, расположенных за многочисленными жировыми прослойками, сопряжено с определенными трудностями. Энергия УЗ волны, прошедшей границу жир - мягкие ткани, меньше, чем после прохождения границы других мягких тканей, и наряду с расфокусировкой УЗ луча в жире это приводит к уменьшению уровня сигнала от структур, расположенных на больших глубинах.

Отражения от границы мягкая ткань - камни (печени, почек или желчного пузыря) могут меняться в широких пределах в зависимости от вида камня и его акустического сопротивления. Чем плотнее камень и чем больше скорость звука в нем, тем больше уровень отражения на его границе и тем легче его обнаружить.



При большом акустическом сопротивлении камня отражения от него могут быть очень высокого уровня, так что в результате за ним образуется область акустической тени, т.е. область с низким уровнем отраженных сигналов, что обусловлено малым уровнем энергии прошедшей через камень УЗ волны. Наличие акустической тени является одним из диагностических признаков наличия камня в органах.

Если камень имеет структуру, близкую к структуре мягких тканей, то обнаружить его иногда затруднительно вследствие малого уровня отраженного сигнала. Это случай акустически прозрачного плохо диагностируемого камня. Однако такие камни хорошо выявляются с помощью рентгеновской диагностики.

Уровень отражения на границе мягкая ткань - костная ткань тоже может меняться в определенных пределах в зависимости от вида костной ткани. Однако в большинстве случаев этот уровень велик, вследствие чего отраженная волна может быть большей мощности, чем волна, прошедшая далее. Помимо этого костная ткань в силу специфичности своего строения расфокусирует УЗ луч, проходящий через нее. Все это существенно затрудняет возможность наблюдения структур, находящихся за костными тканями. По этой причине в кардиологии используются секторные и микроконвексные датчики, малая рабочая поверхность которых позволяет наблюдать сердце через межреберную щель. По той же причине трудно получить двухмерное изображение мозга приемлемого качества при наблюдении через кости черепа, и только в неонтологии можно получать полноценное двухмерное изображение мозга новорожденных сканированием через родничок.

Вследствие практически полного отражения на границе газовых образований и мягких тканей газосодержащие структуры (легкие, желудок, кишечник), а также ткани, находящиеся за этими структурами, с помощью ультразвука исследовать почти невозможно, что является серьезным ограничением для УЗ диагностики. Рассматривая отражение на границе мягких тканей с различным акустическим сопротивлением, заметим, что границы неоднородностей располагаются под произвольным углом к направлению распространения ультразвука (совпадающему с осью УЗ луча). Поэтому основная энергия отраженного сигнала может распространяться не в сторону датчика, что ухудшает возможности наблюдения. Положение облегчается тем, что границы неоднородностей, как правило, не являются гладкими, и, следовательно, отраженные от них УЗ волны распространяются в различных направлениях, в том числе и в направлении на датчик, что обеспечивает прием эхо-сигналов и получение акустического изображения.

Чаще всего неоднородности в мягких тканях имеют сложную форму и различные размеры, причем их ориентация носит случайный характер. УЗ изображения в основном формируются волнами, рассеянными на относительно мелких структурах

В связи с тем, что ультразвук отражается даже от тончайших прослоек воздуха, к телу пациента его подводят, через безвоздушные контактные среды: специальные гели, вазелиновое или растительное масло, лекарственные мази, воду. При ультразвуковой терапии излучатель перемещают плотно прижимая его к коже. Если между УЗ-излучателем и кожей человека будет воздушная прослойка, то ультразвук практически не проникнет внутрь, т.е. почти полностью отразится от границы воздух-кожа (волновое сопротивление биологической среды более чем в 3000 раз больше, чем волновое сопротивление воздуха).

При лечении частей тела сложных конфигураций, например, колен или локтей, облучение можно проводить при погружении тела в ванну с водой или с использованием акустически прозрачных мешков с водой. Мешок может принимать форму облучаемой части тела, а акустический контакт с кожей осуществляется через слой контактного вещества.

УЗ-волны обладают высокой отражательной способностью на границе мышца-надкостница-кость, на поверхности полых органов.

Современная эхография позволяет регистрировать сигналы от границ, различающихся по волновому сопротивлению -  $Z$  на 1%.

Эффективная диагностика выбранного объекта-мишени возможна лишь при нормальном падении УЗ луча к его границам. Это предопределяет многообразие типов преобразователей и форматов визуализации.

Перечислим факторы, которые приводят к ослаблению уровня эхо-сигнала при отражении:

- малые размеры мишени,
- неровности и кривизна отражающих границ,
- плавность изменения  $Z$ .

### ***1.2.13. Поглощение и глубина проникновения УЗ***

Если среда, в которой происходит распространение ультразвука, обладает вязкостью и теплопроводностью, то при распространении УЗ волны происходит её *поглощение*, то есть по мере удаления от источника её энергия уменьшается.

Преобладающая часть поглощенной тканью энергии преобразуется в тепло, меньшая часть вызывает необратимые структурные изменения.

Известно, что 2/3 энергии ультразвука поглощается на молекулярном уровне и 1/3 на уровне микроскопических тканевых структур.

Поглощение зависит также от частоты ультразвуковых колебаний - *поглощение при повышении частоты быстро увеличивается*. Теоретически, поглощение пропорционально квадрату частоты.

Следует отметить, что поглощение ультразвука в биологических тканях не подчиняется общим закономерностям для однородных сред. В биологических тканях существует не квадратичная, а линейная зависимость поглощения от частоты.

Это объясняется неоднородностью тканей. Неоднородностью биологических тканей обусловлена и разная степень поглощения ультразвука. Например, наименьшее поглощение наблюдается в жировом слое и почти вдвое больше в мышечной ткани. Серое вещество мозга в два раза больше поглощает ультразвук, чем белое. Мало поглощает ультразвук спинномозговая жидкость. Наибольшее поглощение наблюдается в костной ткани.

Величину поглощения можно характеризовать *коэффициентом поглощения*, который показывает, как изменяется интенсивность ультразвука в облучаемой среде.

Интенсивность УЗ при прохождении через ткани убывает по экспоненциальному закону:

$$I = I_0 e^{-kh}$$

где  $I$  - интенсивность УЗ волны на глубине проникновения  $h$ ,  
 $I_0$  - интенсивность УЗ волны у поверхности вещества,  
 $k$  - коэффициент поглощения, который зависит от плотности и вязкости среды, а также от частоты УЗ волны.

Кроме того, возможно аномальное поглощение энергии ультразвуковых колебаний в некоторых диапазонах частот - это зависит от особенностей молекулярного строения *данной ткани*.

#### **1.2.14. Коэффициент проникновения**

Коэффициент проникновения УЗ волны в другую среду равен отношению интенсивностей:

$$\beta = I_2/I_1 = 1 - K_{отр.}$$

где  $I_2$  - интенсивность преломленной волны,  $I_1$  - интенсивность падающей волны.

Релей показал, что:

$$\beta = (4C_1\rho_1/C_2\rho_2)/(C_1\rho_1/C_2\rho_2 + 1)^2$$

Коэффициент поглощения обратно пропорционален глубине проникновения УЗ волны, на которой ее интенсивность убывает в «е» раз -  $k \sim 1/h$  (1/м).

Чем больше частота УЗ волны, тем меньше глубина её проникновения. Так при частоте (800-900)кГц ультразвук проникает на глубину 4-5 сантиметров, а при частоте (1600 - 2600)кГц на 1см.

Структуры, в которых происходит полное затухание УЗ волн, т.е. через которые УЗ не может проникнуть, дают позади себя акустическую тень (например, кальцинированные структуры сердца).

В медицинских исследованиях поглощение УЗ волн оценивается *глубиной полупоглощения*.

Глубину полупоглощения можно определить, используя закон:

$$I = I_0 2^{-h/H}$$

где  $H$  - глубина полупоглощения, это глубина, на которой интенсивность УЗ волны уменьшается вдвое,

$h$  – глубина проникновения.

Например, при частоте 1 МГц, в воде  $H = 350$  см ( $\kappa = 0,001$ ), в крови 17 см ( $\kappa = 0,01$ ).

В приведённой табл. 4 представлены значения коэффициента поглощения  $\kappa$  и глубины полупоглощения  $H$  на различных частотах для различных тканей:

Таблица 4

Ткань	f (МГц)	$\kappa$ (см <sup>-1</sup> )	H (см)
Вода	1	0,001	350
	2	0,004	90
Кровь	1	0,01	17
Плазма крови	0,87	0,02	17
	1,7	0,04	8,7
Хрящ	3	1,45	0,24
	5	2,2	0,16
Кожа	3	0,85	0,41
	5	1,05	0,33
Жировая ткань	0,8		6,8
Мышечная ткань	0,8		3,6
Кость	0,88	0,71	0,5
	2,64	6,3	0,055
	4,5	9,2	0,038

### 1.2.15. Ослабление УЗ в биологических тканях за счет рассеяния

При прохождении УЗ в тканях с его последующим отражением и возвращением в приёмник следует учитывать не только поглощение той или иной тканью, но и рассеяние, как на самих тканях, так и на разделяющих их границах.

Рассеяние ультразвука – это явление имеет место всегда, когда распространяющийся в среде ультразвук отклоняется по всем направлениям за счет неоднородности среды.

## Г л а в а 2

### Механизм действия ультразвука на вещество и биологические ткани

- 2.1. Механическое действие
- 2.2. Тепловое действие
- 2.3. Химическое действие
- 2.4. Биологическое действие на клеточном уровне

При распространении УЗ в веществе проявляются различные виды взаимодействия ультразвука с веществом.

При распространении УЗ в реальных средах происходит взаимодействие волны со средой. Среда определяет распространение и ослабление волны. Волна воздействует на саму среду.

Ультразвук, используемый в диагностике при уровнях интенсивности менее  $0,1 \text{ Вт/см}^2$ , практически не оказывает вредного воздействия на биологические объекты. Однако при более высоких уровнях для высокочастотного ультразвука в жидких неоднородных средах ультразвук оказывает влияние на биологические среды обусловленное механическим, тепловым и химическим действием.

Большинство первичных физико-химических реакций в живом организме при действии УЗ локальны. Однако эти воздействия могут вызывать реакцию организма в целом.

Рассмотрим механическое, тепловое и химическое действие УЗ на биологические объекты.

#### 2.1. Механическое действие

Механическое действие обусловлено переменным акустическим давлением и заключается в вибрационном массаже тканей на клеточном и субклеточном уровнях. Это происходит за счет изменения проводимости ионных каналов мембран клеток и усиления микропотоков метаболитов в цитозоле и органоидах, повышения проницаемости клеточных и внутриклеточных мембран, вследствие деполиме-ризирующего действия на гиалуроновую кислоту. Наблюдается разрыв лизосом, выход ферментов, активация мембранных энзимов и, как результат, активация обменных процессов, тиксотропные (разрыхление соединительной ткани), тиксотропный (переход геля в золь) эффекты. Высокочастотные механические колебания усиливают проницаемость гистогематических барьеров.

Механический эффект обусловлен самой природой ультразвука, представляющего собой колебательное движение частиц газообразных, жидких и твердых сред, и связан с переменным акустическим давлением во время сжатия и растяжения среды и силами, развивающимися вследствие больших ускорений частиц.

При воздействии УЗ на биологические объекты, частицы среды совершают интенсивные колебательные движения, при этом, например, в жидкостях (мягких тканях) при интенсивности УЗ  $1 \text{ Вт/см}^2$  на частоте 1 МГц амплитуда смещений составляет 0,2 мкм, амплитуда колебательной скорости 12 см/с.

При малой интенсивности эти колебания обуславливают микромассаж структурных элементов ткани, что способствует улучшению обмена веществ.

Возникающие при этом смещения стенок клеток приближаются к пороговым смещениям, обуславливающим биоэлектрическую активность механорецепторов. На частоте 10 МГц пороговые смещения элементов клеток будут происходить уже при интенсивностях  $0,1 \text{ Вт/см}^2$ . Таким образом живая клетка может испытывать значительные воздействия уже при довольно низких интенсивностях высокочастотного УЗ.

*Акустические течения, акустические потоки*

Распространение ультразвуковых волн большой интенсивности в газах и жидкостях вызывает движение среды, которое называется *акустическим течением*, рис.6.



Рис.6

Акустическое течение при распространении ультразвука

Возникают также *акустические потоки* (звуковой ветер), скорость которых достигает 10 м/с, которые могут перемешивать облучаемые жидкости, изменяя их физические свойства.

Изучено три типа акустических течений.

Первый тип, это мелкомасштабные течения, возникающие на поверхности раздела фаз в пограничном слое. Они имеют вихреобразный характер.

Второй тип акустических потоков возникает вне пограничного слоя.

Третий тип - это течения направленные от излучателя по направлению ультразвукового луча, при этом создаётся динамическое давление на объекты находящиеся на пути течения.

В плоской волне, в однородных средах, при низких уровнях интенсивности УЗ, перемещения частиц среды ограничиваются колебательными движениями около положения равновесия. Для неоднородных сред, каковыми являются биологические среды, к колебательным движениям добавляются движения поступательные, что вызывает акустические потоки (микротоки). Чем выше уровни интенсивности УЗ, тем сильнее эти эффекты. Уже при интенсивностях 0,1 - 1 Вт/см<sup>2</sup> в клетках и межклеточном пространстве начинают возникать сильные микротоки.

Акустические течения и микротоки, способны порождать как вне, так и внутри клеток ускорение диффузионных процессов, а также вихревые движения, которые могут вызывать разрыв клеточных мембран, деформацию и перемещения внутриклеточных структур и цитоплазмы.

#### *Деформация среды.*

Распространение ультразвуковой волны в среде связано с механическими деформациями среды. Деформации происходят в результате последовательного сгущения и разрежения частиц среды, что создаёт переменное давление в среде. В зависимости от интенсивности ультразвуковой волны, эти деформации могут вызывать либо незначительное изменение структуры, либо ее разрушение.

#### *Кавитация.*

В жидких средах, при действии ультразвука, амплитуда переменного давления изменяется в зависимости от плотности среды, скорости распространения ультразвуковых волн, интенсивности и частоты колебания частиц среды. В момент растяжения, при понижении давления, в отдельных участках жидкости происходит нарушение сплошности жидкой среды - жидкость может разорваться, при этом в жидкости могут образоваться микрополости (каверны), которые в некоторой степени заполняются парами жидкости или растворенными в ней газами. Последующее сжатие приводит к захлопыванию образовавшихся пузырьков. Перед захлопыванием в них создается большое давление. Поэтому в момент исчезновения пузырьков происходят мощные гидравлические удары, и возникает ударная волна с большими переменными давлениями, обладающая большой разрушительной силой. Это явление называется *кавитацией*.

Образование и последующее распространение ударных волн, могут приводить к разрывам и повреждениям структуры биологических тканей.

Для возникновения кавитации необходимо достижение определенного значения интенсивности ультразвука (порогового значения).

Величина порогового значения зависит от частоты ультразвука и сил сцепления в жидкости. Растяжение, которое могут выдержать жидкости, зависит от примесей в них (наличие газов и газовых пузырьков). Кавитация в тканях под действием нефокусированного УЗ может наблюдаться при интенсивностях более  $0,6 \text{ Вт/см}^2$  на частоте 1 МГц. При образовании каверн средняя плотность жидкости понижается, а скорость колебательного движения частиц среды увеличивается. Так как для образования полостей требуется некоторое время, то при очень высоких частотах (свыше 5 МГц) кавитация не наблюдается.

Кавитационные микрополости, образующиеся в среде при ультразвуковом воздействии, существуют короткое время. Пониженное давление в каждой точке среды существует лишь на протяжении полупериода колебаний, затем сменяется повышенным давлением, что приводит к быстрому захлопыванию микрополостей. В результате увеличения колебательного движения частиц среды, а также захлопывания каверн, в небольших объемах выделяется большая тепловая энергия. Поглощение энергии ультразвука вызывает повышение температуры среды.

Кавитация, также, сопровождается образованием химически активных частиц, которые вступают в реакцию с биомакромолекулами, существенно меняя их свойства.

Кавитация может сопровождаться свечением – электромагнитным излучением возбужденных молекул в фазе образования ударной волны.

Эффект кавитации используется, в частности, в ультразвуковом скальпеле.

#### *Действие на мембраны*

Механические воздействия УЗ волн на биологические системы могут изменять вязкость цитоплазмы, нарушать градиенты концентрации различных веществ в непосредственной близости от клеточных мембран и даже нарушить целостность клеточных мембран. Во всех случаях в результате воздействия механических возмущений на клетку возникает изменение условий транспортировки молекул и ионов через клеточную мембрану.

#### *Ультразвуковой фонтан*

Возникающее при прохождении ультразвуковых волн участки сгущения и разряжения среды создают добавочные изменения давления в среде по отношению к окружающему ее внешнему давлению. Такое добавочное внешнее давление носит название *давления излучения*. Оно служит причиной того что при переходе ультразвуковых волн через границу жидкости с воздухом может возникнуть фонтанирование жидкости (рис.7) и распыление ее с образованием весьма мелкодисперсного тумана.



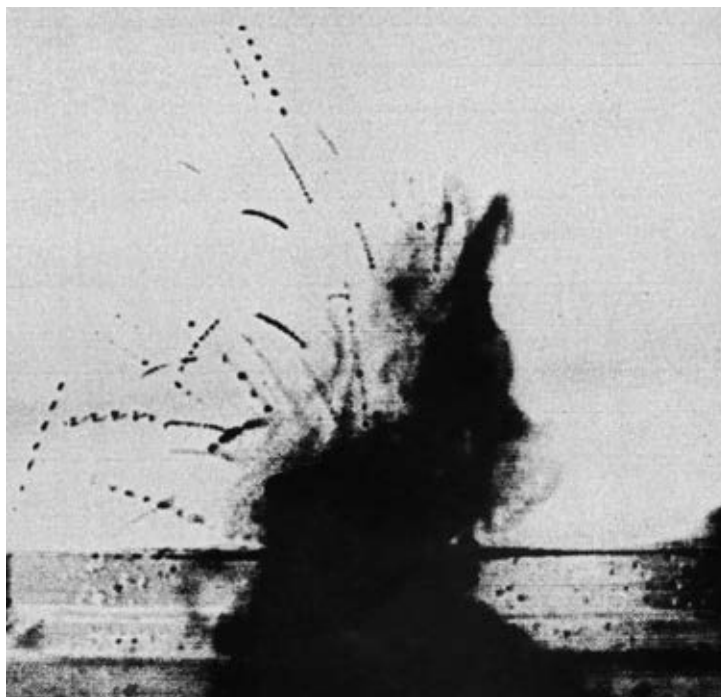


Рис.7

Фонтан жидкости при падении ультразвукового пучка.

Этот механизм используется для создания аэрозолей лекарственных веществ.

Механическим резонансом определяется физико-химическое действие ультразвука, под влиянием которого ускоряется движение молекул, усиливается их распад на ионы, изменяется изоэлектрическое состояние, появляются свободные радикалы и различные продукты сонолиза биологических растворителей. Активируется перекисное окисление липидов и наступает местная стимуляция биохимических процессов в тканях, активизация обмена веществ, увеличивается количество простагландинов группы А<sub>2</sub>, меняется рН тканей, из тучных клеток высвобождаются гистамин, серотонин, гепарин.

## 2.2. Тепловое действие

Тепловой эффект действия ультразвука зависит от его интенсивности и длительности.

Прохождение ультразвука в средах сопровождается их нагреванием вследствие превращения механической энергии в тепловую в результате поглощения ультразвука. Кроме того, образование тепла обусловлено физическим явлением, называемым «эффектом пограничных поверхностей». Сущность его заключается в усилении действия ультразвука на границе раздела двух сред. Усиление теплового эффекта связано с отражением колебаний от пограничных поверхностей: чем больше отражение, тем больше выражено действие. Это наглядно демонстрирует следующие опыты.

Масло нагревали в ультразвуковом поле, далее в масло погружали металлические шарики, температура масла после этого повышалась. При уменьшении размера шариков и увеличении их числа, при неизменном их общем весе, температура еще больше повышалась за счет увеличения общей поверхности шариков. Опыт показывает, что с увеличением поверхности, отражающей колебания, тепловое действие усиливается.

При плотном прилегании источника ультразвука к коже пациента не наблюдается неприятных ощущений. Но если между кожей и головкой излучателя имеется небольшая прослойка воздуха, появляется ощущение жжения. Усиление теплового эффекта обусловлено интенсивным отражением ультразвуковых колебаний на границе кожа – воздух вследствие большой разницы в их акустических сопротивлениях. Так же при этом может иметь место явление интерференции падающих и отраженных ультразвуковых волн.

Тепловой эффект проявляется и при распространении ультразвука в воздухе. Так, при интенсивности  $160 \text{ Вт/м}^2$  (частота 20 кГц) вата воспламенялась через 6 секунд; стальная стружка нагревалась докрасна за 1 минуту.

При распространении УЗ в биологических средах происходит поглощение энергии волны и переход её в теплоту.

Тепло накапливается на границах различных сред (граница раздела тканей с различным акустическим импедансом), в тканях больше всего поглощающих УЗ-энергию (нервная, костная, богатых коллагеном фасциях, что повышает их эластичность) и в местах с недостаточным кровоснабжением, так как кровь отводит тепло.

Интенсивность УЗ ослабевает с расстоянием по экспоненциальному закону. Величина поглощения в жидкой среде значительно меньше, чем в мягких тканях и тем более в костной ткани. При частоте 1 МГц на расстоянии 1 см уровень интенсивности УЗ энергии уменьшается в мягких тканях, мышцах и костях соответственно на 1дБ, 2,3дБ и 13дБ. С ростом частоты поглощение резко возрастает. Так на частоте 3 МГц в мышцах и костях уменьшение уровня интенсивности составляет, соответственно, 5дБ и 55дБ.

Повышение температуры среды будет определяться интенсивностью, продолжительностью воздействия, частотой ультразвука, режимом воздействия (непрерывный, импульсный), свойствами среды.

Тепло, необходимое для нагревания мышечной ткани на  $5-7^\circ\text{C}$  при интенсивности  $1 \text{ Вт/см}^2$  и частоте 1 МГц, может в зависимости от условий теплообмена и свойств ткани выделяться за 0,5-5 минут. Характерно, что образование тепла происходит не равномерно по всей толщине ткани, а наиболее заметно на границах сред с различными волновыми сопротивлениями. Локальный нагрев тканей на единицы градусов, используется в УЗ физиотерапии.

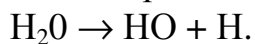
Нагрев тканей на доли и единицы градусов, как правило, приводит к перегреву тканей и их гибели.

В хирургии УЗ воздействие на биоткань приводит к её разрушению, что достигается фокусировкой мощных УЗ пучков, обеспечивающей получение интенсивностей более  $1 \text{ кВт/см}^2$ . При этом за несколько секунд в объеме ткани  $1\text{-}2 \text{ мм}^3$  температура повышается до  $100^\circ\text{C}$ , что и приводит к её разрушению.

### **2.3. Химическое действие**

При распространении УЗ могут образовываться ионы и радикалы. Один из механизмов этого процесса следующий.

При образовании кавитационных полостей на пограничных поверхностях возможно возникновение электрических зарядов. При захлопывании каверн молекулы среды движутся с большой скоростью и испытывают взаимное трение. В результате всего этого молекул среды, они могут возбуждаться и ионизироваться, так как возможен разрыв молекулярных связей. Это приводит также к образованию ионов и радикалов. В частности, ионизация молекул воды приводит к образованию свободных гидроксильных радикалов и атомарного водорода:



В химическом отношении продукты распада ионизированных молекул воды крайне активны. Именно их большой активностью обусловлен ряд общебиологических эффектов, проявляющихся под влиянием ультразвука: окисляющее действие ультразвука, распад белков, деполимеризация белковых соединений, инактивация ферментов, ускорение химических реакций, изменение рН среды, расщепление высокомолекулярных соединений.

Все возникшие реакционноспособные вещества могут вступать во взаимодействие с различными молекулами, то есть оказывать химическое действие на молекулярном уровне.

### **2.4. Биологическое действие на клеточном уровне**

При действии ультразвука на биологические объекты в облучаемых объектах на расстояниях, равных половине длины волны, могут возникать разности давлений от единиц до десятков атмосфер. Столь интенсивные воздействия приводят к разнообразным биологическим эффектам, физическая природа которых определяется совместным действием механических, тепловых и физико-химических явлений, сопутствующих распространению ультразвука в среде. Биологическое действие, то есть изменения, вызываемые в жизнедеятельности и структурах биологических объектов при воздействии на них ультразвука, определяется главным образом интенсивностью ультразвука и длительностью облучения и может оказывать как положительное, так и отрицательное влияние на жизнедеятельность организмов.

Так, возникающие при сравнительно небольших интенсивностях ультразвука (1-2 Вт/см<sup>2</sup>) механические колебания частиц производят своеобразный микро-массаж тканей, способствующий лучшему обмену веществ и лучшему снабжению тканей кровью и лимфой. Повышение интенсивности может привести к возникновению акустической кавитации, сопровождающееся механическим разрушением клеток и тканей. Облучение ультразвуком с интенсивностью, превышающей порог кавитации, используют для разрушения имеющихся в жидкости бактерий и вирусов.

При действии ультразвука могут возникать вторичные физико-химические эффекты. Так, при образовании акустических потоков может происходить перемешивание внутриклеточных структур. Кавитация приводит к разрыву молекулярных связей в биополимерах и других жизненно важных соединениях и к развитию окислительно-восстановительных реакций. Микропотоки могут отрывать от клеточных мембран биологические макромолекулы (ферменты, гормоны, антигены), изменять поверхностный заряд мембран и их проницаемость, оказывая этим влияние на жизнедеятельность клетки.

#### *Действие на клеточном уровне*

На клеточном уровне ультразвуковое воздействие приводит к изменению проницаемости клеточных мембран. Изменение потока различных веществ через цитоплазматическую мембрану приводит к нарушению состава внутриклеточной среды и микроокружения клетки. Это влияет на скорость биохимических реакций с участием ферментов, чувствительных к содержанию в среде тех или иных ионов. В некоторых случаях изменение состава среды внутри клетки может привести к ускорению ферментативных реакций, что наблюдается при воздействии на клетки ультразвуком низких интенсивностей.

При повышении интенсивности ультразвука более вероятным становится эффект подавления ферментативных реакций в клетке. Это происходит, так как в результате деполяризации клеточных мембран концентрация ионов калия во внутриклеточной среде уменьшается, а ионов натрия возрастает. Многие внутриклеточные ферменты активируются ионами калия.

Механизм действия ультразвука на клетки можно представить в виде следующих явлений:

а) нарушение микроокружения клеточных мембран в виде изменения градиентов концентрации различных веществ около мембран, изменение вязкости среды внутри и вне клетки;

б) изменение проницаемости клеточных мембран в виде ускорения обычной и облегченной диффузии, изменении эффективности активного транспорта, нарушении структуры мембран: изменение проницаемости клеточных мембран является *универсальной* реакцией на ультразвуковое воздействие, независимо от того, какой из факторов ультразвука, действующего на клетку, превалирует в том или ином случае;

в) нарушение состава внутриклеточной среды в виде изменения концентрации различных веществ в клетке;

г) изменение скоростей ферментативных реакций в клетке вследствие изменения оптимальных концентраций веществ, необходимых для функционирования ферментов;

д) отделение клетки от ферментов;

е) разрушение таких внутриклеточных структур, как митохондрии и хлоропласты с целью изучения взаимосвязи между их структурой и функциями;

ж) образование мутаций: ультразвук даже малой интенсивности может повредить молекулу ДНК; при этом ультразвук имеет преимущество перед другими мутагенами (рентгеновские лучи, ультрафиолетовые лучи), так как с ним чрезвычайно легко работать;

з) способность ультразвука разрывать оболочку клетки (мембрану).

В определенном интервале интенсивностей наблюдаемые биологические эффекты ультразвука обратимы. Верхняя граница этого интервала  $0,1 \text{ Вт/см}^2$ , при частоте (0,8-2) МГц и длительности (1-10-3) сек. может быть принята в качестве порога.

Превышение этой границы приводит к выраженным деструктивным изменениям в клетках. Возникновение кавитации приводит к лизису клеток.

При действии ультразвука на форменные элементы крови возможно повреждение тромбоцитов с риском образования тромбов, при этом эритроциты оказываются более устойчивыми.

#### *Физиологические эффекты*

При воздействии ультразвука на ткани выделяются следующие фазы ответной реакции:

Фаза непосредственного воздействия при проведении процедуры. Наблюдается микроальтерация клеточных структур, тисотропный и тиксотропные эффекты, проявляется механическое, физико-химическое и тепловое действие.

Фаза преобладания стресс-индуцирующей системы. Ее длительность ограничена в течение первых 4 часов после воздействия.

Происходит активация ПОЛ, выброс в кровь биологических аминов, АКТГ, кортизола, простагландинов А<sub>2</sub>. Концентрация инсулина в крови падает. БАВ и гормоны переходят в свободное состояние (провоспалительный эффект УЗ).

Возрастает экскреция липидов и хлоридов, увеличивается потоотделение, диурез, снижается рН кожи, преобладают катаболические процессы, активизируется моторная функция ЖКТ. Повышается фагоцитарная функция лейкоцитов, наблюдается бактерицидное действие УЗ на лептоспиры и вирусы за счет повреждения клеточной оболочки микроорганизмов. Активируются механизмы неспецифической иммунологической реактивности организма, повышается проводимость афферентных нервных проводников.

Фаза преобладания стресс-лимитирующей системы. Ее период 4-12 часов после УЗТ. Наблюдается преобладание антиокислительной системы, снижается в крови уровень кортизола и АКТГ, растет концентрация простагландина Е и инсулина в крови, в связи с чем усиливаются синтетические процессы в тканях, ускоряются репаративные процессы за счет усиления метаболизма клеток, проявляется антиспастическое действие.

Фаза усиления компенсаторно-приспособительных процессов. Она продолжается с 12 до 24 часов после воздействия. Наблюдается усиление активности митохондрий, тканевого дыхания, пентозно-фосфатного пути обмена углеводов, растет количество митозов в клетках, усиливается лимфо- и кровообращение.

Поздний следовой период. Он длится в течение 3 месяцев. Наблюдается оживление обмена белков и нуклеотидов, а также активация всех видов обмена.

## Г л а в а 3

### Получение и прием ультразвука

- 3.1. Источники и приёмники ультразвука
- 3.2. Устройства для получения и приёма ультразвука
- 3.3. Факторы и артефакты, определяющие интенсивность принимаемого УЗ сигнала.

#### 3.1. Источники и приёмники ультразвука

Источниками ультразвука могут быть естественные явления, насекомые и животные, а также искусственные устройства - генераторы ультразвука.

Приёмниками УЗ могут быть клетки и органы насекомых и животных, а также искусственные регистрирующие устройства – датчики.

##### *Естественные источники и приёмники УЗ*

Естественным источником ультразвука может быть: шум ветра, водопады, морской прибой. Ультразвук возникает также при работе некоторых двигателей и станков.

Источниками УЗ являются также насекомые и животные: кузнечики, саранча, сверчки, лягушки, грызуны, летучие мыши, кошки, собаки, дельфины, киты и др. животные и насекомые.

Например, летучие мыши издают УЗ с частотой 70-80 кГц. Издаваемые ими колебания отражаются от окружающих предметов и воспринимаются специальными механорецепторами как своеобразные сигналы о лежащих на пути препятствиях. С помощью своего ультразвукового локатора летучие мыши и дельфины очень точно ориентируются в пространстве.

В табл. 5 даны верхние границы частот, воспринимаемых некоторыми животными и насекомыми.

Таблица 5

Верхняя граница частот (в кГц), воспринимаемых органом слуха:

чайки - 8	кузнечика - 100
лягушки - 30	летучей мыши - 150
собаки - 60	бабочки - 160
кошки - 100	дельфина - 200

##### *Искусственные источники и приёмники УЗ*

В технике ультразвук получают с помощью устройств, называемых УЗ-излучателями (генераторами УЗ).

Для регистрации УЗ используются устройства, называемые датчиками.

Поскольку одни и те же устройства обычно являются и источниками и приёмниками ультразвука, то их принято условно называть датчиками независимо от функции использования.

### 3.2. Устройства для получения и приёма ультразвука

В основе устройства излучателей и приёмников УЗ, применяемых в медицинской УЗ-аппаратуре, лежит или пьезоэлектрический или магнитострикционный эффект.

В технике также используются искусственные источники УЗ - специальные свистки и сирены.

Для получения и приёма ультразвука относительно низких частот (до 50 кГц), используются *магнитострикционные* преобразователи.

Работа магнитострикционных излучателей основана на прямом магнитострикционном эффекте.

Если на катушку, в которую помещён стержень из ферромагнитного материала, подавать переменный электрический ток, то вдоль стержня будет происходить сжатие или растяжение. Это явление называется прямым магнитострикционным эффектом (рис. 8).

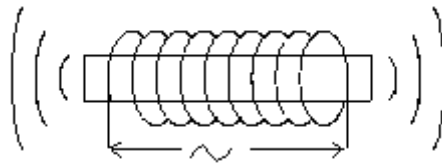


Рис. 8. Схема прямого магнитострикционного эффекта

Если периоды собственных колебаний стержня и магнитного поля одинаковы, то амплитуда колебаний будет максимальна, имеет место явление резонанса. Колебания стержня продольные, поэтому волна будет исходить из концов стержня.

Обычный магнитострикционный излучатель представляет собой пакет, набранный из тонких пластин толщиной 0,1 - 0,2 мм, которые изолируются между собой лакированием или оксидированием. Материалом пластин служат ферриты.

Для приёма УЗ используется обратный магнитострикционный эффект - если стержень из ферромагнитного материала сжимать или растягивать, то в обмотке возникает переменный ток (рис. 9).

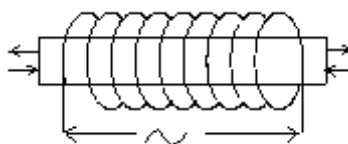


Рис. 9. Схема обратного магнитострикционного эффекта



### *Пьезоэлектрические преобразователи*

Для создания ультразвука высоких частот 1 - 10 МГц используются пьезоэлектрические излучатели. Пьезоэлектрические излучатели могут генерировать ультразвук с частотой до 50 МГц.

Пьезоэлектрические преобразователи основаны на принципе пьезоэлектрического эффекта («пьеzo» от греческого слова означающего "нажать"), открытого в 1880 году французскими учеными Жаком и Пьером Кюри. Сущность эффекта состоит в том, что при деформации пластины из некоторых кристаллов (кварца, сегнетовой соли, турмалина, фосфорнокислого аммония, керамических материалов на основе титаната бария и др.) на ее гранях возникают противоположные по знаку электрические заряды. Образующиеся при этом заряды прямо пропорциональны прикладываемой к кристаллу силе.

Причём в случае приложения к противоположным граням таких кристаллов разности потенциалов на них образуются разноимённые электрические заряды, под действием которых он деформируется. Это явление в отличие от предыдущего («прямого») назвали «обратным пьезоэлектрическим эффектом».

Применяемые в УЗ устройствах датчики содержат пьезоэлектрические кристаллы, способные преобразовывать электрическую энергию в механическую и наоборот.

*Прямой пьезоэлектрический эффект* используется в приемниках ультразвуковых волн.

Обратный пьезоэлектрический эффект применяется для излучения УЗ механических волн.

Схемы прямого и обратного пьезоэлектрического эффекта показаны на рис. 10:

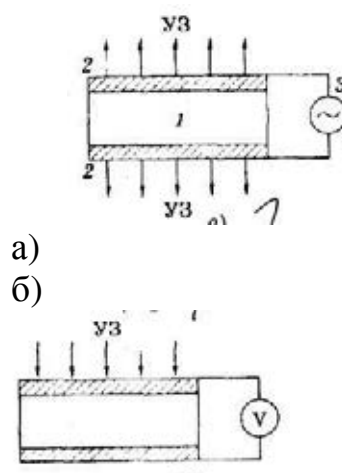


Рис. 10. Схема пьезоэлектрического эффекта:  
а) прямой, б) обратный

Пьезоэлектрический источник содержит пьезокристалл, на обеих гранях которого закреплены электроды (Рис. 11).

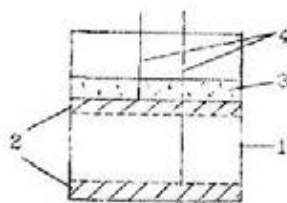


Рис. 11. Схема УЗ источника:  
1 - пьезокристалл, 2 - электроды,  
3 - изолирующий материал, 4 - проводники

С одной стороны кристалла находится прослойка вещества, поглощающего УЗ, который распространяется в направлении, противоположном требуемому. На стороне, обращенной к объекту, помещена УЗ линза. Используются различные кристаллы, генерирующие УЗ разной частоты (1 - 10) МГц, имеющие разный диаметр, фокусное расстояние 6-14 см. Выбор кристалла зависит от задачи исследования.

В некоторых случаях применяются сложные источники, состоящие из нескольких сотен мелких пьезокристаллов, работающих в одинаковом режиме. Это позволяет создавать УЗ пучок высокой плотности.

УЗ волны, используемые в медицине для диагностики, имеют частоту 2-10 МГц, соответственно, длину волны в жидкости  $\lambda$  - 0,5 - 1,5 мм, что позволяет создавать узкий УЗ луч способный производить очень точную локацию биологических структур и органов.

Под *разрешающей способностью* прибора понимают минимальное расстояние между двумя точками объекта, при котором они регистрируются на экране монитора как отдельные. Различают аксиальную (вдоль луча) и латеральную (перпендикулярно к нему) разрешающие способности. Первая определяется длиной УЗ импульса (которая пропорциональна длине волны), вторая – шириной луча. Чем выше частота, тем лучше разрешение. Однако при этом возрастает поглощение энергии УЗ луча и ухудшается его проникающая способность. Таким образом, можно говорить об оптимальной разрешающей способности для конкретной задачи.

Для диагностики чаще всего используют УЗ с частотой 2 - 4 МГц. УЗ луч с такой частотой, позволяет зарегистрировать отстоящие друг от друга объекты на расстоянии около 1 мм. Считают в этом случае разрешающую способность равной 1 мм.

При использовании высокой частоты УЗ луча с большой разрешающей способностью значительная часть посылаемой энергии тратится на отражение от многих малых структур, а оставшаяся часть проникает дальше, в глубь тканей. Таким образом, чем больше частота УЗ луча и, следовательно, чем больше разрешающая способность, тем меньше проникающая.

Например, для кардиологических исследований у взрослых людей используется частота 2,25 - 3,5 МГц, у детей более высокие частоты.

Поэтому для получения качественного сфокусированного изображения объекта с помощью отраженного сигнала, необходимо соответствие нужной глубины проникновения УЗ и размеров исследуемого объекта с частотой УЗ излучения.

Генерированный УЗ датчиком сигнал распространяется на некоторое расстояние, называемое *ближней зоной (полем)*, который затем расходится в так называемой *дальней зоне*. Лучше могут быть обследованы объекты, находящиеся в ближней зоне: здесь выше интенсивность излучения (рис. 12).

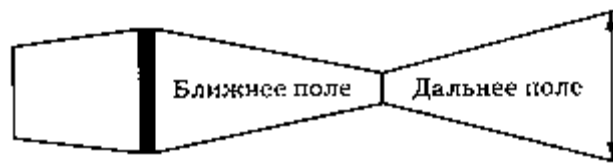


Рис. 12. Зоны не сфокусированного луча

В случае сфокусированного луча, в зоне фокуса УЗ лучи распространяются перпендикулярно границе раздела фаз, и эхосигнал имеет большую энергию (рис. 13).

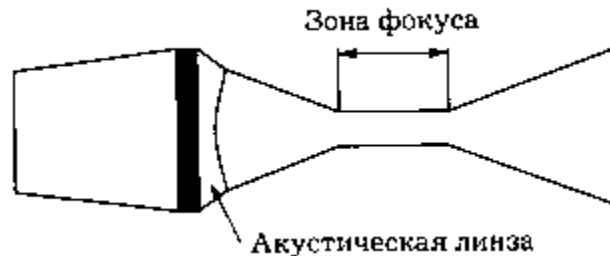


Рис. 13. Зоны луча сфокусированного акустической линзой.

Протяженность ближней зоны зависит от радиуса датчика и длины УЗ волны:

$$L \sim r/\lambda = rv/C = rv/1540,$$

где  $L$  - протяженность ближней зоны,  $r$  - радиус датчика,  $\lambda$  - длина УЗ волны,  $v$  – частота УЗ,  $C = 1540$  м/с – средняя скорость УЗ в мягких тканях.

Отсюда видно, что размер ближайшей зоны можно увеличить, увеличив частоту или радиус датчика. Выбор конкретного датчика зависит от многих факторов (см. табл. 6).

Сравнительная характеристика УЗ датчиков.

Параметры датчика	Преимущества	Недостатки
Малый диаметр	Можно: использовать при ограниченной зоне; сильно отклонять; он дает тонкий пучок в ближайшей зоне	Короткая ближняя зона, большая дивергенция (расхождение) в дальней зоне
Большой диаметр	Длинная ближняя зона, малая дивергенция в дальней зоне	Низкая латеральная разрешающая способность из-за широкого пучка
Высокая частота	Высокая разрешающая способность, длинная ближняя зона	Низкая проникающая способность
Низкая частота	Высокая проникающая способность	Низкая разрешающая способность, малая ближняя зона

Для исследования органов брюшной полости и забрюшинного пространства, а также полости малого таза используется частота 2,5 - 3,5 МГц, для исследования щитовидной железы используется частота 7,5 МГц.

Можно удлинить ближнюю зону и уменьшить расхождение УЗ пучка в дальней зоне с использованием специальных линз.

Собирающие линзы фокусируют параллельные УЗ лучи и используются для сжатия пучка. Они формируют узкий пучок высокой интенсивности на коротком участке, за пределами которого лучи расходятся, но не в такой степени, как это было бы без их использования.

В современных датчиках фокусировка УЗ лучей осуществляется электронными средствами.

#### *Виды ультразвукового сканирования*

Используются три вида ультразвукового сканирования: линейное (параллельное), конвексное и секторное.

Для различного вида сканирования используются разные излучатели: линейные, конвексные (выпуклые), секторные и др. Конвексные датчики сочетают в себе преимущества секторного и линейного сканирования

Схемы для различных видов ультразвукового сканирования представлены на рис.14.

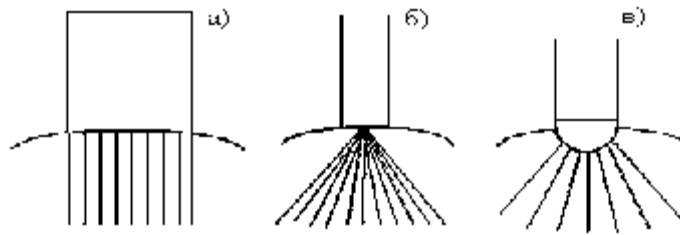


Рис. 14. Схемы ультразвукового сканирования:  
а) - линейное (параллельное), б) – секторное,  
в) – конвексное

Форматы изображения, получаемые при помощи некоторых датчиков, представлены на рис. 3.2.8:

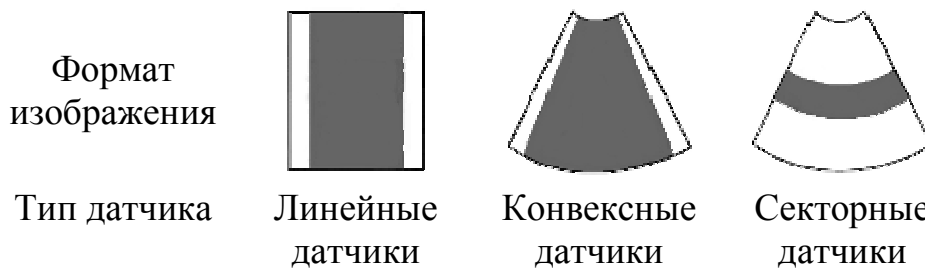


Рис.15.

Форматы изображения: темным фоном выделены зоны с наилучшим разрешением

Выбор датчика для каждого исследования проводится с учетом глубины и характера положения органа.

Существуют различные виды датчиков

*Линейные датчики*

Преимуществом линейного датчика является полное соответствие исследуемого органа положению самого датчика на поверхности тела, высокое разрешение в поле, расположенном близко к датчику. Недостатком линейных датчиков является сложность обеспечения во всех случаях равномерного прилегания поверхности датчика к коже пациента, что приводит к искажениям получаемого изображения по краям. Размер линейных датчиков от 3 до 10 см.

*Конвексные датчики*

Конвексные датчики имеют выпуклую одномерную решетку, лучи расходятся веером. Конвексный датчик имеет меньшую длину, поэтому легче добиться равномерности его прилегания к коже пациента. У них уменьшен размер, но область сканирования увеличена, в ближней зоне разрешение остается высоким.

Однако при использовании конвексных датчиков получаемое изображение по ширине на несколько сантиметров больше размеров самого датчика. Для уточнения анатомических ориентиров врач обязан учитывать это несоответствие.

Этот тип датчиков используется при исследовании внутренних органов брюшной полости и малого таза, а также для исследования щитовидной железы, почек и печени, причём для почек и печени в равной степени пригодны как конвексные, так и линейные датчики. Такие датчики используются, также в стоматологии.

#### *Секторные датчики*

Секторные датчики подразумевают расхождение лучей из одной точки. Они имеют еще большее несоответствие между размерами датчика и получаемым изображением, поэтому используется преимущественно в тех случаях, когда необходимо с маленького участка тела получить большой обзор на глубине. Наиболее целесообразно использование секторного сканирования при исследовании, например, через межреберные промежутки, либо когда интересующий объект прикрыт каким либо препятствием, например костями черепа. Они имеют малую поверхность соприкосновения, используются при исследовании сердца и мозга через родничок.

#### *Кольцевые датчики*

Кольцевые датчики, в которых используется кольцевое фазовое построение кристаллов. Они состоят из множества круглых концентрически расположенных кольцевидных кристаллов, что позволяет фокусировать ультразвуковой луч, как в плоскости изображения, так и перпендикулярно ему.

Существуют датчики, специально сконструированные для того, чтобы быть ближе расположенными к исследуемому объекту: трансвагинальный, трансректальный, пищеводный и имеют разные формы.

В диагностических целях обычно используют датчики с частотами: от 3.0 до 10 МГц. В последние годы появились приборы, оснащенные высокочастотными датчиками 10-20 МГц.

Датчики с рабочей частотой 3.0- 5.0 МГц (конвексные и секторные) используются в кардиологии, в абдоминальной диагностике и исследованиях органов малого таза, в педиатрии. С частотой 3.0-10 МГц (линейные датчики) – при исследовании поверхностно расположенных кровеносных сосудов и органов – щитовидной железы, молочных желез, лимфатической системы.

Типичные характеристики разрешения линейных датчиков для различных частот указаны в табл.7.

Таблица 7

Частота, МГц	Аксиальное разрешение, мм.	Латеральное разрешение, мм.
3,0 (исслед. камней)	1,1	2,8
10,0 (исслед. сосудов)	0,3	1,0

### 3.3. Факторы и артефакты, определяющие интенсивность принимаемого УЗ

Интенсивность УЗ, полученного в результате отражения («эхо» - сигнал) от границ раздела сред зависит от многих факторов.

Перечислим факторы, которые приводят к ослаблению уровня эхо-сигнала на прямой и обратной трассах распространения:

-любое отклонение луча от выбранного направления из-за рефракции, дифракционного рассеяния на мелких неоднородностях (пузырьках воздуха, пузырьках жидкостей, морфологических микроструктурах),

-поглощение УЗ биологическими средами.

Получаемое изображение биологического объекта, часто искажается помехами и артефактами.

Приведём *основные артефакты* при УЗИ-диагностике.

1. *Реверберация*. Наблюдается в случае, когда ультразвуковая волна попадает между двумя или более отражающими поверхностями, частично испытывая многократное отражение. При этом на экране появятся несуществующие поверхности, которые будут располагаться за вторым отражателем на расстоянии, равном расстоянию между первым и вторым. Наиболее часто это происходит при прохождении луча через жидкости, содержащие структуры (рис.16).

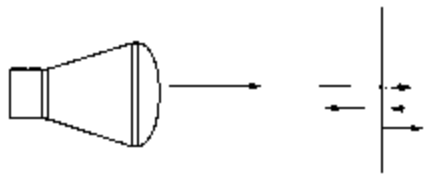


Рис.16.

Многократное отражение (реверберация)

2. *Зеркальные артефакты.* Это появление ещё одного зеркального изображения объекта, в случае сильно отражающей границы раздела и мощном облучателе. Это явление часто возникает около диафрагмы (рис.17)

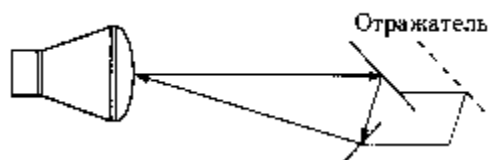


Рис.17. Зеркальный артефакт

3. *"Хвост кометы".* Так называют мелкие эхопозитивные сигналы, появляющиеся позади пузырьков газа и обусловленные их собственными колебаниями.

4. *Артефакт преломления.* Проявляется, если путь ультразвука от датчика к отражающей структуре и обратно не является одним и тем же. При этом на изображении возникает неправильное положение объекта (рис.18).



Рис.18. Артефакт преломления

5. *Артефакт эффективной отражательной поверхности.* Заключается в том, что реальная отражательная поверхность больше, чем отображенная на изображении, так как отраженный сигнал не всегда весь возвращается к датчику (рис.19).

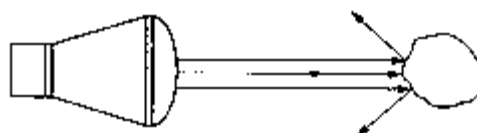


Рис.19.

Отраженный сигнал возвращается к датчику не полностью



6. *Артефакты толщины луча.* Это появление, в основном в жидкостьсодержащих структурах, пристеночных отражений, обусловленных тем, что ультразвуковой луч имеет конкретную толщину, и часть этого луча может одновременно формировать изображение органа и изображение рядом расположенных структур (рис.20)

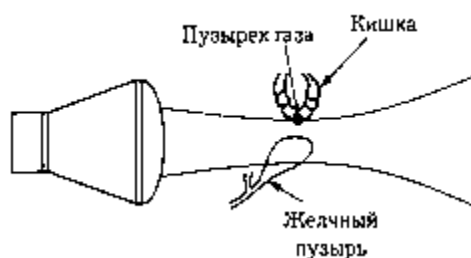


Рис.20. Артефакт толщины луча

7. *Артефакты скорости ультразвука.* Усредненная скорость ультразвука в мягких тканях 1540 м/с, на которую запрограммирован прибор, несколько больше или меньше скорости в той или иной ткани. Поэтому небольшое искажение изображения неизбежно (рис.21).

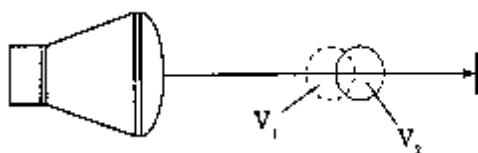


Рис.21. Артефакт скорости звука

8. *Артефакт акустической тени.* Возникает за сильно отражающими или сильно поглощающими ультразвуком структурами (Рис.22).



Рис.22. Артефакт акустической тени

9. *Артефакт дистального псевдоусиления* (дистальный от лат. *disto* — отстою, в анатомии человека участок тела более отдалённый от его центра или срединной (медианной) плоскости). Возникает позади слабопоглощающих ультразвук структур (рис.23).

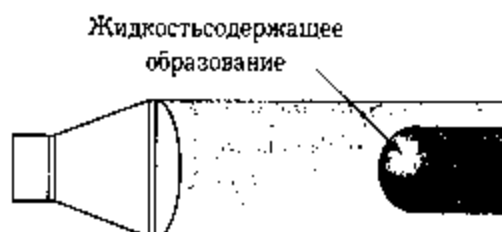


Рис.23. Артефакт дистального псевдоусиления

10. *Артефакт боковых теней*. Возникает при падении луча по касательной на выпуклую поверхность структуры, скорость прохождения ультразвука в которой значительно отличается от окружающих тканей. Происходит преломление и, иногда, интерференция ультразвуковых волн (рис.24).

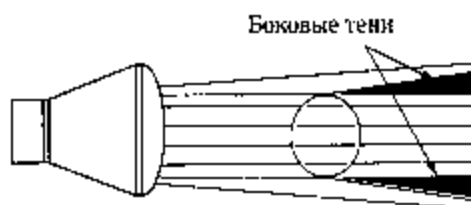
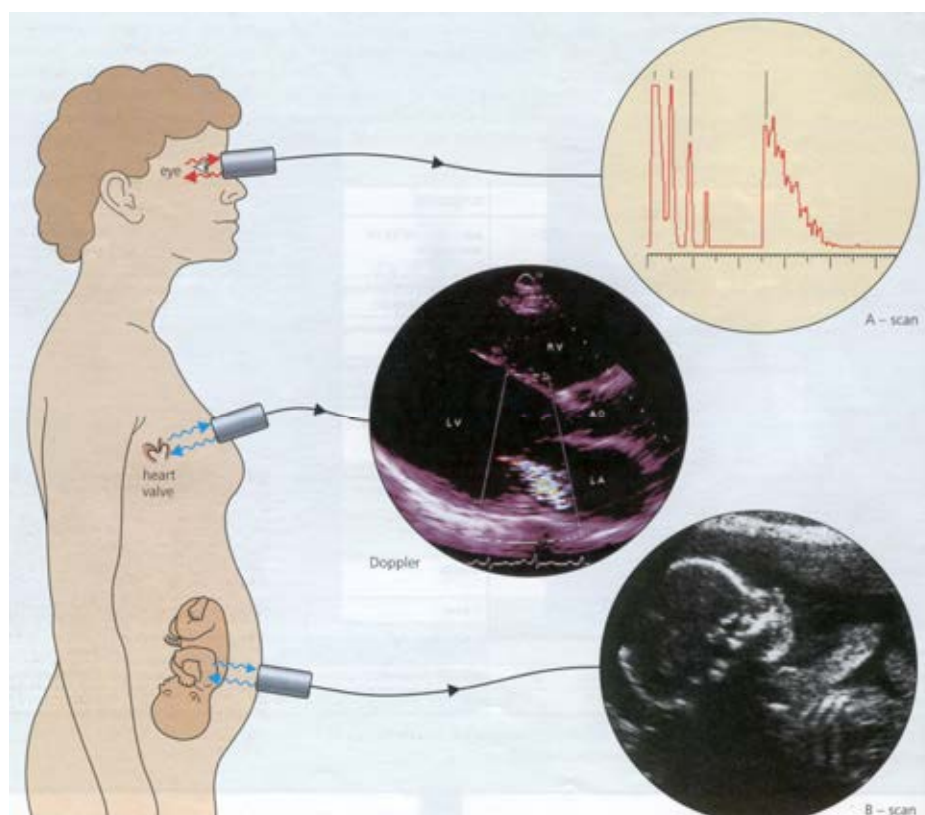


Рис.24. Артефакт боковых теней

Возможное наличие различных артефактов сопровождающих УЗ исследование органов и тканей приводит к трудностям в постановке верного диагноза и высоким требованиям к квалификации специалистов проводящих эти исследования.

## Глава 4

### Ультразвуковая диагностика



#### 4.1. Ультразвук в медицине

#### 4.2. Методы ультразвуковой диагностики

4.2.1. Эхография

4.2.2. Доплерография

4.2.3. Методы получения изображения

#### 4.3. Использование ультразвуковых методов диагностики в практической медицине

4.3.1. Измерение скорости кровотока

4.3.2. Ультразвуковая диагностика нарушений мозгового кровообращения

4.3.3. Эхоэнцефалография

4.3.4. Ультразвуковая диагностика некоторых внутренних органов

4.3.5. Ультразвуковая диагностика в кардиологии

4.3.6. Ультразвуковая диагностика в педиатрии

4.3.7. Ультразвуковая диагностика в гинекологии и акушерстве

4.3.8. Ультразвуковая диагностика в эндокринологии

4.3.9. Ультразвуковая диагностика в офтальмологии

4.3.10. Преимущества и недостатки ультразвуковой диагностики

#### **4.1. Ультразвук в медицине**

Ультразвук в медицинской практике находит исключительно широкое применение. Он используется в диагностике (энцефалография, кардиография, остеоденситометрия и др.), лечении (дробление камней, фонофорез, акупунктура и др.), приготовлении лекарств, очистка и стерилизации инструмента и препаратов.

УЗ используется в кардиологии, хирургии, стоматологии, урологии, акушерстве, гинекологии, педиатрии, офтальмологии абдоминальной патологии и других областях медицинской практики.

#### **4.2. Ультразвуковые методы диагностики.**

В ультразвуковой диагностике используется как отражение волн (эхо) от неподвижных объектов (частота волны не изменяется), так и отражение от подвижных объектов (частота волны изменяется – эффект Доплера).

Поэтому ультразвуковые диагностические методы делятся на эхографические и доплерографические.

*Ультразвуковое просвечивание* основано на различном поглощении ультразвука разными тканями организма. При исследовании внутреннего органа в него направляют ультразвуковую волну определенной интенсивности и регистрируют интенсивность прошедшего сигнала датчиком, расположенным по другую сторону органа. По степени изменения интенсивности воспроизводится картина внутреннего строения органа.

#### ***Виды и типы ультразвуковых диагностических устройств.***

В современной клинической практике широко применяется множество аппаратов, специально разработанных и предназначенных для различных разделов медицины. Например, до настоящего времени в офтальмологической практике, травматологии, нейрохирургии и оториноларингологии, наряду со сканирующими, используются и относительно простые аппараты, работающие в одномерном режиме. Они специально и наилучшим образом приспособлены для конкретных исследований.

В зависимости от области применения ультразвуковые аппараты имеют свои конструктивные особенности и наборы датчиков, рабочий диапазон которых весьма широк.

С практической точки зрения, ультразвуковые аппараты могут быть разделены в зависимости от области применения на аппараты общего назначения, универсальные аппараты, аппараты специального назначения.

Аппараты общего назначения - относительно недорогие и несложные в работе. С их помощью производится осмотр органов брюшной полости, забрюшинного пространства и малого таза. Дополнительные датчики позволяют исследовать щитовидную, молочные железы, мягкие ткани. Эти аппараты могут применяться также в акушерской, педиатрической и неонатологической клиниках.

Универсальные аппараты — имеют все перечисленные возможности аппаратов общего назначения и, кроме того, ряд дополнительных, например, дают возможность осмотра предстательной железы трансректальным доступом; исследование в операционной ране; применение в офтальмологии, производство прицельной тонкоигольной биопсии. Наличие в таком аппарате доплеровского блока позволяет проводить осмотр сердца и сосудов с оценкой их функций и т.п.

Аппараты специального назначения - в зависимости от конкретной области использования: эхокардиографы, эхоостеометры, эхосинускопы, эхоофтальмоскопы, эхомаммоскопы и др.

#### 4.2.1. Эхография

**Эхография** - это метод исследования структуры и функции органов и получения изображения среза органов, соответствующего их реальным размерам и состоянию.

В эхографии различают эхолокацию и ультразвуковое сканирование.

*Эхолокация* - это метод регистрации интенсивности отражённого сигнала (эхо) от границы раздела фаз.

Общие принципы формирования эхосигналов от границ исследуемых тканей и органов схожи с известными принципами радиолокации и гидролокации. Исследуемый объект облучается короткими УЗ импульсами, энергия которых сконцентрирована вдоль узкого луча.

Импульс, распространяясь в среде от источника УЗ, дойдя до границы раздела сред с разными волновыми сопротивлениями  $Z$ , отражается от границы и попадает на приёмник УЗ (датчик). Энергия отраженного импульса тем больше, чем больше разность волновых сопротивлений этих сред. Зная скорость распространения УЗ импульса (в биологических тканях, в среднем, 1540 м/с) и время, за которое импульс прошел расстояние до границы сред и обратно, можно вычислить расстояние  $d$  от источника УЗ до этой границы:

$$D = 1540 t/2$$

Это соотношение лежит в основе УЗ визуализации объектов при эхолокации.

Перемещение датчика позволяет выявить размеры, форму и расположение исследуемого объекта.

Фактически скорость УЗ варьируется для различных тканей в пределах  $\pm 5\%$ . Поэтому, с точностью  $5\%$  можно определять расстояния до границ объекта и с точностью  $10\%$  протяжённость исследуемого объекта вдоль луча.

При эхолокации излучаются только короткие импульсы. В медицинской УЗИ аппаратуре генератор УЗ работает в импульсном режиме с частотой 2,5 - 4,5 МГц.

Например, в эхокардиографии используют ультразвуковые импульсы длительностью около 1 микросекунды. Датчик работает в режиме излучения менее 0,1% времени, а остальное время (99,9%) в режиме приёма. При этом пациент получает минимальные дозы УЗ облучения, обеспечивающие безопасный уровень воздействия на ткани.

К важным преимуществам эхографии следует отнести ее неионизирующую природу и низкую интенсивность используемой энергии. Безопасность метода определяется также краткостью воздействия. Как уже отмечалось, ультразвуковые преобразователи работают в режиме излучения только 0,1 - 0,14 времени цикла. В связи с этим при обычном обследовании фактически время облучения составляет около 1 с. К этому необходимо добавить, что до 50% энергии ультразвуковых волн, затухая, не достигает исследуемого объекта.

#### *Ультразвуковое сканирование*

Для получения изображения органов используется *ультразвуковое сканирование*.

Сканирование – перемещение ультразвукового пучка направленного на объект во время исследования. Сканирование обеспечивает регистрацию сигналов последовательно от разных точек объекта; изображение возникает на экране монитора и регистрируется в памяти прибора и может быть воспроизведено на фотобумаге или пленке. Изображение можно подвергать математической обработке, измеряя, в частности, величину разных элементов объекта. Яркость каждой точки на экране находится в прямой зависимости от интенсивности эхо-сигнала. Изображение на экране монитора представлено обычно 16-ю оттенками серого цвета или цветной палитрой, отражающими акустическую структуру тканей.

В ультразвуковой диагностике используется три типа сканирования: параллельное (параллельное распространение УЗ волн), секторное (распространение УЗ волн в виде расходящегося пучка) и сложное (при движении или покачивании датчика).

#### *Параллельное сканирование*

Параллельное сканирование осуществляется с использованием многокристаллических датчиков, обеспечивающих параллельное распространение УЗ колебаний. При исследовании органов брюшной полости быстрее осуществляется поиск необходимых анатомических ориентиров. Такой вид сканирования обеспечивает видение широкого обзорного поля в близкой зоне и высокой плотности акустических линий в дальней зоне.

#### *Секторное сканирование*

Секторное сканирование обеспечивает преимущество малой площади контакта с объектом, когда ограничен доступ в исследуемую зону (глаза, сердца, мозга через родничок). Секторное сканирование обеспечивает широкое обзорное поле в дальней зоне.

### *Выпукло секторное сканирование*

Выпукло секторное сканирование, являющееся разновидностью секторного, отличается тем, что кристаллы датчика скомпонованы на выпуклой поверхности. Это обеспечивает широкое обзорное поле, при сохранении хорошего обзорного поля в ближней зоне.

### *Сложное сканирование*

Сложное сканирование осуществляется при движении датчика в направлении, перпендикулярном линии распространения УЗ луча. Поскольку датчик находится в постоянном движении, а экран имеет длительное послесвечение, отражённые импульсы сливаются, формируя изображение сечения обследуемого органа на заданной глубине. При сложном сканировании датчик фиксируют на специальном штативе. Кроме движения датчика по поверхности, осуществляется его покачивание на определенный угол вокруг его оси. При этом обеспечивается увеличение количества воспринимаемой отражённой энергии.

## **4.2.2. ДОПЛЕРОГРАФИЯ**

Доплерография представляет собой метод диагностики, основанный на эффекте Доплера.

### *Эффект Доплера*

В 1842 г. ДОПЛЕР (Допплер - Doppler) Кристиан, австрийский физик и астроном, указал на существование эффекта, названного позже его именем.

Эффект Доплера представляет изменение частоты сигнала воспринимаемого приёмником, при движении источника и приёмника относительно друг друга.

В доплерографии это выражается в изменении частоты УЗ принятой приёмником, в результате излучённых неподвижным источником волн при отражении от движущихся объектов и принятых неподвижным приёмником.

Если генератор излучает ультразвук с частотой  $\nu_{Г}$ , а изучаемый объект движется со скоростью  $V$ , то, частота УЗ  $\nu_{П}$  зарегистрированная приёмником (датчиком) может быть найдена по формуле:

$$\nu_{П} = \frac{C + v}{C} \nu_{Г}$$

где  $V$  - скорость тела в среде,

$C$  - скорость распространения УЗ волны в среде.

Разность частот волн, излучаемых генератором и воспринимаемых приёмником,  $\Delta \nu$  называется доплеровским сдвигом частоты.

В медицинских исследованиях доплеровский сдвиг частот рассчитывается по формуле:

$$\nu_d = \frac{2v}{C} \nu_{\Gamma}$$

где  $V$  - скорость движения объекта,  $C$  - скорость распространения УЗ в среде,  $\nu_{\Gamma}$  - исходная частота генератора.

По сдвигу частоты определяется скорость движения исследуемого объекта.

При Доплеровских методах используют как непрерывное излучение, так и импульсные сигналы.

В непрерывном режиме одновременно работают источник и приёмник излучения. Полученный сигнал обрабатывается и определяется скорость движения объекта.

В импульсном режиме также используется один датчик на излучение и приём. Он периодически короткое время работает как излучатель, а в промежутках между излучением, как приемник. Пространственное разрешение достигается благодаря излучению коротких УЗ импульсов.

Доплерография эффективно используется в диагностике кровотока и сердца. При этом определяется зависимость изменения частоты прошедшего сигнала от скорости движения эритроцитов или подвижных тканей сердца.

Если скорость объекта  $v_{об}$  много меньше скорости УЗ волны  $v_{уз}$ , то доплеровский сдвиг частоты  $F$  относительно частоты исходной волны  $f$  запишется в виде:

$$F = 2f \cos \theta v_{об} / v_{уз}$$

Здесь  $\theta$  – угол между направлением потока и направлением УЗ луча (Рис. 23).

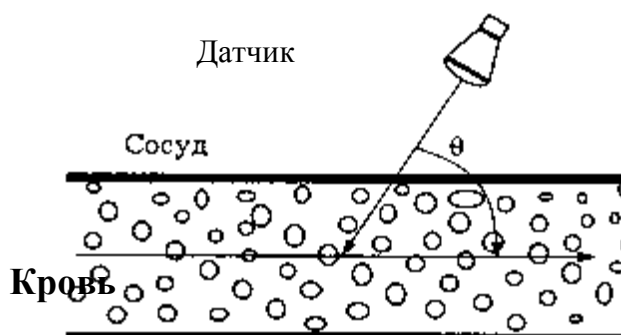


Рис. 23



Удвоение сдвига частоты получается из-за того, что объекты сперва играют роль движущихся приемников, а затем движущихся излучателей.

Из приведенной формулы также следует, что если объекты движутся навстречу датчикам, то  $F > 0$ , если от датчиков, то  $F < 0$ .

Если измерить  $F$ , то, зная угол  $\theta$ , можно определить скорость движения объекта.

К примеру, если скорость УЗ в ткани равна 1540 м/с, а частота УЗ зондирующего сигнала 5-10 МГц, то скорость кровотока может составлять 1-100 см/с, а доплеровский сдвиг частоты будет составлять  $10^2 - 10^4$  Гц, т.е. доплеровский сдвиг частот будет проявляться в звуковом диапазоне частот.

Метод доплерографии используются также для исследования магистральных сосудов головы (транскраниальная доплерография).

### 4.2.3. МЕТОДЫ ПОЛУЧЕНИЯ ИЗОБРАЖЕНИЯ

Аппаратура для ультразвуковой диагностики в своём составе имеют следующие основные части (рис. 24):

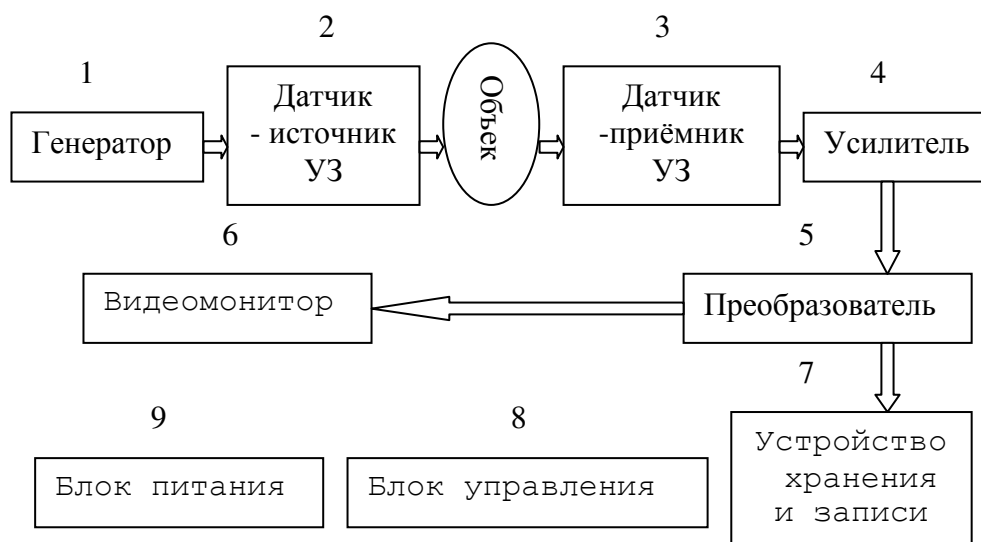


Рис. 24

- 1 - генератор электрических колебаний,
- 2 - источник УЗ (датчик),
- 3 - приёмник УЗ (датчик),
- 4 - усилитель,
- 5 - преобразователь,
- 6 - видеомонитор,
- 7 - устройство хранения и записи изображений,
- 8 - блок управления,
- 9 - блок питания.

Генератор генерирует электрические сигналы с заданными параметрами (формой, частотой, длительностью, амплитудой, фазой) и подаёт их на излучатель (датчик).

Получаемые датчиком отражённые от исследуемого объекта УЗ волны преобразуются в электрические импульсы, поступающие через усилитель на преобразователь.

Преобразователь обрабатывает полученные сигналы, создавая образы для получения изображений на мониторе и регистрации на различных носителях информации.

Блок управления служит для задания необходимых параметров УЗ исследования.

Блок питания обеспечивает электропитанием всех элементов входящих в состав прибора.

В зависимости от способа получения и воспроизведения информации, приборы для эхографической диагностики делятся на три группы:

- приборы с одномерной регистрацией типа А, В, и М;
- приборы с двумерной регистрацией типа В и М;
- приборы с трехмерной регистрацией(3D).

*Одномерная регистрация. А-метод*

Регистрация ультразвуковых волн, отразившихся от исследуемых структур. Их изображение в виде вертикальных всплесков носит название одномерного, или А-метода (от англ. amplitude).

В А - методе изображение на мониторе (эхограмма) содержит лишь одну пространственную координату вдоль пучка. По оси Х регистрируется время, а по оси У - амплитуда эхосигналов отраженных от всех границ раздела двух сред различной плотности по пути следования луча.

При этом отраженный сигнал образует на экране фигуру в виде пика на прямой линии (рис. 25). Высота пика соответствует акустической плотности среды, а расстояние между пиками – глубине расположения границы раздела между средами.



Рис.25.

Эхограмма, полученная при А-методе ультразвукового исследования.: H – зависит от плотности ткани, D – зависит от глубины расположения объекта.

При этом амплитуда УЗ импульсов зависит как от степени поглощения УЗ волны с ростом пройденного расстояния, так и от разности плотностей граничащих сред, в то время как временной промежуток между соседними импульсами всегда прямо пропорционален расстоянию между двумя соседними границами раздела сред.

Эхограммы тканей различного типа различаются количеством импульсов, их расположением и амплитудой. Анализ эхограмм дает информацию о координатах и размерах объекта, но не дает их изображения.

А-метод имеет два варианта: **В** (от "brightness" - яркость) и **М** (от "time motion", движение во времени).

При варианте **В** отраженные импульсы регистрируются не в виде всплесков, а в виде светящихся точек, яркость которых прямо пропорциональна интенсивности эхосигнала (Рис.26).

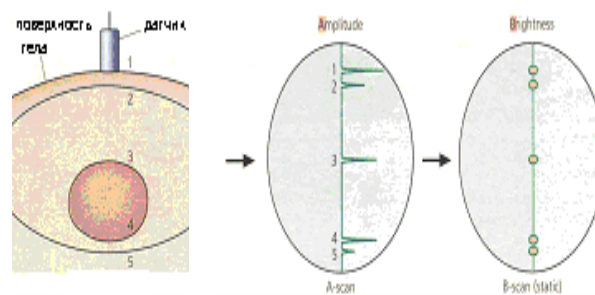


Рис.26

**Вариант М** позволяет получить информацию о движущихся структурах.

В М методе на экране осциллографа по вертикальной оси высвечиваются точки, находящиеся на различных расстояниях от датчика до различных структур объекта, а по горизонтальной оси - время.

Датчик при М способе может посылать импульсы с частотой 1 кГц. Это обеспечивает очень высокую частоту смены изображений. Исследование М способом дает представление о движении различных структур объекта, которые пересекаются одним УЗ пучком. Главный недостаток М метода - одномерность.

Описанный метод используется, преимущественно в кардиологии, для анализа динамики движущихся структур сердца

Приборы с индикацией типа А (используются короткие - длительностью порядка  $10^{-6}$ с УЗ импульсы) применяются в неврологии, нейрохирургии, онкологии, акушерстве, офтальмологии.

Метод одномерной ультразвуковой биолокации применяется в медицине уже более сорока лет, однако в настоящее время он переживает второе рождение. Новый этап развития этого диагностического метода связан с применением современных цифровых технологий получения дополнительных диагностических данных, которые не могли быть получены приборами первого поколения.

Современные диагностические системы, основанные на использовании компьютера, позволяют получать результаты исследования в реальном времени, хранить и обрабатывать данные таким образом, что позволяет увеличить точность и объективность исследований. Появились новые диагностические параметры и методики.

Развитие технологии одномерной ультразвуковой биолокации способствовало появлению новых ультразвуковых методик в эндокринологии (УЗ - остеоденситометрия), офтальмологии (УЗ - офтальмоскопия), отоларингологии (УЗ - синускопия), а появление компьютерных УЗ приборов - эхоэнцефалографов значительно облегчило и повысило точность диагностики многих неврологических заболеваний.

#### *Двумерная регистрация. В-метод*

Режим двумерного изображения (2D), иначе называемый режимом визуализации в реальном масштабе времени, является развитием В-метода. Этот режим используется наиболее часто. Для получения двумерного изображения в реальном времени УЗ луч сканируется в заданной плоскости (в секторе 60-90°) (Рис.27).

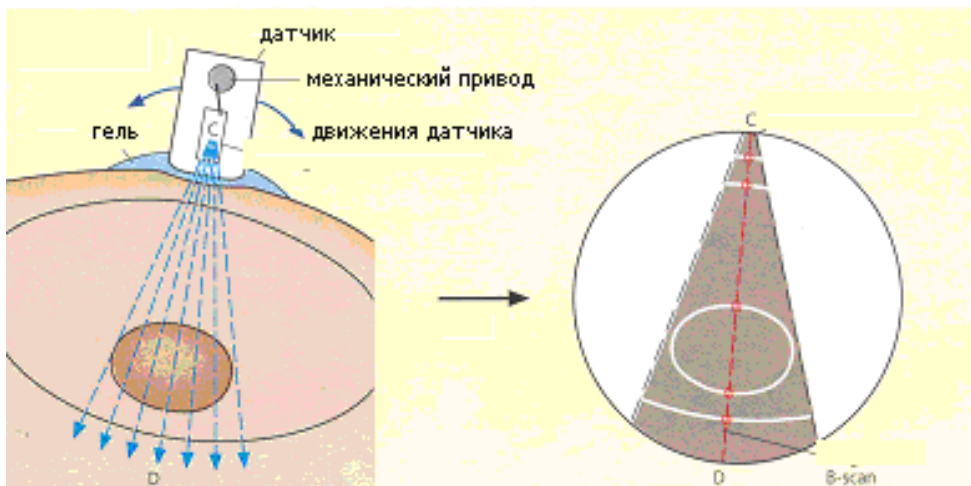


Рис.27

Получаемая совокупность эхо-сигналов преобразуется далее в электрические сигналы, которые обрабатываются ЭВМ и формируются изображение на экране монитора. Определяются границы объекта и его размер. На экране с памятью получается сечение, состоящее из множества светящихся точек (пикселей), соответствующих эхограммам при различных направлениях луча. Яркостная модуляция точек на экране передает информацию об амплитуде принятых сигналов и позволяет сформировать полутоновое (в серой шкале) изображение.

Весь набор анализируемых интенсивностей эхосигналов соответствует в современных системах 256-ти оттенкам серого цвета. Белый цвет отражает максимальную интенсивность, а черный – минимальную.

Длительность импульсов, частота повторения и формат изображения взаимосвязаны. Частота смены кадров при двумерном исследовании в реальном масштабе времени ограничена снизу не менее чем 20 кадрами в секунду.

На рис.28 приведена схема получения изображения быстро движущихся объектов, например элементов сердца в реальном масштабе времени. Наличие в данной схеме многих датчиков увеличивает скорость получения информации о движущемся объекте.

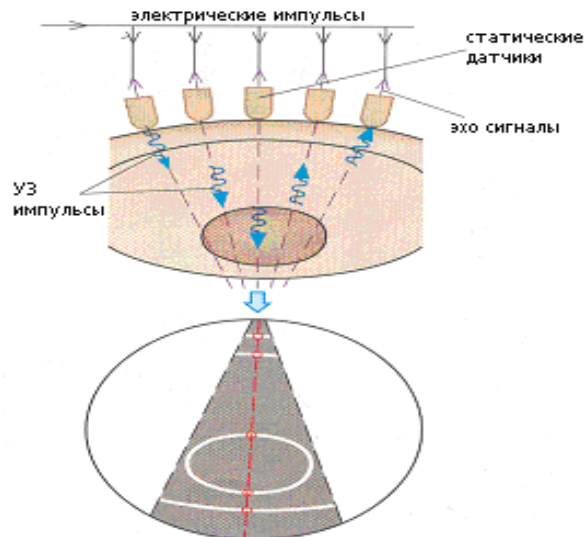


Рис.28

### **Трехмерная регистрация (3D).**

Современные цифровые УЗ приборы позволяют реализовать трехмерную визуализацию (3D) представляющую дальнейшее развитие В метода. При этом удается суммировать параллельные срезы в единый объемный блок в реальном времени.

#### **В ходе исследования оценивается:**

- расположение органов и их частей;
- их форму и размеры;
- контуры;
- структуру (с оценкой звукопроводимости);
- наличие или отсутствие дополнительных образований;
- состояние внутри- и околоорганных сосудов.

#### **Основные плоскости сканирования**

- сагиттальная (продольная) - плоскость сканирования, когда длинная ось датчика ориентирована в направлении голова - ноги пациента;
- фронтальная - плоскость сканирования, когда датчик расположен на боковой поверхности тела пациента при ориентации его длинной оси голова - ноги;
- поперечная - плоскость сканирования, когда длинная ось датчика ориентирована перпендикулярно длинной оси тела пациента.

### 4.3. Использование ультразвуковых методов диагностики в практической медицине

Вместе с технологическими усовершенствованиями, ультразвуковые диагностические приборы прогрессировали от больших, громоздких машин, воспроизводящих неоптимальные изображения к переносному, удобному для использования, и сложному прибору (Рис. 29).



Рис. 29. Вид современной ультразвуковой диагностической установки

Такая эволюция потребовала тесного единения физики, физиологии, медицины, техники, и управления.

Первая попытка изготовить фонограммы человеческого тела относится к 1942 году. Немецкий ученый Дуссиле "освещал" ультразвуковым пучком человеческое тело и затем измерял интенсивность пучка, прошедшего через тело (по методике работы с рентгеновскими лучами Мюльхаузера). В начале 50-х годов прошлого века американские ученые Уилд и Хаури впервые и довольно успешно применили ультразвук в клинических условиях. Свои исследования они сосредоточили на мозге, так как диагностика с помощью рентгеновских лучей не только сложна, но и опасна. Получение такой информации с помощью рентгеновских лучей требовало около часа времени. Тогда как применение ультразвука позволяло хирургу устанавливать диагноз при серьезных повреждениях головы точно и относительно быстро.

Уже в 60х годах прошлого столетия использование УЗ волн в медицинской диагностике получило широкое распространение.

В общей хирургии, особенно травматологии, оказалось особенно ценным портативность ультразвуковых устройств и скорость доступа к пациентам в ситуациях от которых зависит их жизнь. В 1971г., Кристенсен из Германии впервые сообщил об использовании ультразвука для оценки пациента с травмами тупым предметом. За этим последовало перспективное исследование, выполненное Ашером который изучил использование ультразвука как методику контроля на подозрение разрыва селезёнки.

Тайлинг из Кельнского университета, исследовал использование ультразвуграфии для оценки торакса, забрюшинного пространства, и других внутрибрюшных органов в середине 1980-ых годов.

С тех пор УЗ методы постоянно совершенствовались и развивались. В настоящее время ультразвуковое диагностическое оборудование, занимая около четверти мирового рынка медицинских технологий.

Ультразвуковые методы медицинской диагностики обладают следующими свойствами: способность диагностировать мягкие ткани внутренних органов, возможность получения картинки плоскости среза тканей, достаточно хорошее пространственное разрешение (1-5мм), мобильность, безопасность, неинвазивность, способность наблюдения за движением органов и тканей в реальном времени, относительно невысокая цена аппаратуры. Совокупность перечисленных свойств придаёт уникальность УЗИ исследованиям и обеспечивает широкое распространение в медицинской практике.

Для контроля качества работы ультразвуковых приборов используются тканево-эквивалентные фантомы.

В наименование аппаратов, входит аббревиатура (УЗТ) и цифры. Первая из них указывает на частоту генерируемых колебаний с округлением 880 кГц - 1 МГц, 2640 кГц - 3 МГц: последующие цифры указывают на номер модели и область применения. Отдельным аппаратам даются предметные наименования. УЗТ-1. 01 Ф - физиотерапевтический, 02 С - стоматологический, 03 У - урологический; 04 О - офтальмологический. Все эти аппараты имеют один и тот же вид и отличаются лишь набором специализированных головок-излучателей. Такой же внешний вид имеют аппараты для поверхностного воздействия УЗ-колебаниями. Разработаны новые ультразвуковые терапевтические аппараты "УЗТ-1 08-Ф", а также "УЗТ-3. 07 Ф", которые работают с любым из имеющихся излучателей соответствующей частоты ультразвука. Имеется серия аппаратов позволяющих использовать две частоты колебаний 880 и 2640 кГц.

#### **4.3.1. Измерение скорости кровотока**

В 1960 г. Satomura и Kaneko первыми сообщили о возможности регистрации кровотока в сосуде через кожу при помощи ультразвука с использованием эффекта Доплера (Рис. 30).



Рис. 30. Локация кровотока по общей сонной артерии

Состояние кровотока в сосуде определяется по данным спектрального анализа доплеровского сигнала, характер которого зависит от особенностей движения эритроцитов. В физиологических условиях почти во всех отделах кровеносной системы наблюдается ламинарное течение крови, а профиль скоростей потока в сосудах имеет параболическую форму (Рис. 31).

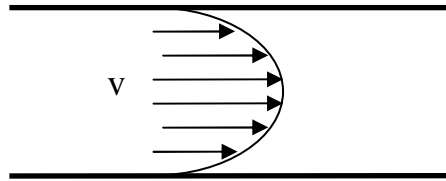


Рис. 31

В сосуде большого диаметра, например в аорте, профиль скоростей отличается от параболического – в средней части сосуда большое количество эритроцитов движется с одинаковой скоростью (Рис. 32).

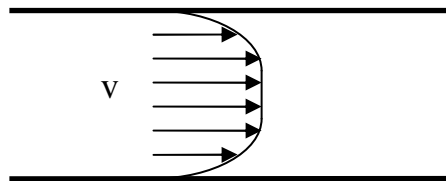


Рис. 32

Наличие стеноза в сосуде приводит к увеличению максимальной скорости в центре сосуда (в систолической фазе) Рис. 33

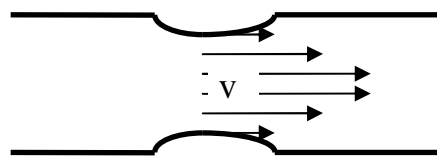


Рис. 33

Кроме того, вследствие увеличения трения на границах сосуда в зоне стеноза увеличивается количество элементов крови, скорость которых замедляется. По этим причинам спектр скоростей в зоне стеноза более широкий, чем в нормальном сосуде.

При определённых условиях ламинарность тока крови нарушается. Это возникает в результате неравномерного движения эритроцитов в различные периоды сердечного цикла, изменения направления их движения из-за колебаний диаметра сосуда при пульсации, искривления хода сосуда или его разветвления, наличия атеросклеротических бляшек.



В зоне сильного стеноза максимальная скорость кровотока в систолической фазе ещё более увеличивается по сравнению с сосудом в норме. Количество составляющих с малыми скоростями также увеличивается, что приводит к дальнейшему расширению спектра. Кроме того, в области непосредственно после сужения сосуда, когда сосуд опять начинает расширяться, могут возникать завихрения кровотока, т.е. нарушение ламинарности кровотока и возникновение турбулентности (Рис. 34).

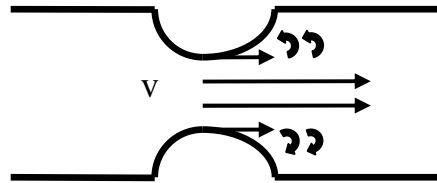


Рис. 34

В спектре скоростей при этом могут появляться составляющие с противоположной (в данном случае отрицательной) скоростью.

Для оценки степени сужения сосуда (артерии) используется «Процент стеноза» ПС вычисляемый по формуле:

$$\text{ПС} = (V_1/V_2)100\%$$

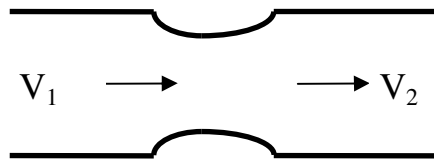


Рис. 35

Где:  $V_1$  – максимальная скорость в предшествующей зоне стеноза,  
 $V_2$  – максимальная скорость в самой зоне стеноза.

С помощью доплеровских измерений могут вычисляться и другие количественные характеристики: градиент давления, время ускорения или замедления потока, интеграл линейной скорости, ударный объём крови, площадь митрального отверстия, объёмный кровоток, почечно-артериальный индекс.

Кроме того, зондирующий луч направлен под углом по отношению к оси перемещения эритроцитов. Все это приводит к тому, что отражённый ультразвуковой сигнал содержит широкий диапазон частот, анализ которого позволяет определить состояние кровотока. При спектральном анализе (методом быстрого преобразования Фурье-Лапласа) из сложного доплеровского сигнала за определённый временной интервал выделяются частотные составляющие и их мощности.

Выделенные частоты соответствуют спектру скоростей движения эритроцитов, а мощность их относительно количеству, участвующему в образовании сигнала. Спектры частот в соответствии с сердечным циклом меняются во времени. Структура доплерограммы зависит от эластичности стенок сосуда, эффективного давления и периферического сопротивления.

Для определения скорости кровотока используется в непрерывном режиме УЗ в диапазоне частот 5-10 МГц.

Метод отличается высокой помехоустойчивостью и позволяет определять движение кровотока с большими скоростями. Следует, однако, отметить и существенный принципиальный недостаток метода - отсутствие достаточно хорошего разрешения по объёму при движении большого количества элементов с разными скоростями.

Доплеровские методы требуют хорошего знания расположения сосудов для направления луча на интересующий сосуд и отстройки от всех других сосудов, находящихся рядом.

УЗ приборы, использующие одновременно доплеровские методы и метод визуализации в режиме В, называют дуплексными. В таких системах можно визуализировать нужный сосуд на двумерном изображении, оценить структуру стенки и просвета сосуда и далее на основе доплеровских методов определить качественные и количественные характеристики кровотока.

С помощью цветов - красного и синего, обозначаются направление движения, средняя скорость, турбулентность потока в каждом контрольном объеме. Обычно красный цвет обозначает движение по направлению к датчику, синий - от датчика. Светлые оттенки соответствуют более высоким скоростям. Достоинство метода - возможность быстро, качественно определять пространственную ориентацию потоков и выявлять зоны возвратных течений, которые, как правило, связаны с патологией.

Кроме измерения высоких скоростей кровотока в крупных сосудах, с помощью УЗ методов регистрируют и низкоскоростные кровотоки в венозных сосудах, в сосудах головы и конечностей, кровотоков по малым артериям - латеральные кровотоки (микрохирургия, трансплантация и др.), в открытых при операции сосудах малого сечения.

Однако при измерении малых скоростей кровотока возникает ряд трудностей. Одна из которых возникает в связи с необходимостью фильтрации мощных низкочастотных составляющих в спектре принимаемого УЗ сигнала, возникающих вследствие отражения излучаемого сигнала от колеблющихся с частотой сердечных сокращений стенок сосудов. Поэтому желательно использовать максимально высокие частоты УЗ. Однако с ростом частоты происходит быстрое возрастание коэффициента затухания ультразвука в тканях человеческого тела пропорционально частоте колебаний.

Так, затухание в мягких тканях составляет в среднем 0.7 дБ/см при 1МГц, соответственно на частоте 20 МГц при исследовании сосуда составит около 30 дБ, т.е. амплитуда принимаемого сигнала будет существенно меньше.

Кроме того, с ростом частоты увеличивается доля отраженного кровотоком ультразвука, поскольку в случае релеевского рассеяния (размер рассеивателя - эритроцита – 7,2 – 2,2 мкм много меньше длины рассеиваемой волны) мощность рассеянной волны пропорциональна четвертой степени частоты.

Несмотря на указанные сложности, в настоящее время при использовании УЗ с частотой выше 20 МГц удаётся исследовать кровотоки со скоростями вплоть до 0.5 см/с.

Исследование кровотока доплеровским методом оказывается исключительно ценным при исследовании развивающейся опухоли, которая «обрастает» кровеносными сосудами, внутри нее происходят небольшие кровоизлияния, образуются участки омертвевшей ткани. Все это вызывает изменения кровотока в сосудах и легко может быть обнаружено.

#### **4.3.2. Ультразвуковая диагностика нарушений мозгового кровообращения**

За последнее десятилетие в клинической практике все более широко применяются методы неинвазивного исследования кровотока в артериях дуги аорты и сосудах мозга. Одним из них является ультразвуковая доплерография, высокая информативность которой позволяет выявить наличие и степень выраженности окклюзирующего поражения магистральных артерий, диагностировать артерио-венозные мальформации, ангиоспазм, развивающийся, например, при субсостоянии артериального круга большого мозга и возможности коллатерального кровообращения, помогает определить их эффективность. Данный метод может быть использован для мониторинга мозгового кровообращения во время операции на сердце и сосудах. Неинвазивность, простота, доступность, высокая информативность позволяют использовать этот метод при массовых профилактических осмотрах в целях выявления начальных форм цереброваскулярных заболеваний для проведения ранней профилактики.

История развития ультразвуковых методов диагностики нарушений мозгового кровообращения начинается с применения ультразвукового реографа для исследования сердца. Становление, развитие и совершенствование ультразвуковых методов в медицине связано с успехами развития и создания новой ультразвуковой техники. В процессе совершенствования ультразвуковых диагностических методов выделяют четыре периода.

Первый - начинается в 1960 году с применения ультразвукового реографа, работающего на принципе эффекта Доплера, для регистрации кровотока в сонных артериях без определения направления последнего. К 1974 году развитие ультразвукового доплеровского метода привело к появлению измерителя кровотока с измерением направления и с его помощью выявления стенозов сонных артерий (Рис.36).



Рис. 36. Стеноз средней мозговой артерии

На втором этапе, были созданы на базе ЭВМ более совершенные ультразвуковые приборы. Была технически реализована задача получения изображения потока крови по сосудам в непрерывном и импульсном режимах доплеровских ультразвуковых методов. Появилась методика регистрирования в реальном времени спектральных характеристик кровотока и изображения сонных шейных артерий на экране.

До появления рентгеновской компьютерной томографии мозг было особенно сложно исследовать, так как этому мешают физические свойства черепа взрослого человека, поскольку череп представляет собой сильно поглощающую трехслойную структуру переменной толщины. Однако, открытый большой родничок новорожденного в акустическом плане не представляет значительных преград, связанных с возникновением затухания или преломления.

В 1982 году открывается новый этап, когда была решена задача преодоления для ультразвука экранирующего эффекта черепа. Датчиком в 2 МГц был зарегистрирован кровоток по артериям основания мозга. Эти исследования открыли в ангиохирургии новые горизонты неинвазивного исследования интракраниальных (краниальный - от греч. kranion - череп, голова), артерий. Электронное сканирование артерий в В-режиме способствовало выявлению в них атеросклеротических поражений. В 1986 году был разработан ультразвуковой прибор с дуплексным сканированием сосудов в сочетании с цветным картированием потока.

По данным этого метода стало возможным определение характера и структуры поражения сосудов.

1994 год можно считать началом четвертого этапа развития и совершенствования ультразвуковой диагностики. Появилась техника дуплексного сканирования артерий основания мозга.

Дуплексное сканирование - исследование магистральных артерий головы. Оно позволяет оценивать состояние интимо-медиального слоя сонных артерий, его толщину, плотность, форму поверхности. Определять подвижность артериальной стенки, прямолинейность сосуда, наличие атеросклеротических бляшек, их структуру, размеры, локализацию, наличие кровоизлияний в районе бляшки и изменение скорости кровотока в зоне стеноза.

Появились мощные компьютерные приставки для построения трёхмерного изображения сонных и интракраниальных артерий.

Ультразвуковые доплеровские методы исследования мозгового кровообращения:

1. Ультразвуковая доплерография (УЗДГ) - при исследовании сосудов головы позволяет получить информацию о кровоснабжении мозга.

2. Транскраниальная доплерография (ТКД) - дает информацию о месте поражения сосудов мозга и выборе тактики лечения.

3. Ультразвуковая ангиография (В - сканирование) - позволяет визуализировать имеющиеся поражения, выявление стенозов и окклюзии сосудов дуги аорты и их ветвей.

4. Доплерографический мониторинг позволяет также проследить все фазы развития остановки мозгового кровотока и позволяет определить смерть мозга при тотальном некрозе или инфаркте мозга с необратимым угасанием всех его функций, наступающих при работающем сердце в условиях обеспечения непрерывной искусственной вентиляции легких.

### **4.3.3. Эхоэнцефалография**

Эхоэнцефалография, вследствие отражения УЗ по законам геометрической оптики, позволяет по направлению посланного УЗ луча и положению точки, в которой принято эхо, точно определить местоположение отражающей структуры.

В нормальных условиях отражающими структурами являются мягкие покровы и кости головы, мозговые оболочки, сосудистые сплетения и некоторые пограничные области серого и белого вещества.

При одномерной эхографии В условиях патологии такими отражающими структурами могут быть патологические образования: опухоли, абсцессы, гематомы и т. д. наибольшее значение имеют эхо-сигналы, отраженные от срединных структур мозга (III желудочка и др.). По смещению «срединного эха» можно установить локализацию органического образования.

В норме срединные образования лежат в сагиттальной плоскости головы (Рис. 37).

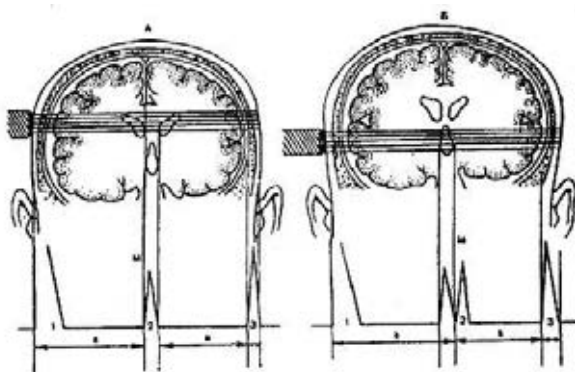


Рис. 37 Нормальная эхоэнцефалограмма

При развитии одностороннего объемного процесса, сопровождающегося изменением объема соответствующего полушария мозга, происходит смещение срединных структур мозга, которое может быть зарегистрировано.

Начальное эхо образуется от кожи, мышц и костей, срединное эхо - от срединных структур, конечное - от внутренней поверхности костей черепа противоположной стороны. При каждом исследовании измеряется расстояние между начальным и срединным сигналом эха. Исследование проводят с обеих сторон головы. Если срединное эхо одной из сторон удалено от начального больше, чем на 2 мм, это уже признак патологии. После измерения расстояний до М-эха справа и слева при обнаружении их разницы определяют размер отклонения срединных структур от сагиттальной плоскости головы по формуле:

$$d = \frac{I_1 - I_2}{2}$$

Где

$d$  - расстояние М-эха от теоретической геометрической сагиттальной срединной плоскости,

$I_1$  - большее расстояние до М-эха,

$I_2$  - меньшее расстояние до М-эха. Деление на 2 разности расстояний до М-эха справа и слева необходимо потому, что при замере с той и с другой стороны одно и то же смещение М - эха учитывают дважды.

#### **4.3.4. Ультразвуковая диагностика некоторых внутренних органов**

Ультразвуковые методы используются для получения визуальной информации о состоянии внутренних органов.

Особенно быстро происходило становление метода ультразвукового сканирования при исследовании органов брюшной полости.

Органы брюшной полости трудно доступны для наблюдения, поэтому создаются специальные условия сканирования отделов печени и желчного пузыря.

При перпендикулярном расположении датчика к поверхности тела можно получить одновременно изображение паренхимы части печени и почки.

При исследовании почек определяется их расположение относительно других органов, форма, размеры, наличие опухолей, кист, камней и др. В последнее время УЗИ стали использовать для диагностики и наблюдения в динамике такого тяжёлого заболевания как гидронефроз.

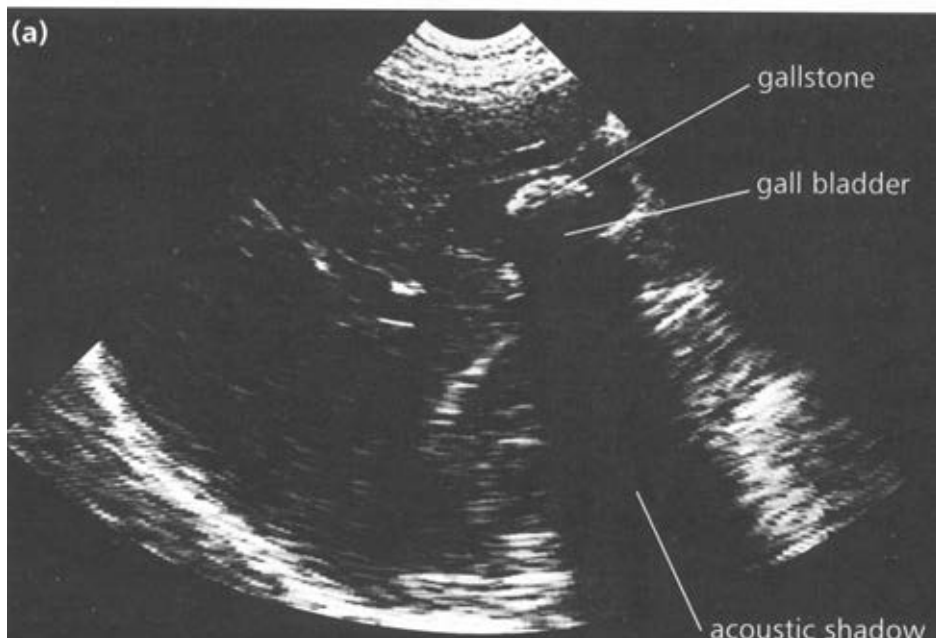
Жёлчный пузырь определяется в виде эхонегативного образования овальной формы, отделенного от окружающей паренхимы чётко выраженной стенкой. Длина жёлчного пузыря 4-7 см., а поперечник 2 - 3,5 см. Толщина стенки примерно 2 мм.

На рис. 38 в качестве иллюстрации, показаны некоторые эхограммы органов брюшной полости: а) камень в жёлчном протоке, б) опухоль в печени, в) ангиограмма почки, г) кровоток в печёночных венах.

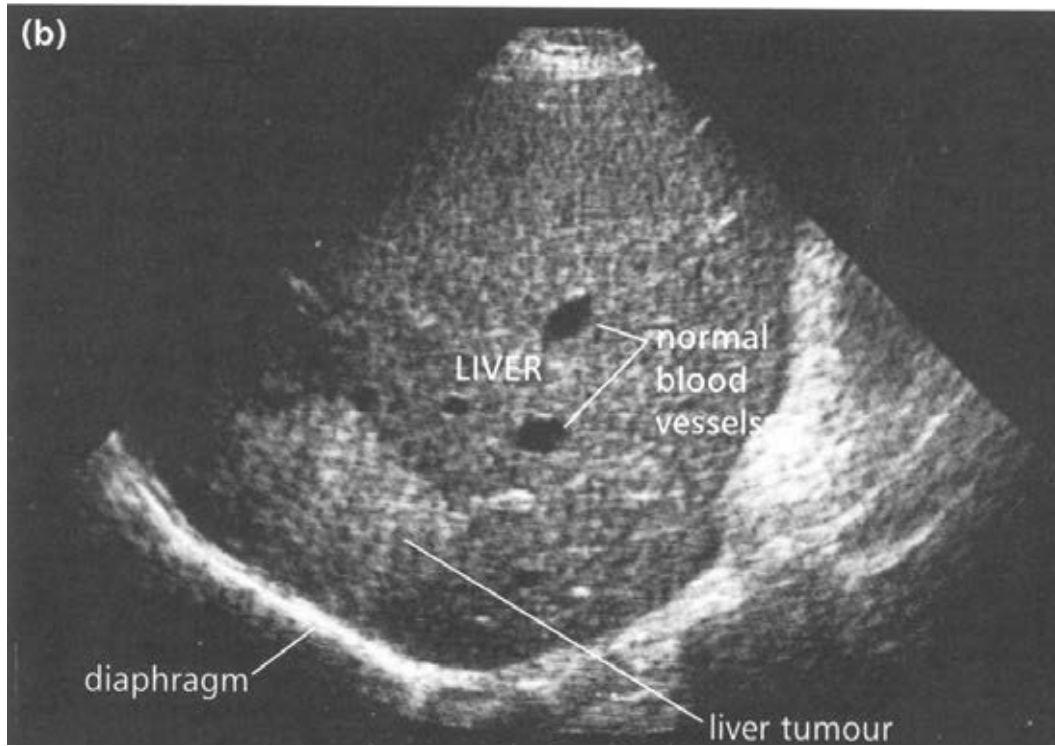
### Эхограммы органов брюшной полости

Рис. 38 (а, б, в, г)

а)



б)



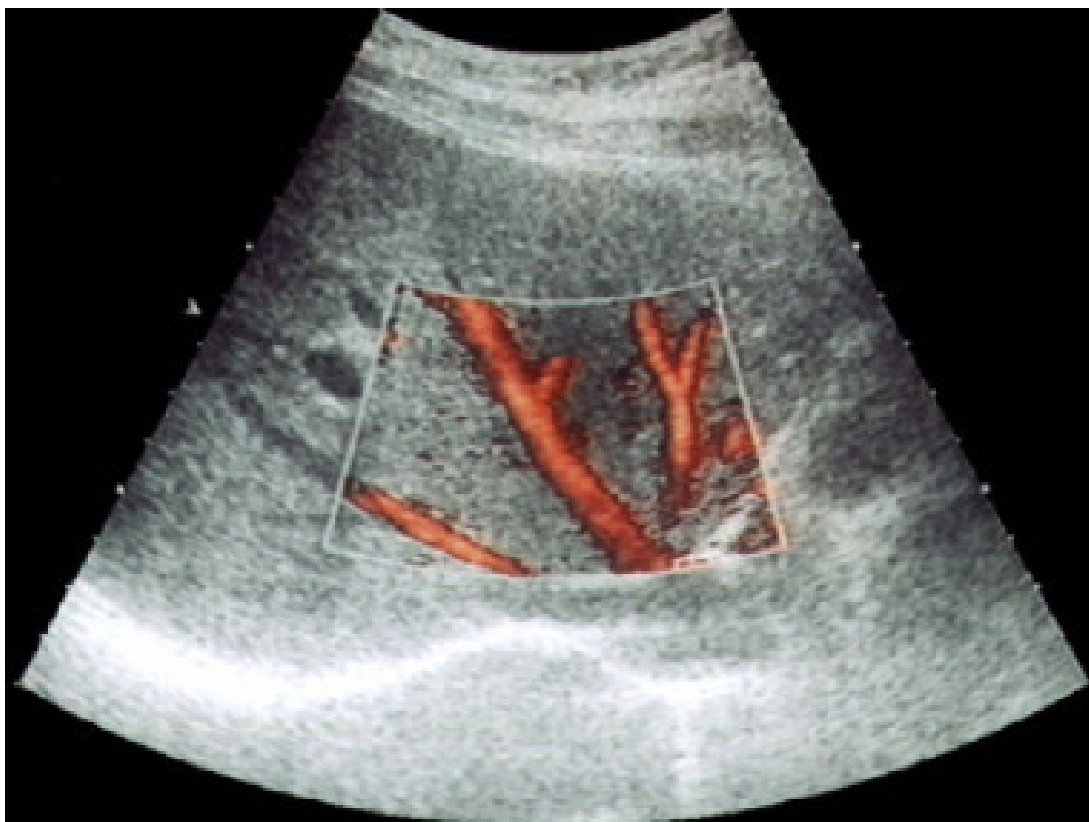
в)



Нормальная ангиограмма почки



г)



Кровоток в печёночных венах

Изображение полости желчного пузыря однородной структуры, значительно менее плотное, чем окружающая паренхима печени (Рис. 39).

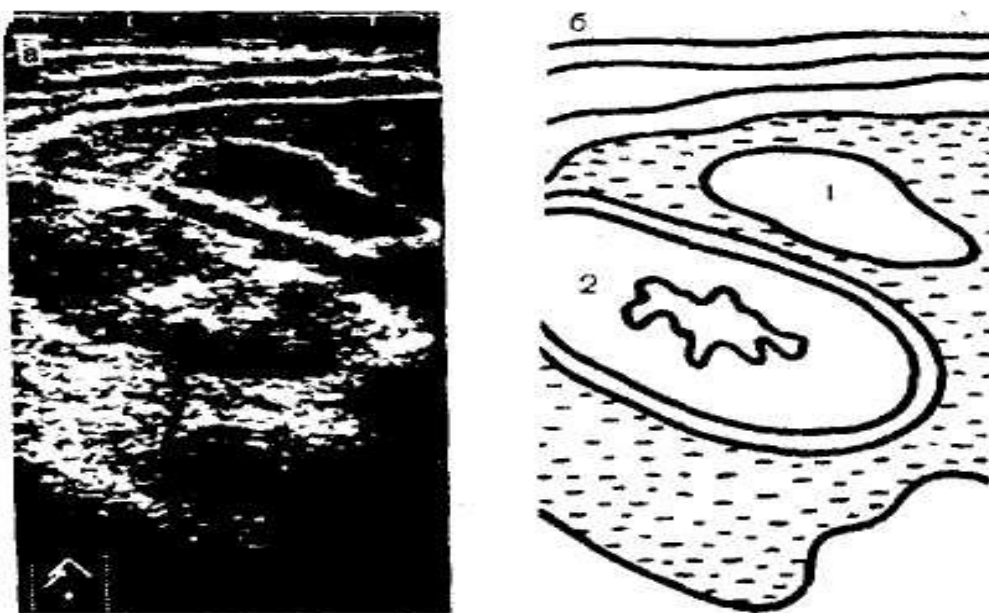


Рис. 39

Эхограмма и схема изображения желчного пузыря и почки

Однако при получении изображения желчного пузыря по всей длине, возможно появление некоторой неоднородности в части пузыря. Размеры желчного пузыря в эхографическом изображении у одного и того же обследуемого зависят от положения тела по отношению к фронту ультразвукового потока. Оптимальные условия для ультразвукового сканирования этой зоны обеспечивает положение обследуемого, определяемое как «положение космонавта». Оно достигается с помощью специального кресла со смещаемой спинкой, что дает возможность создать полулежачее положение, при котором создаются оптимальные условия для досягаемости различных отделов печени и желчного пузыря.

Процесс ультразвукового сканирования требует напряженного труда и просмотра, как минимум ста проекций, чтобы получить 5, 6 информативных.

Применение контрастных веществ, вводимых в кровяное русло, существенно улучшает визуализацию изображения (Рис. 40).

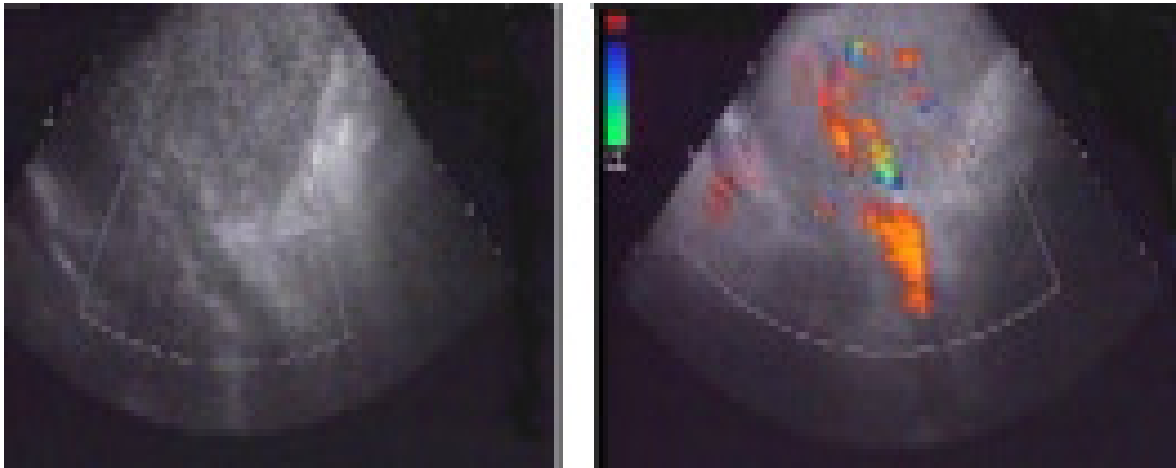


Рис. 40 Применение контрастных препаратов при исследовании печени.

Слева – обычное изображение кровотока в печени, справа – с применением контрастных препаратов

Внутриполостная эхография с использованием ультратонких датчиков даёт новые возможности для исследования полых органов и структур, однако в настоящее время широкое применение этой методики ограничивается высокой стоимостью специализированных датчиков и возможностью применения для исследований ограниченное число раз.

Представляет интерес применение ультразвуковых эндоскопических зондов, которые можно вводить в естественные полости тела при обследовании или применять при хирургическом вмешательстве. Применение зондов позволяют улучшить качество изображения из-за отсутствия на пути ультразвука таких неблагоприятных акустических сред, как газ или кость.

#### 4.3.5. Ультразвуковая диагностика в кардиологии

Ультразвуковая диагностика в кардиологии производится в двух режимах: эхокардиография и доплерокардиография.

Эхокардиограф представляет собой аппарат, позволяющий получать изображение сердечных структур с разверткой их движения во времени. Он состоит из пьезоэлектрического датчика, работающего в импульсном режиме, который генерирует и воспринимает УЗ колебания. Принятые эхосигналы поступают на электронный усилитель, а оттуда на экран монитора и регистрирующее устройство.

Методом эхокардиографии исследуются структуры и функции сердца, при этом регистрируются отраженные импульсные сигналы ультразвука, генерируемые источником с частотой около 2,5-4,5 МГц.

Ультразвуковая диагностика в кардиологии производится в разных режимах получения информации. Получение одномерных эхокардиограмм производится в М-режиме, двумерных эхокардиограмм - в В-режиме, а эхограммы движущихся объектов - в режиме доплеровского исследования.

При получении эхокардиограммы в М-режиме на экране дисплея выписывается кривая сигналов, амплитуда которых соответствует толщине и расположению внутренних полостей сердца.

На рис. 41 представлена эхокардиограмма, полученная при сканировании сердца с определенным углом наклона датчика. При выбранном угле наклона луч рассекает сердце на уровне створок аортального клапана.

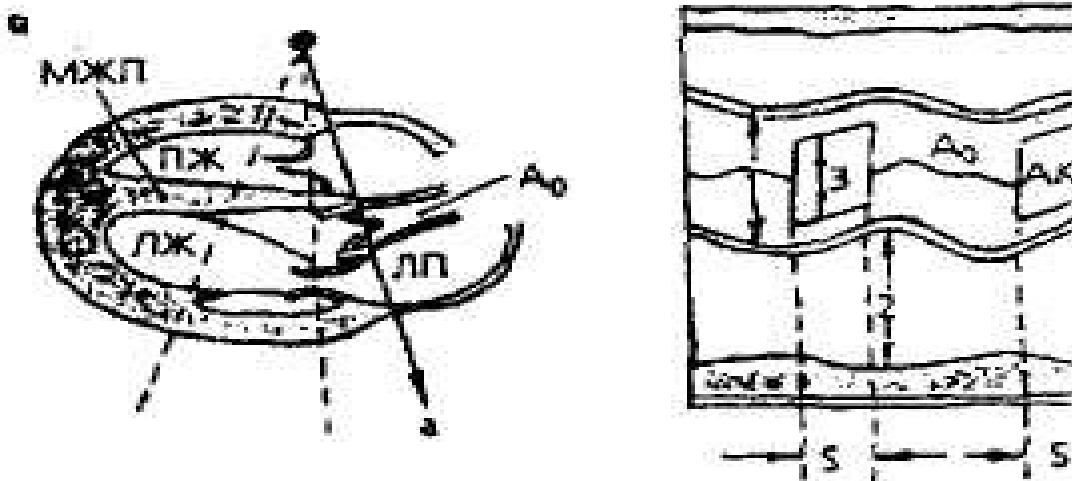


Рис. 41 Схема и эхокардиограмма сердца

При другом угле наклона датчика на экране высвечиваются пики, амплитуда которых соответствует толщине стенок митрального клапана.

На рисунке 42 представлена эхокардиограмма среза, когда луч проходит через стенки митрального клапана.

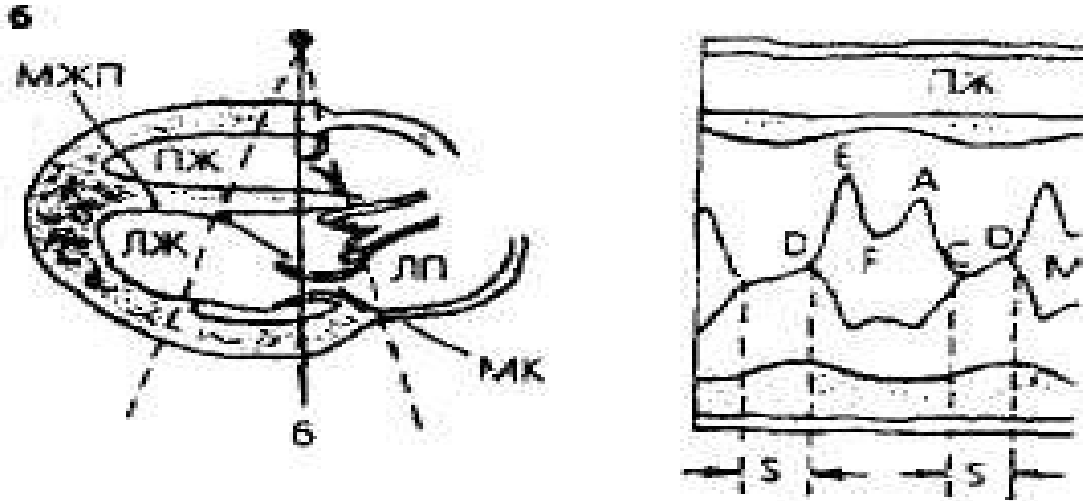


Рис. 42

Схема и эхокардиограмма прохождения УЗ луча через митральный клапан

По изображению кривых на экране можно судить о размерах левого желудочка в разных фазах диастолического и систолического изменения его размеров.

На рис. 43 представлена эхокардиограмма при угле наклона датчика, когда ультразвуковой луч проходит через межжелудочковую перегородку (МЖП) и мышцы стенок желудочков: левого (ЛЖ) и правого (ПЖ).

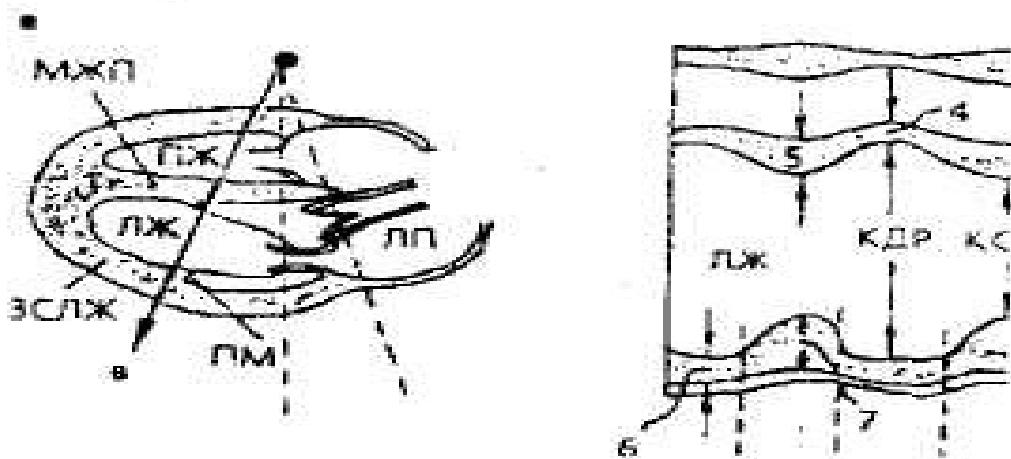


Рис. 43

Схема и эхокардиограмма прохождения УЗ луча через межжелудочковую перегородку

Полученные в В-режиме эхокардиограммы создают пространственное изображение внутренних полостей сердца: желудочков и клапанов. При прохождении лучей через сердечную мышцу, луч отражается от передней стенки правого желудочка, затем от задней стенки, от межжелудочковой перегородки и, проходя через левый желудочек, отражается от внутренней и наружной стенок. На экране монитора можно видеть толщины стенок и объемы правого и левого желудочков (Рис. 44).

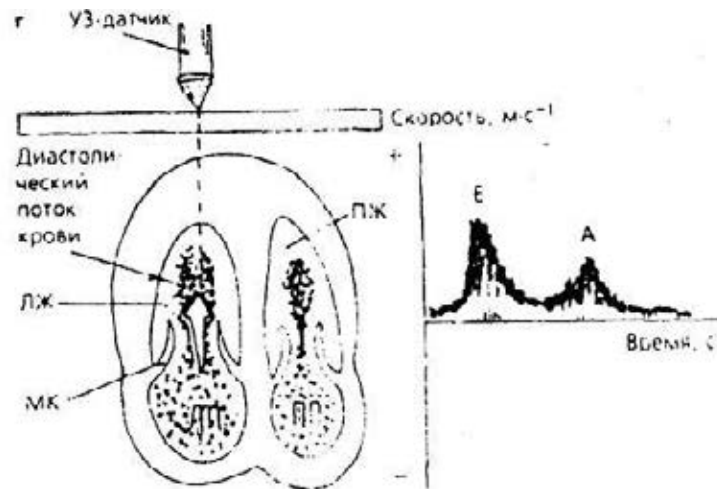


Рис. 44

Изображения правого и левого желудочков, и трехстворчатого и митрального клапанов

На рисунке видны изображения трехстворчатого (ТК) и митрального (МК) клапанов и можно определить ширину просвета аорты  $A_0$ .

#### *Одномерная эхокардиография*

Для кардиологических исследований у взрослых людей используется частота 2,25-3,5 МГц. Благодаря специально подобранной частоте следования УЗ импульсов и времени их приема достигается постоянное, а не прерывистое изображение объекта. Отраженные импульсы фиксируются в виде точек, яркость которых пропорциональна плотности структуры. Если при этом смещение этих точек разворачивается на экране прибора во времени по горизонтальной оси (М - метод), то неподвижные объекты будут представлять собой прямые линии, а колеблющиеся структуры образуют волнистые линии (рис. 45).

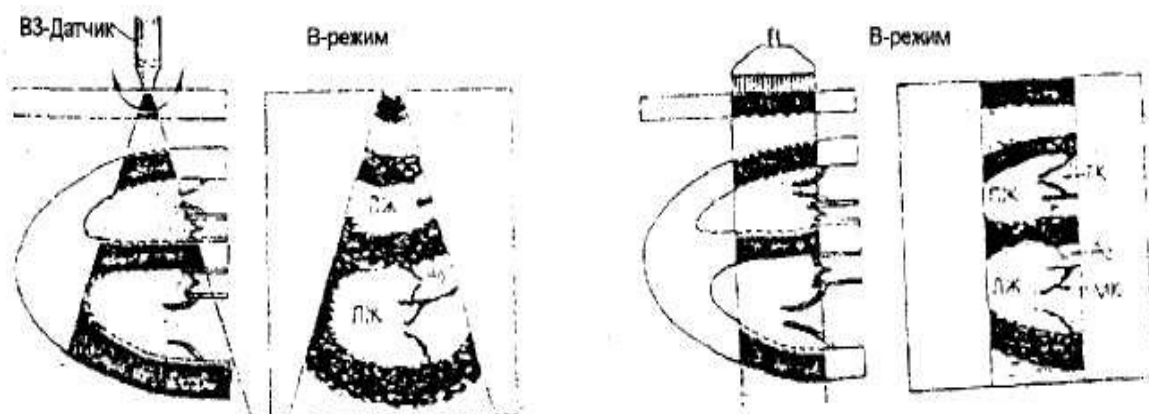


Рис. 45

Схема переднезаднего прохождения УЗ луча через структуры сердца.  
1, 2, 3 - стандартные направления луча

На приведённом рисунке представлена схема переднезаднего прохождения УЗ луча через структуры сердца. Изменяя наклон датчика, получают отражение луча от различных областей сердца. При непрерывном изменении угла наклона датчика из позиции 1 до позиции 3 лоцируются различные структуры сердца и их взаимоотношение.

На эхокардиограмме здорового человека в стандартных позициях датчика отраженные сигналы регистрируются в виде линейных неподвижных образований глубиной 1-2 см. Ниже начинаются подвижные структуры сердца. Расстояние между отдельными структурами соответствуют размеру исследуемых анатомических областей сердца.

#### *Двумерная эхокардиография*

При двумерном изображении объектов лоцирующий УЗ луч сканирует исследуемые структуры одновременно в двух направлениях: по глубине (вдоль оси луча) и в перпендикулярной плоскости (по азимуту), так что получаемое динамическое изображение сечения сердца в различных плоскостях имеет вид сектора с углом обзора от 30 до 120 градусов и называется ультразвуковой секторальной сканограммой, или двумерной эхокардиограммой.

#### *Доплерография*

В режиме доплеровского исследования проводят изучение кинетики подвижных частей сердца.

Установлено, что погрешность измерений при расхождении на угол до 20 градусов не оказывает существенного влияния на конечный результат исследования. Скорость кровотока автоматически анализируется, и полученные данные высвечиваются на экране прибора. Средние величины и пределы колебаний скорости в зависимости от области измерения у здоровых людей представлены в таблице 8.

**Нормальные показатели кровотока  
при непрерывной доплерэхокардиографии**

<b>Область измерений</b>	<b>Средняя величина, м/с</b>	<b>Пределы, м/с</b>
Митральный клапан	0,9	0,6 -1,3
Трикуспидальный клапан	0,5	0,3 -0,7
Легочная артерия	0,75	0,6 -0,9
Выходной отдел л.	0,9	0,7 -1,1
Аорта	1,35	1.0-1,7

С целью облегчения анализа доплеровских сигналов принята единая схема их обработки: движение крови к датчику (встречный поток) всегда регистрируется выше базовой линии (изолинии) спектрограммы, при перемещении крови от датчика (уходящий поток) - ниже изолинии, а разнонаправленные потоки записываются по обе стороны изолинии.

У здоровых лиц характер кровотока в камерах сердца и в основании магистральных сосудов относительно ламинарный. Графически он изображается в виде узкодисперсного пучка точек, расположенных по одну сторону от базовой линии доплерокардиограммы.

При пороках сердца движение крови становится турбулентным с большим разбросом частот (скоростей) и нередко с разным направлением скоростей, что отражается в наличии пиков с разным направлением от изолинии. Указанные признаки являются определяющими при дифференциальной диагностике функциональных и органических шумов в сердце.

Часто используется звуковое сопровождение. Ламинарный поток образует «ровный и чистый» звуковой сигнал, а турбулентный ток крови формирует «грубые и скрежещущие» звуки. Ориентируясь на звуковое сопровождение и перемещая контрольный объем из одного участка сердца в другой, можно определить место формирования шума, что в определенной мере позволяет приравнять звуковой доплеровский сигнал к внутрисердечной фонокардиографии.

### **Примеры доплерокардиограмм в сравнении с ЭКГ.**

#### *Митральный поток*

В норме митральный поток диастолический ламинарный, направленный выше базовой линии. Он имеет двухпиковую форму с подъемом скорости кровотока в начале и в конце диастолы (Рис. 46).

Доплерокардиограмма, сопоставляется с синхронно записанной ЭКГ по щелчкам, возникающим на кардиограмме при открытии и закрытии створок клапанов. Они являются ориентирами в определении начала и окончания систолы и диастолы желудочков сердца. На доплерограмме щелчки регистрируются в виде узкой полоски частот, направленных перпендикулярно к изолинии.

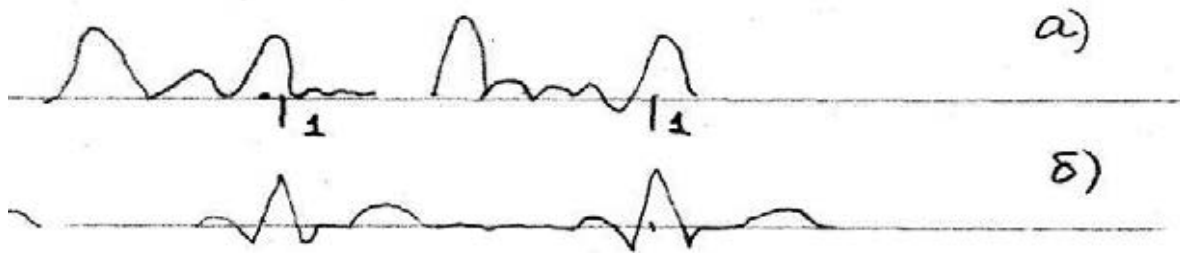


Рис. 46

Доплерокардиограмма нормального митрального потока (а),  
и синхронно записанная ЭКГ (б);  
1 - щелчок закрытия створок

Первый пик соответствует потоку в фазе быстрого наполнения л/ж и поэтому следует после зубца «Т» на ЭКГ. Второй пик, меньший по амплитуде, отражает скорость кровотока при сокращении левого предсердия и регистрируется за началом зубца «R» на ЭКГ. Расстояние между обеими вершинами находится в прямой зависимости от продолжительности сердечного цикла. При патологии второй пик может быть выше первого, может исчезнуть, может наблюдаться в виде нескольких вершин.



*Аортальный поток*

В норме поток в аорте является ламинарным и имеет однопиковую форму с большим ускорением и высокой амплитудой (Рис. 47).

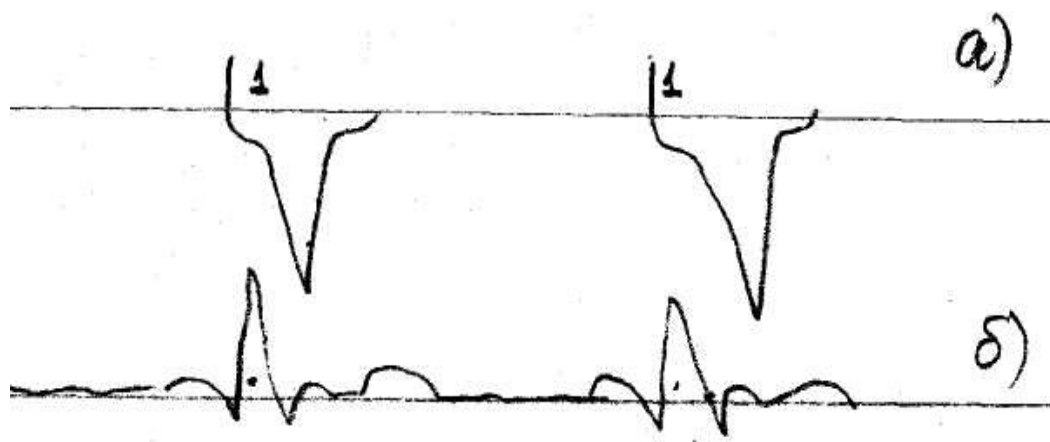


Рис. 47  
Доплерограмма нормального аортального потока (а),  
и синхронно записанная ЭКГ (б)

Использование метода стрессэхокардиографии (Стресс-ЭХОКГ), сочетающего в себе двумерную ЭхоКГ со стресс-тестом. Стресс-тест провоцирует ишемию миокарда, которая проявляется в измененном движении стенок левого желудочка. При исследовании это изменение последовательно регистрируется в нескольких проекциях от исходного состояния покоя до пика нагрузки. Запись локальной кинетики в нескольких ультразвуковых проекциях помогает исследователю выявить нарушение кинетики стенок левого желудочка.

#### **4.3.6. Ультразвуковая диагностика в педиатрии**

Своей безвредностью для пациента, безболезненностью, неинвазивностью, относительной экономичностью и простотой ультразвуковые методы диагностики завоевали право использоваться как на самых ранних этапах обследования, так и на этапах окончательного установления диагноза в педиатрии.

Эхотомографические методы при послойном сканировании позволяют получить изображение структур различных органов. Однако методы эхотомографии не позволяют получить изображение структур, содержащих газ (бронхолегочная система), или акустически плотных объектов (костная система) из-за почти полного отражения ультразвуковой волны на границах раздела. Эхотомография тазобедренных суставов младенца позволяет выявить своевременно дисплазию суставов.

Ребенку назначается правильное лечение в оптимальные сроки. Эхотомография желудка, желез, надпочечников, половых органов дает визуальную информацию о состоянии этих органов.

При эхотомографии внутренних органов врач получает только анатомиче

скую информацию о локализации исследуемого органа, его конфигурации, контура, размерах, капсулированности, состоянии паренхимы или содержимого полого органа. Взаимодействии с рядом расположенными органами и сосудами.

Использование эхоэнцефалографии позволяет получать информацию о состоянии ЦНС ребенка: коры, подкорковых образований, ствола мозга, желудочковой системы, оболочек мозга. Сканирование проводится через естественные акустические «окна» - роднички. Можно определить наличие врожденных аномалий развития, опухолей, кровоизлияний различной степени выраженности и локализации, гидроцефалии (водянки мозга), воспалительных изменений.

Эхокардиография сердца и крупных сосудов ребенка позволяет установить диагноз врожденных и приобретенных пороков. Импульсная доплерография регистрирует информацию о направлении кровотока в различные фазы сердечного цикла и его скорости. Зная диаметр изучаемого сосуда, можно вычислить объём циркулирующей крови в единицу времени, а затем по соответствующим коэффициентам оценить тонус сосудов и их периферическое сопротивление, которое в норме имеют достаточно жесткие параметры и могут меняться в зависимости от возраста и вида сосуда.

Цветовое доплеровское картирование по скорости и энергии позволяет наблюдать в цвете движение крови по сосудам. Дает возможность качественной оценки расположения сосудов, их архитектоники и взаимодействия с опухолевыми или воспалительными очагами.

Дуплексное сканирование дает возможность прогнозировать повторные нарушения мозгового кровообращения.

Цветовое картирование кровотока регистрирует наличие градиентов давления в артериях.

#### **4.3.7. Ультразвуковая диагностика в гинекологии и акушерстве**

Эхографические методы в акушерстве и гинекологии делятся на акушерский скрининг и гинекологический скрининг. Этими методами выявляется патология органов и устанавливаются виды патологии. В ряде случаев применяются полостные датчики - зонды.

В гинекологии ультразвуковое сканирование позволяет находить зачатки миоматозных узлов, аденомиоза, патологию яичников, молочных желез. Это позволяет

сократить число оперативных вмешательств и сводит лечение многих заболеваний преимущественно к консервативному.

Скрининг выявления разных признаков рака молочной железы, при отсутствии выраженных симптомов, позволяет обнаружить аномалии размеров около 2мм в диаметре.

Обследование органов малого таза требует определенной подготовки. Поскольку в обычных условиях матка и придатки недоступны для визуализации вследствие выраженного отражения ультразвуковых волн от содержащих газ петель кишечника, для проведения исследования необходимо хорошее наполнение мочевого пузыря. При адекватном наполнении он вытесняет из малого таза петли тонкого кишечника и превращается в своеобразное «акустическое окно», поскольку, как отмечено ранее, жидкость является идеальной средой для прохождения ультразвуковых волн. Следует также подчеркнуть, что наполненный мочевой пузырь становится своеобразным эталоном жидкостного образования, который может быть использован для дифференциации объемных патологических процессов.

Важна роль УЗИ в акушерстве. Комплексное обследование беременных женщин, включающее и динамическую эхографию, позволяет своевременно выявить осложнения плода, оценить состояние системы мать-плацента-плод; и, следовательно, выбрать оптимальную акушерскую тактику при выявленных нарушениях.

УЗИ беременных позволяет оценить: наличие в матке или вне ее плодного яйца начиная с 2,5 – 3 недель; определить их размеры и количество; срок беременности; наличие признаков угрожающего выкидыша; наличие неразвивающейся беременности; пузырного заноса; положение, вид и прилежание плода; состояние пуповины; наличие признаков внутриутробной смерти плода; аномалии плода; состояние плаценты; пол плода; сочетание беременности с опухолями матки. Во время беременности путем повторных УЗИ в разные сроки можно проследить физиологическое развитие плода.

На ранней стадии беременности ультразвук проходит через мочевой пузырь. Когда матка наполняется жидкостью, она сама начинает проводить звук. Положение плаценты определяется по звукам протекающей через нее крови, а через 9 - 10 недель с момента образования плода прослушивается биение его сердца. С помощью ультразвуковых устройств можно определить количество зародышей или констатировать смерть плода.

При трехмерной эхографии можно наблюдать объемное изображение плода на экране монитора (рис. 48).

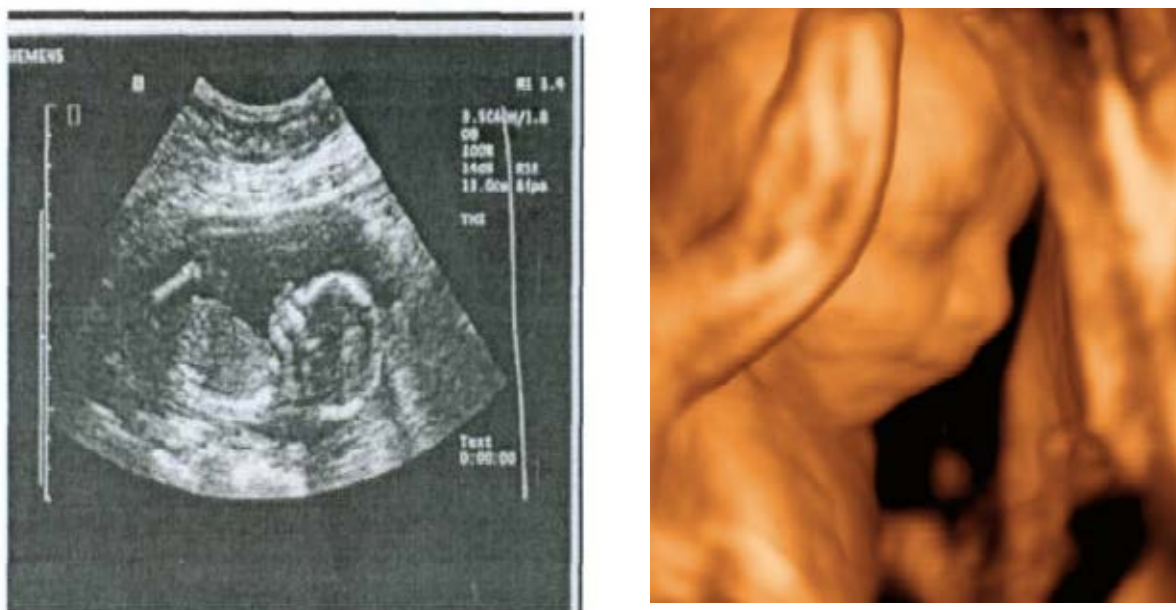


Рис. 48  
Изображение плода

Для объемного представления исследуемых объектов используется 3D визуализация ультразвуковых данных.

Для синтеза 3D массива требуется определённое время (например, 120 срезов получают за 10 секунд при повороте датчика на 60 градусов через 0,5 градуса). Более наглядное представление органа достигается при введении яркостного интервала, что дает возможность отличать орган от фона.

Специальные методики и качественная аппаратура позволяют обнаруживать недоразвитие (гибель) яйца, анэнцефалию, гидроцефалия, спинальные (позвоночные) дефекты, часто необнаруживаемые биохимическими методами, и дефекты желудочно-кишечного тракта.

Вспомогательную, но важную роль играет ультразвук в процедуре амниоцентеза - взятии околоплодных вод для цитологических исследований и выявления возможных генетических нарушений. Ввод иглы при амниоцентезе под контролем ультразвуковой визуализации, обеспечивает безопасность этой процедуры.

Необходимо отметить применение в последнее время ультразвукового исследования движения плода.

В настоящее время происходит накопление большого количества информации как по движению конечностей плода и псевдодыханию, так и по динамике сердца и сосудов. Значительный интерес представляет исследования физиологии и развития плода.

#### **4.3.8. Ультразвуковая диагностика в эндокринологии**

При исследовании щитовидной и паращитовидной железе основное применение ультразвука - различение кистозных и твердых образований, что возможно при хорошем подавлении шума и артефактов, вызванных реверберацией и боковыми лепестками излучения.

#### **4.3.9. Ультразвуковая диагностика в офтальмологии**

Ультразвук особенно удобен для точного определения размеров глаза, а также для исследования патологии и аномалий структур глаза в случае их непрозрачности и, следовательно, недоступности для обычного оптического исследования. Здесь важна точность работы и калибровки аппаратуры, необходимо уделить особое внимание эффектам, связанным с преломлением ультразвука в хрусталике и роговице. Область позади глаза - орбита - доступна ультразвуковому обследованию через глаз, поэтому ультразвук вместе с компьютерной томографией стал одним из основных методов неинвазивного исследования патологий этой области. Структуры орбиты имеют малые размеры и требуют хорошего пространственного разрешения и разрешения по контрасту, что достижимо на высоких частотах.

#### **4.3.10. Преимущества и недостатки ультразвуковой диагностики**

##### ***Преимущества методов:***

1. Безвредные
2. Безболезненные
3. Неинвазивные
4. Экономичные
5. Простые в исполнении
6. Оперативно дают информацию
7. Обеспечивают непрерывный контакт врача с пациентом при

исследовании.

##### ***Недостатки:***

1. Не позволяют получать эхоизображения структур, содержащих газ (бронхолёгочная система).
2. Не позволяет исследовать акустически плотные объекты (костная система) из-за почти полного отражения УЗ волны на границе раздела.

***ОБЩИЕ ПРОТИВОПОКАЗАНИЯ:***

1. Острые воспалительные заболевания и лихорадочные состояния.
2. Свежие переломы костей с нефиксированными костными отломками.
3. Острые внутрисуставные повреждения.
4. Заболевания крови и склонность к кровотечениям.
5. Сердечная декомпенсация, стенокардия напряжения 3-4 функциональный класс, сложные и пароксизмальные нарушения ритма, кардиостимуляторы в зоне воздействия.
6. Беременность.
7. Активный туберкулез легких.
8. Злокачественные новообразования.
9. Доброкачественные новообразования со склонностью к прогрессированию.

## Г л а в а 5

### Применение ультразвуковых методов в лечебных и прикладных целях

#### 5.1. Применение ультразвука в лечебных целях.

5.1.1. Применение ультразвука в лечебных целях.

5.1.2. Применение в терапии,

5.1.3. Применение в хирургии.

#### 5.2. Другие применения УЗ.

##### 5.1.1. Применение ультразвука в лечебных целях

Ультразвуковые колебания для лечебной практики применяются в трех диапазонах частот 450, 900 и 2500кГц, разных уровнях интенсивности. По интенсивности ультразвук может быть условно разделен на ультразвук низких (0,125 - 3,0 Вт/см<sup>2</sup>) и высоких (3-10 Вт/см<sup>2</sup>) интенсивностей.

Основное применение ультразвука низких интенсивностей - неповреждающий нагрев или какие-либо нетепловые эффекты, а также стимуляция и ускорение нормальных физиологических реакций при лечении повреждений.

УЗ более высоких интенсивностей способен вызвать избирательное разрушение в тканях.

Его используют для дробления камней в мочевых путях, в УЗ-скальпеле в хирургии (улучшая свертываемость крови, для обезболивания, уничтожения микроорганизмов и их спор (стерилизуя рану).

##### 5.1.2. Применение УЗ в терапии.

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

Ещё в середине XX века ученые заметили, что пораненное ухо кролика быстрее заживает, если три раза по 5 минут обработать его ультразвуком с частотой, слегка превышающей порог чувствительности (при  $\gamma > 20$  кГц). В тканях при этом увеличивается обмен веществ, усиливается синтез белков и нуклеиновых кислот, повышается проницаемость клеточных мембран. Все эти изменения усиливают регенерацию.

УЗ малой интенсивности (менее  $1 \text{ Вт/см}^2$ ) способствует активизации внутриклеточных процессов в тканях (биосинтез белка, образование биологически активных веществ, усиление активности ферментов и т.п.). Терапевтические дозы оказывают болеутоляющее действие, сосудорасширяющее, противовоспалительное, рассасывающее, стимулирующее восстановление поврежденных органов и тканей, включая некоторые виды терапии рака. 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.

***Терапия, использующая тепловые эффекты ультразвука***

Управляемый нагрев глубоко расположенных тканей может дать в ряде случаев положительный терапевтический эффект. Высокий коэффициент поглощения ультразвука в тканях с большими молекулами обуславливает заметное нагревание коллагенсодержащих тканей, на которые чаще всего и воздействуют ультразвуком при физиотерапевтических процедурах. Основной фактор, который часто препятствует восстановлению мягкой ткани после ее повреждения это контрактура (ограничение подвижности в суставе, вызванное рубцовым стягиванием кожи, сухожилий, заболеваниями мышц, сустава, болевым рефлексом), возникающая в результате повреждения. В случае контрактуры слабое прогревание ткани повышает ее эластичность, увеличивая амплитуду движений суставов. 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.

В отличие от коротковолнового и микроволнового облучения тазобедренного сустава приводящего к ожогам на коже и в подкожных тканях без заметного повышения температуры самого сустава, нагрев ультразвуком дает адекватное увеличение температуры на кости без перегрева кожи. При этом часто отмечается ослабление болей в пораженных областях. Обезболивающий эффект может быть как кратковременным, так и продолжительным. В частности, под действием ультразвука могут ослабляться фантомные боли после ампутации конечностей, а также боли, вызванные образованием рубцов и невром.



При локальном нагреве ткани возможны сосудистые реакции. Так кровоток в мышечной ткани увеличивается в 2-3 раза при ультразвуковом прогревании до температуры 40 - 45°C, что может быть связано с местным расширением сосудов, приводящее к увеличению поступления кислорода в ткань.

Прогревание может уменьшать мышечные спазмы, что обусловлено седативным (успокаивающим) действием повышения температуры на периферические нервные окончания. 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.

### ***Ультрафонофорез***

Ультрафонофорез (фонофорез)- это одновременное воздействие на организм ультразвуком и лекарственными препаратами. Так, например, в камеру глаза, заполненную влагой, вводят вещества, которые не могут туда проникнуть иным способом, - гепарин, дексазон. Ультразвуковые колебания увеличивают мембранную проницаемость кожи для частиц лекарственного вещества, ускоряя их проникновение в ткани. С помощью фонофореза молекулы лекарства поступают не в межклеточную жидкость, а точно по назначению, в клетки. На долю клеток приходится около 90% всего объема ткани. Если же нужно, чтобы лекарство проникло во все части ткани – и в клетки и в межклеточную жидкость, например, при лечении опухолей, фонофорез используют в сочетании с электрофорезом.

Весьма перспективной оказалась и транспортировка липосом - жировых микрокапсул, заполненных лекарственными препаратами, в ткани, предварительно обработанные ультразвуком. В тканях, подогретых ультразвуком до 42 - 45°C, сами липосомы разрушаются, а лекарственное вещество попадает внутрь клеток сквозь мембраны, ставшие проницаемыми под действием ультразвука. 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.

### ***Ускорение регенерации тканей.***

Одно из наиболее распространенных применений ультразвука в физиотерапии - это ускорение регенерации тканей и заживления ран. Восстановление тканей можно описать с помощью трех перекрывающихся фаз.

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/см<sup>2</sup> *in vitro*, то количество синтезированного белка увеличится. Исследование таких клеток в электронном микроскопе показало, что по сравнению с контрольными клетками в них содержится больше свободных рибосом, шероховатой эндоплазматической сети.

Третья фаза - *восстановление*. Эластичность нормальной соединительной ткани обусловлена упорядоченной структурой коллагеновой сетки, позволяющей ткани напрягаться и расслабляться без особых деформаций. В рубцовой ткани волокна часторасполагаются нерегулярно и запутанно, что не позволяет ей растягиваться без разрывов. Рубцовая ткань, формировавшаяся при воздействии ультразвука, прочнее и эластичнее по сравнению с "нормальной" рубцовой тканью.

#### ***Лечение трофических язв.***

При облучении хронических варикозных язв на ногах ультразвуком частотой 3 МГц и интенсивностью 1 Вт/см<sup>2</sup> в импульсном режиме 2 мс: 8 мс были получены следующие результаты: после 12 сеансов лечения средняя площадь язв составляла примерно 66,4% от их первоначальной площади, в то время как площадь контрольных язв уменьшилась всего до 91,6%.

Ультразвук может также способствовать приживлению пересаженных лоскутов кожи на края трофических язв.

#### ***Ускорение рассасывания отеков.***

Ультразвук может ускорить рассасывание отеков, вызванных повреждениями мягких тканей, что, скорее всего, обусловлено увеличением 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.

### ***Заживление переломов.***

При экспериментальном исследовании 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.

### ***Лечение заболеваний опорно-двигательного аппарата.***

Воспалительно-дегенеративные поражения суставов и позвоночника, периферической нервной системы (радикулит, неврит, травмы периферических нервов). Амплитуда движений суставов в случае контрактуры может быть увеличена путем их нагрева. Для нагрева сустава, окруженного значительным слоем мягких тканей, ультразвуковой способ наиболее предпочтителен, поскольку ультразвук лучше других форм диатермической энергии проникает в мышечную ткань.



Основной фактор, который часто препятствует восстановлению мягкой ткани после ее повреждения, - это контрактура, возникающая в результате повреждения и ограничивающая нормальное движение. Слабое прогревание ткани может повысить ее эластичность. При дополнительном прогревании во время растягивающих упражнений улучшается гибкость коллагенсодержащих структур. Ультразвуковой нагрев приводит к увеличению растяжимости сухожилий. Рубцовая ткань также может стать более эластичной под воздействием ультразвука.

***В дерматологии*** ультразвуковые методы используются для лечения таких заболеваний, как хроническая рецидивирующая крапивница, хроническая экзема, кожный зуд, нейродермит, почесуха, ограниченная и системная склеродермия, васкулиты кожи, лейкоплакия наружных половых органов у женщин, псориаз, красный плоский лишай, келоиды, трофические язвы, подошвенные бородавки, опоясывающий лишай, гидраденит и др.

### ***Вредна ли ультразвуковая терапия?***

Что происходит, когда ультразвук проходит через клетки и ткани живого организма? Внутриклеточные жидкости меняют электропроводность и кислотность, изменяется проницаемость клеточных мембран. Некоторое представление об этих событиях дает обработка крови ультразвуком. После такой обработки кровь приобретает новые свойства - активизируются защитные силы организма, повышается его сопротивляемость инфекциям, радиации, даже стрессу. Аналогичный эффект наблюдали при аутогемотерапии.

Взятую у человека порцию крови обрабатывали ультрафиолетом или сильно охлаждали, после чего вводили обратно в кровяное русло.

В результате, организм, попадая в своеобразную стрессовую ситуацию, включал дополнительные механизмы регуляции иммунной системы. Ультразвуковая обработка крови оказывает тот же эффект, но имеет те преимущества, что не нужно прокалывать кожу, травмировать кровеносные сосуды и нет риска заражения крови.

Эксперименты на животных показывают, что ультразвук не оказывает мутагенного или канцерогенного действия на клетки - время его воздействия и интенсивность настолько незначительны, что такой риск практически сводится к нулю. Так что все опасения относительно вредного влияния ультразвука не имеют под собой почву. И, тем не менее, врачи, основываясь на многолетнем опыте использования ультразвука, установили некоторые противопоказания для ультразвуковой терапии. Это - острые воспалительные процессы, интоксикации, болезни крови, ишемическая болезнь сердца со стенокардией, нарушения ритма сердца, тромбофлебит, склонность к кровотечениям, пониженное артериальное давление, органические заболевания центральной нервной системы, выраженные невротические и эндокринные расстройства.

Не рекомендуется воздействовать ультразвуком на область сердца, головного мозга, на чувствительные ростковые зоны костей у детей и выступающие костные поверхности. Детям ультразвук можно начинать в дошкольном возрасте. Лицам до 20 лет и старше 60 дозировки и длительности процедуры уменьшают. Беременным женщинам ультразвуковое лечение не рекомендуется.

### **5.1.3. Применение ультразвука в хирургии.**

*Основные применения ультразвука в хирургии:*

#### ***А) Ультразвуковая резка мягких тканей;***

- Рассечение и иссечение рубцов при различных пластических операциях;
- Удаление злокачественных опухолей;
- Иссечение гнойно-некротических очагов.

#### ***Б) Резка костей.***

- Трепанация черепа;
- Рассечение и резекция грудины, ключицы, рёбер;
- Резекция костей при опухолях;
- Резекция костей, поражённых гнойно-некротическим процессом;
- Выпиливание костей в ранах, где неудобно использовать обычные пилы;
- Резекция повреждённых костей локтевого сустава, предплечья, кисти, стопы;

- Остеотомия у детей;
- Усечение костей при ампутациях (спиливание малоберцовой кости, костей пальцев и т.п.);
- Пластические операции на лице, кисти, стопе;
- Выпиливание и подгонка костных трансплантатов.

***В) Ультразвуковая сварка:***

- Восстановительные операции при переломах костей черепа и лица;
- Сварка многооскольчатых внутрисоставных и диафизаонных переломов (особенно небольших костей);
- Устранение дефектов в костях после их резекции;
- Устранение дефектов суставных концов после отрывных переломов;
- Артропластика суставов, при которых ультразвуковая сварка позволяет наваривать суставной конец необходимой конфигурации;
- Создание сварных костных трансплантатов различной формы и размеров (костные пластинки, трубчатые диафизы, суставные концы);
- Прикрепление сваркой оторванных или перемещённых сухожилий;
- Сварка пересечённых бронхов при резекции лёгких или операциях по поводу эмпиемы плевры и бронхиальных свищей;
- Пломбировка зубов, фиксация натуральных зубов и зубов из пластмассы.

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

Ультразвуковые хирургические инструменты состоят обычно из полуволнового магнитострикционного или пьезокерамического преобразователя, связанного с волноводом, имеющим рабочий наконечник, форма которого соответствует выполняемым операциям. Амплитуда колебания 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.

Высокая температура, достигаемая на конце **ультразвукового скальпеля**, может прижигать 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. Также по сравнению с лазерной хирургией, хирург, работающий с ультразвуковым ножом-скальпелем, ощущает сопротивление ткани и без труда может контролировать глубину разреза.

При разрезании тканей достоинством является 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 резания кости может применяться ультразвуковая пила. При сравнительном исследовании было найдено, что поверхность разреза, произведенного ультразвуковой пилой, была шероховатее, чем сделанная обычной пилой, однако она не содержала видимых микротрещин. Ультразвуковая пила работает более плавно, и с ее помощью легче осуществлять точную остеотомию.

#### ***О механизме разрушения тканей***

При сравнении данных по пороговым интенсивностям, при которых происходит разрушение тканей, оказалось, что при интенсивностях звука меньше  $2 \cdot 10^3$  Вт/см<sup>2</sup> и времени экспозиции меньше  $4 \cdot 10^{-2}$  с работает кавитационный механизм, а в случае, когда время экспозиции превышает 1с, а интенсивность звука меньше, чем 200 Вт/см<sup>2</sup> работает механизм теплового разрушения. В промежуточной области механизм разрушения не ясен. Под акустической кавитацией понимают образование и последующее активное поведение газовых или паровых полостей (пузырьков) в среде, подвергаемой ультразвуковому воздействию.

Нестационарные полости осциллируют неустойчиво около своих равновесных размеров, вырастают в несколько раз и энергично схлопываются. Схлопывание таких пузырьков приводит к возникновению высоких температур и давлений.

Ультразвук, наряду с другими средствами, используется при лечении моче- и желчекаменной болезни -экстракорпоральная ударно-волновая литотрипсия. Суть его заключается в дроблении камней для последующего их выведения средствами самого организма - через мочу или желчь.

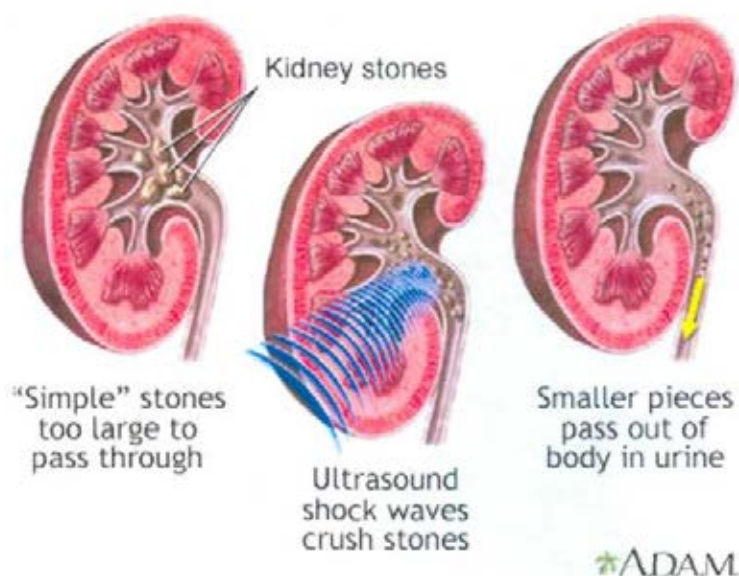


Рис 49

При этом волны генерируются внешним источником энергии и передаются от него к месту проведения операции (Рис 49). Специальный прибор - литотриптор - позволяет точно выявить местоположение камня с помощью ультразвуковых волн и, с их же помощью производит дробление камней.

#### *Применение фокусированного ультразвука*

Для хирургических операций используют фокусированный УЗ, который позволяет производить локальные разрушения в глубинных структурах, например мозга, без повреждения окружающих тканей (интенсивность УЗ достигает сотен и даже тысяч Вт/см<sup>2</sup>).

Хирургическая техника должна воздействовать только на четко ограниченную область, быть быстродействующей, вызывать минимальные потери крови.

Мощный фокусированный ультразвук обладает большинством из этих качеств. Возможность использования фокусированного ультразвука для создания зон поражения в глубине органа без разрушения вышележащих тканей изучено в основном в операциях на мозге. Позже операции проводились на печени, спинном мозге, почках и глазе.

Применение фокусированного ультразвука позволяет локально воздействовать на поверхностные и глубоко расположенные структуры организма в результате создания локальной, контролируемой гипертермии, то есть нагрева до 41-44 градусов без перегрева поверхностных тканей.

Эти возможности локального воздействия на глубоко расположенные структуры организма недостижимы при использовании традиционных методов воздействия ультразвуком на биологические объекты, основанные на применении плоских ультразвуковых волн. Кроме термического воздействия, фокусирующие излучатели создают повышенное звуковое давление, распределённое неравномерно, оно максимально в центре фокальной области и очень мало на периферии (рис. 50).

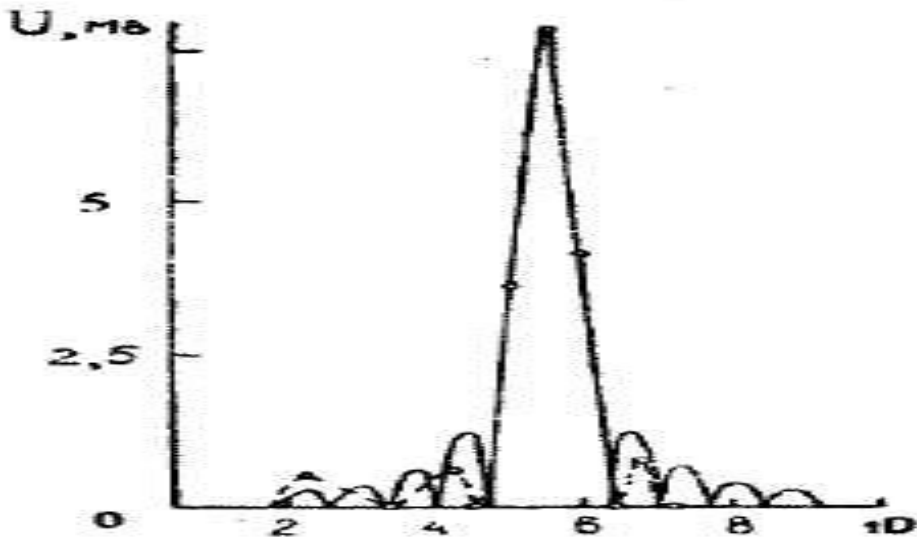


Рис. 50 Распределение звукового давления в фокальной области излучателя

Наибольшее распространение в медицине получили излучатели фокусированного ультразвука в виде части сферической оболочки, изготовленные из пьезоэлектрической керамики (Рис. 51).

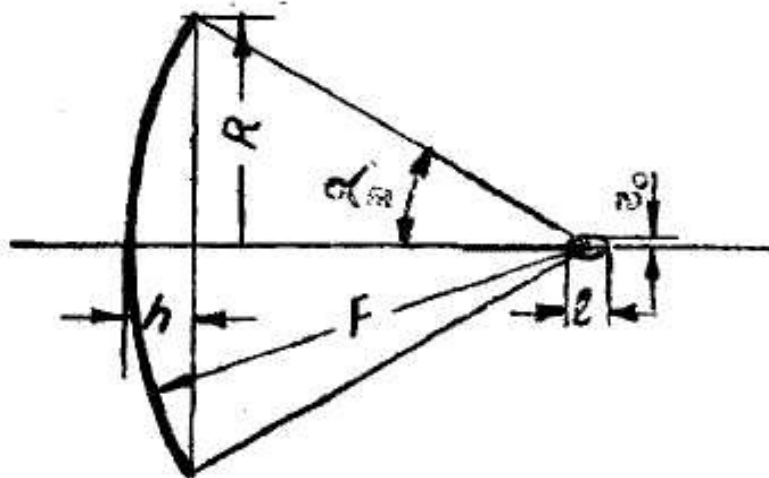


Рис. 51  
Геометрические характеристики сферического излучателя ультразвука



На рисунке представлены основные геометрические характеристики сферического излучателя:  $R$  - радиус,  $F$  - фокусное расстояние,  $\alpha_m$  - угол раскрытия,  $h$  - глубина,  $r_0$  - радиус фокальной области,  $l$  - длина фокальной области.

Ещё один фактор биологического действия фокусированного ультразвука его механические эффекты. Например, при частоте 1МГц и интенсивности 1000 Вт/см<sup>2</sup> значения параметров ультразвука таковы: амплитуда смещения – 0,6 мкм, колебательная скорость - 4м/с, ускорение -  $2,3 \cdot 10^9$  см/с<sup>2</sup> (что превышает ускорение земного тяготения в  $2 \cdot 10^6$  раз), звуковое давление 55 атм., градиент звукового давления на половину длины волны - 1500 атм./см. Такое интенсивное механическое воздействие на среду может приводить к эффектам разрушающим, даже без влияния теплового действия ультразвука.

Механическое действие фокусированного ультразвука резко усиливается при возникновении в среде ультразвуковой кавитации.

При облучении тканей фокусированным ультразвуком возникает, также, химическое действие аналогичное действию плоских ультразвуковых волн высокой интенсивности.

Разнообразие биологических эффектов, обуславливаемых фокусированным ультразвуком, и возможность управления ими, локально воздействуя на структуры, лежащие в глубине организма, практически не влияя на окружающие ткани, делает применение фокусированного ультразвука весьма важным для медицины.

Наибольшее тепловыделение возникает при облучении биологических тканей импульсно-периодической ультразвуковой волной. Поглощение такой волны с заданной средней мощностью может быть в несколько раз увеличено путем повышения скважности импульса. При облучении ткани мощным фокусированным ультразвуковым импульсом происходит генерация сдвиговых волн в среде, которая повышает эффективность воздействия в несколько раз.

Импульсно-периодические режимы возбуждения с прямоугольной огибающей радиоимпульсов, отличаются амплитудой ультразвуковых импульсов. Они имеют одинаковую среднюю мощность и дают разную картину нагрева среды.

В среде с нелинейными свойствами, из-за влияния среды на УЗ, возникают ударные участки, волна поглощается эффективнее, нагрев среды оказывается сильнее.

Применение сильно сфокусированной импульсно-периодической ультразвуковой волны, вызывающей сильный нагрев участков тканей, является перспективным направлением неинвазивной хирургии.

*Ультразвуковая сварка и резка биологических тканей.*

Ультразвуковая "сварка" костей - остеосинтез - применяется при переломах. "Сварка" прочно связывает фрагменты и не нарушает 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, мощность которого прямо пропорциональна квадрату амплитуды смещения. Колеблющийся торец инструмент-волновода, введенный в среду у поверхности кости, создает физико-химические явления, 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 биохимических 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.

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. Колебательная система при резании настраивается в резонанс упругих продольных колебаний. Форма и размеры режущей части инструмента зависят от вида биологических тканей.

При этом используются все составляющие биологического действия ультразвуковых колебаний (контактный нагрев и диссекция тканей, противо-метастатический и антисептический эффекты).

Методическими особенностями применения ультразвуковых технологий являются минимальные интенсивности (6-8) Вт/см<sup>2</sup> и амплитуды (около 30 мкм) колебаний при контакте с органом. Оптимально использование волновода-долота, акустическая зона которого направлена в сторону удаляемой части органа.

Ультразвуком осуществляется деструкция образований слизистых оболочек и кожи. Производится воздействие низкочастотным ультразвуком 26,5 кГц в контактном режиме. При этом волновод располагается перпендикулярно поверхности, скорость его продвижения - 6-10 см/с, интенсивность излучения (8-10) Вт/см<sup>2</sup> с амплитудой колебаний до 60 мкм.

### *Лапароскопия*

Лапароскопия - хирургический метод вмешательств в брюшную полость пациента. Лапароскопию проводят под наркозом. В брюшной стенке делается три-четыре прокола, размер каждого не превышает 5-10 мм. С помощью специального прибора лапарофлятора в брюшную полость вводят углекислый газ, чтобы приподнять брюшную стенку. Через этот же прокол вводится источник света. Через прокол хирург вводит инструменты-манипуляторы. За ходом операции врач следит, глядя на экран. Методом лапароскопии удаляются полипы, миомы матки. Операция гистероскопия менее травматична, при этом инструменты вводятся через шейку матки.

С помощью ультразвукового хирургического метода проводится эффективное лечение некоторых болезней.

*Болезнь Меньера.* Взамен традиционной хирургии ультразвук может применяться и при лечении болезни Меньера. Сущность болезни состоит в нарушениях во внутреннем ухе, что приводит к приступам головокружения. Тонкий ультразвуковой пучок большой интенсивности направляется на латеральный полукружный канал уха для разрушения нейроэпителия кристы и макулы в лабиринте. Для этого метода лечения очень важна точная дозиметрия, поскольку вблизи полукружного канала проходит лицевой нерв и разрушение этого нерва ведет к лицевому параличу. По существующей методике, в сосцевидном отростке височной кости проделывается желобок в который вводится ультразвуковой излучатель. Это позволяет облучить лабиринт. Нервные окончания в нем разрушаются, пациенты избавляются от головокружений, при этом слух не изменяется.

*Болезнь Паркинсона.* Неконтролируемые подергивания головы и конечностей, которые являются симптомами этой болезни, можно ликвидировать, нарушив деятельность некоторых глубоких участков мозга.

*В офтальмологии* наиболее распространенным случаем использования ультразвука является удаление катаракты из хрусталика глаза - факоемульсификация. Кончик инструмента делается в форме полый трубочки, которая вставляется в небольшое отверстие в глазу.

Кончик вибрирует, разрушая хрусталик, и небольшие его фрагменты высасываются через трубочку.

### *Применение ультразвука в стоматологии.*

Ультразвук используется для лечения периодонтита и для удаления камней.

Инструмент, используемый для лечения зубов, состоит из стержневого ультразвукового преобразователя и имеет на конце наконечник в котором возбуждаются продольные колебания диапазоне частот 25 -42 кГц с амплитудой в диапазоне 6-100 мкм.

Ультразвук позволяет счистить и удалить налипшие скопления с поверхности зубов и их корней. Наконечником можно чистить, стирать и шлифовать зубы, избавляя их от камней, бляшек, остатков пищи, пятен и размягченного цемента. Фотомикрографические исследования показали, что после ультразвуковой очистки поверхность зуба становится более гладкой, чем после ручной обработки. Ультразвуковые инструменты могут использоваться для выскабливания патологического зубодесневого кармана. В этом случае наконечник может прикладываться к мягкой ткани для того, чтобы произвести слабое прижигание.

***В отоларингологии УЗ используется*** для лечения слизистой полости рта, хронического фарингита.

*При хирургической патологии* (келлоидные рубцы, спаечная болезнь, инфильтраты) применение ультразвука тоже оказывается эффективным. Глубокие раны заполняют раствором антибиотика и вводят в них крошечный ультразвуковой волновод диаметром 3-5 мм. Ультразвуковые колебания вызывают движение микропотоков жидкости, которые смывают с поверхности раны микроорганизмы, омертвевшие клетки, сгустки крови, так что рана становится практически стерильна. Кроме того, воздействие ультразвука на больной участок, как уже говорилось, усиливает обмен веществ, улучшает кровоснабжение и снимает отёк, что способствует быстрому заживлению и меньшему размеру послеоперационного шва. Такую «очистку» производят также при внутрисполостных операциях.

### ***Использование ультразвука в онкологии.***

Ультразвук достаточной интенсивности может нагреть любую локализованную область ткани до используемых в гипертермии температур (больше 42<sup>0</sup>С). С технической точки зрения преимущество ультразвука перед электромагнитным нагревом состоит в том, что выделение энергии в среде может быть лучше локализовано, при необходимости можно использовать фокусировку. Задача состоит в том, чтобы равномерно нагреть весь объем опухоли до некоторой постоянной температуры при условии, чтобы температура нормальной ткани поддерживалась на физиологически приемлемом уровне. Есть указания на то, что кроме чисто температурного действия ультразвук может обладать и некоторым цитотоксическим эффектом. 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.

Ультразвук, также используется для уменьшения объема твердой опухоли, например, ректальной.

## **5.2. Применения УЗ в прикладных целях**

### ***Приготовление смесей с помощью ультразвука.***

Широко применяется ультразвук для приготовления однородных смесей (гомогенизации). Еще в 1927 году американские ученые Лимус и Вуд обнаружили, что если две несмешивающиеся жидкости (например, масло и воду) слить в одну мензурку и подвергнуть облучению ультразвуком, то в мензурке образуется эмульсия, то есть мелкая взвесь масла в воде. Подобные эмульсии играют большую роль в медицине: это, фармацевтические изделия, косметика, лаки.

### ***Получение аэрозолей.***

Если бегущие ультразвуковые волны наталкиваются на границу раздела двух сред с разными волновыми сопротивлениями, то добавочное звуковое давление в среде по отношению к окружающему ее внешнему давлению действует на эту границу. В частности, оно служит причиной того, что при переходе ультразвуковых волн через границу жидкого лекарственного препарата с воздухом образуются фонтанчики жидкости, при этом происходит отрыв отдельных капелек от поверхности с образованием аэрозолей лекарственных веществ.

Лекарственные препараты в виде аэрозолей часто используются при респираторных заболеваниях, хронических аллергиях, для вакцинации. Аэрозольные частицы размером от 0,03 до 10 мкм применяют для ингаляции бронхов и легких, для обработки помещений. Если такие аэрозольные частицы зарядить в электрическом поле, то возникают еще более равномерно рассеивающиеся (т.н. высокодисперсные) аэрозоли. Обработав ультразвуком лекарственные растворы, получают эмульсии и суспензии, которые долго не расслаиваются и сохраняют фармакологические свойства. Лекарственное вещество в таких суспензиях и эмульсиях раздроблено до мельчайших частиц размером 0,1 - 0,5 мкм и приобретают качественно другие свойства. Например, эмульсия рыбьего жира, приготовленная с помощью ультразвука, лишена характерного запаха и вкуса, иногда неприятного для многих пациентов.

### ***Диспергирующее действие***

Механический эффект связан с переменным акустическим давлением во время сжатия и растяжения среды и силами, развивающимися вследствие больших ускорений частиц, определяет размельчающее и диспергирующее действие ультразвука.

### ***Производство лекарств***

Большие возможности дает ультразвуковая обработка и при производстве лейкоцитарного интерферона. Препараты наиболее качественного интерферона получают из свежевыделенных лейкоцитов донорской крови.

Оказалось, что облучение суспензии лейкоцитов ультразвуком ( $0,05 \text{ Вт/ см}^2 - 0,06 \text{ Вт/ см}^2$ ) увеличивает выход интерферона на 20 - 30 %. (Возможно, этим и объясняется успех локального ультразвукового воздействия при физиотерапии - оно также стимулирует синтез интерферона в ткани).

### ***Ультразвуковые приборы для слепых.***

Портативные приборы для ультразвуковой локации для слепых позволяют обнаруживать предметы на различных расстояниях до 10 и более метров.

### ***УЗ также используется для очистки и стерилизации инструментов.***

Когда хирургические инструменты опускают в дезинфицирующий раствор, одновременно включая ультразвук, то возникающие микропотоки жидкости хорошо очищают поверхность, а мембраны микробных клеток становятся проницаемыми для дезинфицирующего раствора. Если создать такие микропотоки в растворе антибиотиков, можно стерилизовать и обычные хирургические инструменты, и руки хирурга (в случае крайней необходимости). Полная стерилизация занимает всего полторы минуты, а дезинфицирующих веществ требуется гораздо меньше.

При этом в технологическом эффекте решающая роль принадлежит кавитации.

***В стоматологии используется ультразвук в процессах пайки и лужения,*** при сварке. Известно, что при высокой температуре, необходимой для процесса пайки или лужения, на поверхности металла образуется окисная пленка, мешающая соединению металла и припоя. При применении ультразвуковых колебаний окисная пленка на поверхности металла разрушается благодаря явлениям кавитации в припое.

***В сварочной технике*** под воздействием ультразвука происходят пластическая деформация соединяемых поверхностей и дробление окисных пленок, что создает условия для диффузии свариваемых материалов (металлов, пластических масс и др.)

### ***Применение ультразвука для очистки поверхностей различных материалов.***

Ультразвук применяется для промывки и обезжиривания металлических деталей, оптических стекол, изделий из керамики. При этом решающая роль принадлежит кавитации. Кавитационные явления, возникающие в моющем растворе, вызывают эмульгирование жировых примесей, разрыв загрязняющих пленок, сообщают большие ускорения частицам загрязнений, которые таким образом легко отделяются от поверхностей обрабатываемых изделий.

Важно, что ультразвуковая очистка позволяет удалить загрязнения из незначительных трещин, пор, отверстий, в деталях и изделиях сложной конфигурации. Этот способ широко применяется для мойки посуды в парфюмерной, химико-фармацевтической промышленности, для очистки инструментов в хирургии, косметологии.

***Ультразвук применяется для механической обработки хрупких твердых материалов, стекол.***

На стекольных заводах используется ультразвуковой метод нанесения делений на лабораторную посуду и письмо по стеклу.

***Применение ультразвука для влияния на животных.***

Ультразвуковые свистки используют для дрессировки животных, таких как дельфины. УЗ приборы используют для отпугивания собак и мелких животных.

***Применение ультразвука в биологии.***

Способность ультразвука разрывать оболочки клеток нашла применение в биологических исследованиях, например, при необходимости отделить клетку от ферментов. Ультразвук используется также для разрушения таких внутриклеточных структур, как митохондрии и хлоропласты с целью изучения взаимосвязи между их структурой и функциями (аналитическая цитология). Другое применение ультразвука в биологии связано с его способностью вызывать мутации. Исследования, проведенные в Оксфорде, показали, что ультразвук даже малой интенсивности может повредить молекулу ДНК. Искусственное целенаправленное создание мутаций играет большую роль в селекции растений. Главное преимущество ультразвука перед другими мутагенами (рентгеновские лучи, ультрафиолетовые лучи) заключается в том, что с ним чрезвычайно легко работать.

## ИСПОЛЬЗОВАННАЯ ЛИТЕРАТУРА

1. Акопян В.Б. Физические основы УЗ терапии. Мед. Физика, 2001, 11, С. 9.
2. Атьков О.Ю. Основные тенденции развития УЗ методов диагностики. Визуализация в клинике. 2002, 20, С. 4-8.
3. Боголюбов В.М., Пономаренко Г.Н. - «Общая физиотерапия», 1999 г.
3. Большой толковый медицинский словарь «Oxford», М. «Вече», «АСТ»; 1998.
4. Грешилов Е.М., Лубэ В.М., Лямшев Л.М., Могоровский В.Б. Оценка и прогнозирование характера кровотока с помощью УЗ доплерлокации. 9 Всес. Акуст. Конф., 1977.
5. Демидов В.Н. Ультразвуковая диагностика в гинекологии. М. Медицина, 1994.
6. Клиническое руководство по ультразвуковой диагностике. Под редакцией Митькова В.В., Садриковой В.А., М., Т.5., 1999.
3. Клячкин Л.М., Виноградова М.Н. - «Физиотерапия», 1995 г.
6. Крылов П., Рокитянский В.И. Ультразвук и его лечебное применение. 1958.
7. Кулаков В.И. Ультразвуковая диагностика в гинекологии». М. Медицина, 1994.
8. Лелюк В. Г., Лелюк С.Э. Методические аспекты УЗ ангиологических исследований. М., 2002.
9. Лоцилов В.И. Ультразвуковые технологии в онкологии. М., 2000.
10. Маков Ю.Н. Возможности ультразвукового воздействия на биоструктуры в различных режимах и их использование в медицине. Акустика неоднородных сред. Ежегодник 2002, С. 72-81.
11. Мелькумова А.С. Ультразвук, М. Медицина , 1985.



12. Митьков В.В. Принципы гемодинамики и исследование сосудов. М: Видар, 1999.
13. Никитин Ю.М. Ультразвук в диагностике нарушения мозгового кровообращения. Компьютерные технологии в медицине, 1, 1997.
14. Николаев Г.А., Лоцилов В.И. Ультразвуковая технология в хирургии. М. Медицина, 1998.
15. Основы применения низкочастотного ультразвука в сельском хозяйстве. Курс лекций. Моск. Ветеринарная Академия, М., 1988.
16. Пену А.Ю. Практическая эхография, М. Медицина, 1991.
17. Пономаренко Г.Н. - «Физические методы лечения» Справочник , 2002 г.
18. Применение ультразвука в медицине. Под редакцией Хилл К. М. Мир, 1989г.
19. Синило Т.В. Генерация сдвиговых волн и нагревание фантомов биоткани интенсивным фокусированным ультразвуком. Автореферат дисс. М., 2004.
20. Соколов Д.В., Седов Е.М., Меркулова Л.И. Ультразвук в медицине. ГМУ СПб, 1997.
21. Стрижаков А.Т., Бунин А.Т., Медведев М.В. Ультразвуковая диагностика в акушерской клинике. М., Медицина, 1999.
22. Ультразвук. Маленькая энциклопедия. Под ред. И.П. Голяминой, М., Советская энциклопедия, 1979.
23. Шахнович А.Р. Диагностика нарушений мозгового кровообращения: транскраниальная доплерография. М., 1996.
24. Шиллер н. Клиническая эхокардиография. М. Медицина. 1993.
25. Claudio Rumwell Vascular Technology. USA, Davies Publ., 2004.