Ultrazvukové zobrazovací systémy v lékařství

J.Hozman, E.Dove, J.Kybic

8. března 2006

Část I

Úvod do lékařského ultrazvuku

Úvod

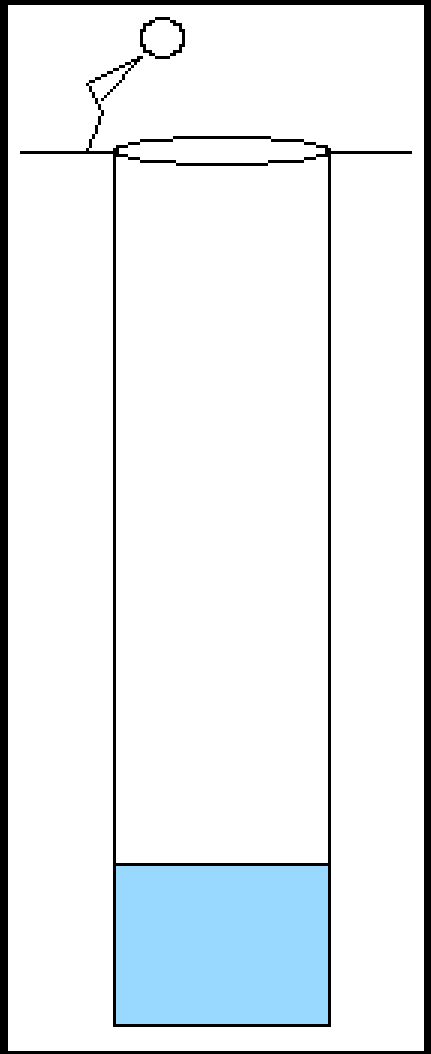
Akustika UZ
- Vlnění
- Vlnová rovnice
- Odraz a lom
- Rozhraní
- Útlum

Lékařský UZ
- Přístroje
- Příklady
- Konstrukce
- Kardiologický UZ
- Intravaskulární UZ
- Vady

Generování/detekce
- Směrování
- Fokusace
- Řízení sonografu

Ultrasound Principle

When you shout into a well, the sound of your shout travels down the well and is reflected (echoes) off the surface of the water at the bottom of the well. If you measure the time it takes for the echo to return and if you know the speed of sound, you can calculate the depth of the well fairly accurately.



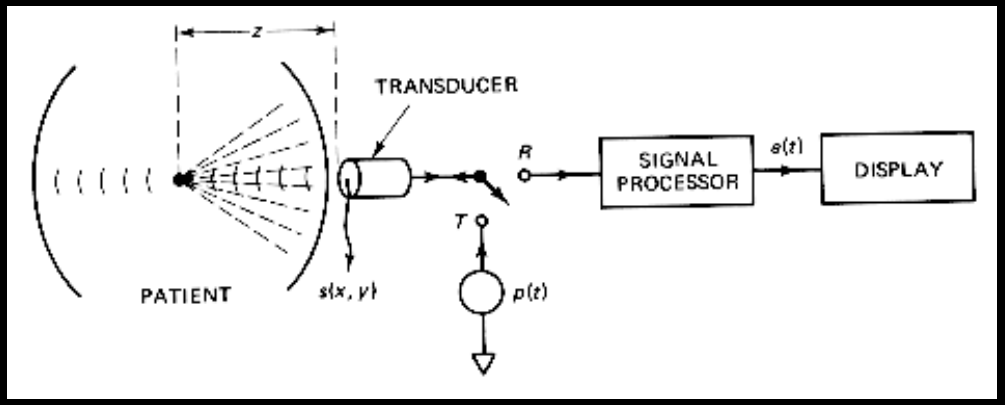
Ultrasound Principle

- Ultrasound is sound having a frequency greater than 20,000 cycles per second, that is, sound above the audible range
- Medical ultrasound is sound having a frequency greater than 2-100 MHz
- Medical ultrasound imaging is sound that is converted to an image

Medical Ultrasound

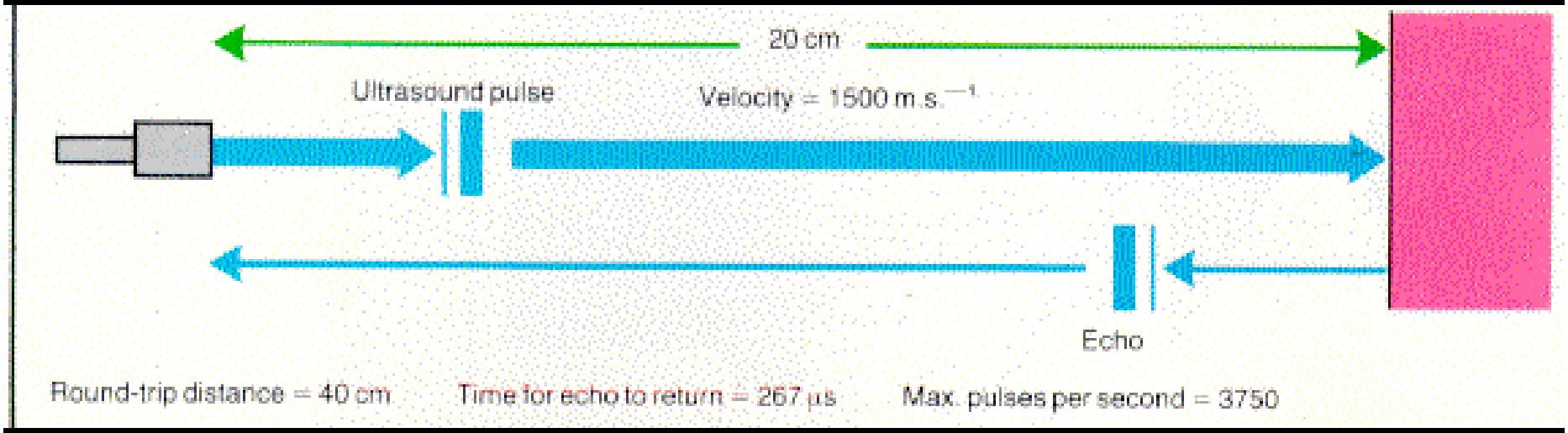
- Advantages of acoustic energy:
  - can be directed in a beam
  - obeys the laws of reflection and refraction
  - reflected off object borders
  - no known unwanted health effects
- Disadvantages of acoustic energy:
  - propagates poorly through a gaseous medium
  - reflected off of borders of small objects
  - quickly dissipates (as heat)

Ultrasound Theory



- Pressure (ultrasound) wave produced by vibrating source
- “Listen” for reflection
- Build image by sending wave in different directions

Ultrasound Principle

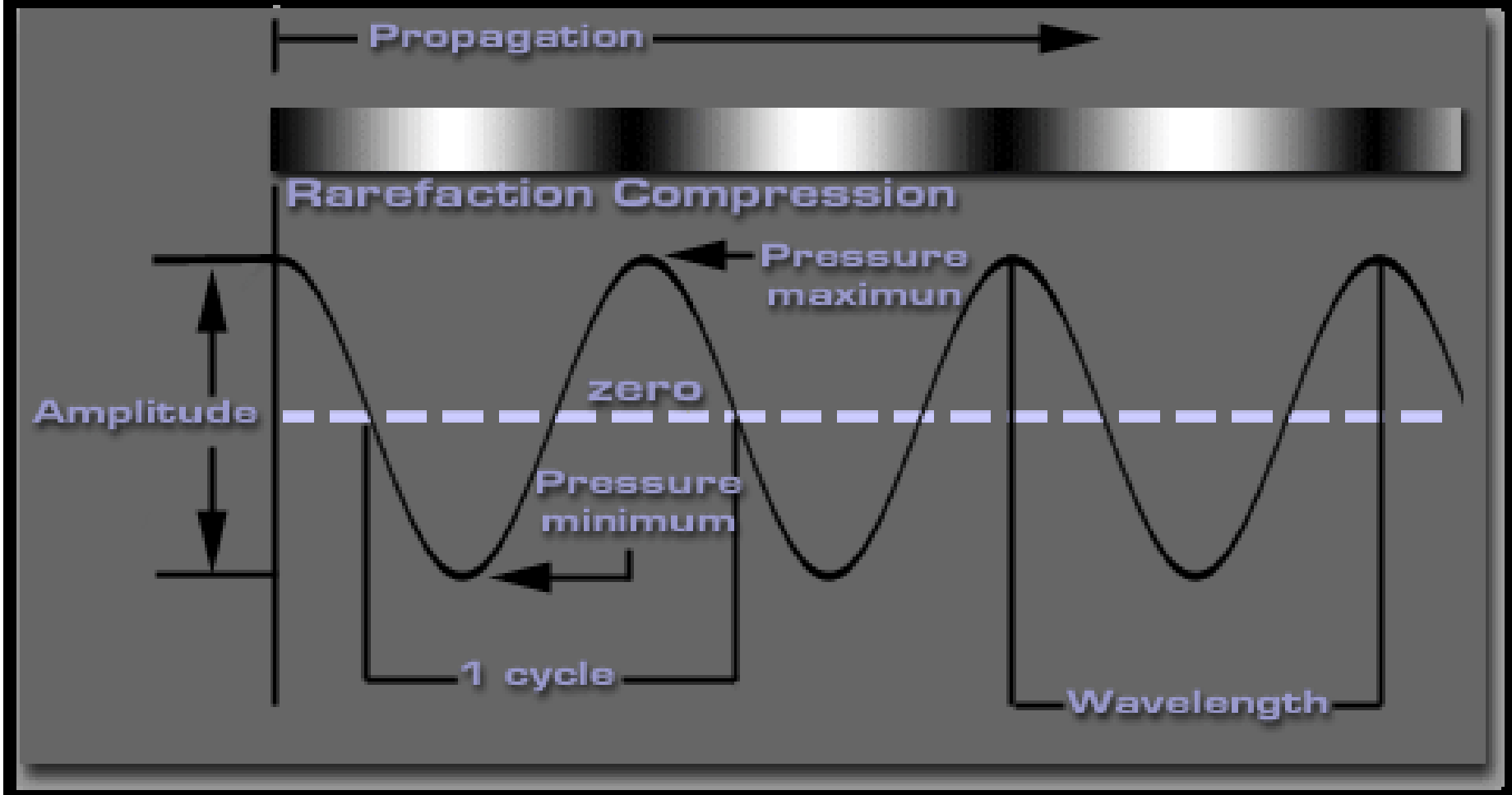


Úvod

Akustika UZ
- Vlnění
- Vlnová rovnice
- Odraz a lom
- Rozhraní
- Útlum

Lékařský UZ
- Přístroje
- Příklady
- Konstrukce
- Kardiologický UZ
- Intravaskulární UZ
- Vady

Generování/detekce
- Směrování
- Fokusace
- Řízení sonografu

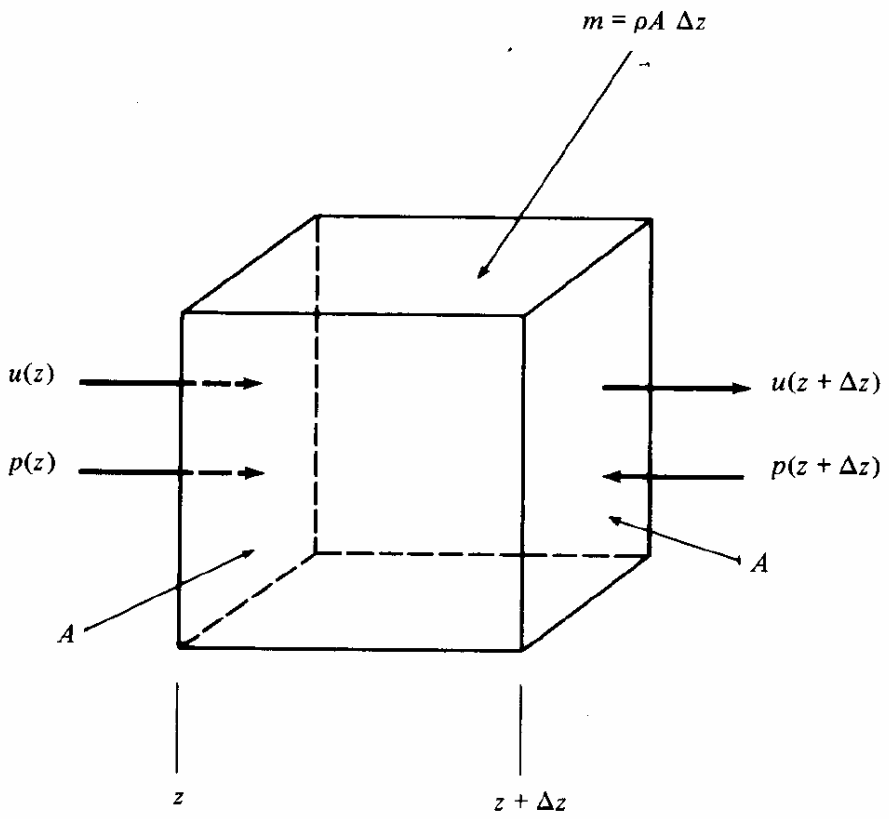


Sinusoidal pressure source

Fyzikální základy – rozsahy veličin

Měřená veličina	Symbol	Jednotka (rozměr)	Rozsah obvyklých hodnot měřené veličiny v klinické praxi
Rychlost	c	$m.s^{-1}$	1540 $m.s^{-1}$ (měkká tkáň)
Vlnová délka	λ	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	$kg.m^{-2}.s^{-1}$	$1{,}63.10^{6}$ $kg.m^{-2}.s^{-1}$
Hustota	ρ	$kg.m^{-3}$	1000 $kg.m^{-3}$ (voda)
Intenzita	I	$W.cm^{-2}$	typicky 1 až 10 $mW.cm^{-2}$
Tlak	p	pascal nebo bar	0,6 baru nebo 0,06 MPa

Elementární objem



Rychlost u, tlak p, hustota ϱ, plocha A, hmotnost m.

Newtonův zákon

Pohyb ve směru osy z:

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

síla $F = pA$:

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

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:

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

pro $\Delta z \ll z$:

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

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

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

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

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

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 ρ (kg·m^3) and the compressibility K (m^2·N^{-1}) of the tissue.

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

Další řešení vlnové rovnice

Řešením je i:

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

Obecně libovolná dopředná či zpětná vlna (z linearity a harmonického rozkladu).

Kombinace zpětné a dopředné vlny:

$$p = p' \Big(\cos(\omega t - kz) + \cos(\omega t + kz) \Big)$$

vzniká stojatá vlna:

$$p = 2p' \cos(\omega t) \cos(kz)$$

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 (kg·m^{-2}·s^{-1})

$$Z = \rho_0 c$$

Akustická impedance

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

také "akustický Ohm".

Pro nekonečnou trubku:

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

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

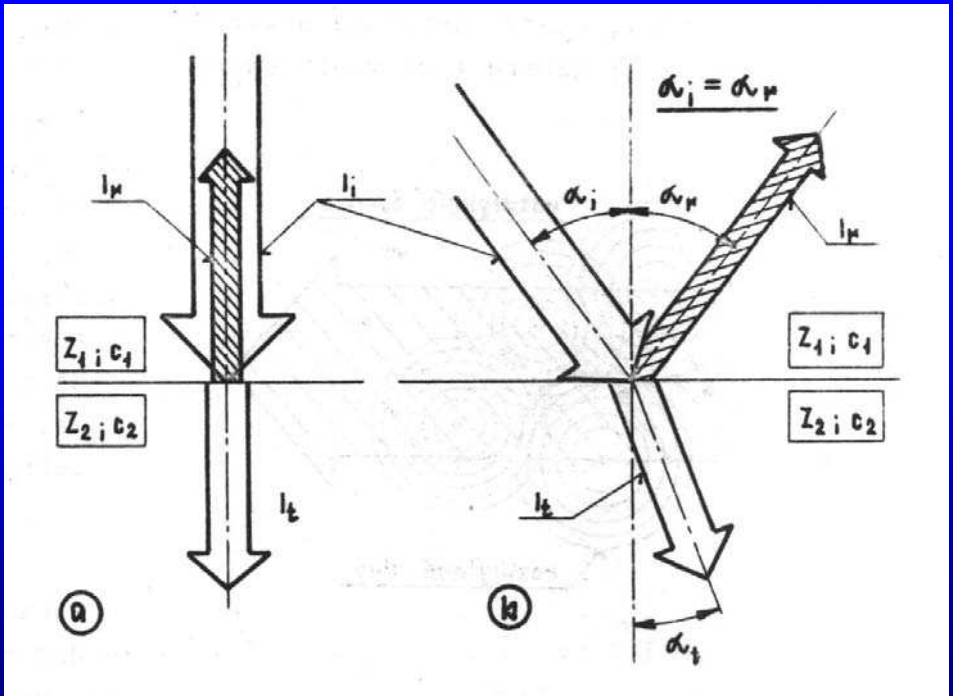
Jednotky [kg/s $\cdot \mathrm{m}^2$]=1 Rayl.

Fyzikální základy - veličiny

Materiál	Rychlost zvuku c $m.s^{-1}$	Hustota ρ $kg.m^{-3}$	Akustická impedance Z $kg.m^{-2}.s^{-1}$ (x 10^6)	Koeficient absorpce α $dB.cm^{-1}.MHz^{-1}$
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

Primární parametrické pole a modulace ultrazvukového signálu

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



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.

Reflectivity

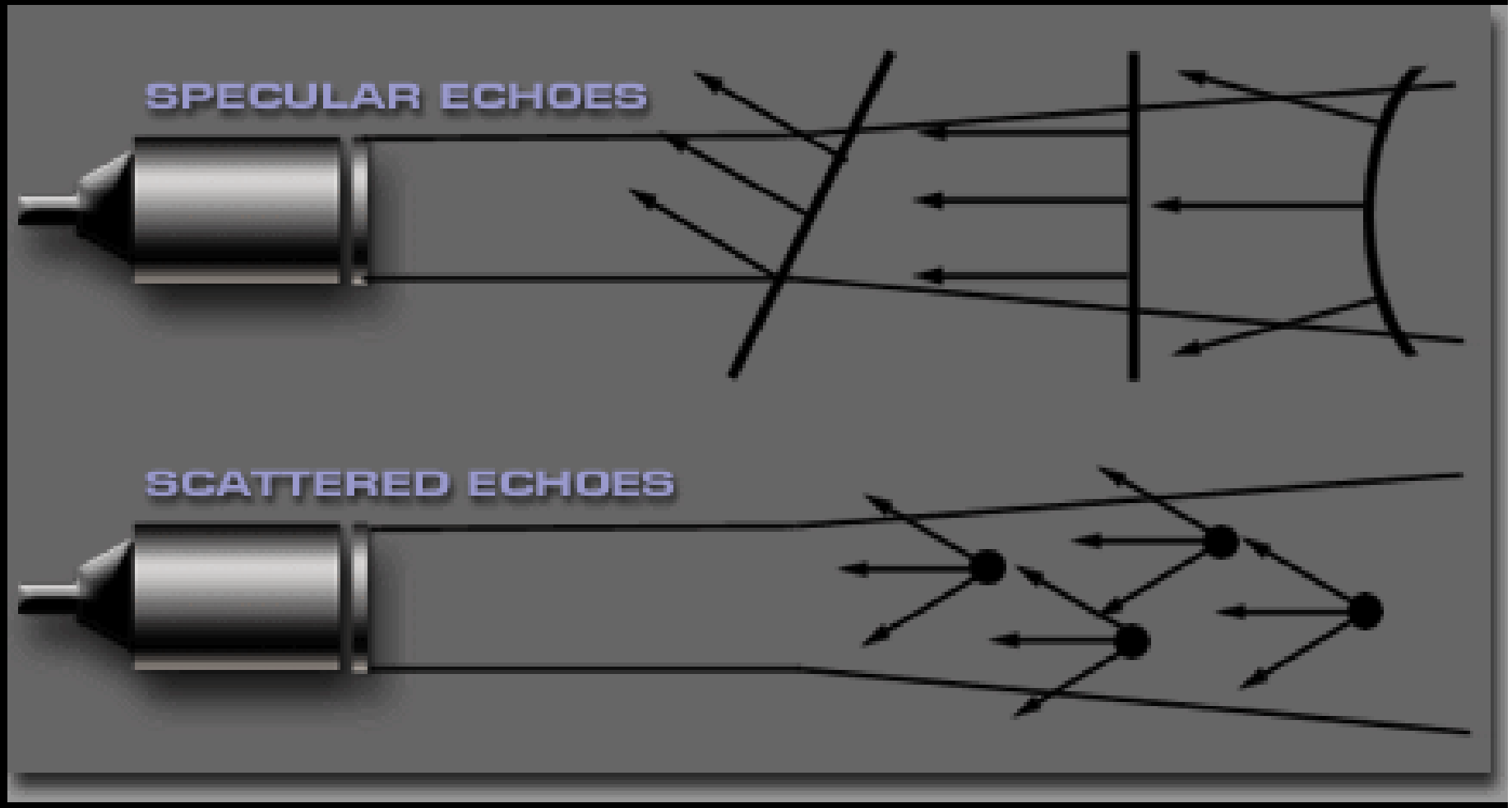
$$R = \frac{p_r}{p_i} = \frac{\dfrac{Z_2}{cos\theta_t} - \dfrac{Z_1}{cos\theta_i}}{\dfrac{Z_2}{cos\theta_t} + \dfrac{Z_1}{cos\theta_i}}$$

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

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

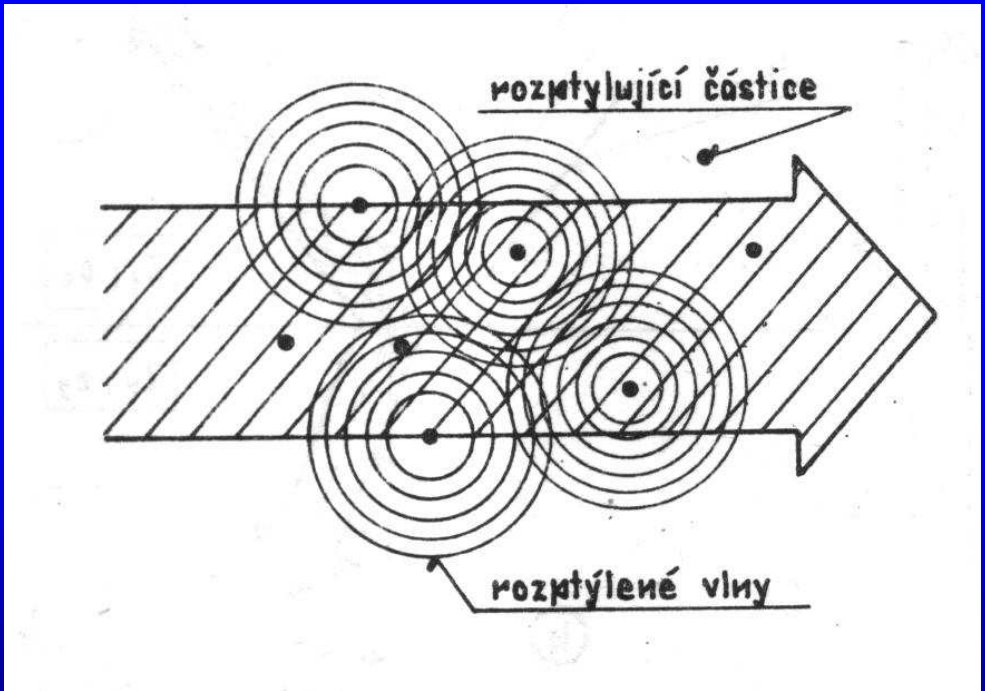
Reflectivity for Various Tissues

Materials at Interface	*Reflectivity*
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


SPECULAR ECHOES
SCATTERED ECHOES

Primární parametrické pole a modulace ultrazvukového signálu

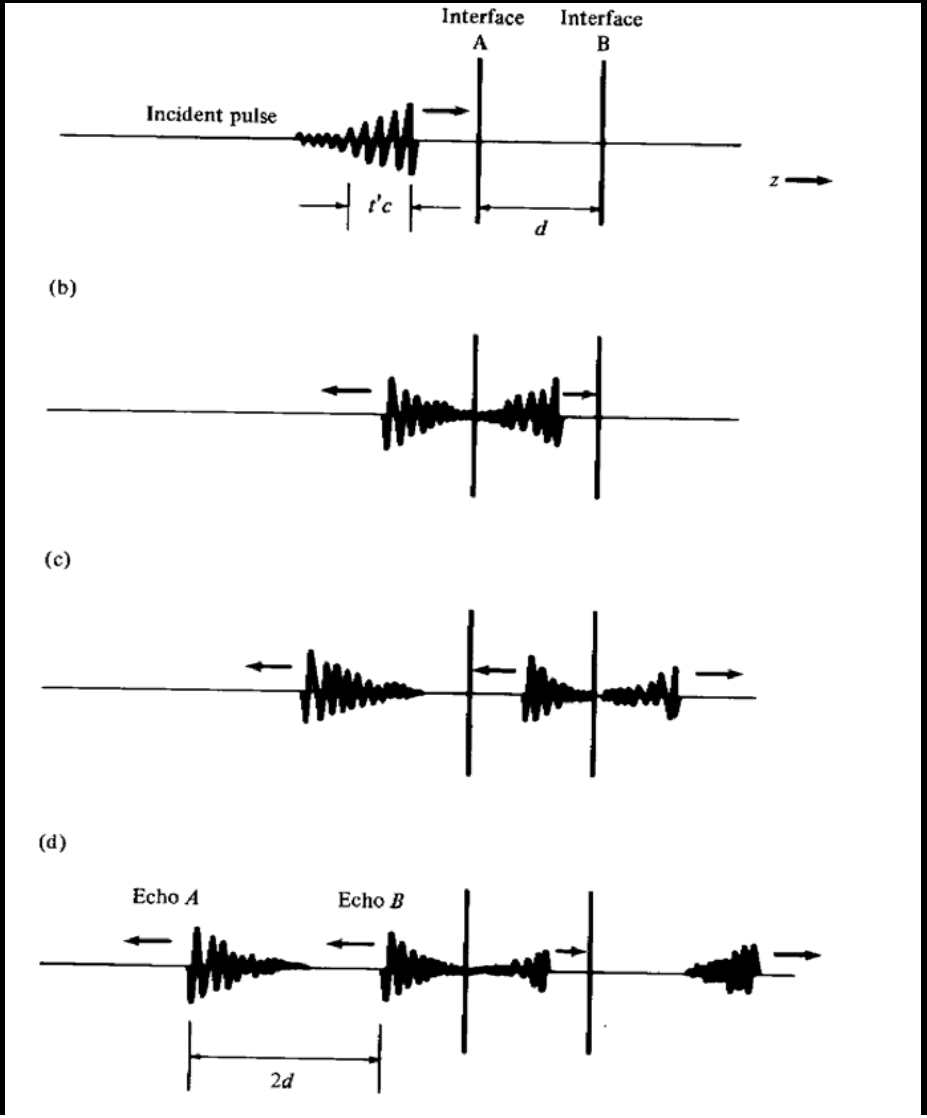
- rozptyl UZV vln,



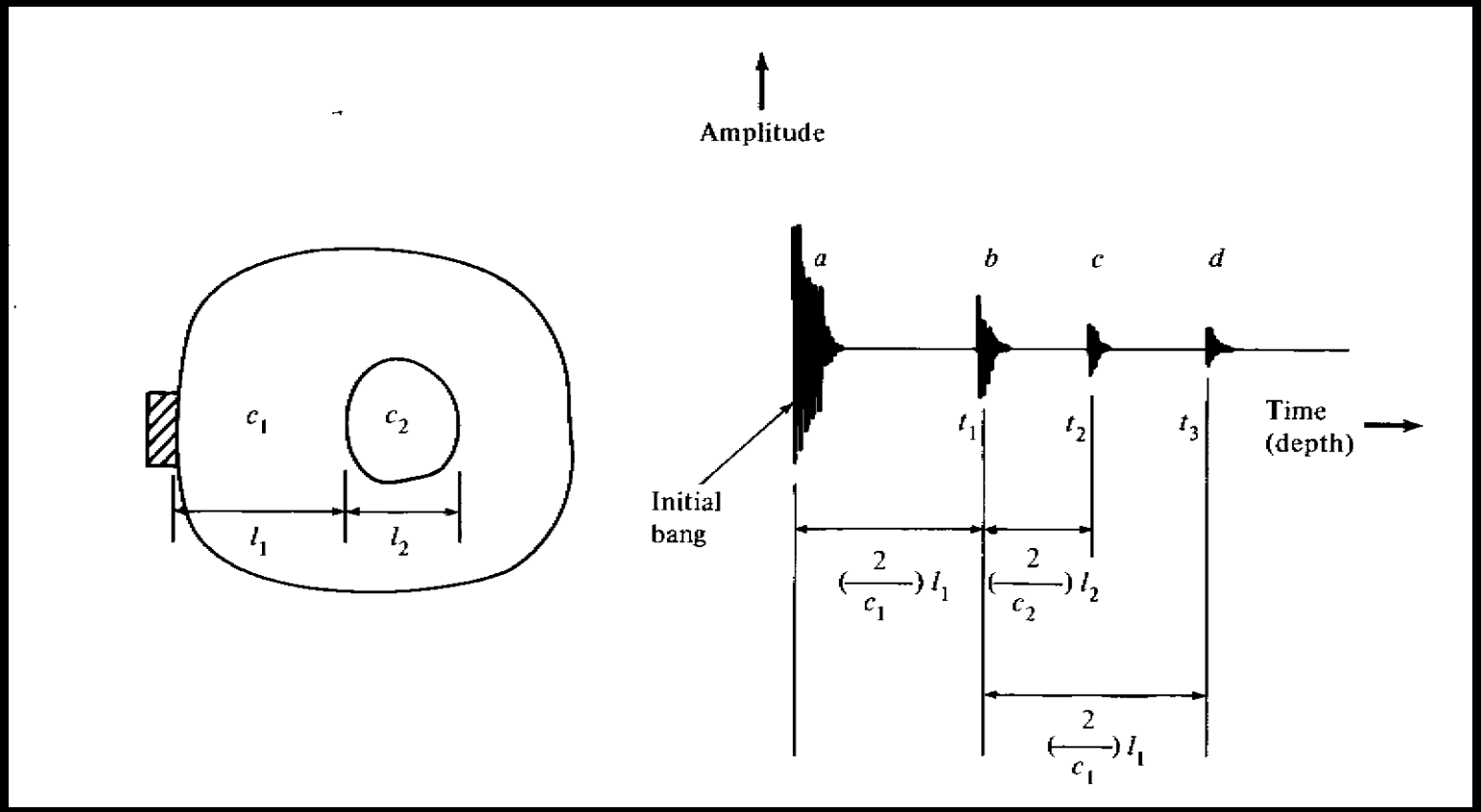
Scattered Reflection

- 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.

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

Material	*Half–power distance (cm)*
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 in Tissue

- Ultrasound energy can travel in water 380 cm before its power decreases to half of its original value. Attenuation is greater in soft tissue, and even greater in muscle. Thus, a thick muscled chest wall will offer a significant obstacle to the transmission of ultrasound. Non-muscle tissue such as fat does not attenuate acoustic energy as much. The half-power distance for bone is still less than muscle, which explains why bone is such a barrier to ultrasound. Air and lung tissue have extremely short half-power distances and represent severe obstacles to the transmission of acoustic energy.

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 $m.s^{-1}$	Hustota ρ $kg.m^{-3}$	Akustická impedance Z $kg.m^{-2}.s^{-1}$ (x 10^6)	Koeficient absorpce α $dB.cm^{-1}.MHz^{-1}$
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

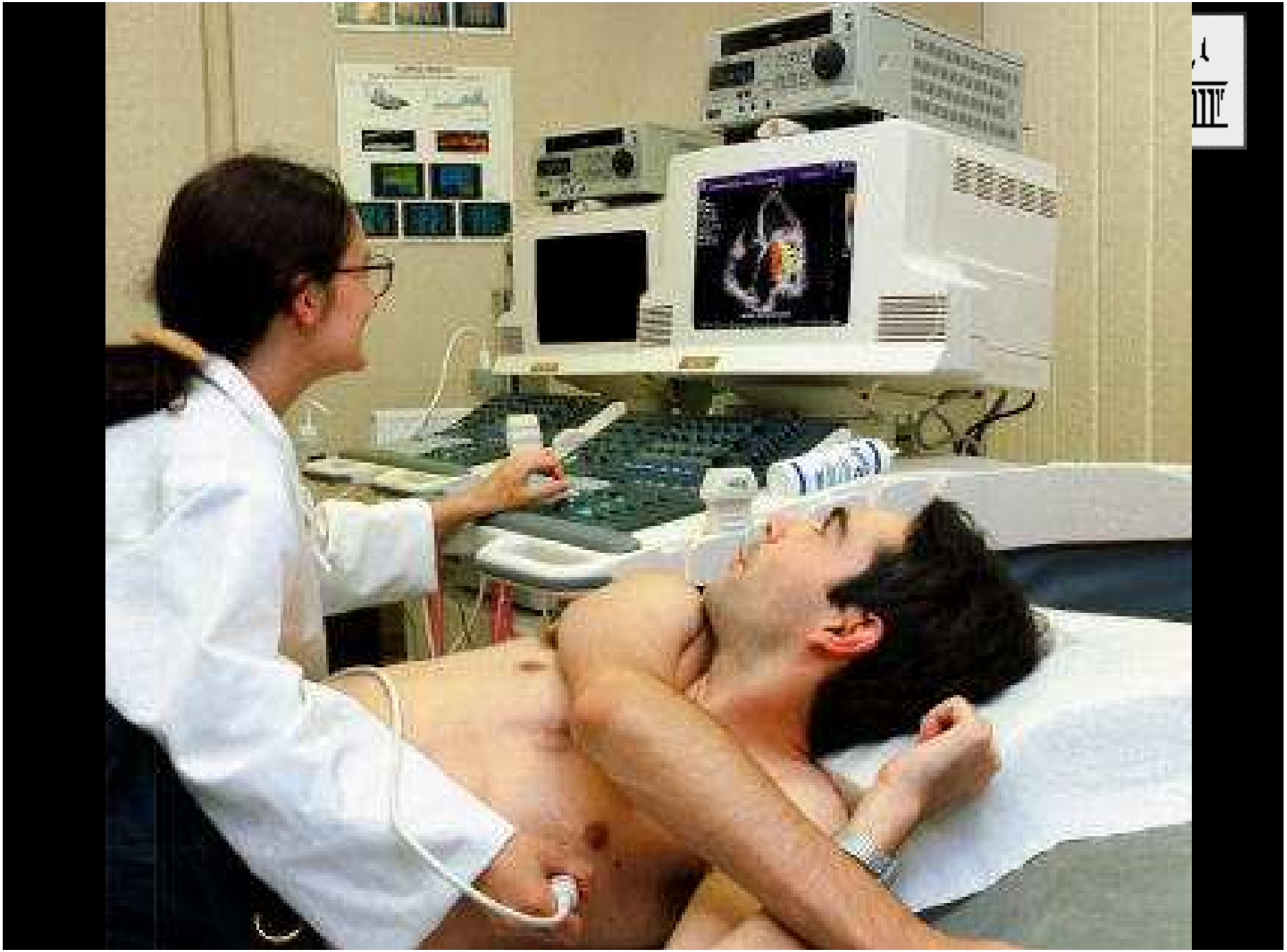
Akustika UZ
- Vlnění
- Vlnová rovnice
- Odraz a lom
- Rozhraní
- Útlum

Lékařský UZ
- Přístroje
- Příklady
- Konstrukce
- Kardiologický UZ
- Intravaskulární UZ
- Vady

Generování/detekce
- Směrování
- Fokusace
- Řízení sonografu

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

Úvod

Akustika UZ
- Vlnění
- Vlnová rovnice
- Odraz a lom
- Rozhraní
- Útlum

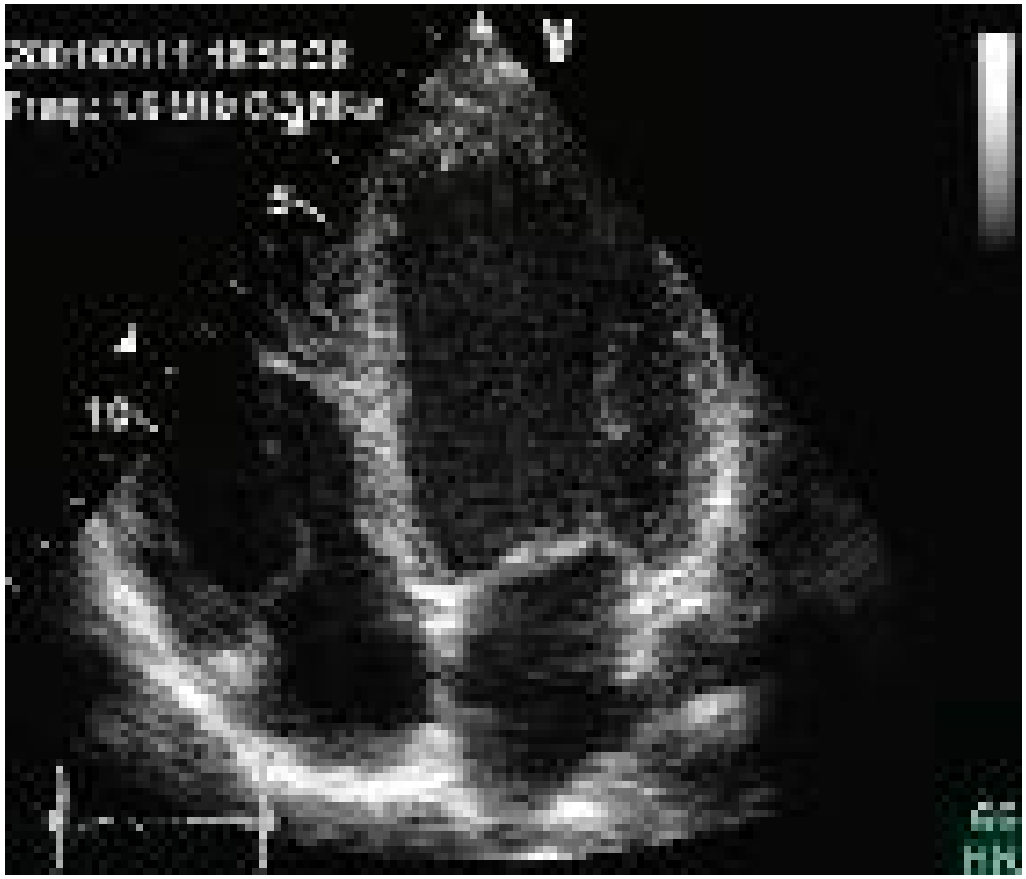
Lékařský UZ
- Přístroje
- Příklady
- Konstrukce
- Kardiologický UZ
- Intravaskulární UZ
- Vady

Generování/detekce
- Směrování
- Fokusace
- Řízení sonografu

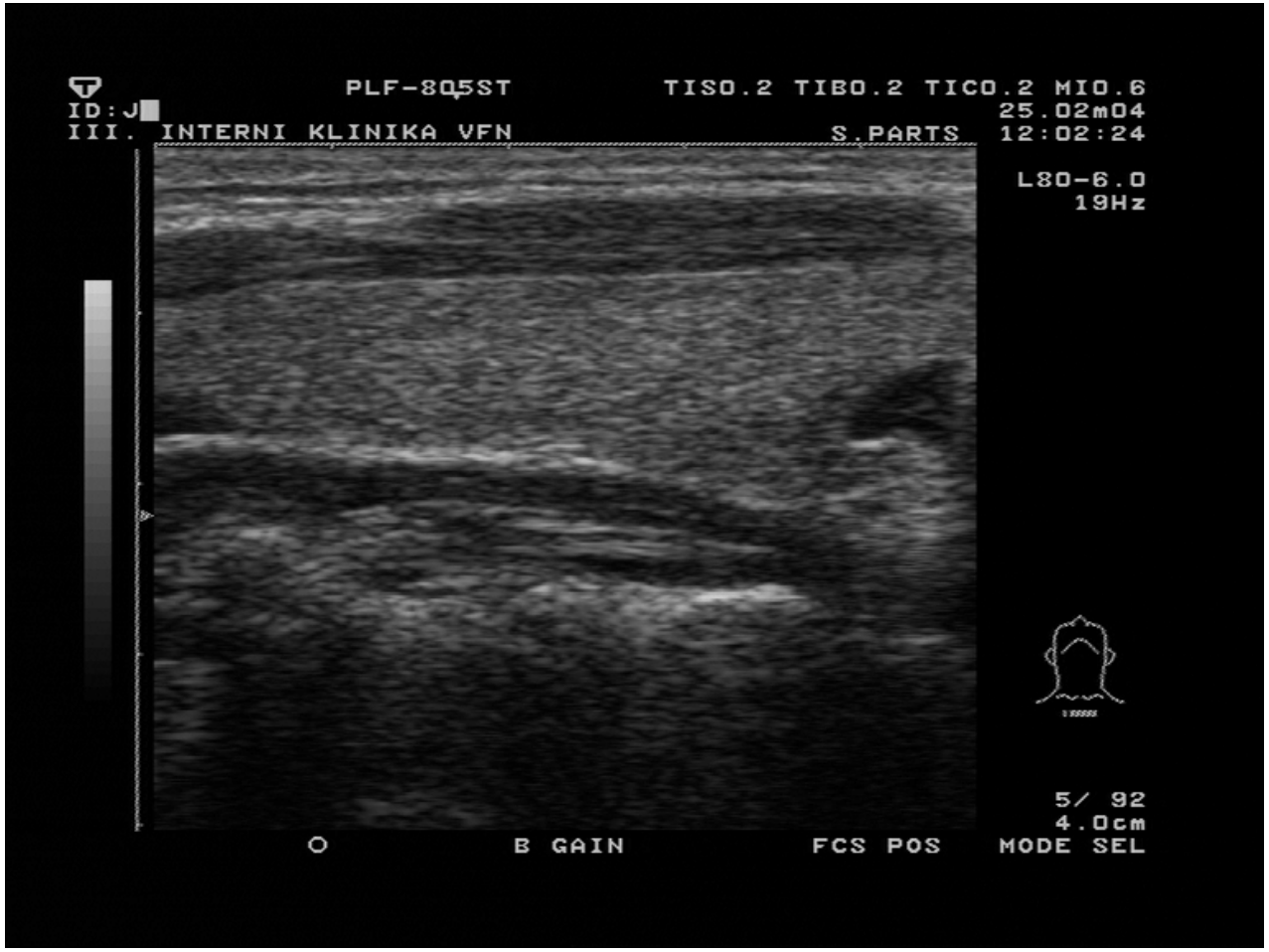
Příklady UZ obrázků

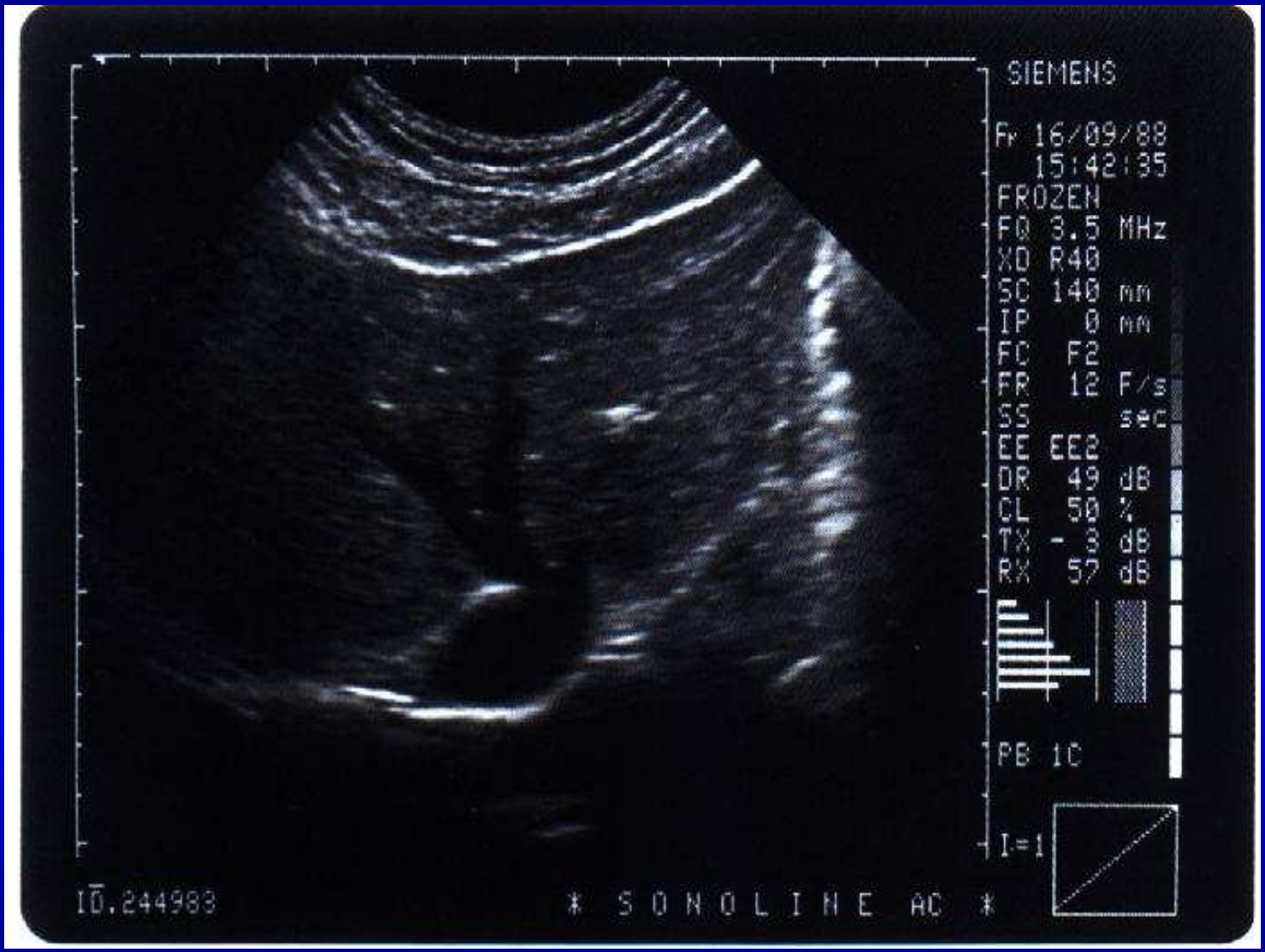
Příklady UZ obrázků

Příklady UZ obrázků



Příklady UZ obrázků



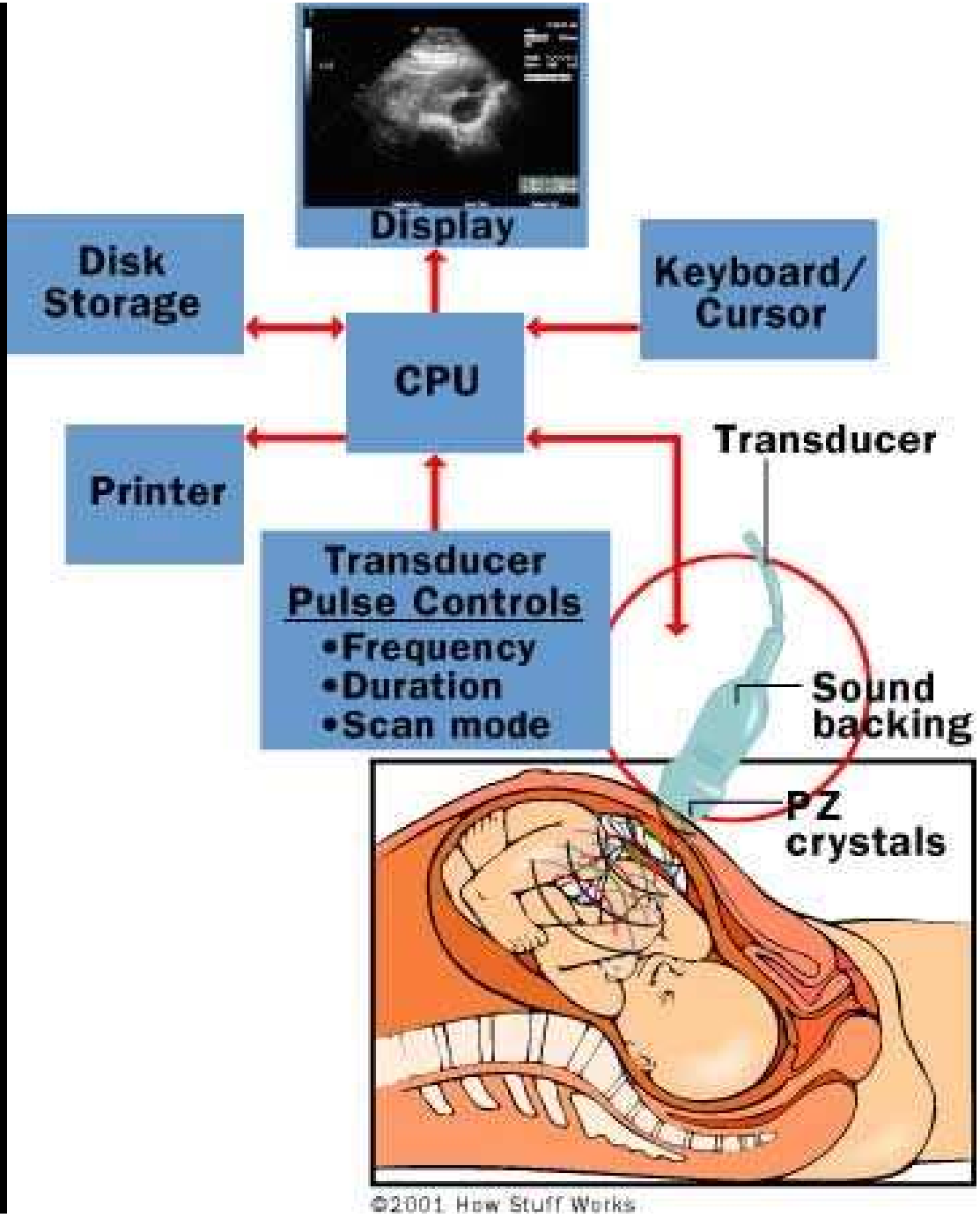

SIEMENS
Fr 16/09/88
15:42:35
FROZEN
FQ 3.5 MHz
XD R40
SC 140 mm
IP 0 mm
FC F2
FR 12 F/s
SS sec
EE EE2
DR 49 dB
CL 50 %
TX - 3 dB
RX 57 dB
PB 1C
I=1
ID.244983
* SONOLINE AC *

Úvod

Akustika UZ
- Vlnění
- Vlnová rovnice
- Odraz a lom
- Rozhraní
- Útlum

Lékařský UZ
- Přístroje
- Příklady
- Konstrukce
- Kardiologický UZ
- Intravaskulární UZ
- Vady

Generování/detekce
- Směrování
- Fokusace
- Řízení sonografu


Display
Disk Storage
Keyboard/ Cursor
CPU
Printer
Transducer
Transducer Pulse Controls
•Frequency
•Duration
•Scan mode
Sound backing
PZ crystals
©2001 How Stuff Works

Systémy zobrazení

A zobrazení
(A mód)

C zobrazení
(C mód)

časový rozvoj
(TM, či M mód)

B zobrazení
(B mód)

Dopplerovské
(Q mód)

systém M-Q

standardní
(pomalé)

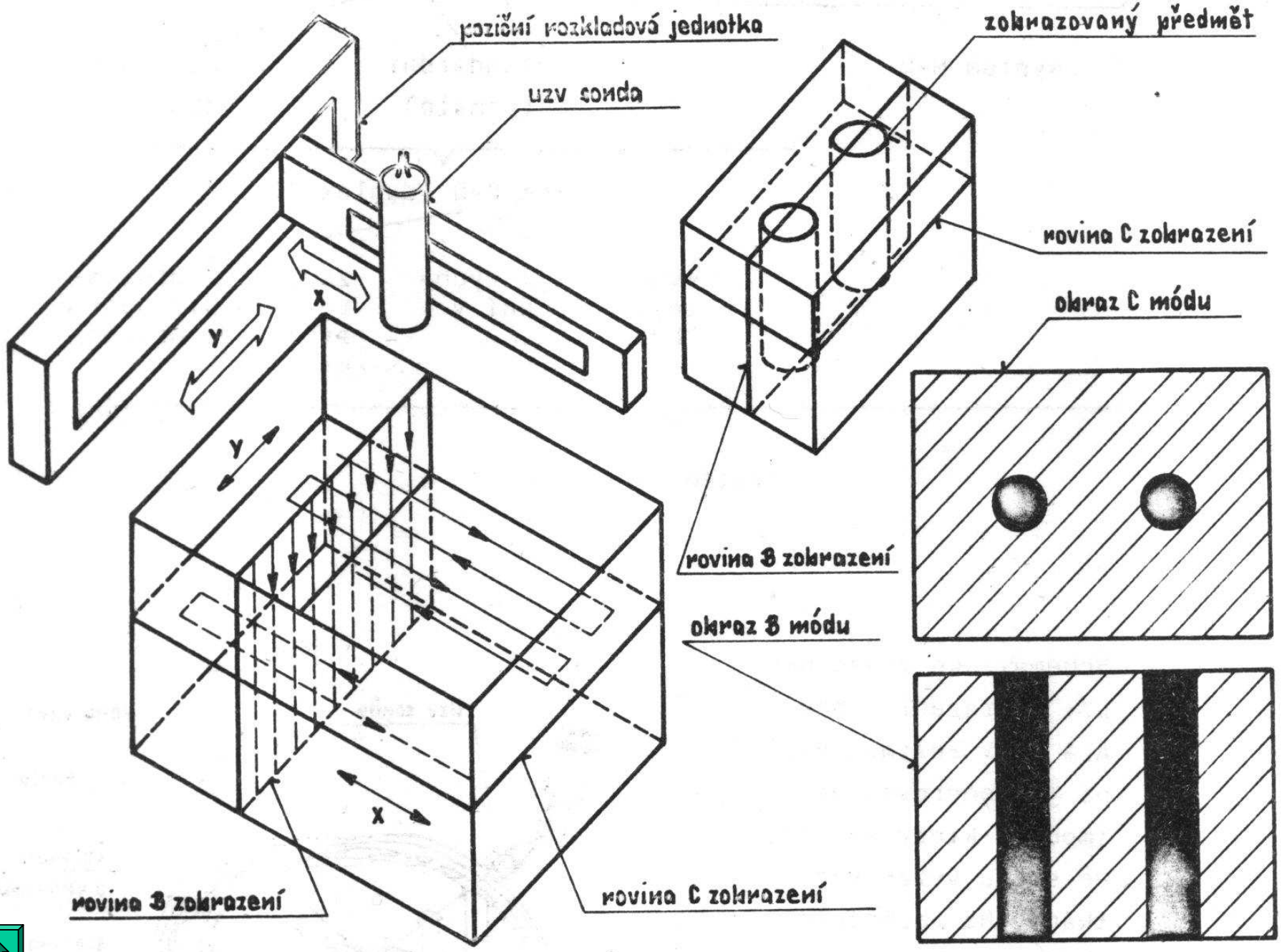
v reálném čase
(rychlé)

systém B-Q (duplexní)

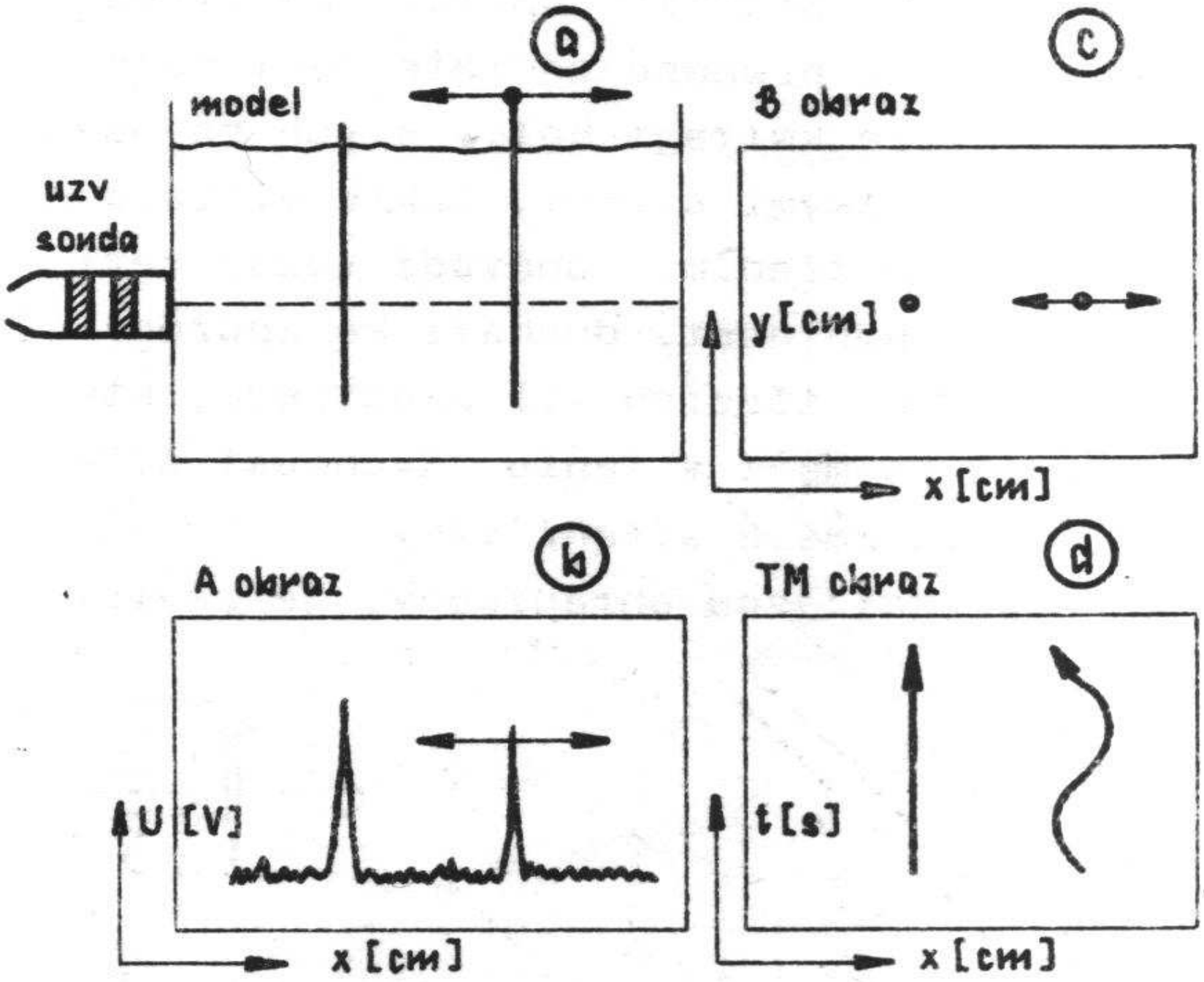
vyhodnocují rychlost
proudění v „bodě“

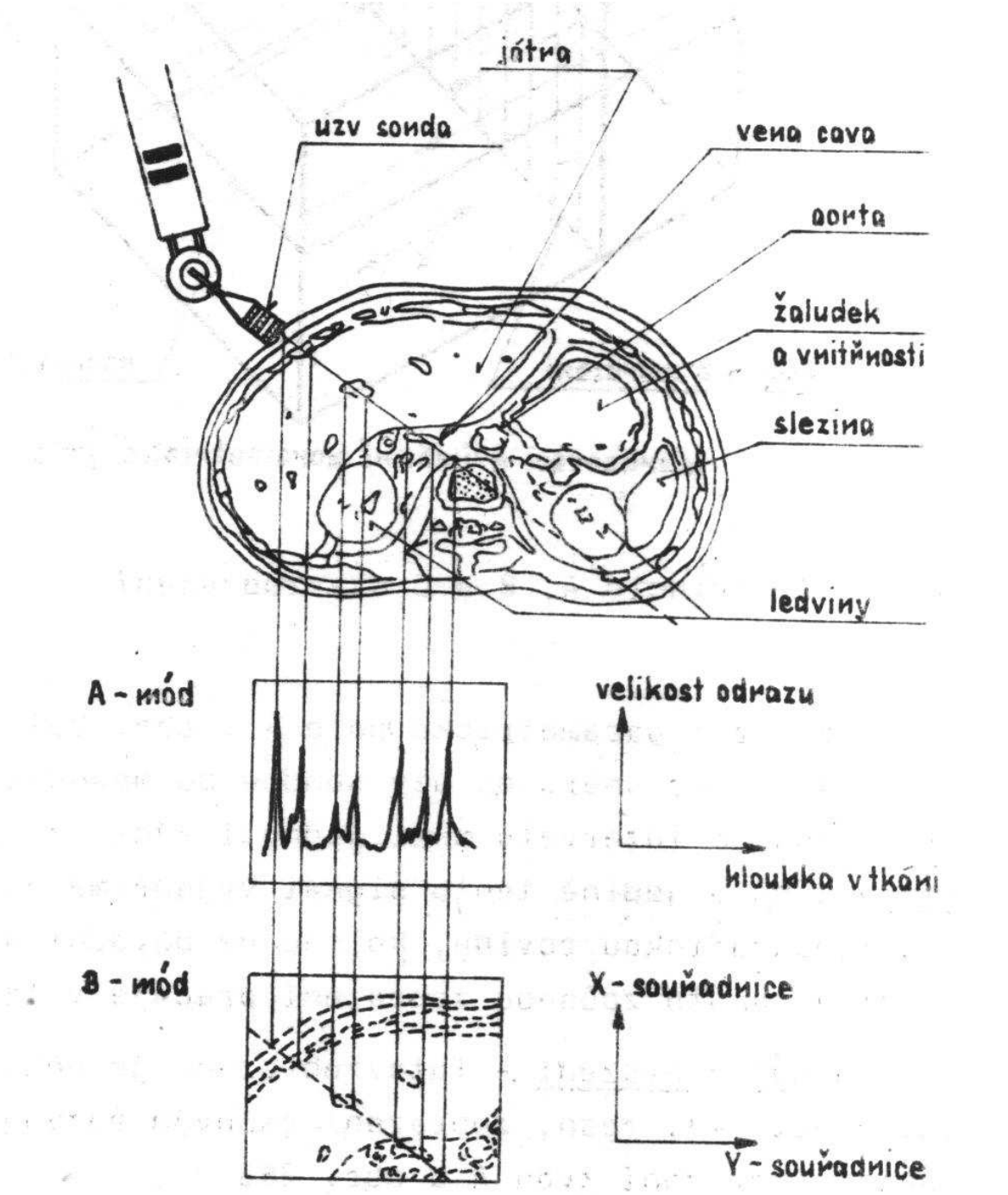
zobrazují prostorovou
distribuci rychlosti
proudění 2D-CFM

systém M-B-Q



zobrazovací primární parametrické pole


a
model
uzv
sonda
c
B obraz
y [cm]
x [cm]
b
A obraz
U [V]
x [cm]
d
TM obraz
t [s]
x [cm]


játra
uzv sonda
vena cava
aorta
žaludek
a vnitřnosti
slezina
ledviny
A - mód
velikost odrazu
hloubka v tkáni
B - mód
X - souřadnice
Y - souřadnice

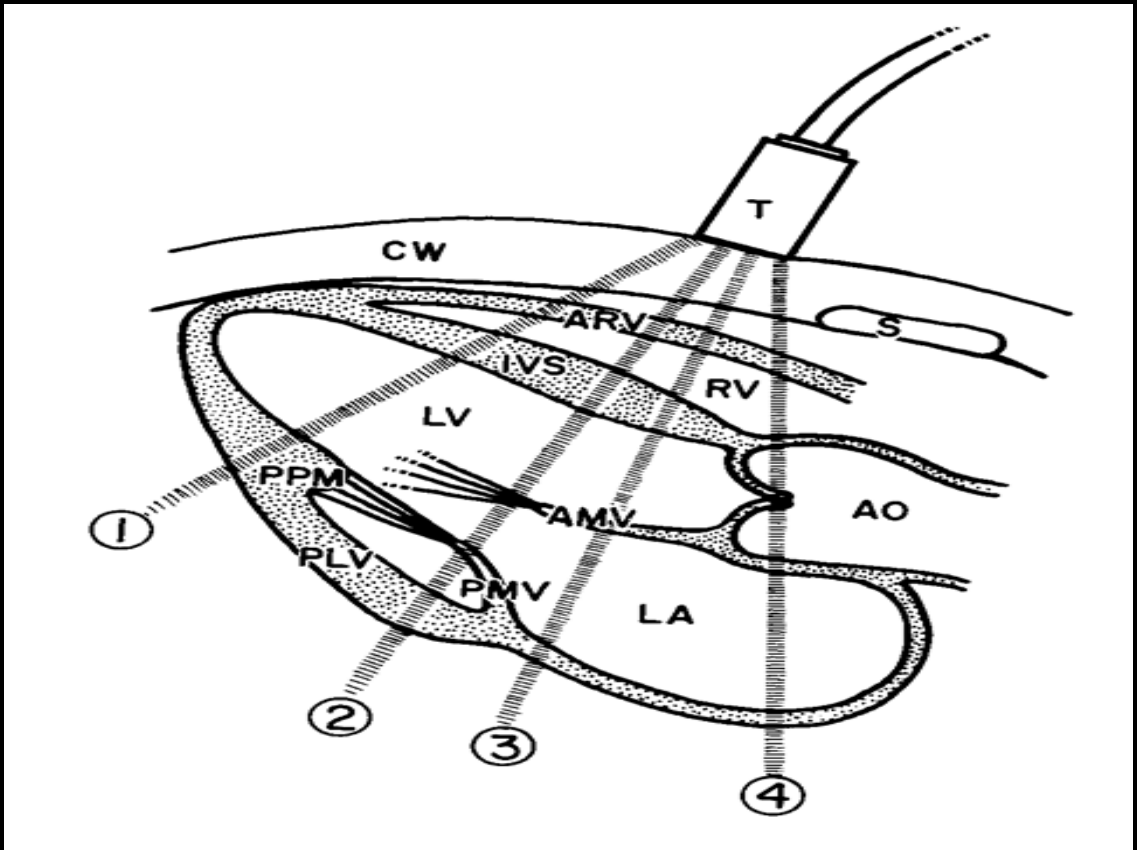
Úvod

Akustika UZ
- Vlnění
- Vlnová rovnice
- Odraz a lom
- Rozhraní
- Útlum

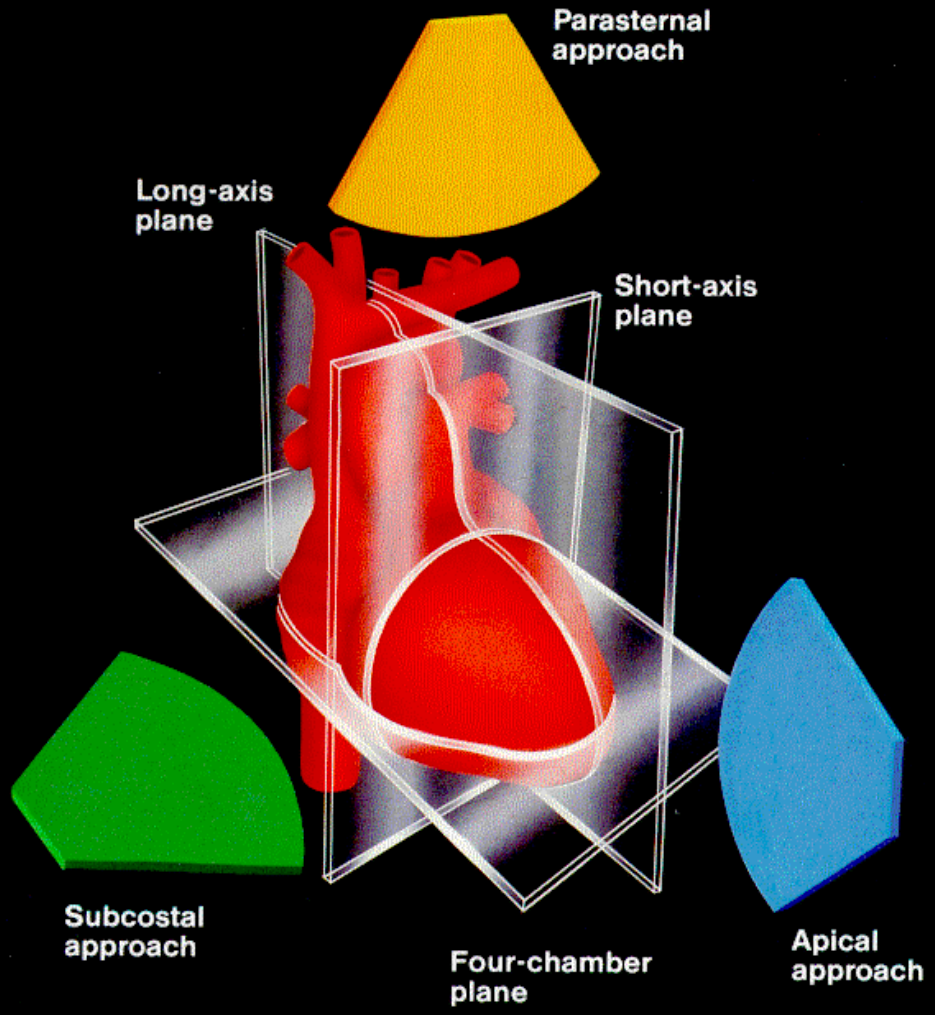
Lékařský UZ
- Přístroje
- Příklady
- Konstrukce
- Kardiologický UZ
- Intravaskulární UZ
- Vady

Generování/detekce
- Směrování
- Fokusace
- Řízení sonografu

Cardiac Ultrasound



Conventional Cardiac 2D Ultrasound



B mód zobrazení

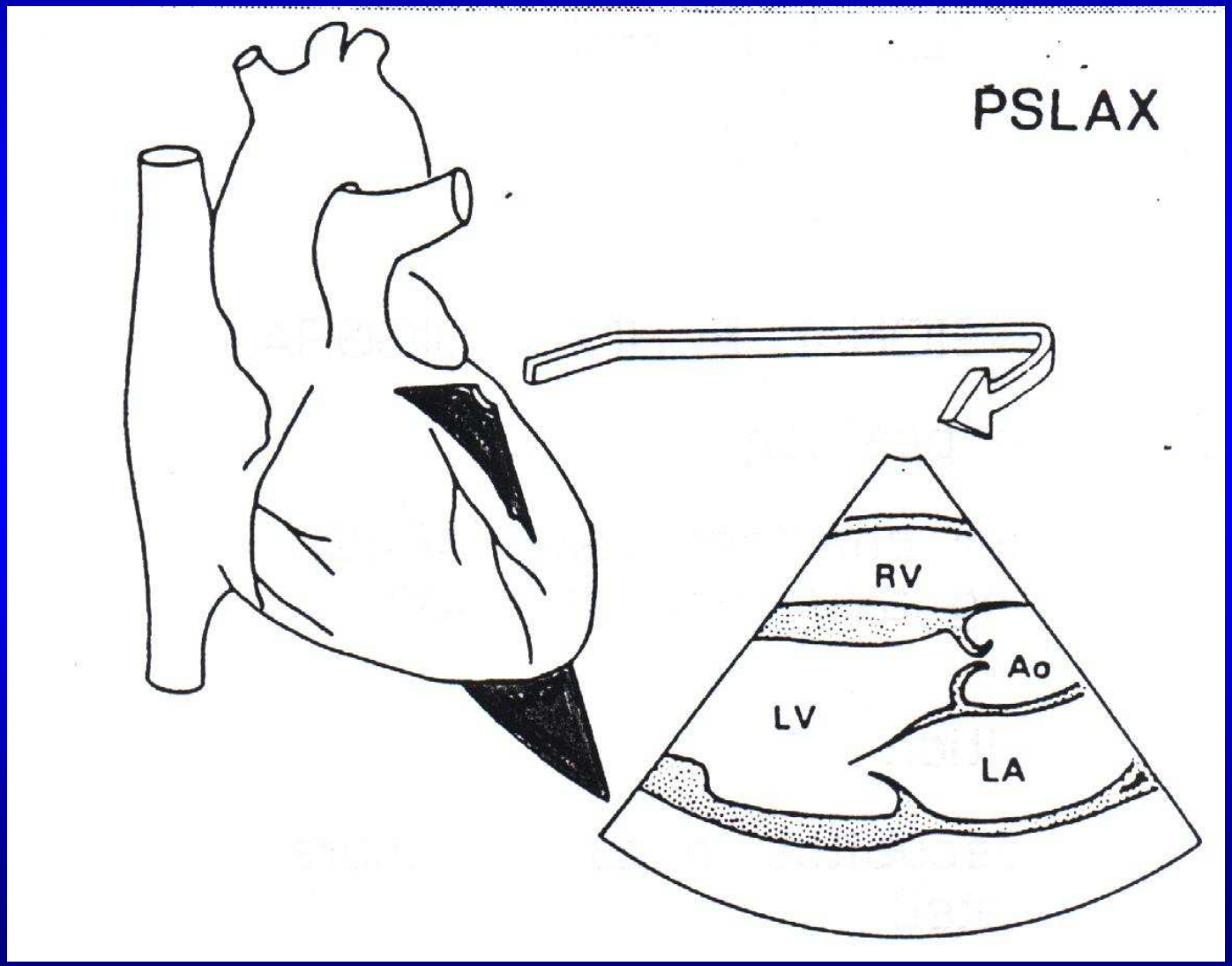
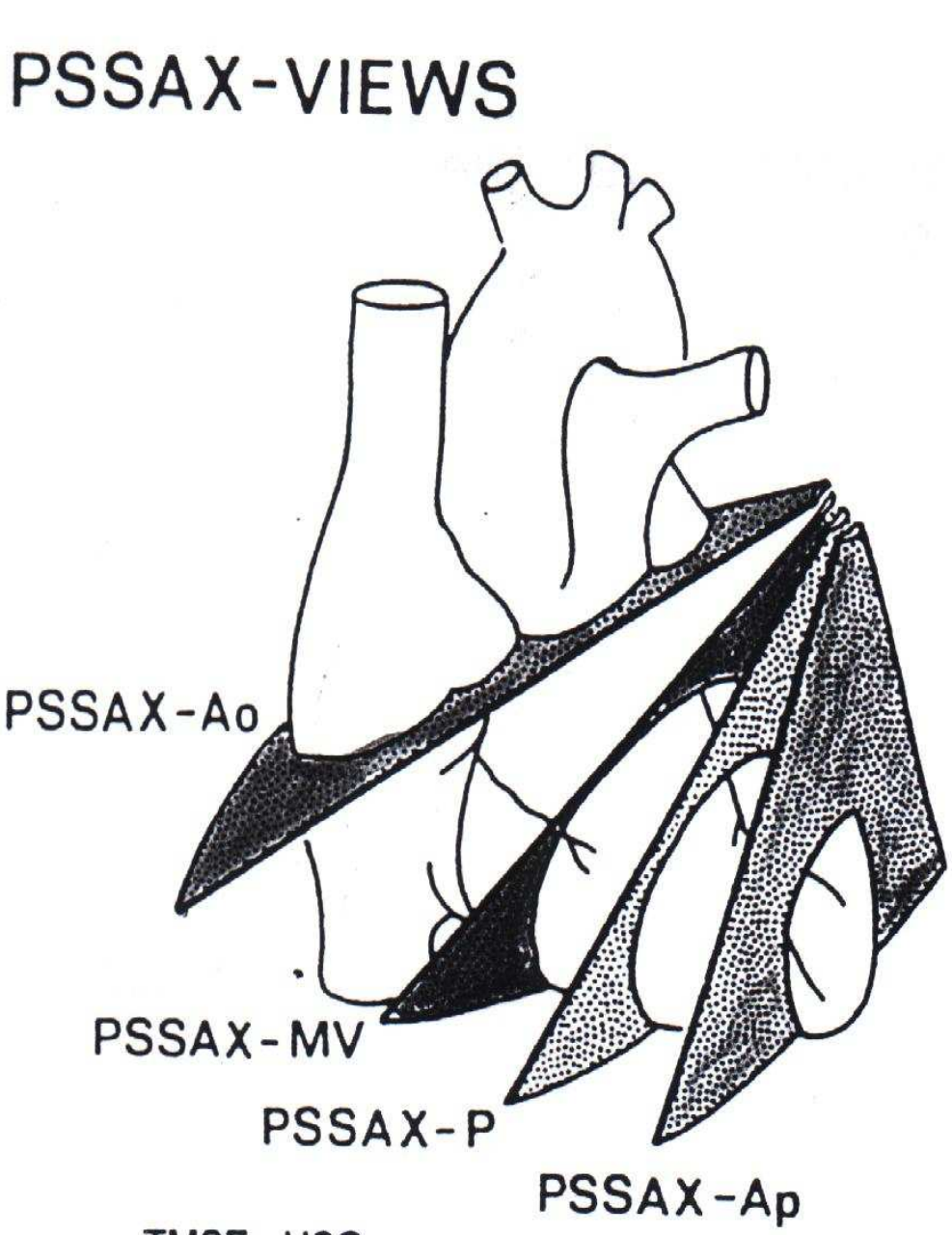


FIG. 22



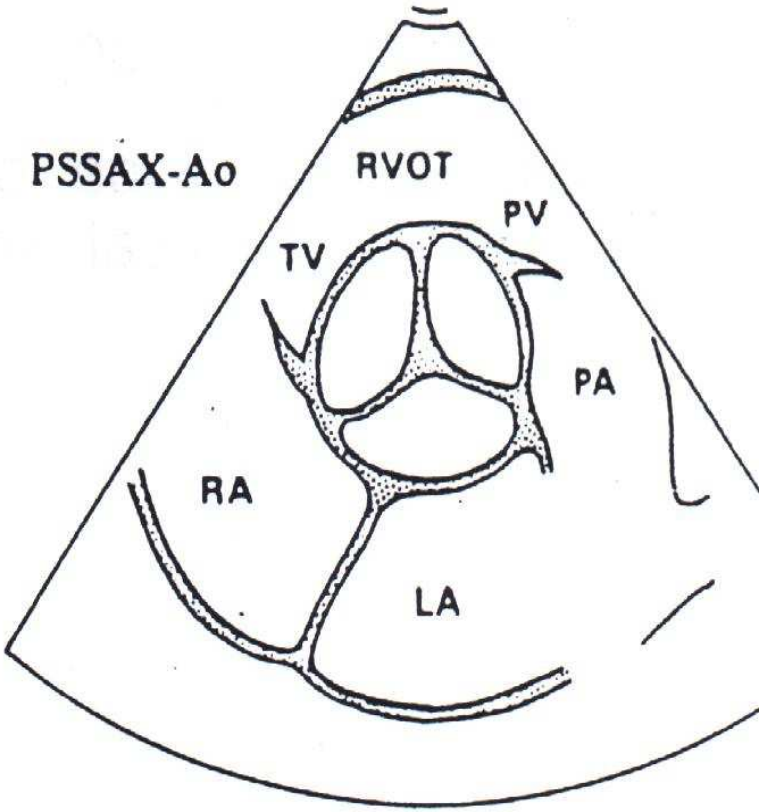
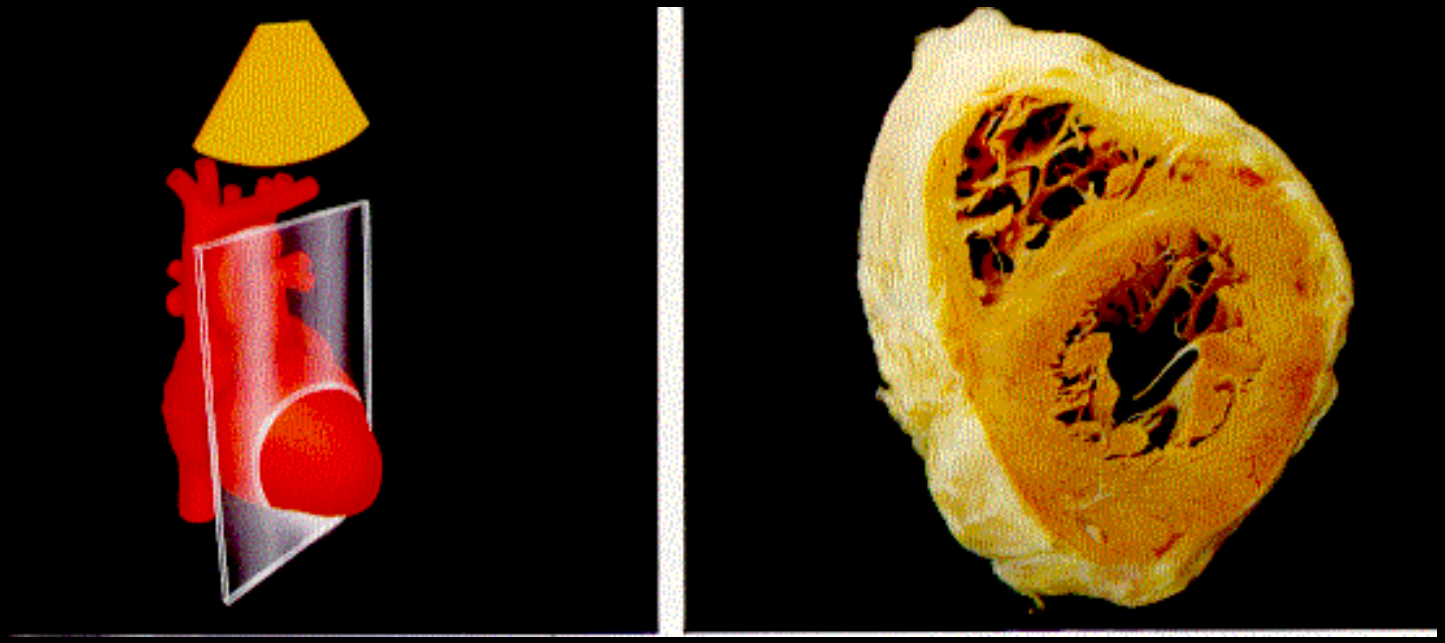
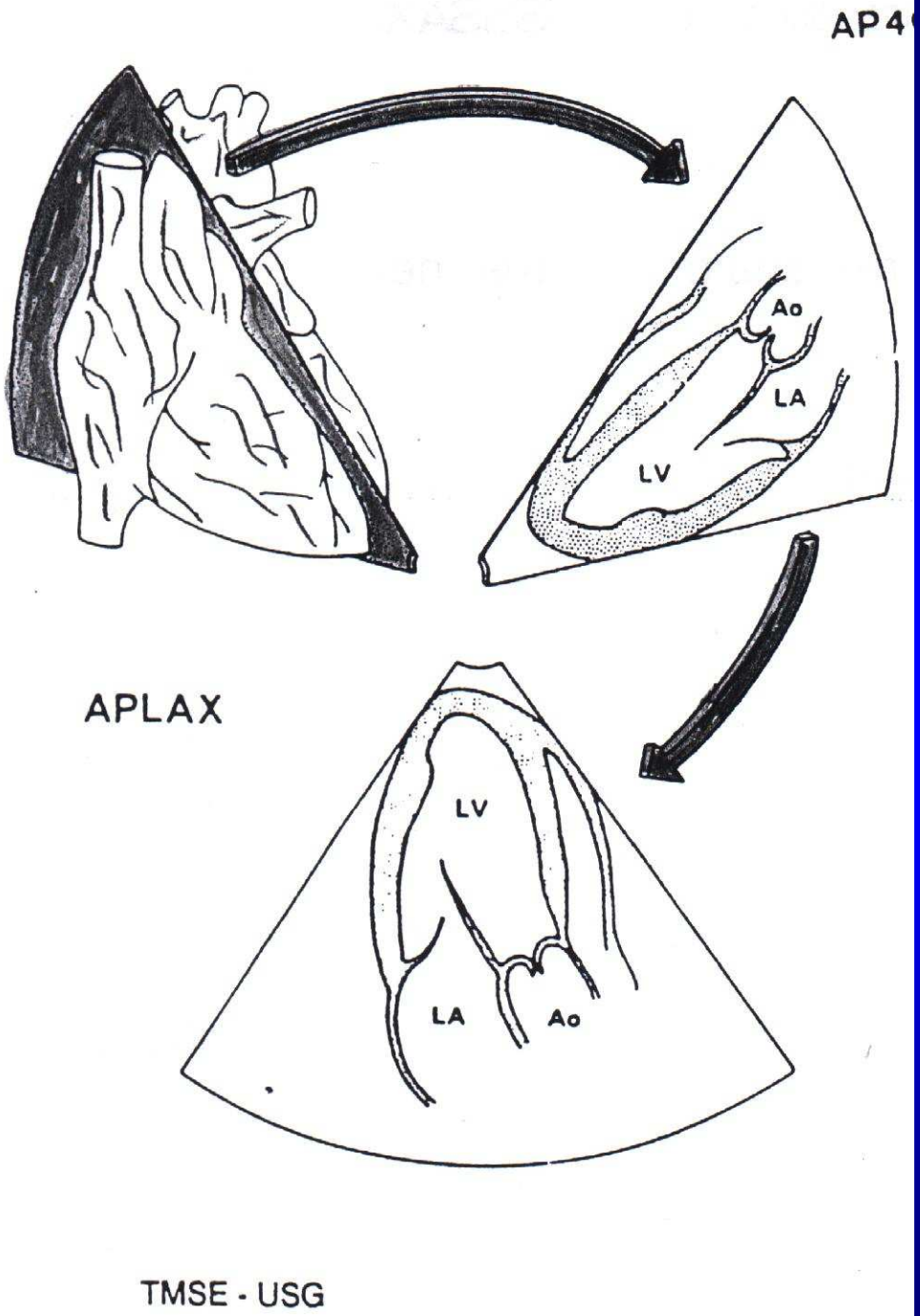


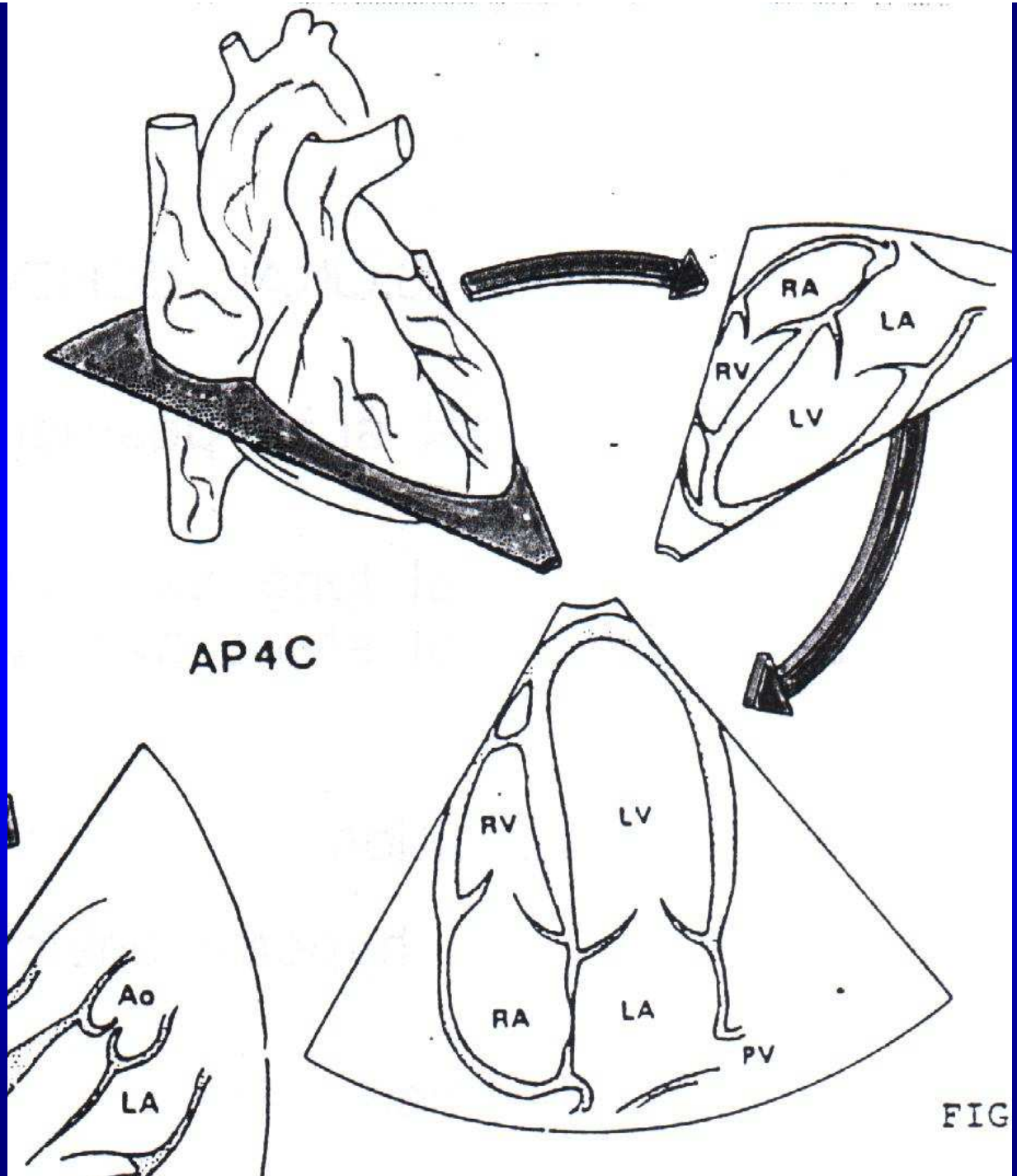
FIG. 23

TMSE - USG

Short-axis Interrogation




AP4
Ao
LA
LV
APLAX
LV
LA
Ao
TMSE - USG


RA
LA
RV
LV
AP4C
RV
LV
RA
LA
PV
Ao
LA
FIG

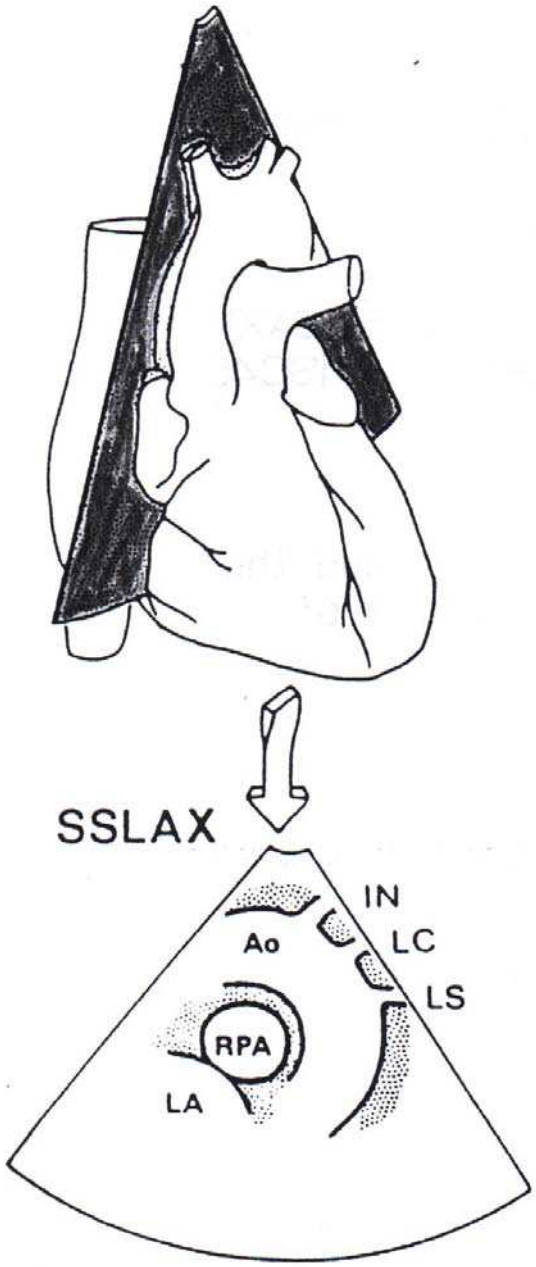


FIG. 26

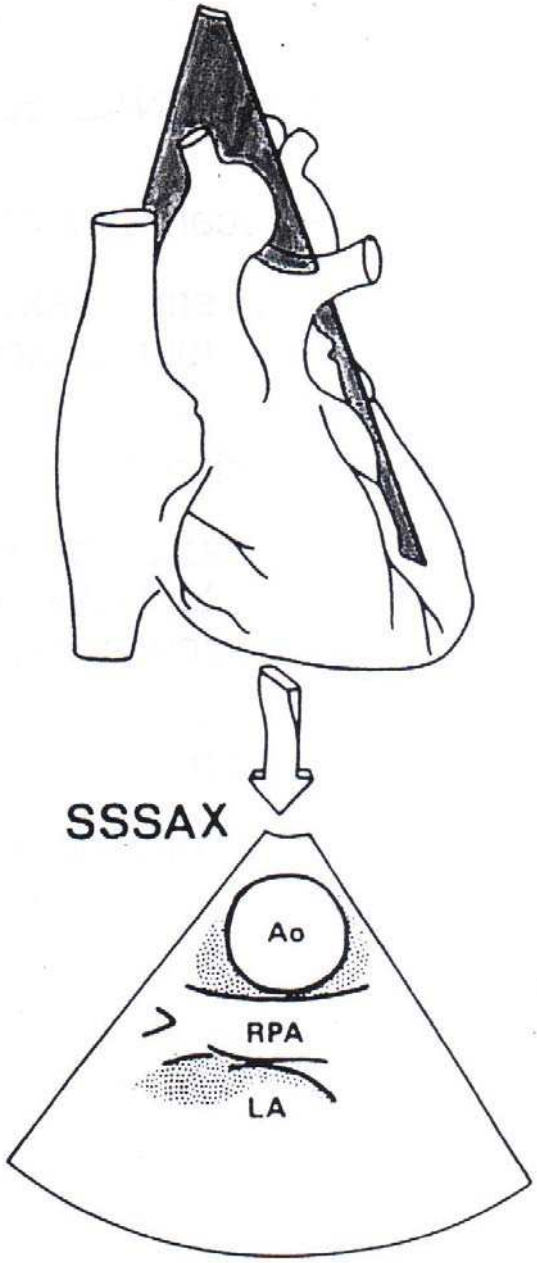


FIG. 27

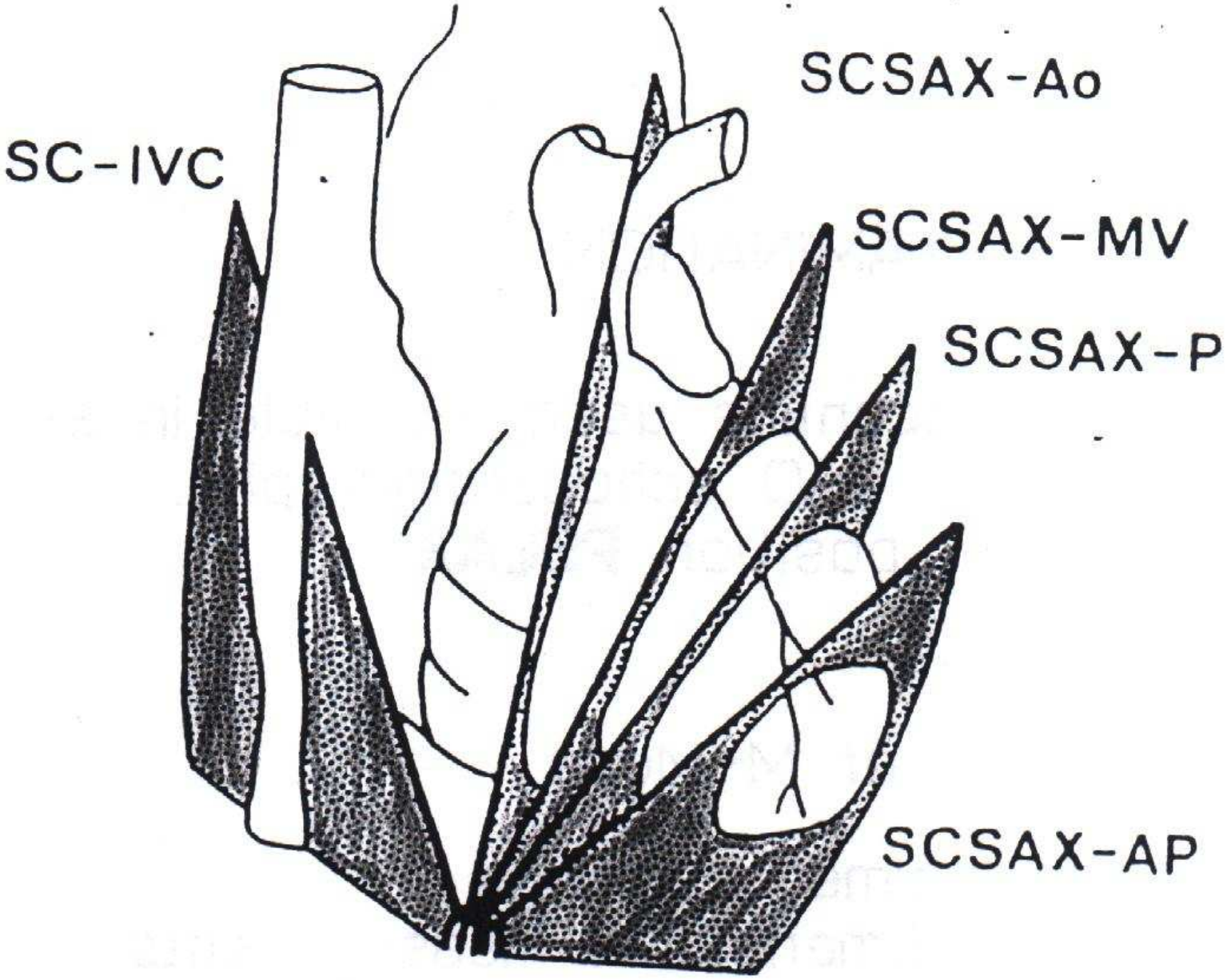
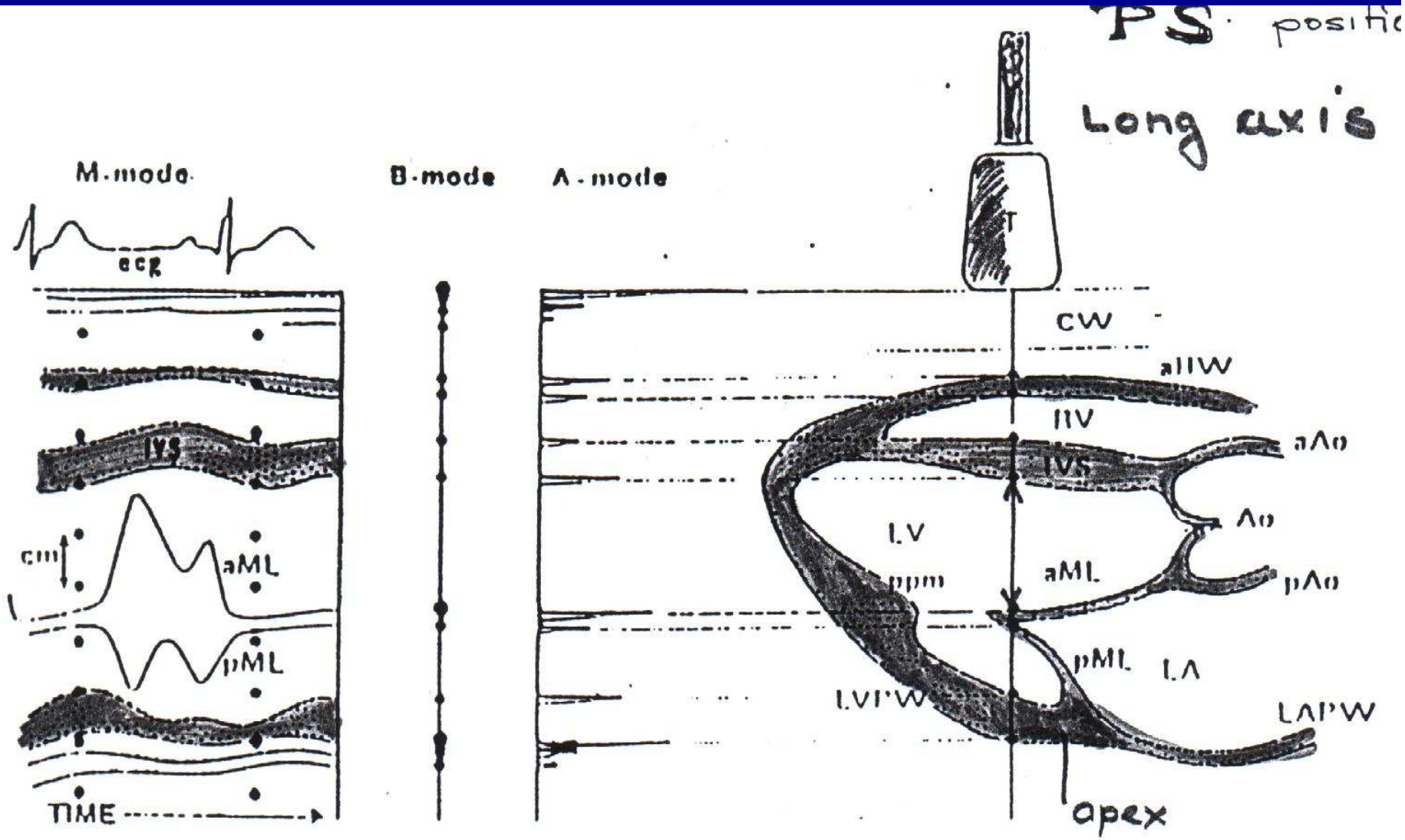
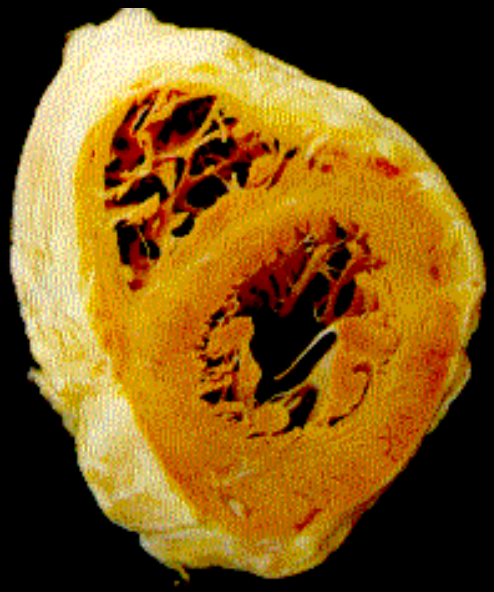


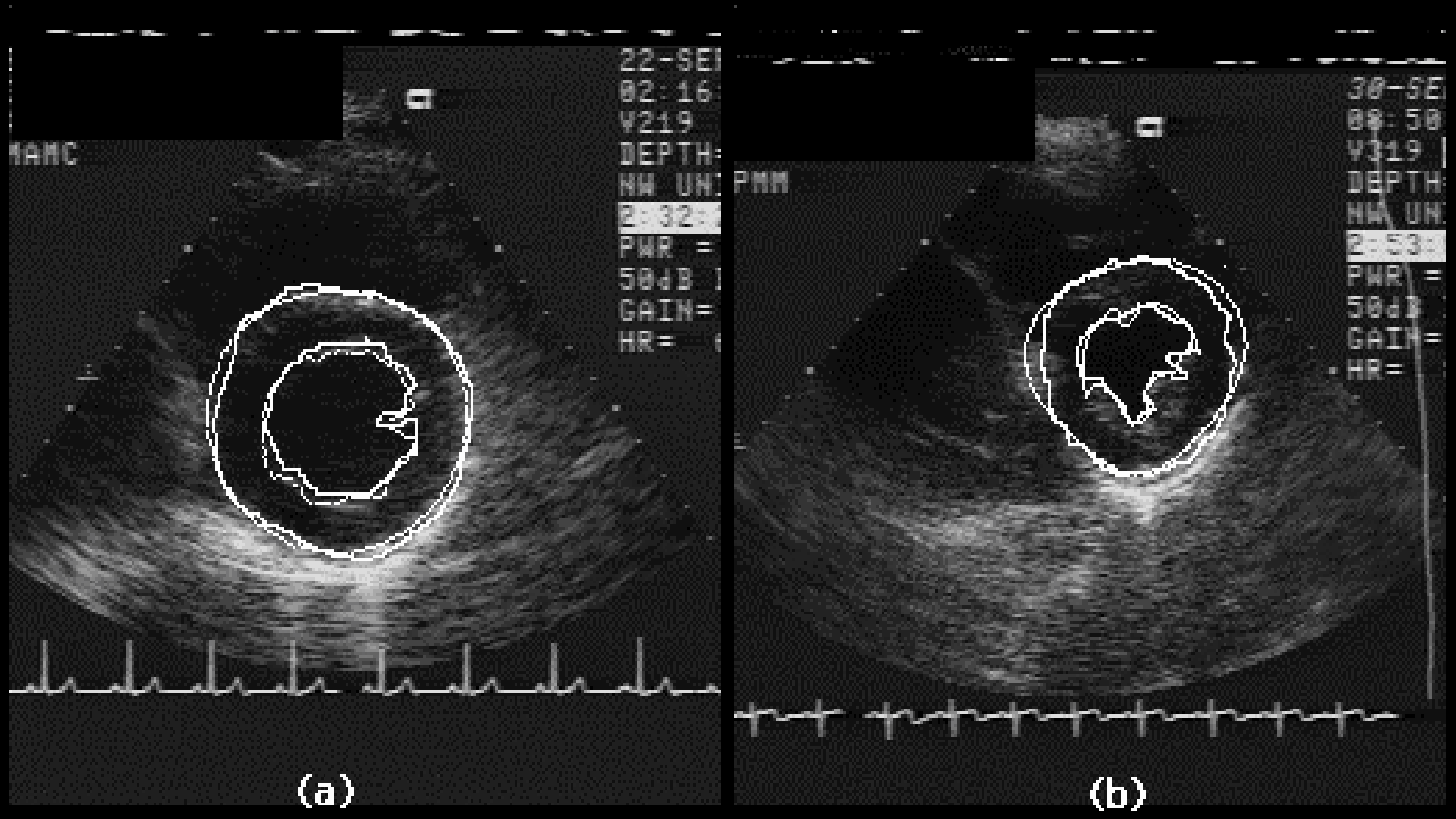
FIG. 28


PS · positi
Long axis
M-mode
B-mode
A-mode
ecg
IVS
cm
aML
pML
TIME
T
CW
aIIW
IIV
aAo
IVS
Ao
LV
pAo
aML
pM
pML
LA
LVPW
LAPW
apex

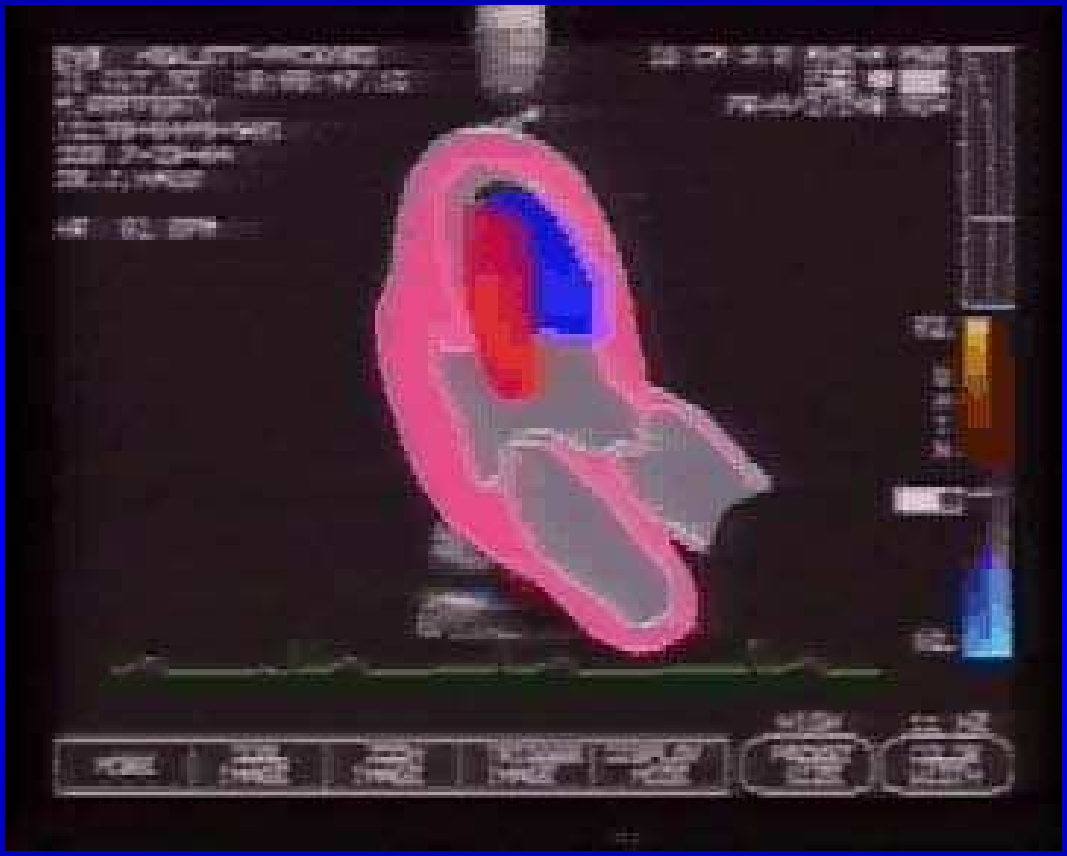
B-mode Image of Heart

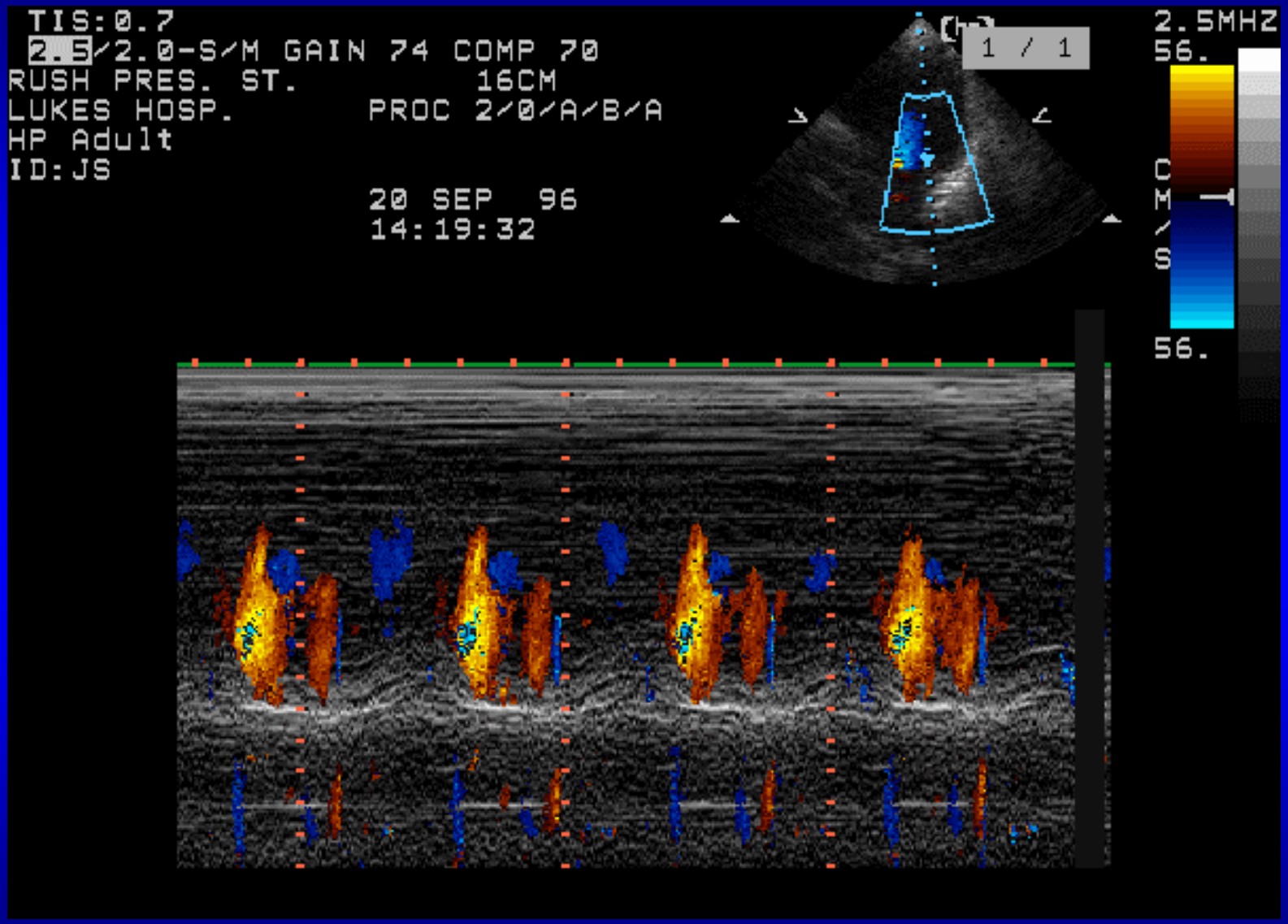


Traditional Ultrasound Images



End-diastole End-systole




TIS:0.7
2.5/2.0-S/M GAIN 74 COMP 70
RUSH PRES. ST. 16CM
LUKES HOSP. PROC 2/0/A/B/A
HP Adult
ID:JS
20 SEP 96
14:19:32
1 / 1
2.5MHZ
56.
CM/S
56.

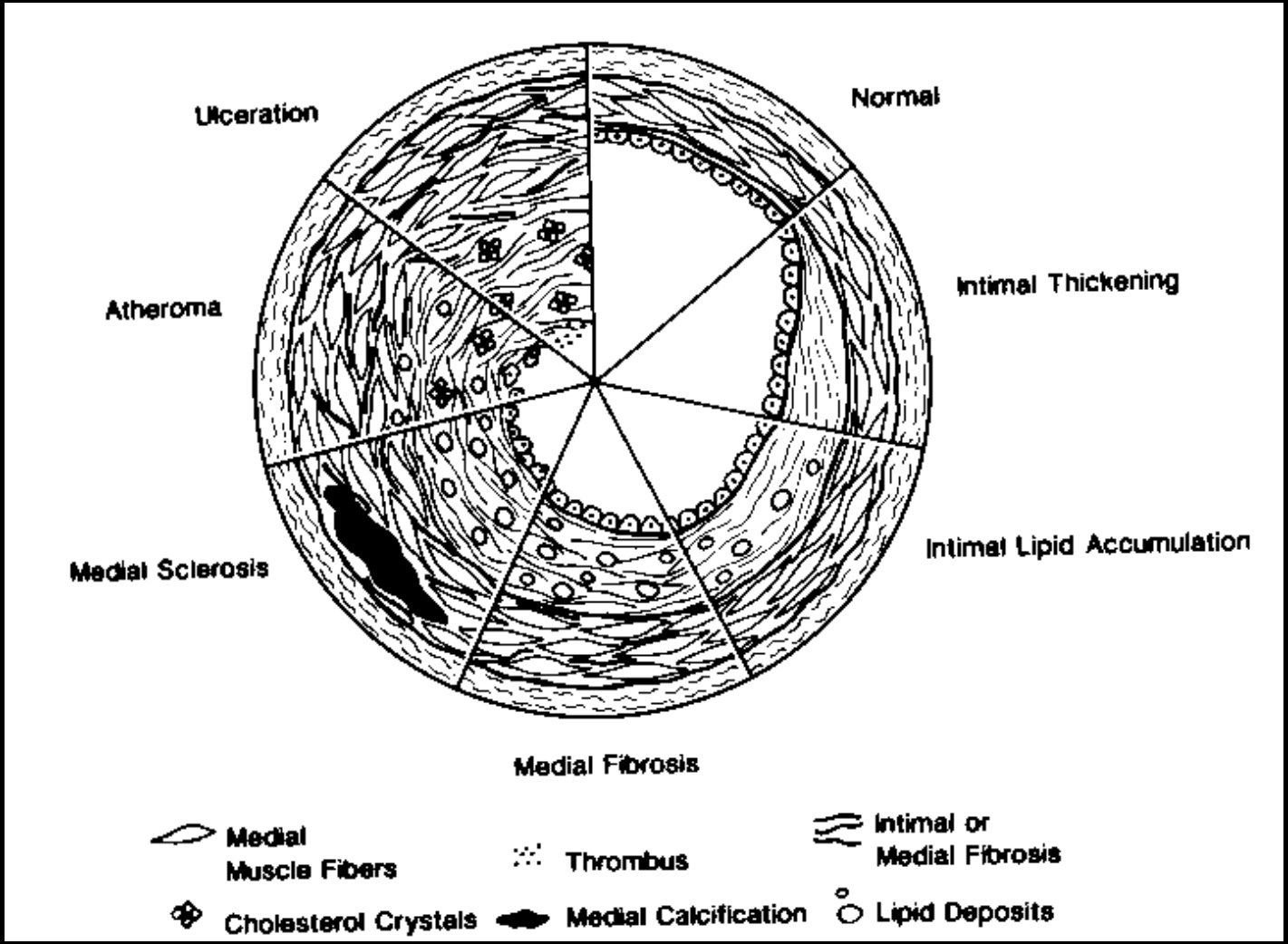
Úvod

Akustika UZ
- Vlnění
- Vlnová rovnice
- Odraz a lom
- Rozhraní
- Útlum

Lékařský UZ
- Přístroje
- Příklady
- Konstrukce
- Kardiologický UZ
- Intravaskulární UZ
- Vady

Generování/detekce
- Směrování
- Fokusace
- Řízení sonografu

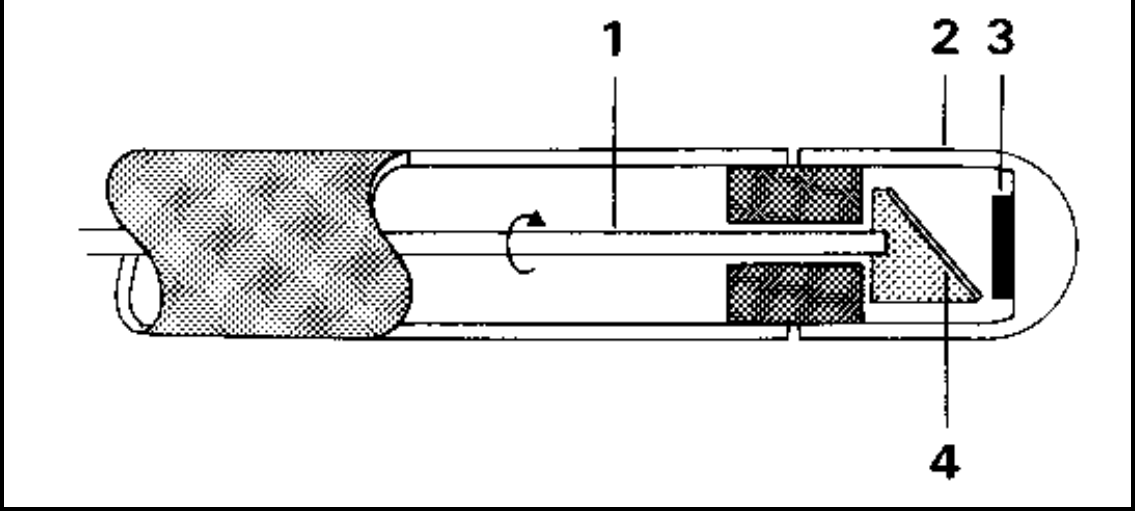
Progression of Vascular Disease



Intravascular Ultrasound (IVUS)

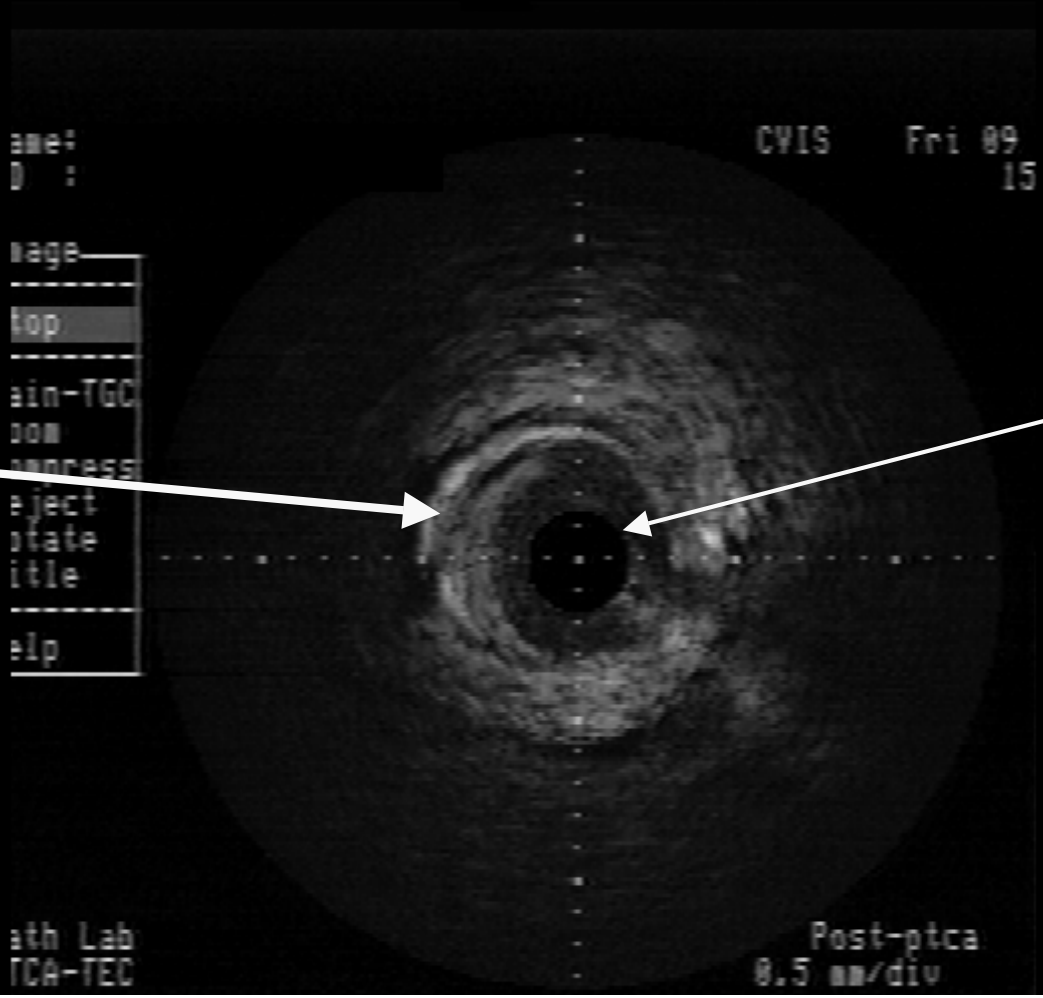
- Small catheter introduced into artery
- Catheter transmits and receives acoustic energy
- Reflected acoustic energy used to build a picture of the inside of the vessel
- Clinical assessment based on vessel image

IVUS Catheter



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

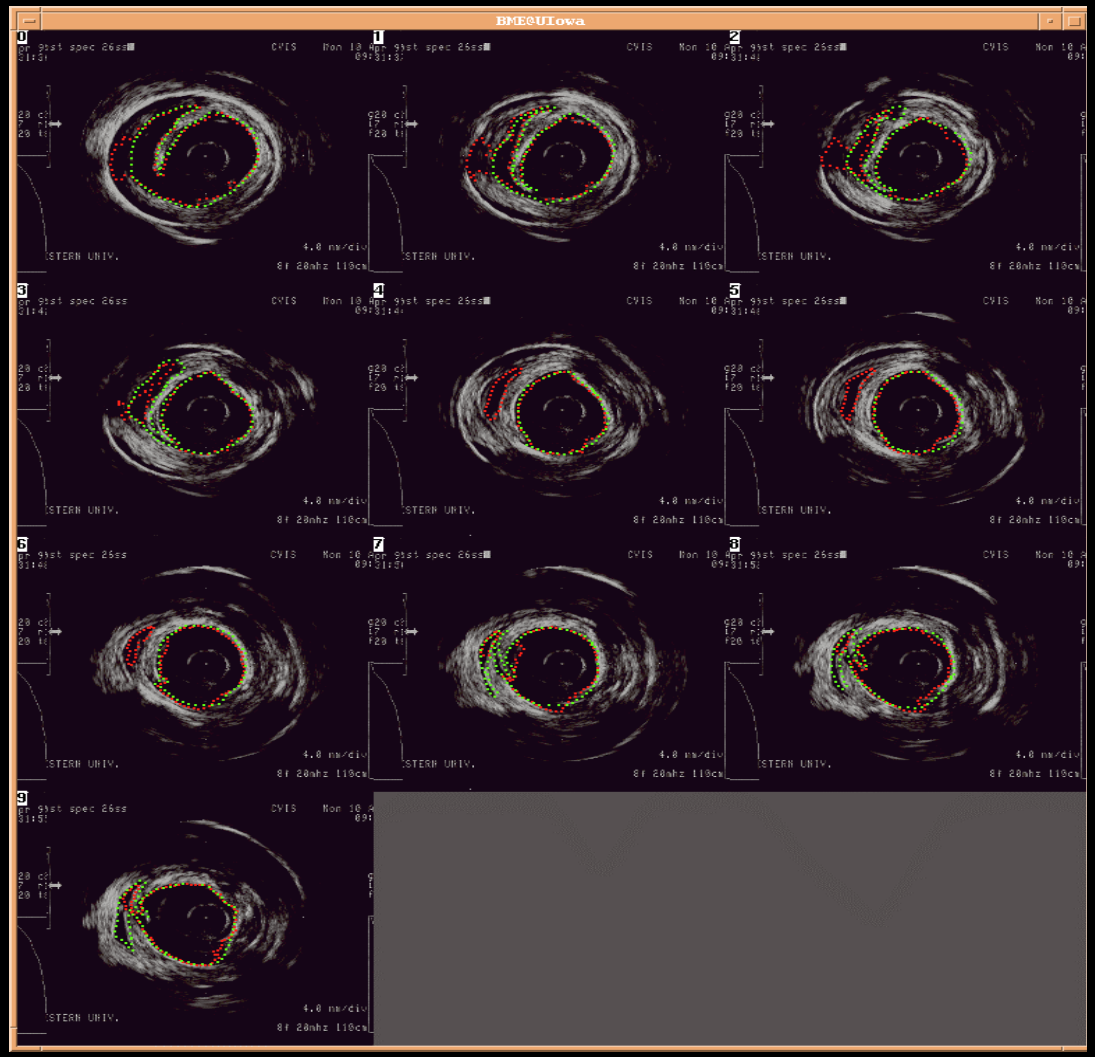
Slightly Diseased Artery in Cross-section



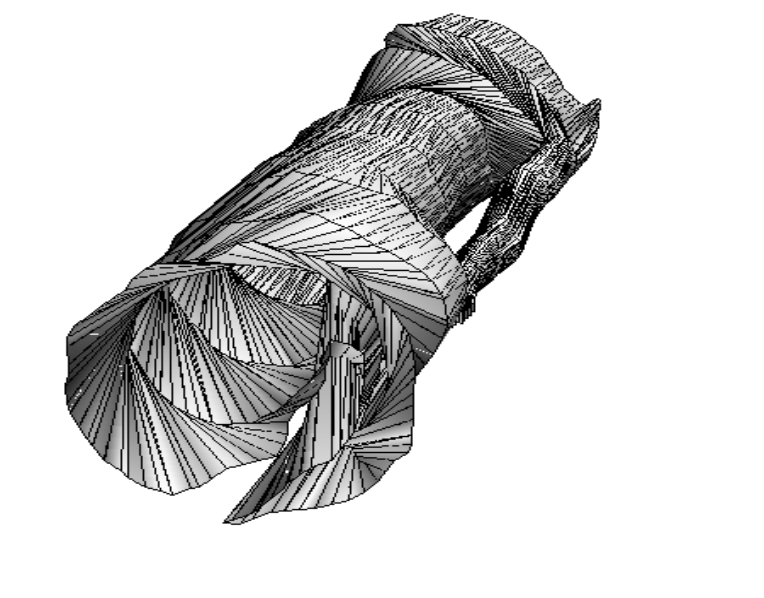
Plaque

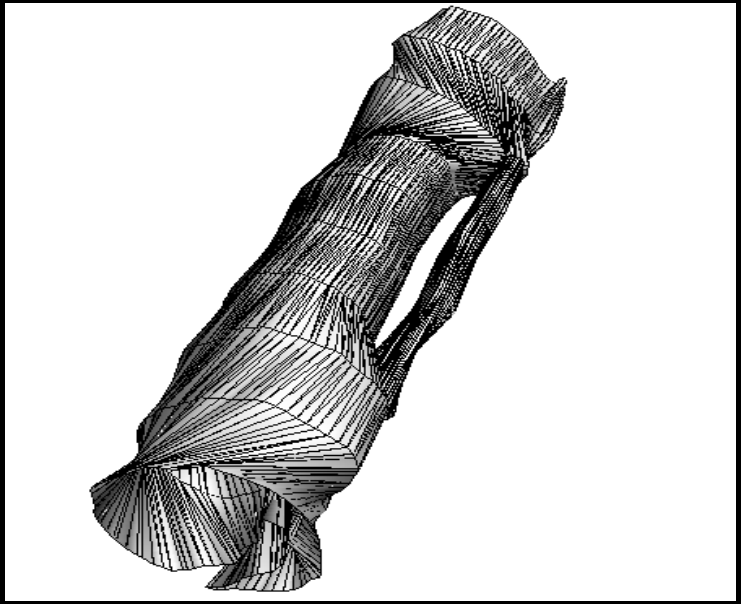
Catheter

An array of Images



3D IVUS





Úvod

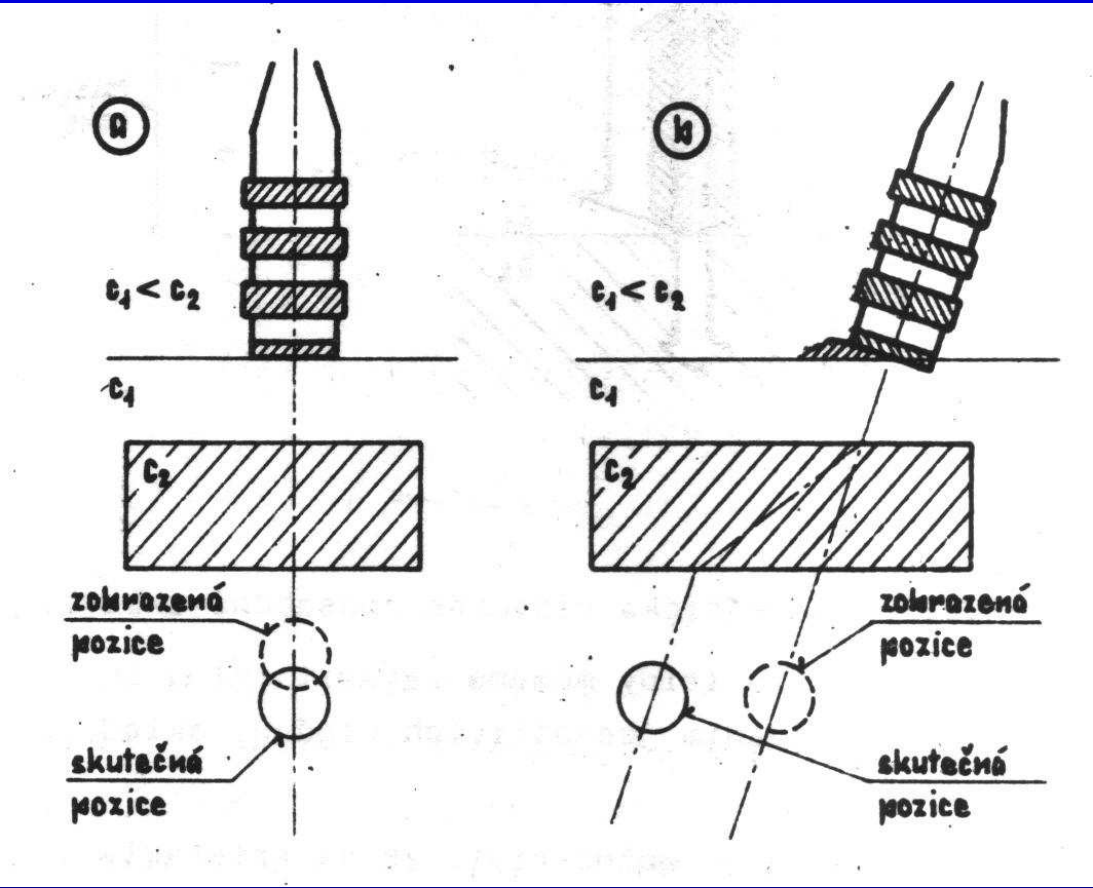
Akustika UZ
- Vlnění
- Vlnová rovnice
- Odraz a lom
- Rozhraní
- Útlum

Lékařský UZ
- Přístroje
- Příklady
- Konstrukce
- Kardiologický UZ
- Intravaskulární UZ
- Vady

Generování/detekce
- Směrování
- Fokusace
- Řízení sonografu

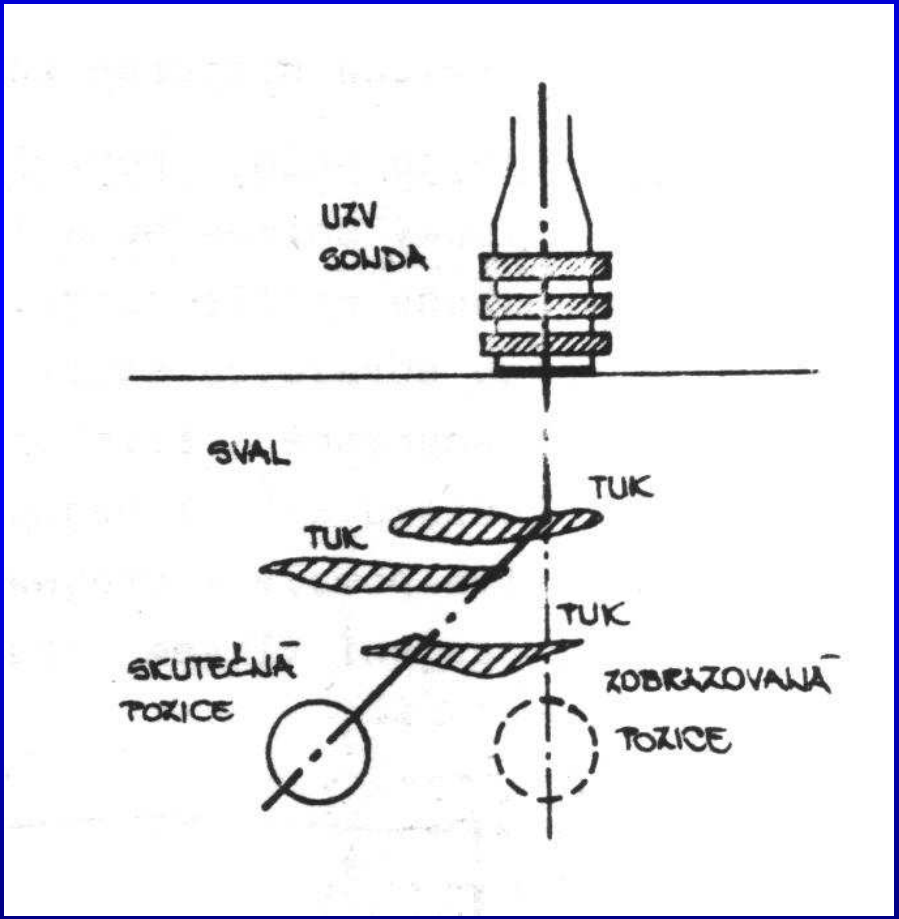
Geometrická distorze UZV zobrazení

- změnou rychlosti šíření UZV vlny,



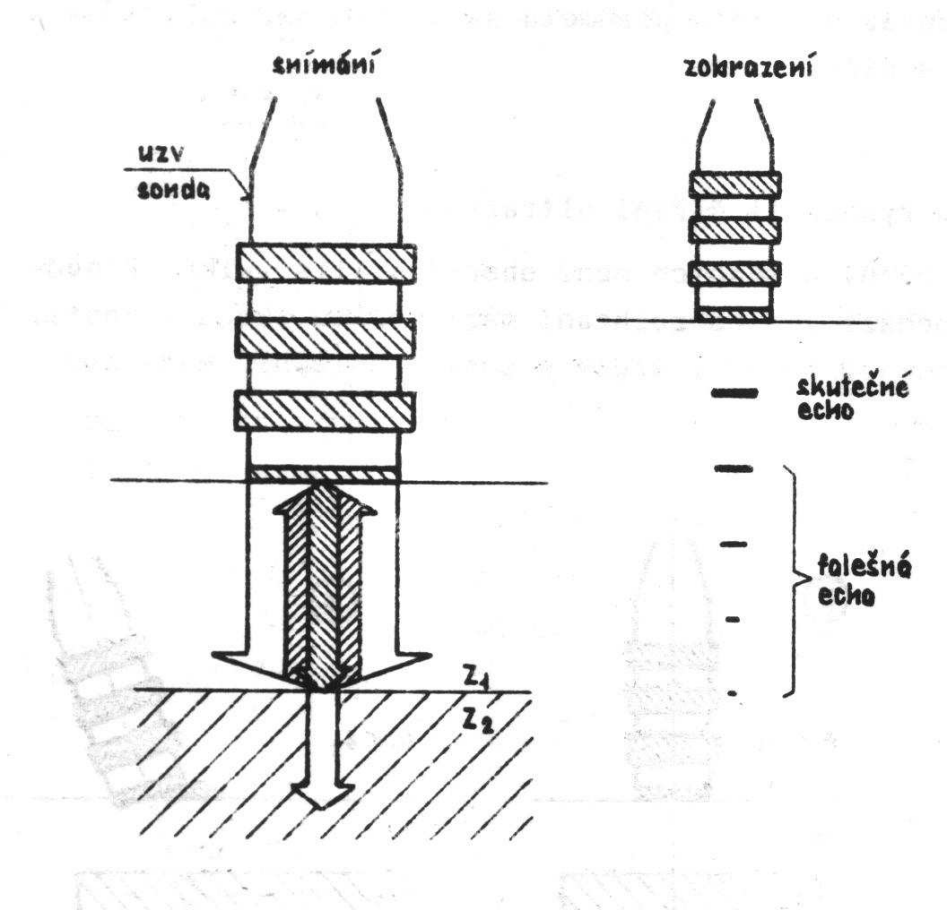
Geometrická distorze UZV zobrazení

- skladbou tkání,



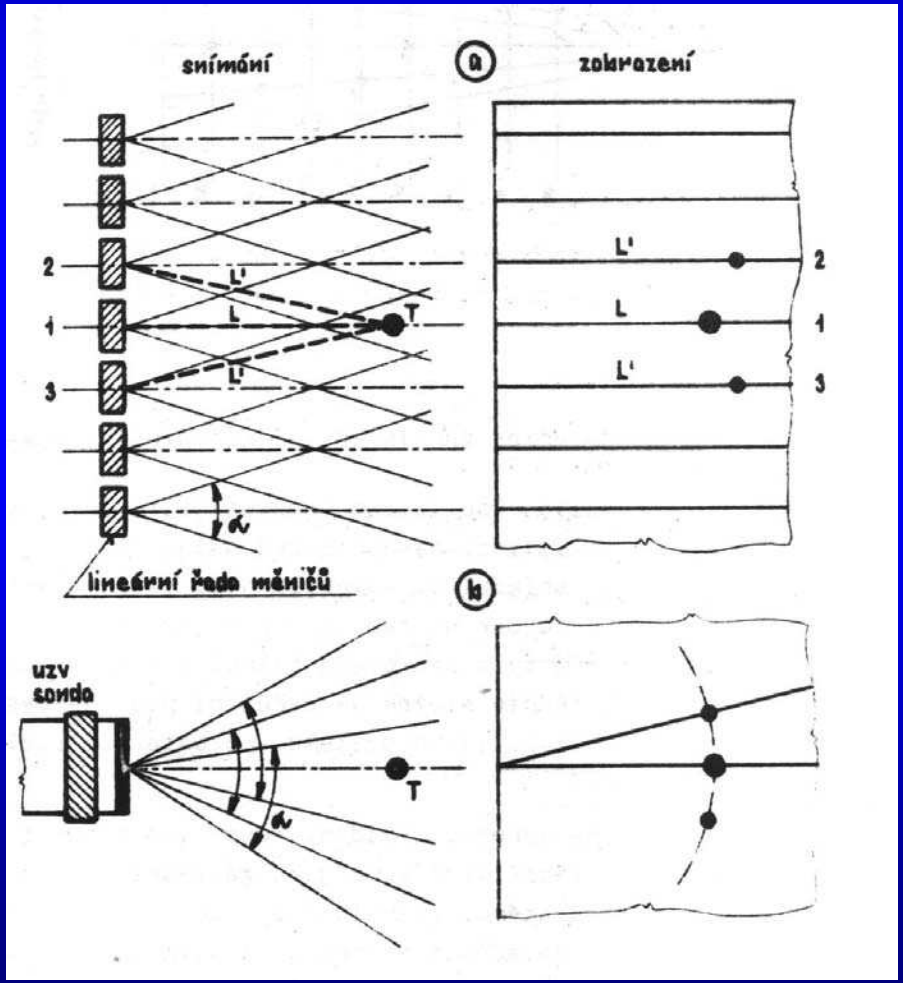
Geometrická distorze UZV zobrazení

- násobnou reflexí,

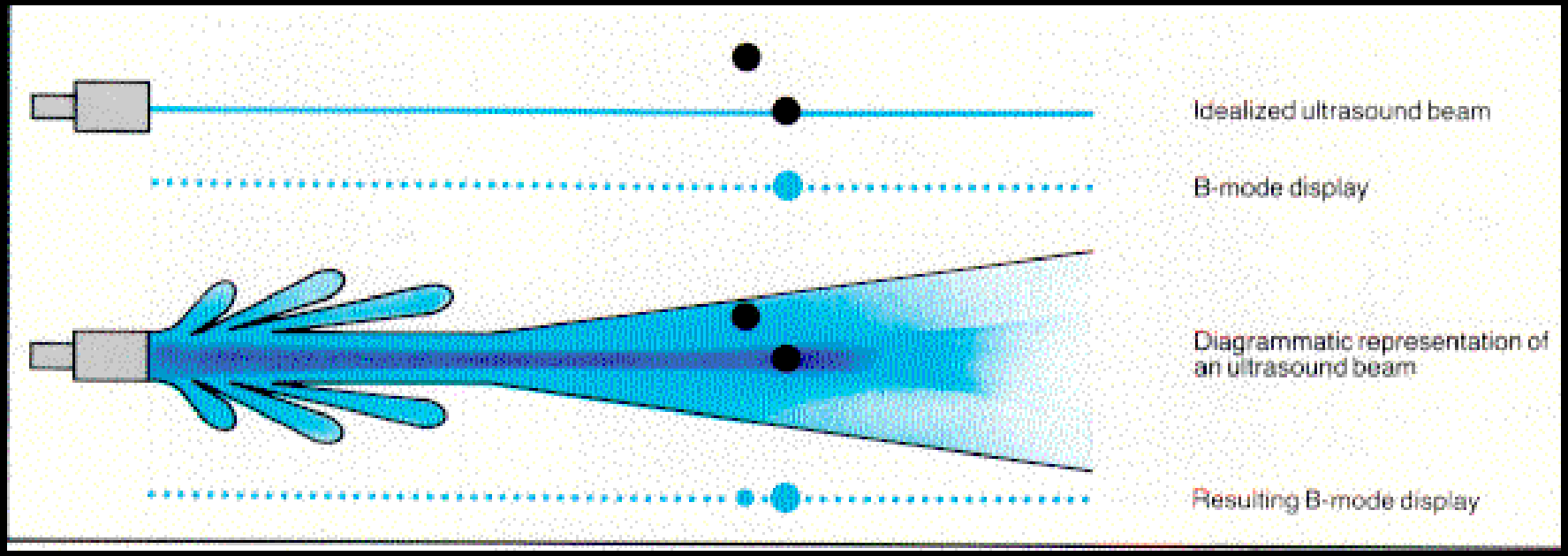


Geometrická distorze UZV zobrazení

- vlivem konečné šířky UZV svazku,

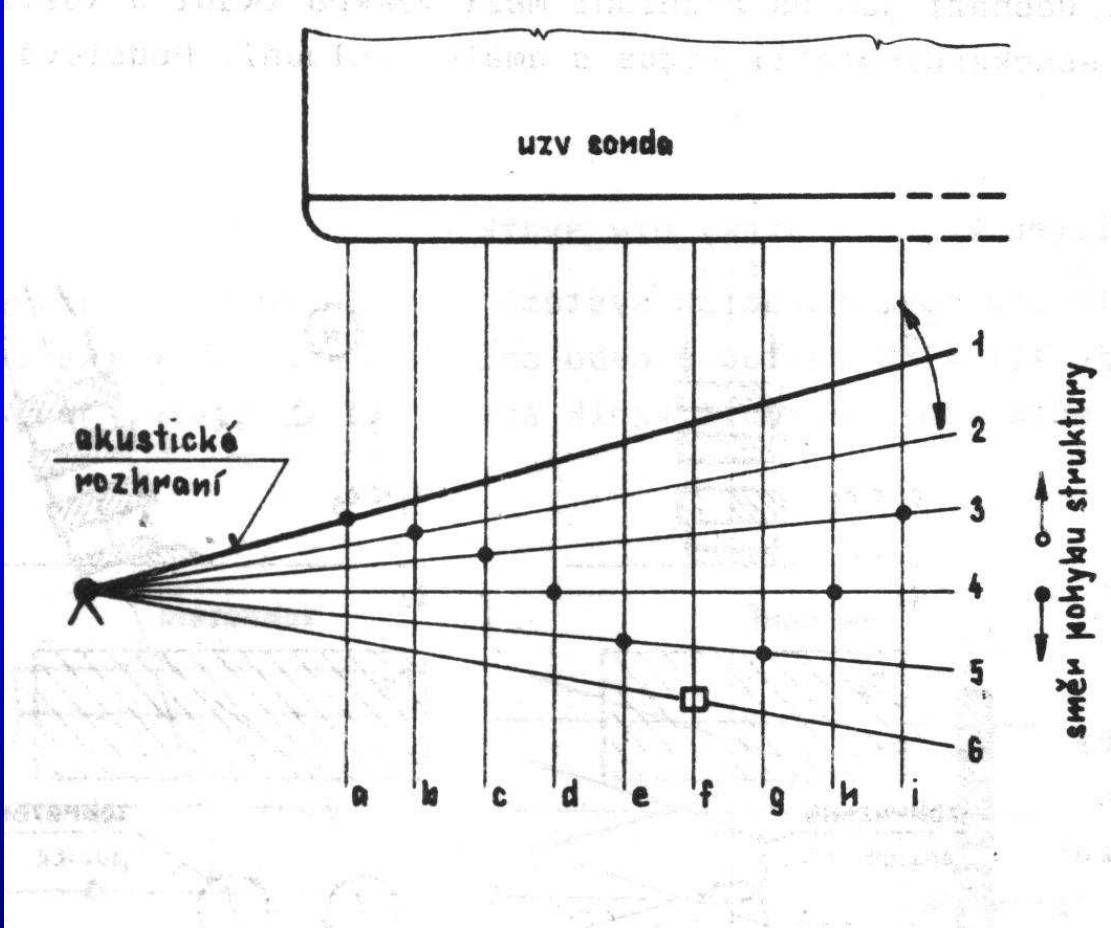


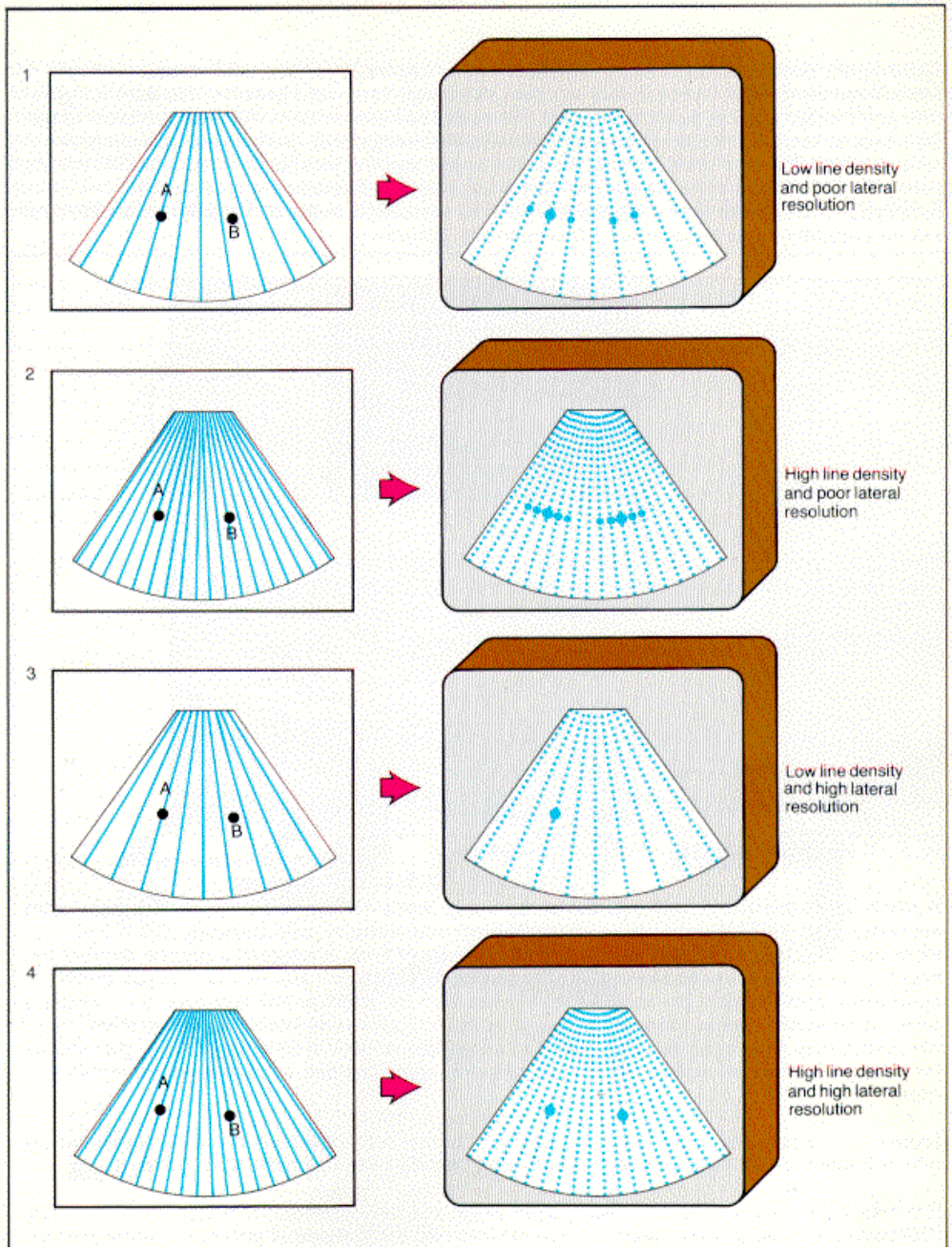
Geometric problems



Geometrická distorze UZV zobrazení

- pohybem tkáňových struktur,




1
A
B
Low line density and poor lateral resolution
2
A
B
High line density and poor lateral resolution
3
A
B
Low line density and high lateral resolution
4
A
B
High line density and high lateral resolution

Úvod

Akustika UZ
- Vlnění
- Vlnová rovnice
- Odraz a lom
- Rozhraní
- Útlum

Lékařský UZ
- Přístroje
- Příklady
- Konstrukce
- Kardiologický UZ
- Intravaskulární UZ
- Vady

Generování/detekce
- Směrování
- Fokusace
- Řízení sonografu

Generace a detekce UZV signálu

- požadavky na konstrukci systému,
  - generace UZV impulsu 10 až 100 mW/cm^2,
  - vysoký dosažený odstup S/Š,
  - malá akustická vazba mezi jednotlivými měniči,
  - krátký generovaný impuls ~ 2μs,
  - 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,

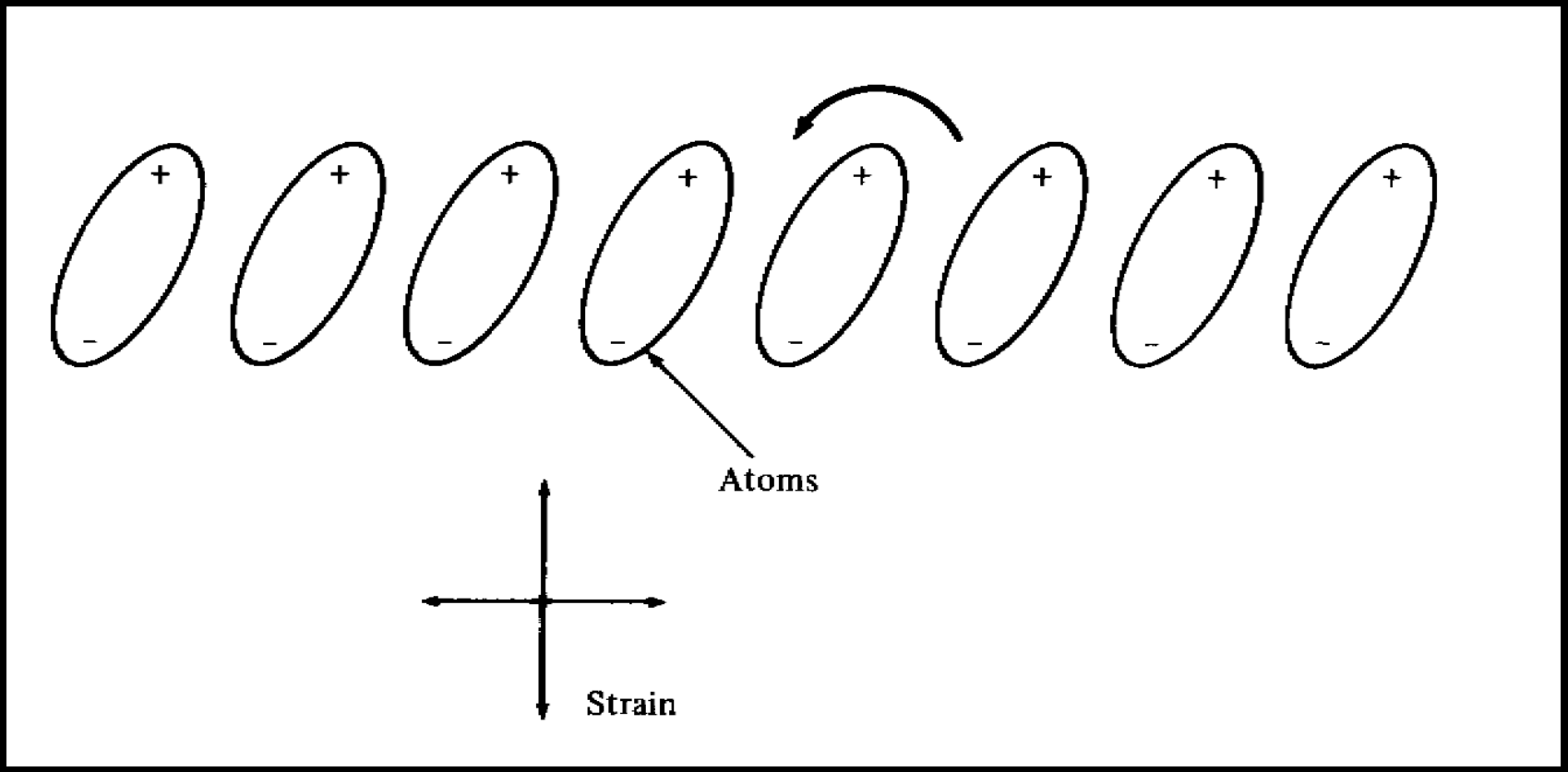
Zdroje ultrazvukového vlnění

- 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

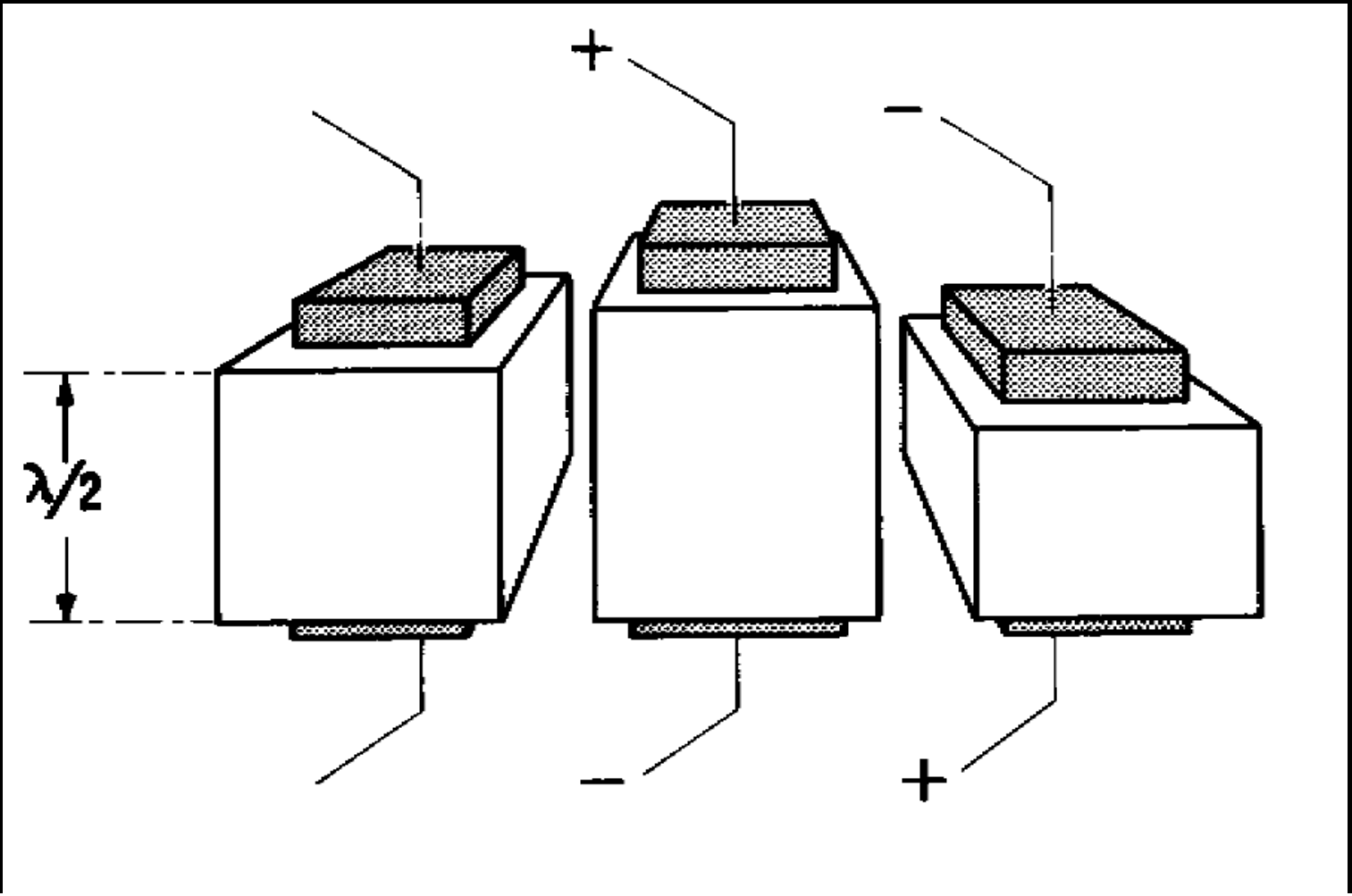
- Piezoelectric crystal
- ‘piezo’ means pressure, so piezoelectric means
  - pressure generated when electric field is applied
  - electric energy generated when pressure is applied

Charged Piezoelectric Molecules

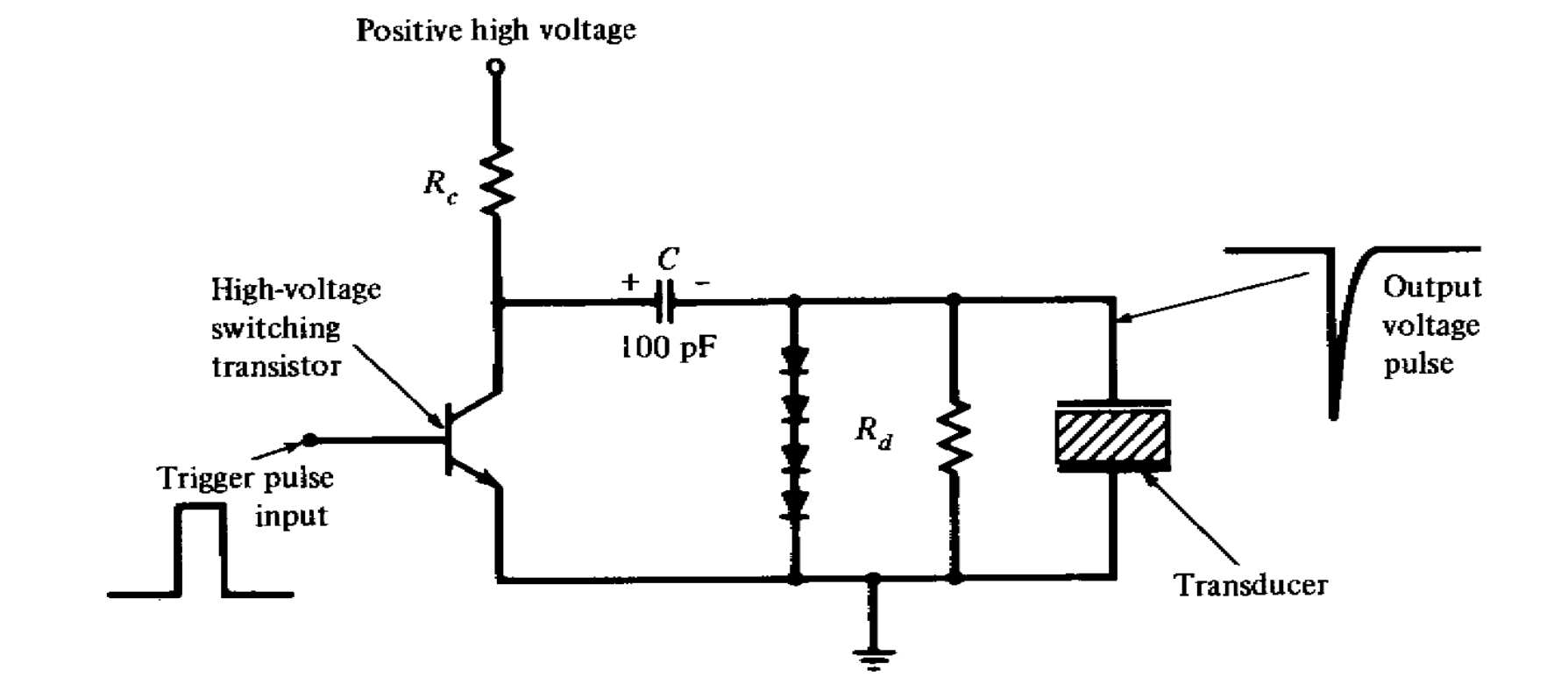


Highly simplified effect of E field

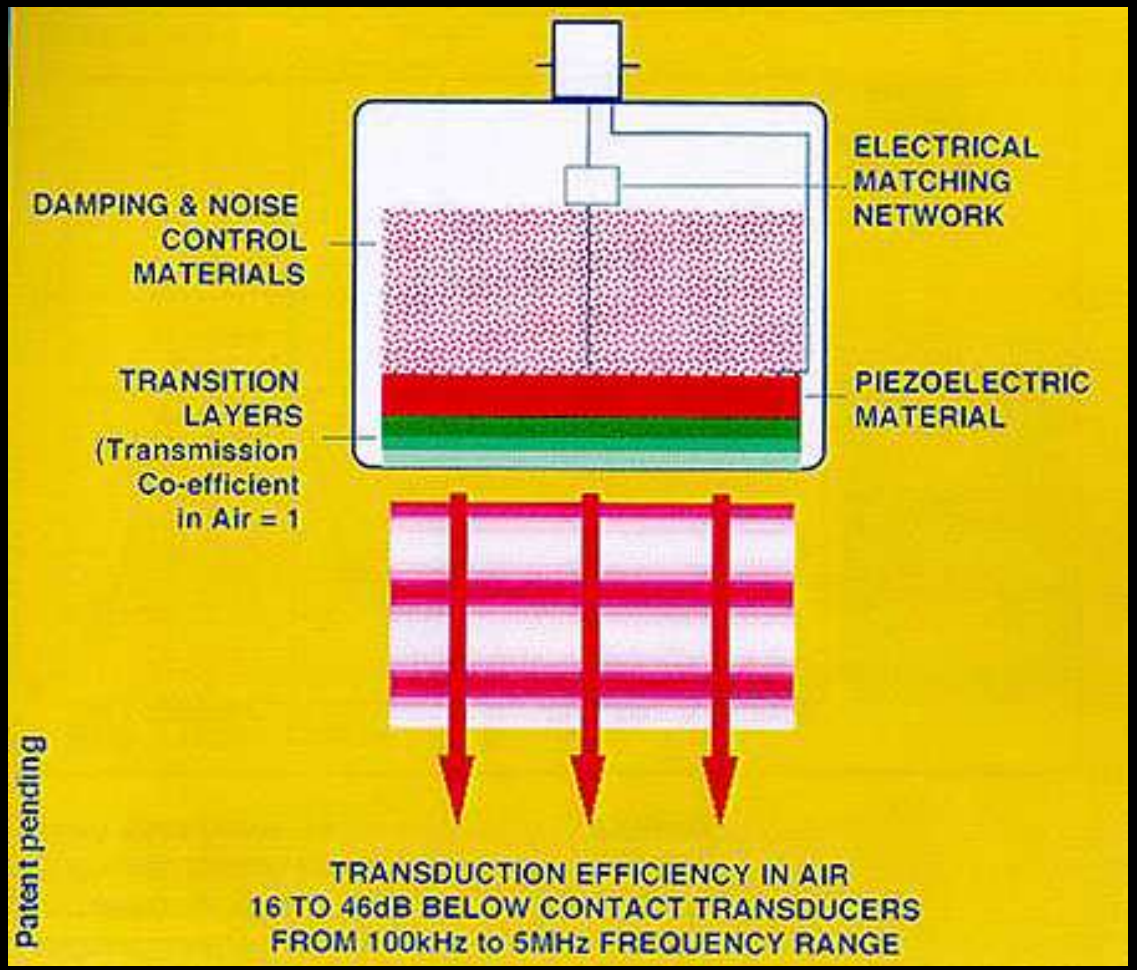
Piezoelectric Effect



Generování UZV pulsu

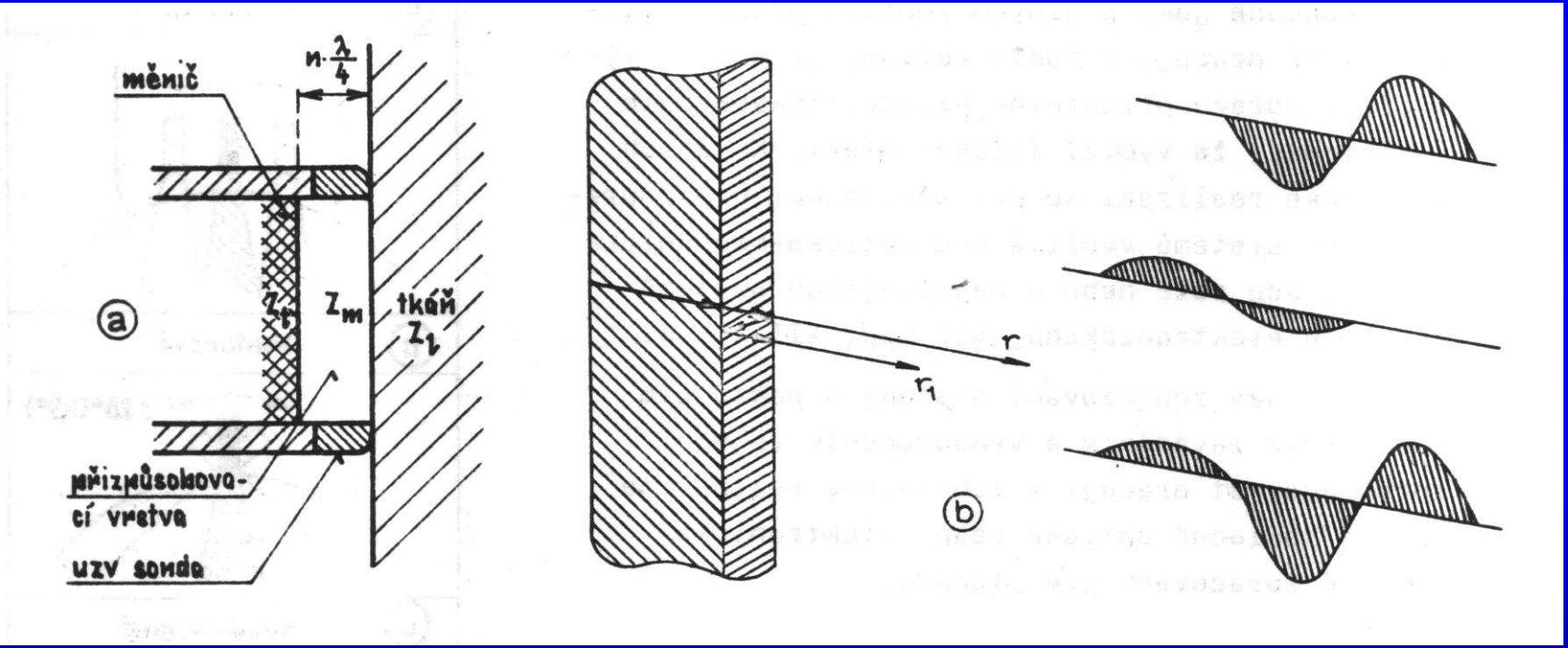


Transducer Design

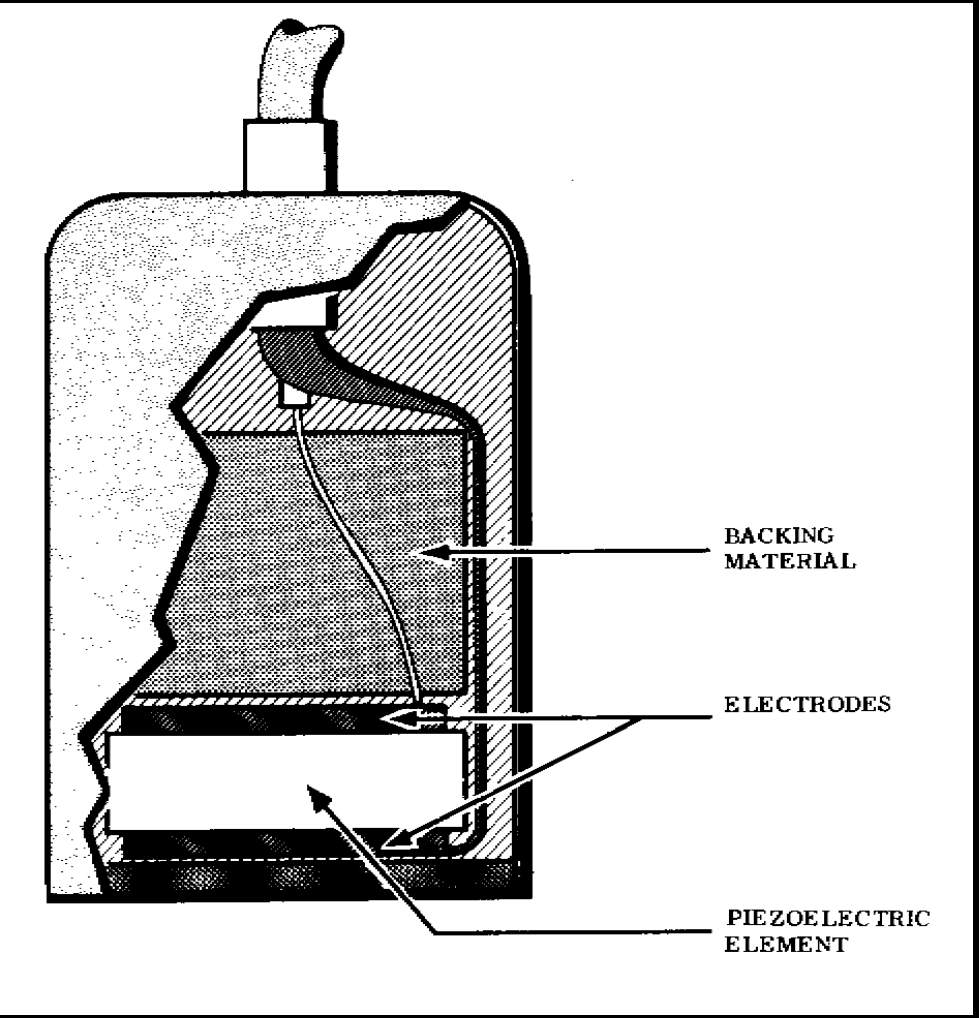


Zpracování UZV signálu

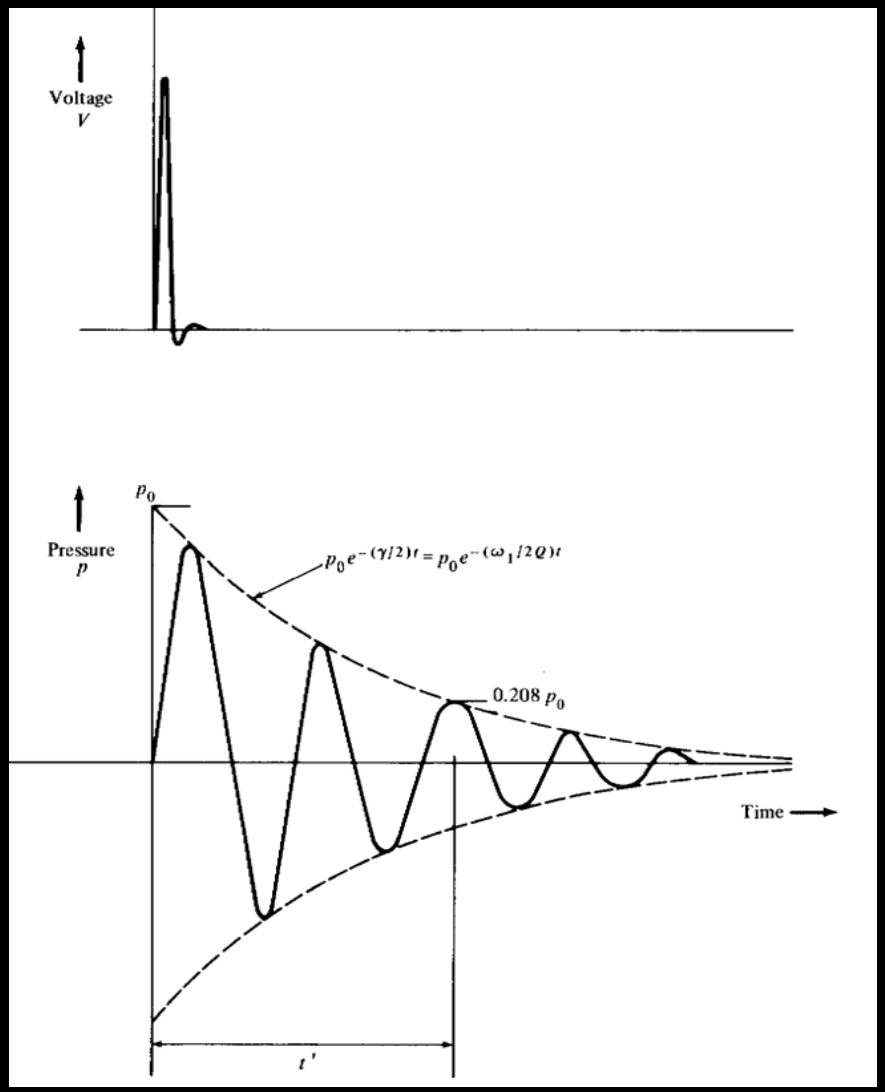
- přizpůsobení akustických impedancí



Transducer

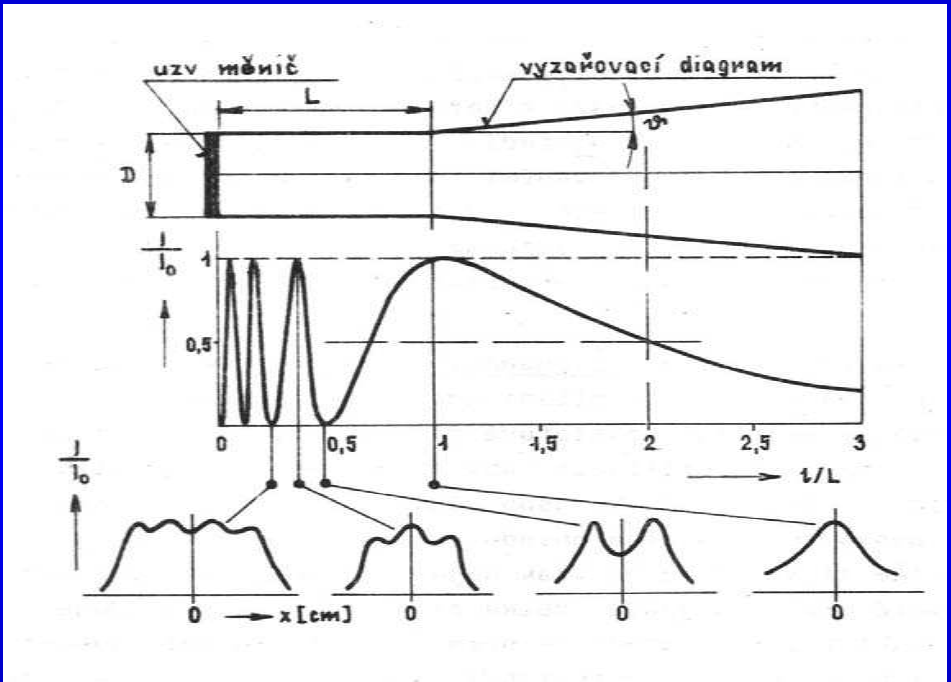


Pressure Radiated by Sharp Pulse



Zdroje ultrazvukového vlnění

- ultrazvukové pole,

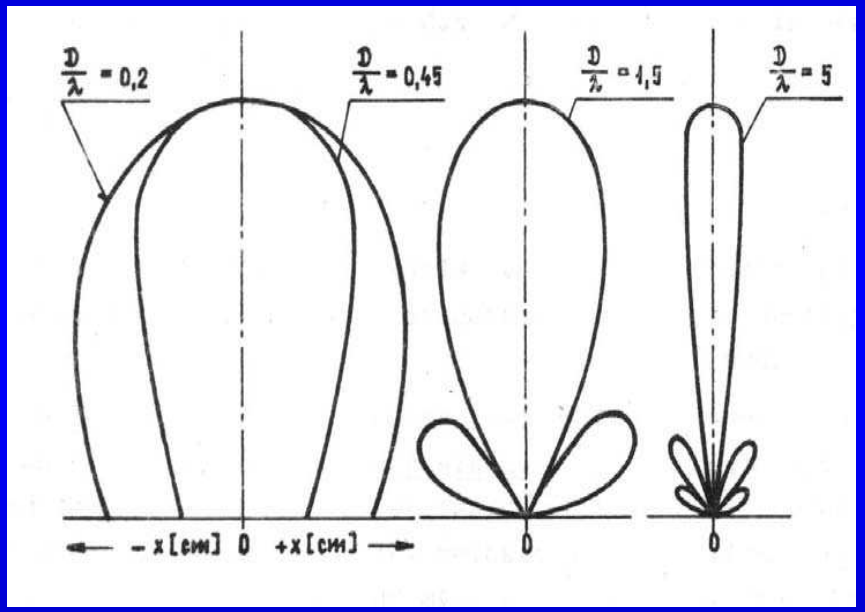


$$L = \frac{D^2 - \lambda^2}{4\lambda}$$

- blízké pole (blízká Fresnelova oblast),
- vzdálené pole (vzdálená Fraunhoferova oblast),

Zdroje ultrazvukového vlnění

- vyzařovací diagram sondy,



- Fraunhoferova formule,

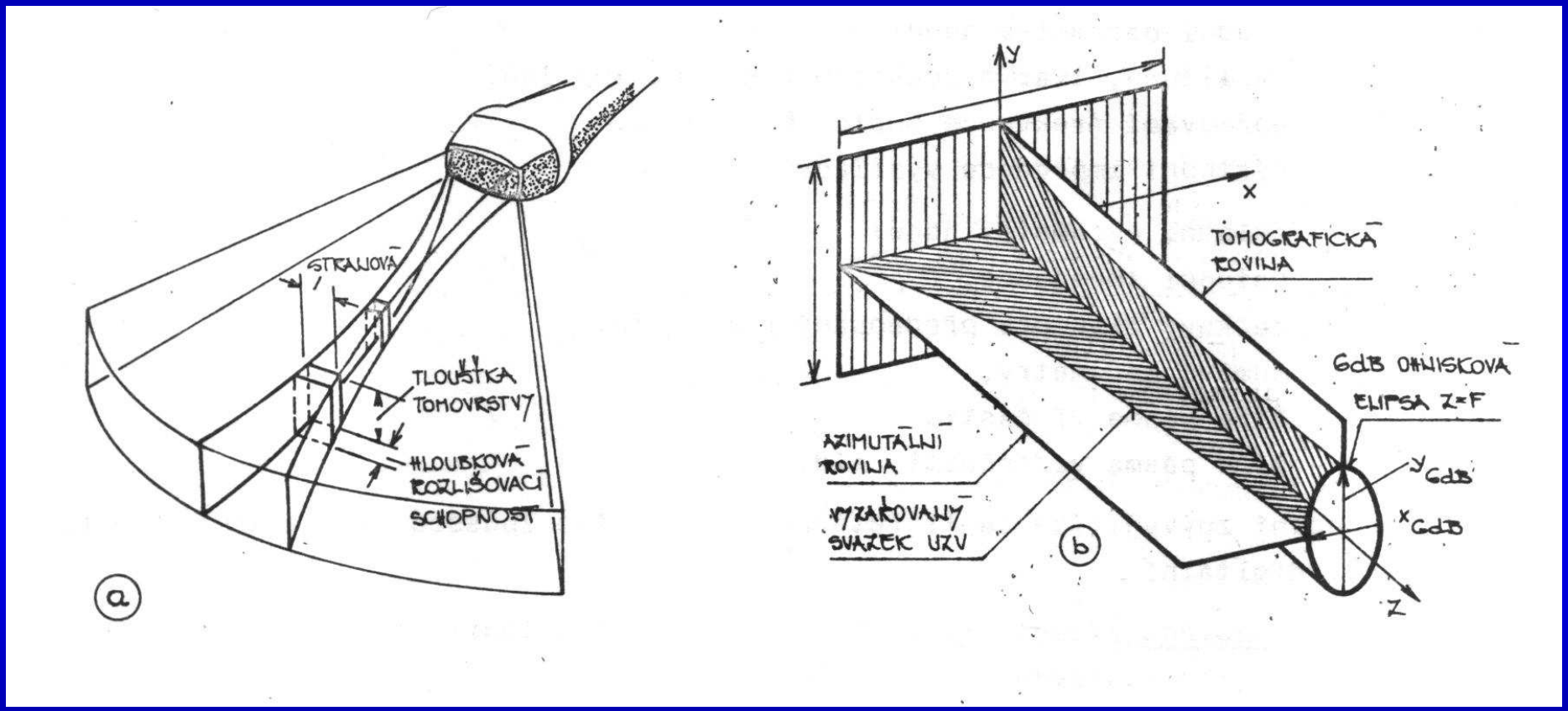
$$\sin\vartheta = 1{,}22\frac{\lambda}{D}$$

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

- 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

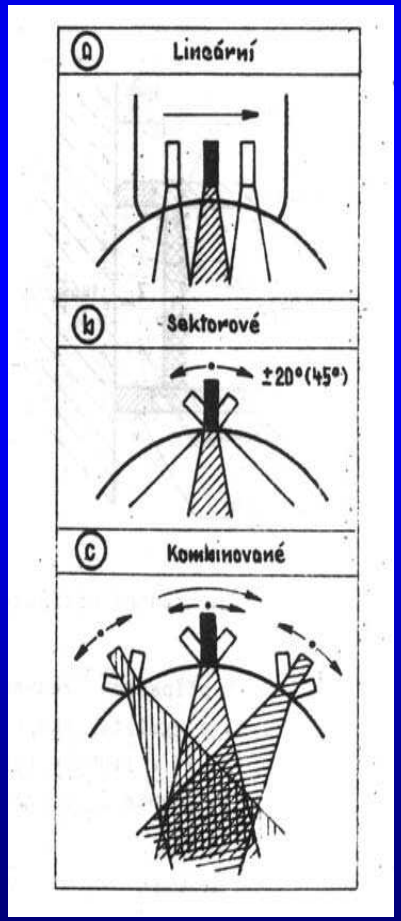
- Přístroje
- Příklady
- Konstrukce
- Kardiologický UZ
- Intravaskulární UZ
- Vady

Generování/detekce

- Směrování
- Fokusace
- Řízení sonografu

Základní principy konstrukce UZV ZSL

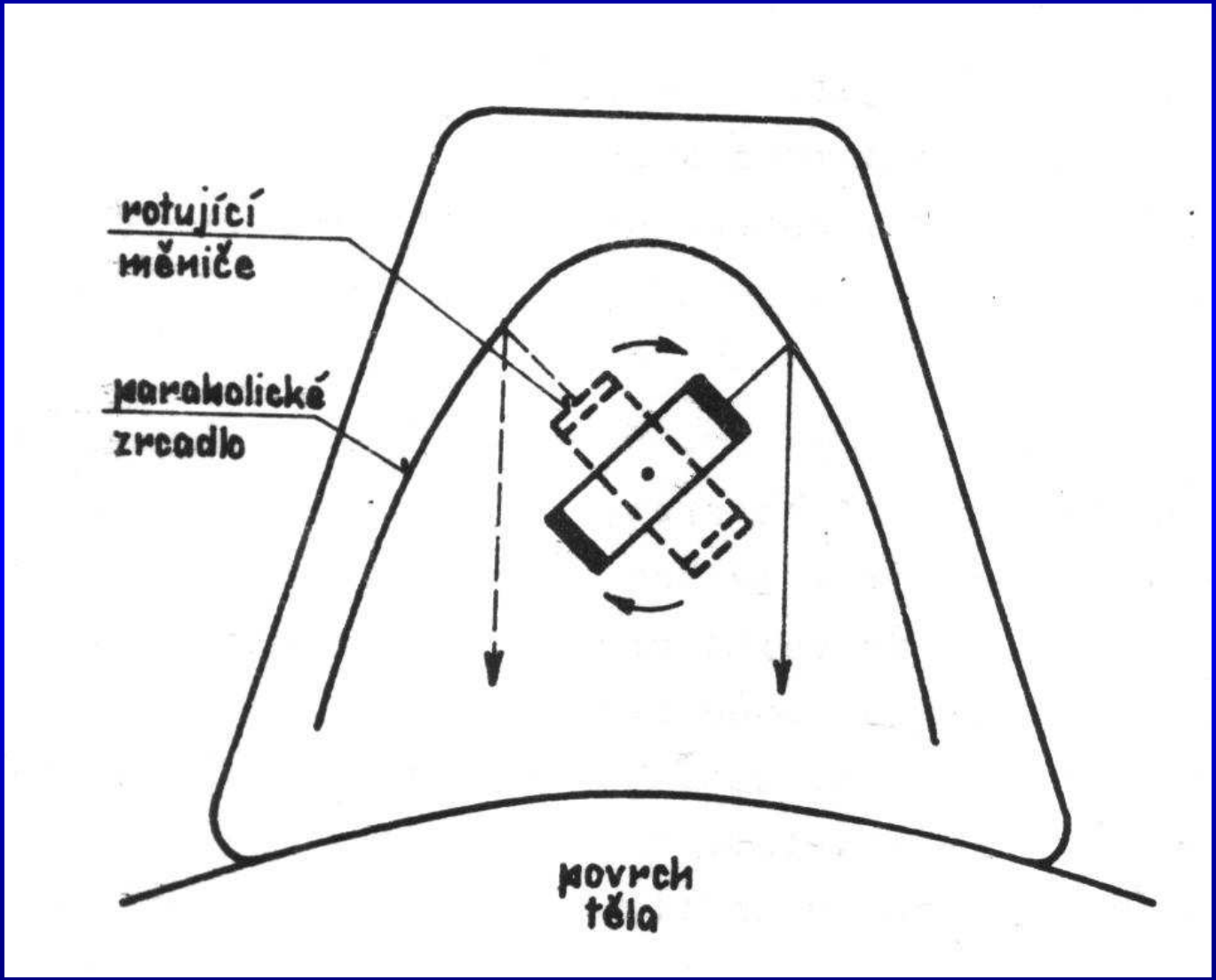
- rozdělení:
  - s postupným zaváděním a vyhodnocením,
  - se smíšeným zaváděním a vyhodnocením,
  - pomalé UZV tomografy,
  - rychlé UZV tomografy,
    - o.-m. rozklad,
    - el. rozklad,
  - lineární UZV tomografy,
  - sektorové UZV tomografy,
  - kombinované UZV tomografy.



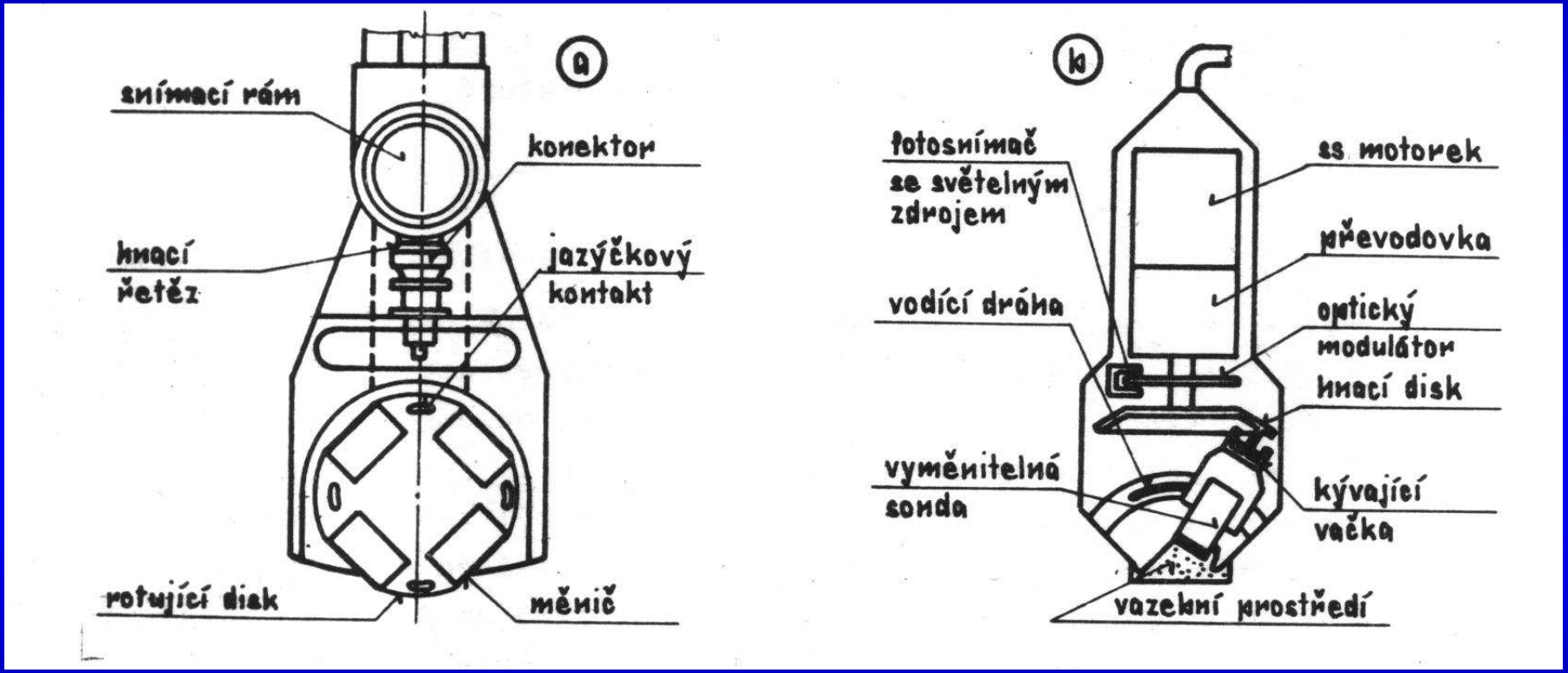
Zpracování UZV signálu

- 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

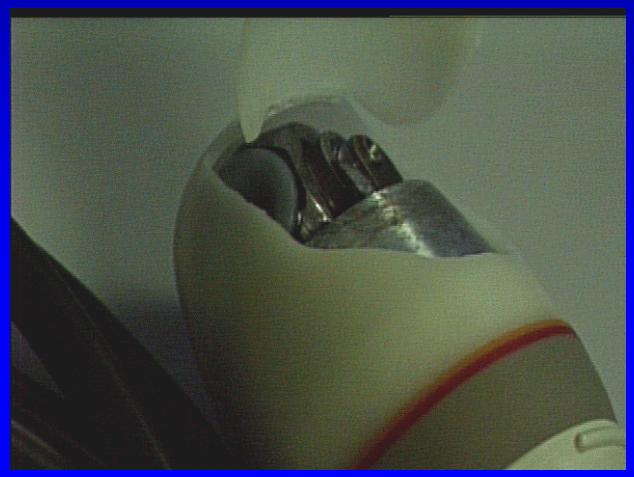
Mech. systémy s lineárním snímáním

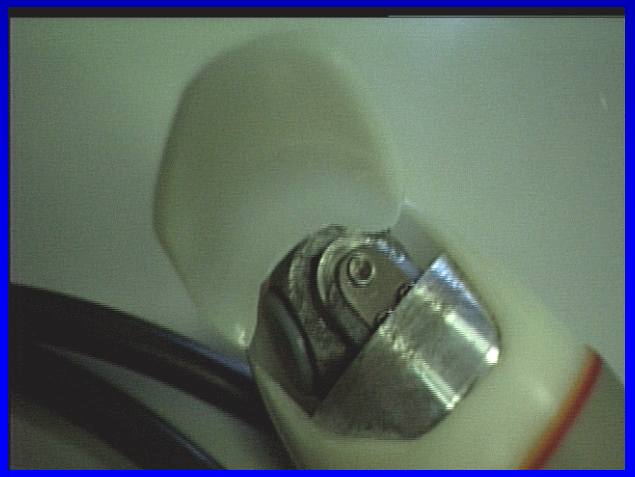


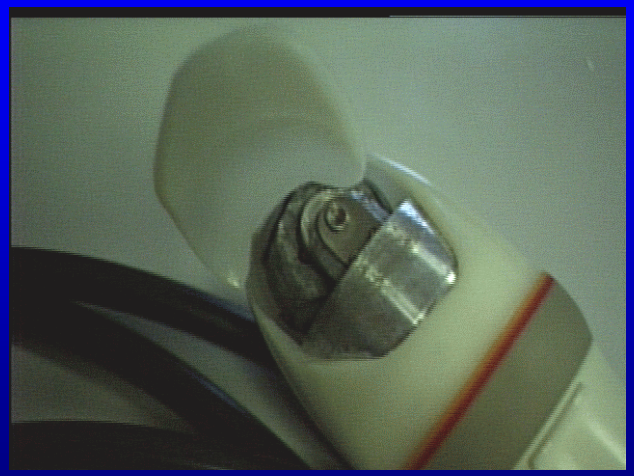
Mech. systémy se sektorovým snímáním



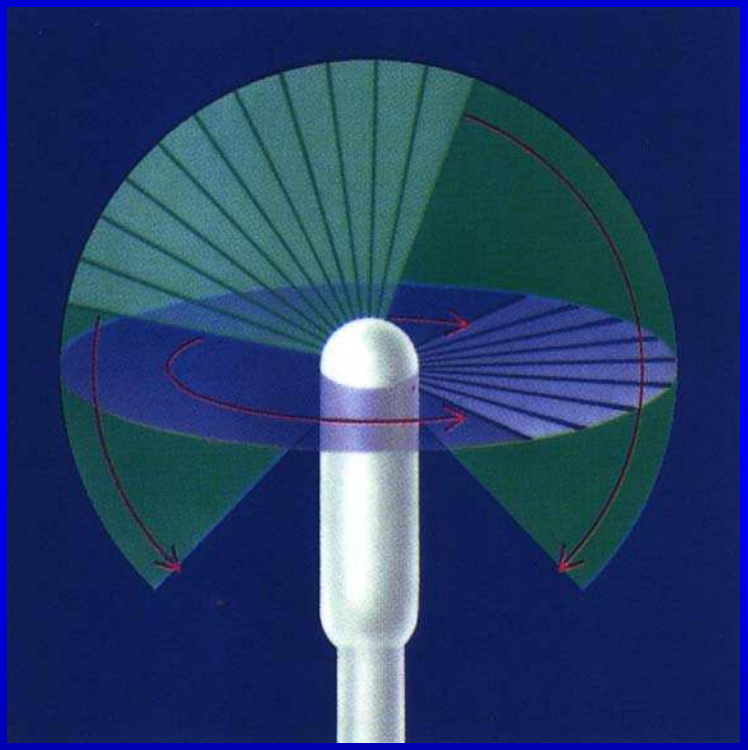
UZV sonda s mech. rozkladem - Siemens

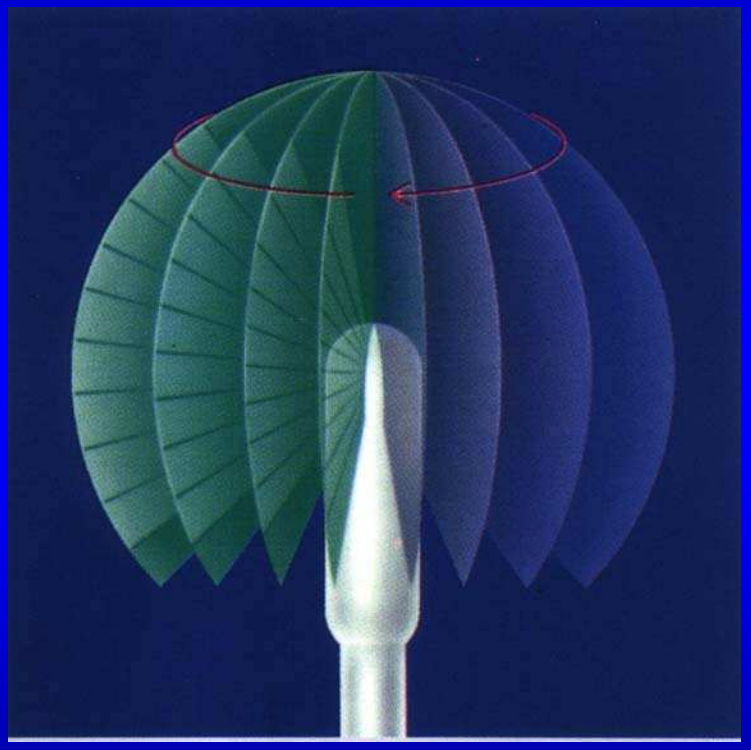




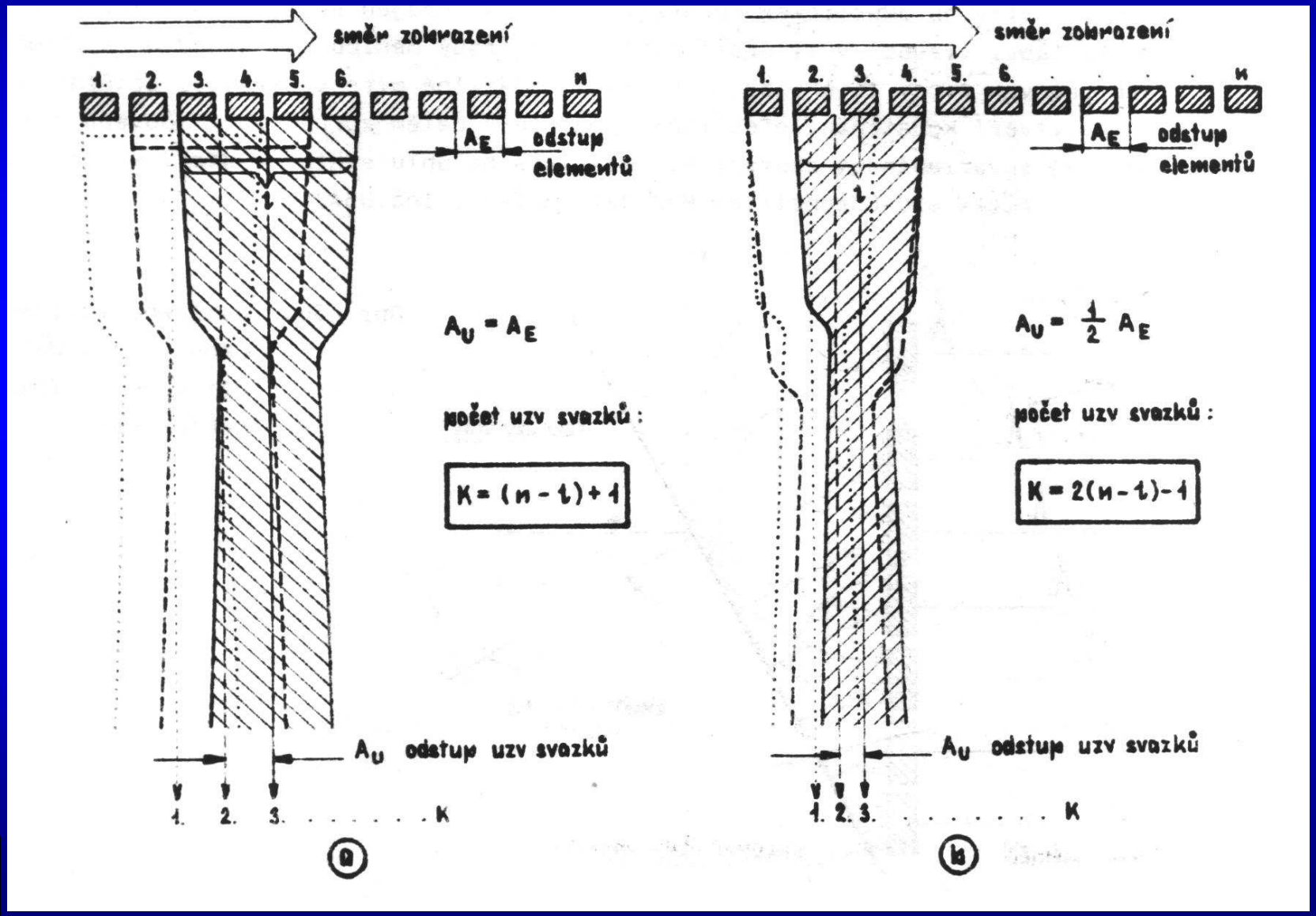


UZV sonda s mech. rozkladem - Siemens

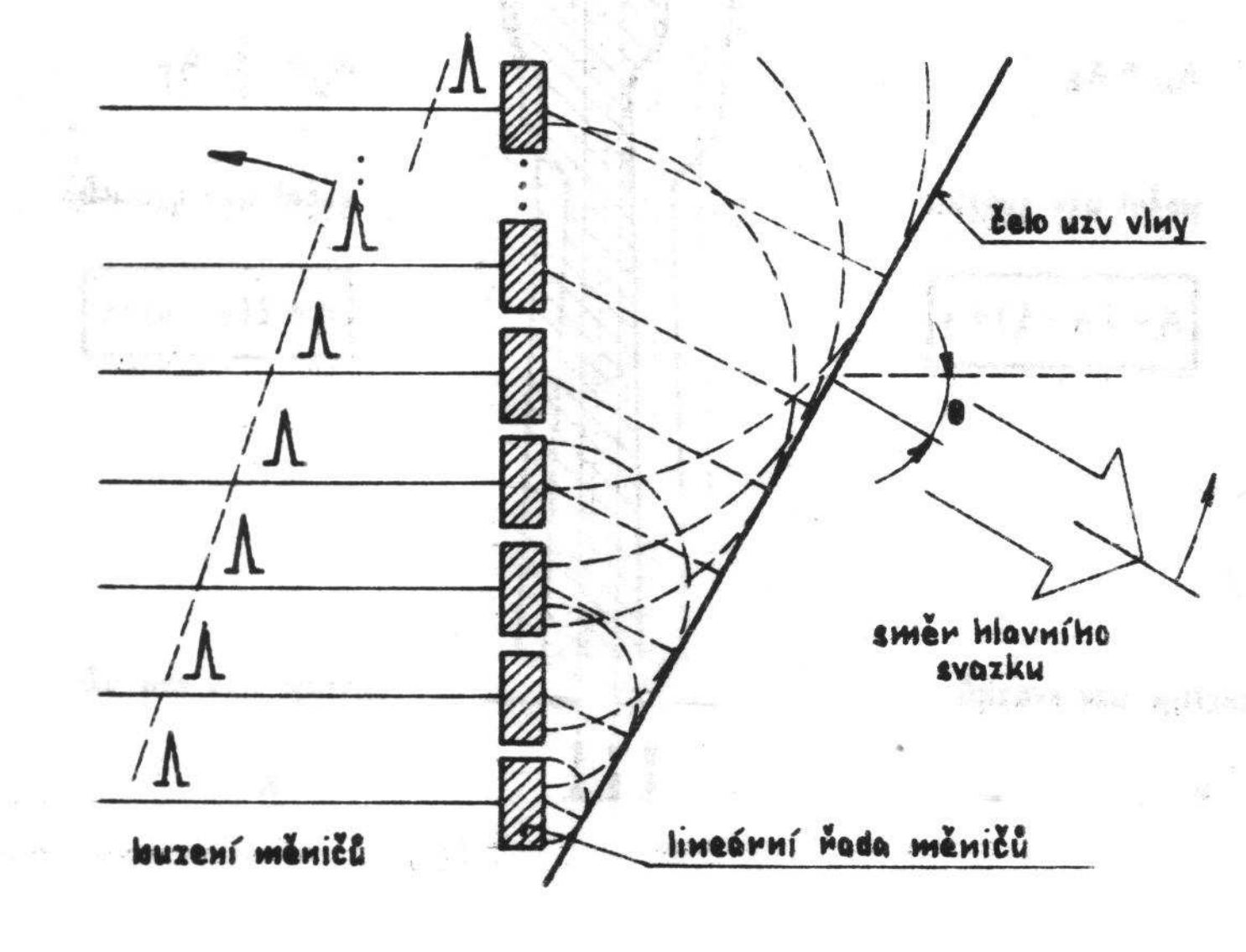




El. systémy s lineárním snímáním



El. systémy se sektorovým snímáním



Úvod

Akustika UZ

- Vlnění
- Vlnová rovnice
- Odraz a lom
- Rozhraní
- Útlum

Lékařský UZ

- Přístroje
- Příklady
- Konstrukce
- Kardiologický UZ
- Intravaskulární UZ
- Vady

Generování/detekce

- Směrování
- Fokusace
- Řízení sonografu

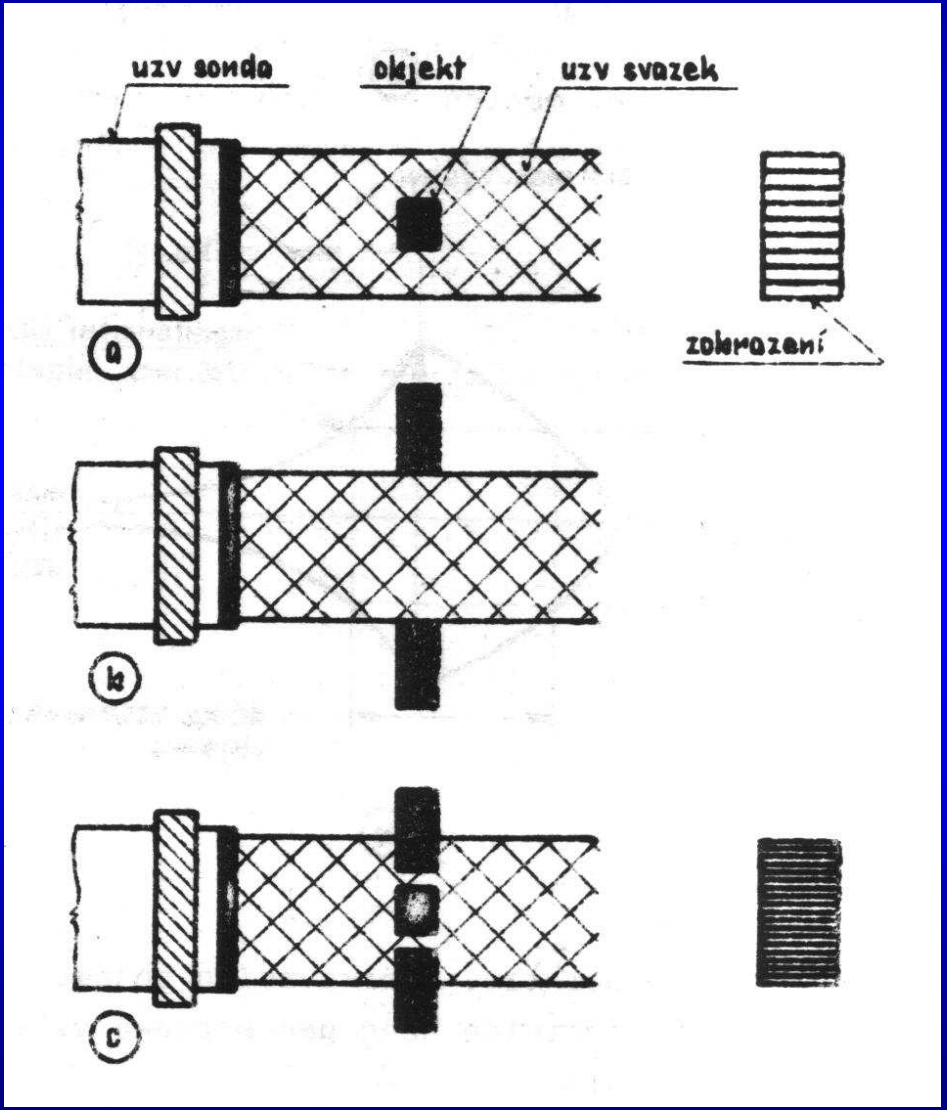
Fokuzace svazku UZV signálu

- souvislost s rozlišovací schopností
  - definice prostorové rozlišovací schopnosti,
  - limitní dosažitelná prostorová rozlišovací schopnost,
    - stranová geometrická,
    - hloubková prostorová,
- fokuzace - typy

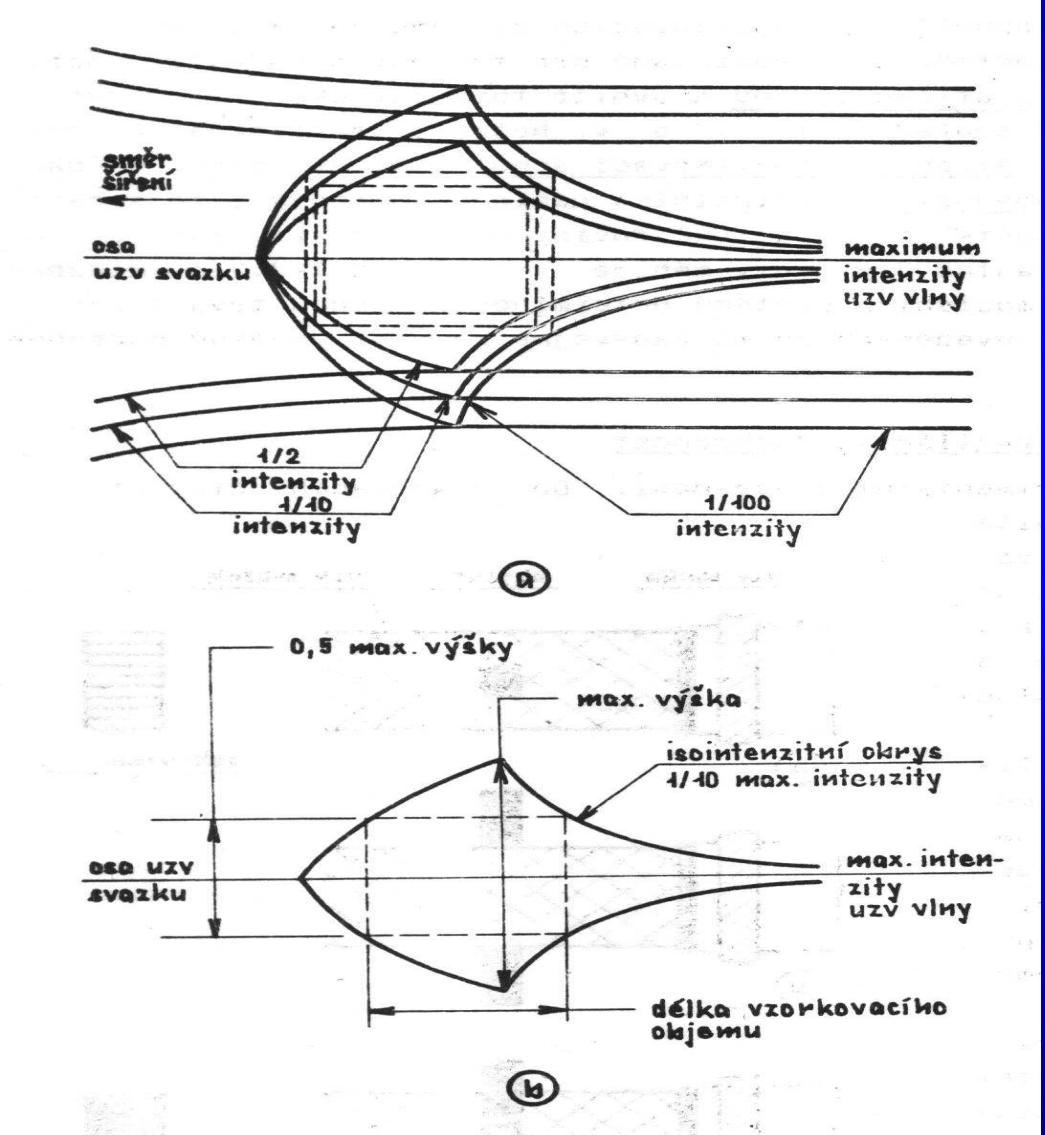
Beam Forming

- Ultrasound beam can be shaped with lenses
- Ultrasound transducers (and other antennae) emit energy in three fields
  - Near field (Fresnel region)
  - Focused field
  - Far field (Fraunhofer region)

Limitní dos. prost. RS - stran. geom.



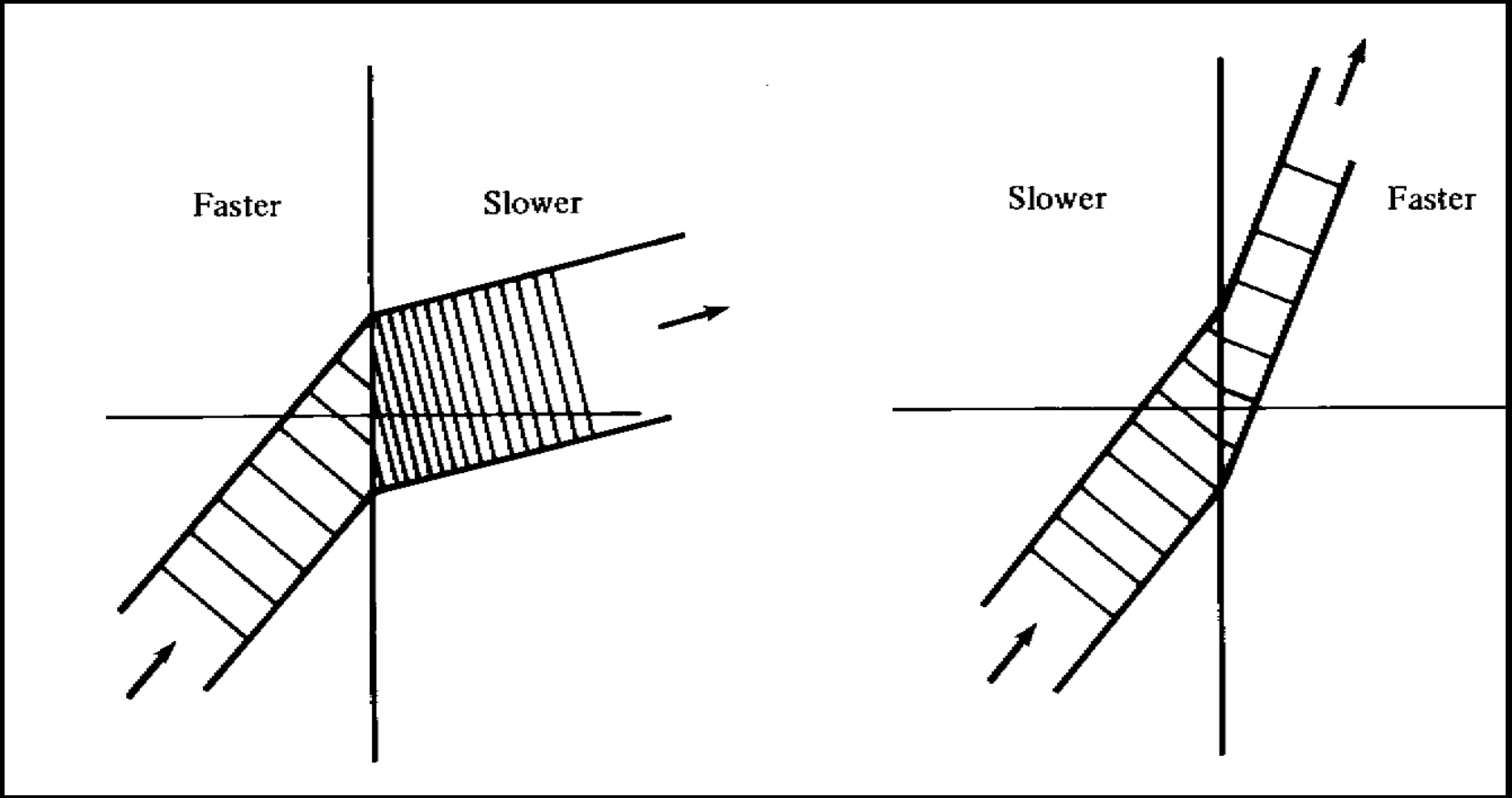
Limitní dos. prost. RS - hl. prostorová



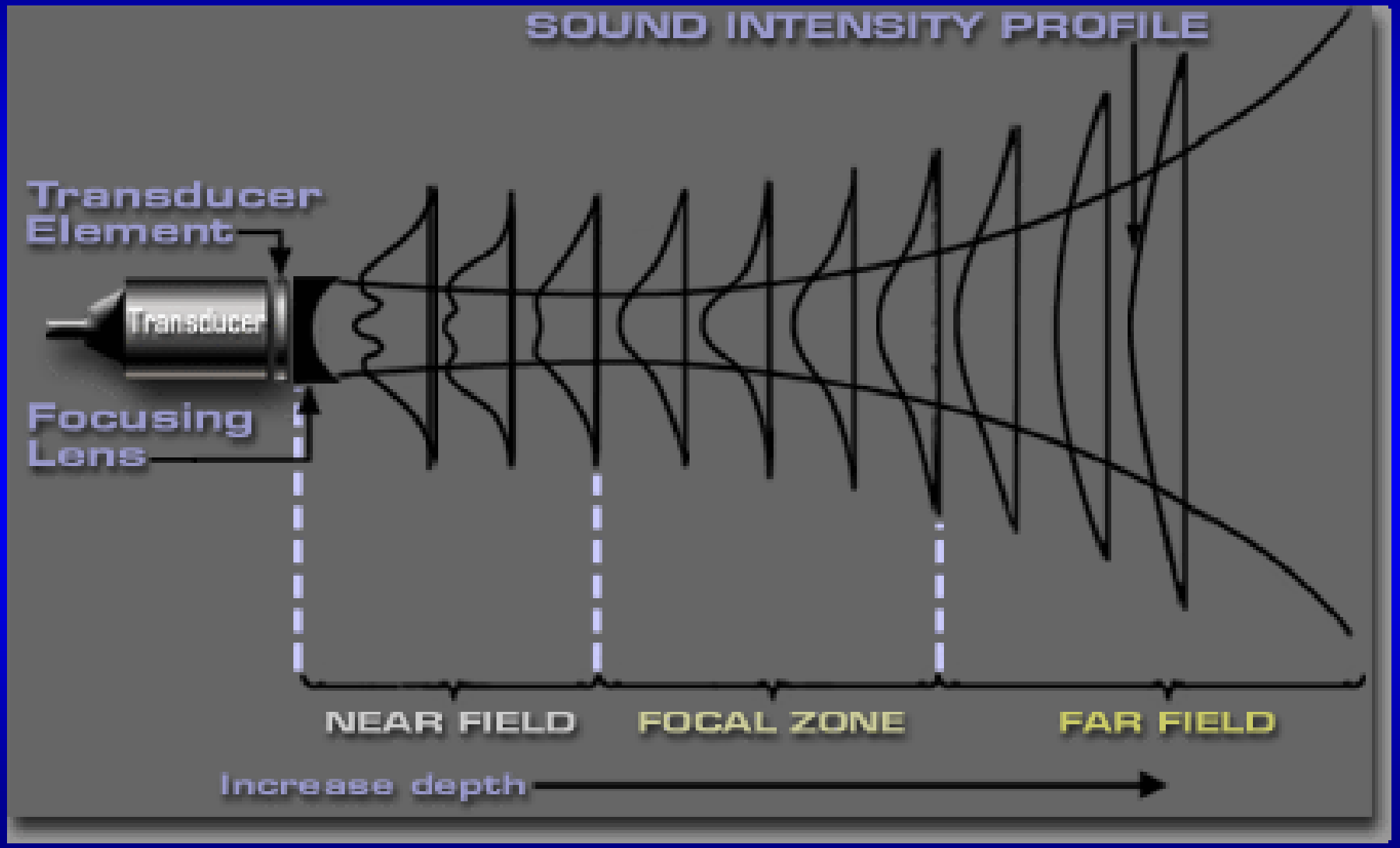
Fokuzace svazku UZV signálu - typy

- 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,

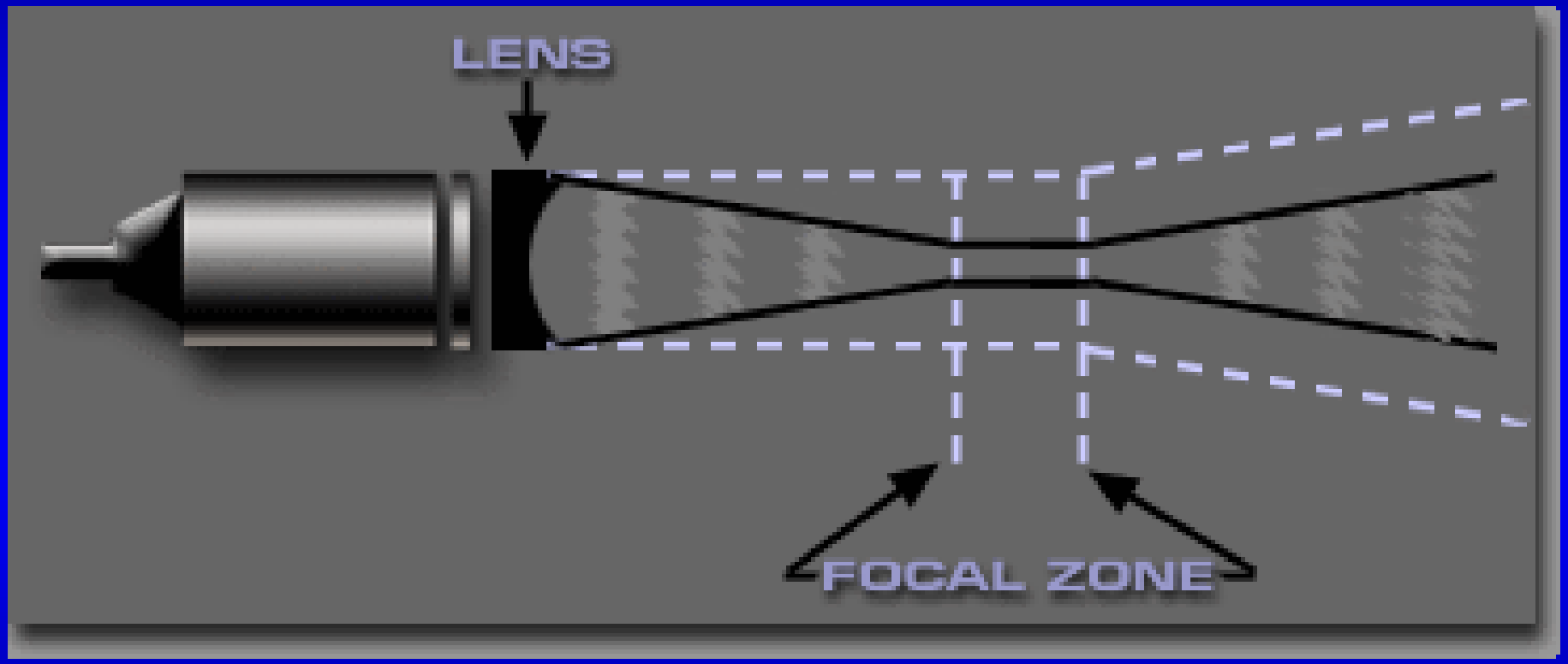
Directing Ultrasound with Lens



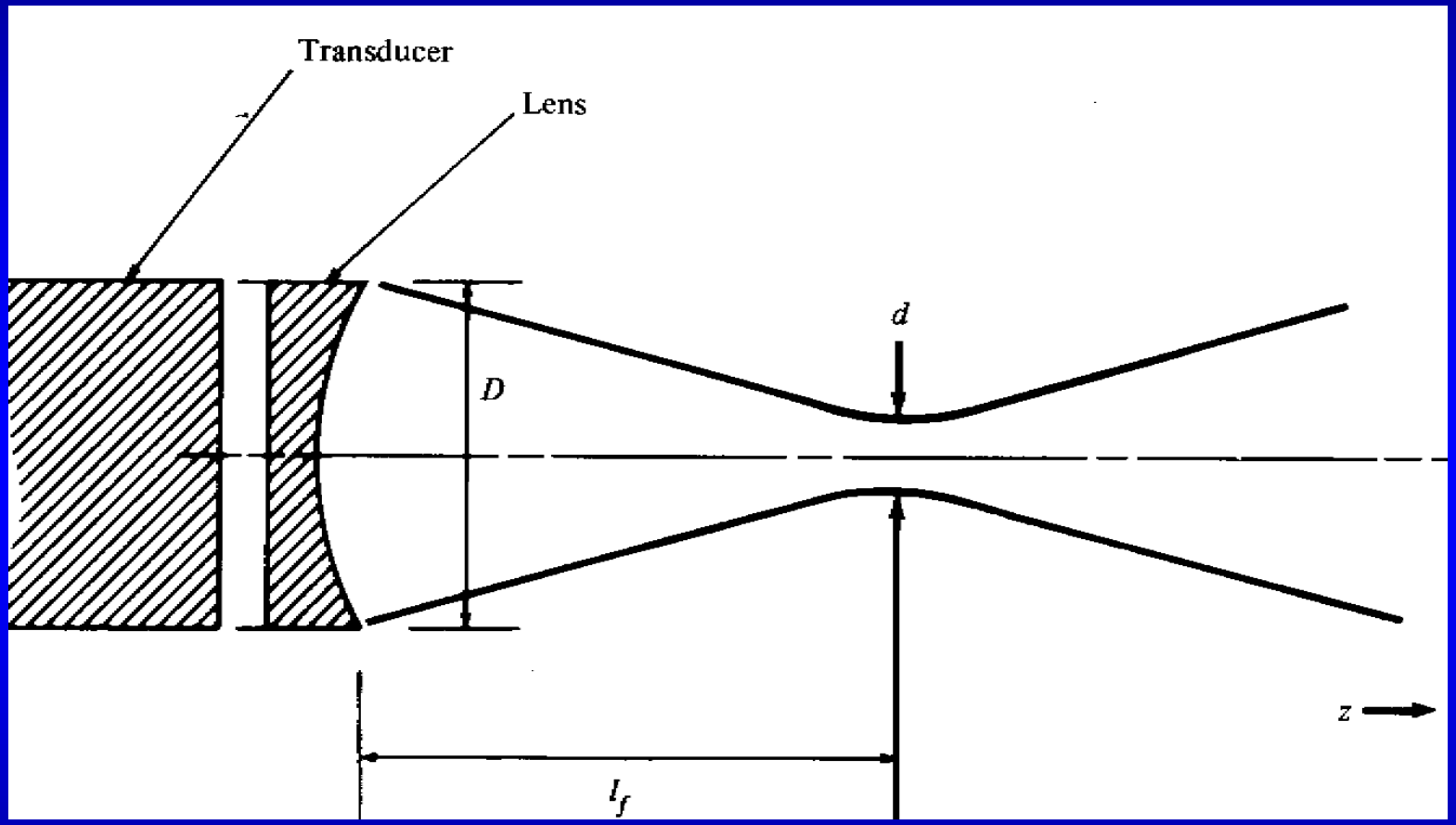
Fokuzace čočkou



Fokuzace čočkou

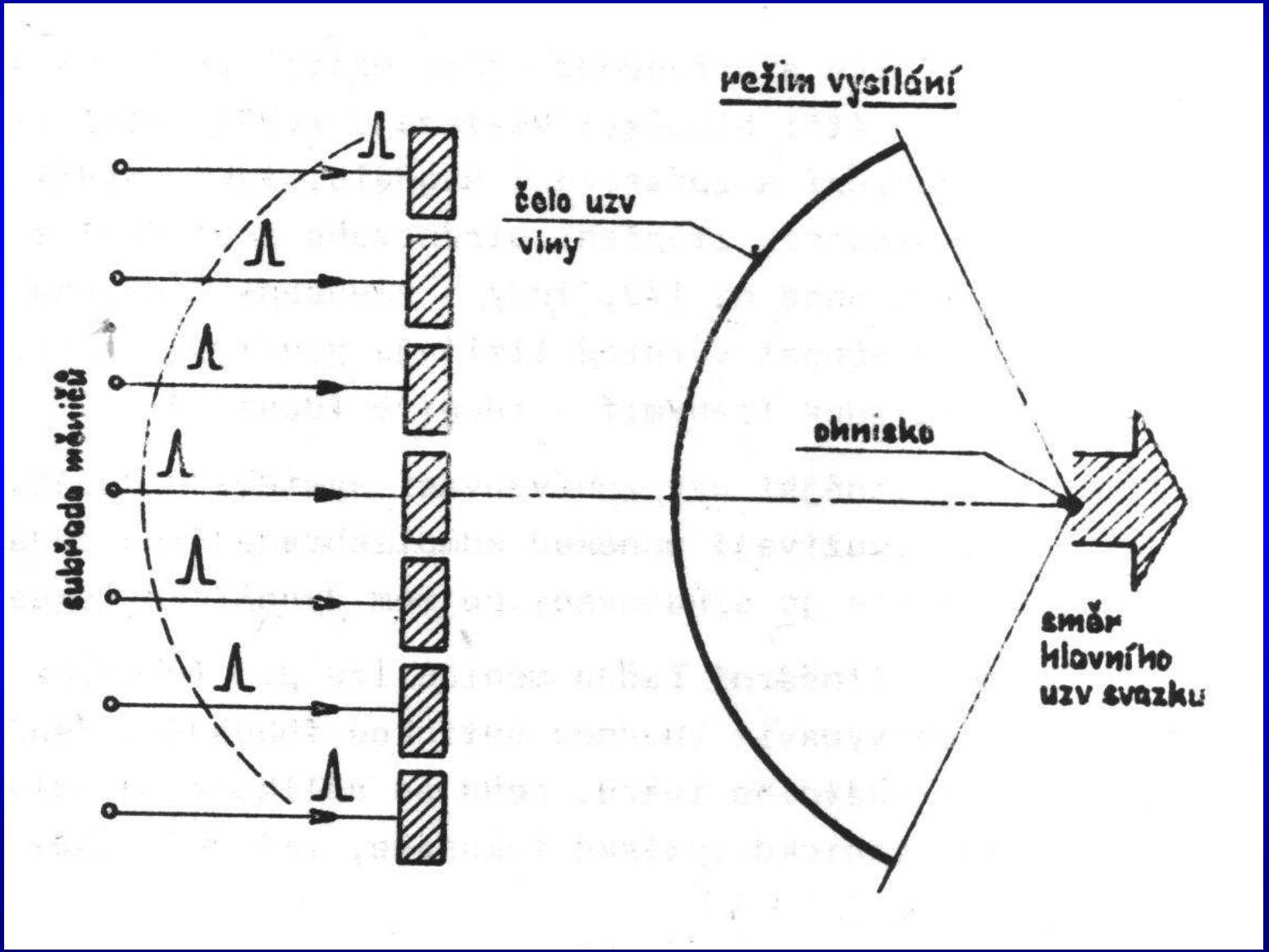


Fokuzace čočkou

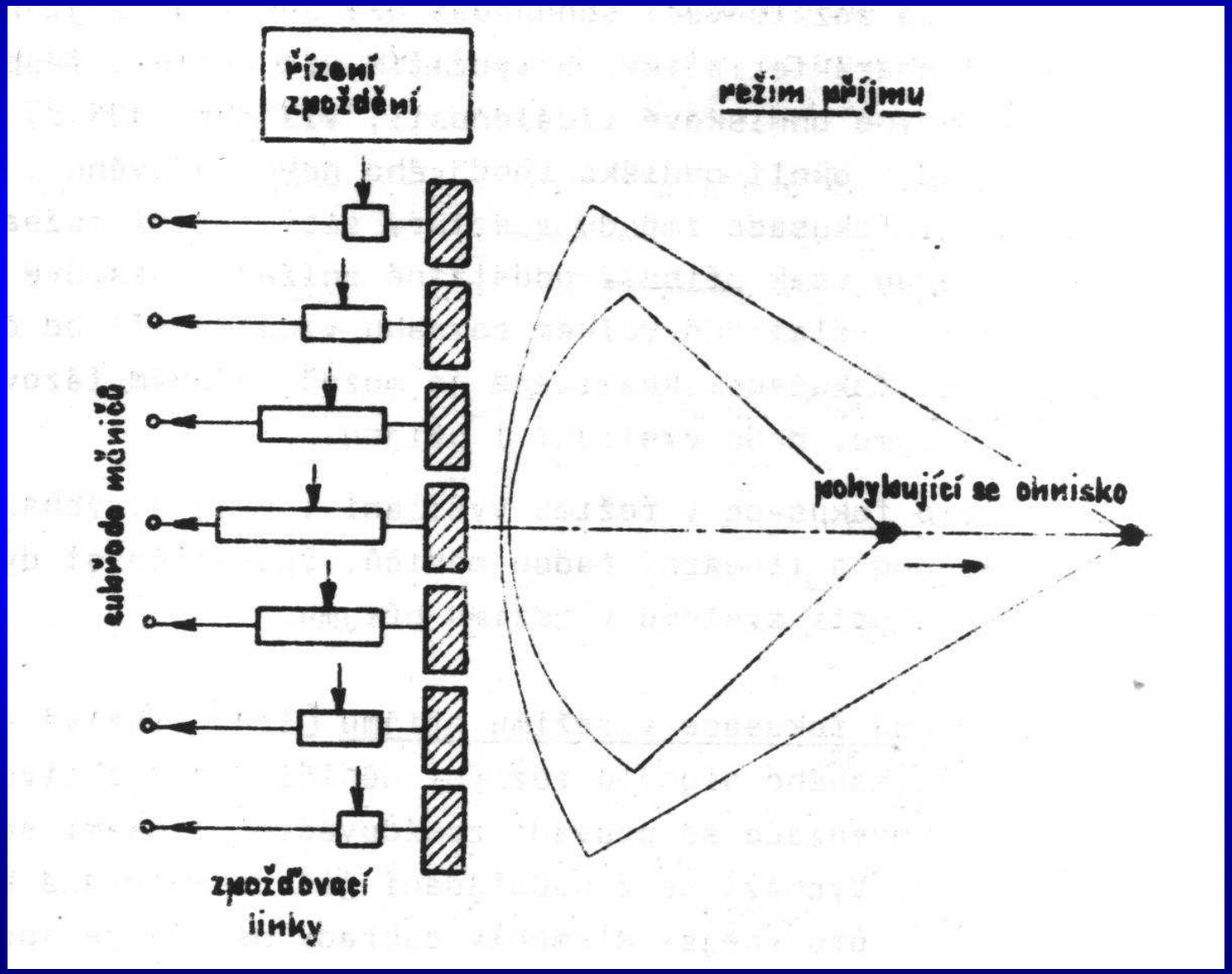


$$d = 2{,}44.\left(\frac{l_f}{D}\right).\lambda$$

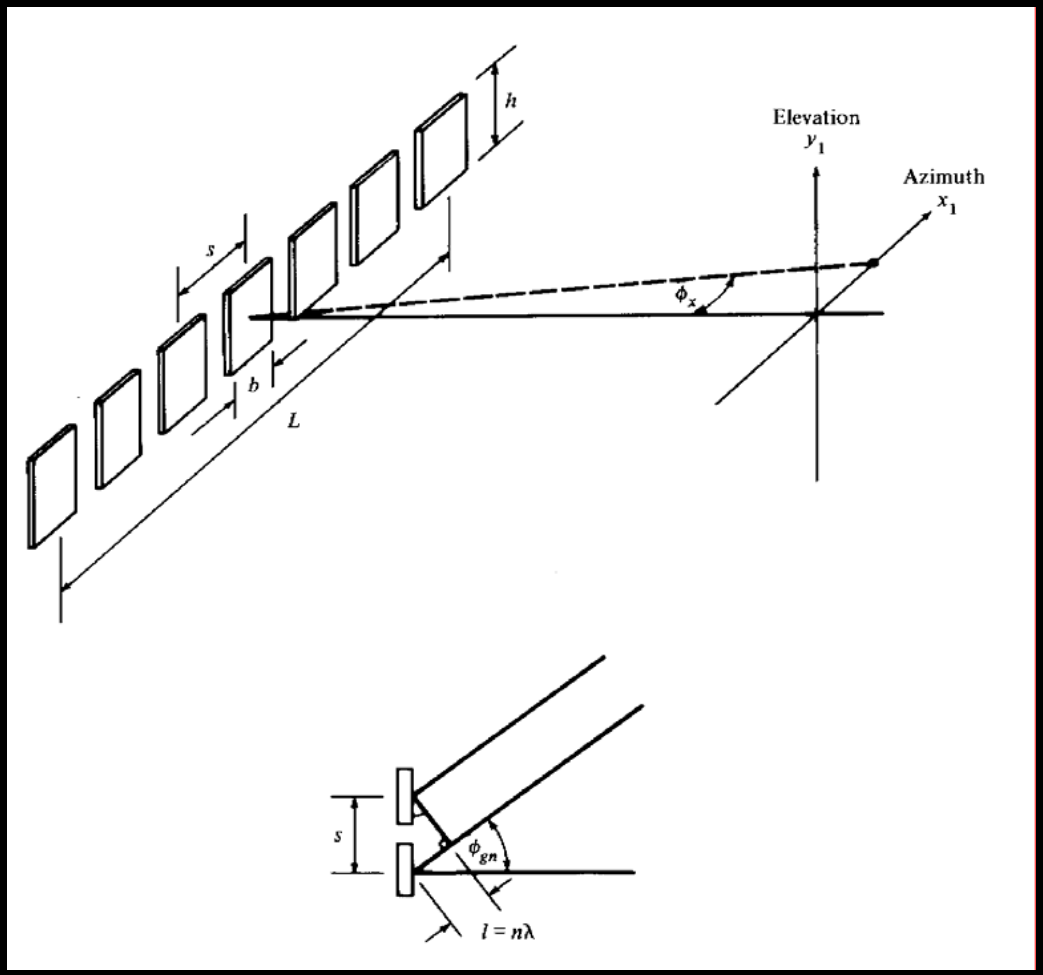
El. fok. stat. s lin. řad. měn. v r. vysílání



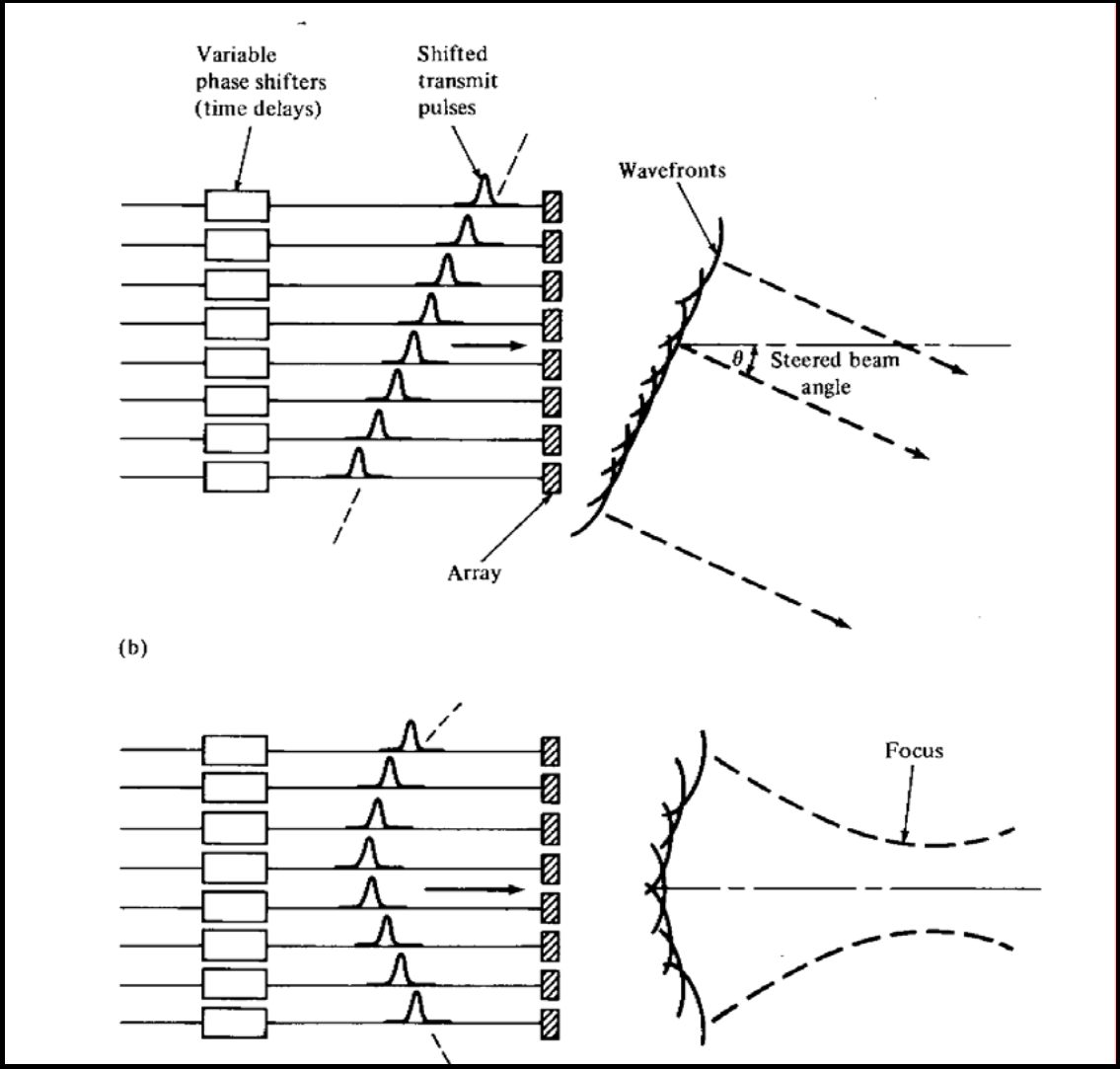
El. fok. stat. s lin. řad. měn. v r. příjmu



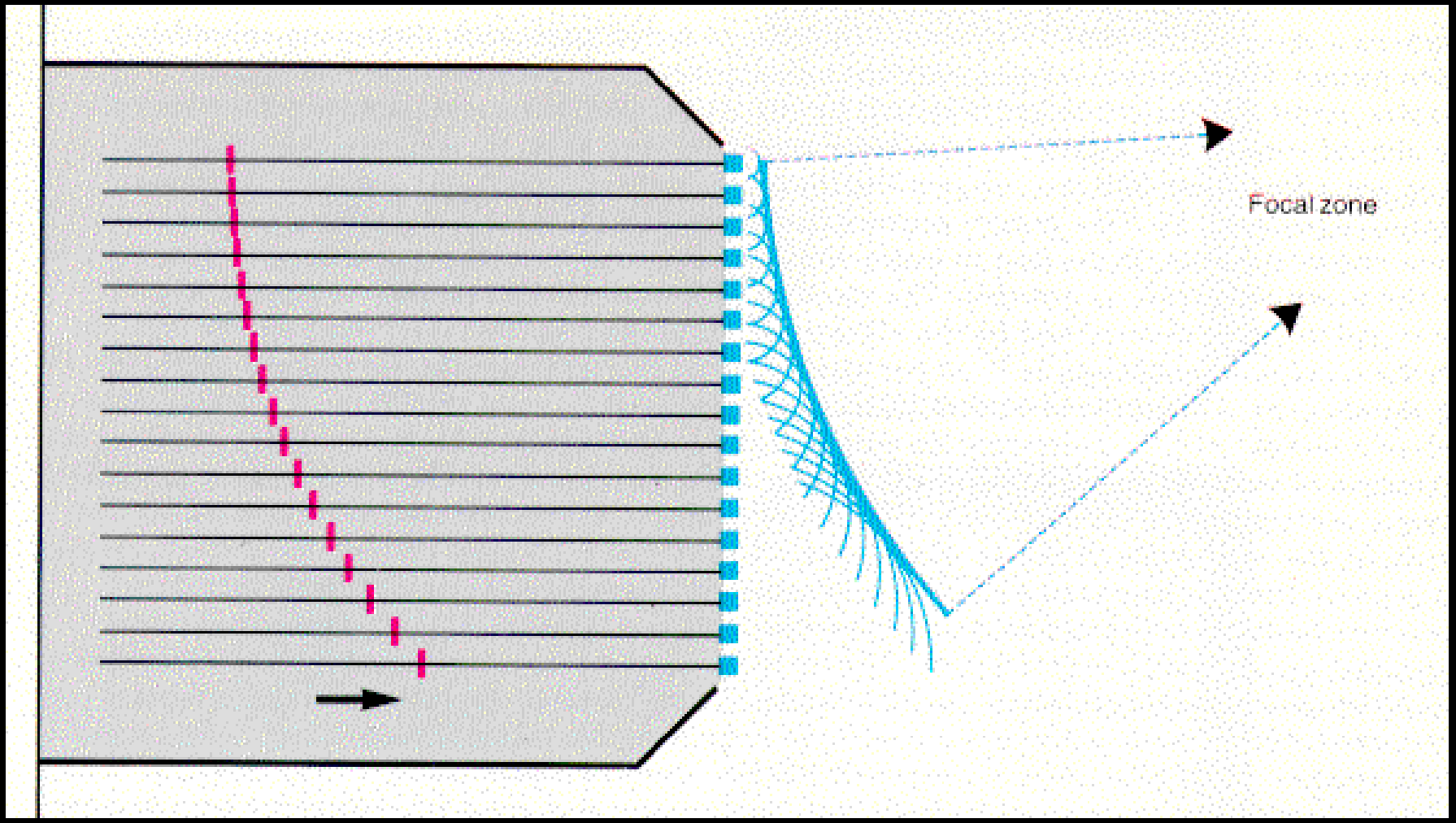
Linear Array



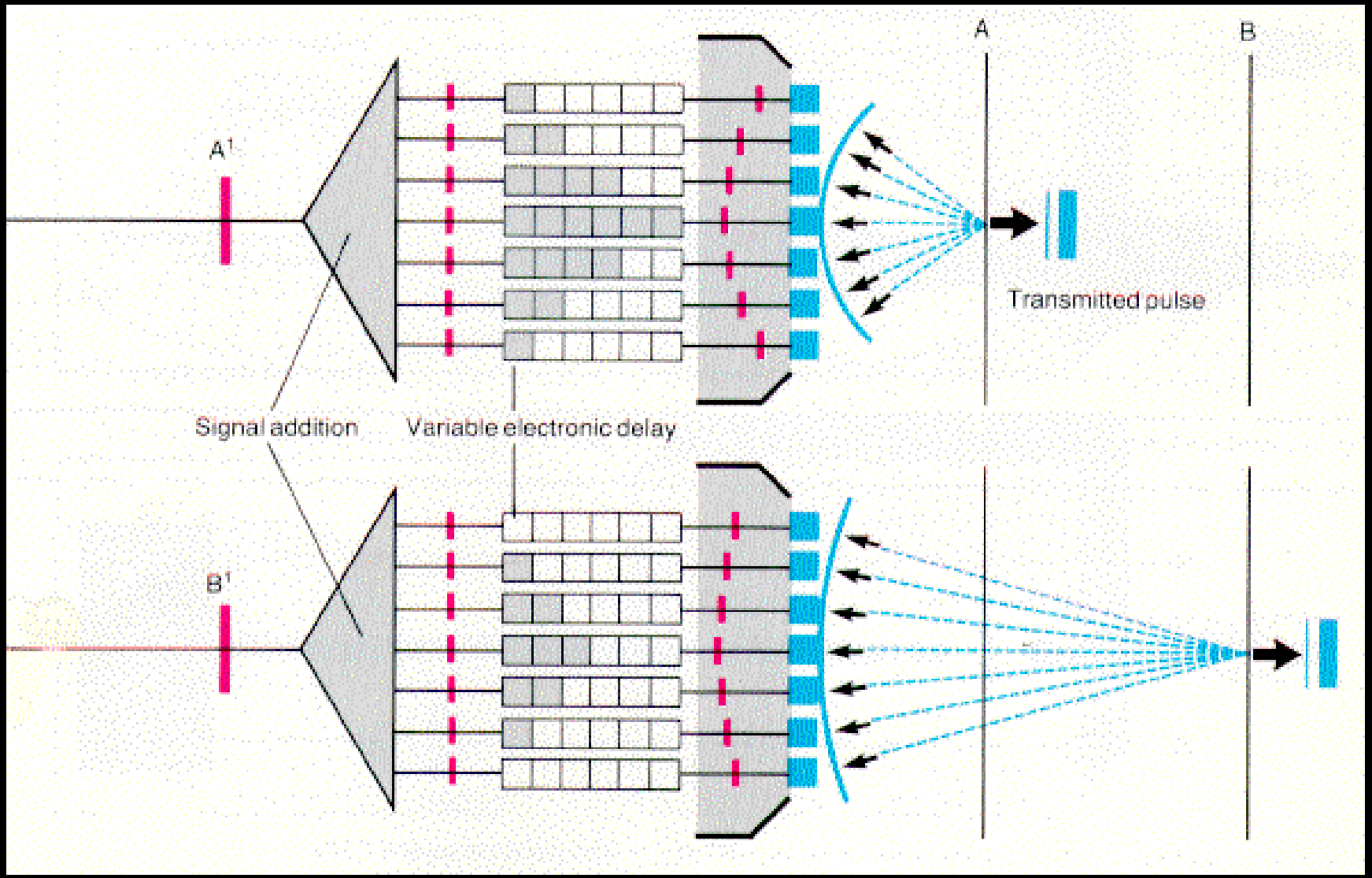
Phased Linear Array



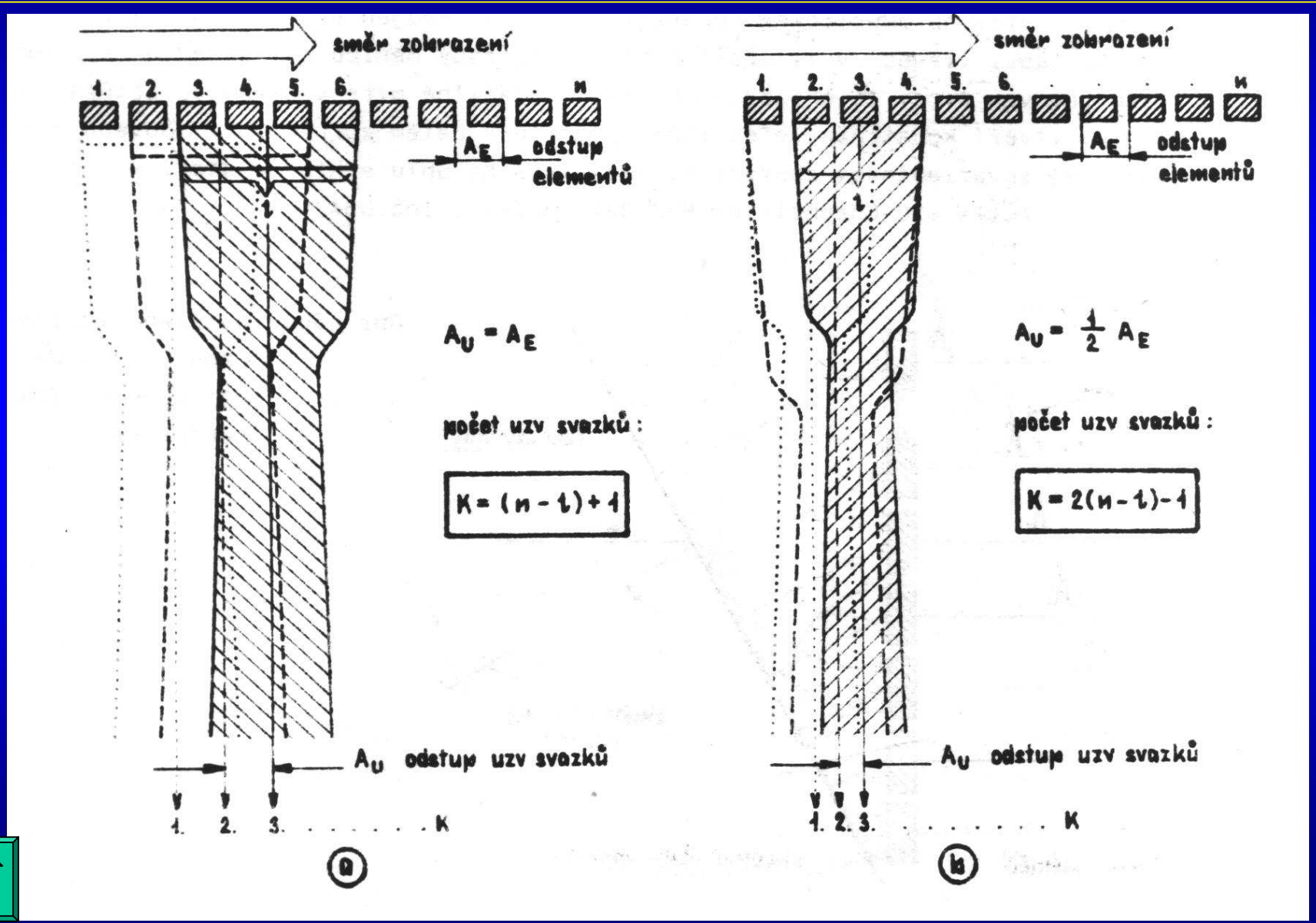
Beam Direction



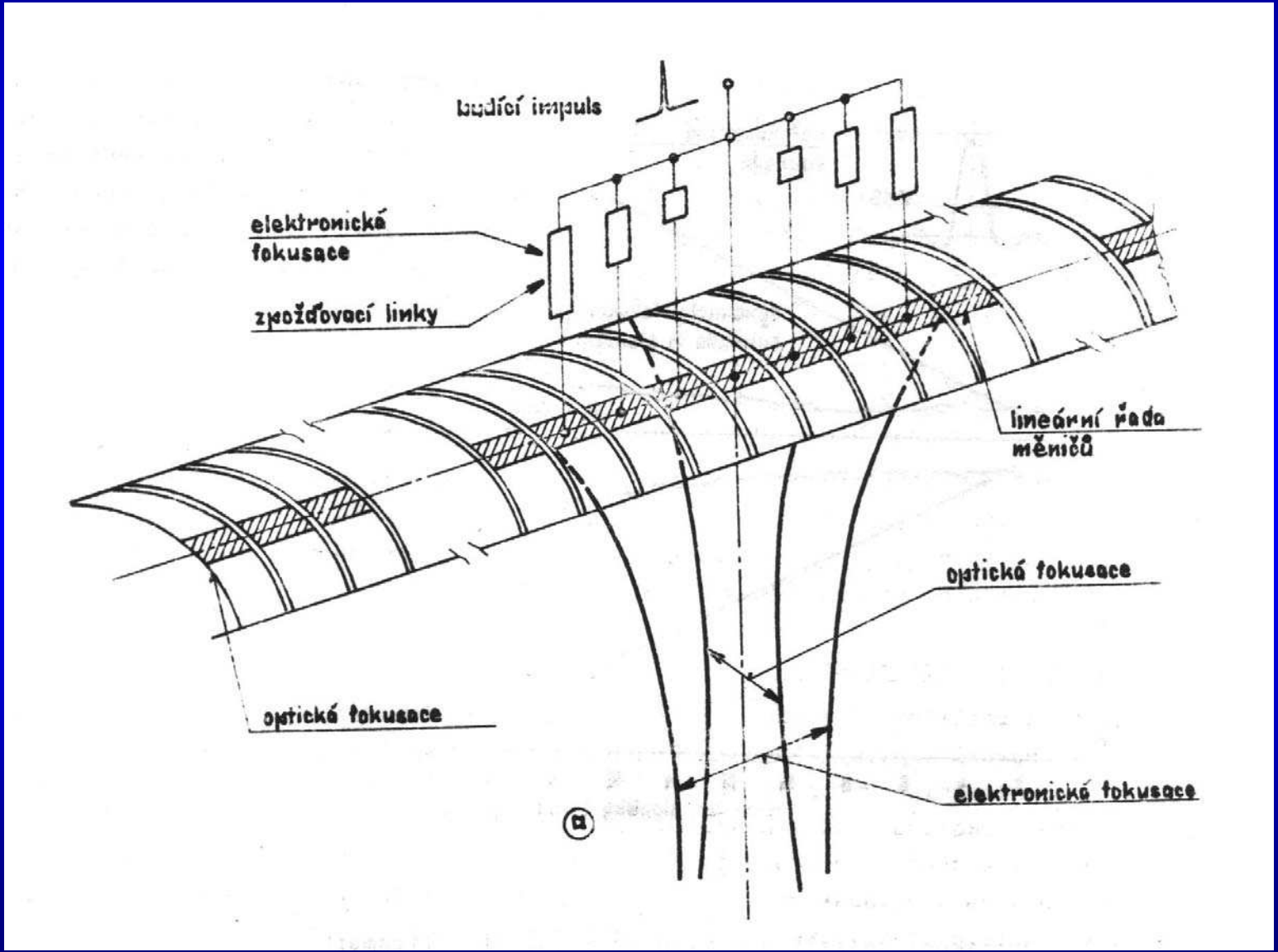
Beam Direction



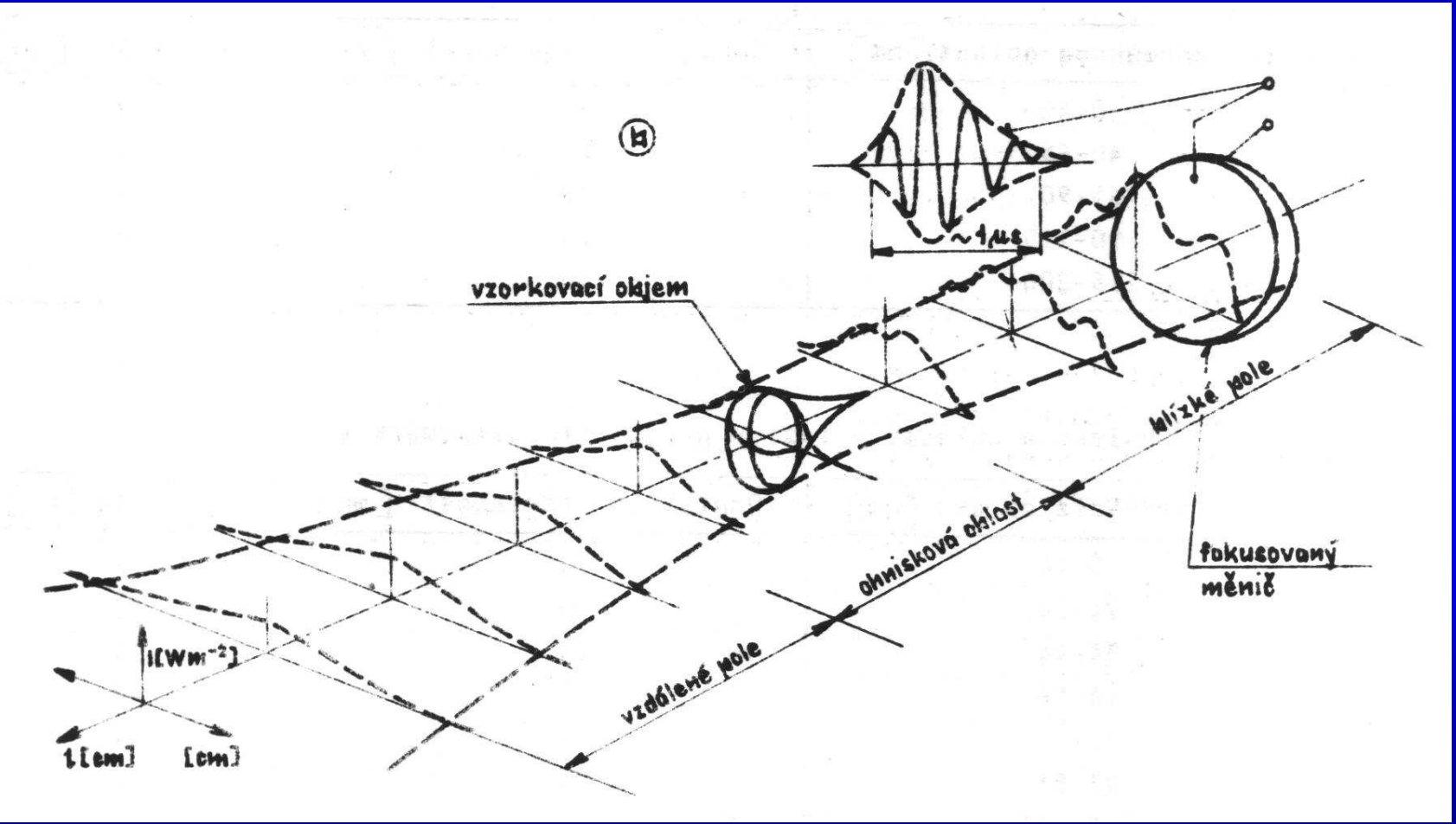
El. fok. stat. s lin. řad. měn. vel. apert.



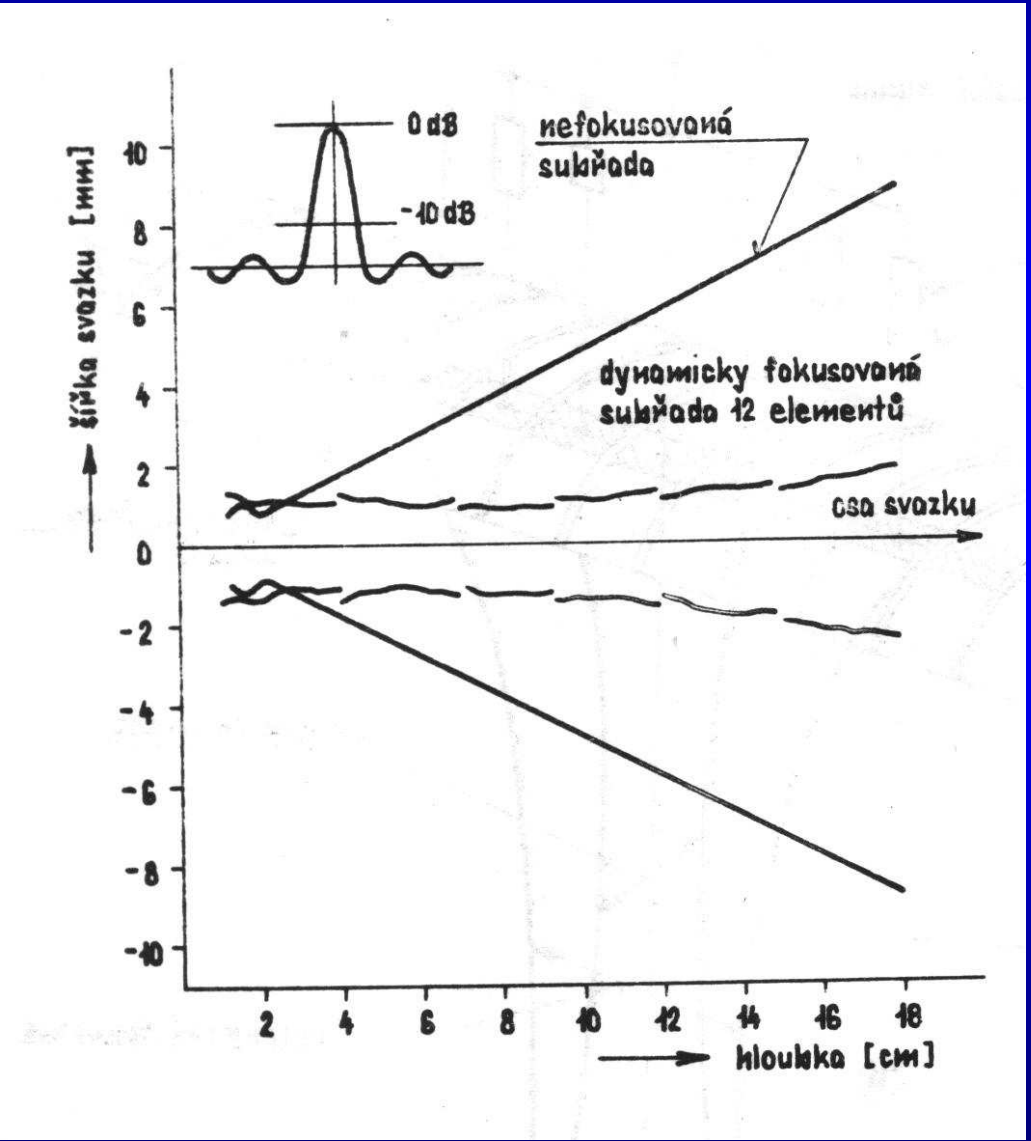
El.-optická fok. stat. s lin. řad. měn.



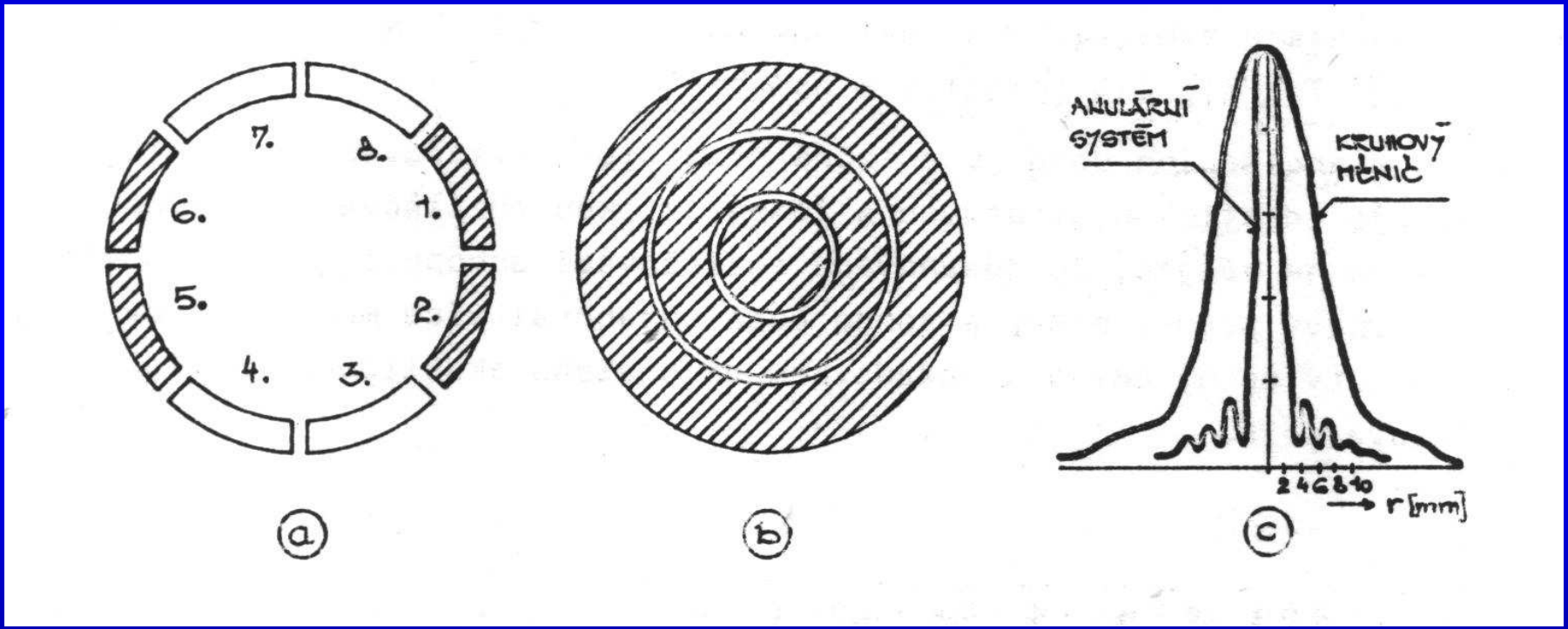
El.-optická fok. stat. s lin. řad. měn.



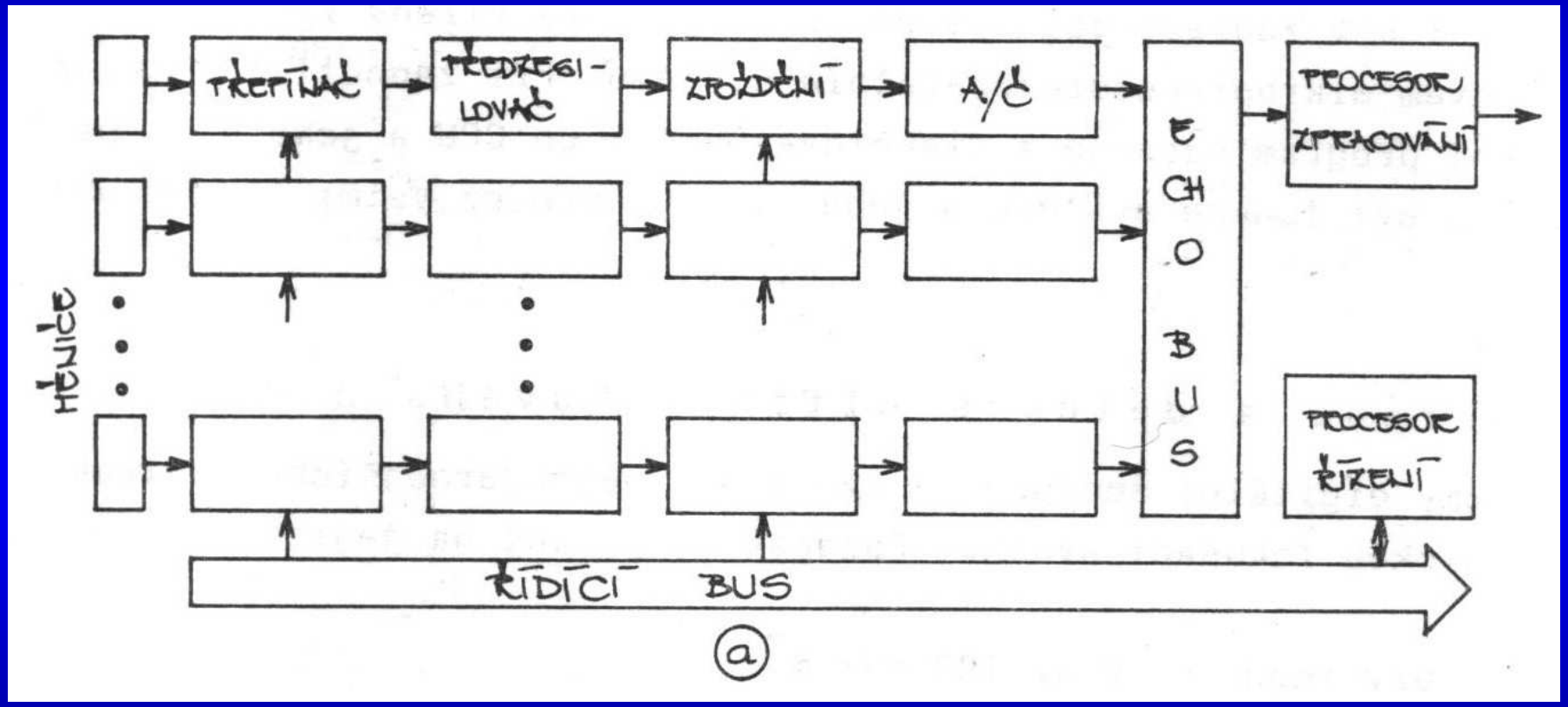
El. fok. dyn. lin. řady měn. v rež. příjmu



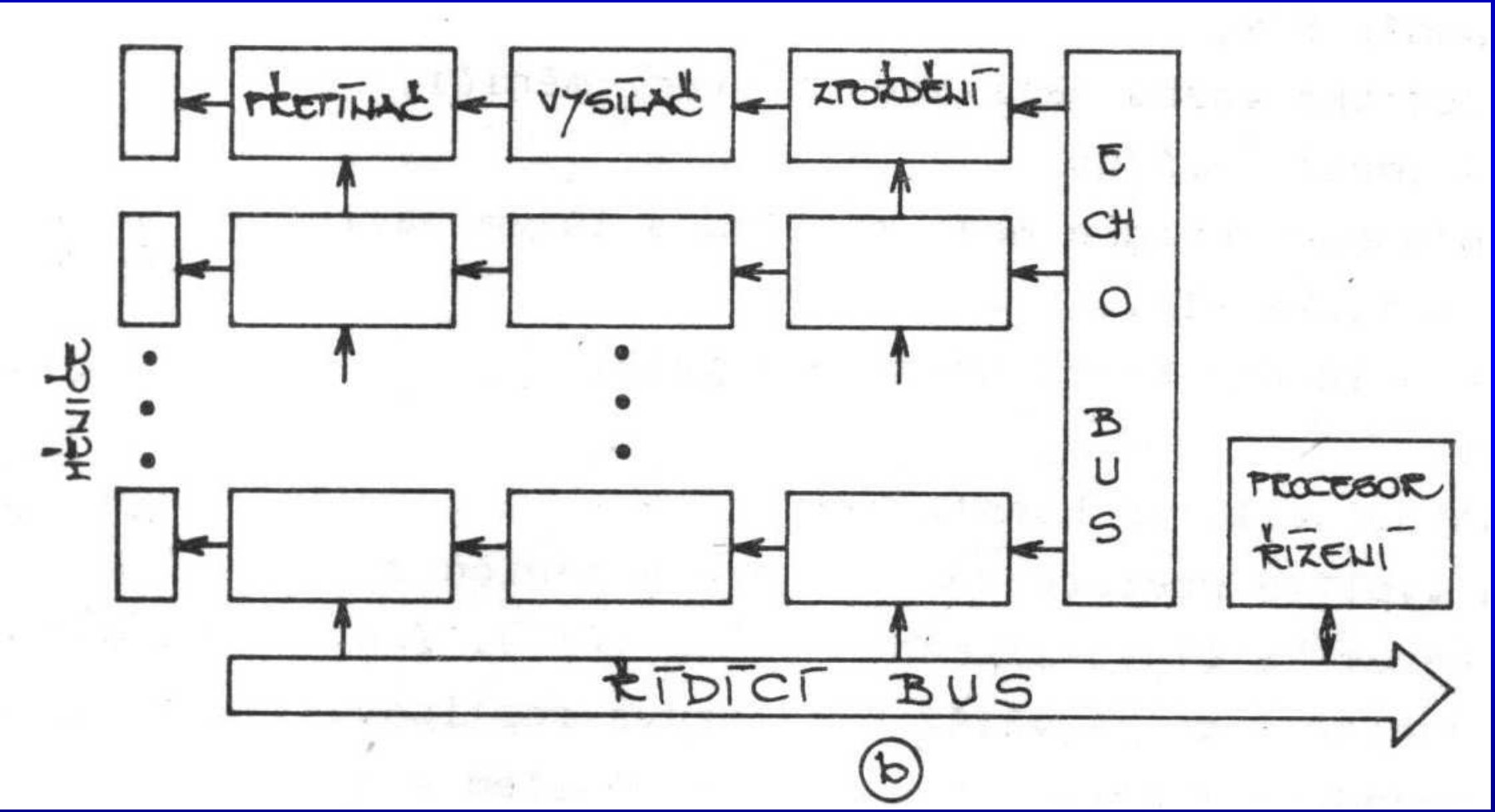
El. fokuzace statická s anulární sondou



Vstupní jednotka v režimu příjmu



Vstupní jednotka v režimu vysílání



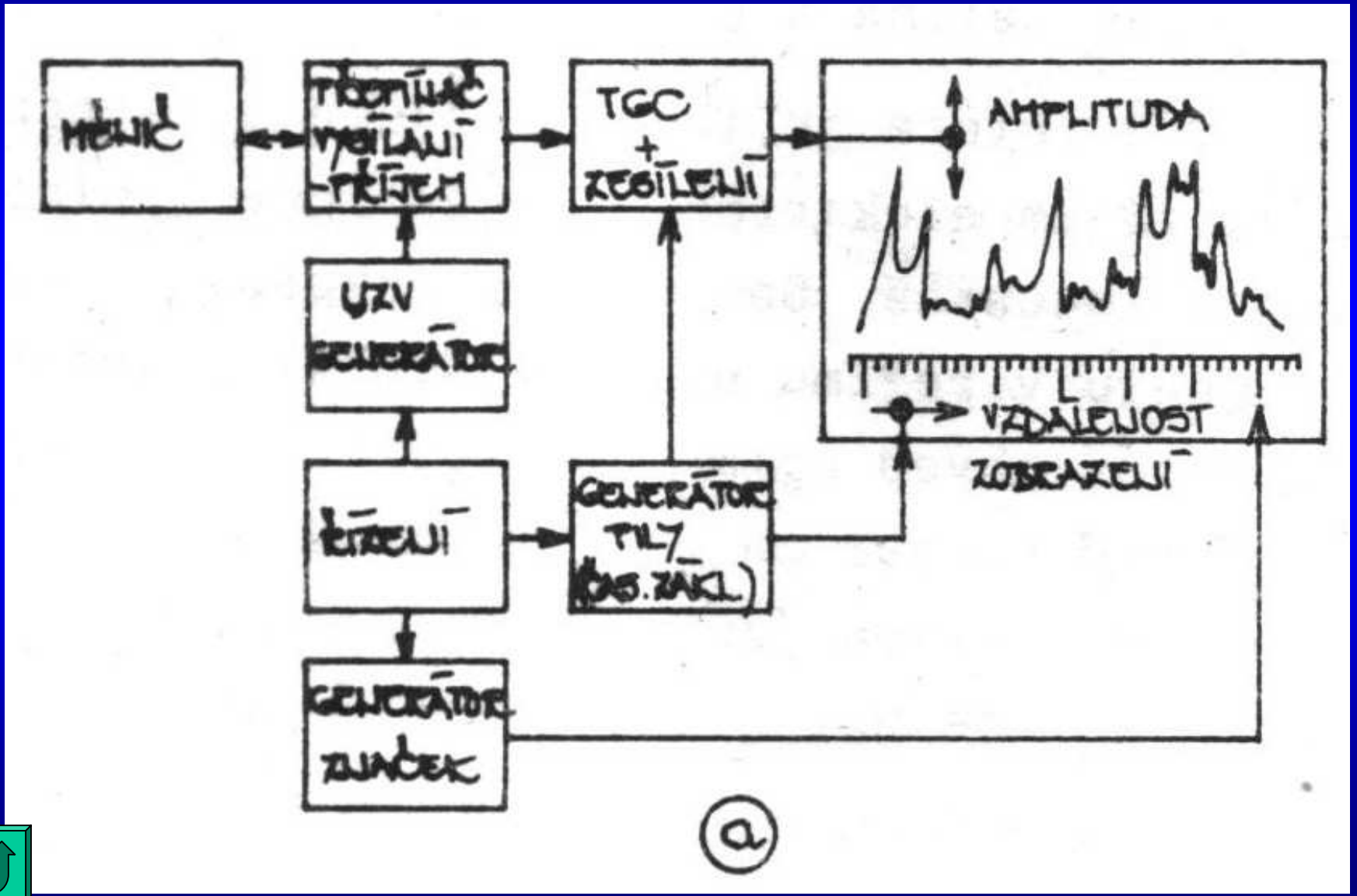
Úvod

Akustika UZ
- Vlnění
- Vlnová rovnice
- Odraz a lom
- Rozhraní
- Útlum

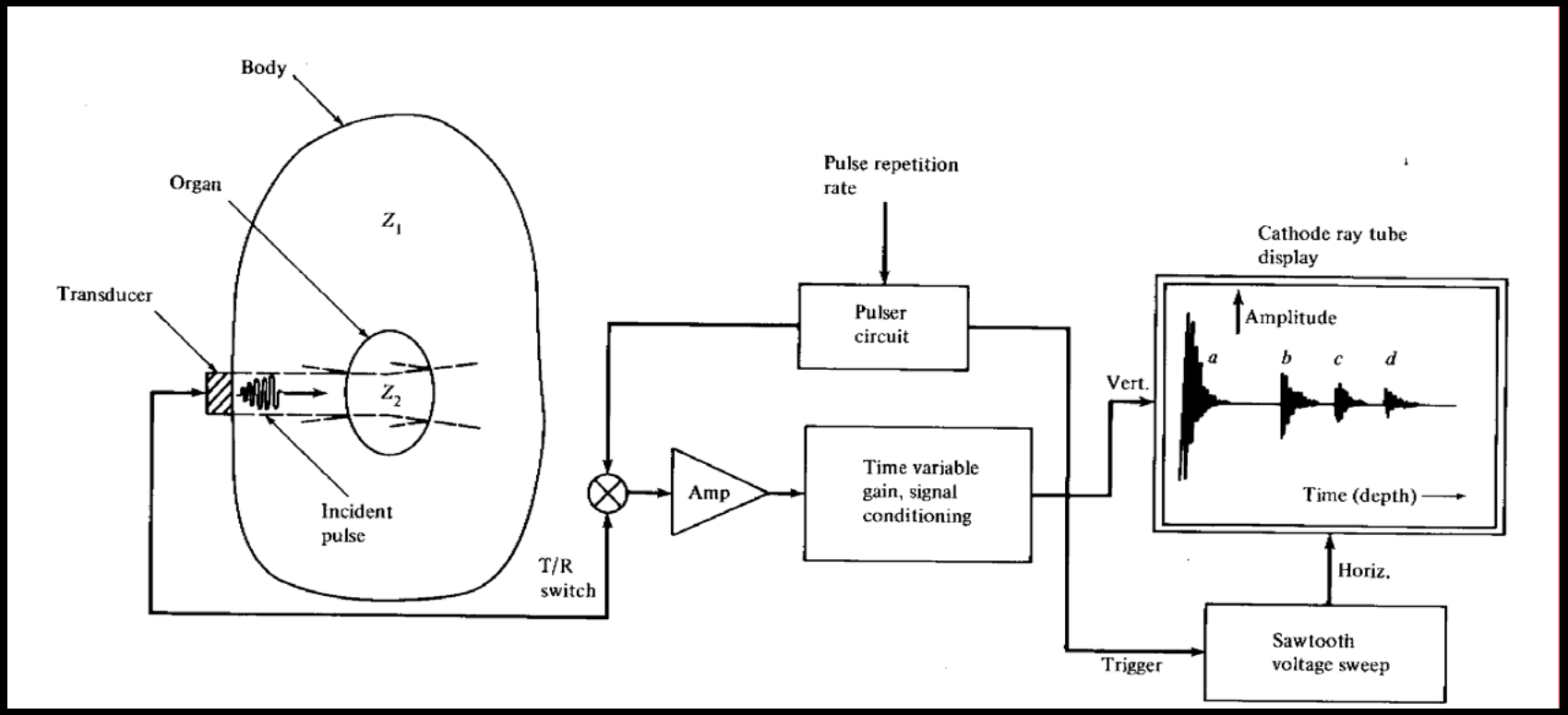
Lékařský UZ
- Přístroje
- Příklady
- Konstrukce
- Kardiologický UZ
- Intravaskulární UZ
- Vady

Generování/detekce
- Směrování
- Fokusace
- Řízení sonografu

Zpracování elektrického sign. - A mód

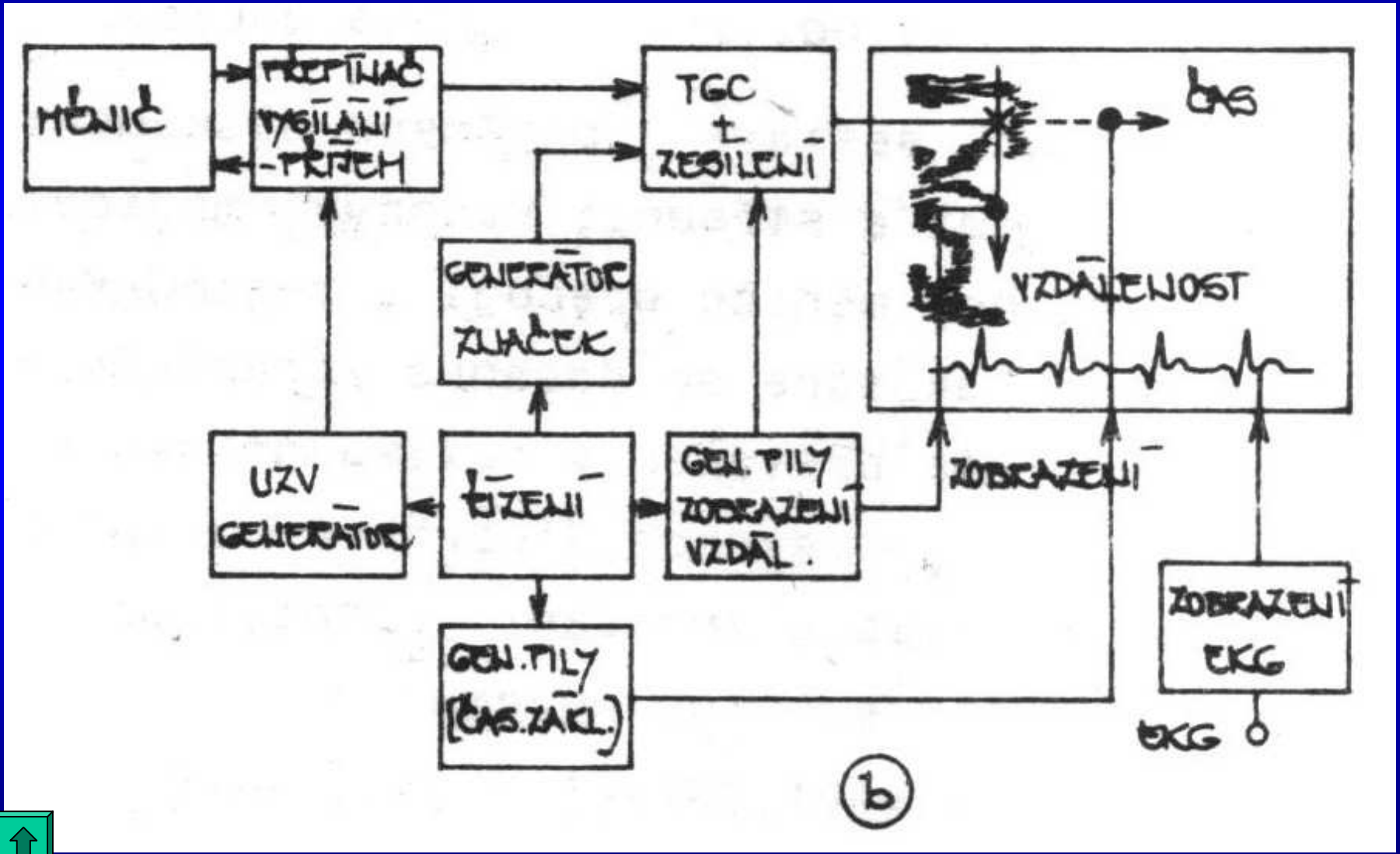


A-mode Ultrasound

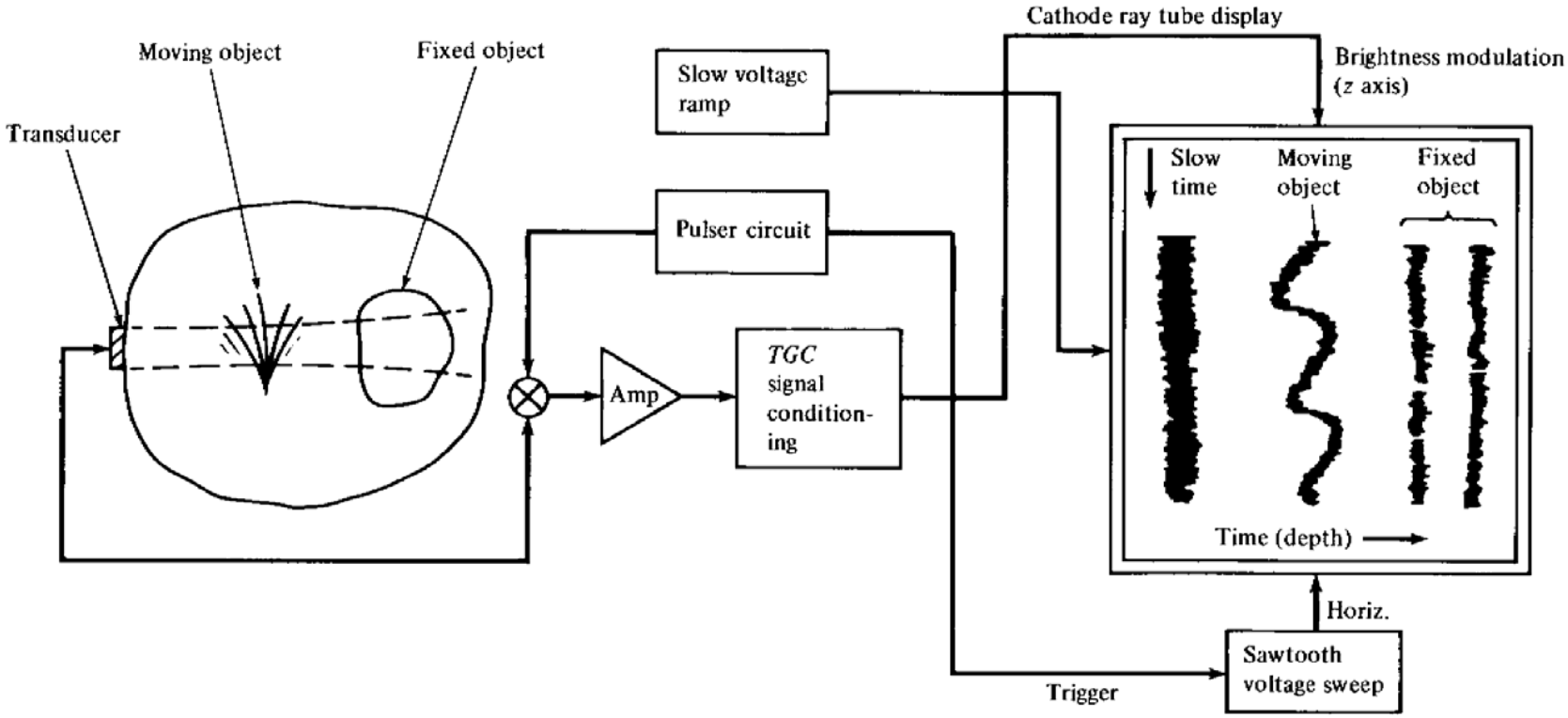


Amplitude of reflected signal vs. time

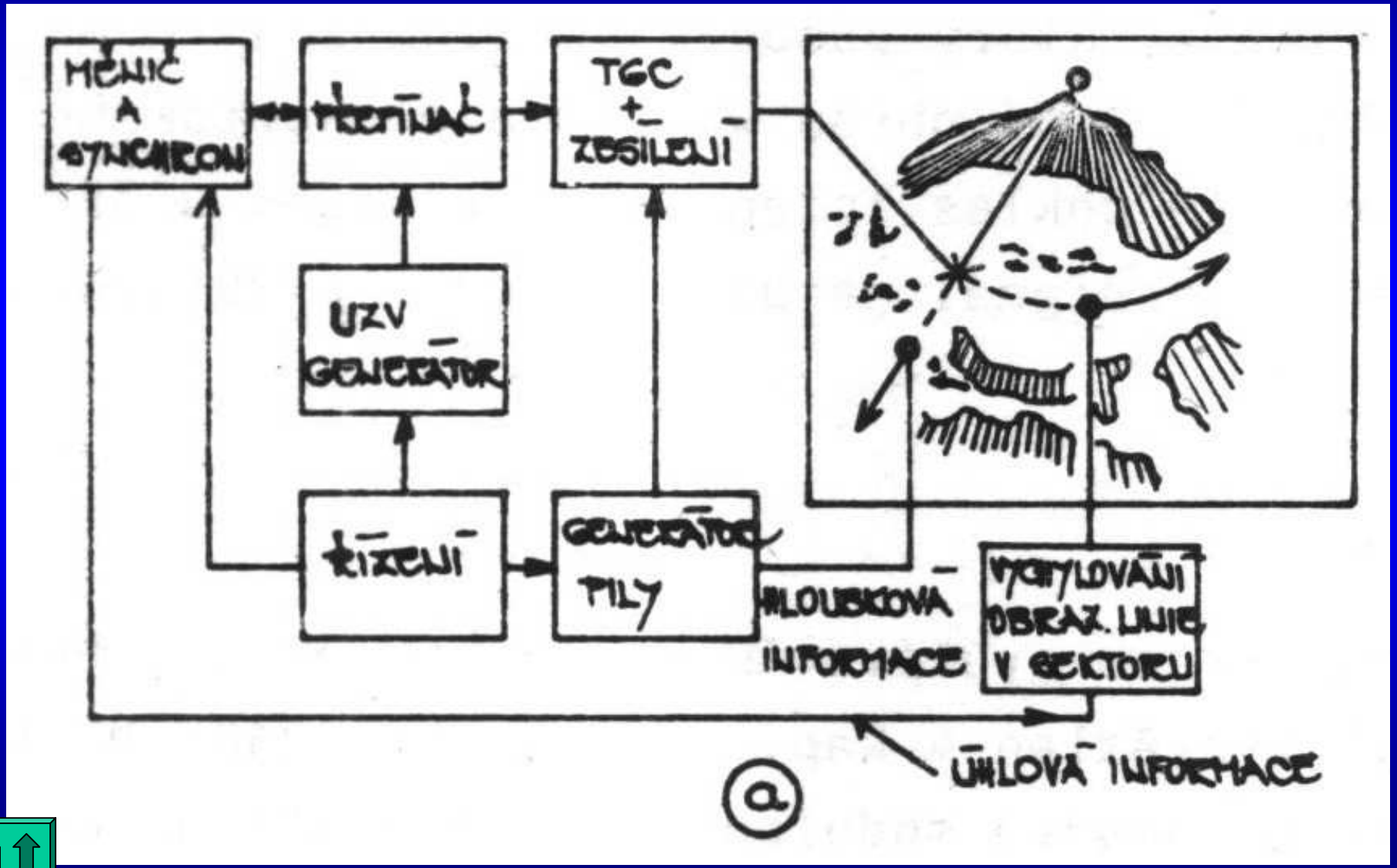
Zpracování elektrického sign. - TM mód



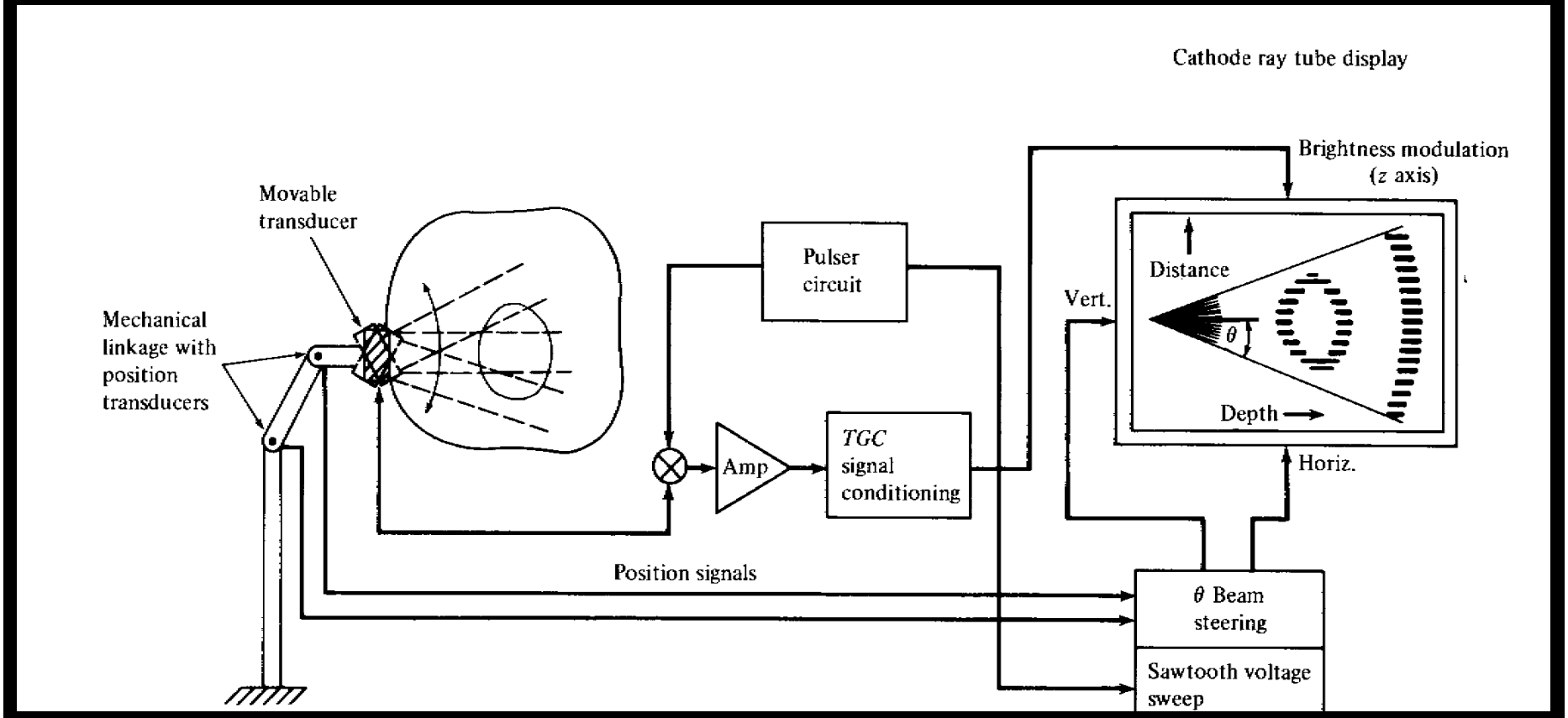
M-mode Ultrasound



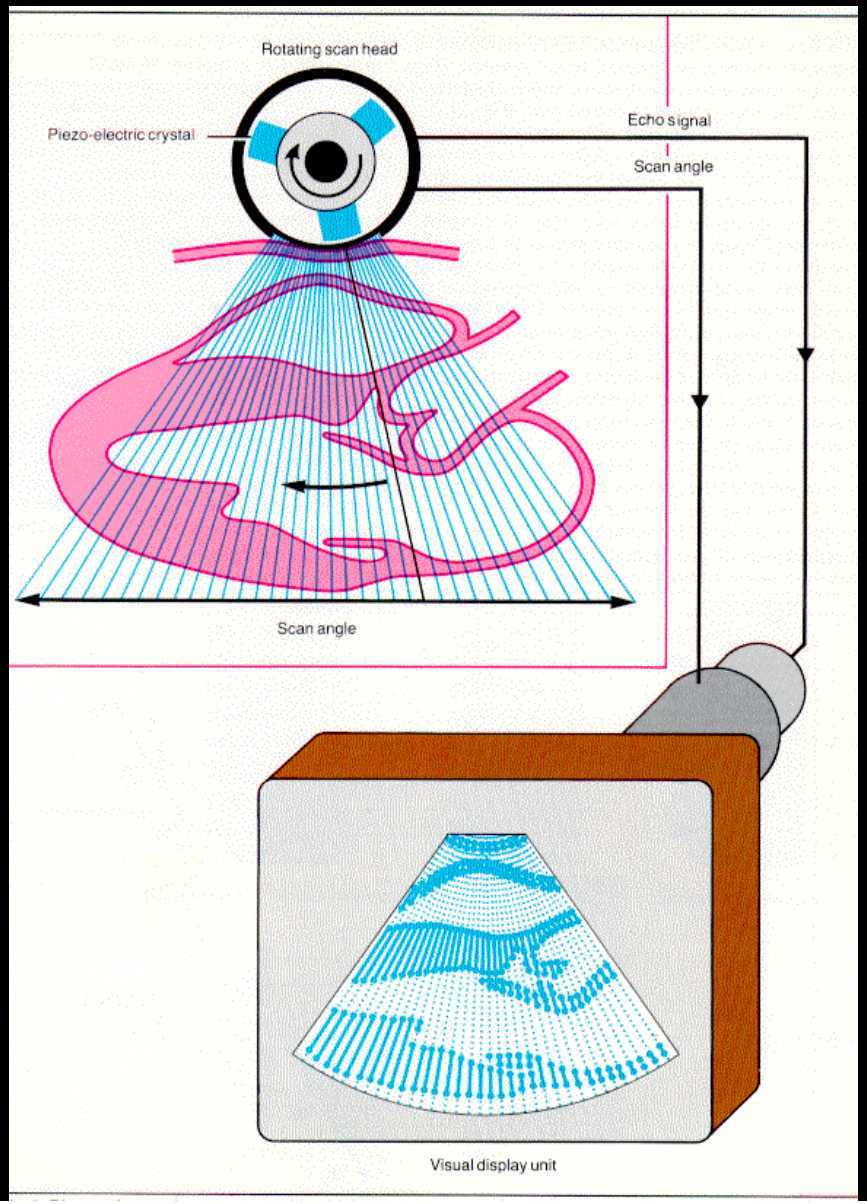
Zpracování elektrického sign. - B mód



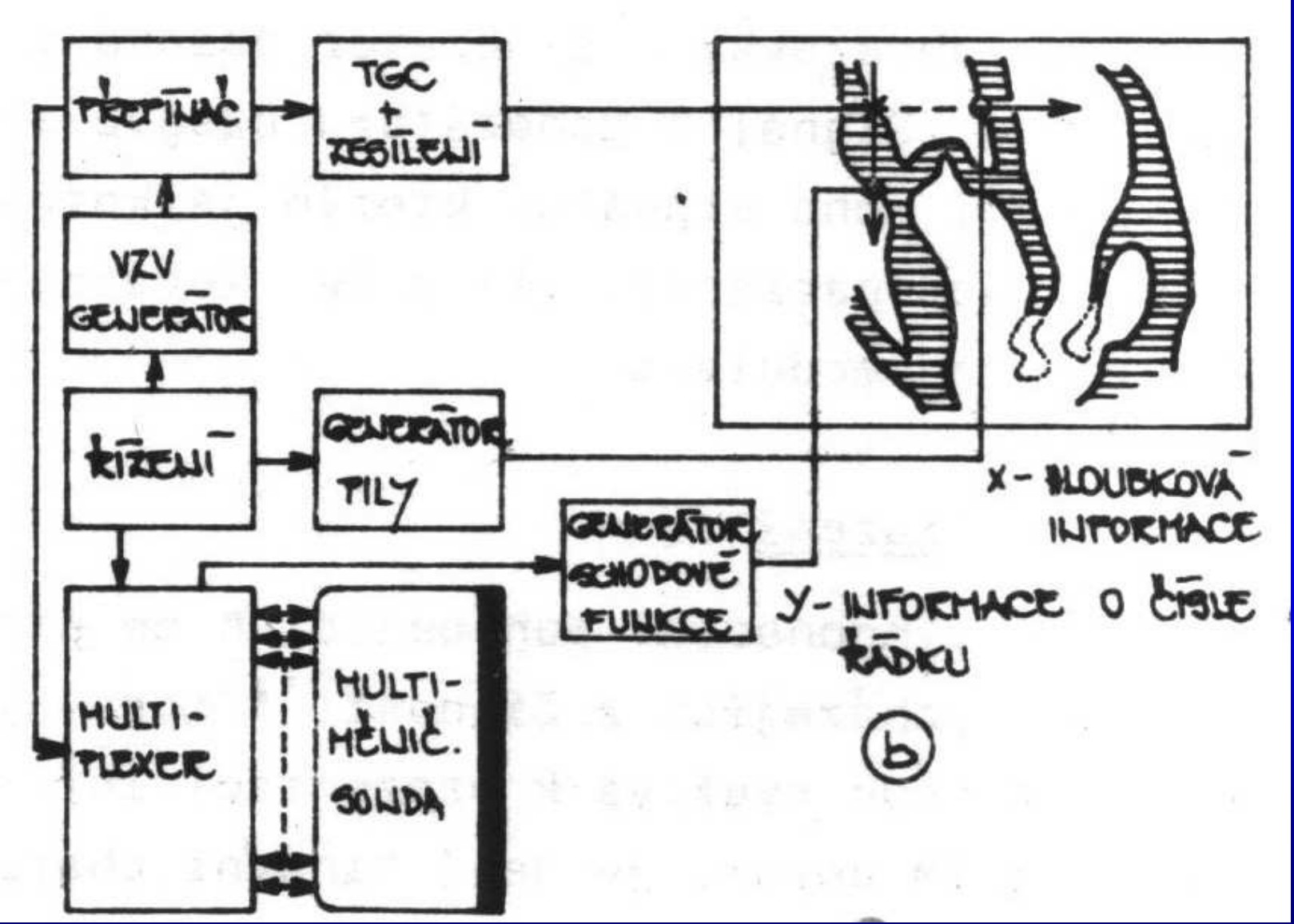
B-mode Ultrasound



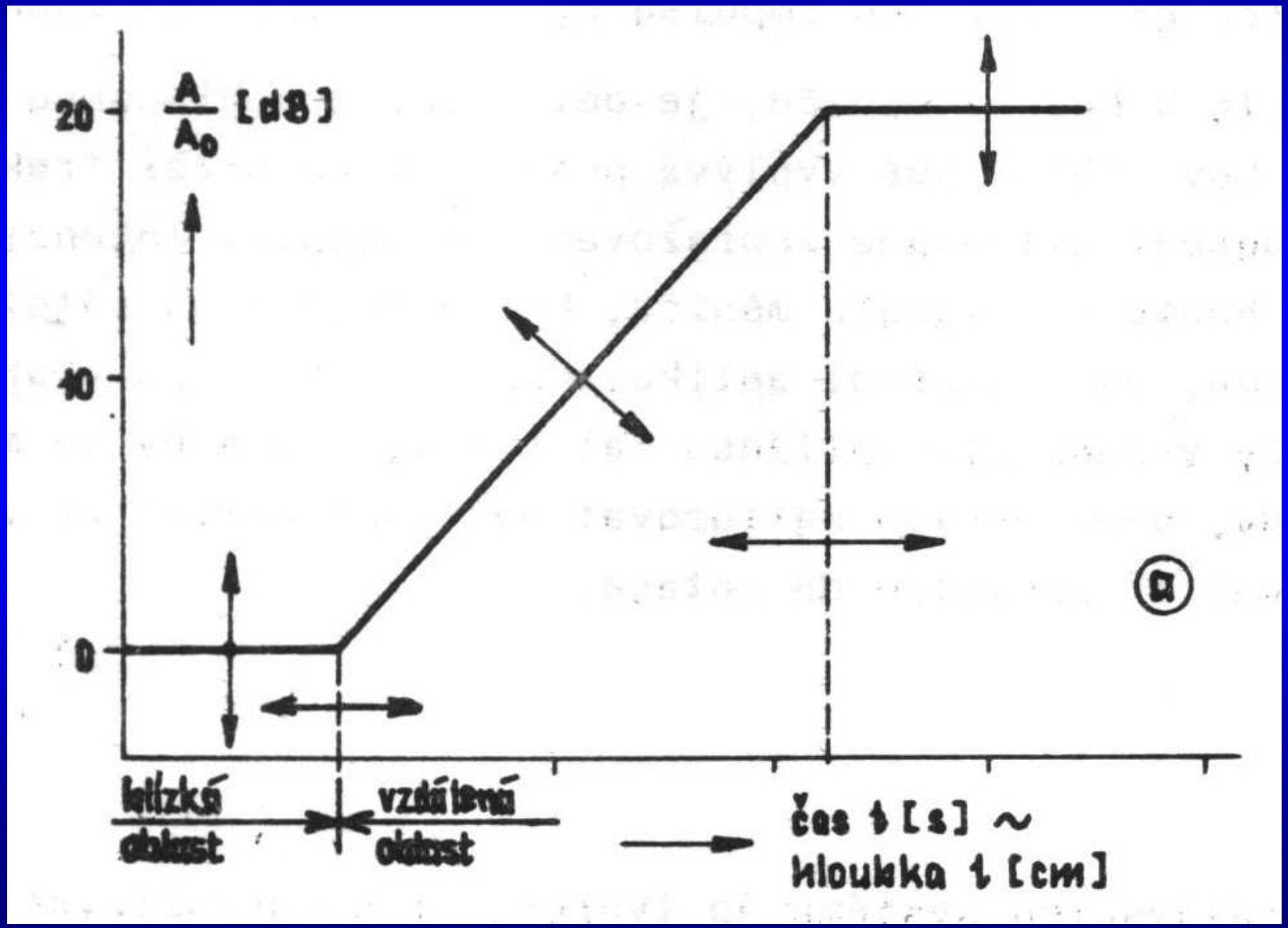
B-mode Example



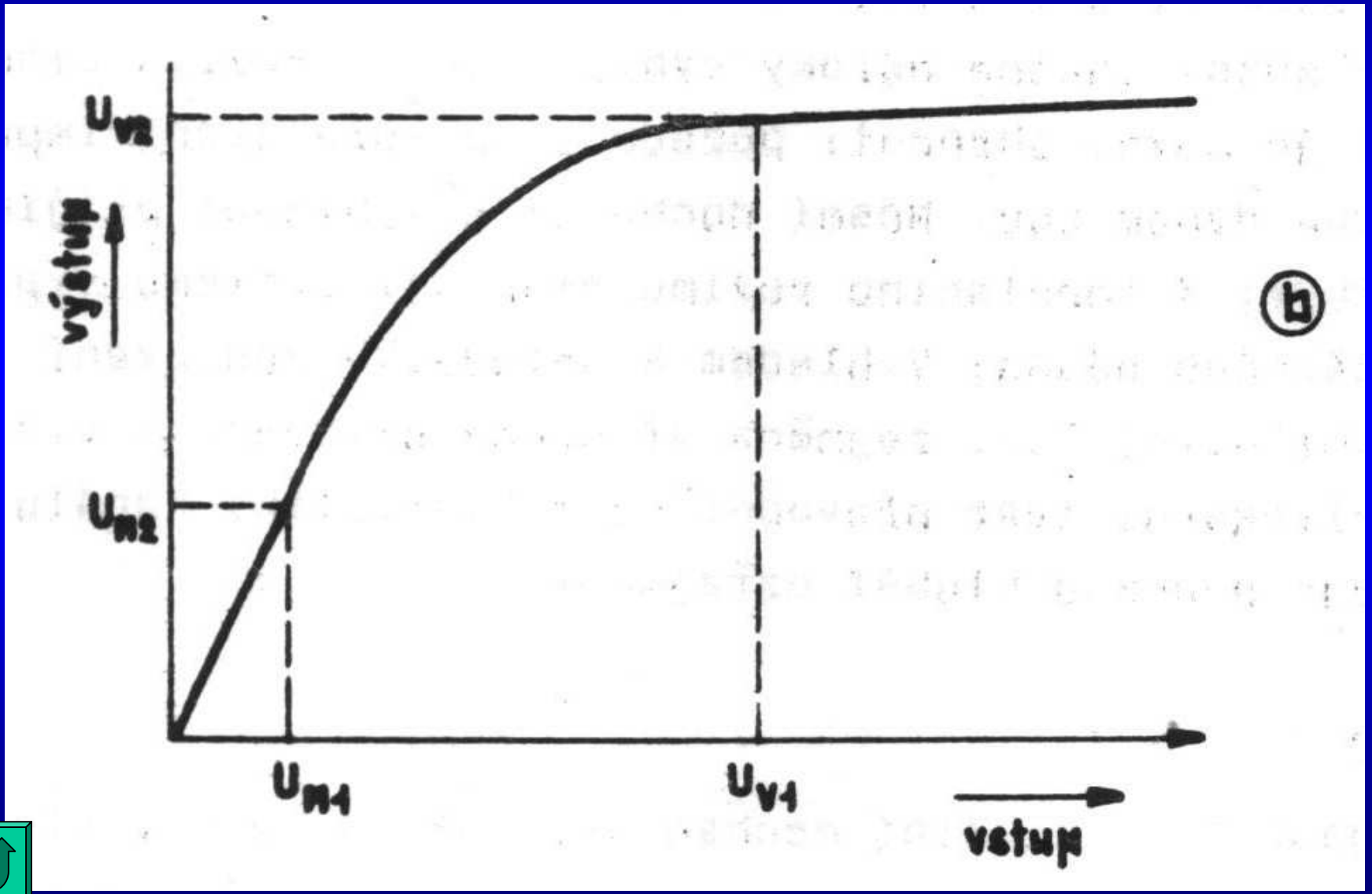
Zpracování elektrického sign. - B mód



Zesilovače s časově řízeným zesílením



Amplitudově řízené zesilovače

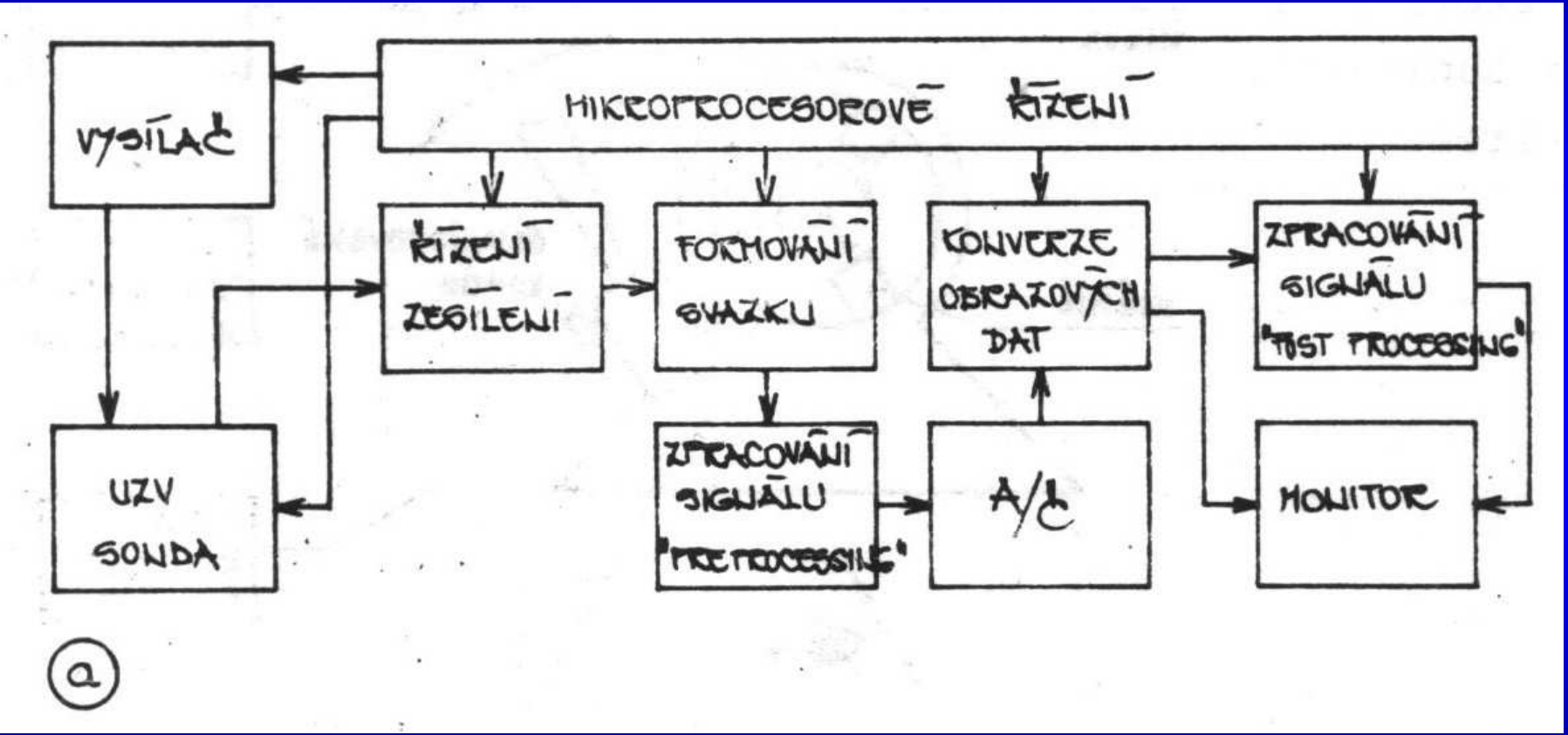


Digitální sonografie

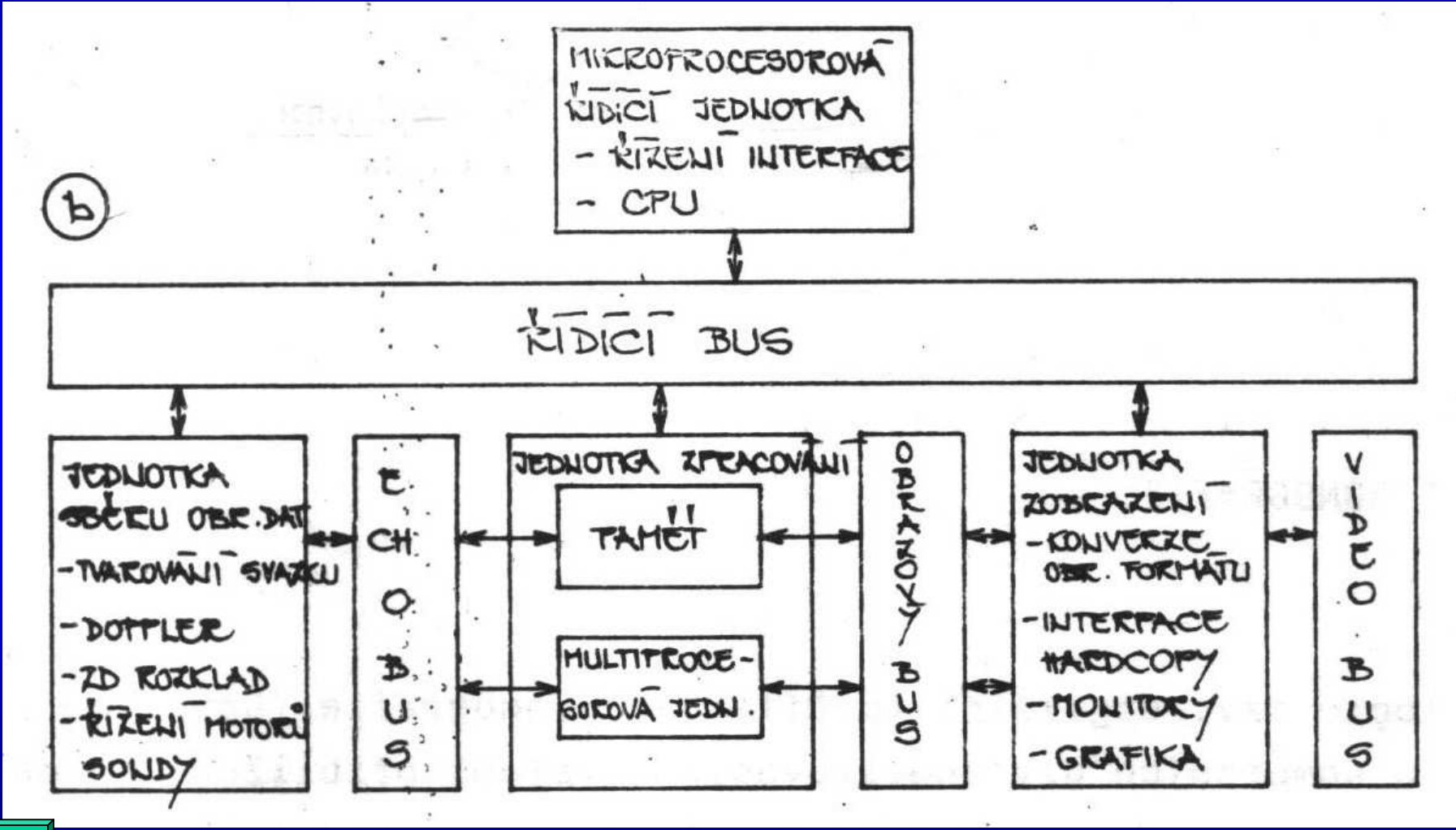
- idea systému digitální sonografie,
- koncepce systému ATL,
- koncepce systému HP,

- generace a detekce UZV signálu,

Idea systému digitální sonografie



Koncepce systému ATL



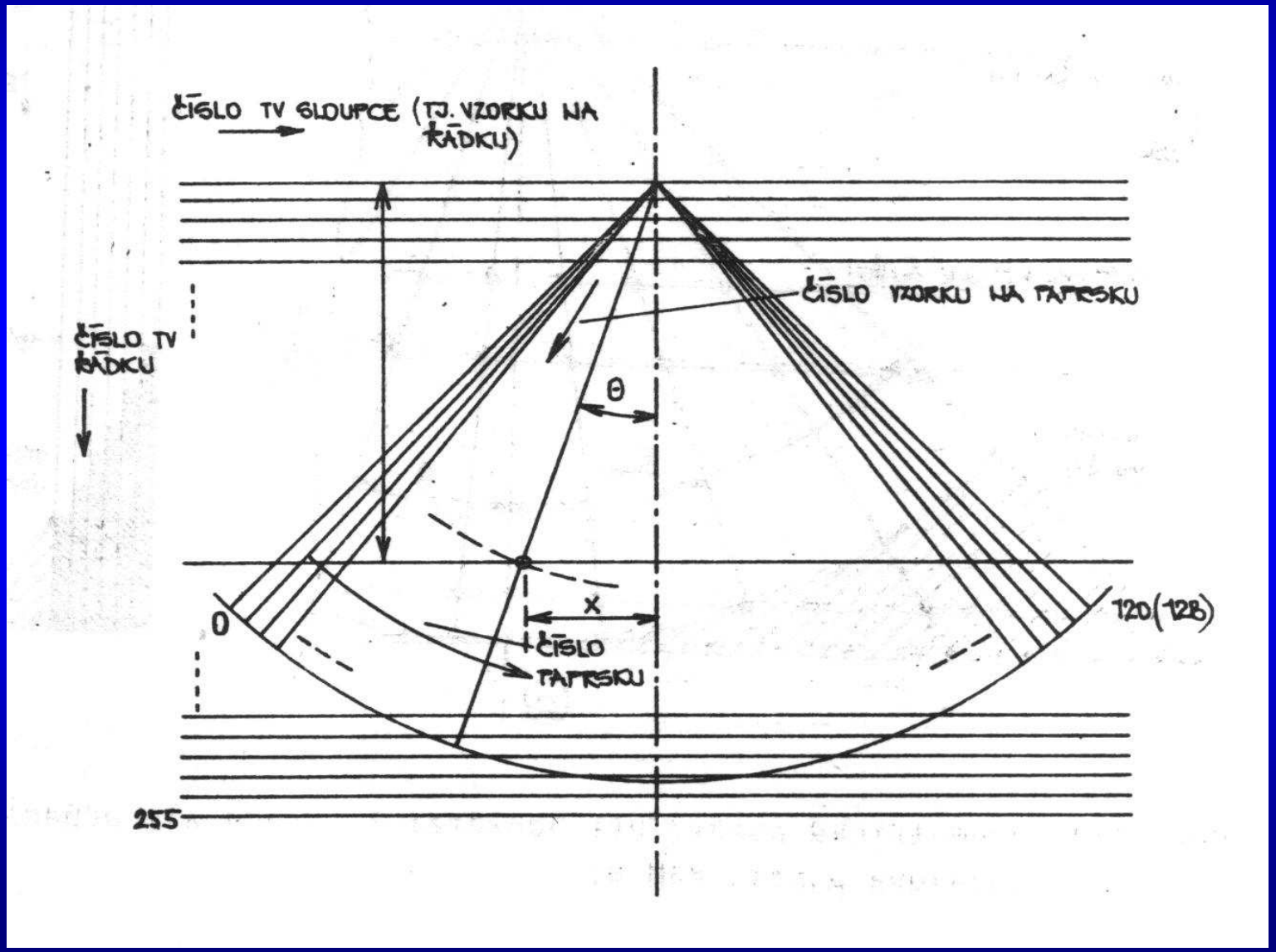
Užívané UZV sondy dle druhu zobrazení

- sektorové zobrazení,
  - mechanické rotační nebo oscilující sondy,
  - anulární sondy s dynamickou el. fokuzací,
  - lineární sondy s el. sekt. zobr. s číslicově optimal. fázovým buzením (computed phased array),
- pravoúhlé zobrazení,
  - lineární sondy s dynamickou el. fokuzací a číslic. optimalizací fázového buzení a změny ef. apertury,

Zprac. obrazového a pozičního signálu

- konverze obrazu,
    - geometrická transformace,
    - přechod k jiné soustavě časování,
- pravoúhlé zobrazení,
    - záměna řádků a sloupců,
    - lineární změna rozměrů v každé ze souřadnic,
- sektorové zobrazení,
    - transformace z polárních do pravoúhlých souř.,
    - časová transformace pomocí vyrovnávací paměti,
- metody konverze,

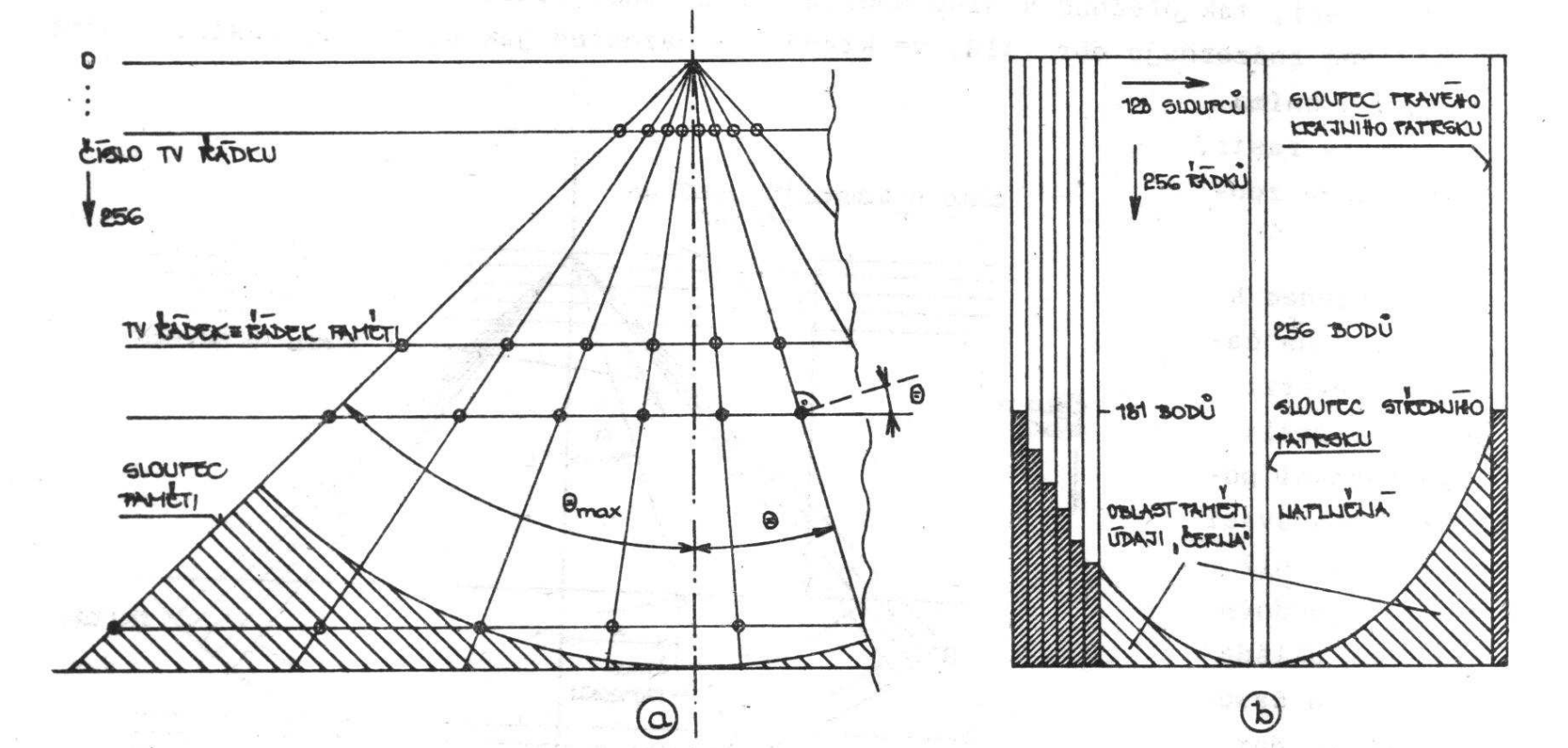
Geom. vztah sekt. sním. a TV zobr. rastru



Metody konverze obrazu

- dle způsobu vzorkování primárního parametrického pole,
  - primární parametrické pole je vzorkováno v bodech průsečíků trajektorie rozkladu a syntézy obrazu - vzorkování obou polí je nerovnoměrné,
    - princip metody,
    - blokové schéma konverze,
  - primární parametrické pole je vzorkováno rovnom. v polárních souřadnicích - hodnoty všech elementů (pixelů) jsou počítány interpolací,
    - princip metody,
    - blokové schéma konverze,

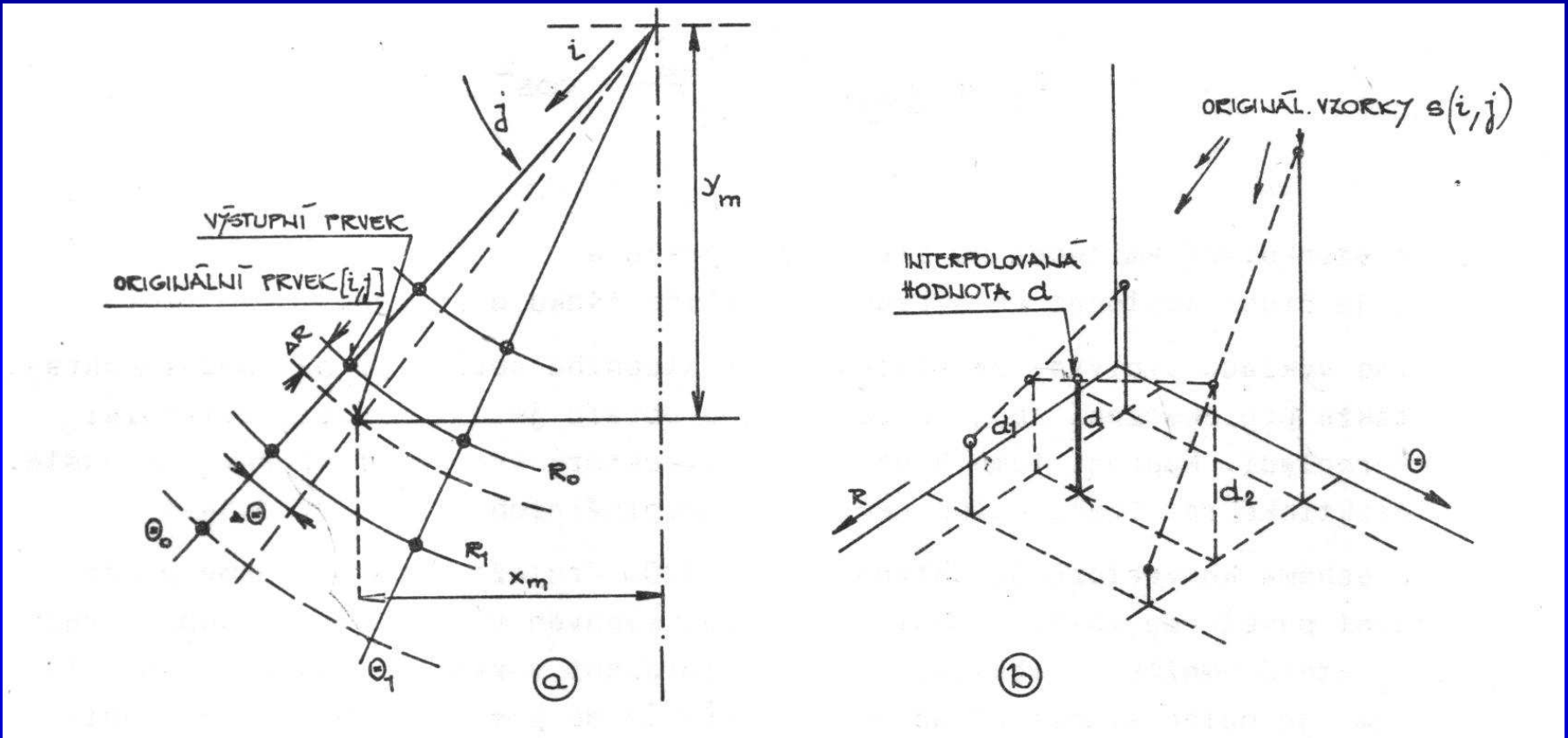
Princip metod konverze 1. skupiny



hust. vzork. KP menší v poměru $1:\cos\Theta_{max}$

$$f_{vz} = f_{vzo}\cos\Theta \qquad f_z = f_{zy\max}\frac{Y_{\max}}{Y}\cos^2\Theta$$

Princip metod konverze 2. skupiny



$$\Theta = arctg\frac{X}{Y}$$

$$R = \frac{1}{\cos\Theta}Y$$

$$d_1 = (1-\Delta R)s_{ij} + \Delta R.s_{i,j+1}$$

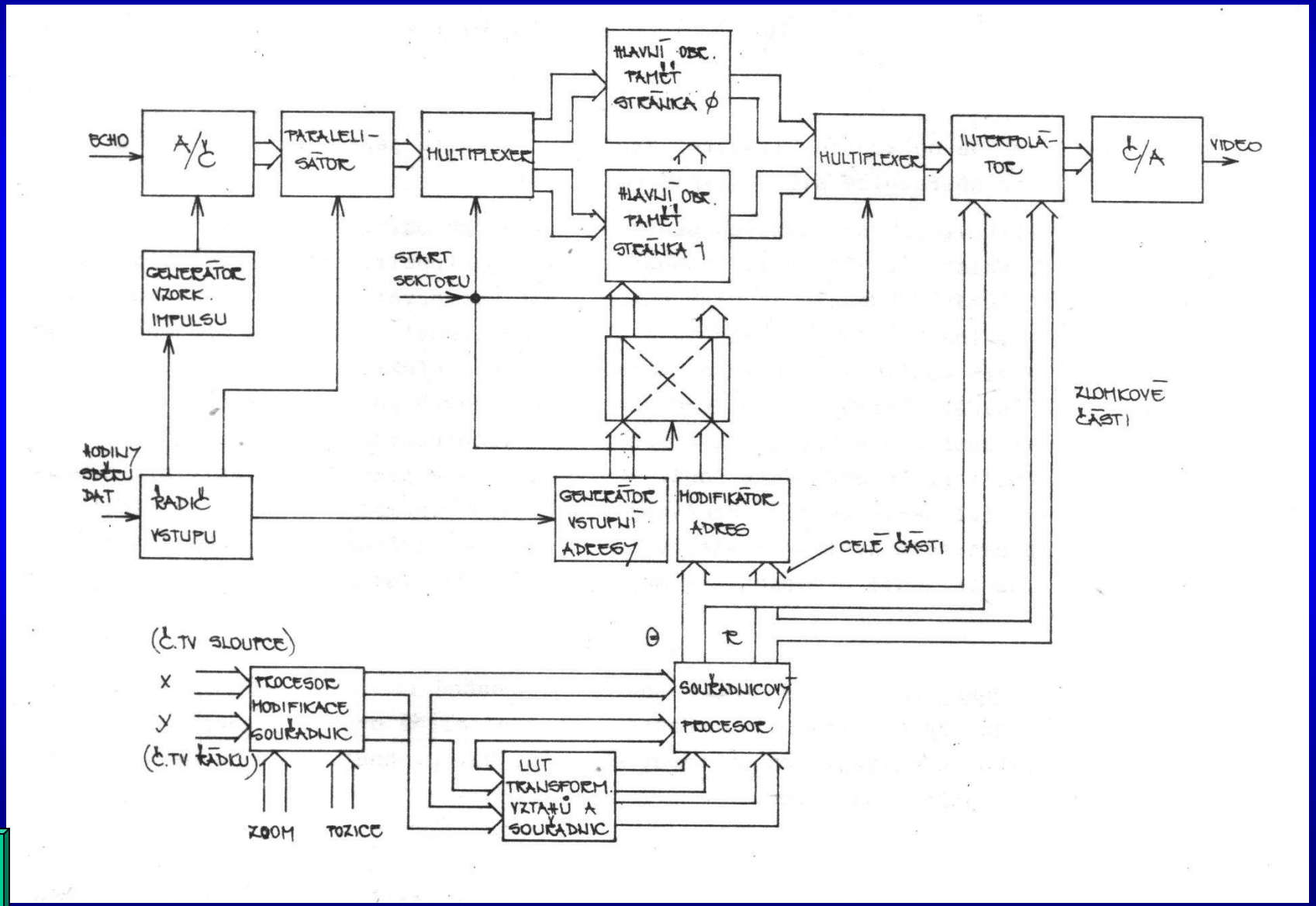
$$d_2 = (1-\Delta R)s_{i+1,j} + \Delta R.s_{i+1,j+1}$$

$$d = d_1(1-\Delta\Theta) + d_2.\Delta\Theta$$

$$X_m = X\frac{1}{m_x} + X_o$$

$$Y_m = Y\frac{1}{m_y} + Y_o$$

Blokové schéma konverze 2. skupiny



Část II

Moderní UZ zobrazovací metody

Dopplerovský ultrazvuk

Kontrastní látky

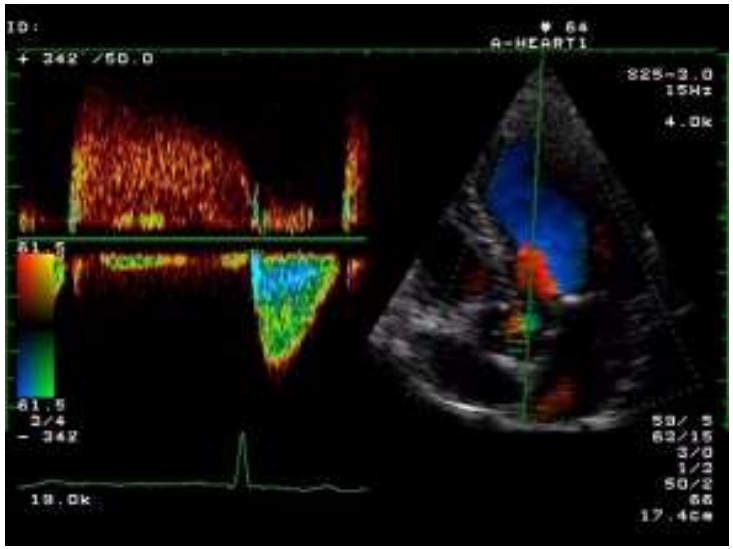
Harmonické zobrazování

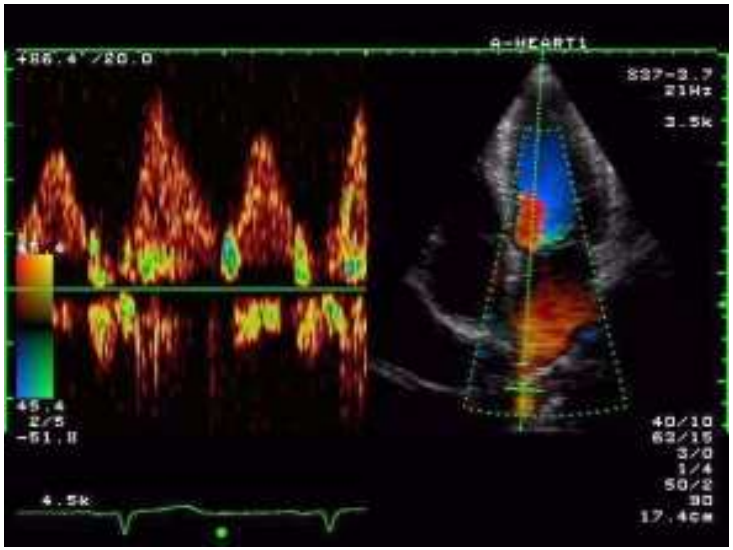
3D UZ zobrazování

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

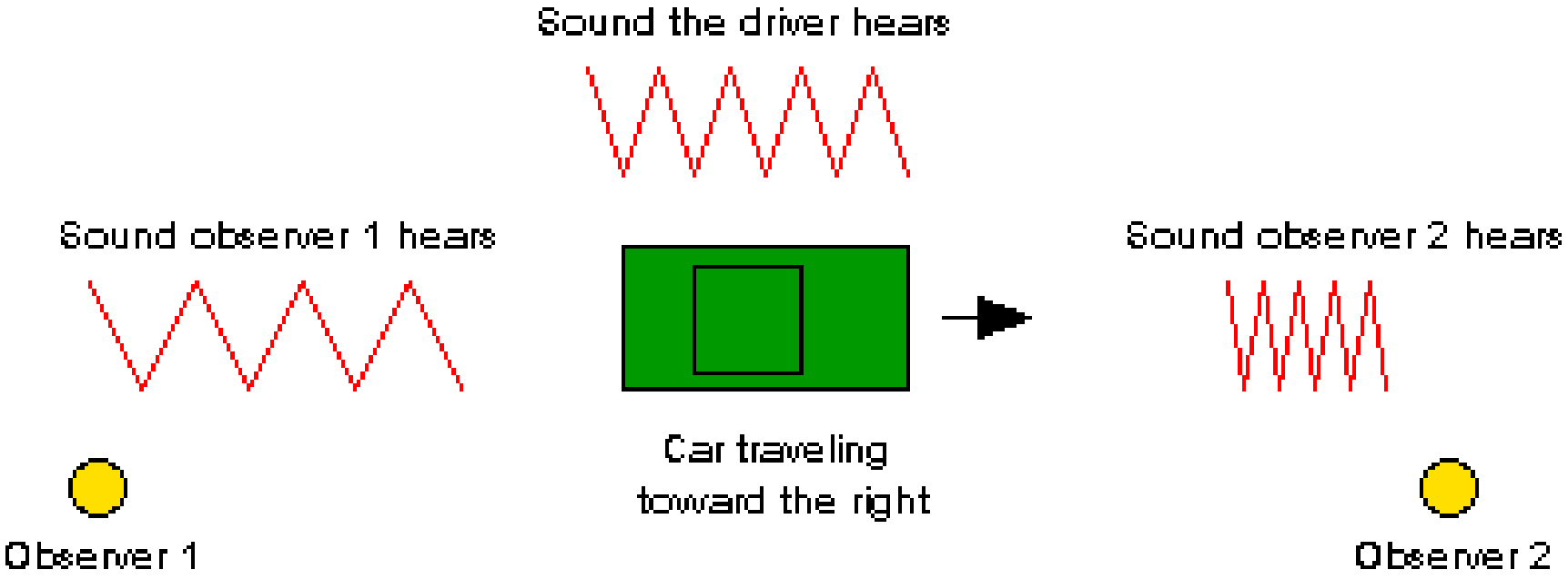
1835 - počátek pobytu v Praze

1842 - formulace Dopplerova principu

1845 - experimentální ověření

1847 - konec pobytu v Praze

Doppler Principle



Dopplerův princip (jev)

Frekvence jakéhokoli vlnění se mění, pohybuje-li se jeho zdroj vůči pozorovateli či naopak.

Aplikací tohoto principu je velmi mnoho, nás však zajímá měření rychlosti krve a s tím související otázky:

1. Emituje proudící krev zvukové vlnění?

Ne. UZ vlnění ze sondy musí prostoupit tkání až k požadovaným cévám.

2. Od jakých částic se může UZ vlnění odrážet?

Od červených krvinek.

Červené krvinky - pohybující se přijímač

- pohybující se zdroj

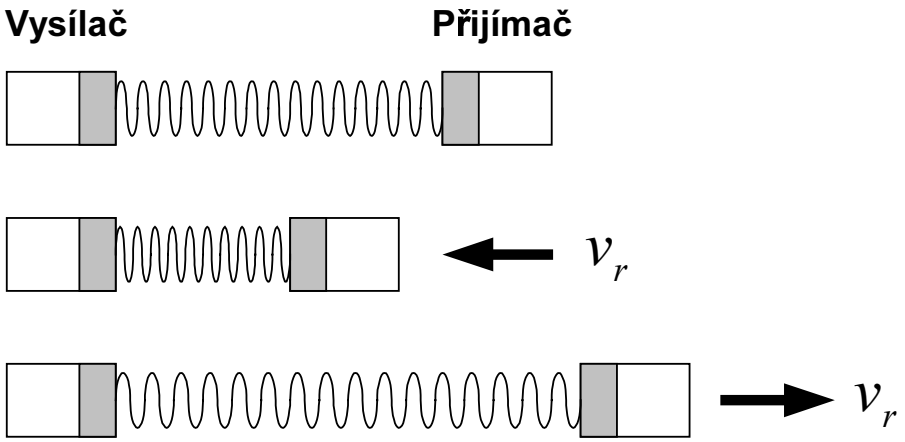
Uvažujme dva případy:

1. Stacionární zdroj a pohybující se přijímač

2. Stacionární přijímač a pohybující se zdroj

1. Stacionární zdroj a pohybující se přijímač

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



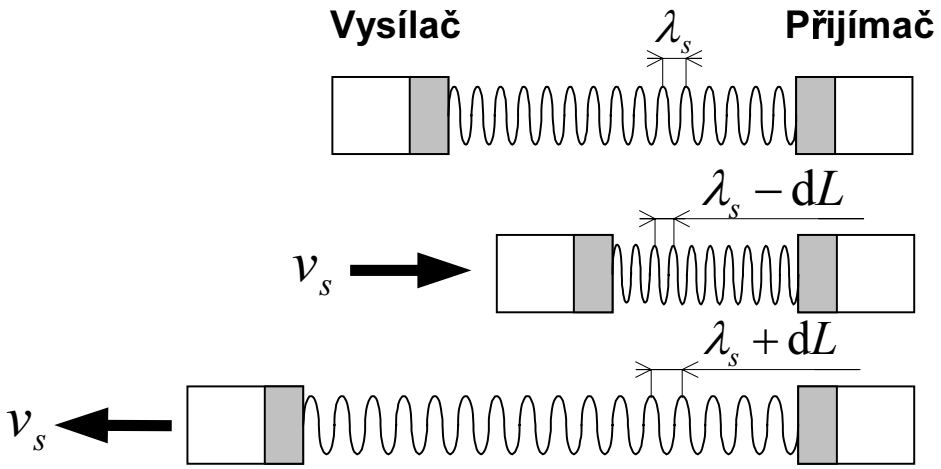
Dopplerova frekvence

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

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

2. Stacionární přijímač a pohybující se zdroj

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



$$\mathrm{d}L = v_s\left(\frac{1}{f_s}\right)$$

$$\lambda_r = \lambda_s - \mathrm{d}L = \frac{c}{f_s} - \frac{v_s}{f_s} = \frac{c}{f_r}$$

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

Použitím rozvoje do Taylorovy řady

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

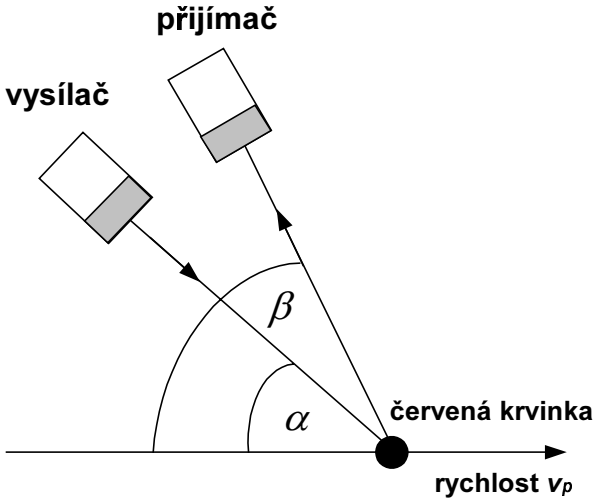
Všechny členy s x^2 a vyšší mocninou zanedbáme a protože *v/c* << *1* můžeme psát

$$f_r = \left(1 + \frac{v_s}{c}\right) f_s$$

Dopplerova frekvence

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

Použití předchozích vztahů pro případ červených krvinek, které se pohybují pod určitým úhlem ke směru UZ paprsku



$$\omega_p = \omega_c + \left(v_p \frac{\cos\alpha}{c} \right) \omega_c$$

$$\omega_r = \left(1 + v_p \frac{\cos\beta}{c}\right)\omega_p$$

$$= \left(1 + v_p \frac{\cos\beta}{c}\right)\left(1 + v_p \frac{\cos\alpha}{c}\right)\omega_c$$

$$= \left(1 + v_p \frac{\cos\beta}{c} + v_p \frac{\cos\alpha}{c} + \left(\frac{v_p}{c}\right)^2 \cos\alpha\cos\beta\right)\omega_c$$

Zanedbáním členu $(v_p/c)^2$ dostaneme

$$\omega_r = \omega_c + \left(\frac{v_p}{c}\right)\left(\cos\alpha + \cos\beta\right)\omega_c$$

Dopplerův kmitočet je pak dán

$$\omega_r = \left(\frac{v_p}{c}\right)\left(\cos\alpha + \cos\beta\right)\omega_c$$

Pro další úpravu použijeme goniometrické vzorce

$$\left(\cos\alpha + \cos\beta\right) = 2\cos\frac{1}{2}\left(\alpha + \beta\right)\cos\frac{1}{2}\left(\alpha - \beta\right)$$

Pokud zavedeme následující značení

$$\Phi = \alpha - \beta \quad \text{a} \quad \Theta = \frac{1}{2}\left(\alpha + \beta\right)$$

dostaneme

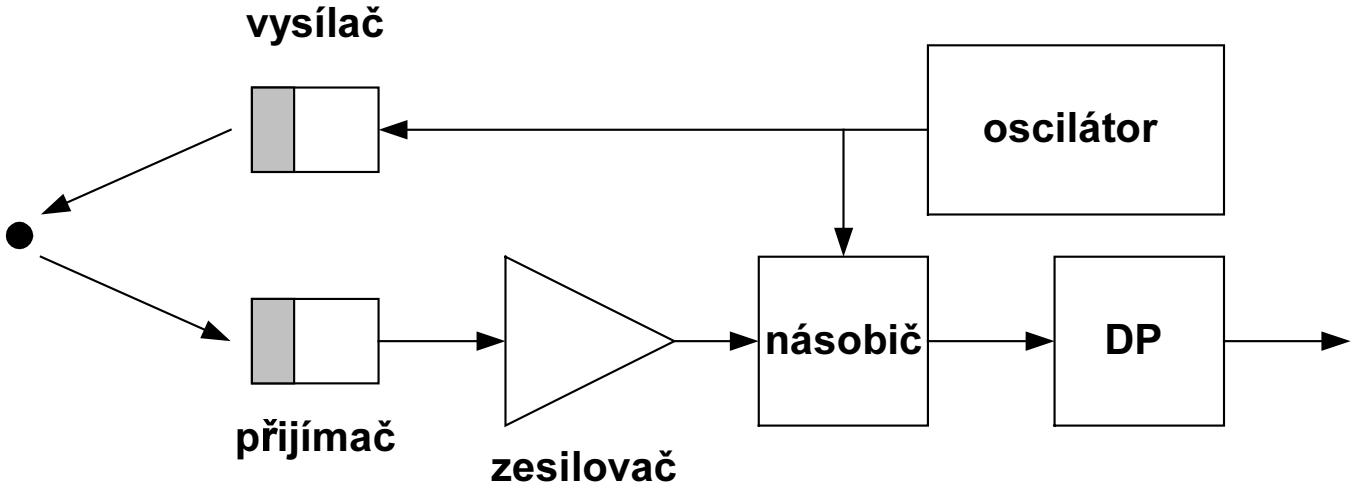
$$\omega_D = 2\left(\frac{v_p}{c}\right)\cos\Theta\cos\left(\frac{\Phi}{2}\right)\omega_c$$

Pokud úhel $\Phi = 0$ **, pak dostaneme známý tvar rovnice**

$$\boxed{\omega_D = 2\left(\frac{v_p}{c}\right)\omega_c\cos\Theta}$$

Pro $\Phi = 0$ **nastává optimální uspořádání, protože je maximalizován přijatý výkon. Dopplerův kmitočet může být kladný či záporný. To je závislé na směru toku krve. Nevýhodou je nutnost znát úhel** Θ **, který v praxi neznáme a obtížně by se zjišťoval.**

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

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

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

Jednotlivé složky ve výše uvedeném vztahu znamenají:

$\boxed{\cos(2\omega_c t + \Phi)}$ **dvojnásobek vysílané frekvence** **potlačení (DP)**

$\boxed{\cos(2\omega_c t + \omega_D t)}$ **dvojnásobek vysílané frekvence** **potlačení (DP)**

$\boxed{\cos(\Phi)}$ **stejnosměrná složka** **potlačení (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

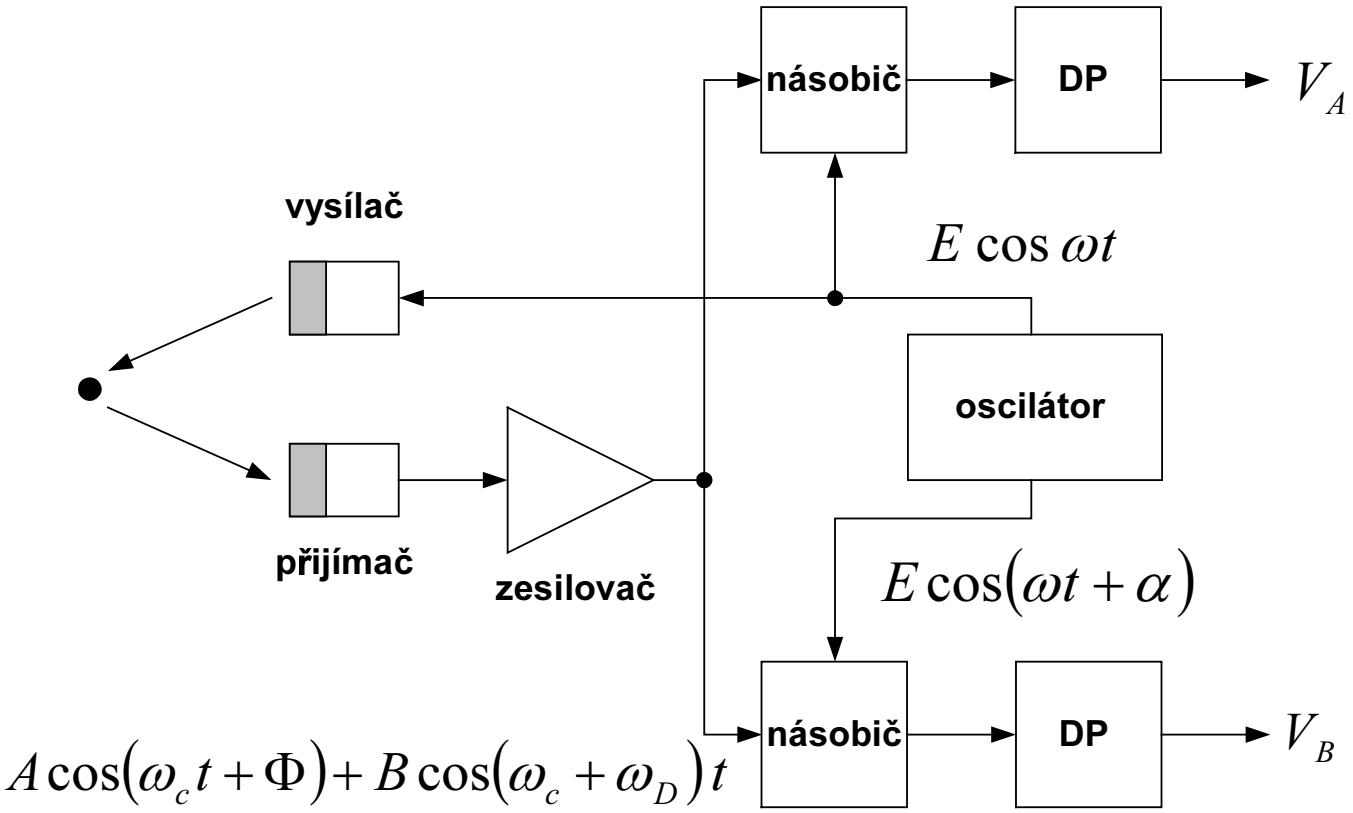
Příklad

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.

Postupy pro separaci horní a dolní postranní frekvence

- základní uspořádání směrového demodulátoru
- frekvenční filtrace
- zpracování v časové oblasti
- zpracování ve fázové oblasti
- zpracování ve frekvenční oblasti

Základní uspořádání směrového demodulátoru



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

Tyto výrazy obdržíme, pokud po násobení v demodulátoru aplikujeme stejné filtrace, jako u nesměrového Dopplerova demodulátoru

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

Pro $\omega_D > 0$ **je fázový rozdíl mezi VA a VB roven úhlu** α $\uparrow$

Pro $\omega_D < 0$ **je fázový rozdíl mezi VA a VB roven úhlu** $-\alpha$ $\downarrow$

$$V_A = \frac{1}{2} BE \cos[(-\omega_D) t] = \frac{1}{2} BE \cos(\omega_D t)$$

$$V_B = \frac{1}{2} BE \cos[(-\omega_D) t - \alpha] = \frac{1}{2} BE \cos(\omega_D t + \alpha)$$

Fázové zpracování kvadraturních signálů V_A a V_B

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

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

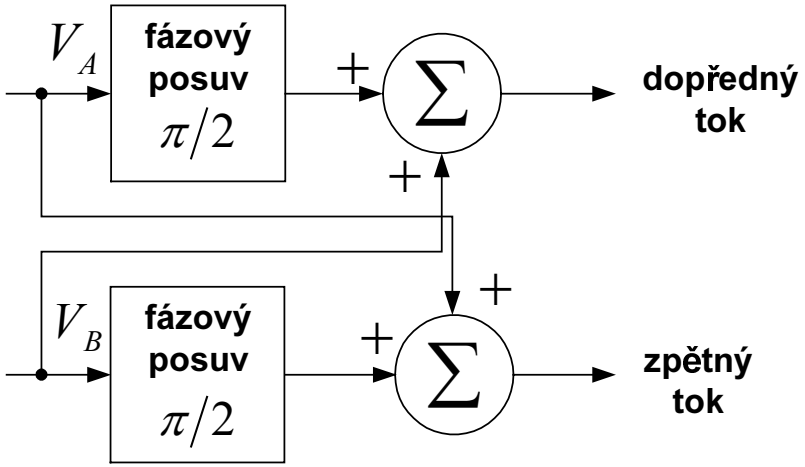
Pokud zanedbáme amplitudy, pak dostaneme

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

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

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

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



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

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

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

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

$$\boxed{(2)+(3) = \sin\omega_f t} \qquad \boxed{(1)+(4) = \cos\omega_r t}$$

Frekvenční filtrace

- pouze principielní metoda, nepoužívá se

- použití PP na signál dopředného a zpětného toku

- postranní pásma ~ 100Hz a střední frekvence MHz →

    - velká strmost filtrů

- vážný problém - zbytková nosná frekvence, ve vztahu vůči Dopplerovskému signálu se jedná až o 120dB(10^6)

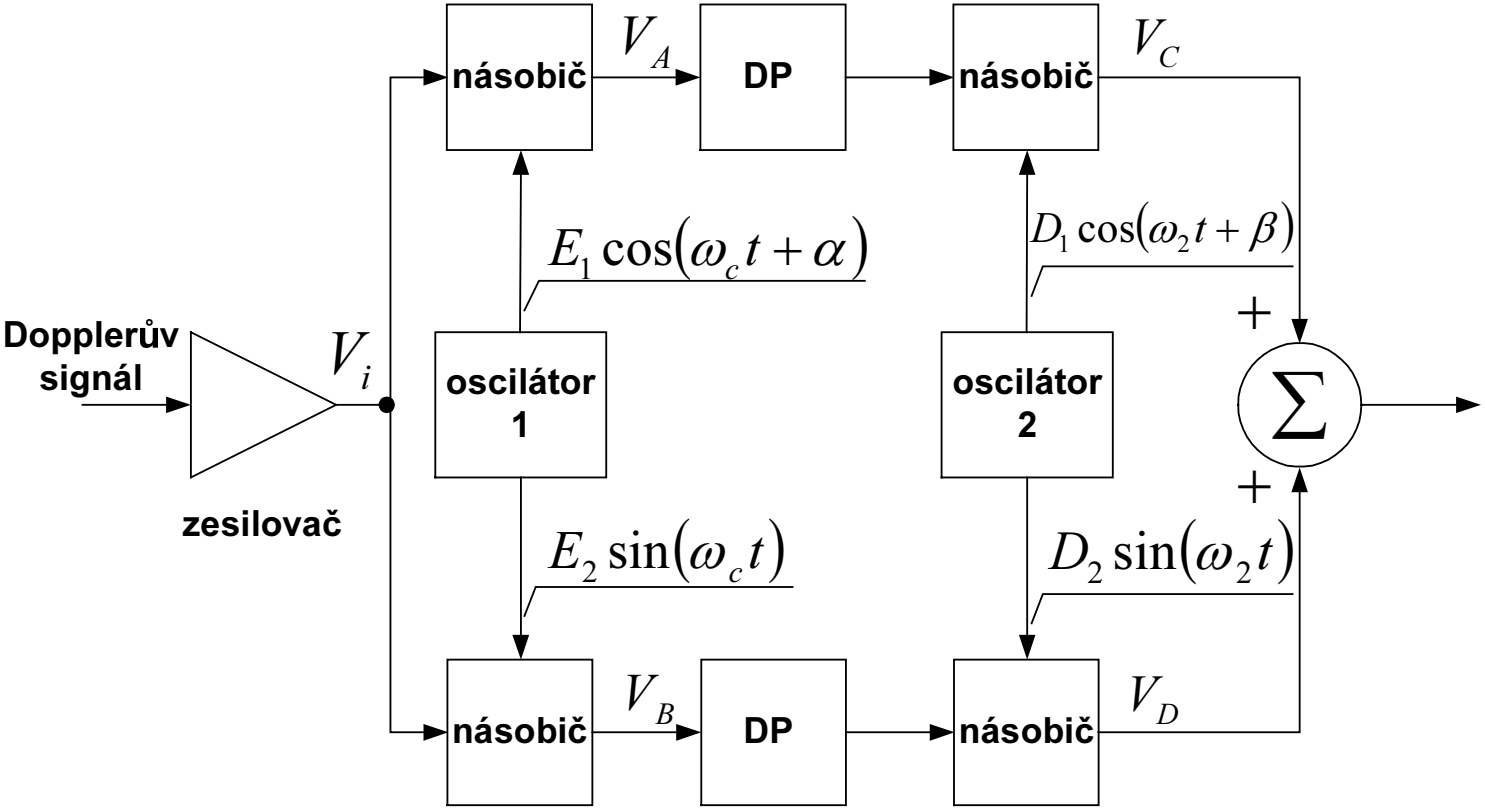
Zpracování v časové oblasti

- také nazýváno jako metoda průchodu nulou „zero-crossing method“
- dnes již historií, metoda nebyla spolehlivá, pokud se současně vyskytoval signál dopředného a zpětného toku
- dá se odvodit, že průměrný počet průchodů nulou je

$$\bar{N}_0 = \frac{1}{\pi}\left[\frac{\int_0^\infty \omega^2 F(\omega)\,\mathrm{d}\omega}{\int_0^\infty F(\omega)\,\mathrm{d}\omega}\right]^{1/2}$$

- toto RMS a je ~ RMS v a ne AVG v, pro malý rozsah frekvencí, resp. úzkopásmové signály je RMS ~ MEAN $\rightarrow$ ~ MEAN v

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 ω_2

α **a** β **představují chybu ve fázovém rozdílu**

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

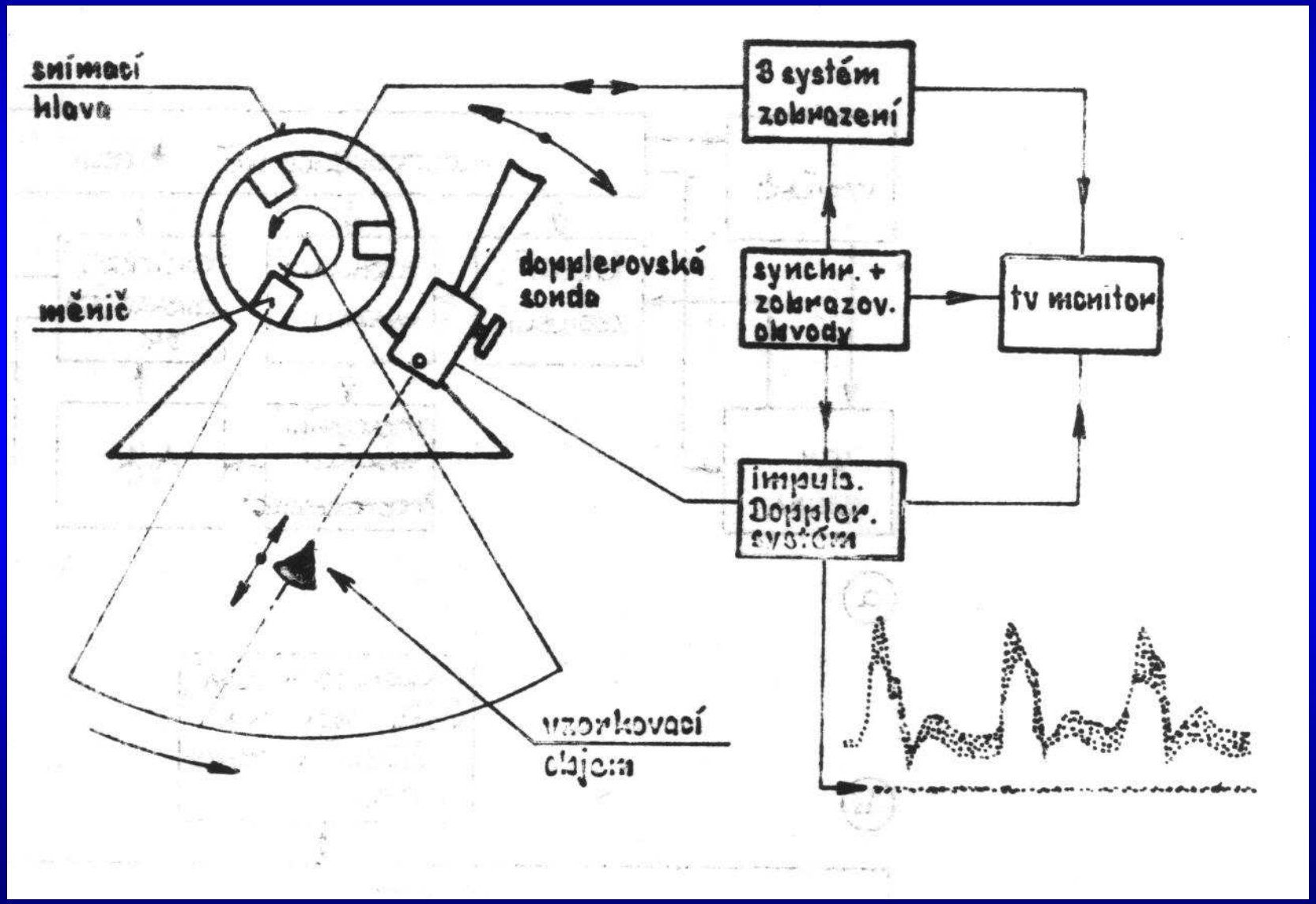
signál nosné **Dopplerův signál**

$$V_A = \frac{1}{2}BE_1\cos(\omega_D t - \alpha) \qquad V_B = -\frac{1}{2}BE_2\sin(\omega_D t)$$

$$V_C = (BE_1D_1/2)\cos(\omega_D t - \alpha)\cos(\omega_2 t + \beta)$$

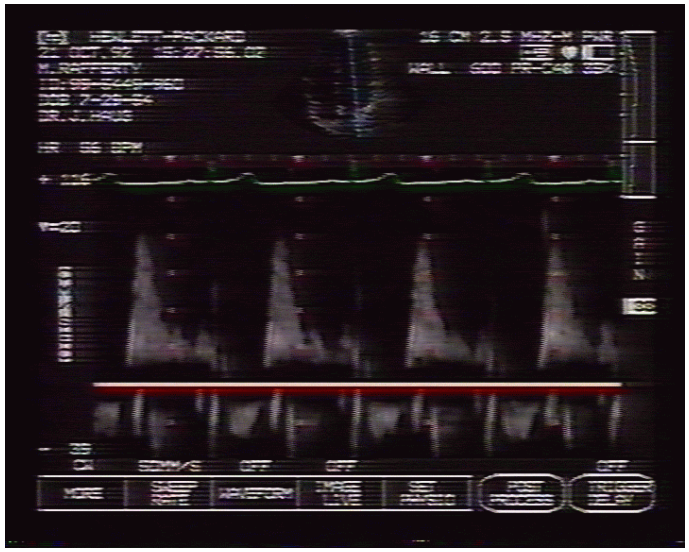
$$V_C = \frac{1}{4}BE_1D_1\left[\cos(\omega_D t + \omega_2 t - \alpha + \beta) + \cos(\omega_D t - \omega_2 t - \alpha - \beta)\right]$$

Poziční jednotka - duplexní systémy



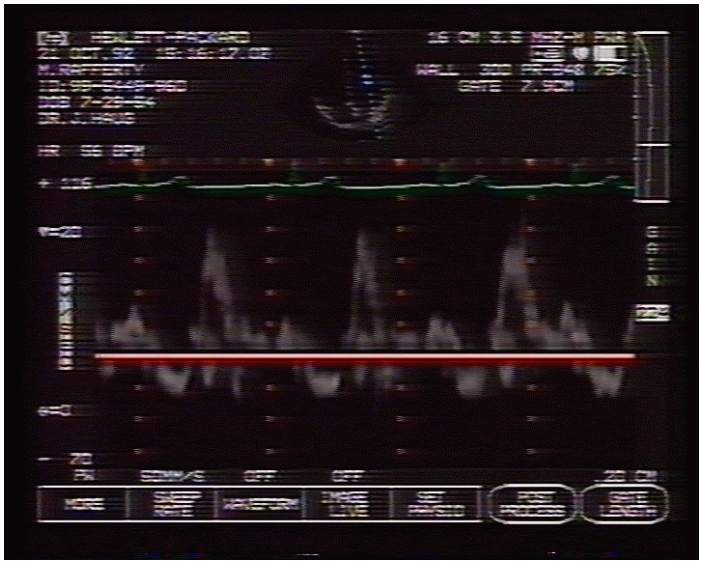
Kontinuální Dopplerovské systémy CW

- 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

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

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

$$T_p = \frac{1}{f_p} \qquad \boxed{f_{D_{max}} = \frac{1}{2T_p} = \frac{2v_{max}}{c} f_c}$$

dáno $f_{Nyquist}$

$$z_{max} = \frac{c}{2} T_p \qquad \boxed{T_p = \frac{c}{4v_{max} f_c} = \frac{2z_{max}}{c}} \qquad \boxed{v_{max} z_{max} = \frac{c^2}{8 f_c}}$$

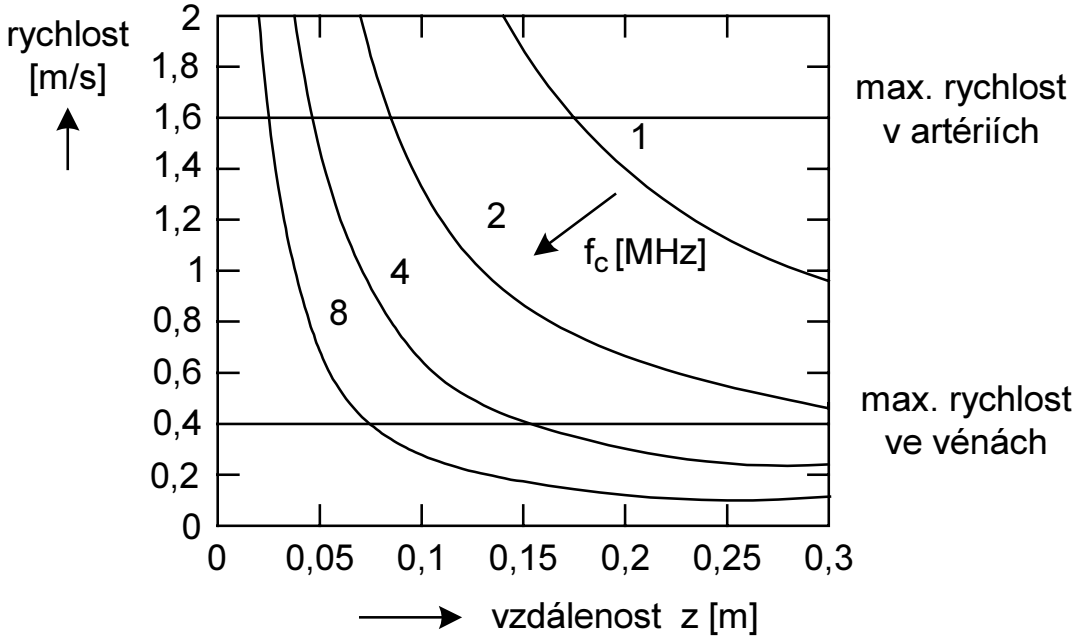
Typický příklad

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

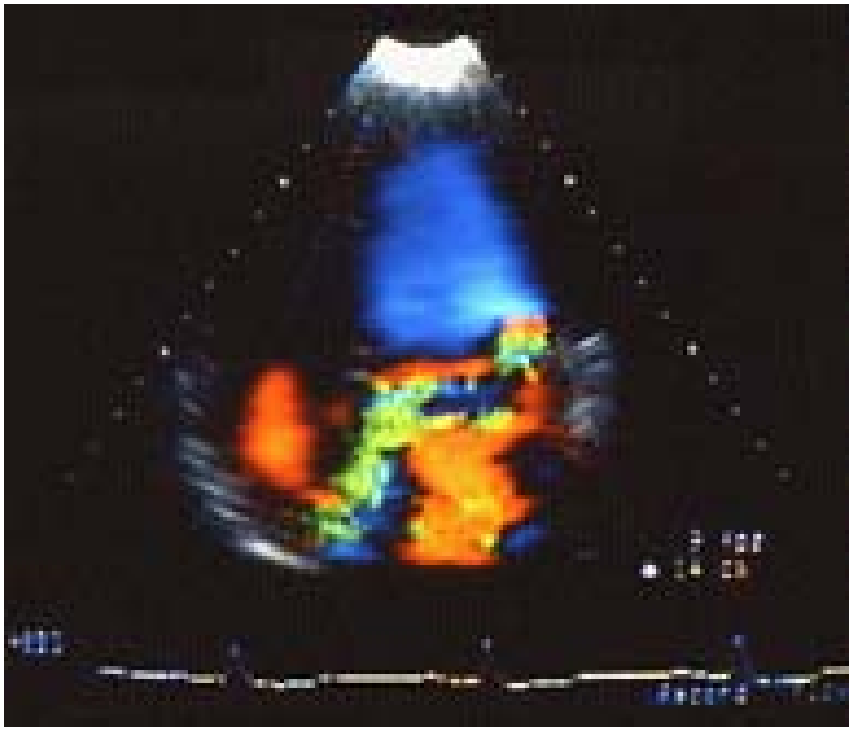
Ve vzdálenosti 10cm můžeme naměřit maximální rychlost

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

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



Dopplerovský obraz srdce

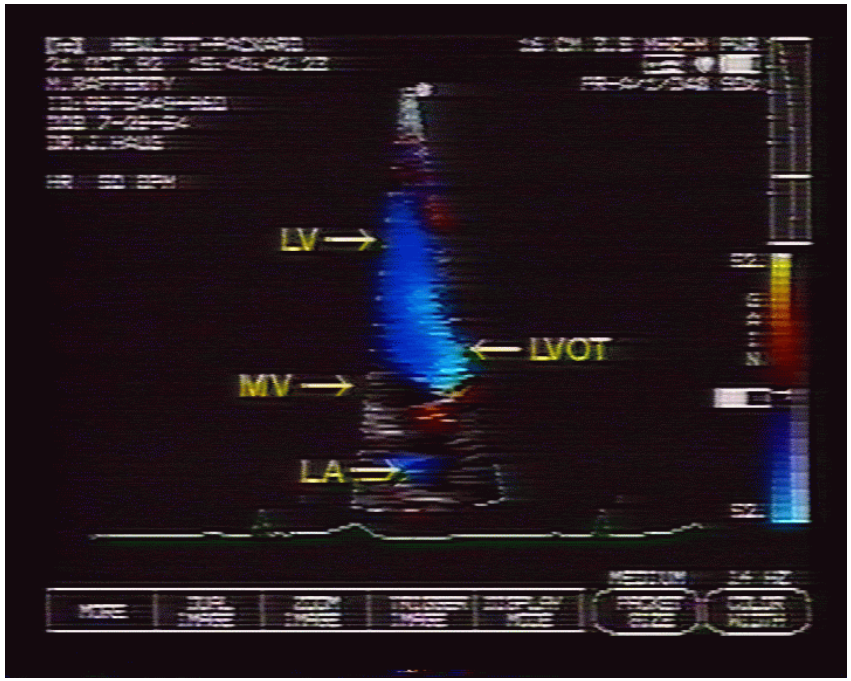


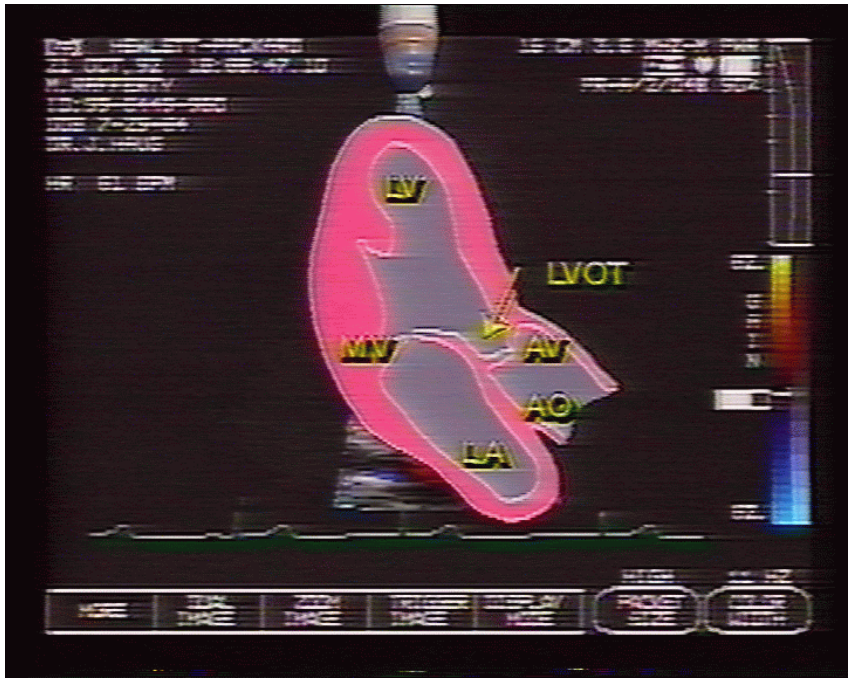
Porovnání Dopplerovských systémů CW a PW

UZ zobrazení v B-módu + Dopplerovský mód

$\Downarrow$

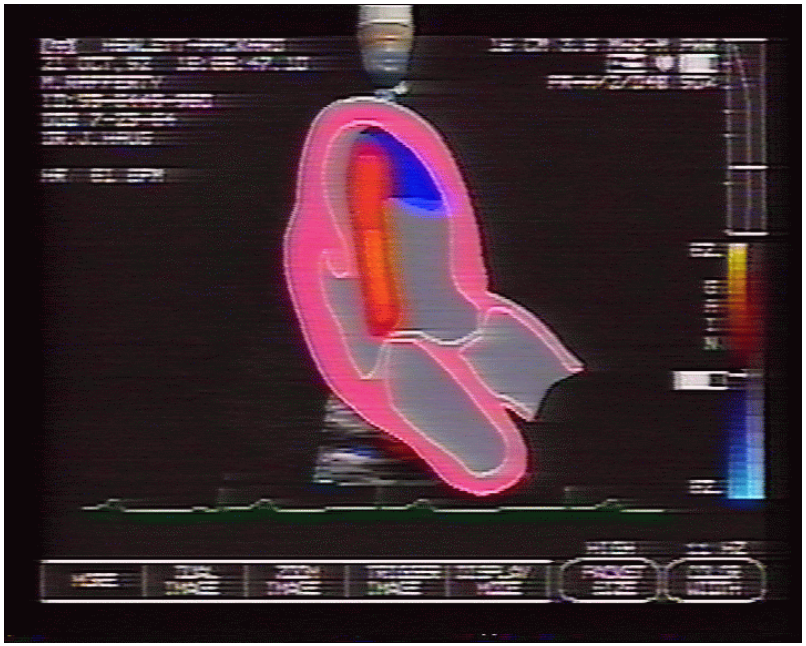
anatomické zobrazení + funkční zobrazení

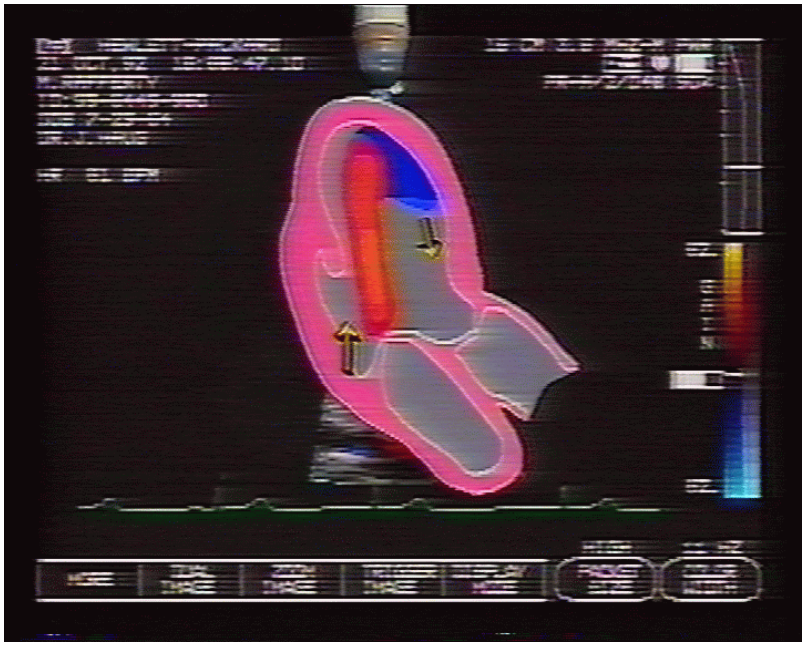




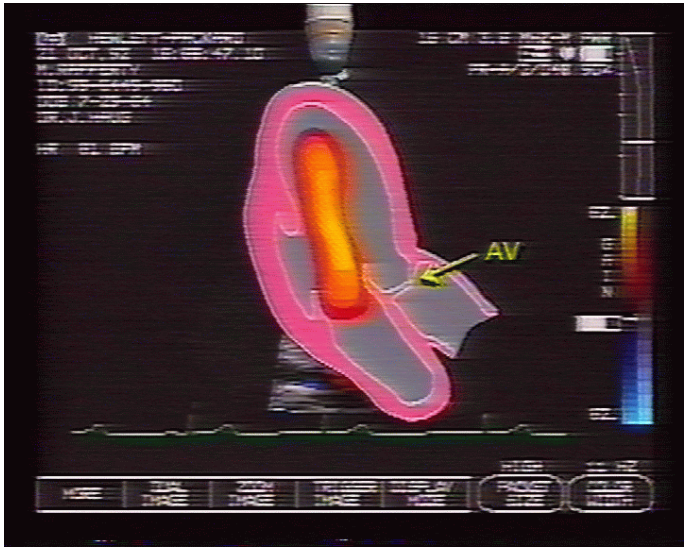
Porovnání Dopplerovských systémů CW a PW

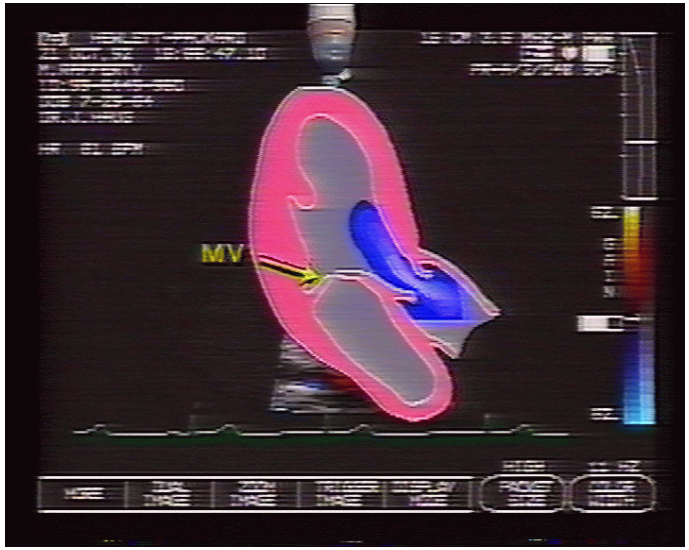
Průtok krve - barevně kódován - směr od sondy modře, směr k sondě červeně, rychlost je pak vyjádřena sytostí barvy modré či červené





Porovnání Dopplerovských systémů CW a PW





Dopplerovský ultrazvuk

Kontrastní látky

Harmonické zobrazování

3D UZ zobrazování

Kontrastní látky

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

Flash Contrast Imaging

Bubliny destabilizujeme ultrazvukem.

normální

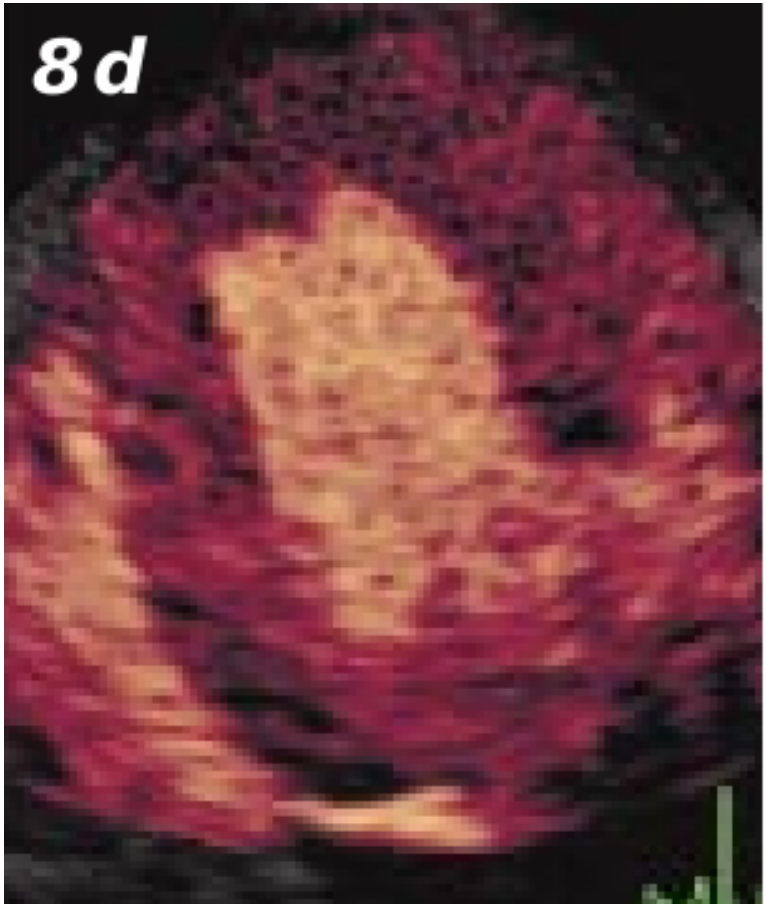
Flash Contrast Imaging

Bubliny destabilizujeme ultrazvukem.

flash, rozbití bublin

Flash Contrast Imaging

Bubliny destabilizujeme ultrazvukem.



postupné naplňování

Vyhodnocení perfuze myokardu.

Dopplerovský ultrazvuk

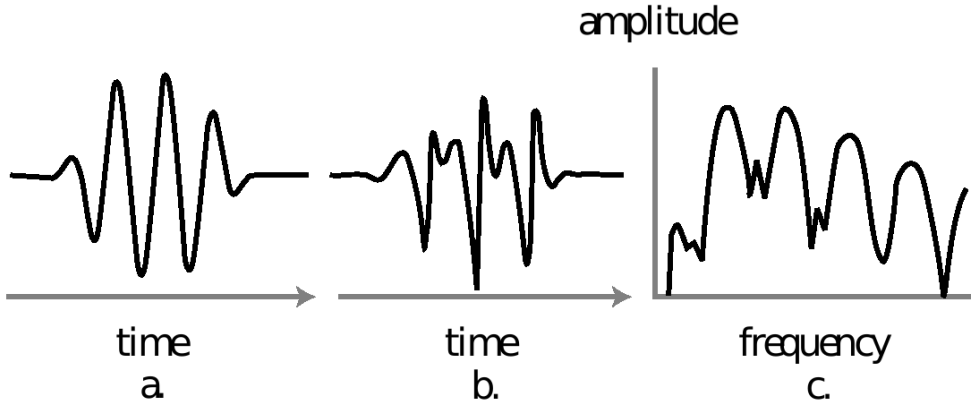
Kontrastní látky

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

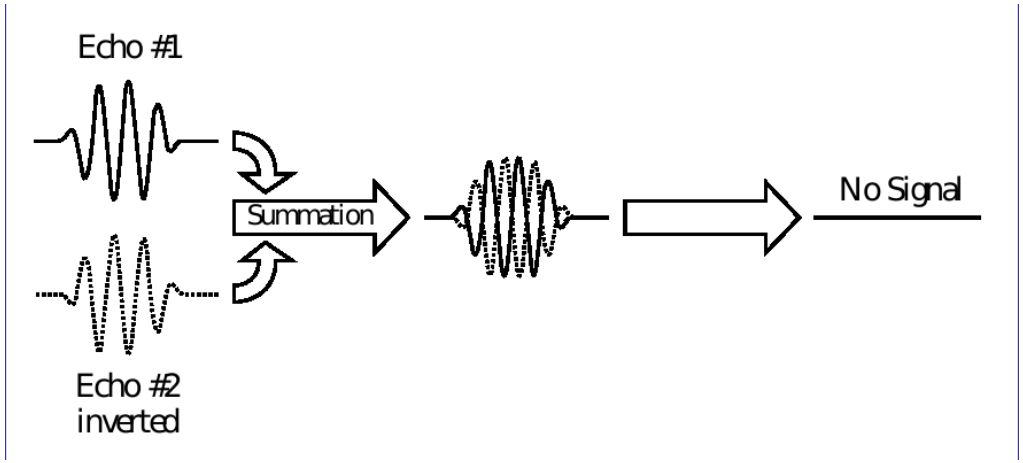
- Vysíláme f_0, přijímáme $2f_0$
- Omezení šířky pásma
- Bubliny nejsou nutné, tkáně též nelineární

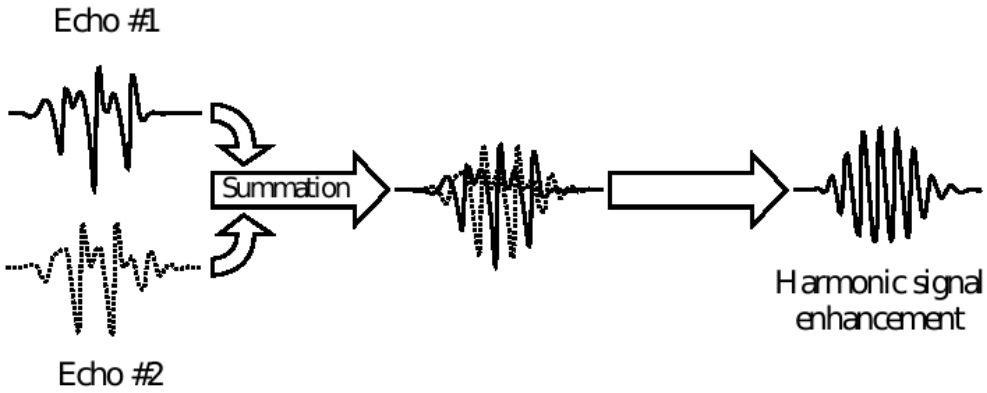
standardní obraz

2. harmonická

Pulse Inversion Harmonic Imaging

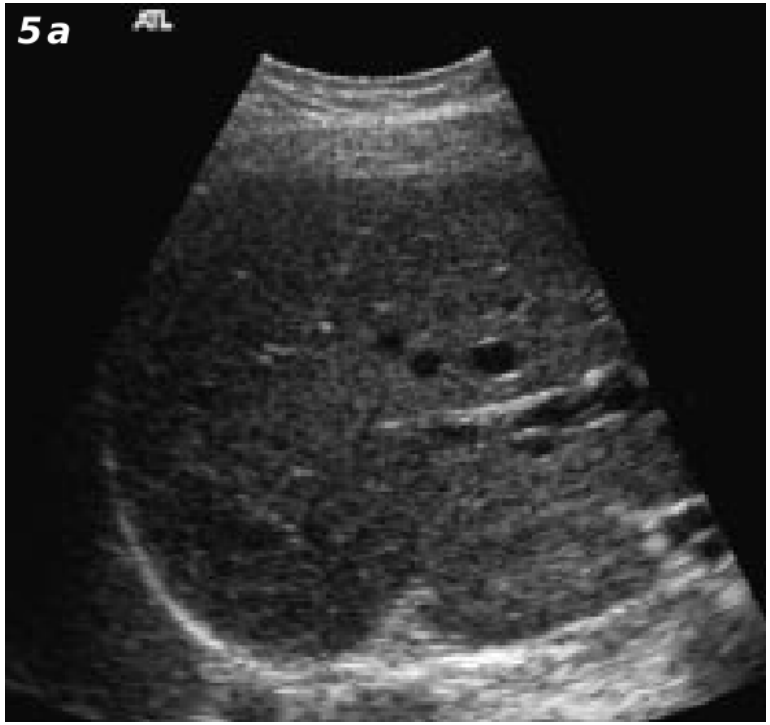
- Dva pulzy, druhý invertovaný
- Odezvy jsou sečteny.
- Není nutná filtrace.



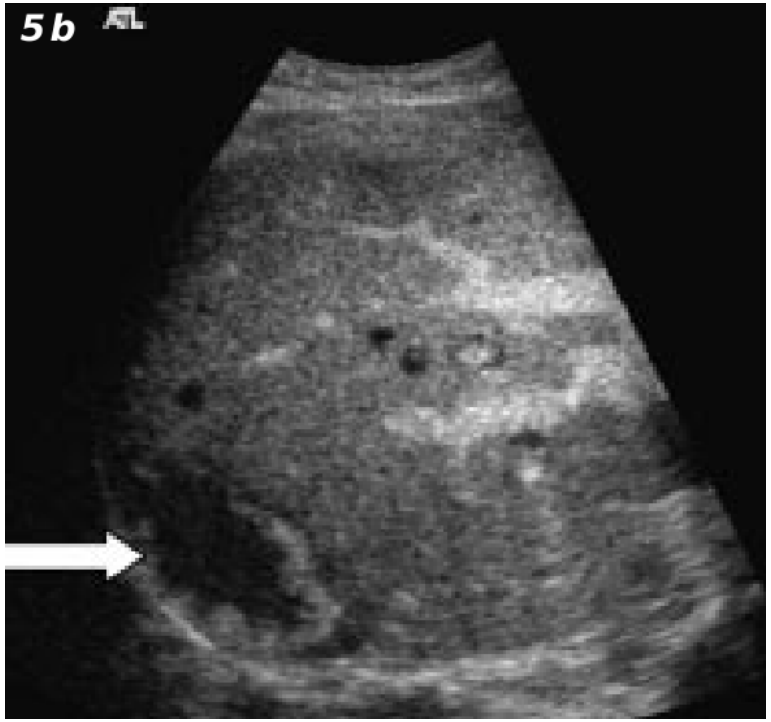


Pulse Inversion Harmonic Imaging

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



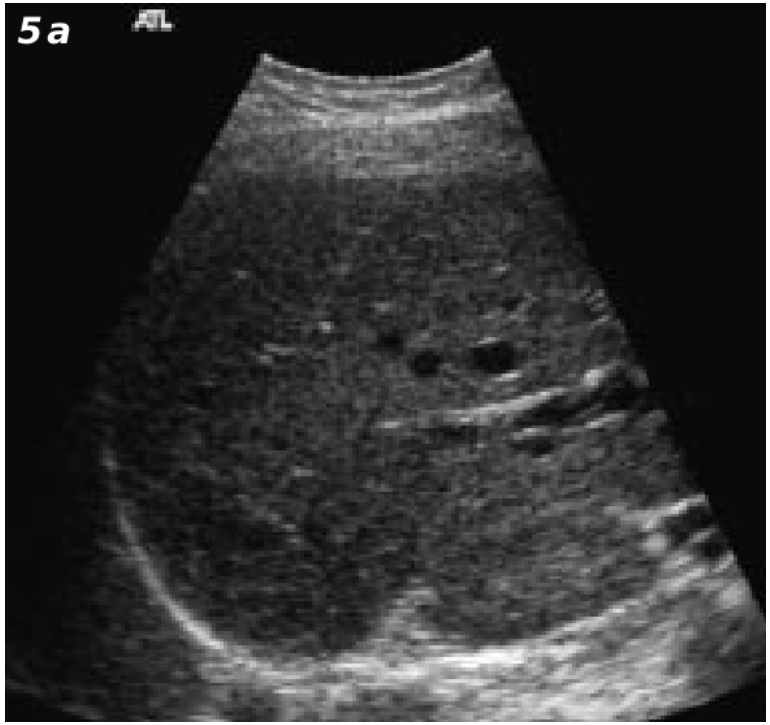
standardní obraz (játra)



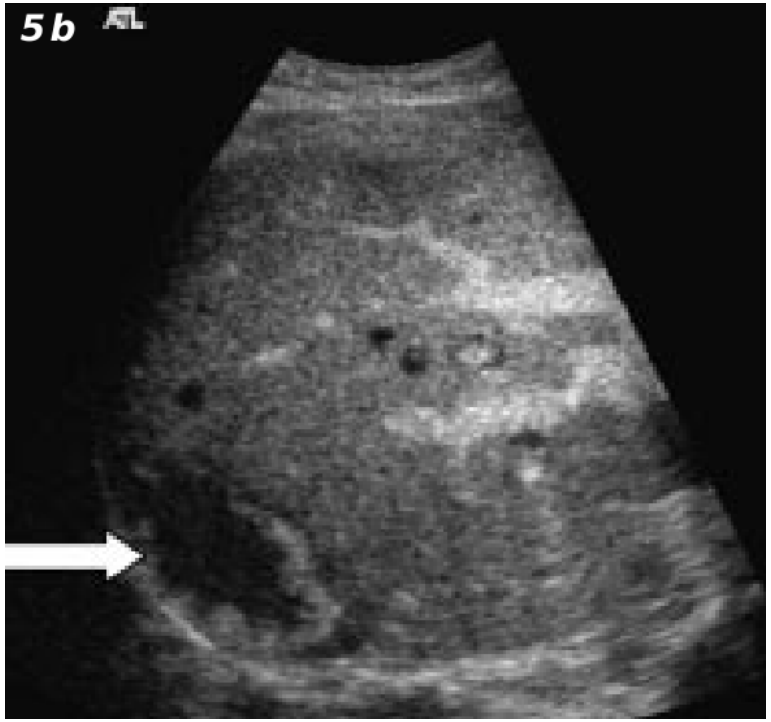
pulse inversion

Pulse Inversion Harmonic Imaging

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



standardní obraz (játra)



pulse inversion

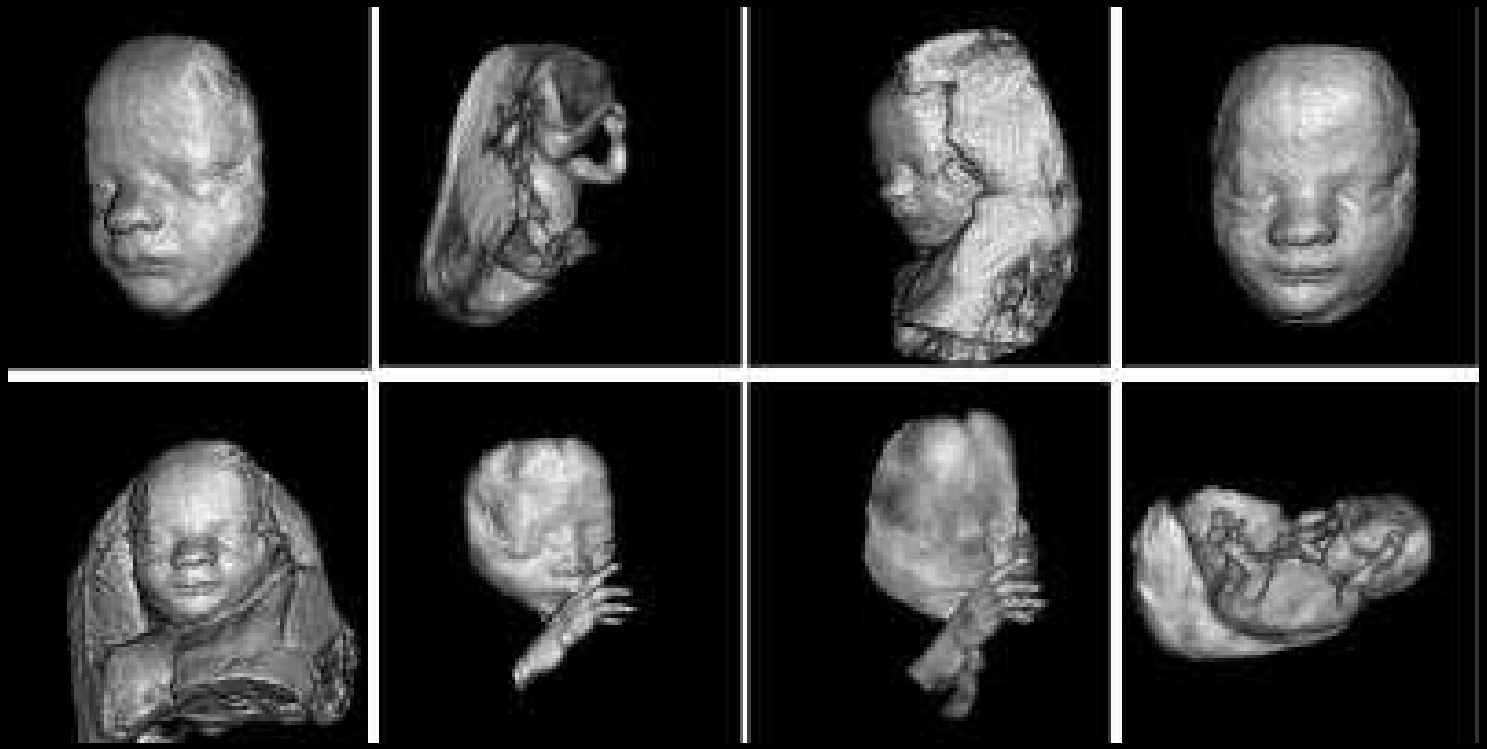
Dopplerovský ultrazvuk

Kontrastní látky

Harmonické zobrazování

3D UZ zobrazování

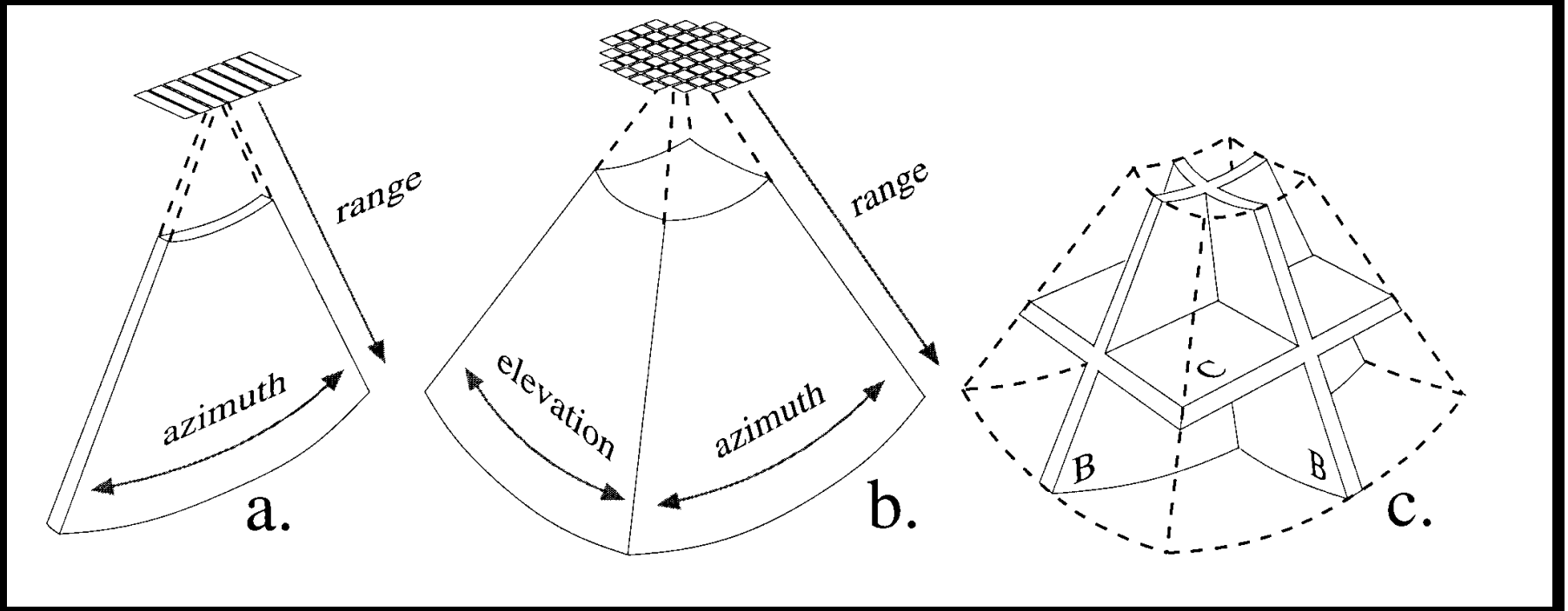
3D Reconstruction



3D Ultrasound

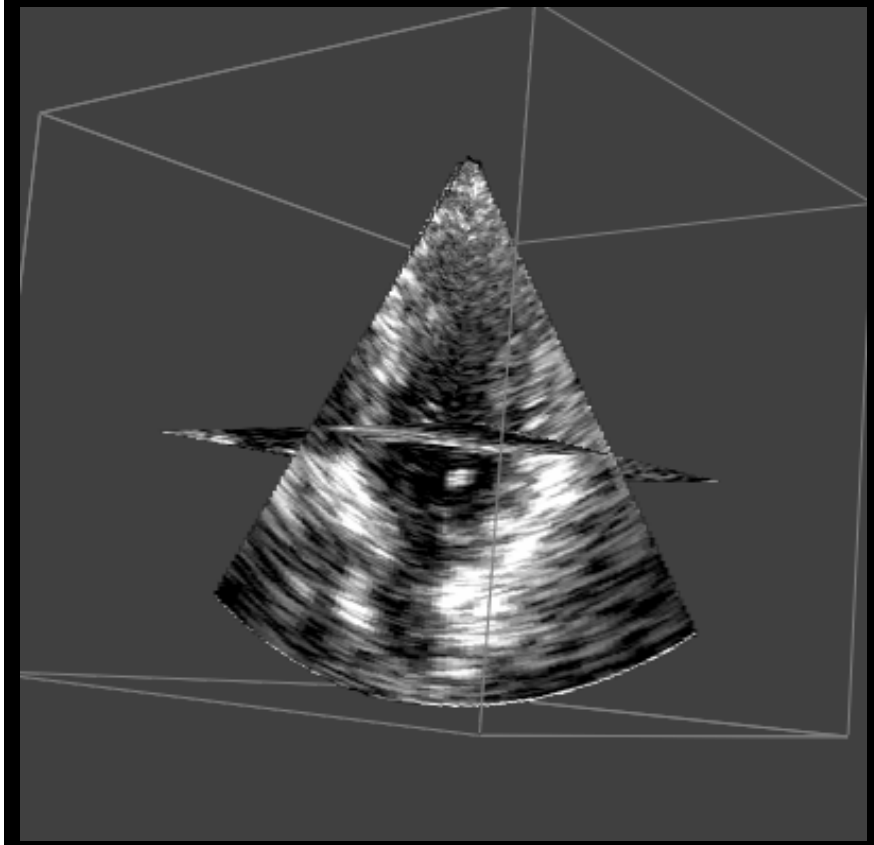
- 2D ultrasound transmitter
- 2D phased array architecture
- Capture 3D volume of heart
- 30 volumes per second

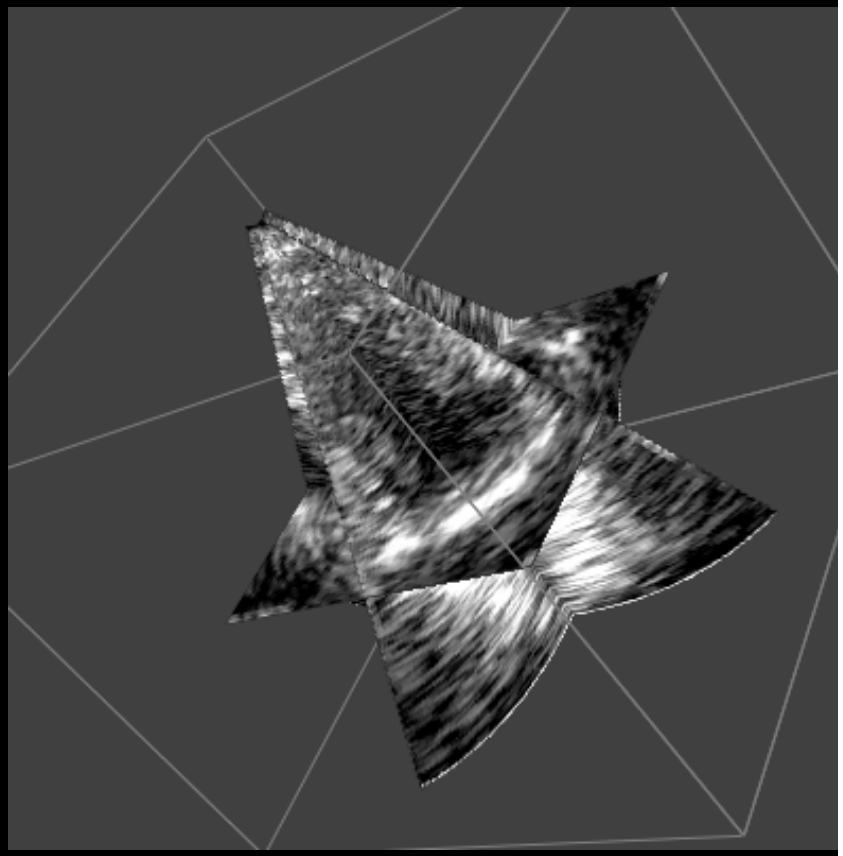
3D Ultrasound



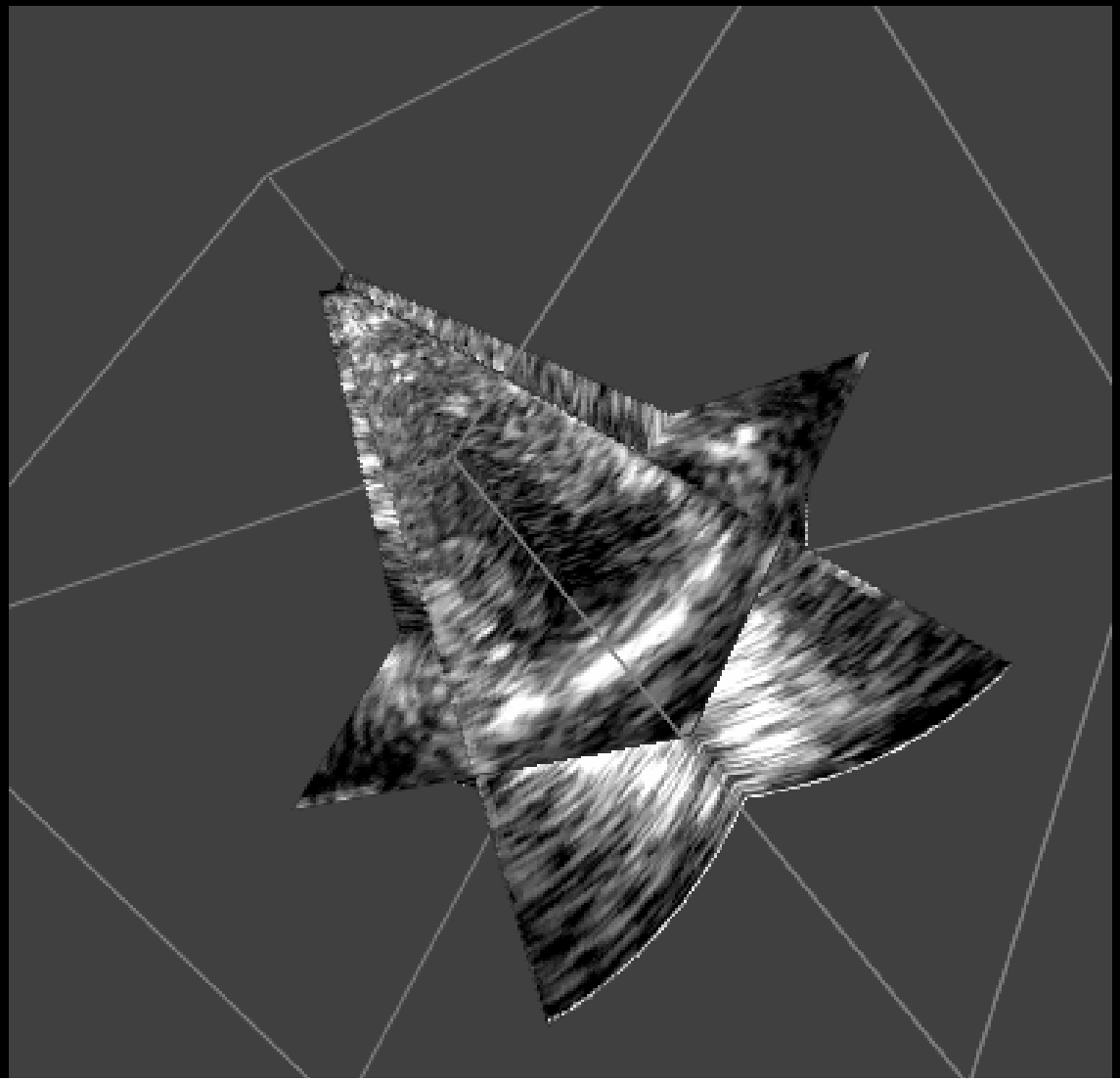
Traditional 2D New 3D

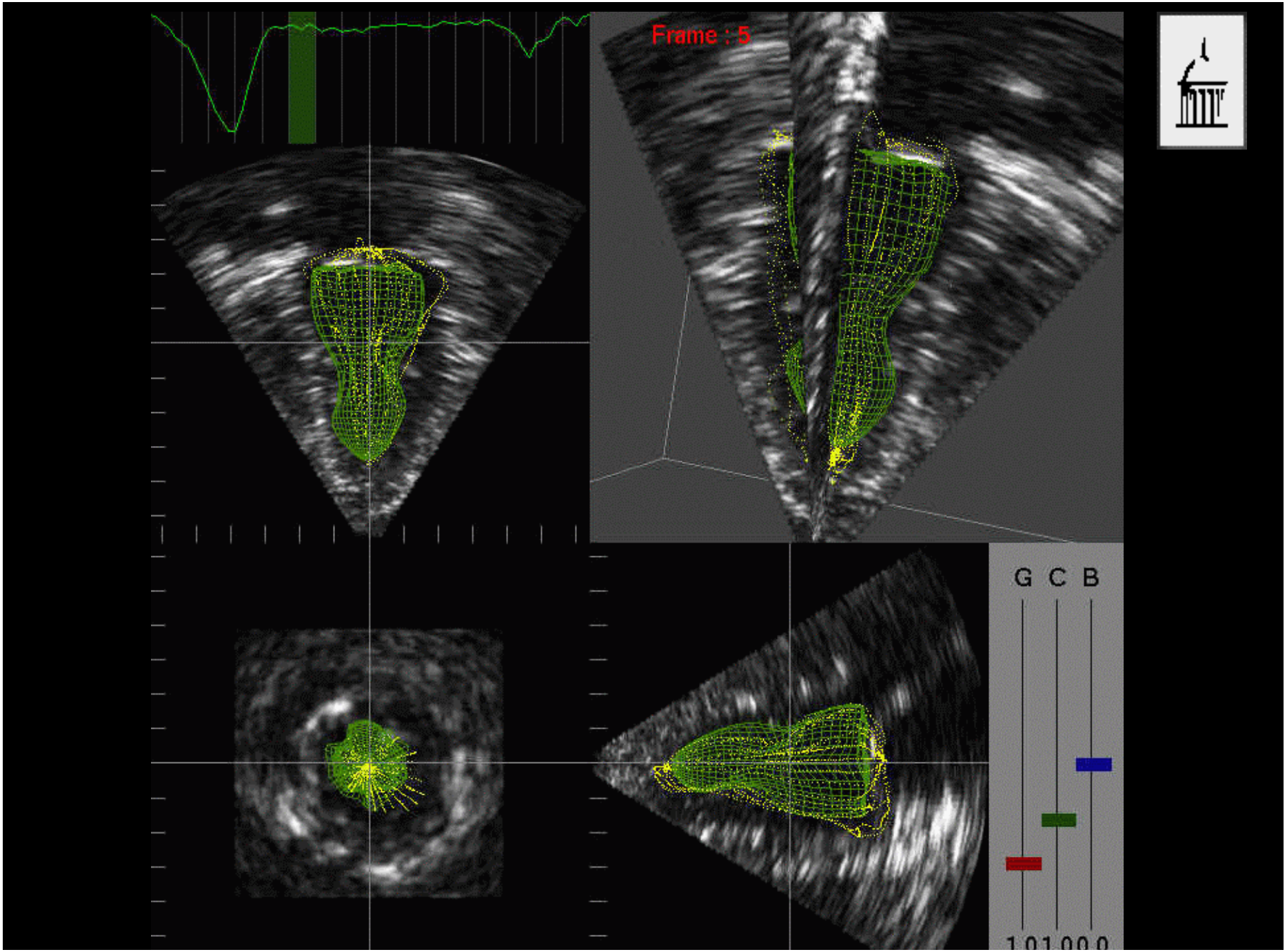
Real-time 3D Ultrasound



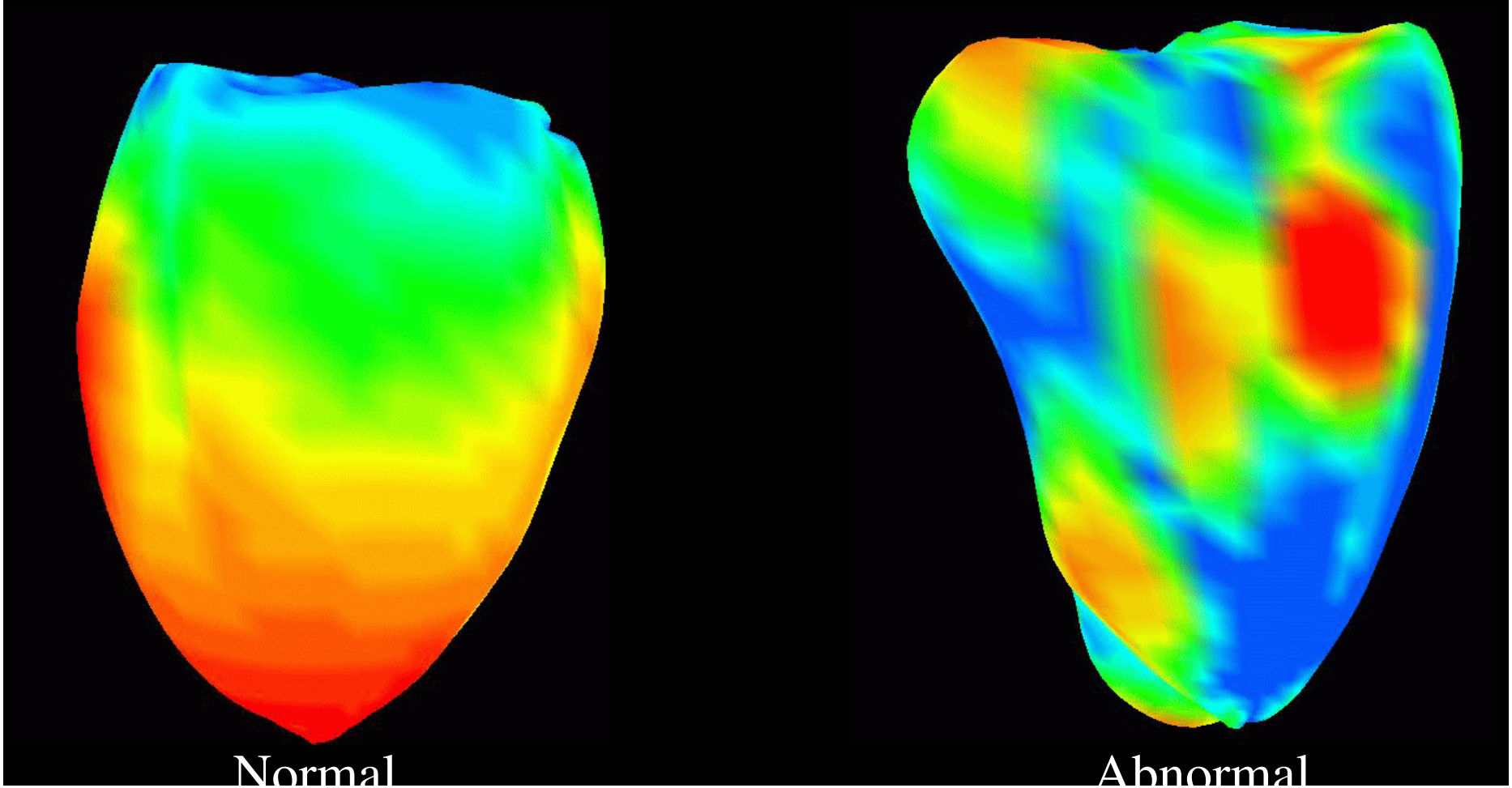


Real-time 3D Ultrasound




Frame : 5
G C B

Velocity of Contraction



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