

# Ultrazvukové zobrazovací systémy v lékařství

J.Hozman, E.Dove, J.Kybic

2008–2013

# Část I

## Úvod do lékařského ultrazvuku

## Úvod

### Akustika UZ

Vlnění

Vlnová rovnice

Odraz a lom

Rozhraní

Útlum

### Lékařský UZ

Přístroje

Kardiologický UZ

Intravaskulární UZ

Vady

### Generování/detekce

Generování

Směrování

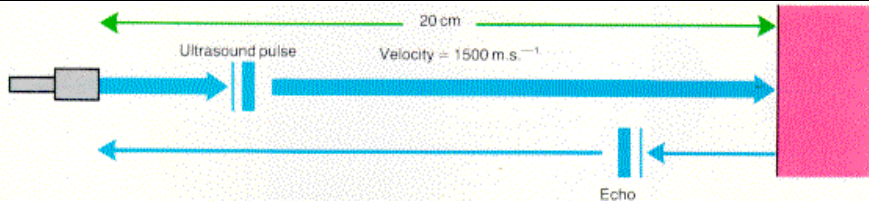
Fokusace

Řízení sonografu

## Základy lékařského ultrazvuku

- Akustické vlnění o frekvenci  $2 \sim 50$  MHz
- Měříme čas a intenzitu odrazu
- Nepoškozuje organismus
- Neprochází vzduchem a pevnými tkáněmi

# Ultrasound Principle



Round-trip distance = 40 cm

Time for echo to return =  $267 \mu\text{s}$

Max. pulses per second = 3750

## Úvod

### Akustika UZ

Vlnění

Vlnová rovnice

Odraz a lom

Rozhraní

Útlum

### Lékařský UZ

Přístroje

Kardiologický UZ

Intravaskulární UZ

Vady

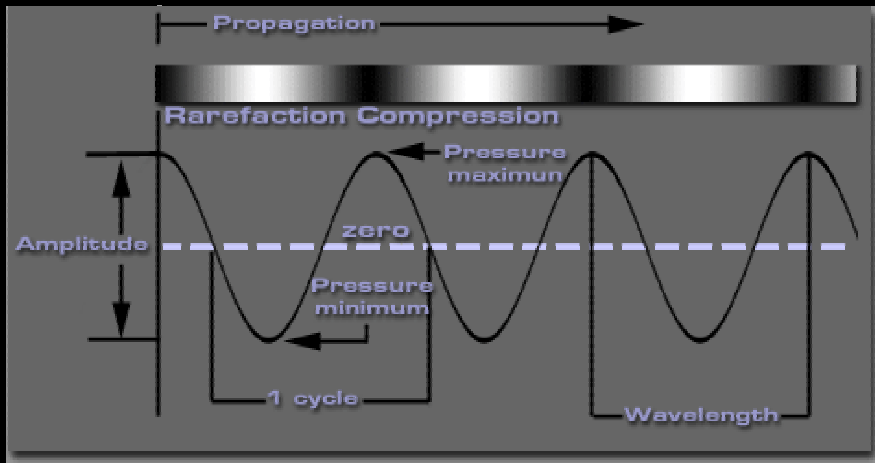
### Generování/detekce

Generování

Směrování

Fokusace

Řízení sonografu



Sinusoidal pressure source

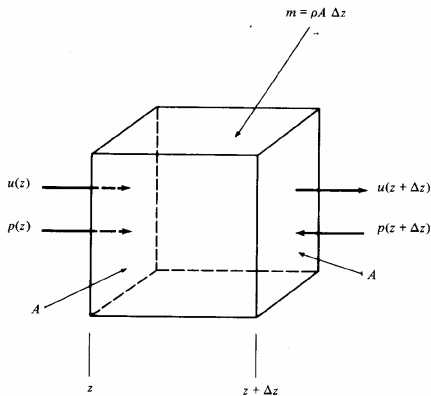
# Fyzikální základy – rozsahy veličin

Měřená veličina	Symbol	Jednotka (rozměr)	Rozsah obvyklých hodnot měřené veličiny v klinické praxi
Rychlost	$c$	$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$	$1540 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (měkká tkáň)
Vlnová délka	$\lambda$	mm	0,6 až 0,15 mm (měkká tkáň)
Kmitočet	$f$	hertz	2,5 až 10 MHz
Modul pružnosti	$E$	pascal	25 GPa (kost)
Akustická impedance	$Z$	$\text{kg}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{s}^{-1}$	$1,63\cdot 10^6 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{s}^{-1}$
Hustota	$\rho$	$\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$	$1000 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-3}$ (voda)
Intenzita	$I$	$\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$	typicky 1 až 10 $\text{mW}\cdot\text{cm}^{-2}$
Tlak	$p$	pascal nebo bar	0,6 baru nebo 0,06 MPa





## Elementární objem



Rychlost  $u$ , tlak  $p$ , hustota  $\rho$ , plocha  $A$ , hmotnost  $m$ .

## Newtonův zákon

Pohyb ve směru osy  $z$ :

$$F = ma = m \frac{du}{dt} = m \left( \frac{\partial u}{\partial t} + \frac{\partial u}{\partial z} \frac{\partial z}{\partial t} \right) \approx m \frac{\partial u}{\partial t}$$

síla  $F = pA$ :

$$(p(z) - p(z + \Delta z)) A = m \frac{\partial u}{\partial t}$$

pro  $\Delta z \ll z$ :

$$-\frac{\partial p}{\partial z} \Delta z A = m \frac{\partial u}{\partial t}$$

jelikož  $m = \rho A \Delta z$

$$-\frac{\partial p}{\partial z} = \rho \frac{\partial u}{\partial t}$$

## Zákon zachování hmoty

Rozdíl vstupující a vystupující hmoty versus změna hustoty:

$$A\left(u(z + \Delta z)\rho(z + \Delta z) - u(z)\rho(z)\right) = -A\Delta z\frac{\partial\rho}{\partial t}$$

pro  $\Delta z \ll z$ :

$$\frac{\partial\rho u}{\partial z} = -\frac{\partial\rho}{\partial t}$$

hustota  $\rho = \rho_0 + \rho_1$ ,  $\rho_0 = \text{const}$ ,  $\rho_1 \ll \rho_0$ :

$$\rho_0\frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial\rho_1}{\partial t} = 0$$

Stlačitelnost  $\frac{\rho_1}{\rho_0} = Kp$ ,  $K = 1/E$ :

$$\frac{\partial u}{\partial z} + K\frac{\partial p}{\partial t} = 0$$

## 1D vlnová rovnice

$$\rho \frac{\partial u}{\partial t} + \frac{\partial p}{\partial z} = 0 \quad \text{derivujeme dle } z$$

$$\frac{\partial u}{\partial z} + K \frac{\partial p}{\partial t} = 0 \quad \text{derivujeme dle } t$$

$$\rho \frac{\partial^2 u}{\partial t \partial z} + \frac{\partial^2 p}{\partial z^2} = 0$$

$$\frac{\partial^2 u}{\partial z \partial t} + K \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = 0$$

odečtením dostaneme vlnovou rovnici

$$\frac{\partial^2 p}{\partial z^2} - K \rho \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = 0$$

obdobně

$$\frac{\partial^2 u}{\partial z^2} - K \rho \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} = 0$$

## Řešení vlnové rovnice

Zkusme harmonickou vlnu:

$$p = p_+ \cos(\omega t - kz)$$

kde  $k$  je vlnové číslo [rad/m]. Je řešením pokud:

$$k^2 = \rho_0 K \omega^2$$

Rychlost šíření:

$$c = \omega/k = \lambda f$$

## Speed of Sound in Tissue



- The speed of sound in a human tissue depends on the average density  $\rho$  ( $\text{kg}\cdot\text{m}^3$ ) and the compressibility  $K$  ( $\text{m}^2\cdot\text{N}^{-1}$ ) of the tissue.

$$c = \frac{1}{\sqrt{\rho_0 K}}$$



## Tissue Characteristics

- Engineers and scientists working in ultrasound have found that a convenient way of expressing relevant tissue properties is to use characteristic (or acoustic) impedance  $Z$  ( $\text{kg}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{s}^{-1}$ )

$$Z = \rho_0 c$$

## Akustická impedance

$$Z_a = \frac{p \text{ (tlak)}}{I \text{ (tok)}} [\text{Pa} \cdot \text{s}/\text{m}^3]$$

také “akustický Ohm”.

Pro nekonečnou trubku:

$$Z_a = \frac{\rho_0 c}{S}$$

kde  $Z = \rho_0 c$  je specifická akustická impedance.

Jednotky  $[\text{kg}/\text{s} \cdot \text{m}^2] = 1 \text{ Rayl}$ .



# Fyzikální základy - veličiny

Materiál	Rychlost zvuku $c$ $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$	Hustota $\rho$ $\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$	Akustická impedance $Z$ $\text{kg}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{s}^{-1} (\times 10^6)$	Koeficient absorpce $\alpha$ $\text{dB}\cdot\text{cm}^{-1}\cdot\text{MHz}^{-1}$
Vzduch	330	1,3	0,00043	
Tuk	1470	970	1,42	0,6
Ricínový olej	1500	933	1,40	
Voda	1492	1000	1,48	
Měkká tkáň	1500	<1000	~1,45	1,0
Mozek	1530	1020	1,56	0,85
Krev	1570	1020	1,60	0,18
Ledviny	1561	1030	1,61	
Játra	1549	1060	1,64	0,9
Sval	1568	1040	1,63	
Sval (podélná vlákna)			1,2	1,65
Sval (příčná vlákna)			3,3	1,65
Oční čočky	1620	1130	1,83	2,0
Kost	4080	1700	6,12	6,1
Plast			3,2	2,0

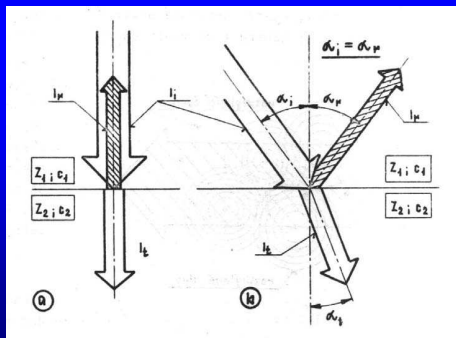
# Specular Reflection



- The first, specular echoes, originate from relatively large, strongly reflective, regularly shaped objects with smooth surfaces. These reflections are angle dependent, and are described by reflectivity equation . This type of reflection is called specular reflection.

# Primární parametrické pole a modulace ultrazvukového signálu

- útlum UZV energie,
- odraz a lom UZV vln,



# Reflectivity



$$R = \frac{p_r}{p_i} = \frac{\frac{Z_2}{\cos\theta_t} - \frac{Z_1}{\cos\theta_i}}{\frac{Z_2}{\cos\theta_t} + \frac{Z_1}{\cos\theta_i}}$$

At normal incidence,  $\theta_i = \theta_t = 0$  and

$$R = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}$$

# Reflectivity for Various Tissues



<i>Materials at Interface</i>	<i>Reflectivity</i>
Brain-skull bone	0.66
Fat-muscle	0.10
Fat-kidney	0.08
Muscle-blood	0.03
Soft tissue-water	0.05
Soft tissue-air	0.9995

## Scattered Reflection



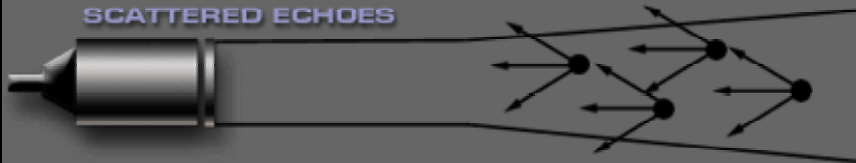
- The second type of echoes are scattered that originate from small, weakly reflective, irregularly shaped objects, and are less angle-dependent and less intense. The mathematical treatment of non-specular reflection (sometimes called “speckle”) involves the Rayleigh probability density function. This type of reflection, however, sometimes dominates medical images, as you will see in the laboratory demonstrations.



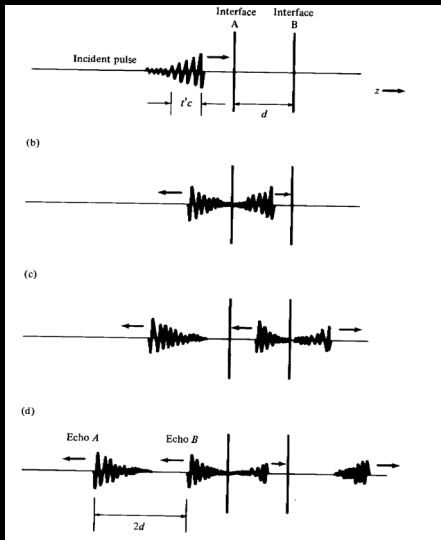
### SPECULAR ECHOES



### SCATTERED ECHOES

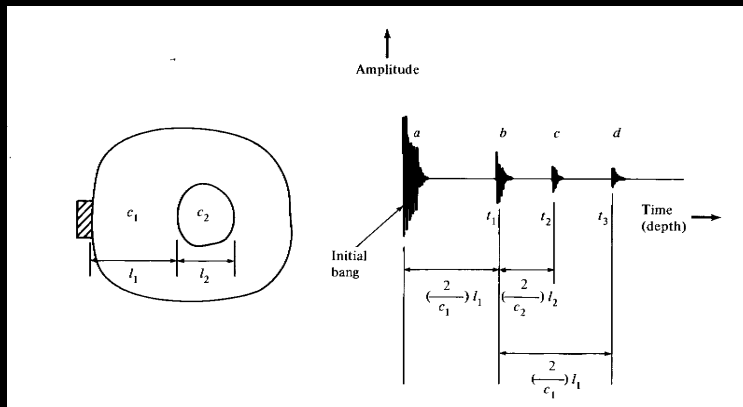


# Echoes from Two Interfaces





# Echoes from Internal Organ



# Attenuation



- Most engineers and scientists working in the ultrasound characterize attenuation as the “half-value layer,” or the “half-power distance.” These terms refer to the distance that ultrasound will travel in a particular tissue before its amplitude or energy is attenuated to half its original value.

# Attenuation



- Divergence of the wavefront
- Elastic reflection of wave energy
- Elastic scattering of wave energy
- Absorption of wave energy

# Ultrasound Attenuation



<i>Material</i>	<i>Half-power distance (cm)</i>
Water	380
Blood	15
Soft tissue	5 to 1
except muscle	1 to 0.6
Bone	0.7 to 0.2
Air	0.08
Lung	0.05

# Attenuation



- As a general rule, the attenuation coefficient is doubled when the frequency is doubled.

$$I_{avg} = I_0 \exp\{-2\alpha z\}$$

# Fyzikální základy - veličiny

Materiál	Rychlost zvuku $c$ $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$	Hustota $\rho$ $\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$	Akustická impedance $Z$ $\text{kg}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{s}^{-1} (\times 10^6)$	Koeficient absorpce $\alpha$ $\text{dB}\cdot\text{cm}^{-1}\cdot\text{MHz}^{-1}$
Vzduch	330	1,3	0,00043	
Tuk	1470	970	1,42	0,6
Ricínový olej	1500	933	1,40	
Voda	1492	1000	1,48	
Měkká tkáň	1500	<1000	~1,45	1,0
Mozek	1530	1020	1,56	0,85
Krev	1570	1020	1,60	0,18
Ledviny	1561	1030	1,61	
Játra	1549	1060	1,64	0,9
Sval	1568	1040	1,63	
Sval (podélná vlákna)			1,2	1,65
Sval (příčná vlákna)			3,3	1,65
Oční čočky	1620	1130	1,83	2,0
Kost	4080	1700	6,12	6,1
Plast			3,2	2,0

## Úvod

### Akustika UZ

Vlnění

Vlnová rovnice

Odraz a lom

Rozhraní

Útlum

### Lékařský UZ

Přístroje

Kardiologický UZ

Intravaskulární UZ

Vady

### Generování/detekce

Generování

Směrování

Fokusace

Řízení sonografu

## Lékařské UZ přístroje





## Lékařské UZ přístroje



## Lékařské UZ přístroje



## Lékařské aplikace UZ

- Kardiologie
- Gynekologie: prs, těhotenství
- Vnitřní orgány: játra, ledviny, štítná žláza
- Intravaskulární ultrazvuk
- Rázová vlna, ledvinové kameny

## Systemy zobrazení

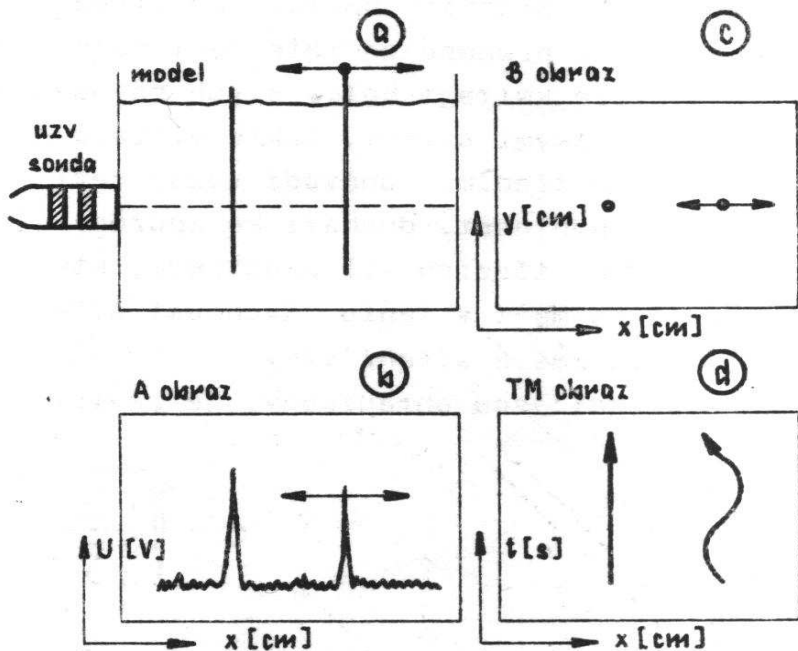
A osciloskopický, intenzita+čas

B **2D v rovině sondy**

C 2D kolmý na sondu

TM 1D+čas

Q Doppler (rychlost)



## Úvod

### Akustika UZ

Vlnění

Vlnová rovnice

Odraz a lom

Rozhraní

Útlum

### Lékařský UZ

Přístroje

Kardiologický UZ

Intravaskulární UZ

Vady

### Generování/detekce

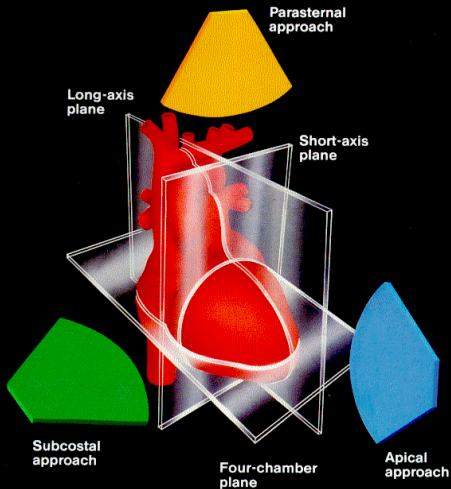
Generování

Směrování

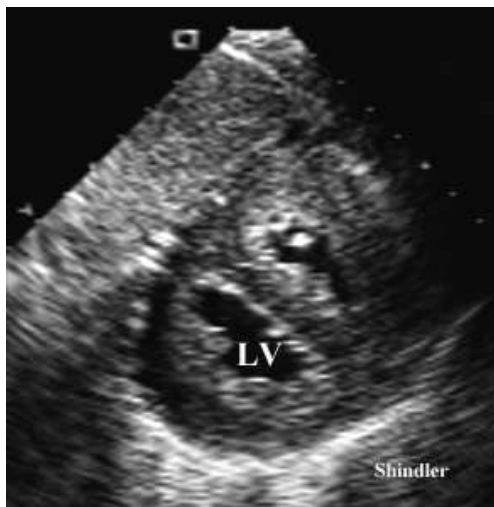
Fokusace

Řízení sonografu

# Conventional Cardiac 2D Ultrasound

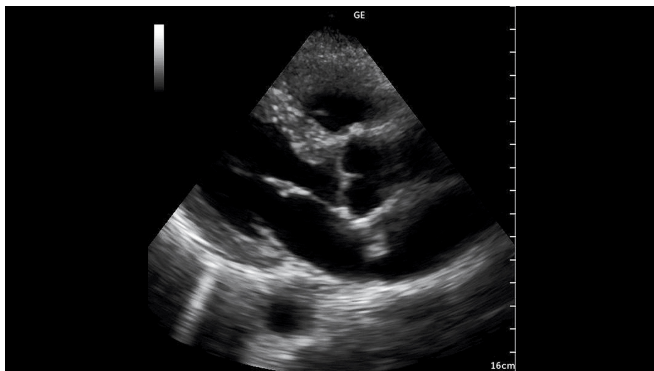


## UZ srdce

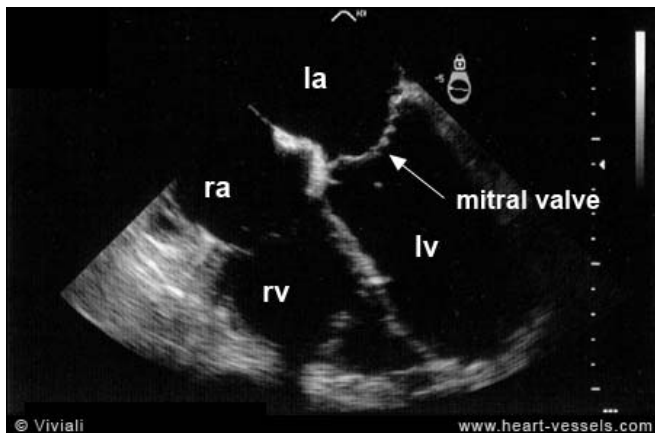




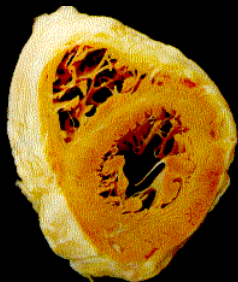
## UZ srdce



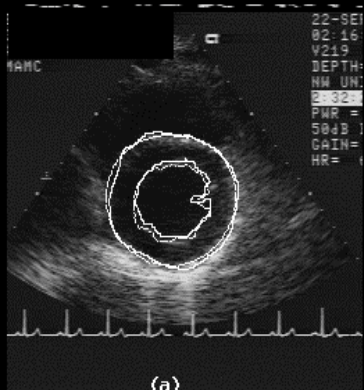
## UZ srdce



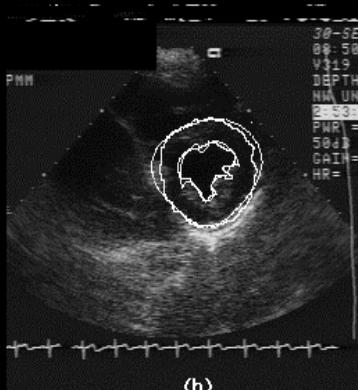
# B-mode Image of Heart



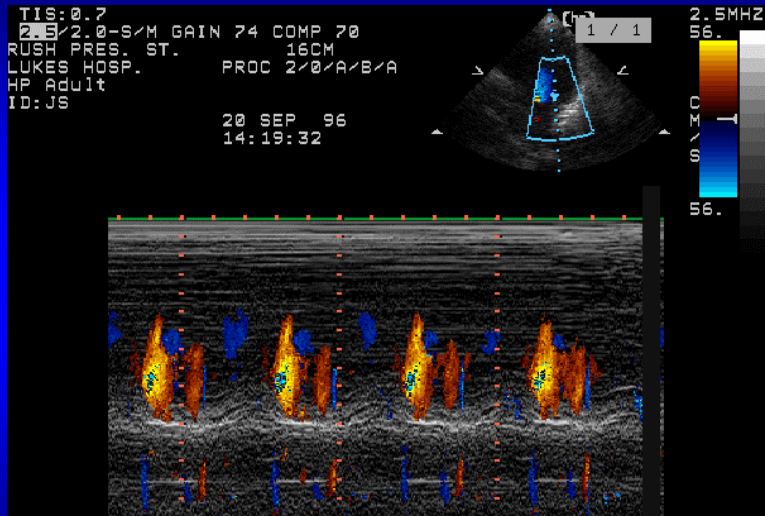
# Traditional Ultrasound Images



End-diastole



End-systole



## Úvod

### Akustika UZ

Vlnění

Vlnová rovnice

Odraz a lom

Rozhraní

Útlum

### Lékařský UZ

Přístroje

Kardiologický UZ

**Intravaskulární UZ**

Vady

### Generování/detekce

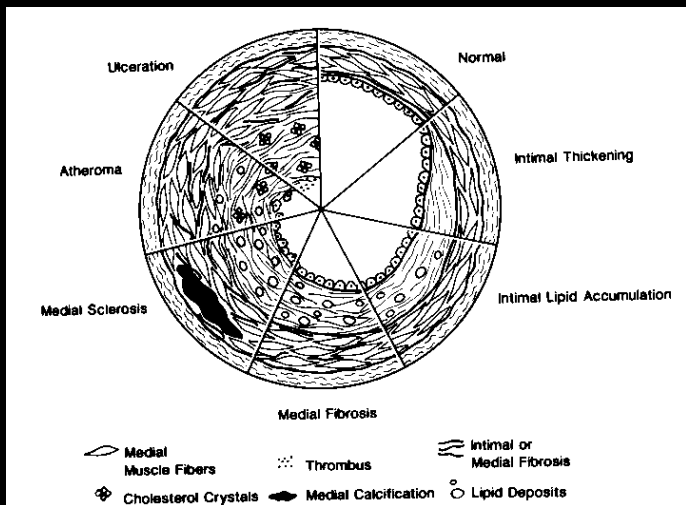
Generování

Směrování

Fokusace

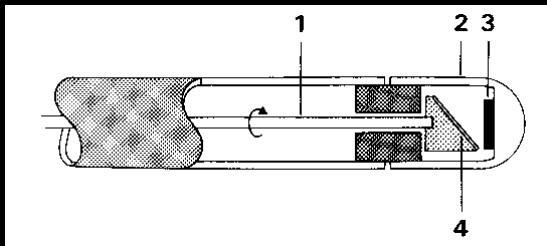
Řízení sonografu

# Progression of Vascular Disease





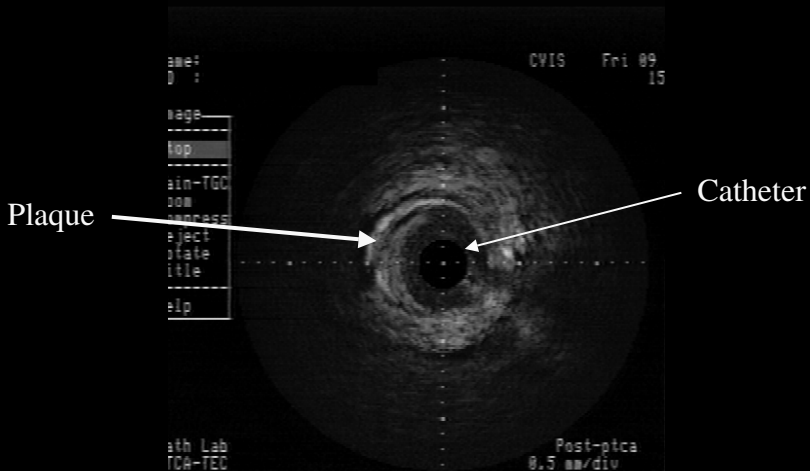
# IVUS Catheter



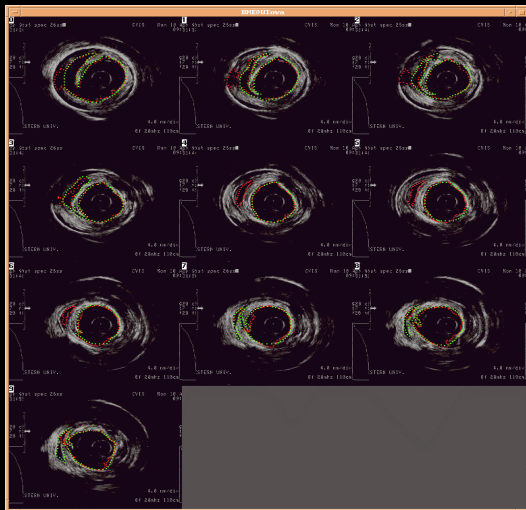
- 1 - Rotating shaft
- 2 - Acoustic window
- 3 - Ultrasound crystal
- 4 - Rotating beveled acoustic mirror



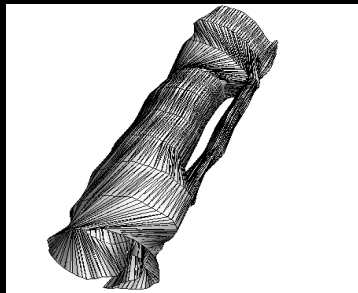
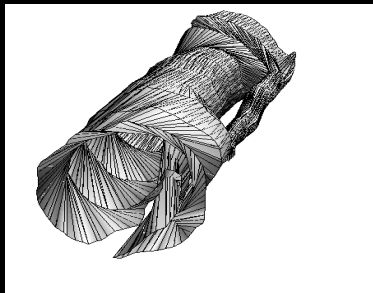
## Slightly Diseased Artery in Cross-section



# An array of Images



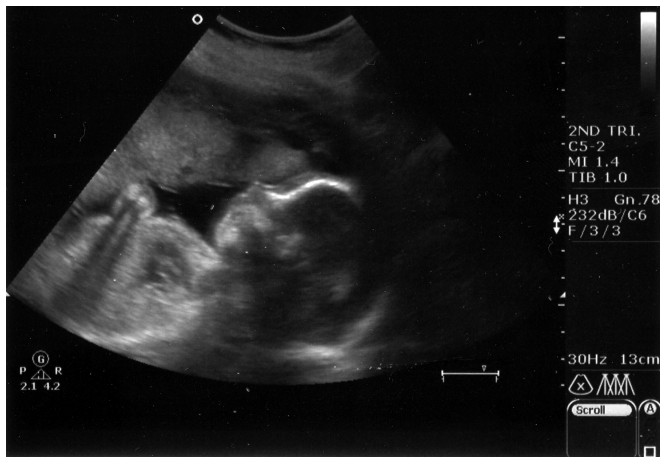
# 3D IVUS



## Další příklady UZ obrázků



## Další příklady UZ obrázků



## Další příklady UZ obrázků



## Úvod

### Akustika UZ

Vlnění

Vlnová rovnice

Odraz a lom

Rozhraní

Útlum

### Lékařský UZ

Přístroje

Kardiologický UZ

Intravaskulární UZ

Vady

### Generování/detekce

Generování

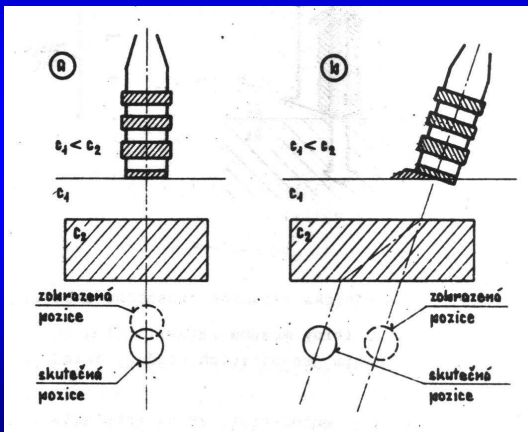
Směrování

Fokusace

Řízení sonografu

# Geometrická distorze UZV zobrazení

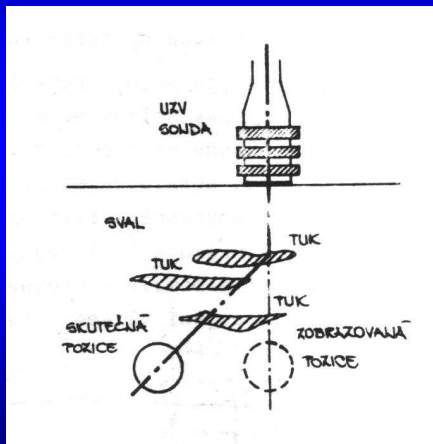
- změnou rychlosti šíření UZV vlny,





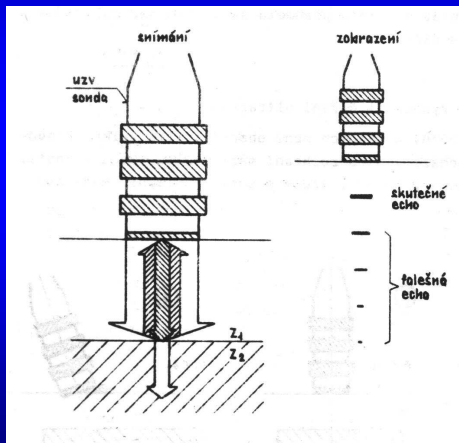
# Geometrická distorze UZV zobrazení

- skladbou tkání,



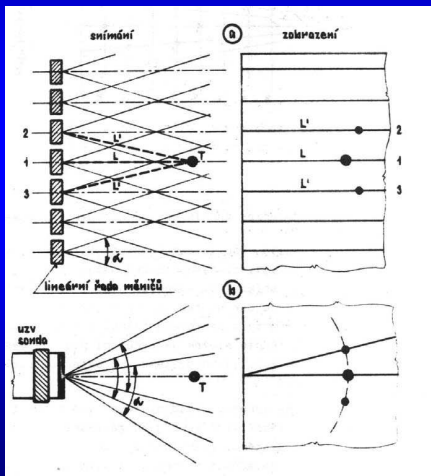
# Geometrická distorze UZV zobrazení

- násobnou reflexí,



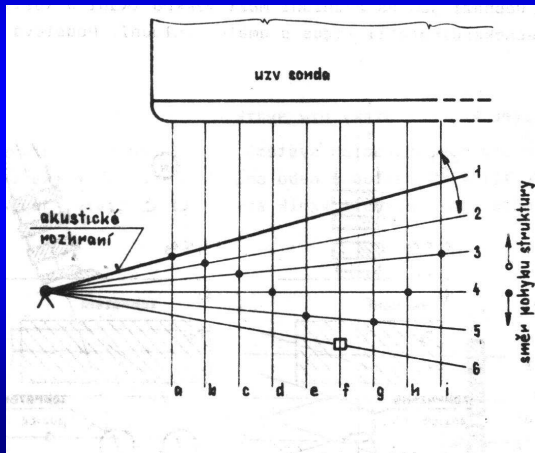
# Geometrická distorze UZV zobrazení

- vlivem konečné šířky UZV svazku,



# Geometrická distorze UZV zobrazení

- pohybem tkáňových struktur,



## Úvod

### Akustika UZ

Vlnění

Vlnová rovnice

Odraz a lom

Rozhraní

Útlum

### Lékařský UZ

Přístroje

Kardiologický UZ

Intravaskulární UZ

Vady

### Generování/detekce

Generování

Směrování

Fokusace

Řízení sonografu

# Generace a detekce UZV signálu

---

- požadavky na konstrukci systému,
  - generace UZV impulsu 10 až 100 mW/cm<sup>2</sup>,
  - vysoký dosažený odstup S/Š,
  - malá akustická vazba mezi jednotlivými měniči,
  - krátký generovaný impuls  $\sim 2\mu\text{s}$ ,
  - vysoká účinnost přenosu energie mezi měniči,
  - tlumení zpětné akustické vlny,
  - dosažení širokého úhlového krytí snímaného pole,
  - potlačení vibrací,
  - lehká, snadno manipulovatelná konstrukce,
- princip vstupní jednotky digitálního sonografu,

# Zdroje ultrazvukového vlnění

---

- zdrojem UZV vlnění UZV měnič v sondě,
- přímý a nepřímý piezoelektrický jev,
- charakteristickým parametrem sondy je rezonanční frekvence, určená tl. měniče,
- co nejkratší impuls při vysílání x velká citlivost,

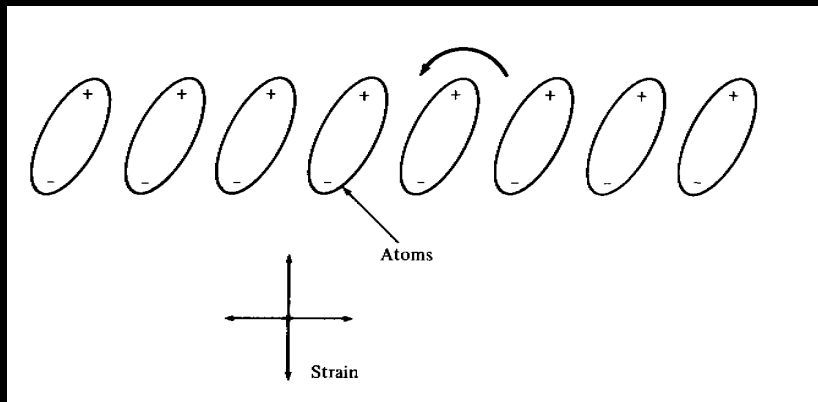
# Pressure Generation



- Piezoelectric crystal
- ‘piezo’ means pressure, so piezoelectric means
  - pressure generated when electric field is applied
  - electric energy generated when pressure is applied

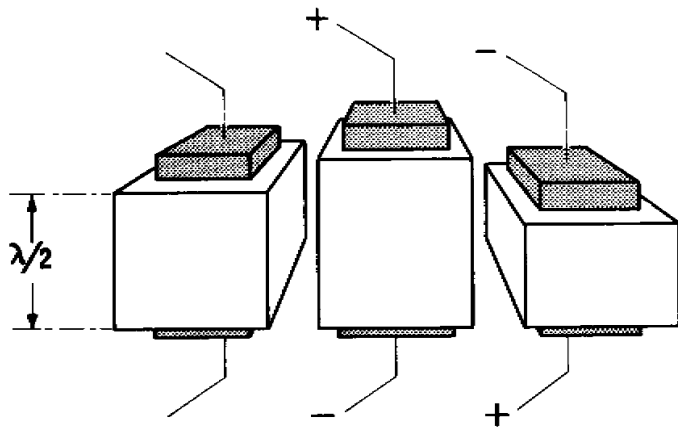


# Charged Piezoelectric Molecules



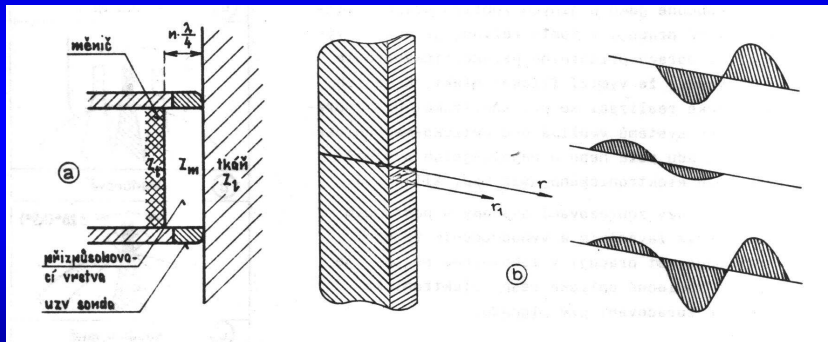
Highly simplified effect of  $E$  field

# Piezoelectric Effect

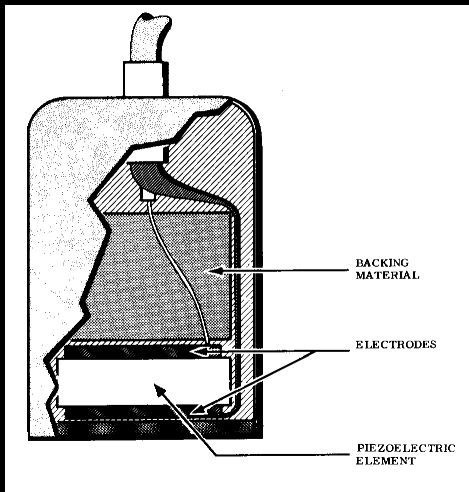


# Zpracování UZV signálu

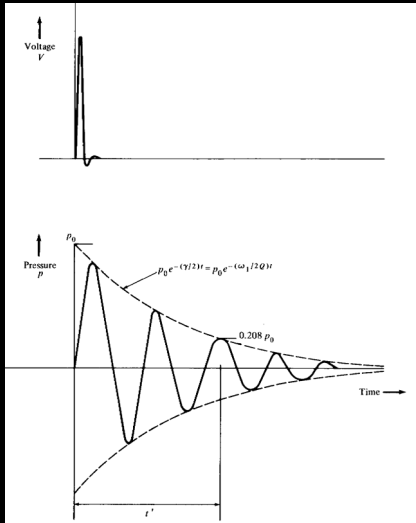
- přizpůsobení akustických impedancí



# Transducer

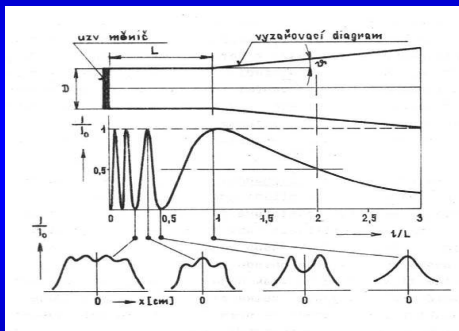


# Pressure Radiated by Sharp Pulse



# Zdroje ultrazvukového vlnění

- ultrazvukové pole,



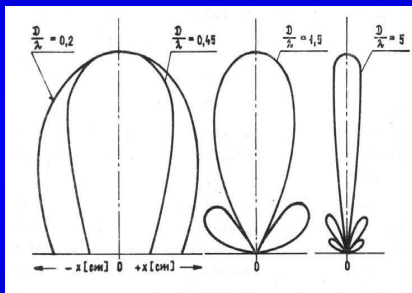
$$L = \frac{D^2 - \lambda^2}{4\lambda}$$

- blízké pole (blízká Fresnelova oblast),

- vzdálené pole (vzdálená Fraunhoferova oblast),

# Zdroje ultrazvukového vlnění

- vyzařovací diagram sondy,



- Fraunhoferova formule,

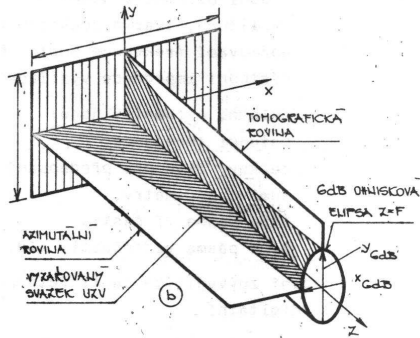
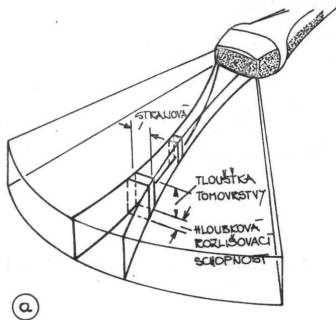
$$\sin \vartheta = 1,22 \frac{\lambda}{D}$$

$$\sin \vartheta = \frac{\lambda}{b}$$

- významnou úlohu sehrává poměr  $\frac{D}{\lambda}$  ,

- postranní laloky - tlumení x akustická vazba,

# Rozlišovací schopnost





## Úvod

### Akustika UZ

Vlnění

Vlnová rovnice

Odraz a lom

Rozhraní

Útlum

### Lékařský UZ

Přístroje

Kardiologický UZ

Intravaskulární UZ

Vady

### Generování/detekce

Generování

**Směrování**

Fokusace

Řízení sonografu

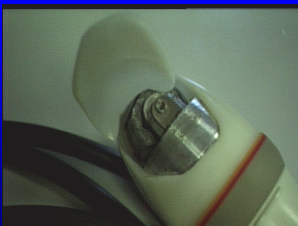
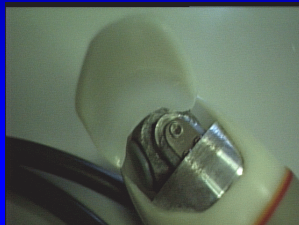
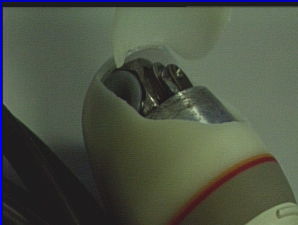
# Zpracování UZV signálu

---

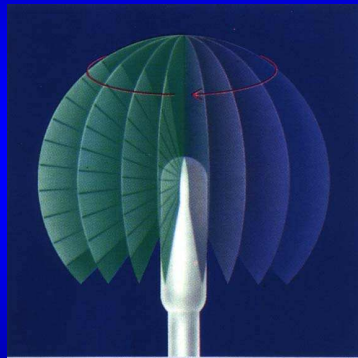
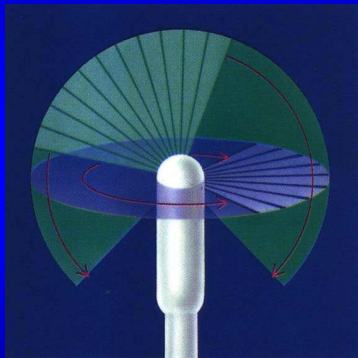
- vychylování UZV svazku - poziční jednotka
  - mech. systémy s lineárním snímáním,
  - mech. systémy se sektorovým snímáním,
    - rotační systém,
    - systém s kývající sondou,
  - elektronické systémy s lineárním snímáním,
  - elektronické systémy se sektorovým snímáním,
- fokuzace UZV svazku

# UZV sonda s mech. rozkladem - Siemens

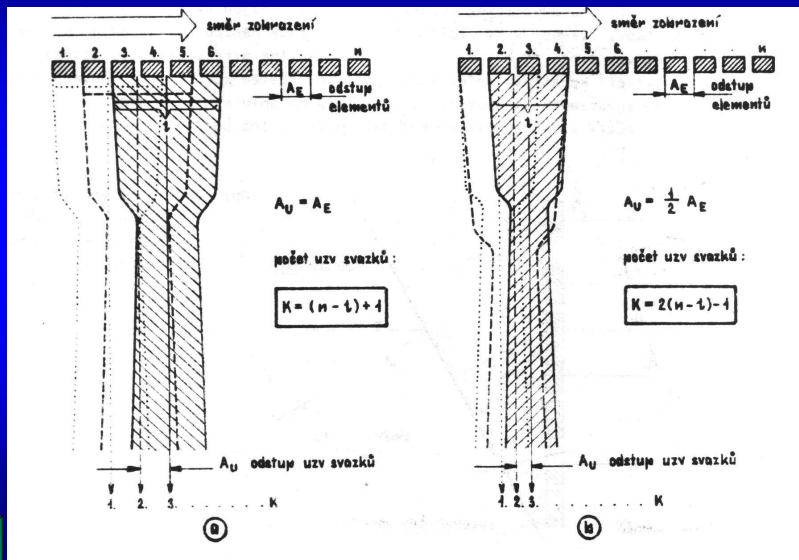
---



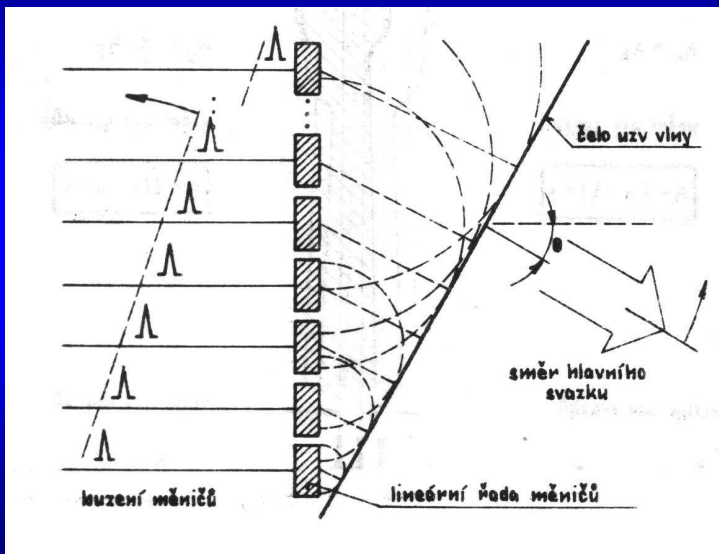
# UZV sonda s mech. rozkladem - Siemens



# El. systémy s lineárním snímáním



# EI. systémy se sektorovým snímáním



## Úvod

### Akustika UZ

Vlnění

Vlnová rovnice

Odraz a lom

Rozhraní

Útlum

### Lékařský UZ

Přístroje

Kardiologický UZ

Intravaskulární UZ

Vady

### Generování/detekce

Generování

Směrování

**Fokusace**

Řízení sonografu

# Fokuzace svazku UZV signálu - typy

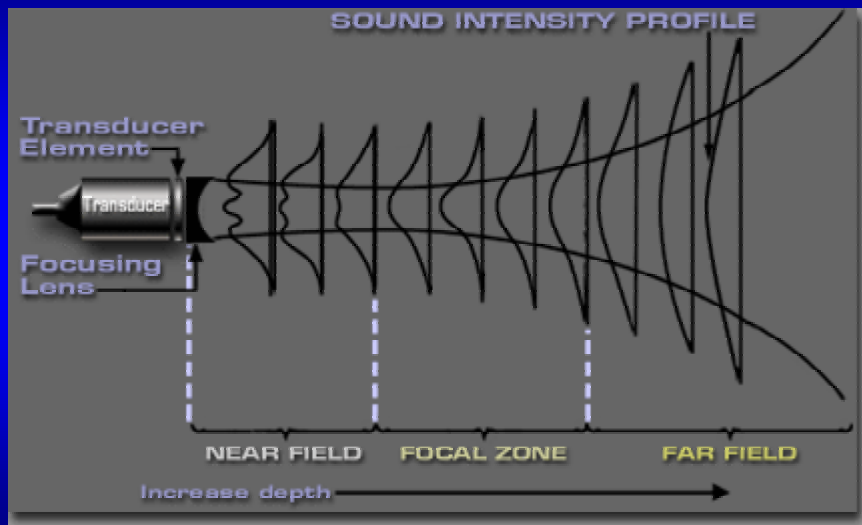
---

- fokuzace UZV čočkou,
- fokuzace zrcadly,
- elektronická fokuzace,
  - statická,
    - s lineární řadou měničů,
      - v režimu vysílání,
      - v režimu příjmu,
      - velikostí apertury,
      - elektronicko-optická,
    - s anulární sondou,
  - dynamická,
    - v režimu vysílání,

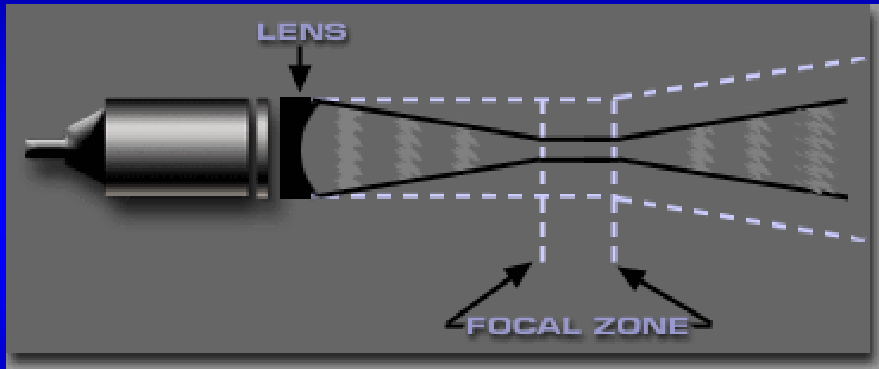




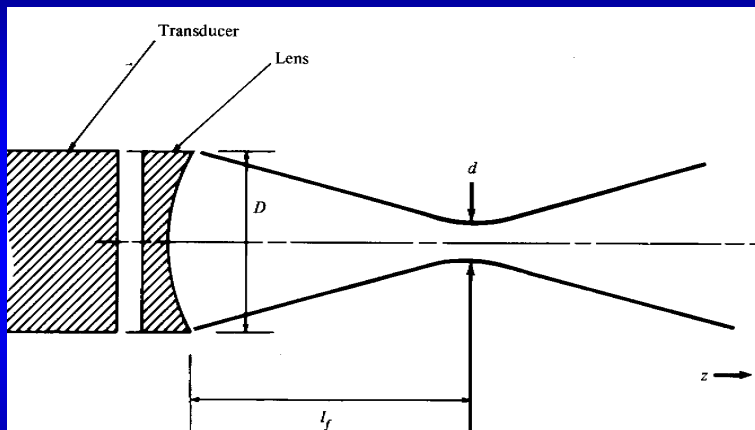
# Fokuzace čočkou



# Fokuzace čočkou



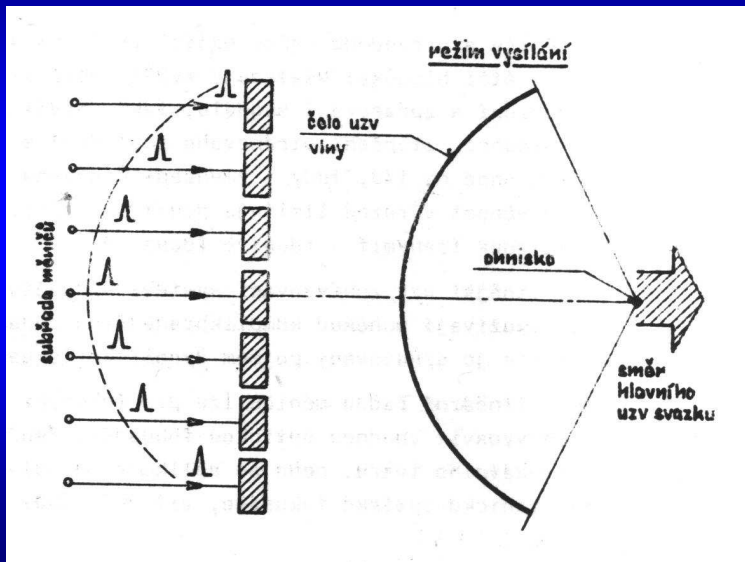
# Fokuzace čočkou



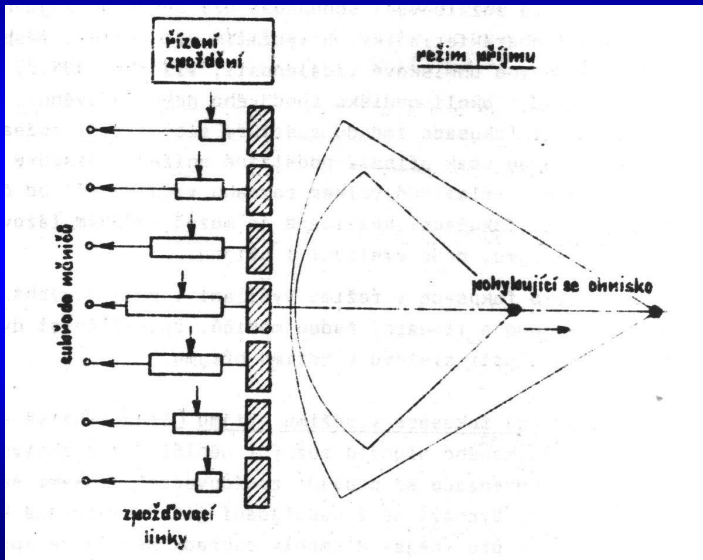
$$d = 2,44 \cdot \left( \frac{l_f}{D} \right) \cdot \lambda$$



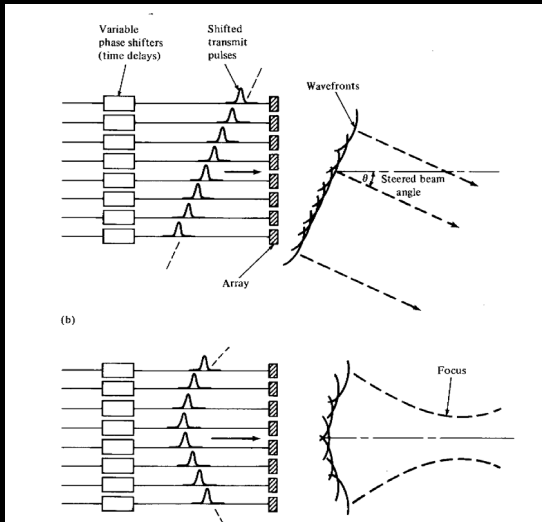
# El. fok. stat. s lin. řad. měn. v r. vysílání



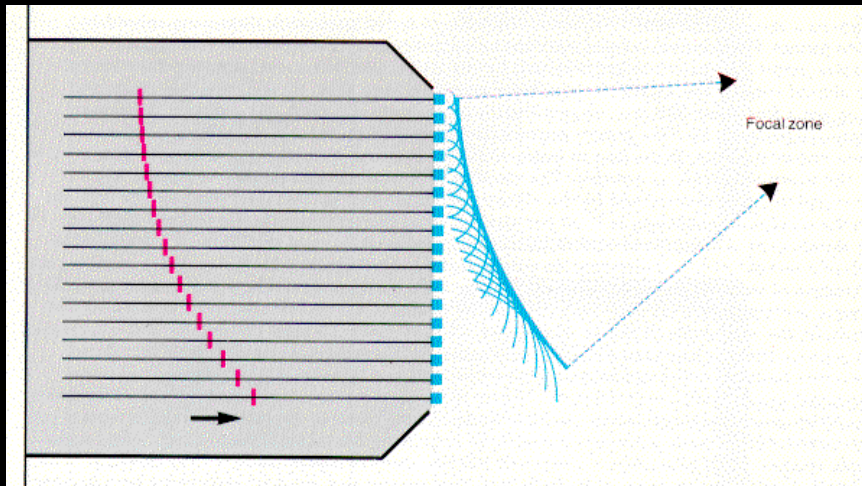
# El. fok. stat. s lin. řad. měn. v r. příjmu



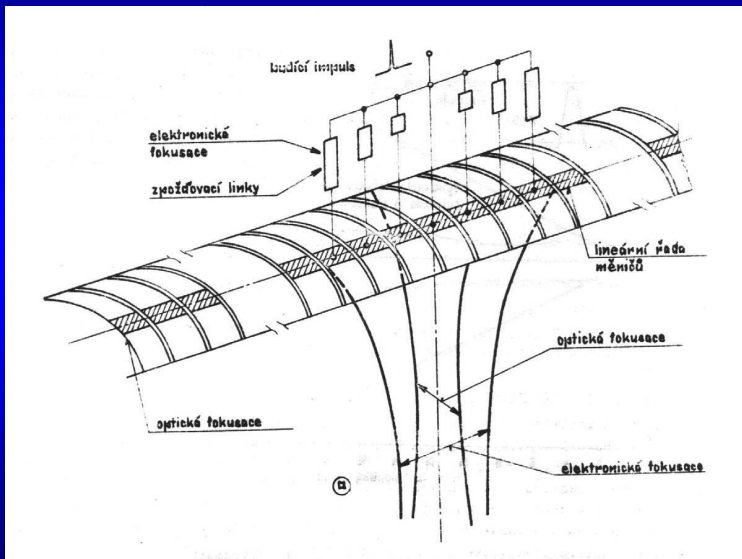
# Phased Linear Array



# Beam Direction



# El.-optická fok. stat. s lin. řad. měn.





## Úvod

### Akustika UZ

Vlnění

Vlnová rovnice

Odraz a lom

Rozhraní

Útlum

### Lékařský UZ

Přístroje

Kardiologický UZ

Intravaskulární UZ

Vady

### Generování/detekce

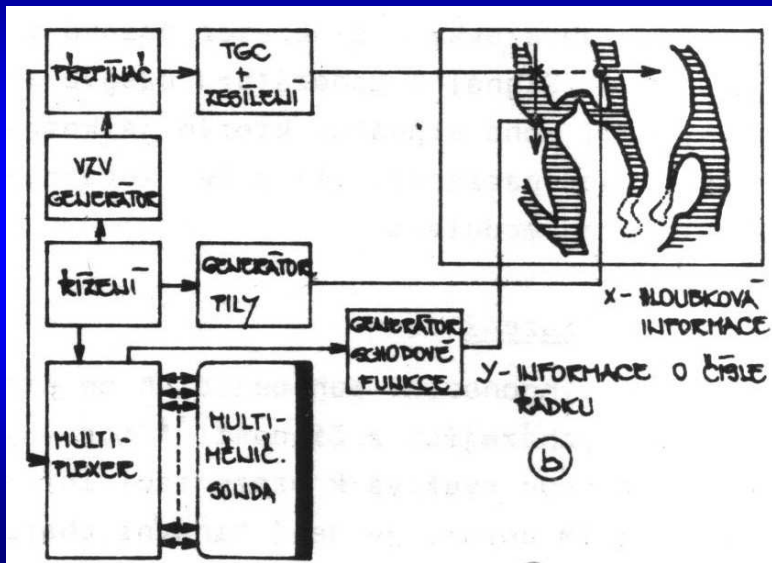
Generování

Směrování

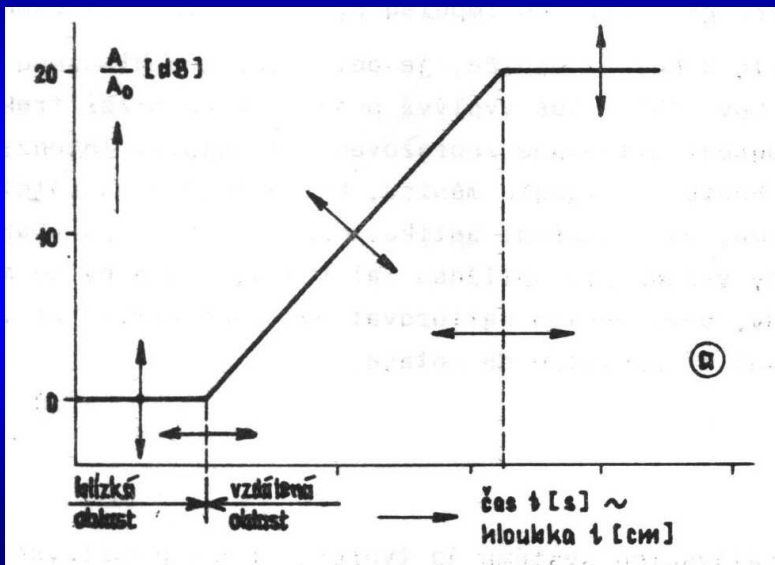
Fokusace

Řízení sonografu

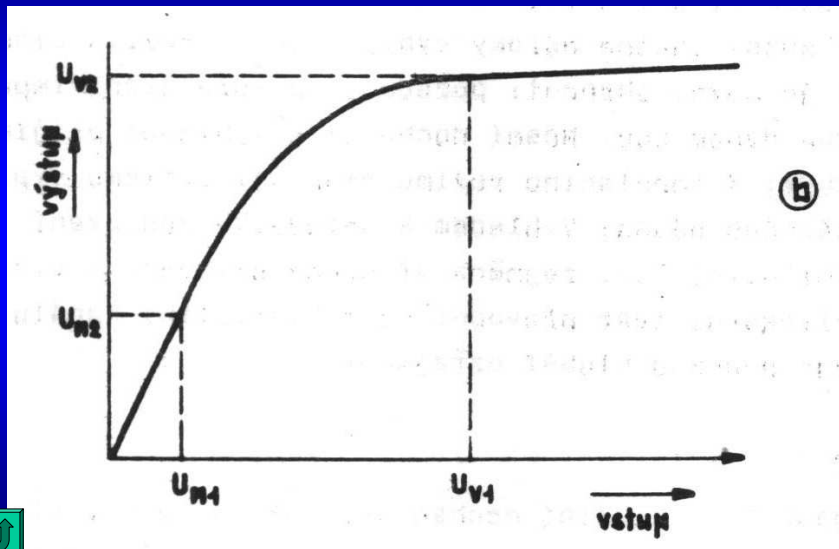
# Zpracování elektrického sign. - B mód



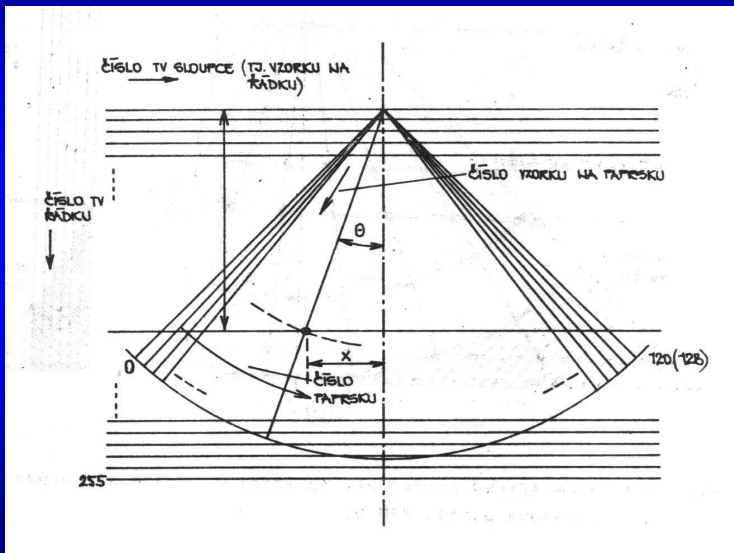
# Zesilovače s časově řízeným zesílením



# Amplitudově řízené zesilovače



# Geom. vztah sekt. sním. a TV zobr. rastru



## Část II

# Moderní UZ zobrazovací metody

Dopplerovský ultrazvuk

Kontrastní látky

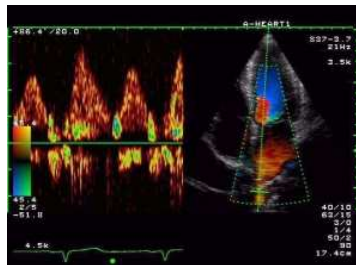
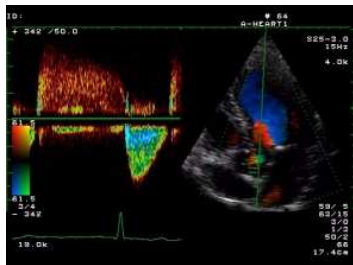
Harmonické zobrazování

3D UZ zobrazování

# DOPPLEROVSKÁ ULTRASONOGRAFIE

(principy přístrojů CW, PW, CDI)

Ing. Jiří Hozman





# Christian Andreas Doppler

(rakouský fyzik a matematik)

---

**\* 29.11.1803 Salzburg, Austria**

**† 17.3.1853 Venice, Italy**



**1835 - počátek pobytu v Praze**

**1842 - formulace Dopplerova principu**

**1845 - experimentální ověření**

**1847 - konec pobytu v Praze**

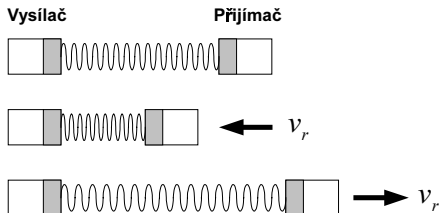
**Červené krvinky - pohybující se přijímač**  
**- pohybující se zdroj**

**Uvažujme dva případy:**

- 1. Stacionární zdroj a pohybující se přijímač**
- 2. Stacionární přijímač a pohybující se zdroj**

## 1. Stacionární zdroj a pohybující se přijímač

$$\lambda_s = \frac{c}{f_s}$$



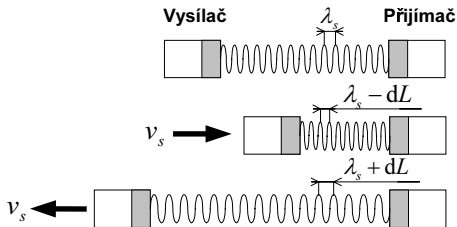
### Dopplerova frekvence

$$f_r = f_s + \frac{v_r}{\lambda_s} = f_s + \left( \frac{v_r}{c} \right) f_s$$

$$f_D = \left( \frac{v_r}{c} \right) f_s$$

## 2. Stacionární přijímač a pohybující se zdroj

$$\lambda_s = \frac{c}{f_s}$$



$$dL = v_s \left( \frac{1}{f_s} \right)$$

$$\lambda_r = \lambda_s - dL = \frac{c}{f_s} - \frac{v_s}{f_s} = \frac{c}{f_r}$$

$$f_r = \frac{c}{c - v_s} f_s = \frac{1}{1 - \frac{v_s}{c}} f_s$$

**Použitím rozvoje do Taylorovy řady**

$$\frac{1}{1 - x} = 1 + x + \frac{x^2}{2} + \dots$$

**Všechny členy s  $x^2$  a vyšší mocninou zanedbáme a protože  $v/c \ll 1$  můžeme psát**

$$f_r = \left(1 + \frac{v_s}{c}\right) f_s \quad \text{Dopplerova frekvence} \quad f_D = \left(\frac{v_s}{c}\right) f_s$$

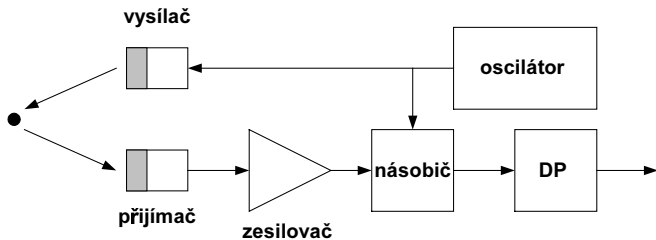
## Měření rychlosti toku krve

- Dopplerův princip: Frekvence vlnění se mění, pohybuje-li si zdroj vůči pozorovateli.
- Odraz UZ od červených krvinek
- Červené krvinky
  - pohybující se přijímač
  - pohybující se vysílač
- Dopplerův posun

$$f_r = f_t + f_d \quad f_d \approx 2 \frac{v}{c} f_c$$

- Měříme jen složku rychlosti podél paprsku.

## Demodulace Dopplerova signálu



**vysílaný signál**

$$E \cos(\omega_c t)$$

**přijatý signál**

$$V_i = A \cos(\omega_c t + \Phi) + B \cos(\omega_c + \omega_D)t$$

## Výsledkem násobení v demodulátoru je

$$V_A = AE \cos(\omega_c t + \Phi) \cos(\omega_c t) + BE \cos(\omega_c + \omega_D) t \cos(\omega_c t)$$

$$= \left( \frac{AE}{2} \right) \boxed{\cos(2\omega_c t + \Phi)} + \boxed{\cos(\Phi)} + \left( \frac{BE}{2} \right) \boxed{\cos(2\omega_c t + \omega_D t)} + \boxed{\cos(\omega_D t)}$$

Jednotlivé složky ve výše uvedeném vztahu znamenají:

$$\boxed{\cos(2\omega_c t + \Phi)}$$

<sup>potlačení</sup>  
dvojnásobek vysílané frekvence (DP)

$$\boxed{\cos(2\omega_c t + \omega_D t)}$$

<sup>potlačení</sup>  
dvojnásobek vysílané frekvence (DP)

$$\boxed{\cos(\Phi)}$$

<sup>potlačení</sup>  
stejnoseměrná složka (HP)

$$\boxed{\cos(\omega_D t) = \cos(-\omega_D t)}$$

Dopplerův signál, nelze určit směr





## Směrové demodulační systémy

---

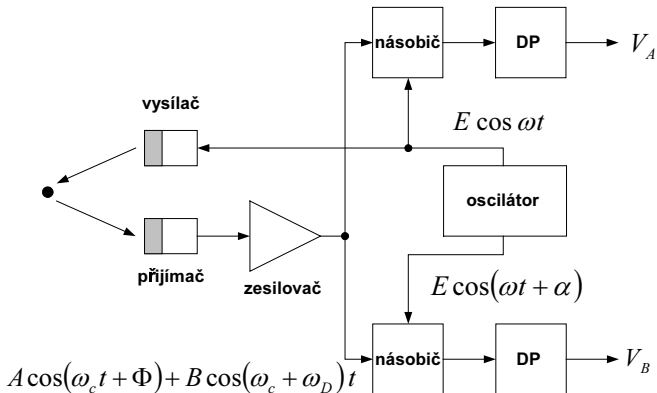
### Základní myšlenka

**Převést směrovou informaci, danou znaménkem frekvenčního posuvu na jiný indikátor směru, který by po demodulaci zůstal zachován**

### Příklad

**Pro vysílanou frekvenci 5 MHz a frekvenci Dopplerova signálu 5,8 kHz musíme odlišit kladný směr toku krve, tj. 5,0058 MHz a záporný směr toku krve, tj. 4,9942 MHz.**

## Základní uspořádání směrového demodulátoru



## Fázové zpracování kvadrurních signálů $V_A$ a $V_B$

$$V_A = \frac{1}{2}BE \cos(\omega_D t) \quad V_B = \frac{1}{2}BE \cos(\omega_D t - \alpha)$$

**fázový posuv  $\alpha = \pi/2 \rightarrow \sin$  a  $\cos \rightarrow$  kvadrurní signály**

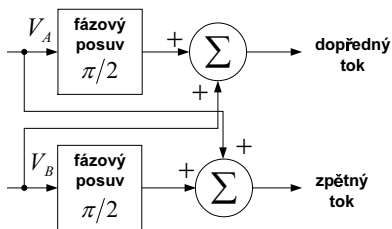
**Pokud zanedbáme amplitudy, pak dostaneme**

$$V_A = \cos \omega_D t \quad V_B = -\sin \omega_D t$$

**forward flow (dopředný tok) - od sondy, tj.  $\omega_f = -\omega_D$**

**reverse flow (zpětný tok) - k sondě, tj.  $\omega_r = \omega_D$**

$$V_A = \cos \omega_f t + \cos \omega_r t \quad V_B = \sin \omega_f t - \sin \omega_r t$$



$$\cos \omega_f t + \cos \omega_r t \quad 0 \quad \rightarrow \quad \cos \omega_f t + \cos \omega_r t \quad (1)$$

$$\cos \omega_f t + \cos \omega_r t \quad \pi/2 \quad \rightarrow \quad \sin \omega_f t + \sin \omega_r t \quad (2)$$

$$\sin \omega_f t - \sin \omega_r t \quad 0 \quad \rightarrow \quad \sin \omega_f t - \sin \omega_r t \quad (3)$$

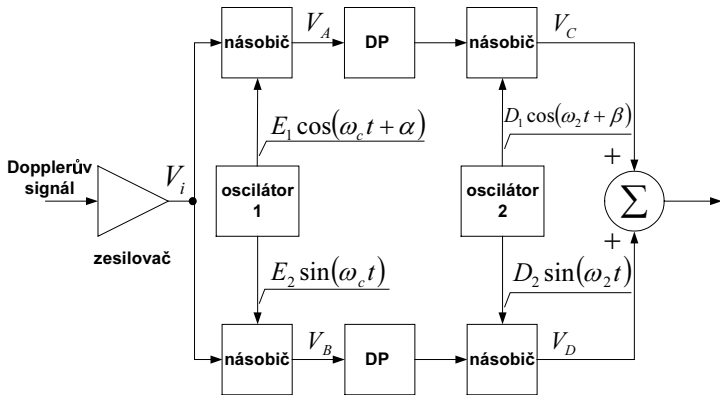
$$\sin \omega_f t - \sin \omega_r t \quad \pi/2 \quad \rightarrow \quad -\cos \omega_f t + \cos \omega_r t \quad (4)$$

$$(2) + (3) = \sin \omega_f t$$

$$(1) + (4) = \cos \omega_r t$$



## Úplný systém k separaci signálové složky odpovídající dopřednému a zpětnému toku ve frekvenční oblasti



## Hlavní myšlenka - posun nulové frekvence, tj. nulové rychlosti na jinou frekvenci $\omega_2$

$\alpha$  a  $\beta$  představují chybu ve fázovém rozdílu

$$V_i = \boxed{A \cos(\omega_c t + \Phi)} + \boxed{B \cos(\omega_c + \omega_D)t}$$

signál nosné
Dopplerův signál

$$V_A = \frac{1}{2} B E_1 \cos(\omega_D t - \alpha) \quad V_B = -\frac{1}{2} B E_2 \sin(\omega_D t)$$

$$V_C = (B E_1 D_1 / 2) \cos(\omega_D t - \alpha) \cos(\omega_2 t + \beta)$$

$$V_C = \frac{1}{4} B E_1 D_1 [\cos(\omega_D t + \omega_2 t - \alpha + \beta) + \cos(\omega_D t - \omega_2 t - \alpha - \beta)]$$

## Kontinuální Dopplerovské systémy CW

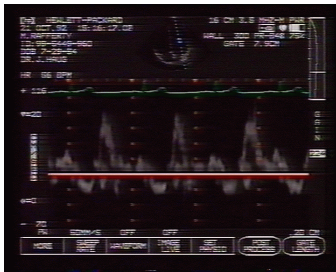
---

- kontinuální vysílání i příjem,
- v sondě dva piezo-elementy,
- vzorkovací objem dán šířkou UZ svazku,
- možnost detekovat velké rychlosti průtoku,
- nerozliší hloubku - množství spektrálních složek.



## Pulzní Dopplerovské systémy PW (Pulsed Wave)

- pulzní vysílání i příjem,
- v sondě jeden piezo-element,
- vzorkovací objem dán délkou pulzu,
- omezení rozsahu detekovaných rychlostí průtoku,
- rozliší hloubku - méně spektrálních složek.





Omezení rozsahu detekovaných rychlostí průtoku u PW

$$\Phi = f_c T_D \quad \frac{d\Phi}{dt} = f_c \frac{T_D}{dt} \quad T_D = \frac{2z}{c}$$

$$\frac{dT_D}{dt} = \frac{2}{c} \frac{dz}{dt} = \frac{2v}{c} \quad f_D = \frac{d\Phi}{dt} = f_c \frac{T_D}{dt} = f_c \frac{2v}{c}$$

$$T_p = \frac{1}{f_p}$$

$$f_{D_{\max}} = \frac{1}{2T_p} = \frac{2v_{\max}}{c} f_c \quad \text{dáno } f_{\text{Nyquist}}$$

$$z_{\max} = \frac{c}{2} T_p$$

$$T_p = \frac{c}{4v_{\max} f_c} = \frac{2z_{\max}}{c}$$

$$v_{\max} z_{\max} = \frac{c^2}{8f_c}$$

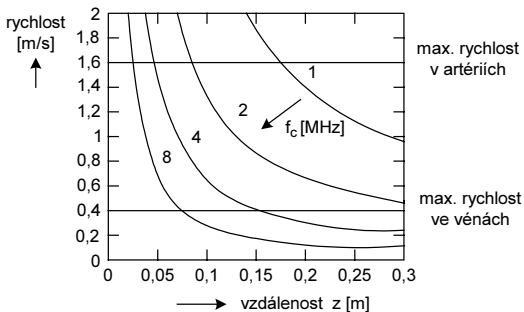
## Typický příklad

$$f_c = 2\text{MHz} \quad c = 1500\text{ms}^{-1} \quad v_{\max} z_{\max} = 0,14\text{m}^2\text{s}^{-1}$$

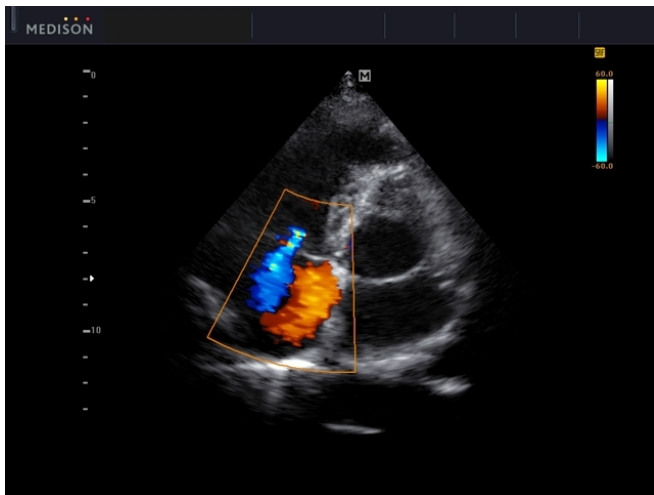
Ve vzdálenosti 10cm můžeme naměřit maximální rychlost

$$1,4\text{ms}^{-1}$$

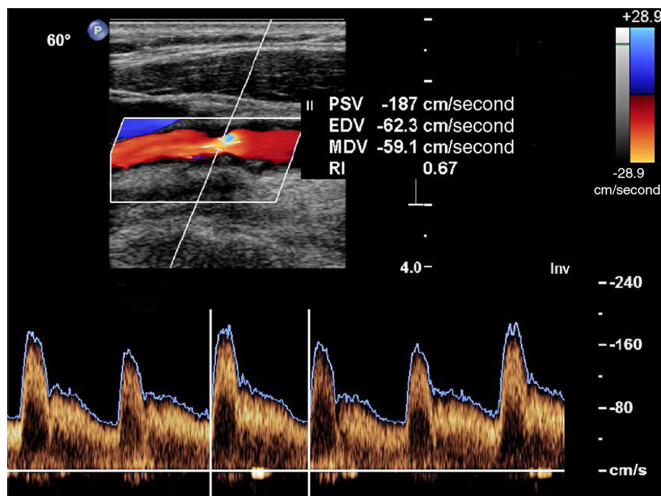
$$v_{\max} = \frac{c^2}{8f_c z_{\max}}$$



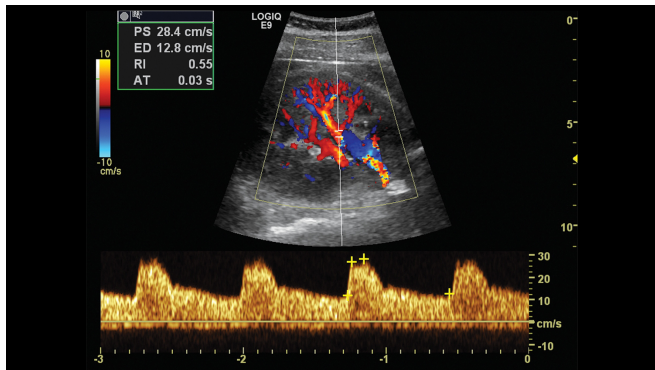
## Doppler UZ — příklady



## Doppler UZ — příklady



## Doppler UZ — příklady



Dopplerovský ultrazvuk

**Kontrastní látky**

Harmonické zobrazování

3D UZ zobrazování

## Kontrastní látky

- 1968, Gramiak, injekce solného roztoku
- Mikrobubliny ( $2 \sim 5 \mu\text{m}$ )
- Asymetrické stlačování/roztahování
- Stabilizace proti rozpadu, až 5 min.
- Injekční podání.
- Alburnex, Optison, Echovist, Levovist. . .

## Flash Contrast Imaging

Bublíky destabilizujeme ultrazvukem.



normální



## Flash Contrast Imaging

Bublíny destabilizujeme ultrazvukem.



flash, rozbití bublin

## Flash Contrast Imaging

Bublíky destabilizujeme ultrazvukem.



postupné naplňování

Vyhodnocení perfuze myokardu.

Dopplerovský ultrazvuk

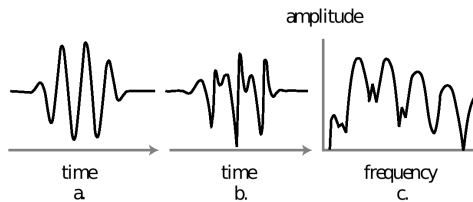
Kontrastní látky

**Harmonické zobrazování**

3D UZ zobrazování

## Nelineární odezva

### Asymetrické stlačování bublin

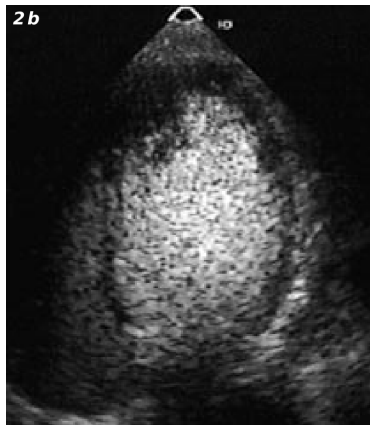


## Harmonické zobrazování

- Vysíláme  $f_0$ , přijímáme  $2f_0$



standardní obraz



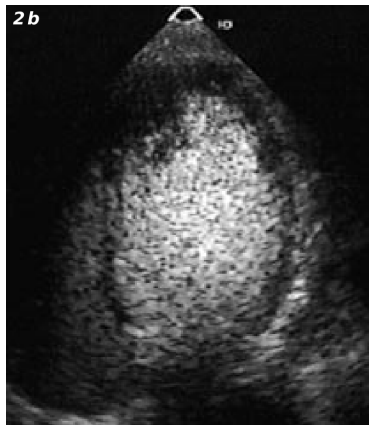
2. harmonická

## Harmonické zobrazování

- Vysíláme  $f_0$ , přijímáme  $2f_0$
- Omezení šířky pásma



standardní obraz



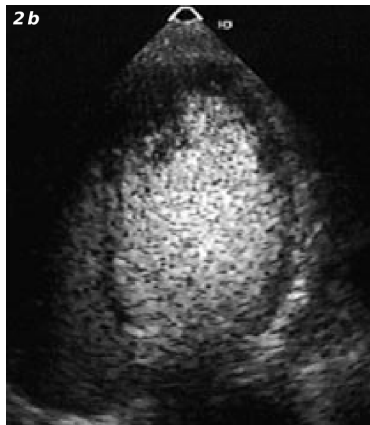
2. harmonická

## Harmonické zobrazování

- Vysíláme  $f_0$ , přijímáme  $2f_0$
- Omezení šířky pásma
- Bubliny nejsou nutné, tkáně též nelineární



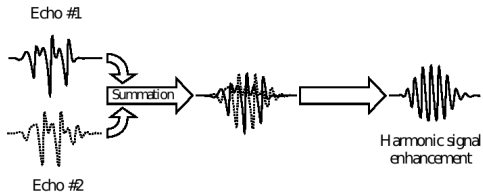
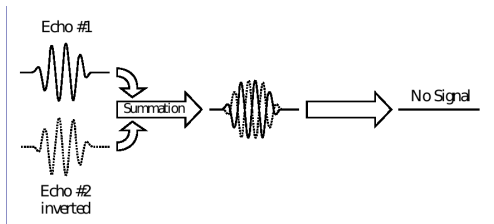
standardní obraz



2. harmonická

## Pulse Inversion Harmonic Imaging

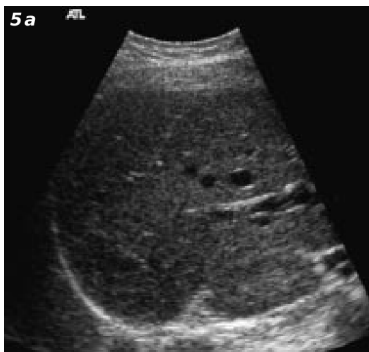
- Dva pulzy, druhý invertovaný
- Odezvy jsou sečteny.
- Není nutná filtrace.





## Pulse Inversion Harmonic Imaging

- Dva pulzy, druhý invertovaný
- Odezvy jsou sečteny.
- Není nutná filtrace.



standardní obraz (játra)



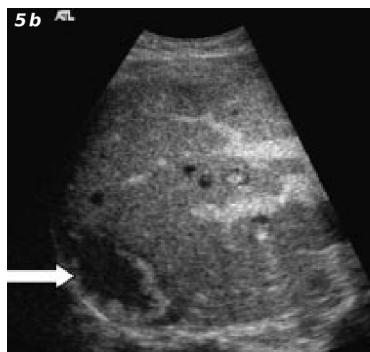
pulse inversion

## Pulse Inversion Harmonic Imaging

- Dva pulzy, druhý invertovaný
- Odezvy jsou sečteny.
- Není nutná filtrace.
- Více pulzů (Power Pulse Inversion)



standardní obraz (játra)



pulse inversion

Dopplerovský ultrazvuk

Kontrastní látky

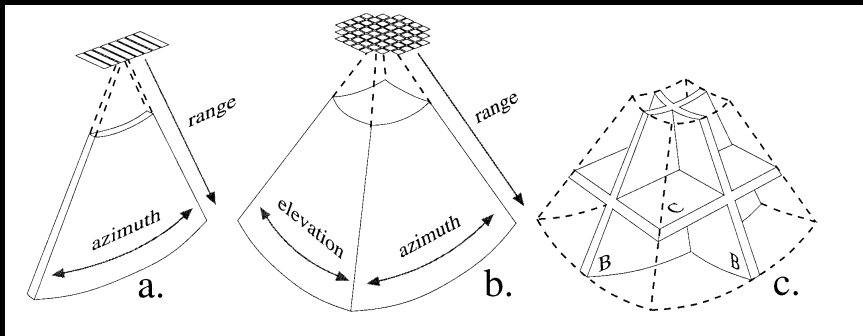
Harmonické zobrazování

3D UZ zobrazování

# 3D Reconstruction



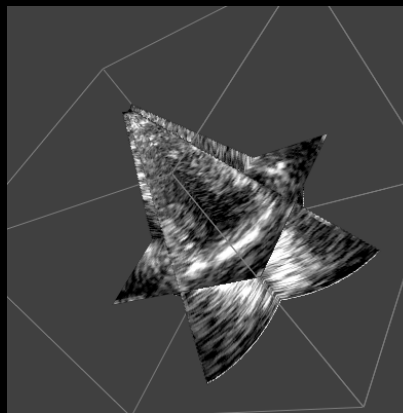
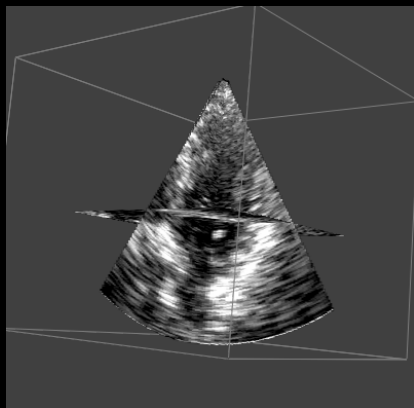
# 3D Ultrasound

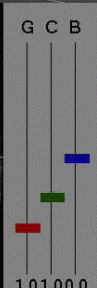
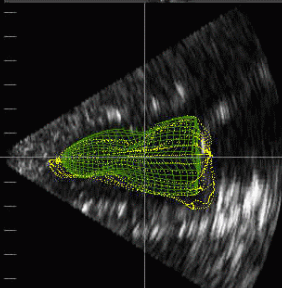
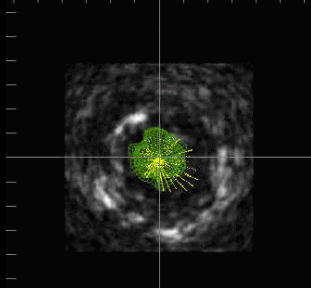
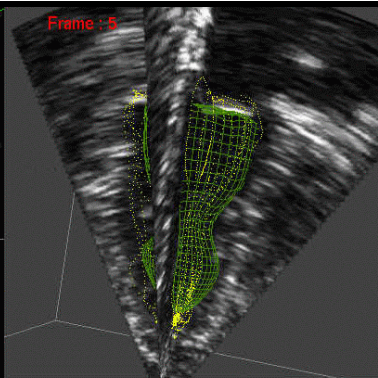
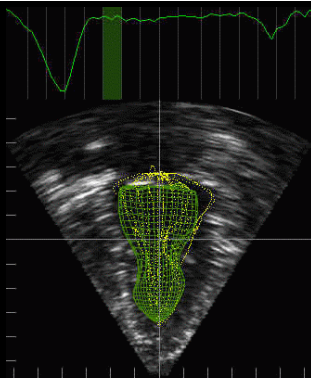


Traditional 2D

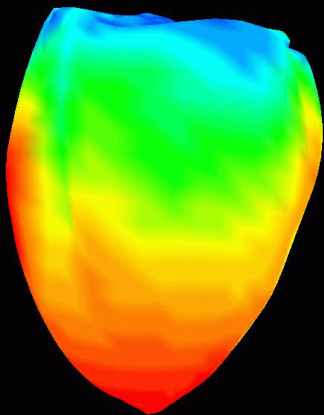
New 3D

# Real-time 3D Ultrasound

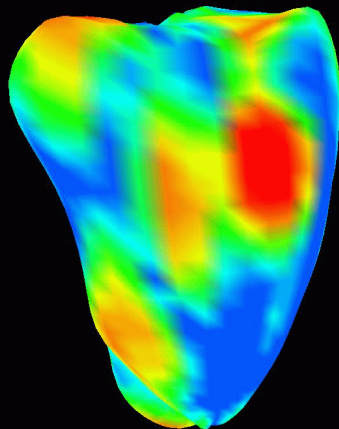




# Velocity of Contraction



Normal



Abnormal



## Závěr

- Neinvazivní, dostupná a přenosná zobrazovací technika
- Výborné zobrazení měkkých tkání
- Kvalita obrázků nižší (speckle) ale zlepšuje se
- Malá hloubka penetrace versus rozlišení
- Neprochází plynným prostředím
- Stíny od kostí a jiných tkání
- Moderní techniky — 3D, kontrastní látky, Doppler