



# МЕДИЦИНСКИ УНИВЕРСИТЕТ – ПЛОВДИВ

## ФАКУЛТЕТ „Фармация“

### ЦЕНТЪР ЗА ДИСТАНЦИОННО ОБУЧЕНИЕ

## Лекция №5 *Медицинска физика*

**Звук - естество, източници, основни характеристики, видове.**

Процеси при взаимодействието на звуковите вълни с веществото.

Звукът като психо-физиологично явление. Област на чуване.

Инфразвук, звук и ултразвук.

Относително ниво на интензитет и гръмкост на звука (закон на Вебер-Фехнер и Стивънс).

Звукови методи за диагностика и терапия в медицината (аускултация, фонокардиография, перкусия, измерване на кръвното налягане, аудиометрия).

Ултразвук - същност, източници и методи за получаване.

Основни свойства и действие на ултразвука върху биологичните системи.

Диагностични и терапевтични приложения на ултразвука в медицината.

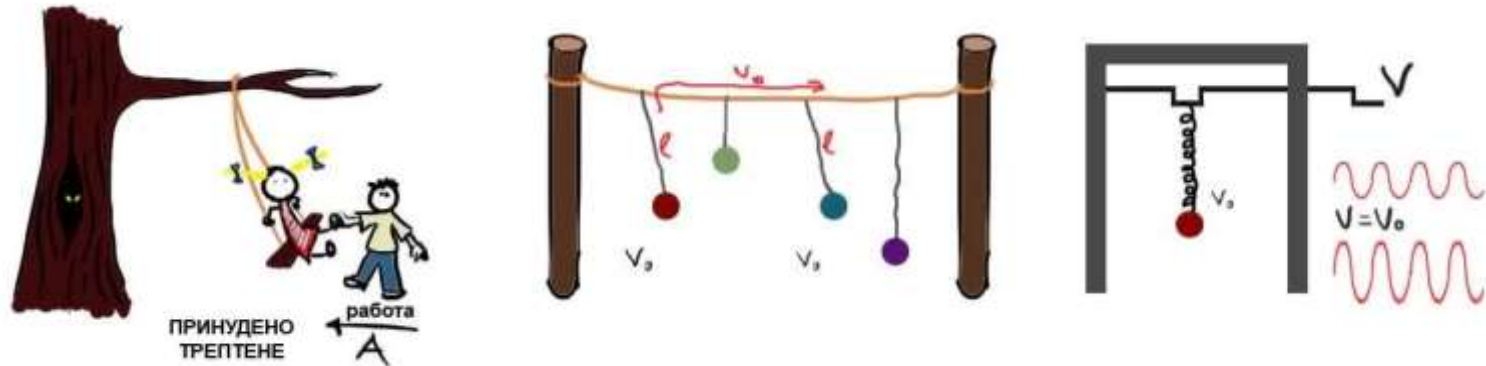
**проф. Константин Балашев, д.х.н.**

# ЗВУК

## Механични трептения и вълни

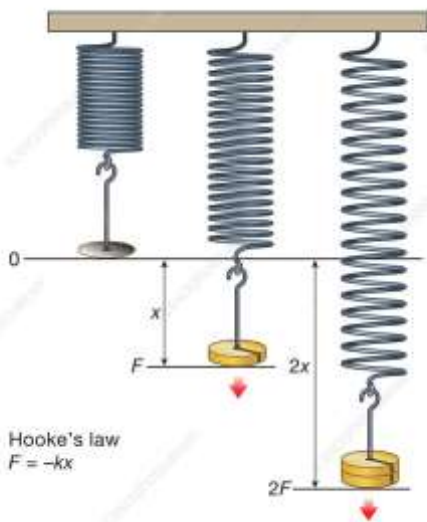


*Трептения* са движения или изменения в състоянието на телата, които се повтарят във времето.



Трептенията са *периодични*, ако се описват с физични величини, чиито стойности се повтарят през равни интервали от време. Най-малкият от тези интервали  $T$  се нарича *период*, а броят на трептенията за единица време - *честота* на трептенията  $\nu$ :

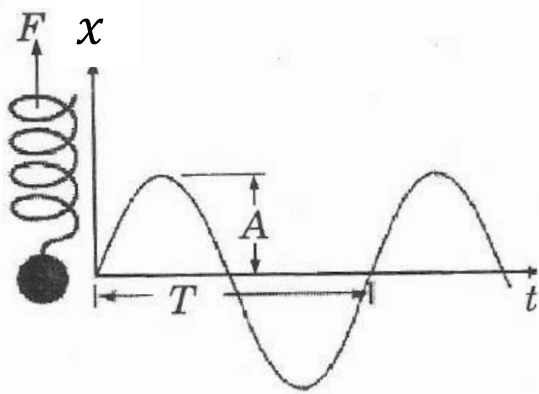
$$\nu = \frac{1}{T} , s^{-1} , Hz$$



Механични трептения се получават най-често под действието на сила  $F$ , която е пропорционална на *отместването* на тялото  $x$  от изходното му положение и има посока към това положение:

$$F = -kx$$

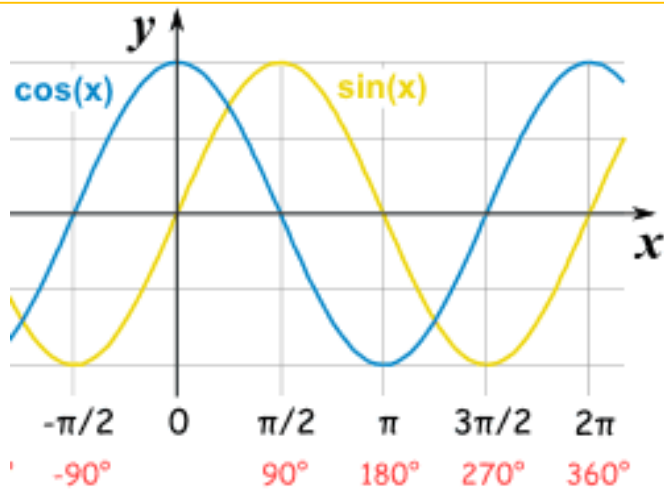
В този случай силата се нарича *еластична*, движението на тялото - *хармонично трептене*, а самото тяло - *хармоничен осцилатор*. Знакът минус пред коефициента на пропорционалност  $k$  показва, че силата връща тялото към изходното му положение, т. е. нейната посока е обратна на нарастването на отместването.



Зависимостта на отместването  $x$  от времето  $t$  се описва със синусова или косинусова функция и се нарича *уравнение на хармоничното трептене*:

$$x = A \sin(\omega t + \varphi_1) = A \cos(\omega t + \varphi_2)$$

Изразите  $\omega t + \varphi_1$  и  $\omega t + \varphi_2$  се наричат *фази*,  $\omega$  - *ъглова честота*,  $\varphi_1$ ,  $\varphi_2$  - *фазови константи*, а  $A$  *амплитуда*

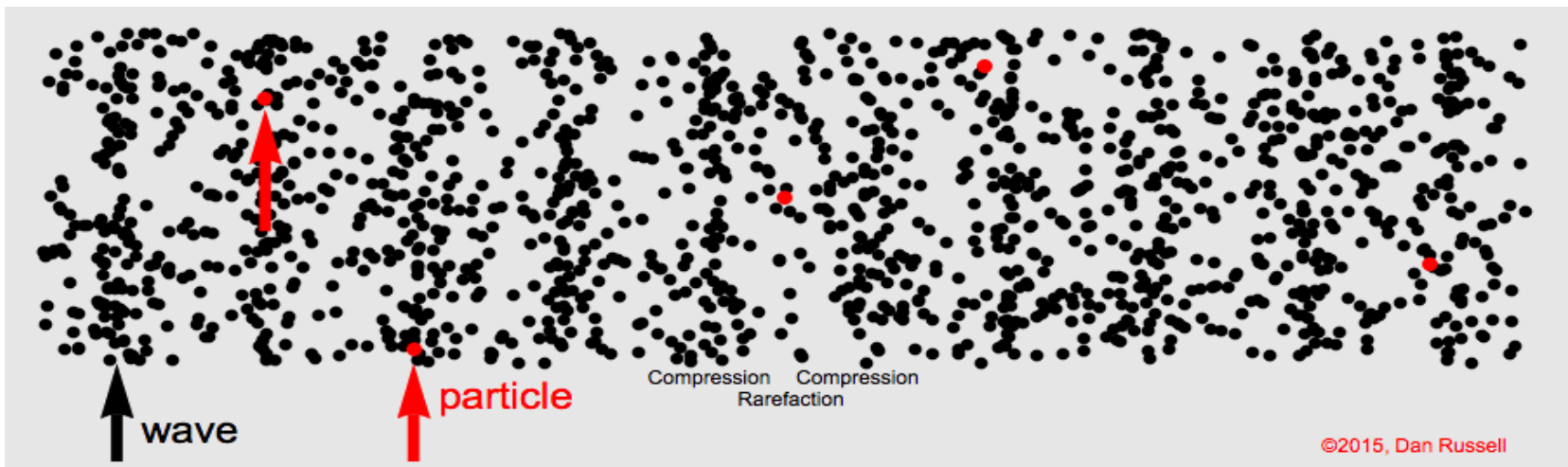


Амплитудата определя максималното отклонение на тялото, а фазовата константа - отклонението на тялото в началния момент  $t = 0$ . Като се има предвид, че периодът  $T$  на функциите  $\sin x$  и  $\cos x$  е  $2\pi$ , т. е.  $\omega T = 2\pi$ , връзката между кръговата честота  $\omega$  и честотата  $\nu$ :

$$\omega = \frac{2\pi}{T} = 2\pi\nu$$



Когато трептящото тяло или частица е съставна част на система от други такива, трептенията се предават на съседните - тела или частици. Те от своя страна предават трептенията си на своите съседни и по този начин в една среда или система от тела или частици трептенето се разпространява във всички посоки. Този процес се нарича **вълнообразно движение** или **вълна**. Характерно за това движение е, че през средата се пренася енергия, без участващите във вълната тела или частици да напускат областта си на трептене, т.е. без да се пренася вещество.

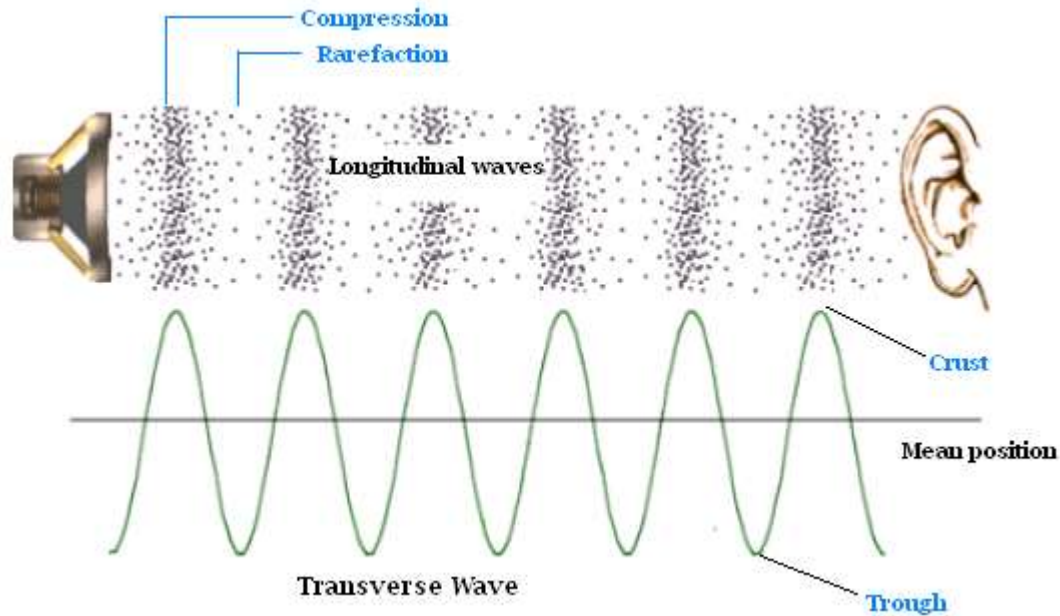


Под *скорост на разпространение на вълната*  $v$  се разбира скоростта, с която произволно избрана фаза на трептене на частиците се премества в средата (например фазата  $\pi/2$ , съответстваща на един от върховете на вълната). Тази скорост се нарича *фазова скорост*, но обикновено думата "фазова" се изпуска. Разстоянието  $\lambda$ , на което фазата на трептенето се разпространява за време един период  $T$ , се нарича *дължина на вълната*:

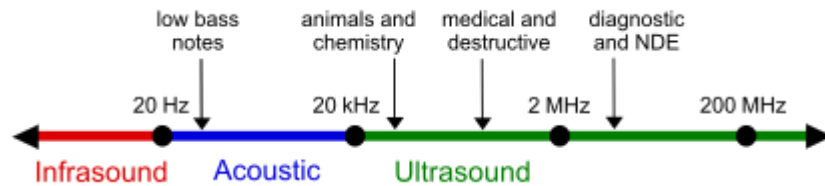
$$\lambda = vT, \quad v = \lambda\nu$$



# Звук

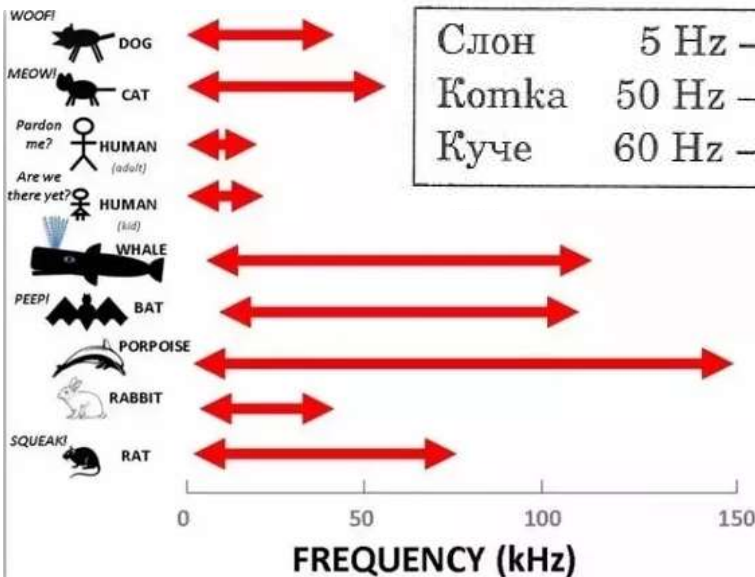


Механичните трептения и вълни, които могат да се възприемат от ухото на човека, се наричат **звук**. Техните честоти попадат в диапазона *от 20 Hz до 20 kHz*, определен експериментално чрез усредняване на измерванията върху много хора. От физична - лед на точка механичните трептения и вълни извън този диапазон не се различават от звука и затова се разглеждат заедно с него в раздела **акустика**.



Механичните вълни с честота *под 20 Hz* се наричат **инфразвук**, а с честота *над 20 kHz* - **ултразвук**. Някои животни възприемат като звук вълни и от тези области).

Най- високочестотните механични вълни *от областта  $10^9$  —  $10^{13}$  Hz* се отнасят към **хиперзвука**.



Слон	5 Hz – 10 kHz	Мишка	2 kHz – 90 kHz
Котка	50 Hz – 90 kHz	Прилеп	10 kHz – 100 kHz
Куче	60 Hz – 50 kHz	Нощна пеперуга	15 kHz – 80 kHz

Честотни интервали на звук, възприеман от някои животни

<p>We are learning about</p>  <p>instruments.</p>	 <p>guitar</p>	 <p>xylophone</p>
 <p>triangle</p>	 <p>recorder</p>	 <p>shaker</p>
 <p>bells</p>	 <p>chime-bar</p>	 <p>maracas</p>
 <p>piano</p>	 <p>tambourine</p>	 <p>drum</p>

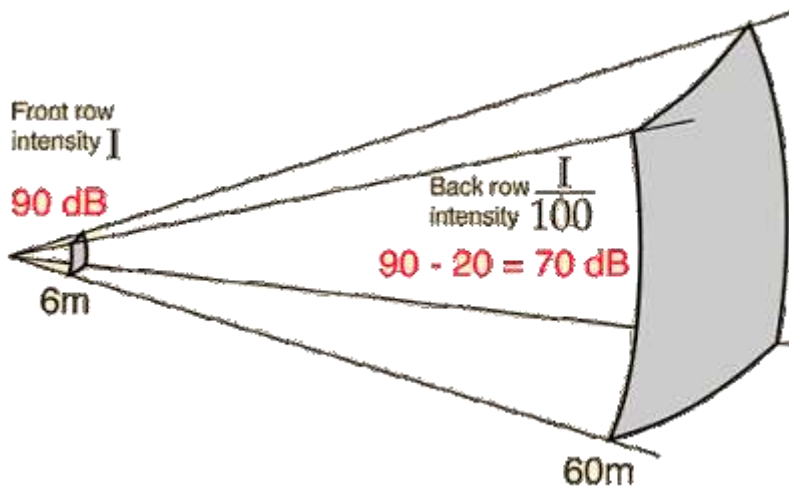
*Източници* на звук могат да бъдат всички трептящи тела (пръчки, струни, мембрани, въздушни стълбове и др.), които създават механични вълни в материална среда. Звуковите вълни в твърдите тела могат да бъдат както надлъжни, така и напречни, тъй като тези тела притежават еластичност при опъване, свиване и хлъзгане. Течностите и газовете нямат еластичност при хлъзгане и в тях вълните са само надлъжни.

*Скоростта* на разпространение на звука не зависи от честотата на трептенията, а от еластичните свойства и плътността на средата.

# Физични характеристики на звука

**Физичните характеристики** на звука са свързани с неговите физични свойства, а психофизичните - с възприемането му от човека. Освен честота, други по-важни физични характеристики на звука са звуково (акустично) налягане, интензитет, ниво на интензитета и спектрален състав.

**Звуково налягане  $\Delta p$**  е допълнителното налягане, което възниква при разпространението на надлъжните звукови вълни в местата на сгъстяване ( $\Delta p > 0$ ) и разреждане ( $\Delta p < 0$ ) на частиците на средата.



### **Интензитет на звука**

$I$  е пренесената от звуковата вълна енергия  $E$  за единица време ( $t = 1 s$ ) през единица площ ( $S = 1 m^2$ ), разположена перпендикулярно на посоката ѝ на разпространение:

Интензитетът на звука има смисъл на **плътност на енергиен поток**, тъй като под енергиен **поток** се разбира енергията, пренесена през площта  $S$  за единица време. Освен за енергия, величините поток и плътност на потока се въвеждат и за други физични величини, като например за пренесени обем на флуид, количество топлина, енергия на лъчение, маса и др.

Стойностите на интензитета на звуците, възприемани от човешкото ухо са  $w$  много широк диапазон. За тяхното сравняване се използва физична величина, наречена **ниво на интензитета  $L$** .

За начална стойност в скалата на интензитета е приета  $I_0 = 10^{-12} \text{ W/m}^2$ . Тя е определена като *най-малкия интензитет на звук с честота 1 kHz*, който човек чува (**праг на чуване**).

Нивото на интензитета е безразмерна величина  **$L$**  и се изразява в единицата **бел ( $B$ )**. Звук с интензитет  **$I$** , независимо от честотата, има ниво на интензитета един бел ( **$L = 1 B$** ), ако  **$I = 10I_0$** . По-популярна в практиката е производната единица **децибел ( $dB$ )**, 10 пъти по-малка от бела:

$$[L] = B = 10 \text{ dB}$$

# Екстракорпорална литотрипсия с ударна вълна



**Екстракорпоралната литотрипсия** (от гр. *литос* - камък, *трипсис* -чупя) се използва за лечение на бъбречно-каменната болест от 1980 а., най-напред в Германия.

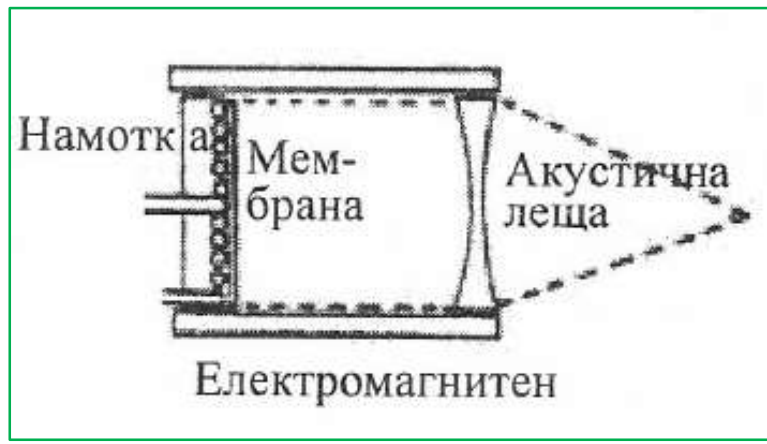
Идеята е конкрементите да се разрушават вътре в тялото посредством силни механични вълни с малка продължителност (*ударни вълни*), генерирани извън тялото (*екстракорпорално*). Ключов проблем е фокусирането на вълните, така че да въздействат само върху конкремента и да не увреждат тъканите около него

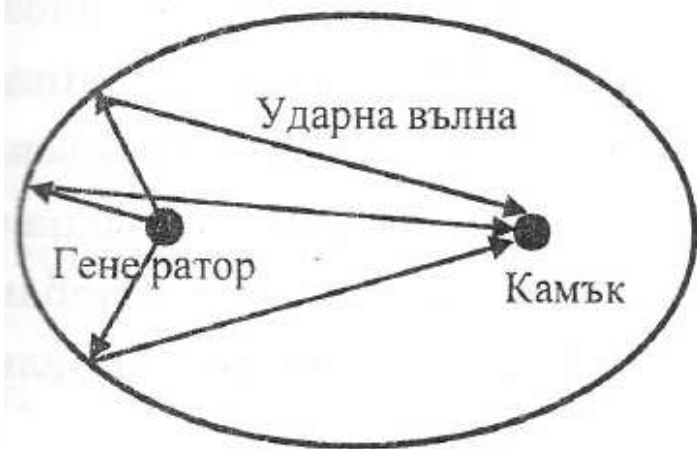
Източникът на ударни вълни се намира във вода и вълните от водата преминават в тялото на пациента през тъканноеквивалентна среда (*водна възглавница*). Това е необходимо, за да се избегне затихването на вълните във въздуха и отражението им от граничните повърхнини, които имат различно звуково съпротивление

***Налягането на вълните*** нараства със звуковото съпротивление - за водата и меките биологични тъкани, то е около *3000 пъти по-голямо от това на въздуха*, а за конкрементите *е още около 10 пъти по-голямо*. Това, както и липсата на фокусиране в меките тъкани, е причина те да не се увреждат от вълните, докато конкрементите се разрушават.

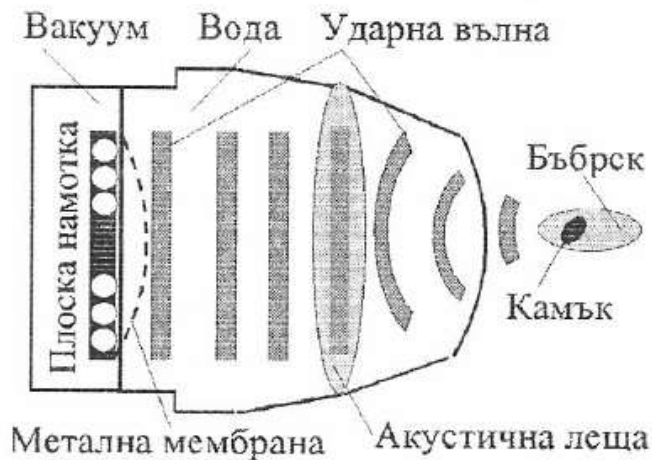


В литотриптерите се използват три метода за генериране на ударни вълни- *електрохидравличен*, *електромагнитен* и *пиезоелектричен*.

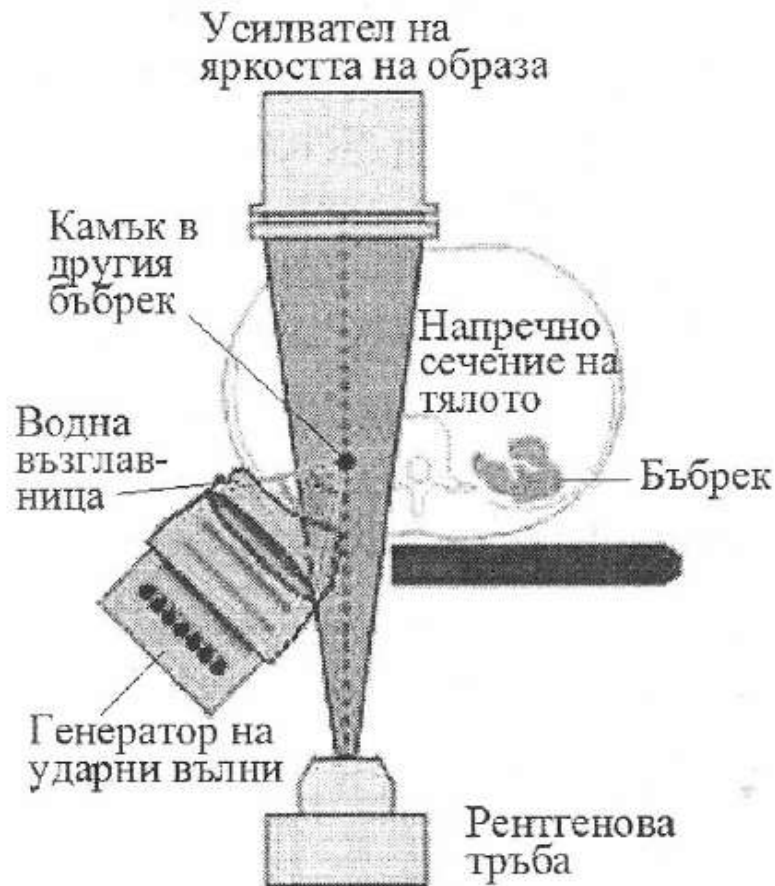




При електрохидравличния метод вълните се създават чрез импулсен искров разряд между два електрода с високо напрежение (15 - 20 kV). Искрицето се намира в единия фокус на полуелипсоиден рефлектор, обърнат с отворената си част към пациента. Част от всяка ударна вълна се разпространява напред, а другата ѝ част се отразява от рефлектора и се събира в другия фокус на елипсоида. Плътноста на енергията там става достатъчно голяма за да разруши конкремента, който се намира в тази точка. Ето защо точното позициониране на пациента е изключително важно.



**Електромагнитният излъчвател** работи подобно на високоговорител. Основната му част е трептящ кръг, съставен от кондензатор, плоска намотка и искрище. Кондензаторът се зарежда до високо напрежение (няколко  $kV$ ) и при разреждането си дава краткотраен искров разряд (няколко  $\mu s$ ). През намотката протича мощен токов импулс със стръмен фронт и голяма амплитуда (няколко  $kA$ ). До намотката, но във вода, се намира добре изолирана метална мембрана. В нея по време на разряда, като във вторична намотка на трансформатор, се индуцира напрежение. В резултат от взаимодействието на магнитните полета мембраната рязко се отблъсква и създава във водата плоска ударна вълна.



Литотриптерът работи в комбинация с рентгенов апарат, за да се осигури точно локализиране на конкремента във фокусната зона. За целта автоматичното преместване на пациента на масата се управлява с компютър. Процесът на литотрипсията се следи непрекъснато с ултразвуков ехограф за да се избегне лъчевото натоварване на пациента от продължително рентгеново наблюдение

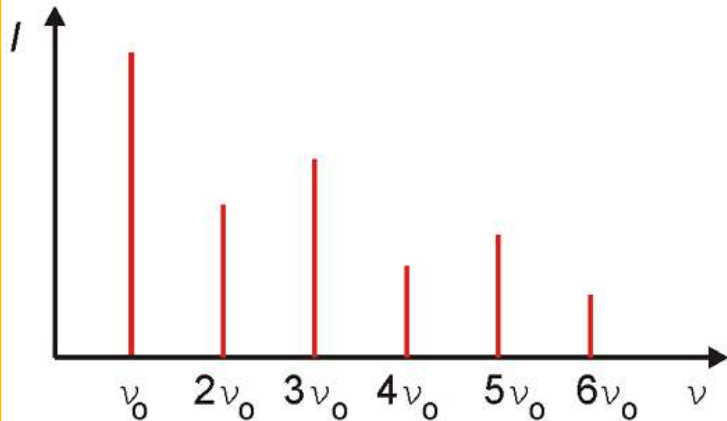
# Психофизични характеристики на звука

**Психофизичните характеристики** на звука са височина на звука, ниво на гърмкост и тембър. Докато физичните характеристики се определят обективно чрез измерване със съответни уреди, психофизичните се оценяват субективно от човека по слуховото му усещане. *Между физичните и психофизичните характеристики има сложно съответствие.*

# Акустичен спектър

Уравнението за хармонично трептене е приложимо само за звук с определена честота. Такъв звук се получава от много малко източници и се нарича **прост (чист) тон**.

Звукът, който съответства на трептения с една хармонична честота, се нарича **чист тон**. Такива звуци издават *камертоните*. Така например тонът "ла" в музиката съответства на честота 440 Hz.



Ако трептенията са **нехармонични**, възникват сложни тонове, съдържащи трептения с различна честота и амплитуда. Те могат да се разложат на няколко прости тона и да се представят като линейна комбинация от хармонични трептения или във вид на **акустичен спектър**.

Съвкупността от простите тонове, чрез линейната комбинация на които се представя един сложен тон се нарича акустичен спектър. Компонентната от акустичния спектър с най-ниската честота ( $\nu_0$ ) и с най-голям интензитет се нарича основен тон. Останалите компоненти имат кратни честоти ( $2\nu_0, 3\nu_0, 4\nu_0, \dots$ ) на основния тон и се наричат **обертони**. Тонове, които са кратни на хармоничните честоти, се наричат обертони.

Усещането за *височина на звука* се определя главно от честотата на основния тон и в по-малка степен от неговия интензитет и спектрален състав. Единицата за промяна на височината на звука е *октава*. Една октава съответства на изменение на честотата на звука два пъти. Ширината на октавите е различна, тъй като всяка следваща октава започва с двойно по-голяма честота от началната честота на предишната октава. Теза 10:  $16 \div 32, 32 \div 64, 64 \div 128$  Hz и т.н.

Комбинацията на интензитета на основния тон и интензитета и броят на обертоновете на един тон се нарича **тембър на звука**.

Тъй като обертоновете са с по-големи честоти от основния тон и се поглъщат по-силно във въздуха, тембърът се променя с отдалечаване от източника на звук.

За оценка на степента на звуково налягане, т.е. за определяне на звука като по-силен или по-слаб, се използва субективната величина **ниво на гръмкостта**.

Тази величина се означава с  $\Gamma$  и е свързана с нивото на интензитета  $L$  чрез един коефициент на пропорционалност  $k$ , който е сложна функция на интензитета и честотата:

$$\Gamma = kL, \quad \Gamma = k \lg \left( \frac{I_0}{I} \right)$$

където  $k = f(I, \nu)$

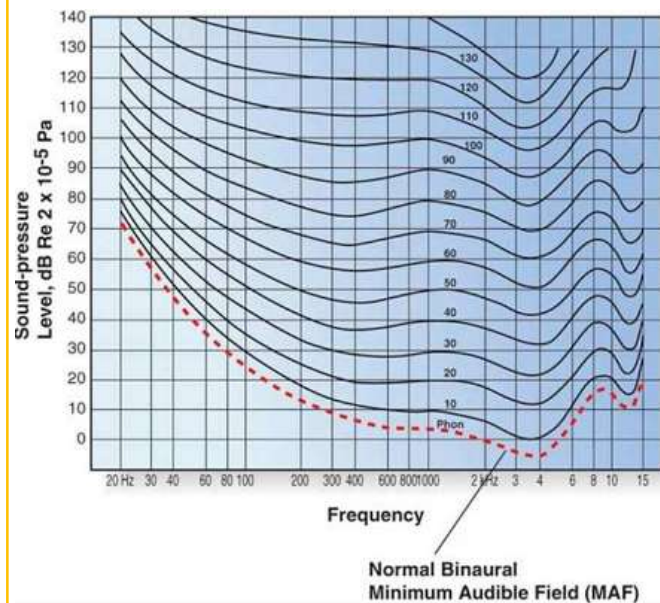


*Нивото на гръмкостта* е пропорционално на нивото на интензитета. Прието е при честота  $\nu = 1 \text{ kHz}$ , т.е. при тази честота нивото на гръмкостта  $\Gamma$  съвпада с нивото на интензитета  $L$  ( $\Gamma = L$ ).

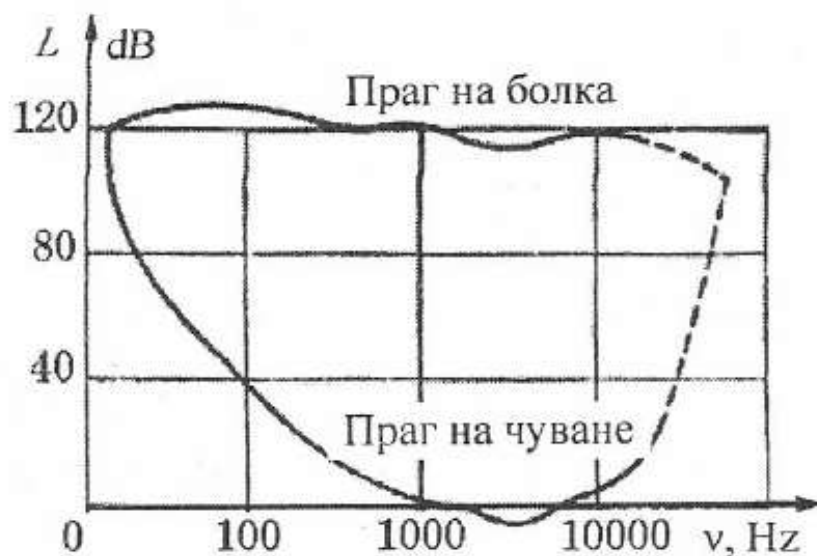
Единицата за ниво на гръмкостта е равна по големина на единицата децибел, но за да се различава от нея, се нарича **фон (phon)**

За звук с честота, към която ухото е по-чувствително в сравнение с честота от 1000 Hz, нивото на гръмкостта във фонове е по-висока от нивото на интензитета (и обратно).

Стойностите на коефициента  $k$  при други честоти, различни от 1 kHz са измерени експериментално, като при всяка от тях е определен интензитетът, който предизвиква звуково усещане (гръмкост), еднаква с интензитета (гръмкостта) при 1 kHz. От получените по този начин средни данни за хора с нормален слух са определени зависимостите на нивото на гръмкостта от честотата при различни нива на интензитета. Те се представят във вид на графики, наречени **криви на еднаква гръмкост** или **изофони**



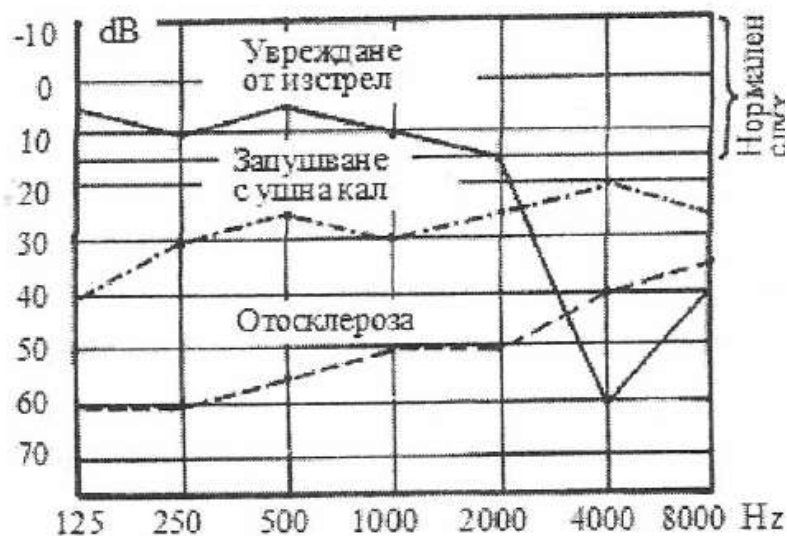
Човешкото ухо е чувствително към звукови вълни, интензитетът на които се мени в много широки граници. Например хармонична звукова вълна с честота 1000 Hz се възприема от стандартното ухо като звук, ако интензитетът и е в интервала от  $I_0 = 10^{-12} \text{ W/m}^2$  до  $I_{max} = 1 \text{ W/m}^2$ .



На графиката е представена областта на чуване в зависимост от честотата на звука. Интензитетът  $I_0$  определя **долния праг на чуване**. Ухото не е чувствително към звукове с по-малък интензитет. Горната граница  $I_{max}$  се нарича **праг на болката** или **горен праг на чуване**. Ако интензитетът на вълната е по-голяма от  $I_{max}$ , усещането за звук преминава в усещане за болка.

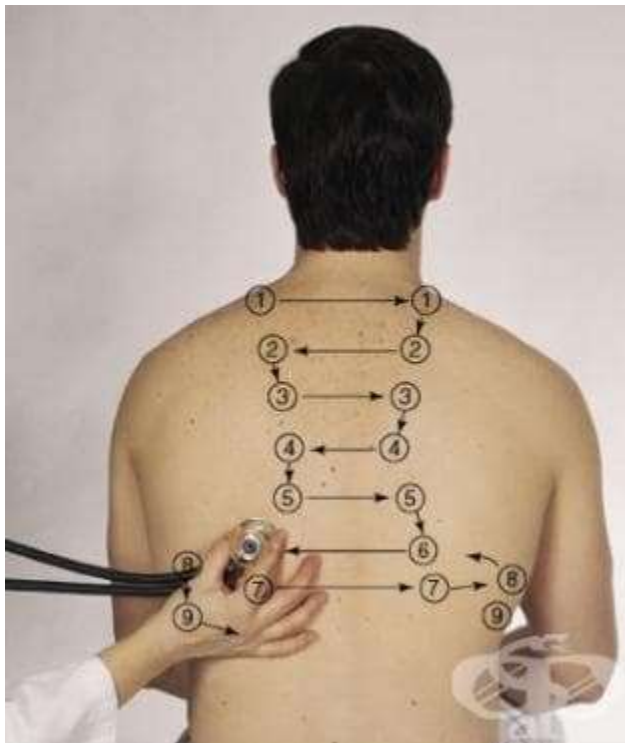


Празът на чуване определя остротата на слуха. Методът за измерването му се нарича *аудиометрия*. Аудиометърът се състои от електронен генератор на тонове с определена честота и регулируем интензитет, измерителен уред за нивото на интензитета и слушалки.

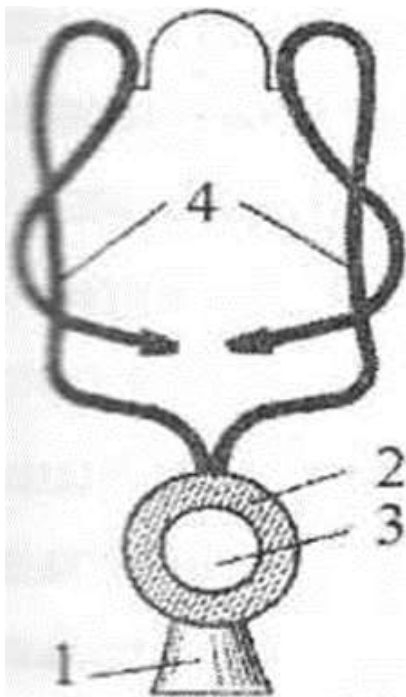


Измерените прави стойности на интензитета се представят графично като положителната посока на ординатната ос е насочена надолу. В интервала  $125 \div 8000 \text{ Hz}$  нормалните аудиограми падат изцяло в областта до 15 dB, докато празът на чуване при някои увреждания на слуха се повишава на 40 - 60 dB.

# Звукови методи в медицинската диагностика



При някои физиологични процеси в човешкото тяло се получава звук, който може да бъде използван за *диагностика*. Преди всичко такива процеси са *сърдечната дейност* и *дишането*. При болестни състояния се променя тонът или тембърът на сърдечните звукове и на звука от движението на въздуха в дихателните пътища. Класически метод за изследване на пациент по възприемания от лекаря звук е *прислушването (аускултацията)*. С аускултация може да се установи и наличието на перисталтика на стомаха и -червата, както и сърдечната дейност на плода при бременни.

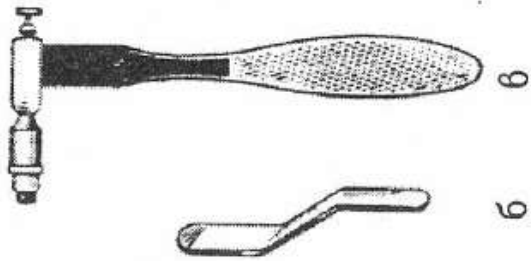


Най-простият уред за аускултация е **бинауралният стетоскоп**. Той има два входа, с които се притиска към тялото: единият **(1)** е за прислушване на сърцето, а по-широкият **(2)** е за прислушване на белия дроб. Звукът се възприема от еластична мембрана върху куха капсула **(3)**, която служи за резонатор. От там той се предава до ушите на лекаря с еластични тръбички **(4)** с твърди краища, които, поставени в тях ги изолират от други шумове



За усилване и записване на звуковете, носещи диагностична информация, се използват *контактни микрофони*, които ги преобразуват в електрични трептения. Този метод за изследване на сърдечната дейност се нарича *фонокардиография*. Понякога той се прилага едновременно с електрокардиографията.

Освен звуковете, произлизащи от човешкото тяло, за диагностика се използват и така наречените *резонансни тонове*, получавани по метода *перкусия* (*причукване*). Характерът им зависи главно от механичните свойства (*еластичност, плътност*) на тъканите, разположени под мястото на перкусия.



Перкусията се прави със специално чукче с мек (гумен) връх върху еластична пластинка, наречена *плесиметър*, която се поставя върху тялото на болния. Прилага се перкусия и с удари на сгънат показалец на едната ръка върху фалангата на показалеца на другата. Ако под мястото на почукване има меки тъкани (мускул, мастна тъкан), звукът е тих и заглъхващ, а ако там има кост или кухина, той е силен, тъй като се усилюва от резонанса. Така могат да се определят границите на белия дроб или сърцето и да се разбере дали някоя кухина е пълна с въздух или течност.

# Ефект на Доплер

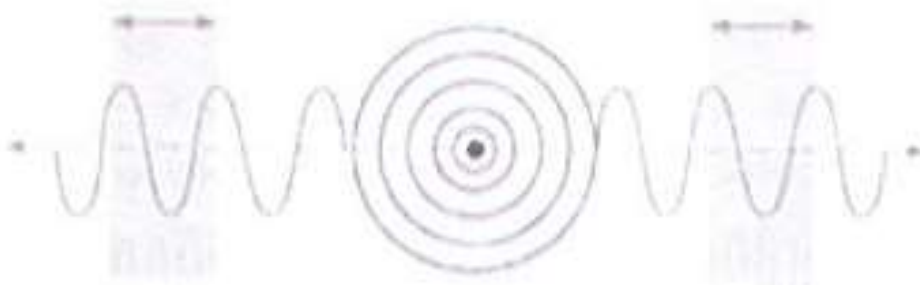
❖ През 1842 а. австрийският физик и математик Доплер (Johann Doppler) публикува научната статия "Върху цветната светлина от двойни звезди и някои друаи небесни тела". В нея той предполага, че цветът на светлината (честотата на светлинните вълни) от някои звезди зависи от тяхното движение спрямо Земята. Движещите се към Земята звезди излъчват синкава светлина, а отдалечаващите се от нея - червеникава.



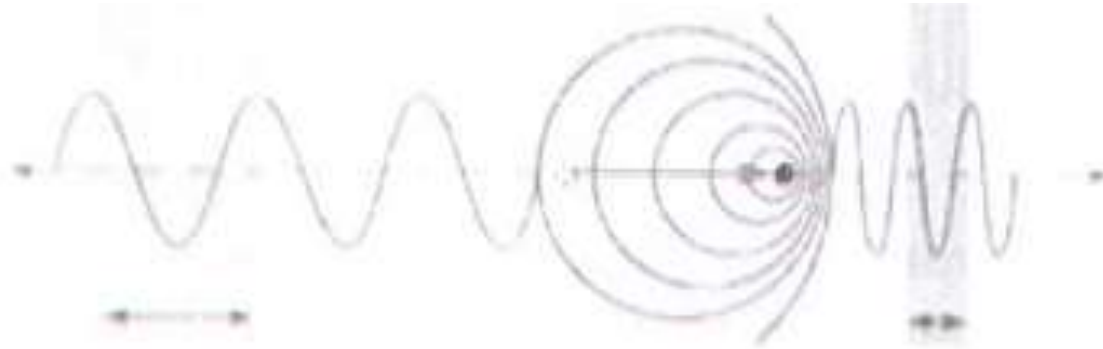
Доплер доказва, че промяната на *честотата* (*дължината на вълната*) при движение на източника или приемника се отнася за всички видове вълни. Той прави този извод въз основа на аналогия между описаното от него явление и промяната на честотата на морските вълни. Морските вълни са с по-голяма честота за кораб, излизащ б открито море (срещу вълните), а с по-малка честота за кораб, движещ се към морския бряг (след вълните). Интересно е, че Доплер не разглежда откритото от него явление при звуковите вълни, където то има най-голямо приложение.



За вълни, разпространяващи се в някаква среда (например звук във въздух), се отчита поотделно движението на излъчвателя и приемника спрямо средата. За вълни, които не изискват среда за разпространението си (например електромагнитните), е от значение само относителната скорост на излъчвателя и приемника един спрямо друг.



Ако източникът на вълната е неподвижен спрямо приемника, възприеманата честота на вълната ( $\nu$ ) е същата, както тази на излъчената ( $\nu_0$ ):  $\nu = \nu_0$ .



**A)** Ако източникът на вълната се движи срещу неподвижен приемник, за единица време в приемника ще попадат повече вълни, отколкото при отсъствие на движение. Това означава, че субективно възприеманата от приемника честота на вълната ( $\nu$ ) ще бъде по-висока от обективно излъчваната от източника ( $\nu_0$ ):

$$\nu = \nu_0 + \Delta\nu$$

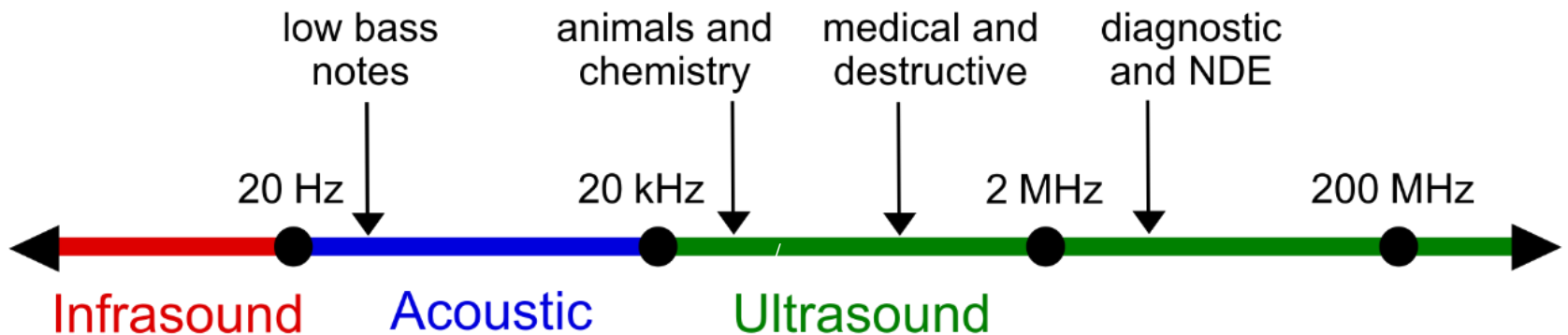
**B)** Ако източникът на звук се отдалечава от неподвижен приемник, за единица време в приемника ще попадат по-малко вълни, отколкото при отсъствие на движение. В този случай субективно възприеманата от приемника честота на вълната ( $\nu$ ) ще бъде по-ниска от обективно излъчваната ( $\nu_0$ ):

$$\nu = \nu_0 - \Delta\nu$$



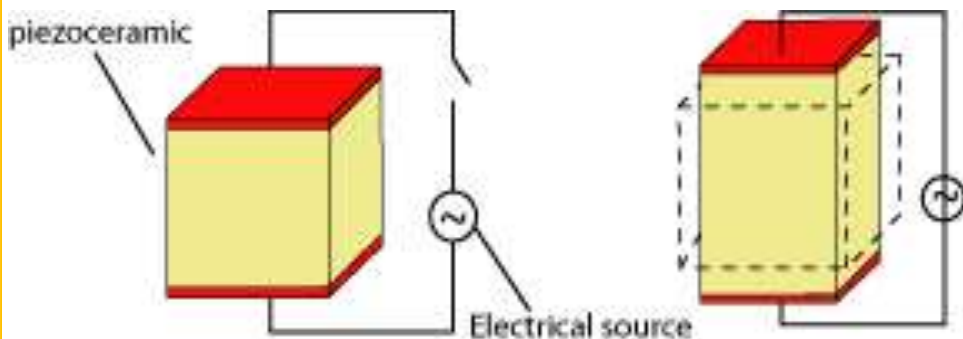
# УЛТРАЗВУК

## Получаване на ултразвук

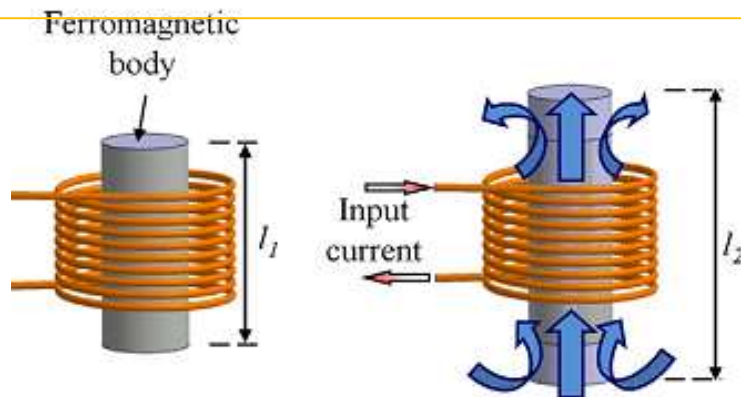


Ултразвукът (УЗ) обхваща механичните трептения и вълни с честоти над горната честотна граница *на областта на чуване*.

Източници на УЗ са различни механични и електромеханични устройства. Най-широко приложение имат електромеханичните генератори на УЗ, основаващи се на две подобни явления - *електрострикция* и *магнитострикция*.



*Електрострикцията* (от лат. *strictio*- свиване) е изменение на формата и размерите на диелектрици и полупроводници в електрично поле.

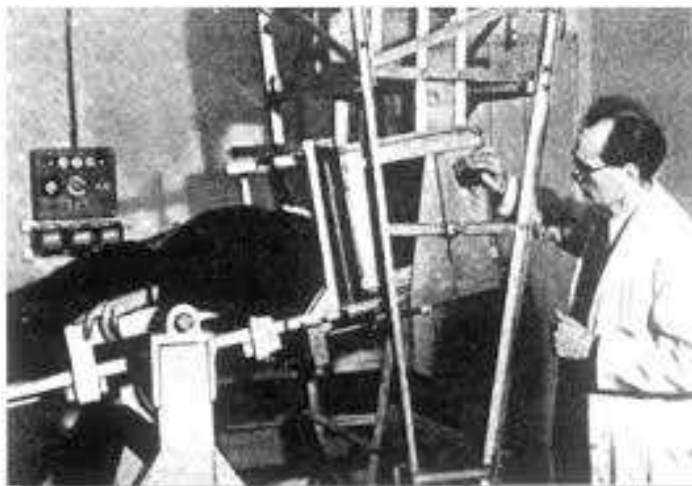


*магнитострикцията* - изменение на формата и размерите на вещества при намагнитването им в променливо магнитно поле, проявявано най-силно при ферромагнетичите.

*Биологичното действие* на УЗ се свежда до две основни направления. Първото включва разрушаване на клетки, микроорганизми и инактивиране на вируси, което намира приложение при екстракция на биологично активни вещества и за стерилизация.

Във второто направление са механичното, топлинното и нервнорефлекторното действие на УЗ върху човека и животните. Във физиотерапията с озвучаване на кожата и подлежащите ѝ тъкани се постига не само локално действие, но и промени в кръвното налягане, сърдечната честота, нивото на кръвната захар и др.

# Физични принципи на ехографията



Ултразвукът е приложен за първи път в медицинската диагностика през 1942 г., когато за локализиране на мозъчни тумори К. Дусик (Karl Dussik) използва сонар от оборудването на кораб през Втората световна война. Ултрасонографията става общоприета през 1970 а. след получаването на двумерни образи и въвеждането на скала за сивота и сега е неразделна част от модерните методи за образна диагностика.



Първият термин за описване на медицинска процедура, извършвана с помощта на ултразвук, е "ултрасоноскопия" (1946). По-късно (1952) той е променен на "ехоскопия", тъй като тя може да се приеме за аналогична на изследването със стетоскоп. Така се достига до термините "ехограф" за ултразвуковия апарат и "ехограми" за получените с него записи. Наред с тях, в последните години все по-често се използват термините "ултрасонография" и "ултрасонограми".



## ***Характеристики и етапи на метода***

Днес получаването на образи с ултразвук (ехографията) е един от най-често използваните методи за образна диагностика. В сравнение с останалите методи ехографията има няколко положителни характеристики:

- УЗ вълни нямат йонизиращо действие и не са опасни;
- апаратурата е портативна и сравнително евтина;
- образите се получават в реално време;
- разделителната способност е добра;

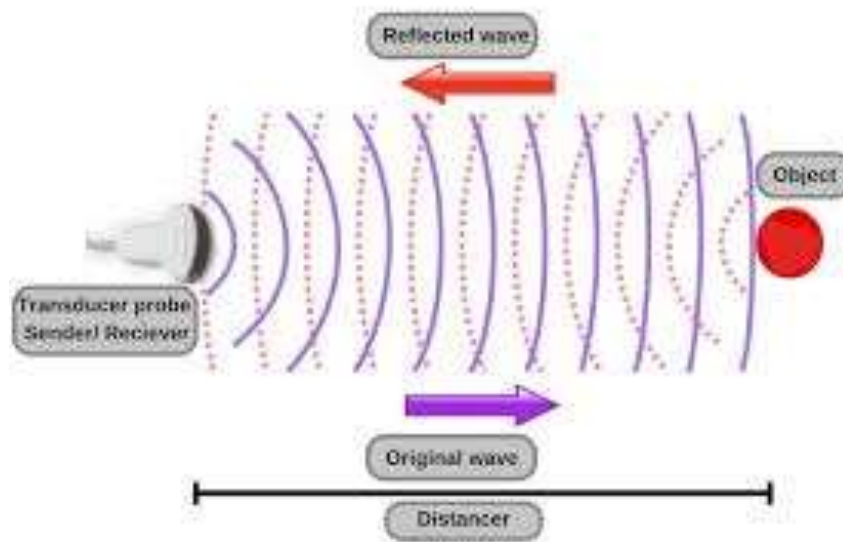
с прилагане на принципа на Доплер се получава информация за скоростта на движение на кръвта и сърцето.

Ехографията се основава на преминаването на УЗ вълни през човешкото тяло и приемането на отразените вълни от границата между две биологични структури с различно акустично съпротивление, която има различен коефициент на отражение (табл. 4.1).

Мозък/черепна кост	0,66
Мастна тъкан/мускул	0,10
Масна тъкан/бъбрек	0,08
Мускул/кръв	0,03
Меки тъкани/вода	0,05
Меки тъкани/въздух	0,9995

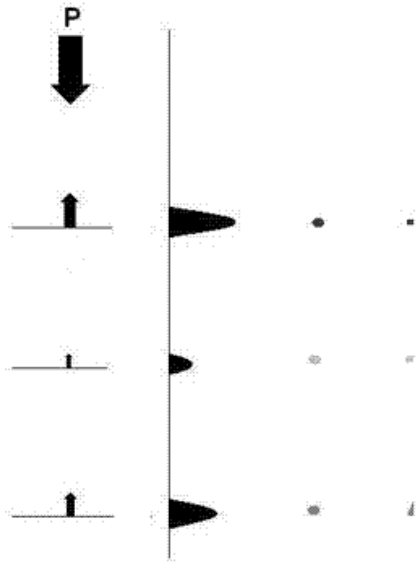
Използва се подвижен източник-приемник на УЗ, наречен *трансдюсер* с различна форма в зависимост от предназначението.





### Получаването на образи с УЗ включва следните етапи:

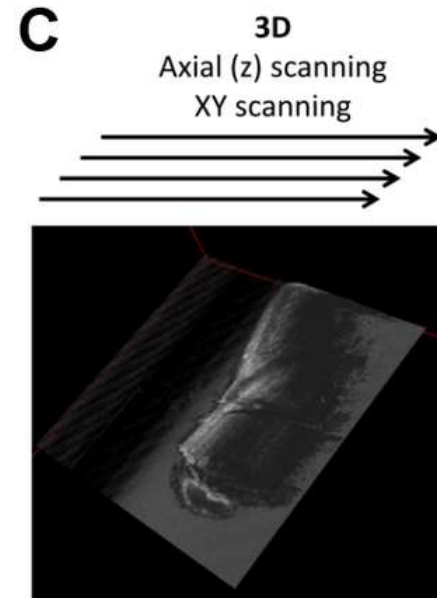
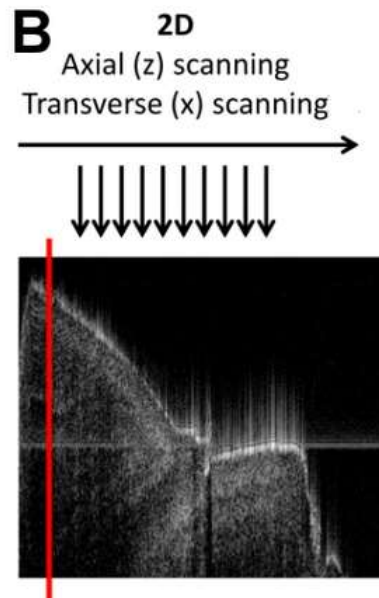
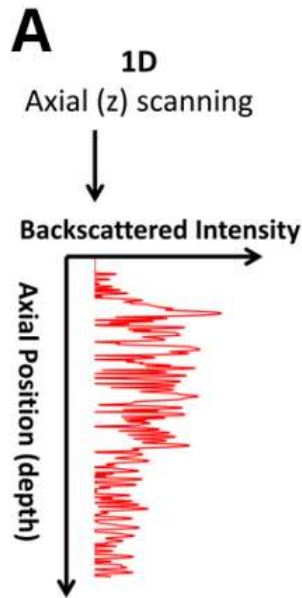
- насочване към тялото и преминаване през него на високочестотни УЗ импулси (от 1 до 5 MHz), излъчени от трансдюсера;
- отразяване на част от УЗ вълни на границите между различен тип тъкани обратно към трансдюсера (останалата част се разпространява по-нататък в тялото и може да се отрази от други граници);
- детектиране на отразените УЗ вълни в трансдюсера и определяне на разстоянието до границите между тъканите по времето, за което ехото достига до приемника;
- представяне на разстоянията и интензитетите на отразените вълни във вид на образ върху монитор.

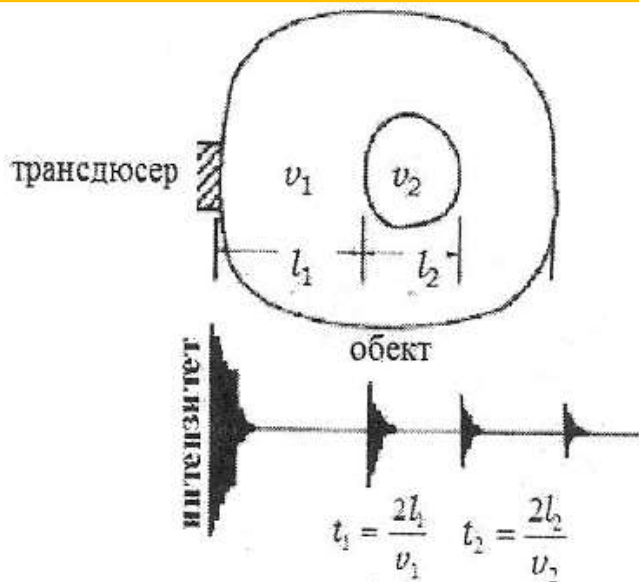


A-mode B-mode M-mode

*Stipules*

Импулсите, които достигат до по-далечни граници, имат по-малка амплитуда, тъй като интензитетът на УЗ отслабва с **увеличаване** на разстоянието, а **времето** за изминаване на **разстоянията** до тях **нараства**. Това в още по-голяма степен се отнася за отразените импулси (ехо-импулси), които изминават двойно по-големи разстояния. Има няколко начина (формати) за представяне на ехо-импулсите, наречени *A-мод*, *B-мод*, *C-мод* и *M-мод*.

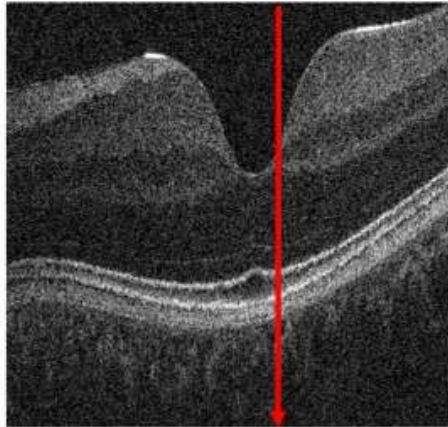
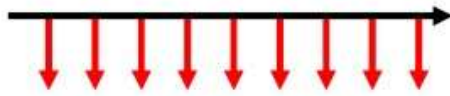




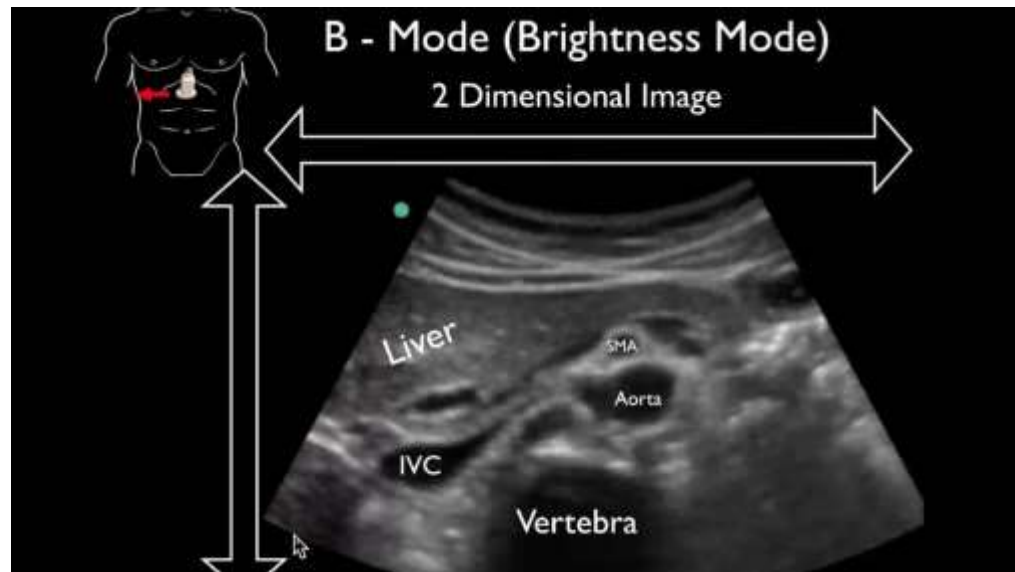
Пример: Тяло с четири граници между тъканите и амплитудата на импулсите достигнали до тях.

*A-модът* (от *amplitude*, англ.) е графична зависимост на амплитудата на ехо-сигналите от разстоянието в тъканите, подобна на тази на. Той е едномерен (**1D**) и се използва за измерване на разстояния в тялото и на размери на вътрешни органи.

## 2D: B-Scan



Transverse (X) Scanning

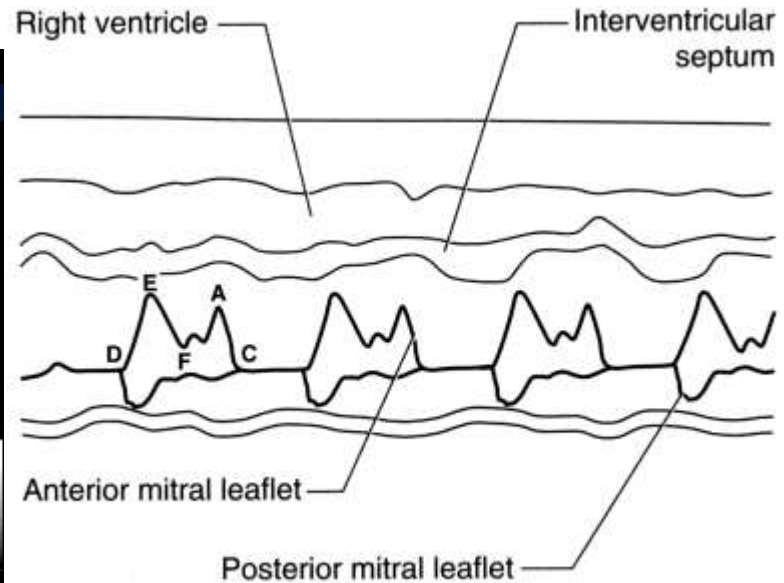
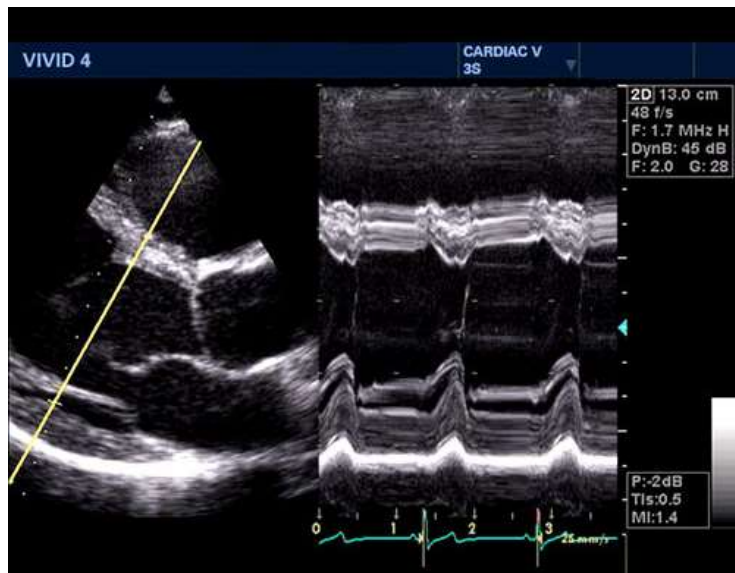


При **B-мода** (от *brightness*, англ.) амплитудата на всеки ехо-импулс се представя във вид на точка с определена яркост върху флуоресциращ екран. Това също е едномерен образ. За да се получи двумерен (**2D**) образ, трябва да се комбинират импулсите, преминали по различен път през тялото.



C-Mode ултразвуково изображение на матка с фибромиом, получено от 3-D ултразвуково изображение на матката.

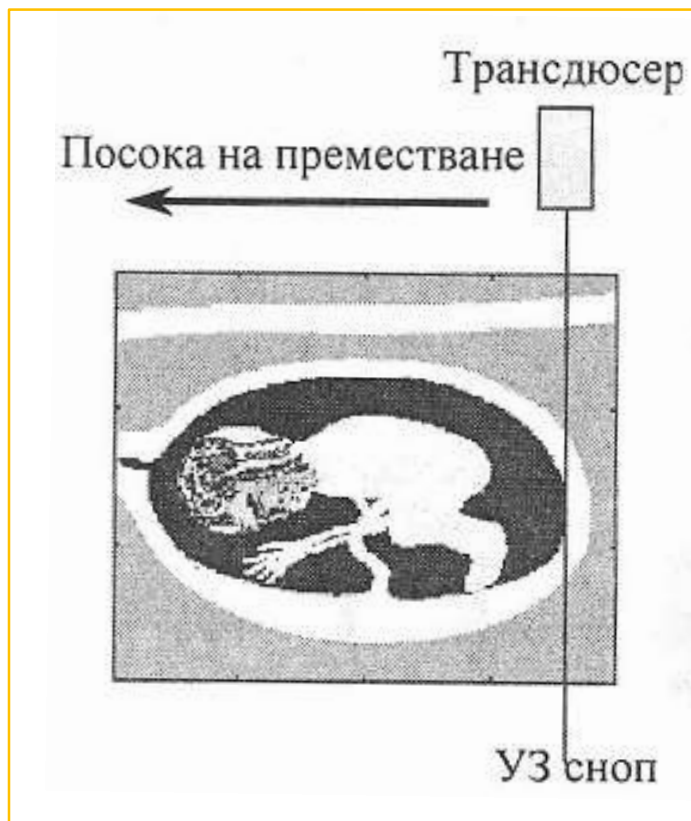
**C-модът** (от constant, англ.) е за постоянна дълбочина. Образът е едно напречно сечение, в което изобразената равнина е на постоянно разстояние от приемника и е перпендикулярна на снопа. Това се постига чрез селекция на ехо-импулсите с еднакво време на разпространение.



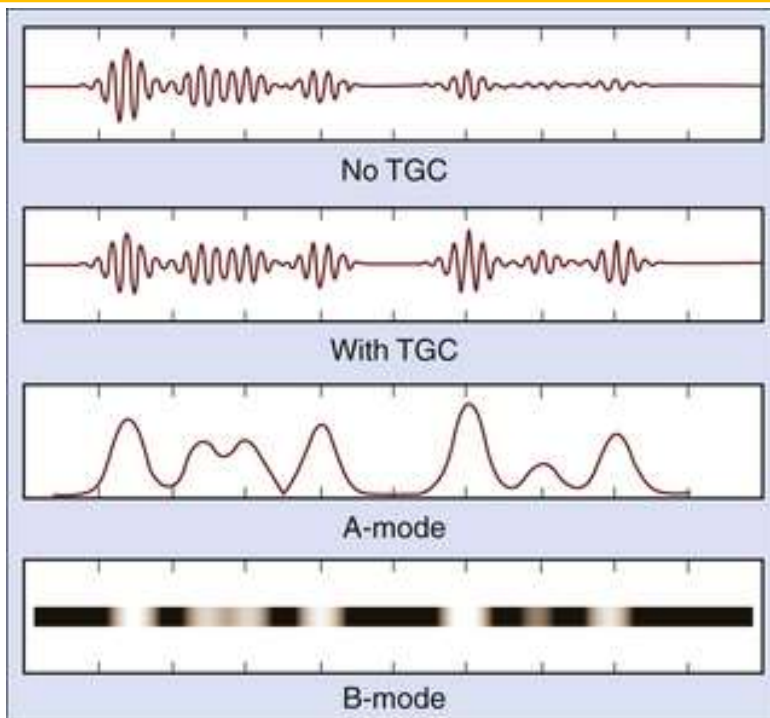
**M-модът** (от *motion*, англ.) изобразява движения. Дълбочината в тъканите се представя графично в зависимост от времето, като данните от А или В-мода се разгъват във времето с честота, която е много по-ниска от честотата на повторение на импулсите. Получените криви дават много детайлна информация за движението на отразяващите структури по протежение на УЗ сноп. Методът се прилага широко в кардиологията за изследване на движението на сърдечните клапи. Той не дава изображение на сърцето, а графично представя как се променя положението на неговите структури по време на сърдечния цикъл.



## Получаване на двумерни образи



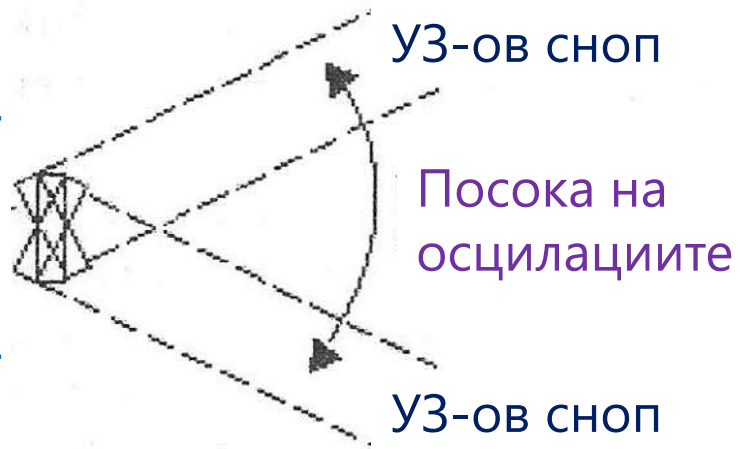
Най-широко приложение в медицинската диагностика има В-модът. Съществено за създаването на двумерни образи в този формат е управлението и фокусирането на УЗ сноп. Трансдюсерът се премества постъпателно (транслация) или въртливо (ротация) с постоянна скорост над изследваната област (фиг. 4.5) и на равни разстояния излъчва и приема краткотраен импулс. Процесът се нарича *сканиране*, а трансдюсерът и устройството, което го премества, съставят *УЗ скенер*.



**Обработка на сигнали за изображения.** Отгоре- надолу, диаграмата илюстрира радиочестотния сигнал спрямо дълбочината на проникване за една линия на лъча; същия сигнал след прилагане на компенсация на усилване на времето (TGC); демодулираната или A-mode форма на вълната; и B-режимът показва ехо-сигнала за тази линия.

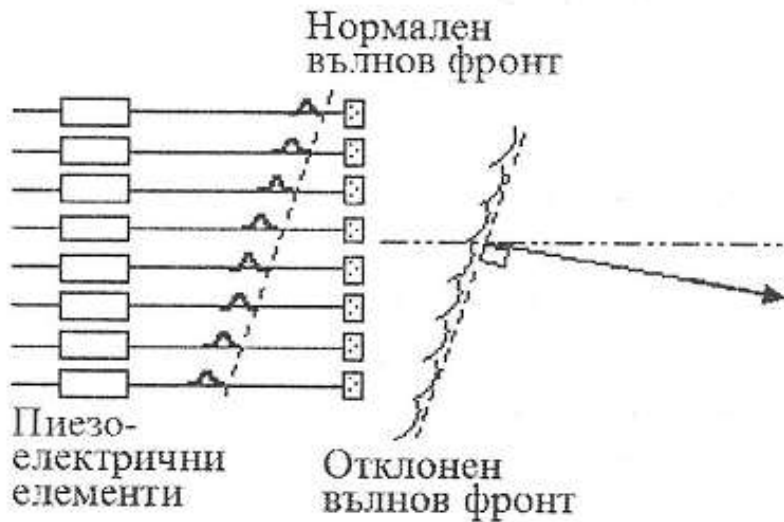
Всеки импулс, насочен по една права, се отразява от границите между тъканите с различен импеданс и от всяка граница дава по един отразен импулс. Тези импулси се приемат от трансдюсера и се превръщат в електрични сигнали. Сигналите от една линия се изработват, за да образуват една линия от образа. Хиляди съседни линии са необходими за съставяне на двумерен образ. В ехографията се използват механични и електронни многоелементни скенери. Електронните са по-сложни, но дават образи с по-високо качество от механичните и почти всички съвременни УЗ скенери вече са от този тип.

Трансдюсер



**Принцип на действие на механичния скенер.** С помощта на мотор трансдюсерът се люлее (осцилира) в една равнина, премествайки снопа в двете посоки. Ехо-сигналите се представят в В-мод и се подават за управление на електронния лъч на осцилоскоп, така че той да се движи по същия начин, както УЗ сноп. Получава се образ, показващ структурите в избраната от скенера равнина. Такива образи се наричат *томографски*, тъй като представят отделни слоеве (сечения) от вътрешността на тялото. Изследваното поле има форма на кръгов сектор и затова скенерът се нарича *секторен*.

Снопът може да се управлява и електронно, без да се движи трансдюсерът. Използва се *многоелементен (пиезомозаечен) трансдюсер*, съставен от голям брой пиезоелектрични елементи, които могат да бъдат управлявани независимо един от друг. Всички елементи участват в образуването на снопа. Трансдюсерът дава успореден сноп УЗ вълни, перпендикулярен на челната му повърхност, когато всички елементи едновременно са включени като предаватели.

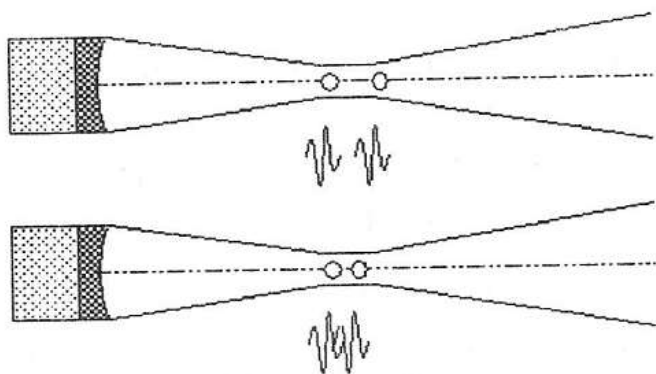


Снопът се насочва под ъгъл, ако елементите се включват последователно в една посока с точно контролирано време на закъснение. Това е така, защото всеки елемент генерира елементарни кръгови вълни и вълновият фронт на получената резултантна вълна се разпространява под ъгъл спрямо оста на трансдюсера. С промяна на времената на закъснение от първоначалната последователност в обратна, снопът се насочва в обратната посока. С непрекъсната промяна на последователността на включване на елементите УЗ сноп сканира изследваната област с форма на сектор по начин, подобен на този с механичния скенер.



Координатна система с означения за аксиалната и латералната посока.

V-модът се характеризира с аксиална (по посока на оста) и латерална (азимутална) *разделителна способност*. Аксиалната се определя от продължителността на импулсите.



Застъпване на импулсите при скенер с малка аксиална разделителна способност.

Скенер с по-къси импулси разделя по-близки в дълбочина точки от скенер с по-дълги импулси, тъй като ехо-импулсите не се застъпват. Латералната разделителна способност зависи от апертурата (излъчващата площ), честотата, броя на линиите при сканирането и разстоянието до обекта. Тя нараства с увеличаване на апертурата, честотата и броя на линиите и с намаляване на разстоянието.

Двумерните (2D) ехографски образи са напречни сечения на обекта. В резултат от многогодишни обширни изследвания вече се получават и обемни ехографски образи, които могат да се наблюдават в реално време. Тази ехография се нарича триизмерна (3D), а когато като четвъртото измерение е включено времето - четиримерна (4D). Тогава 3D образ се наблюдава в динамика. Обемният образ в 3D ехография се основава на получаване и представяне на данни от голям брой двумерни образи.

**2D**



**3D**



**4D**



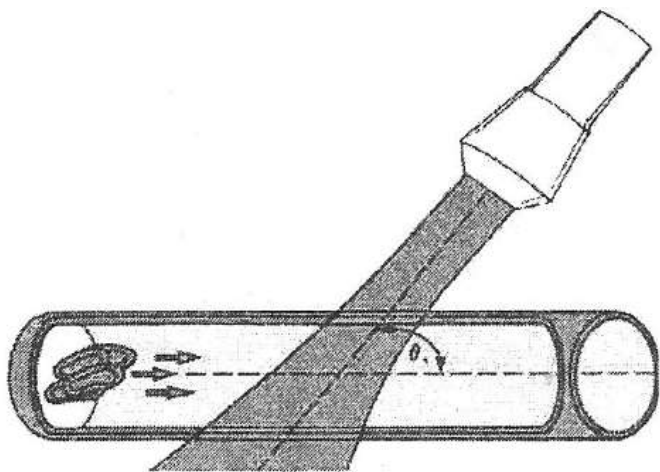
**HD**



# Доплерова ехокардиография

## • Определяне на скоростта и на спектъра на скоростта

С класическата Доплерова ехокардиография се определя скоростта на кръвния поток  $v_b$ , когато движещите се еритроцити отразяват УЗ вълни. Измерването се основава на формулата за Доплеровото отместване  $\Delta\nu = \frac{2\nu v_b}{v - v_b}$ .

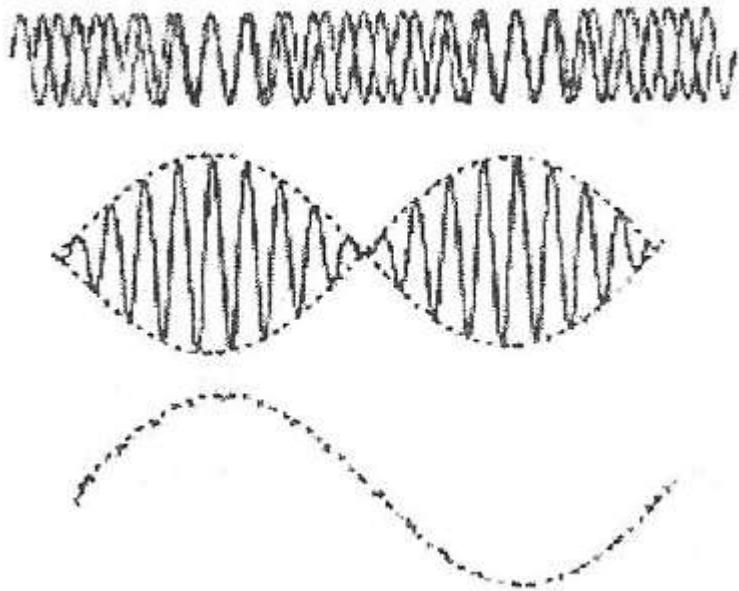


В случая скоростта на отразяващия подвижен обект  $v_b$  е много по-малка от скоростта на вълните  $v$  ( $v \ll v_b$ ) и в знаменателя може да се пренебрегне  $\Delta\nu = \frac{2\nu v_b}{v}$ . Освен това, трансдюсерът е насочен под ъгъл  $\theta$  към кръвоносния съд и посоката на  $v_b$  не е по оста на УЗ снопа. Затова в  $\Delta\nu = \frac{2\nu v_b}{v}$  вместо  $v_b$  трябва да се замени проекцията на  $v_b$  върху оста на снопа, равна на  $v_b \cos\theta$ . Така Доплеровото отместване става

$$\Delta\nu = \frac{2\nu v_b \cos\theta}{v}$$

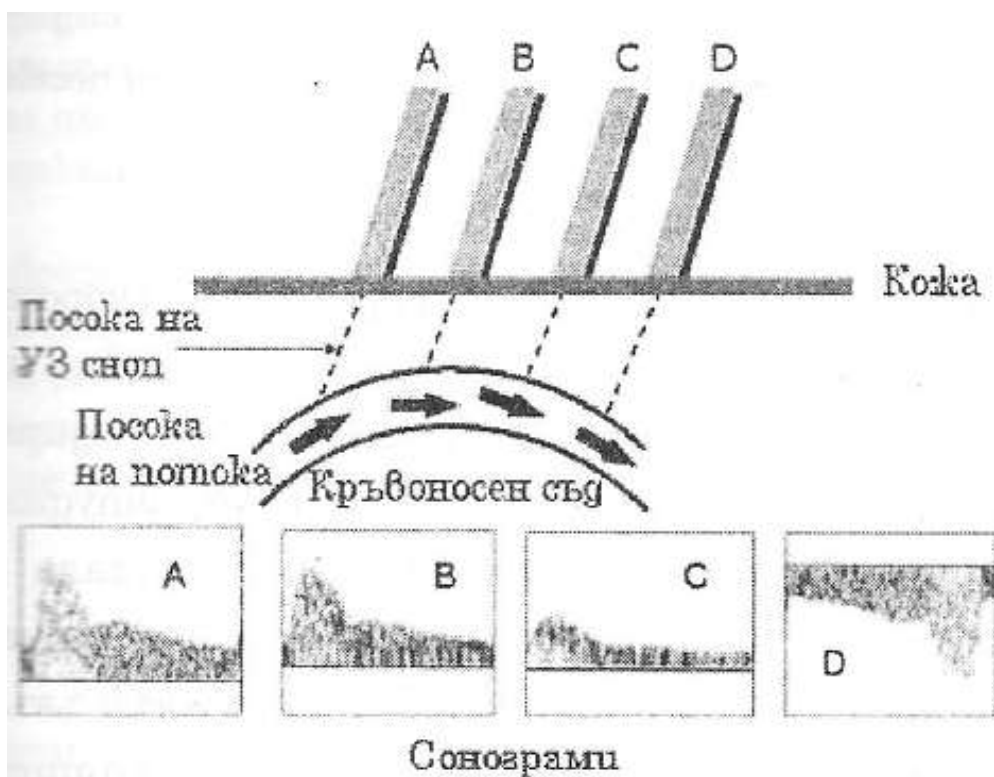
Вижда се, че то е пропорционално на скоростта на кръвта и нараства с намаляване на ъгъла  $\theta$ . Оттук скоростта  $v_b$  е:

$$v_b = \frac{\Delta v v}{2v \cos \theta}$$

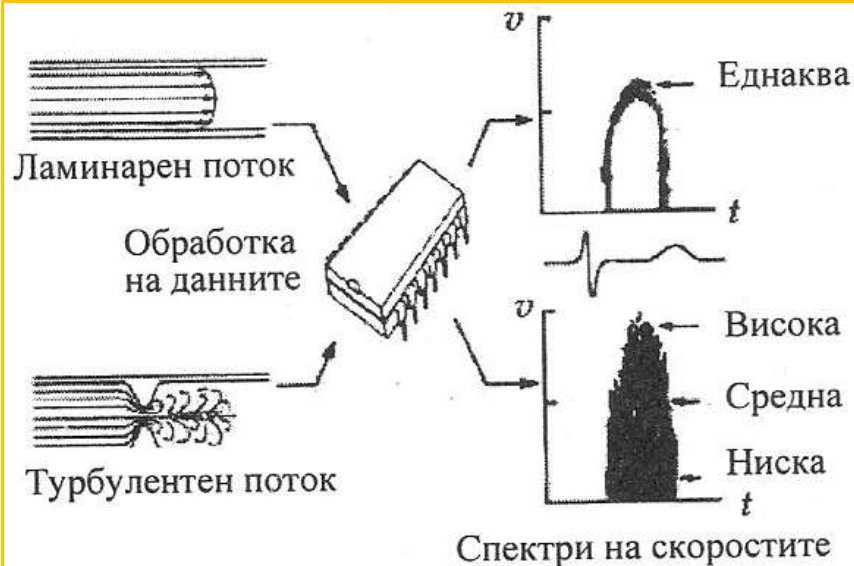


Скоростта на кръвния поток се отчита директно по измерителния уред на апарата след автоматично сравняване на честотите на излъчените и приетите УЗ вълни. Доплеровото отместване може да се следи по височината на чуваемия звук, който се получава след демодулиране на резултантната вълна от интерференцията на излъчената и отразената УЗ вълна. Повисок звук означава *по-голямо Доплерово отместване* и *по-висока скорост*.





Съвременните Доплерови ехокардиографи дават зависимост на скоростта на кръвта от времето (*спектър на скоростта*), тъй като скоростта се изменя по време на сърдечния цикъл. Спектърът има вид на положителна крива, когато посоката на движение е към трансдюсера и на отрицателна - при отдалечаване от него. Изобразяването на различните скорости (*сонограми*) се постига със специални микрокомпютри, които декодират случените Доплерови сигнали и ги трансформират в различни компоненти на скоростта.



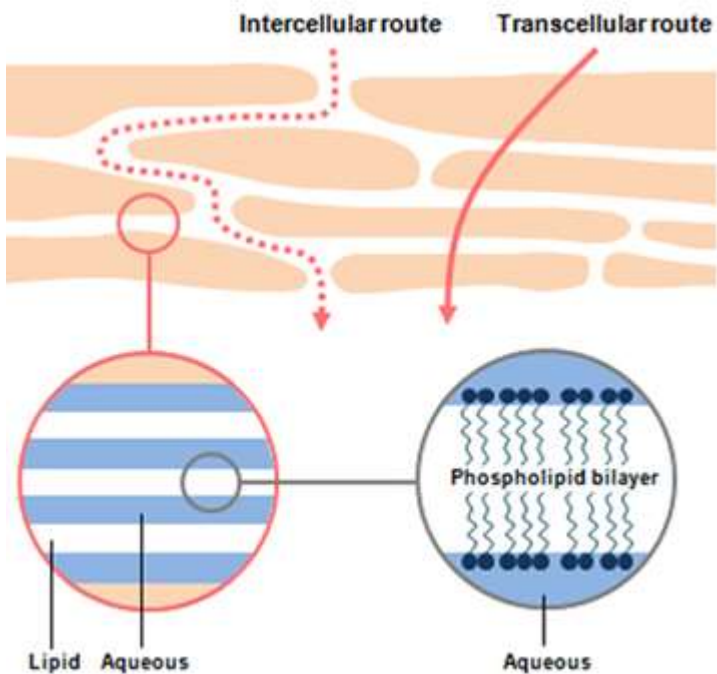
Когато потокът е ламинарен, всички еритроцити се ускоряват или забавят почти едновременно и техните скорости се представят с една гладка крива. Когато потокът е турбулентен, еритроцитите имат различни скорости в един и същи момент и спектърът включва ниски, средни и високи скорости.

В по-голямата част на кръвоносната система, включително сърцето и големите съдове, потокът е ламинарен и рядко превишава 1,5 m/s. Той става турбулентен при поява на препятствие, което променя подреденото движение на еритроцитите във вихрово с различни по големина и по посока скорости. То води също и до повишаване на средната им скорост, която може да достигне до 7 m/s. Турбулентният поток обикновено е аномална находка и означава сърдечно-съдово заболяване. Например - потокът е ламинарен, ако аортата и аортната клапа са нормални, но едно стеснение на клапата (стеноза) предизвиква турбулентен поток. Принципът на Доплер може да се приложи и за определяне на *скоростта на сърдечните тъкани*, например на миокарда.

# Приложение на ултразвука за лечение



*Ултрафонофорезата* е метод за внасяне на лекарствени вещества в организма през кожата посредством УЗ. За целта те се разтварят в течност- вода, спирт, масло, глицерин. Методът е сравним по ефективност с инжектирането и има няколко предимства пред него: локално действие и равномерно разпределение на лекарството в третираните тъкани; няма нарушаване на целостта на кожата и опасност от инфектиране. Разтичането на разтворите по кожата е пречка за точното дозиране на препаратите, което е важно при наличие на силно действащи компоненти.



Основните пътища за транспорт на вещества през кожата са порите, междуклетъчните пространства и фоликулите. Тъй като тези пътища са запълнени с въздух или секрети, а стените им имат отрицателен електричен заряд, *механизмът на проникване* се различава от свободното движение на йоните в разтвор, от дифузията, осмозата и диализата. За пренасяне на вещества при тези условия е необходима външна енергия, в случая това е енергията на УЗ вълни.

Количеството на внесено лекарствено вещество в организма нараства с увеличаване на интензитета, честотата и продължителността на озвучаването, от които най-голямо значение има честотата. То нараства и с намаляване на радиуса и валентността на йоните, а с увеличаване на концентрацията им в лекарствената форма влияе до определена граница. Последното означава, че прилагането на лекарствени вещества във висока концентрация е нерационално, тъй като води до излишен преразход.



Фокусираната УЗ хирургия е нов неинвазивен метод, който дава възможност за лечение на тъканни аномалии чрез селективно топлинно увреждане с фокусиран в малък обем УЗ сноп. Отделената топлина във фокуса на снопа разрушава клетките, без да засяга надлежащите и съседните тъкани. Точно в определеното място само за няколко секунди температурата достига до 55 - 90 °С, където настъпва денатурация на белтъците, необратимо увреждане на клетките и некроза на тъканите.

Съвременните УЗ терапевтични системи позволяват лечение на тумори с размери до 15x15 cm и дълбочина до 8 cm. Дълбочината на проникването е обратно пропорционална на честотата и може да се задава с промяна на честотата между 1 и 3,5 MHz. Отдадената енергия се контролира с измерване на температурата и може да бъде променяна по време на лечението за компенсиране на охлаждащото действие на кръвотока и различните топлопроводни свойства на тъканите. Така се получава желаната топлинна доза вътре в тумора. Последна новост е направляването на лечението при наблюдаване с магнитно-резонансен компютърен томограф.