Fyzika ultrazvuku se zaměřením na medicínské aplikace

Předmět: Lékařská přístrojová technika

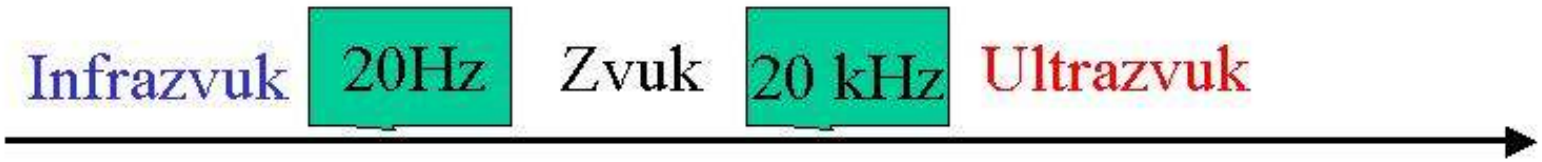
Použit přednáškový materiál ÚLB LF UP

Autor: Ing. Ladislav Doležal, CSc.

Co to je

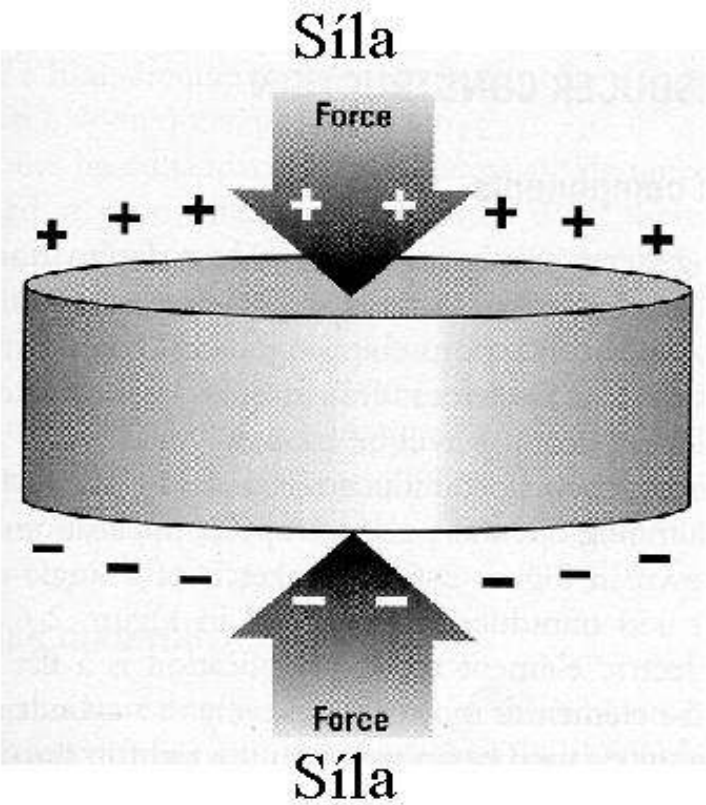
ULTRAZVUK

- Mechanické kmity prostředí
- Frekvence >20kHz

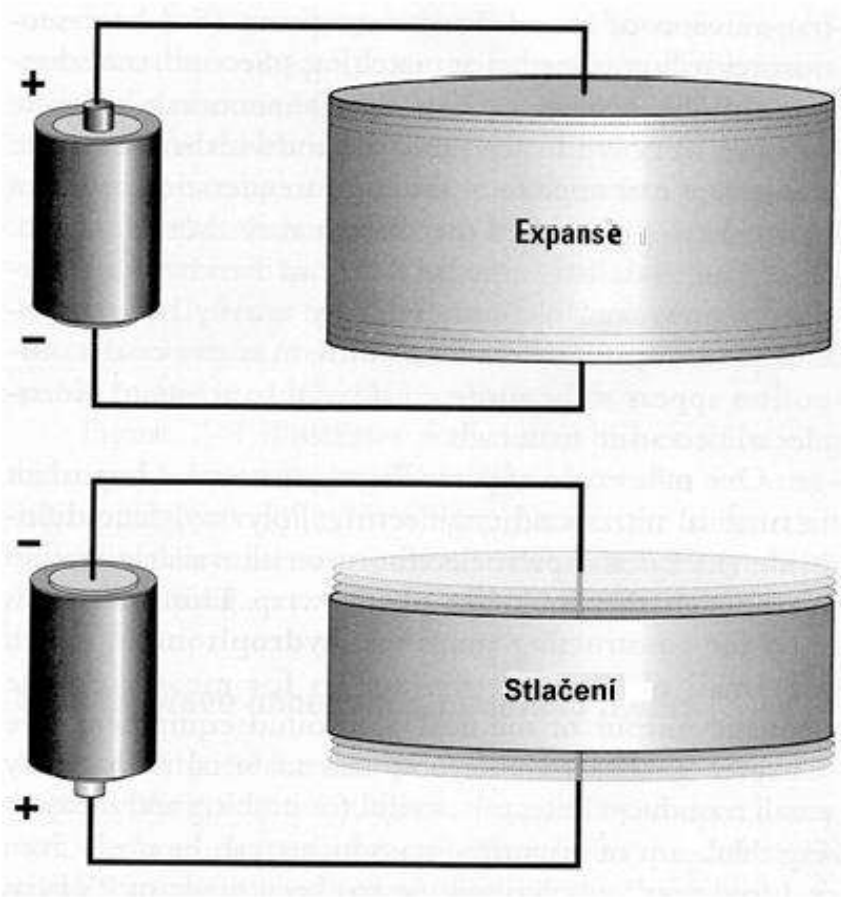


Přímý a nepřímý piezoelektrický jev

Přímý

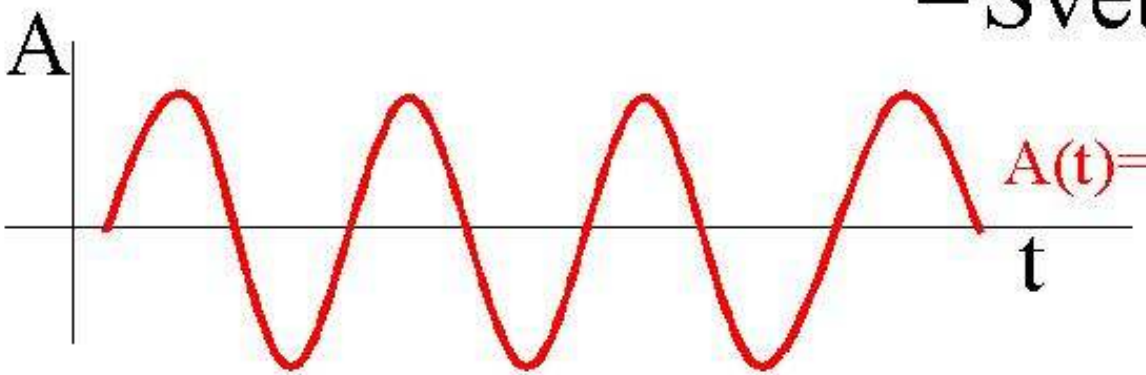


Nepřímý



Harmonické kmity

- **Mechanické**
  - Vlny na moři
  - Seismické vlny
  - Zvukové vlny
- **Elektromagnetické**
  - Radiové vlny
  - Paprsky X
  - Záření γ
  - Světlo



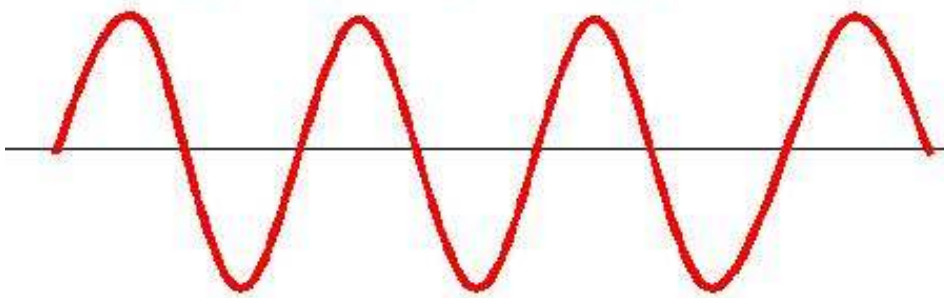
$$A(t)=A_0 \cdot \sin(\omega t + \varphi)$$

Harmonické kmity

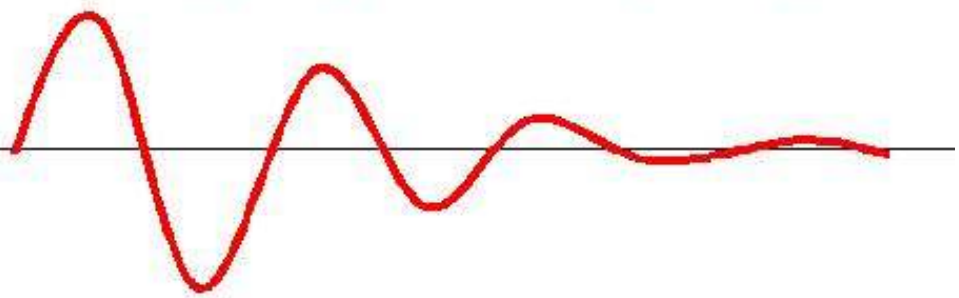
- **<u>Netlumené</u>**
  - konstantní rozkmit
  - modulace

- **<u>Tlumené</u>**
  - zmenšující se rozkmit

$A(t)=A_0 \cdot \sin(\omega t + \varphi)$

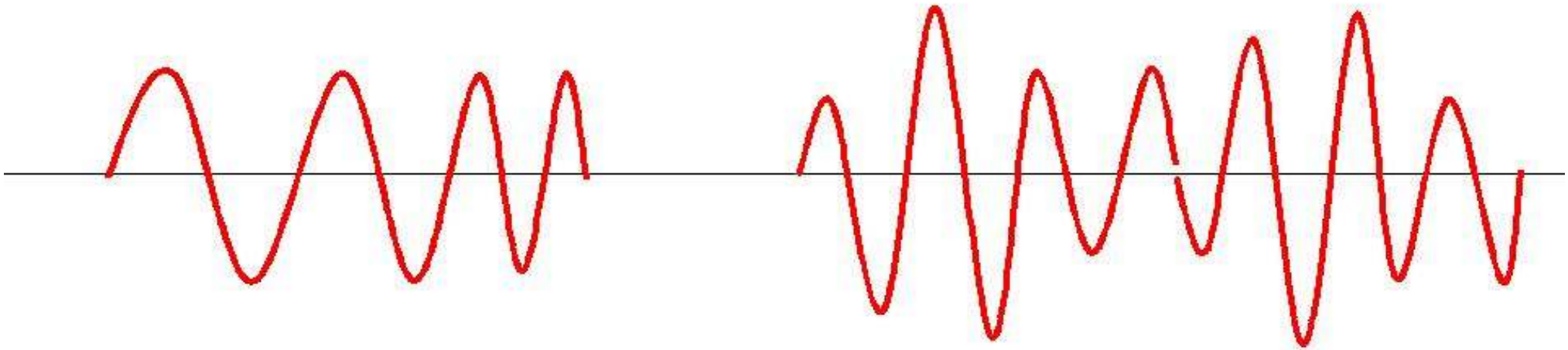


$A(t)=A_0 \cdot \mathbf{e}^{-kt} \cdot \sin(\omega t + \varphi)$



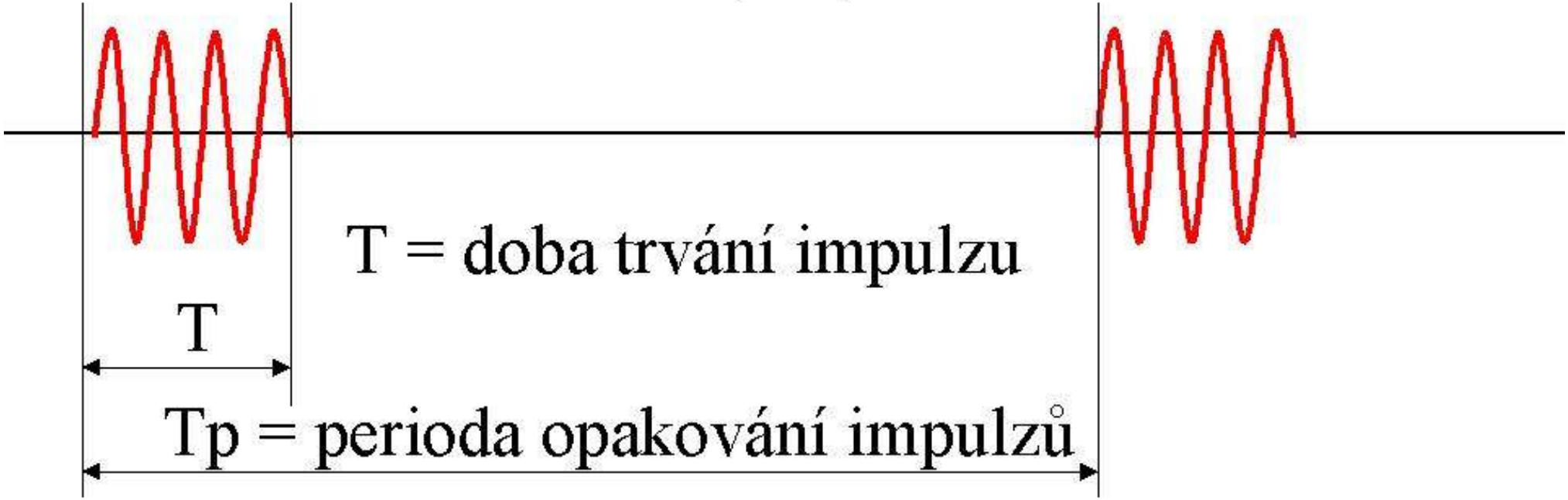
Harmonické kmity netlumené modulované

- **<u>Frekvenčně</u>**
  - mění se frekvence
- **<u>Amplitudově</u>**
  - mění se amplituda
  - impulzy kmitů



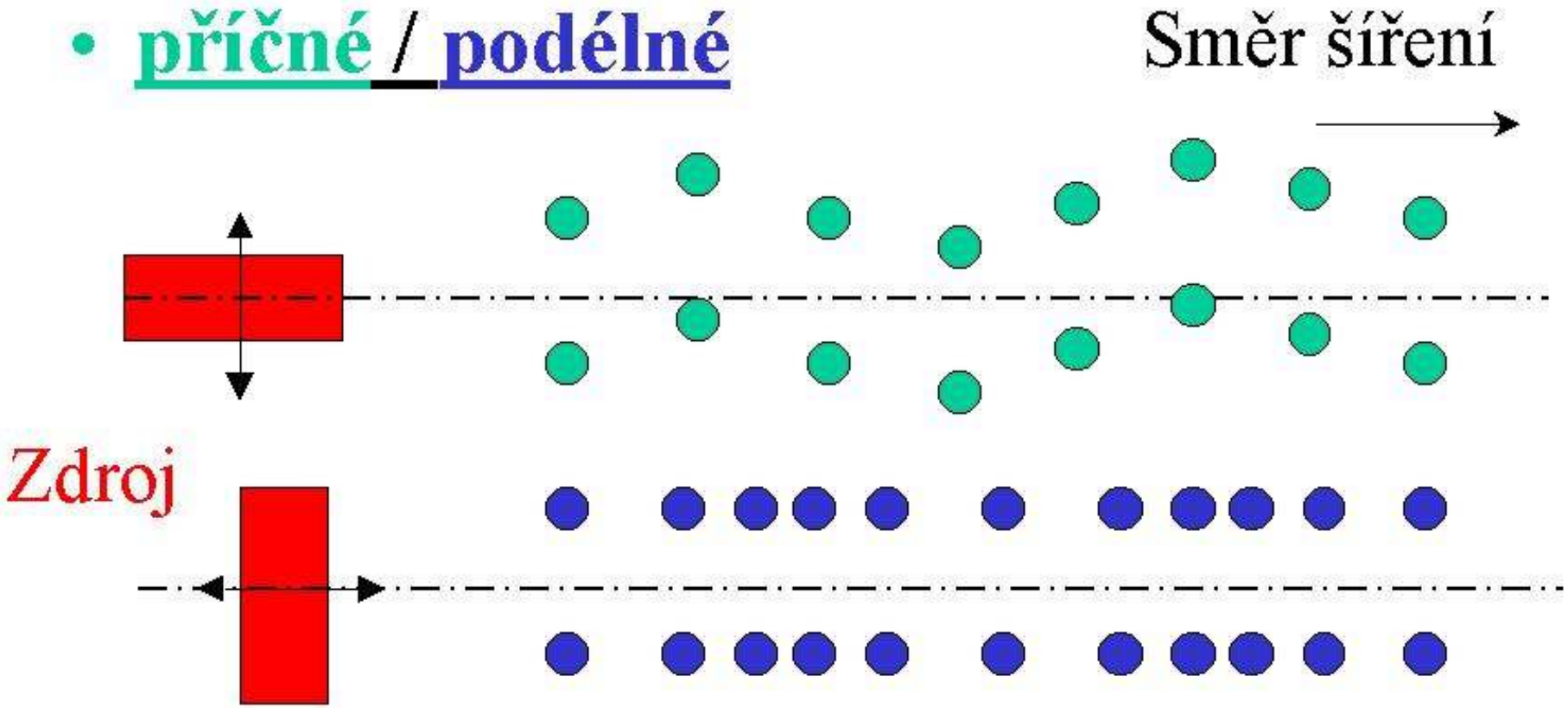
Harmonické kmity netlumené modulované

- **<u>Amplitudově</u>**
  - impulzy kmitů



Harmonické kmity
Vlnění prostředí

- **příčné / podélné**



Živé tkáně - jen podélné vlny - jako v tekutinách

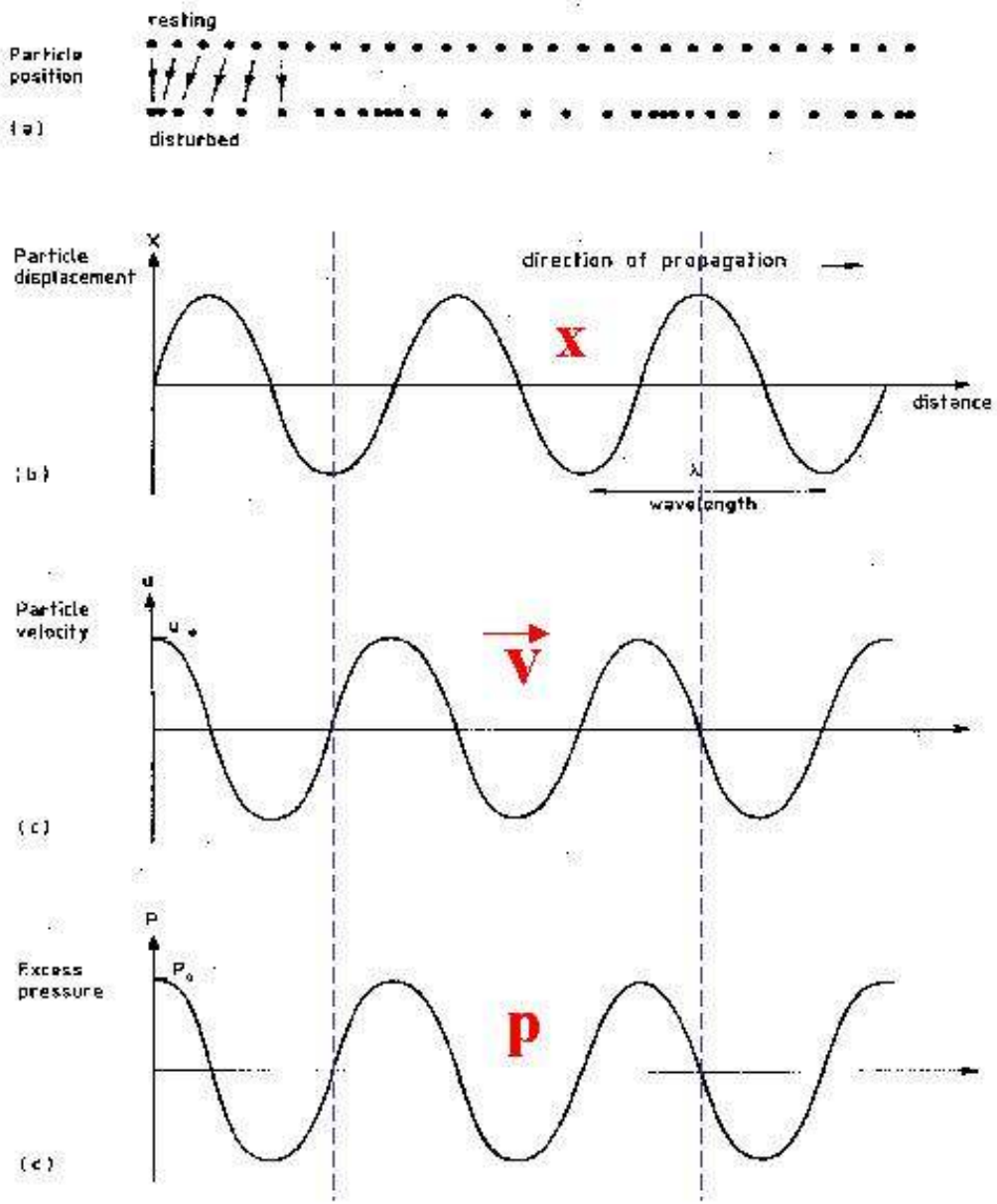
Harmonické podélné kmity

Poloha částic

Výchylka

Akustická rychlost

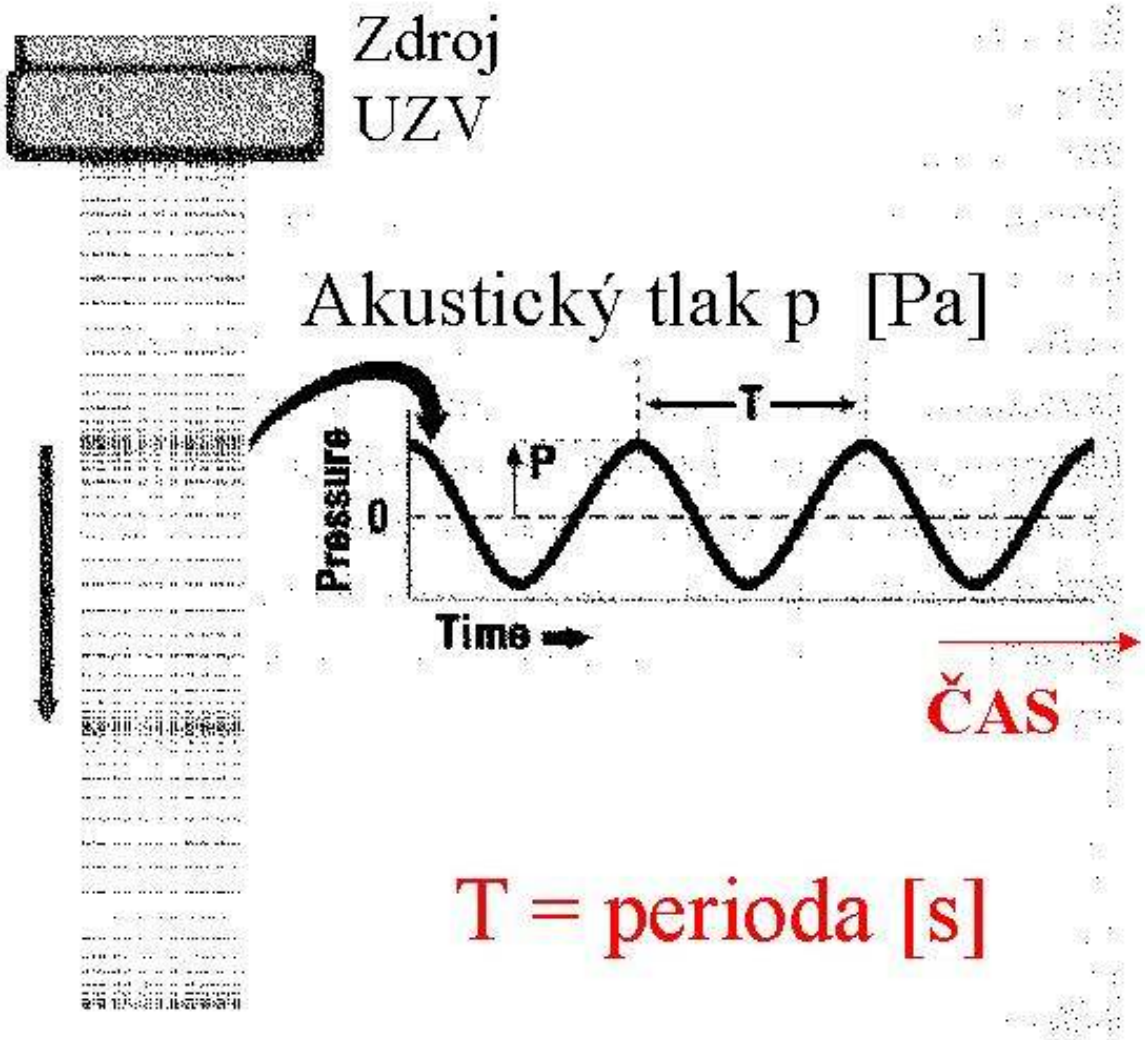
Akustický tlak



Harmonické kmity - frekvence

- **frekvence**
  - počet kmitů za sekundu

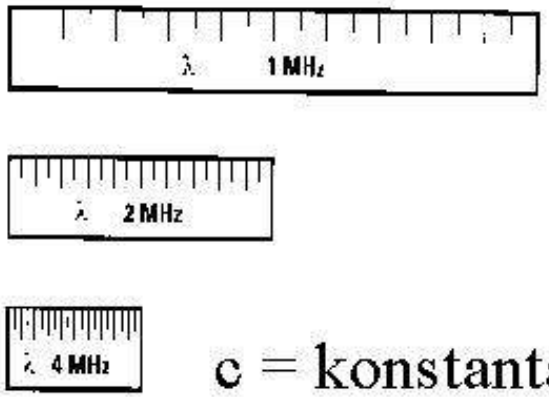
$$f = \frac{1}{T} \; [\mathrm{Hz}]$$



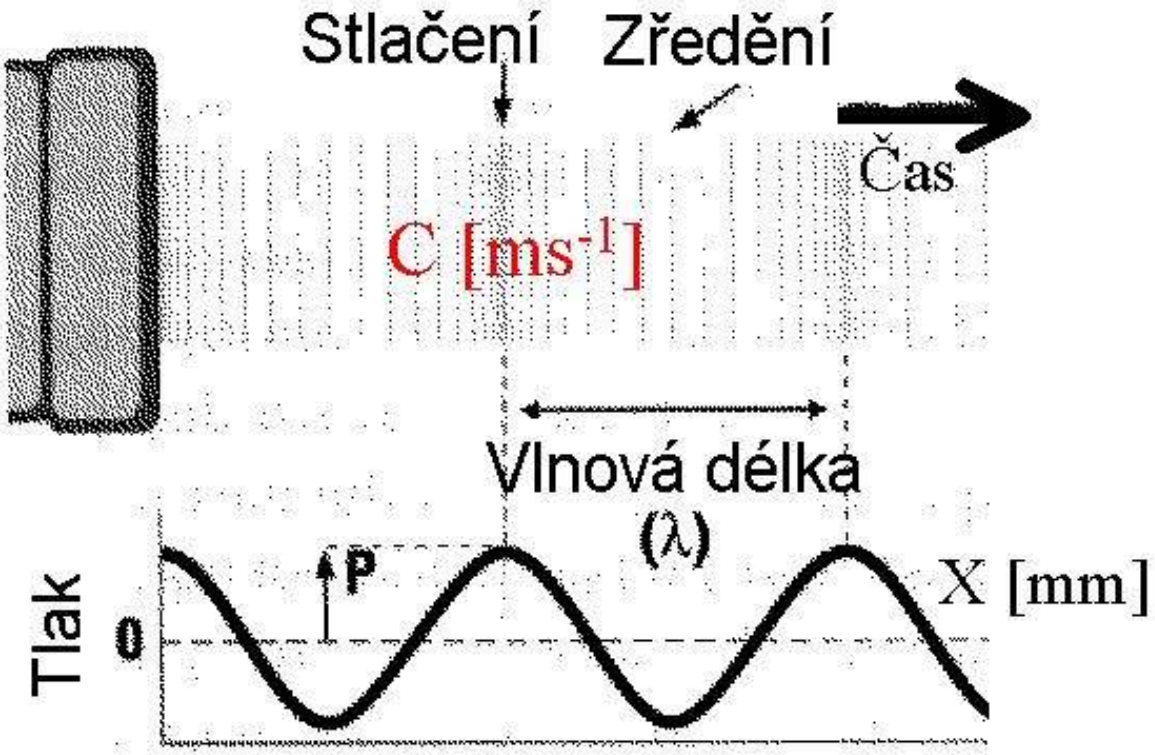
Harmonické kmity - délka vlny

- Vliv prostředí
  - rychlost šíření **c**
  - vlnová délka **λ**

$$\lambda = \frac{c}{f} = c \cdot T \quad [m]$$



c = konstanta



Pozor!
C NENÍ rychlost světla!

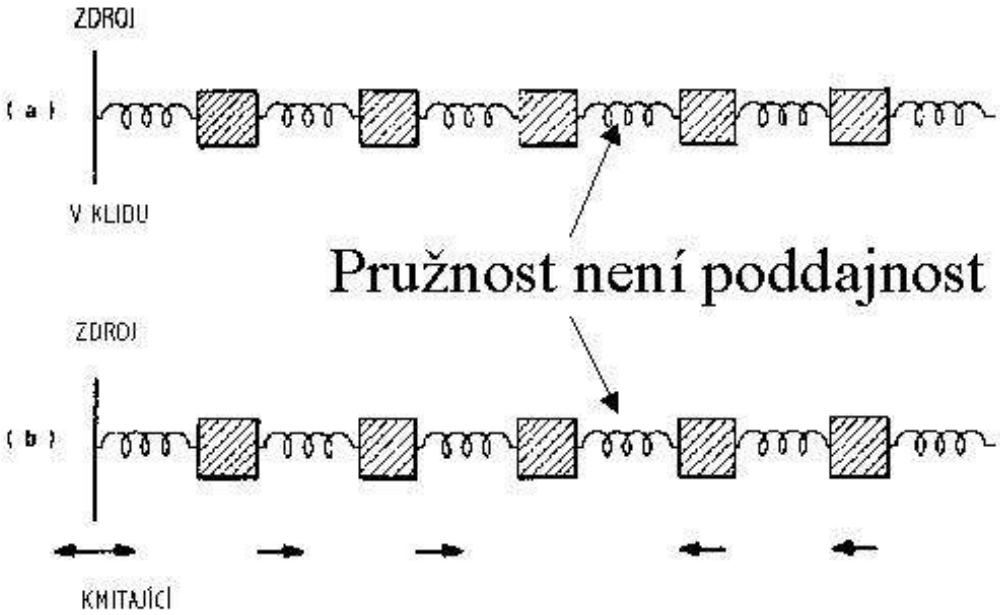
Vliv vlastností prostředí

- Hustota ρ
- Modul pružnosti K, E
- Akustická impedance Z
- Rychlost šíření c

$$c = \sqrt{\frac{K}{\rho}} \quad \left[{}^{m}\!/_{s} \right]$$

$$Z = \rho \cdot c \quad \left[{}^{kg}\!/_{m^2 s} \right]$$

$$Z = \sqrt{K \cdot \rho} = \frac{K}{c}$$



$$Z = \frac{P_0}{V_0}$$

Rychlost šíření UZV v prostředí

Materiál	Rychlost šíření m/s
Vzduch	330
Voda	1480
Hliník	6400
Olovo	2400

Rychlost šíření UZV v prostředí

Materiál	Rychlost šíření m/s
Plíce	600
Tuk	1460
Játra	1510
Ledviny	1550
Sval	1600
Oční čočka	1620
Lebeční kost	4080

Rychlost šíření UZV v měkkých tkáních je cca 1550 m/s

λ pro frekvenci 1MHz je 1,55 mm

Energie ultrazvukových vln

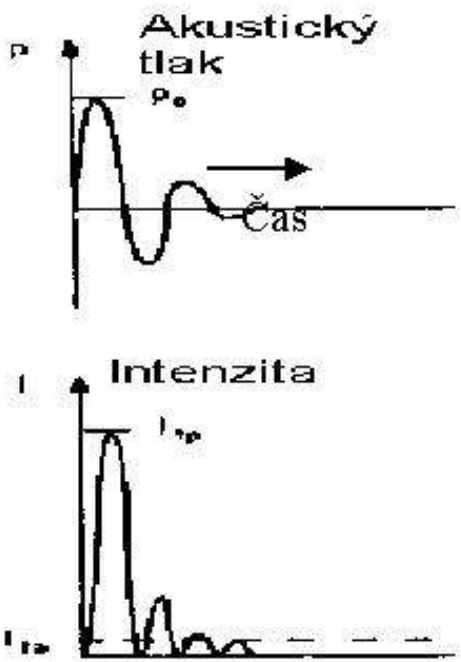
- Intenzita UZV energie
  - Energie vlnění **W**, která projde za jednotku času jednotkovou plochou, kolmou ke směru jeho šíření.

$$I = \frac{dW}{dS} \cdot \frac{1}{t} \quad \left[W / m^2\right]$$

Pro harmonický signál:

$$I = \frac{p^2}{2\rho c} \quad \left[W / m^2\right]$$

$\rho c = Z$



Útlum UZV energie

- Vlastnost materiálu
  - disperze
  - interference
  - absorpce

$$P_x = P_0 \cdot e^{-\alpha x}$$

$$\boxed{I_x = I_0 \cdot e^{-2\alpha x}}$$

Koeficient útlumu

$$\alpha = \frac{1}{x_2 - x_1} \ln \frac{P_1}{P_2} ; \left[m^{-1} \right]$$

Poloviční hloubka vniku

$$d_{1/2} = \frac{\ln 2}{2\alpha} ; \left[m \right]$$

Útlum - frekvenční závislost

Ve tkáni savců a při frekvenci jednotek MHz

$$\alpha = \alpha' \cdot \mathrm{f}^2$$

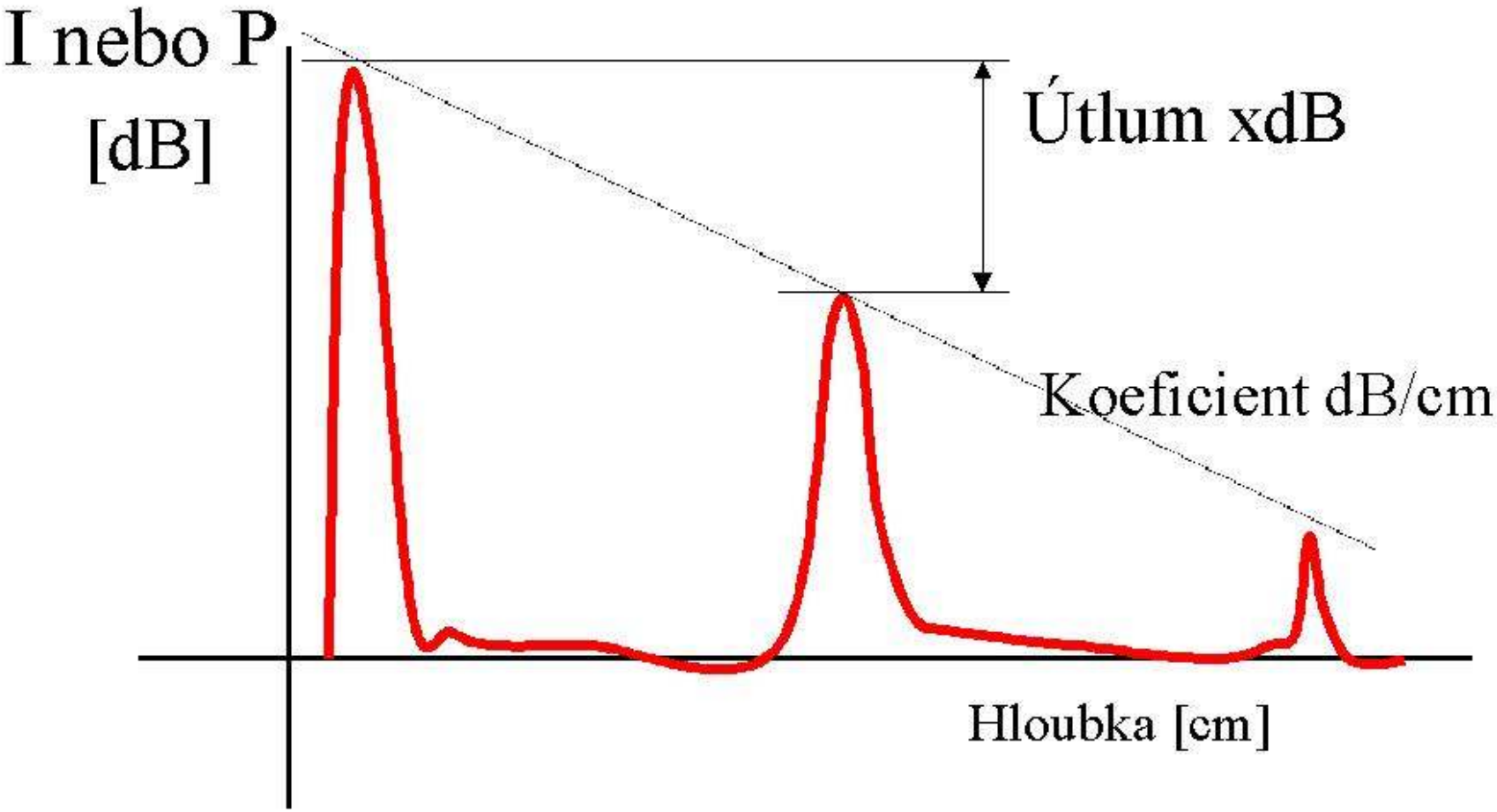
Konflikt rozlišovací schopnosti
a dosažitelné hloubky zobrazení.

Útlum - jednotky

$$dB = 10 \cdot \log \frac{I}{I_0} \qquad dB = 20 \cdot \log \frac{P}{P_0}$$

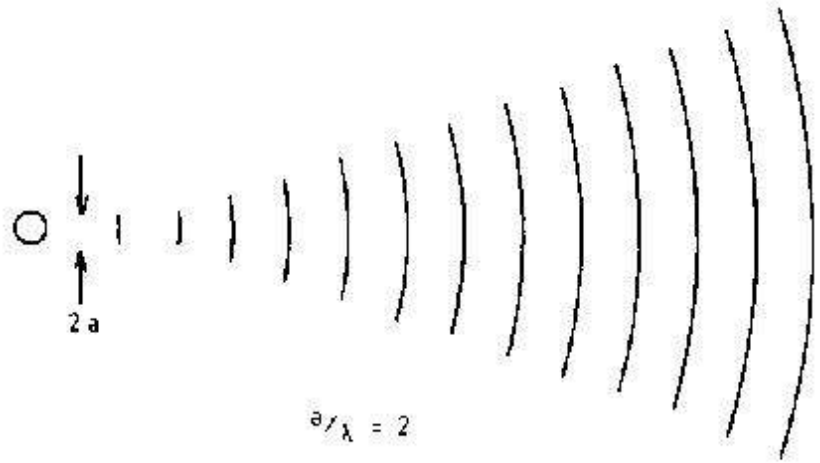
$$I_0 = 1 \cdot 10^{-12}\ W/m^2 \qquad P_0 = 2 \cdot 10^{-5}\ Pa$$

Útlum UZV energie

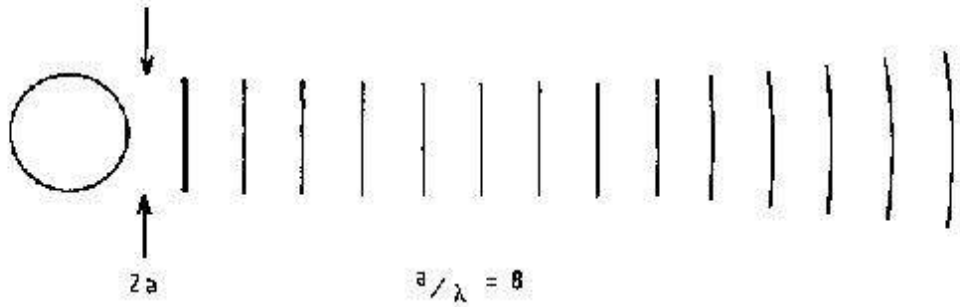


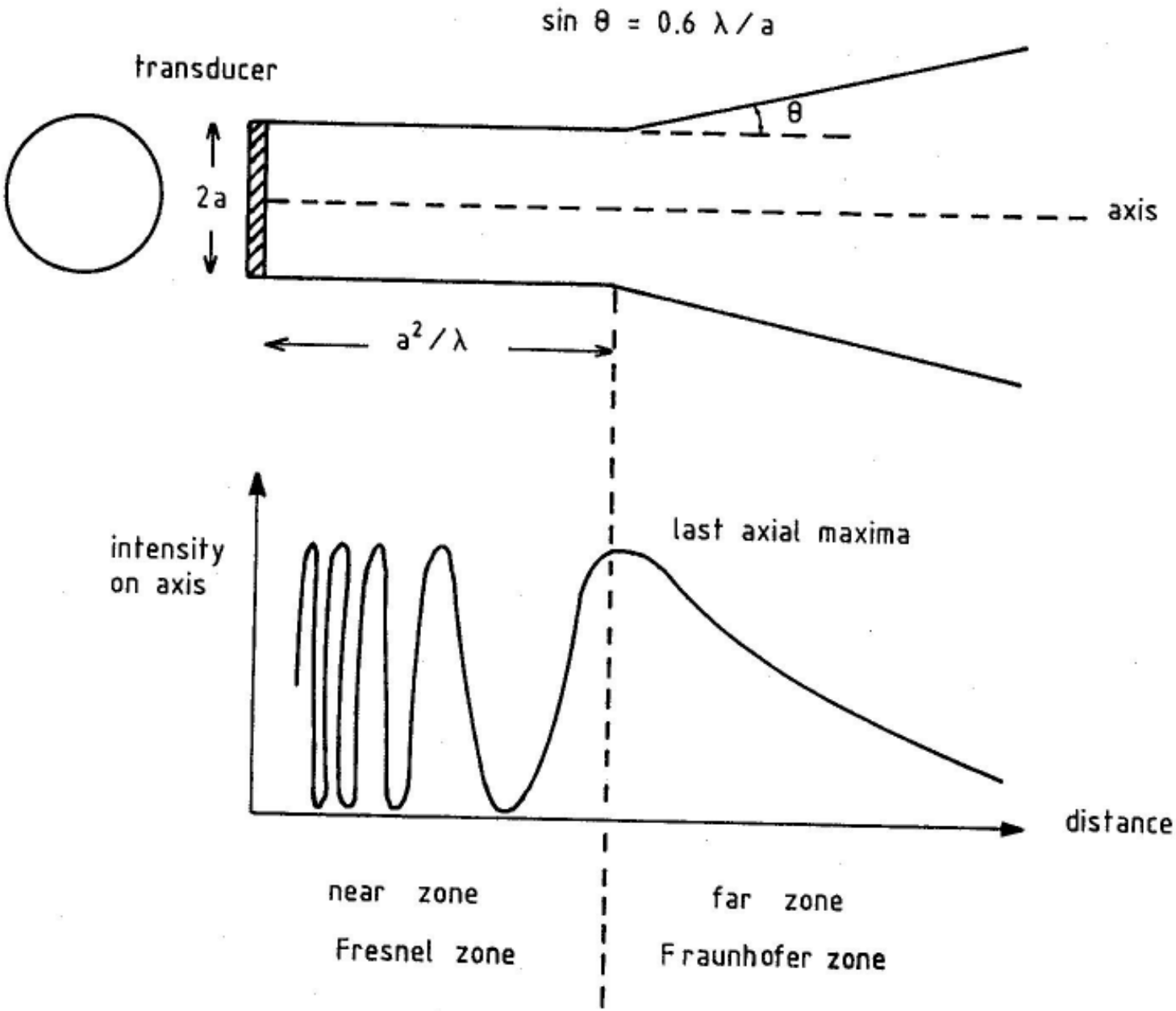
Vyzařované pole měniče

- generátor $\cong \lambda$

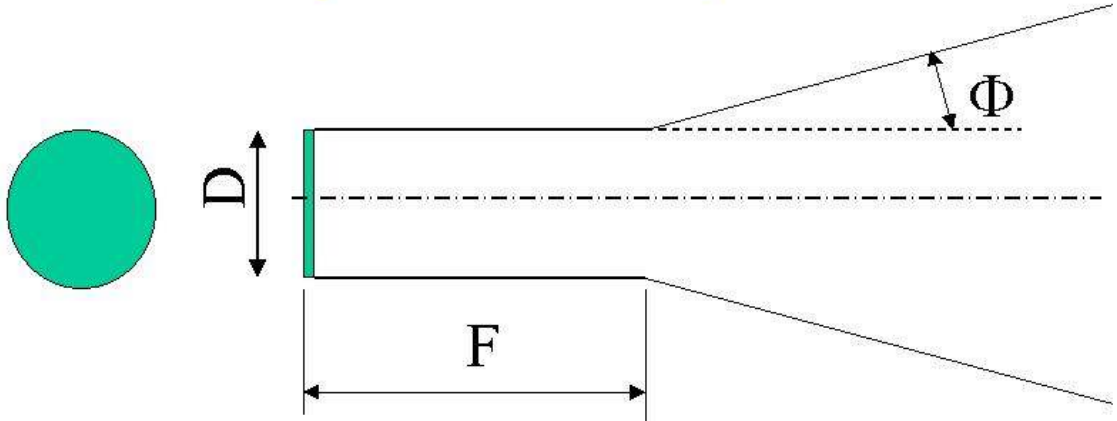


- generátor $\gg \lambda$




sin θ = 0.6 λ / a
transducer
θ
2a
axis
a² / λ
intensity
on axis
last axial maxima
distance
near zone
Fresnel zone
far zone
Fraunhofer zone

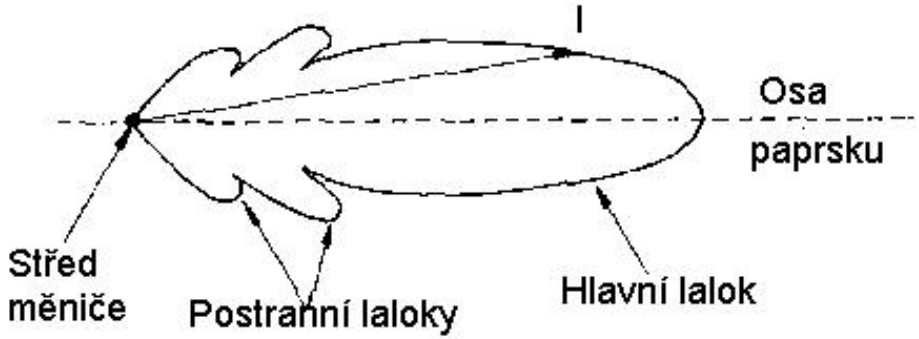
Vyzařované pole měniče - zjednodušený tvar



Oblast: Fresnelova | Fraunhoferova

$$F = \frac{D^2}{4\lambda}[m]$$

$$\Phi = \arcsin\left(1{,}22\frac{\lambda}{D}\right)[\circ]$$



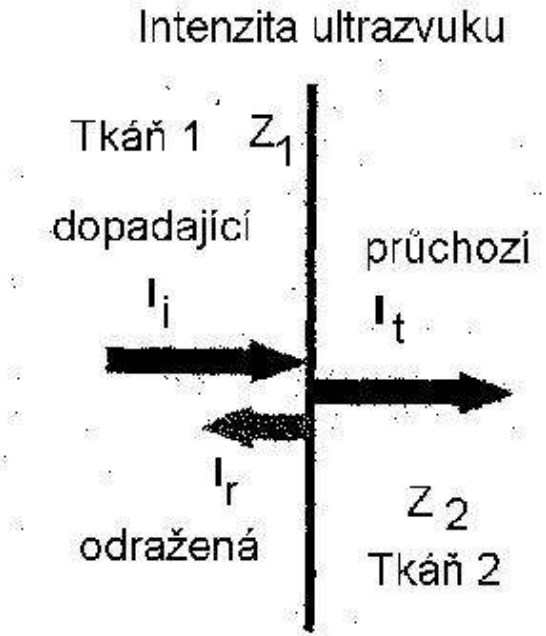
Dopad na rozhraní kolmo

- reflexe - koeficient

$$r_I = \frac{I_r}{I_i} = \frac{P_r^2}{P_i^2} = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}\right)^2$$

- transmise - koeficient

$$t_I = \frac{I_t}{I_i} = \frac{P_t^2}{P_i^2} = \left(\frac{Z_2 + Z_2}{Z_2 + Z_1}\right)^2$$



Je-li $Z_2 > Z_1$, pak $I_t > I_i \Rightarrow$ zvetšení amplitudy akustického tlaku.

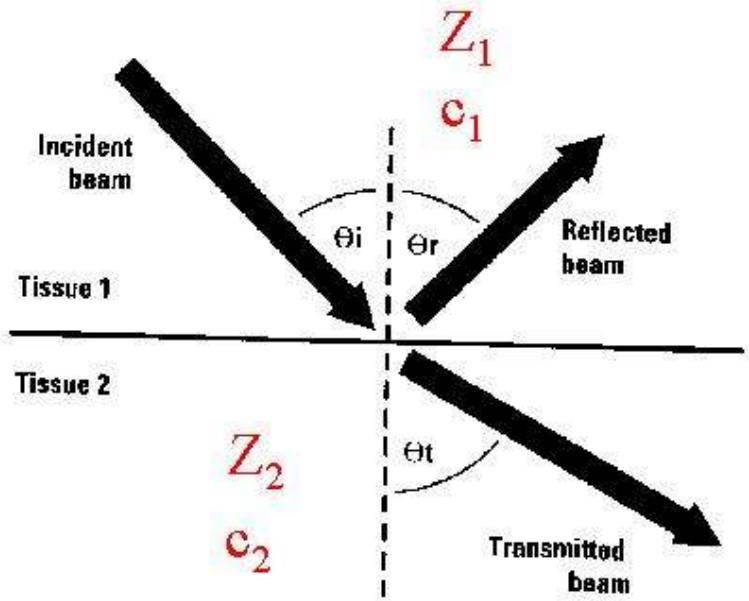
Koeficienty odrazu tkání

Rozhraní tkání	r_P	r_I
LEDVINY- JÁTRA	0,006	0,00004
JÁTRA - SVAL	0,018	0,0003
TUK - JÁTRA	0,10	0,01
SVAL - KOST	0,64	0,41
SVAL - VZDUCH	-0,99	0,98

Dopad na rozhraní pod úhlem θ

- Lom postupujícího vlnění
  - Snelliův zákon

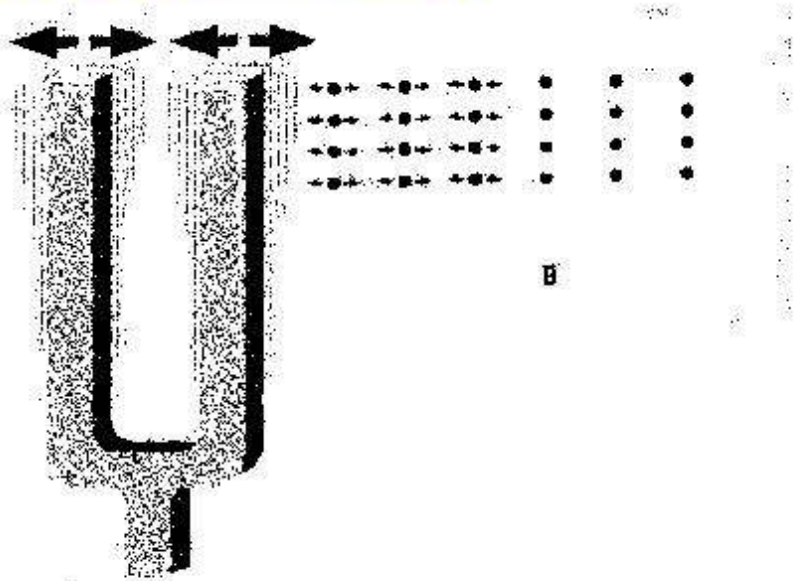
$$\frac{\sin\theta_i}{\sin\theta_t} = \frac{c_1}{c_2} = n_{1,2}$$

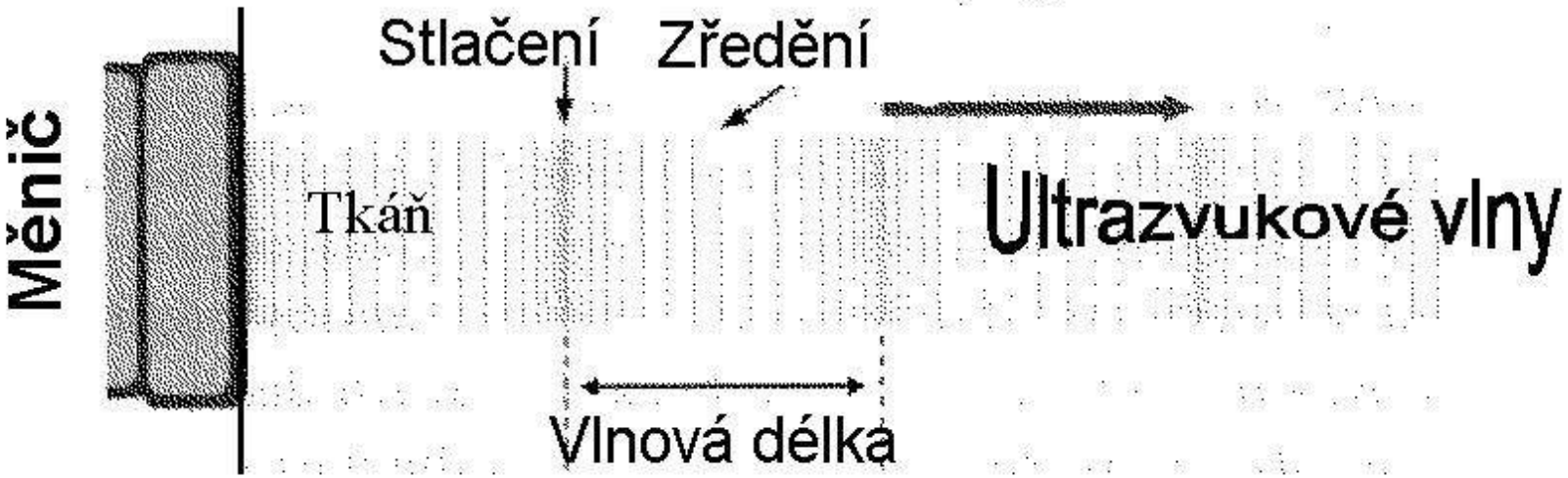


Relativní index lomu $n_{1,2}$

Generování ultrazvuku

- Měniče - působí tlakem na prostředí
  - piezoelektrické
  - magnetostrikční
  - jiskrové

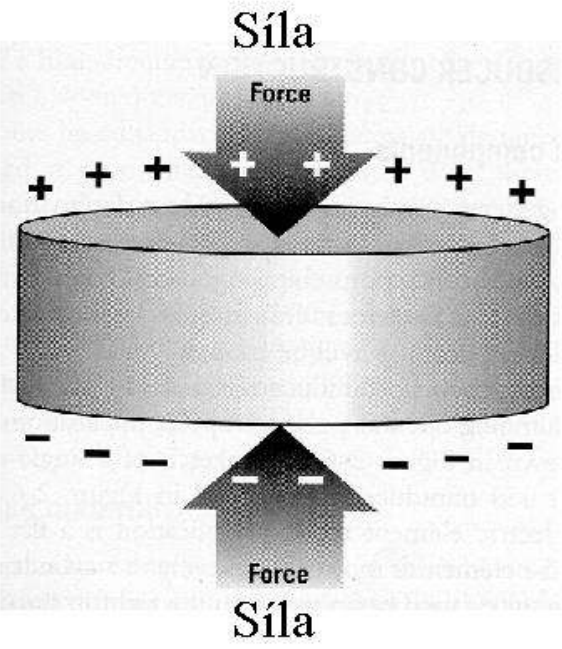


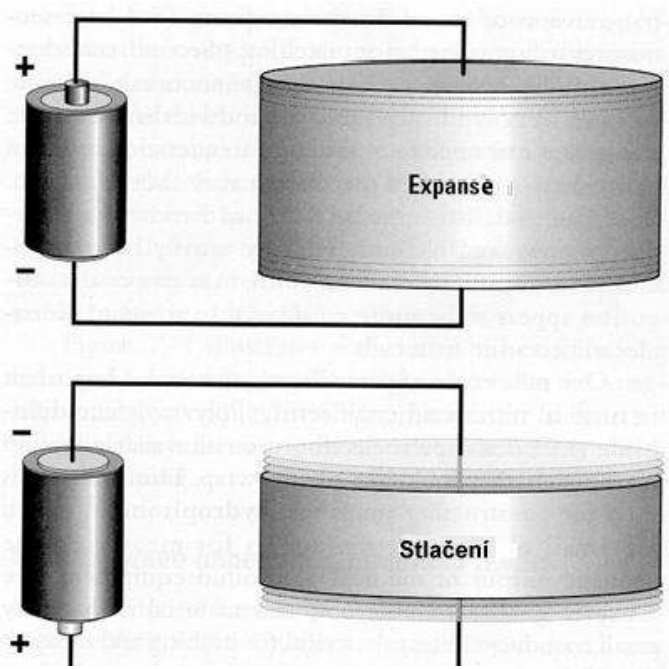


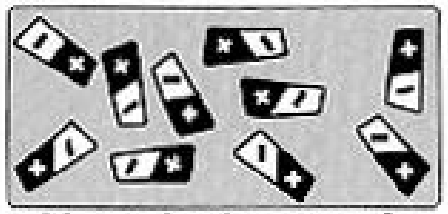
Přímý a nepřímý piezoelektrický jev

Přímý

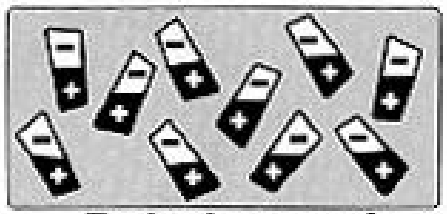
Nepřímý





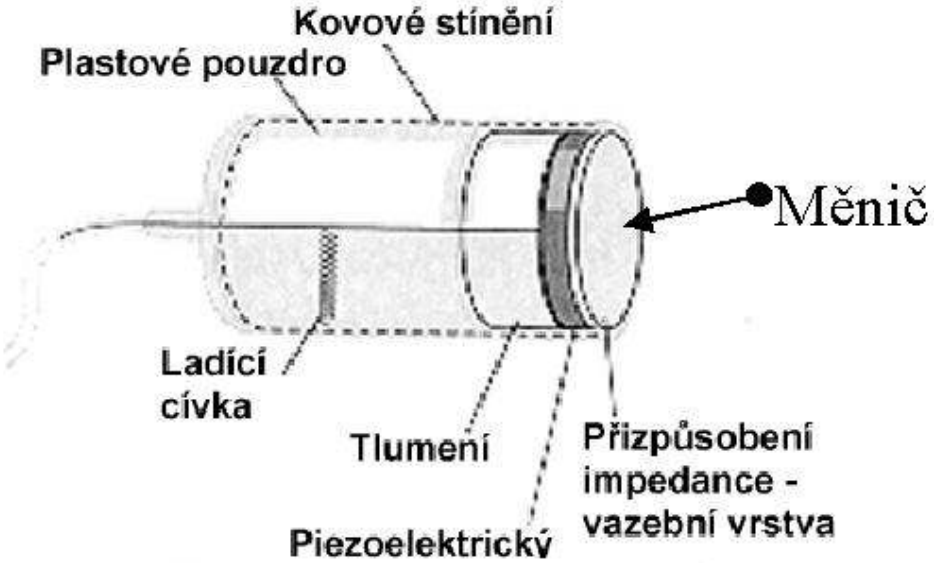


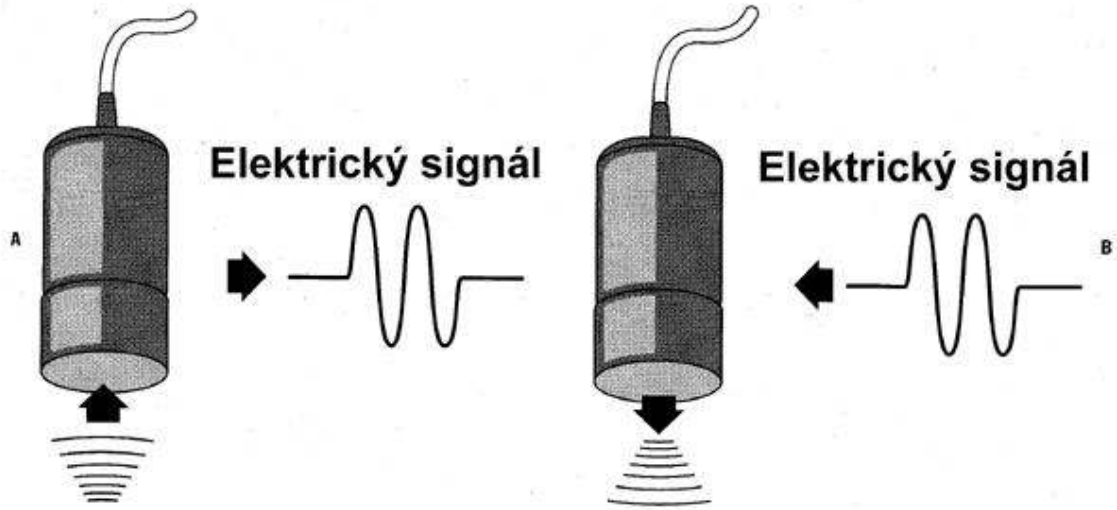
Nepolarizovaný



Polarizovaný

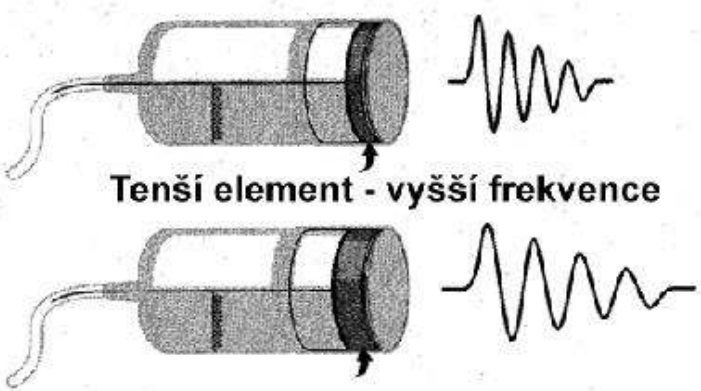
Konstrukce ultrazvukové sondy



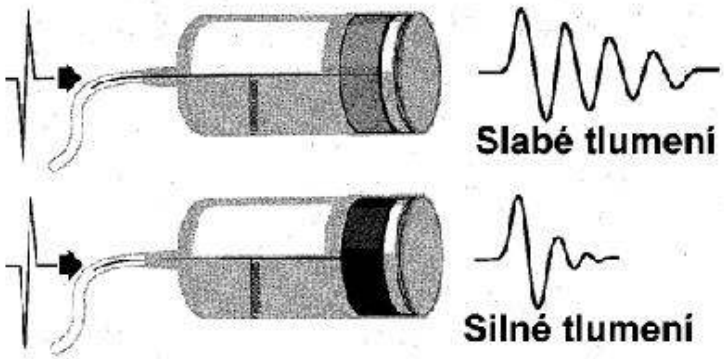


Vlastnosti generovaného ultrazvuku

- Tloušťka měniče - ovlivňuje frekvenci



- Tlumení měniče - ovlivňuje délku trváni impulzu



Použití ultrazvuku v medicíně

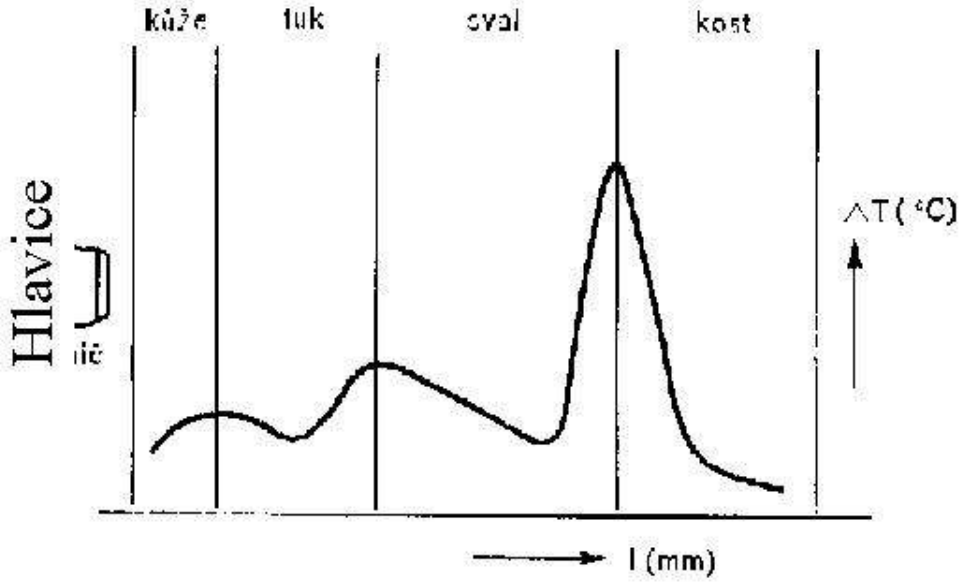
- terapie
  - fyziatrie, chirurgie, stomatologie, litotrypse
- diagnostika
  - zobrazování, měření vzdálenosti a rychlosti
  - detekce pohybu a hladin tekutin
  - budoucnost - diferenciace tkání
- čištění
- laboratoře - dezintegrace tkání

Účinky ultrazvuku na tkáň

- Mechanické
  - vibrace
  - mikrocirkulace
  - kavitace (kaverny)
- Tepelné

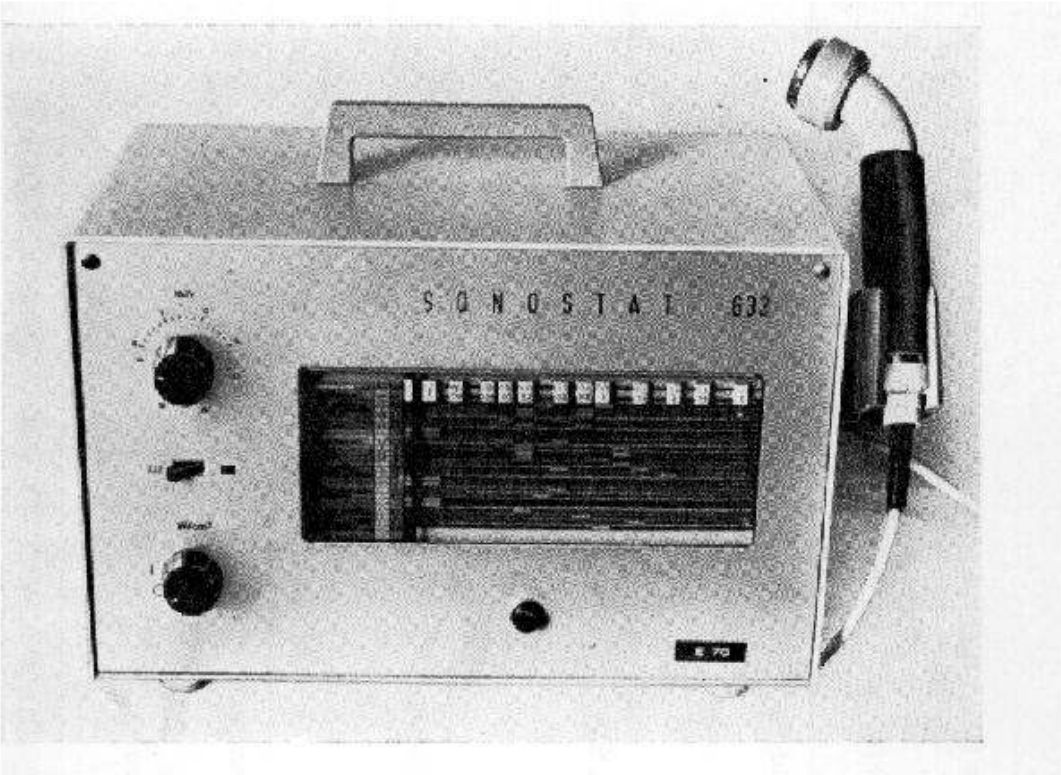
Terapeutické účinky ultrazvuku

- Mechanické
  - mikrovibrace
  - mikroproudění
- Tepelné
  - přeměna energie
- Chemické
  - urychlení chemických reakcí



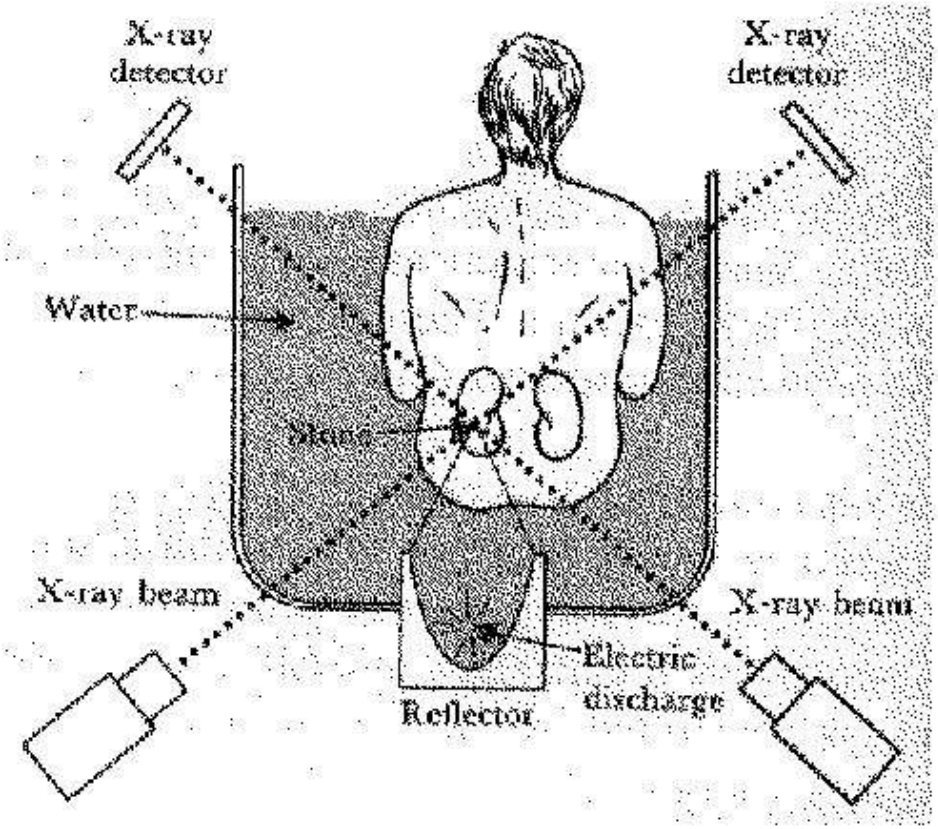
Příklad terapeutického přístroje

Generátor ultrazvuku pro fyzioterapii



Příklad terapeutického přístroje

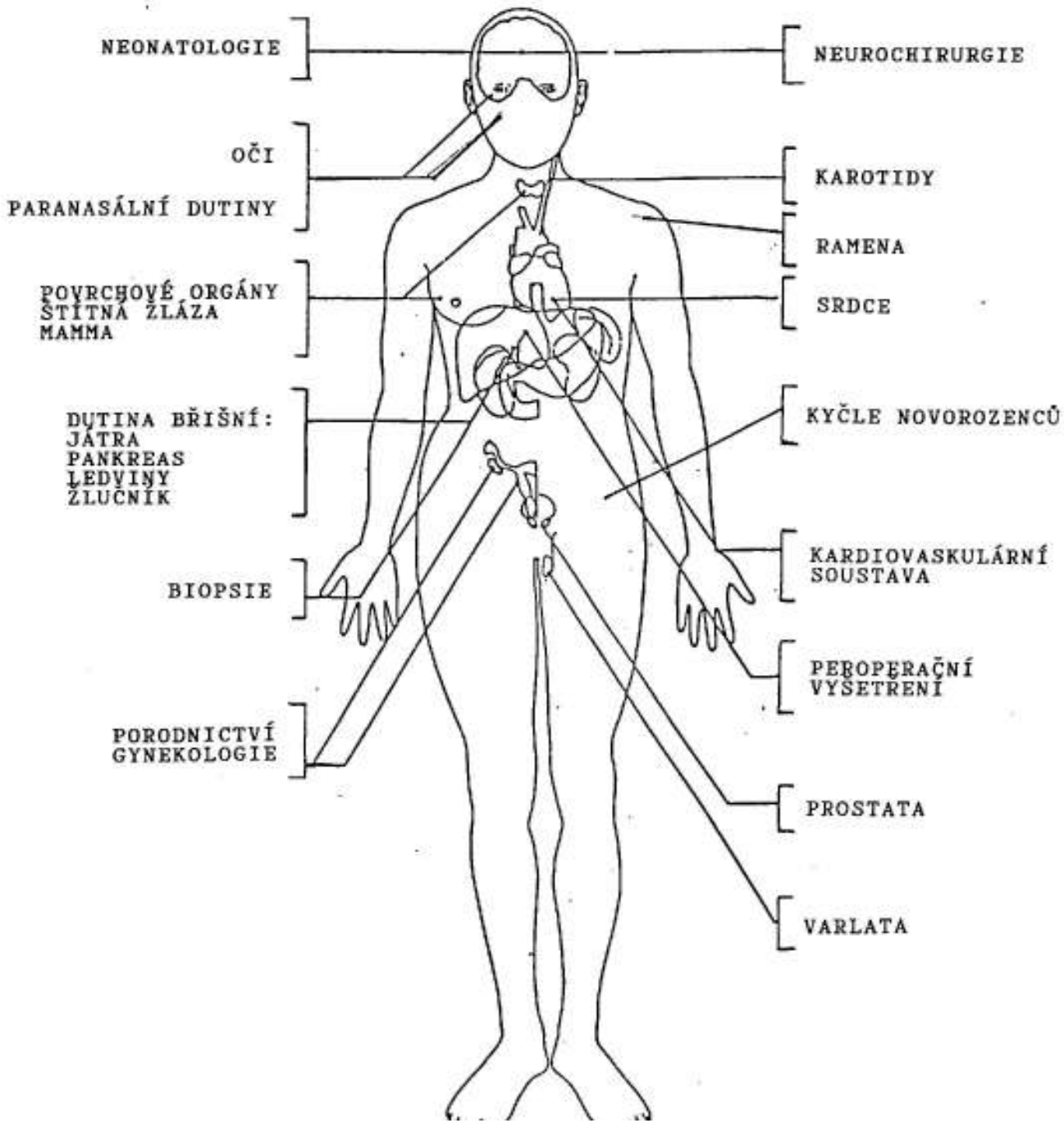
Litotryptor s jiskrovým generátorem

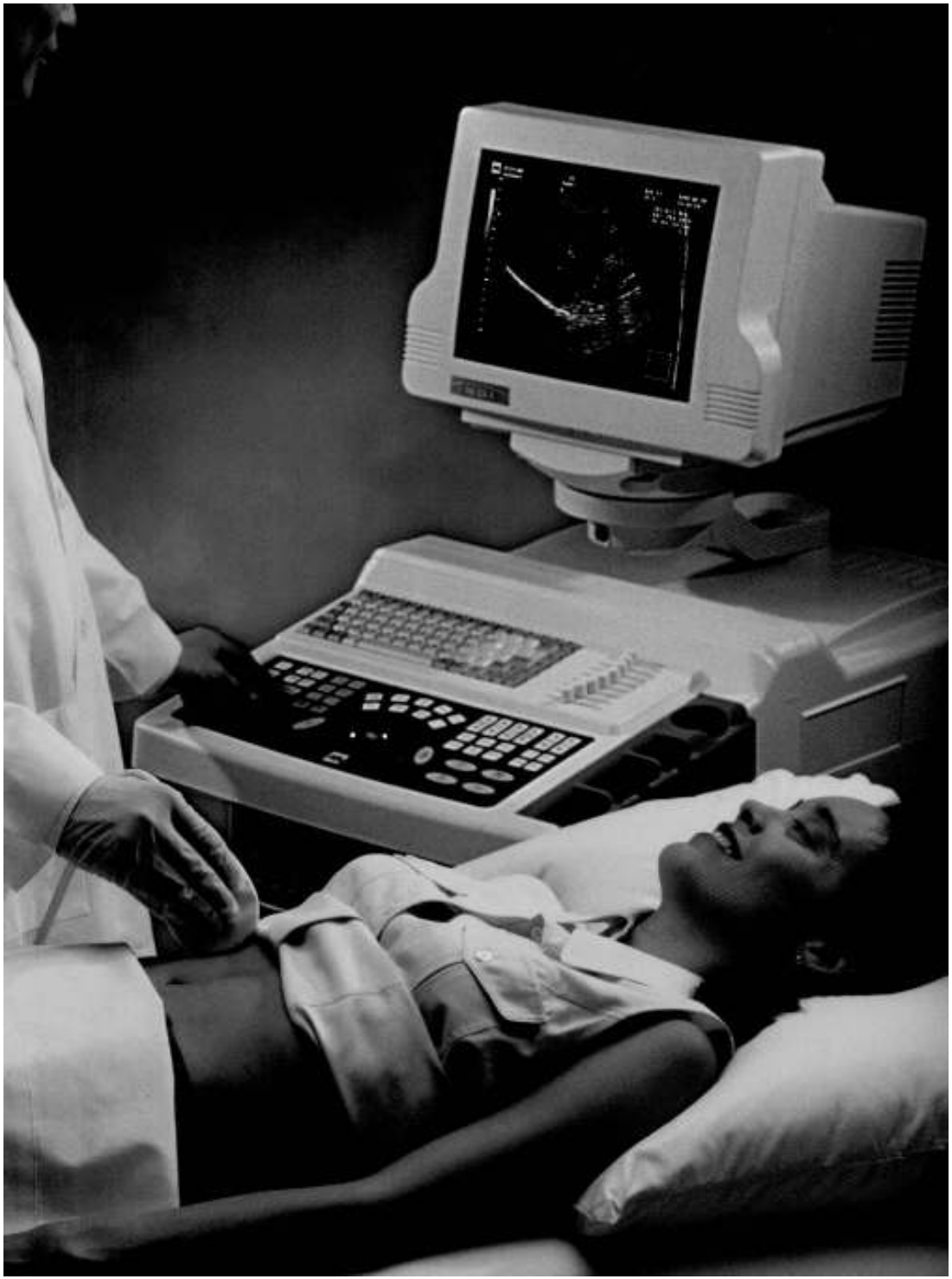


Diagnostické aplikace

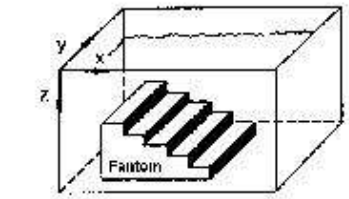
- Zobrazovací metody (sonografie)
- Měření průtoků
- Detektory srdeční akce plodu
- Tloušťkoměry (kalipery)
- Detektory hladin tekutin

- Aplikovaná intenzita do 100mW/cm^2


NEONATOLOGIE
OČI
PARANASÁLNÍ DUTINY
POVRCHOVÉ ORGÁNY
ŠTÍTNÁ ŽLÁZA
MAMMA
DUTINA BŘIŠNÍ:
JÁTRA
PANKREAS
LEDVINY
ŽLUČNÍK
BIOPSIE
PORODNICTVÍ
GYNEKOLOGIE
NEUROCHIRURGIE
KAROTIDY
RAMENA
SRDCE
KYČLE NOVOROZENCŮ
KARDIOVASKULÁRNÍ
SOUSTAVA
PEROPERAČNÍ
VYŠETŘENÍ
PROSTATA
VARLATA

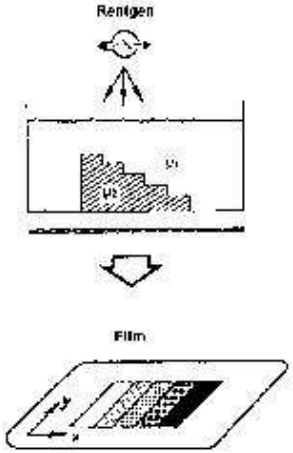


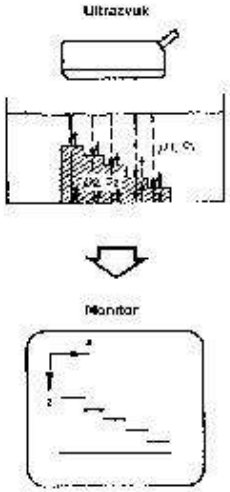
Rozdíl mezi RTG a UZV zobrazením



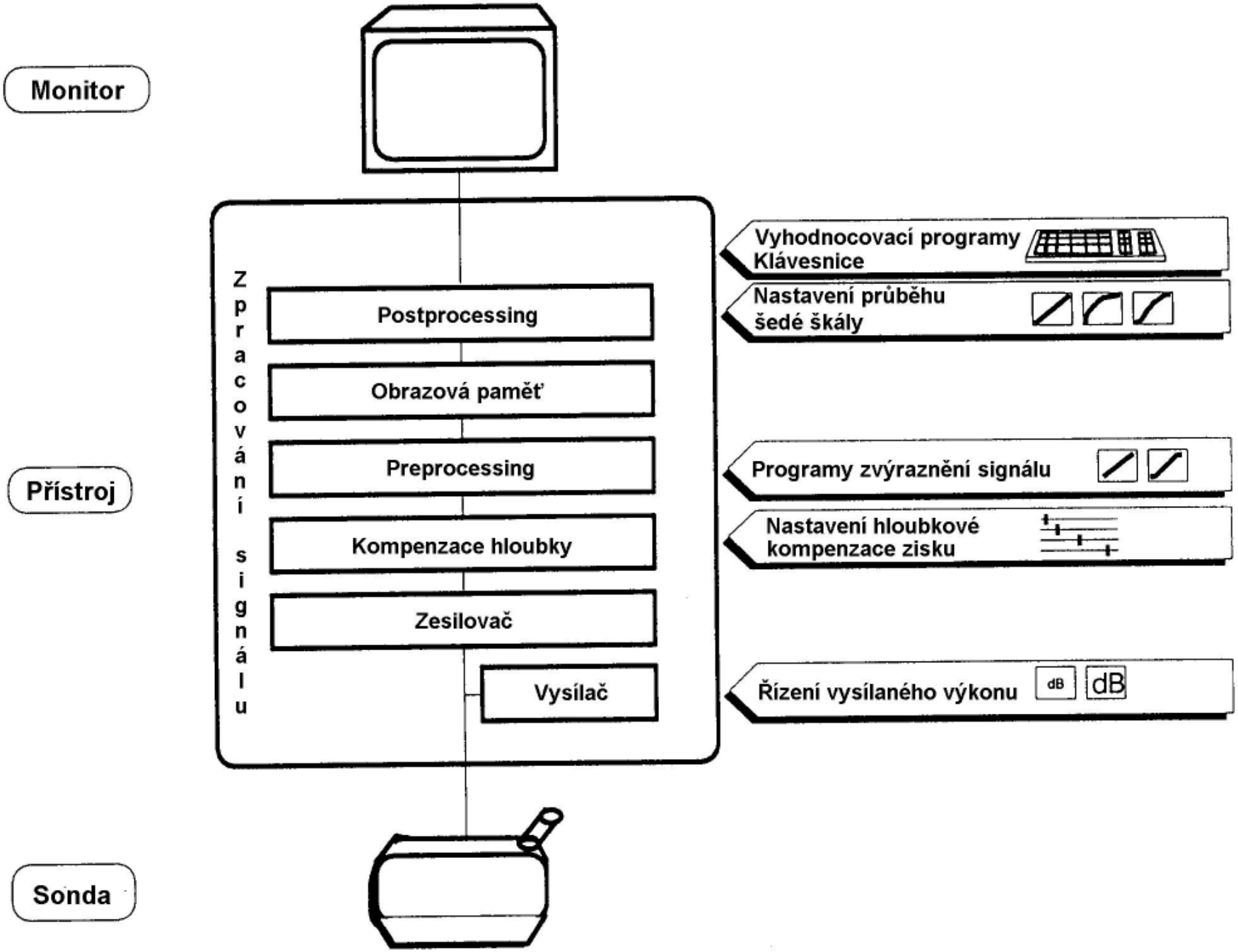
Fantom

RTG





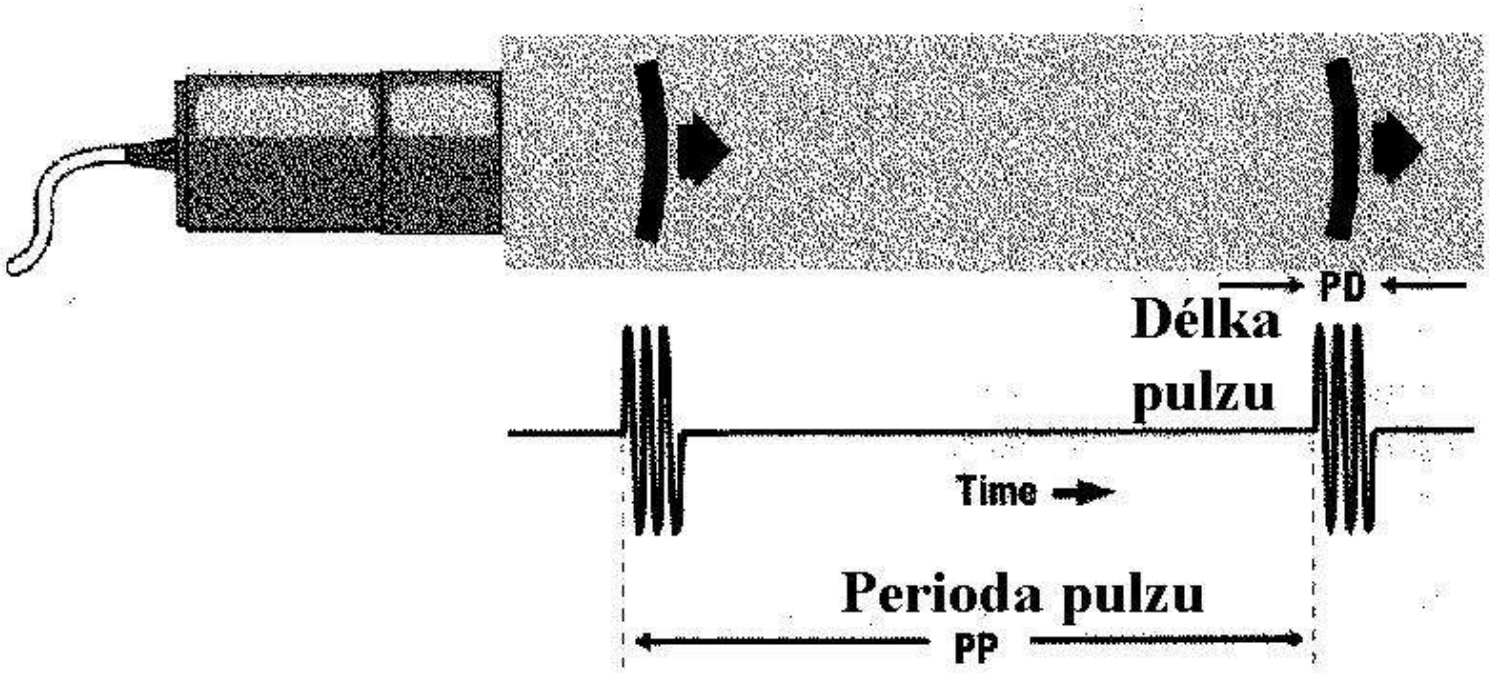
UZV


Monitor
Přístroj
Sonda
Zpracování signálu
Postprocessing
Obrazová paměť
Preprocessing
Kompenzace hloubky
Zesilovač
Vysílač
Vyhodnocovací programy
Klávesnice
Nastavení průběhu
šedé škály
Programy zvýraznění signálu
Nastavení hloubkové
kompenzace zisku
Řízení vysílaného výkonu
dB
dB

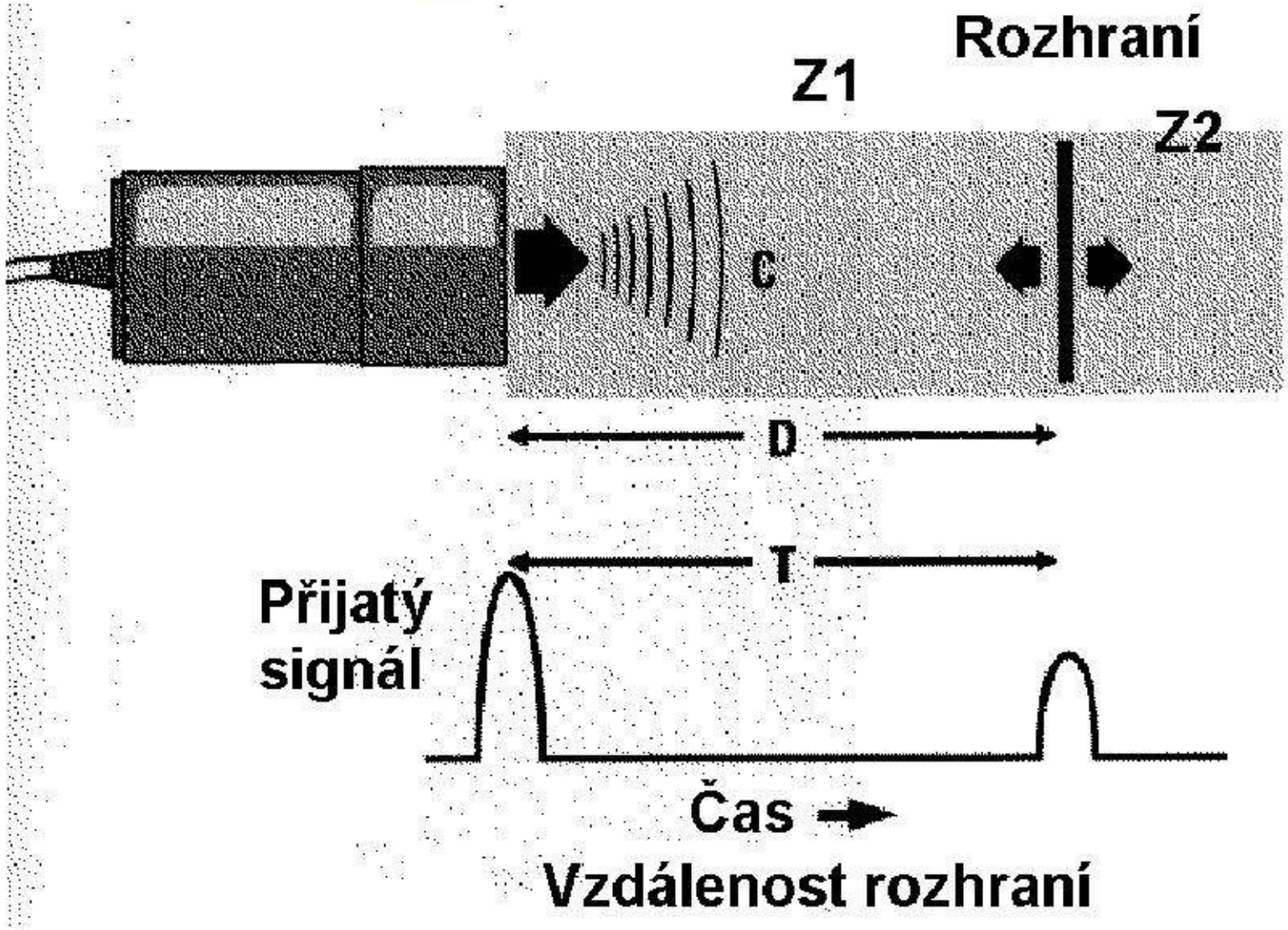
Způsoby zobrazení

- A - způsob (mód)
- B - způsob (mód)
  - statický (složený)
  - dynamický
- TM - způsob (mód)
- C - způsob (mód)
- Kombinovaný (A+B, B+TM)

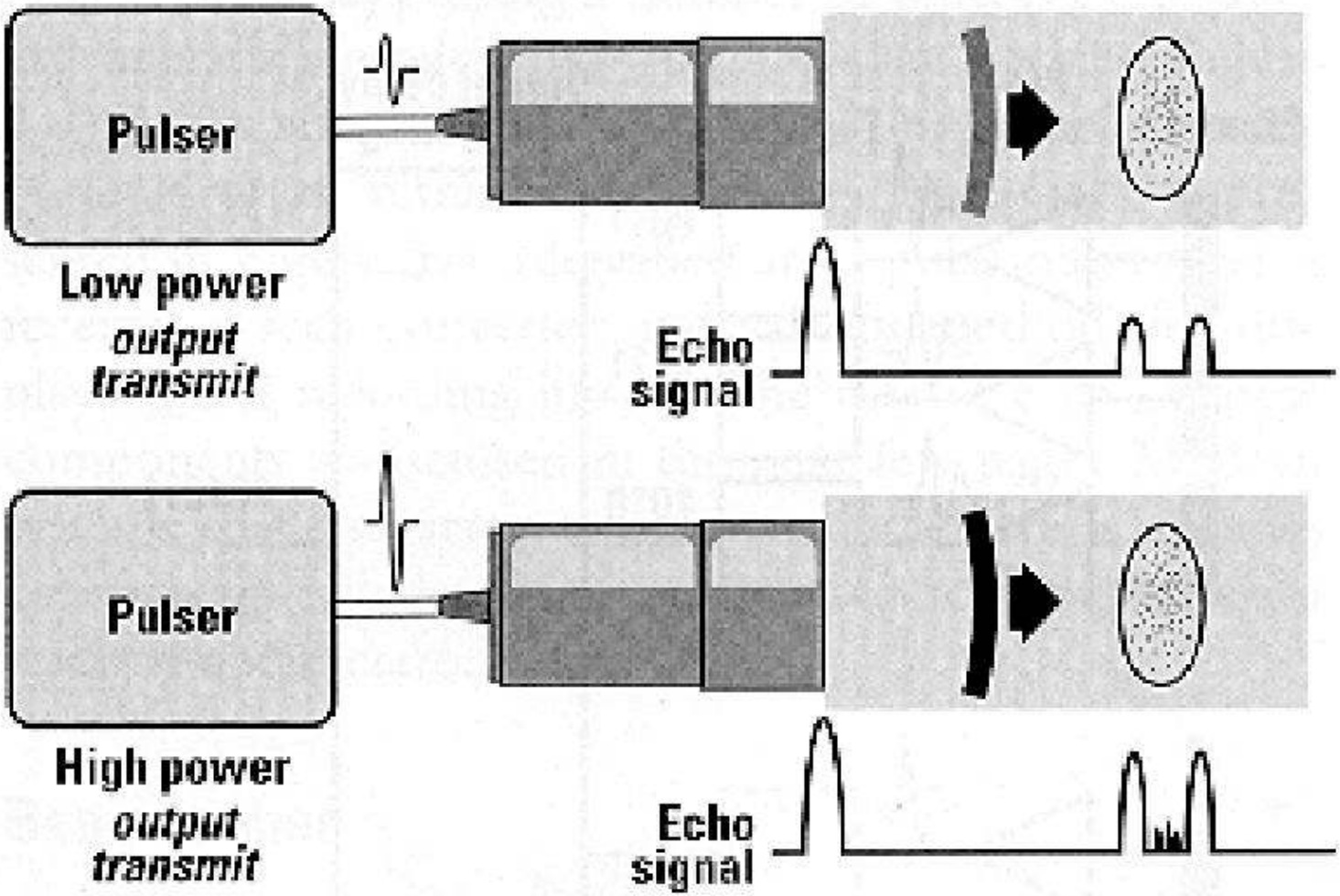
Časování budícího signálu

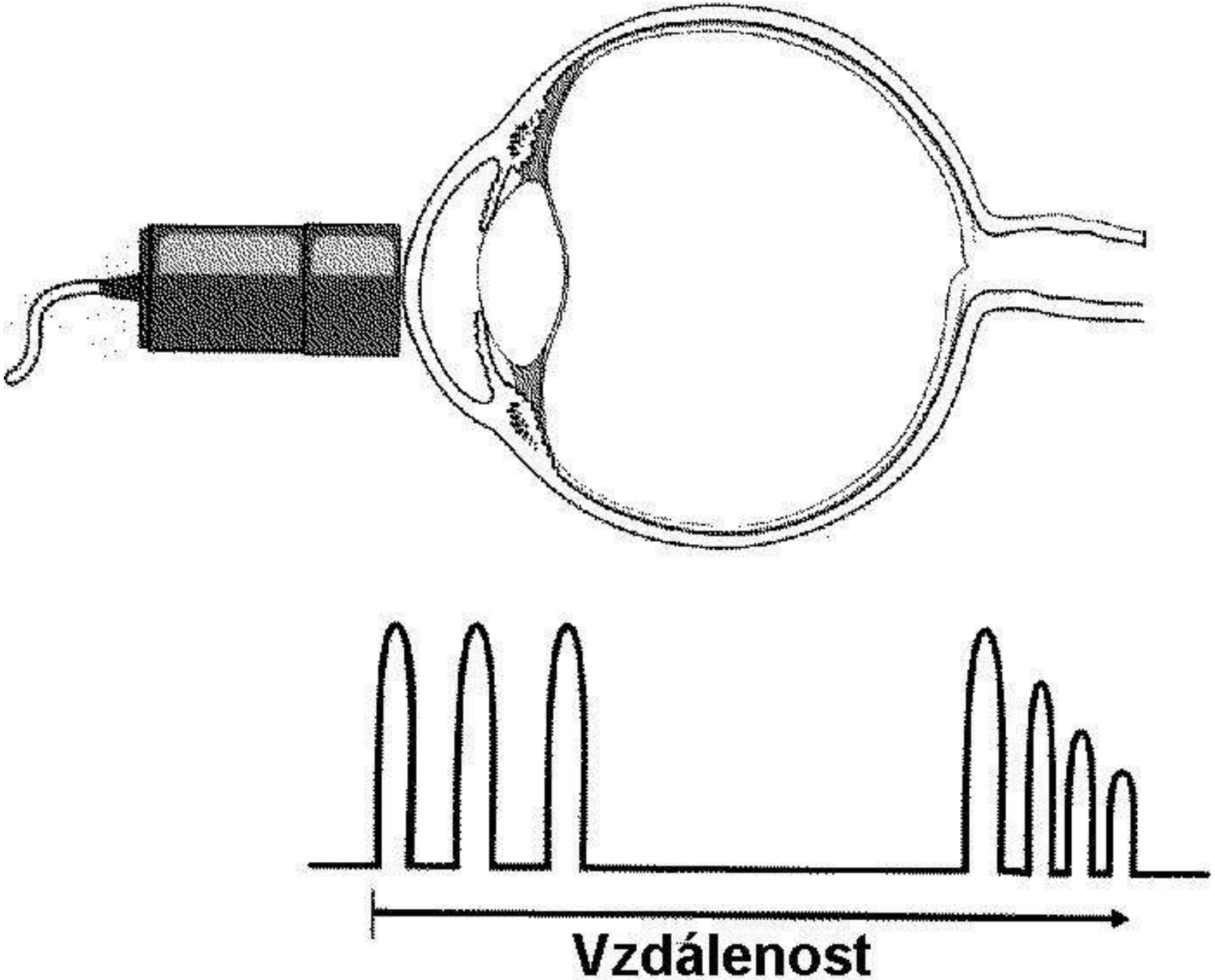


Princip vzniku zobrazovaného signálu - A obraz

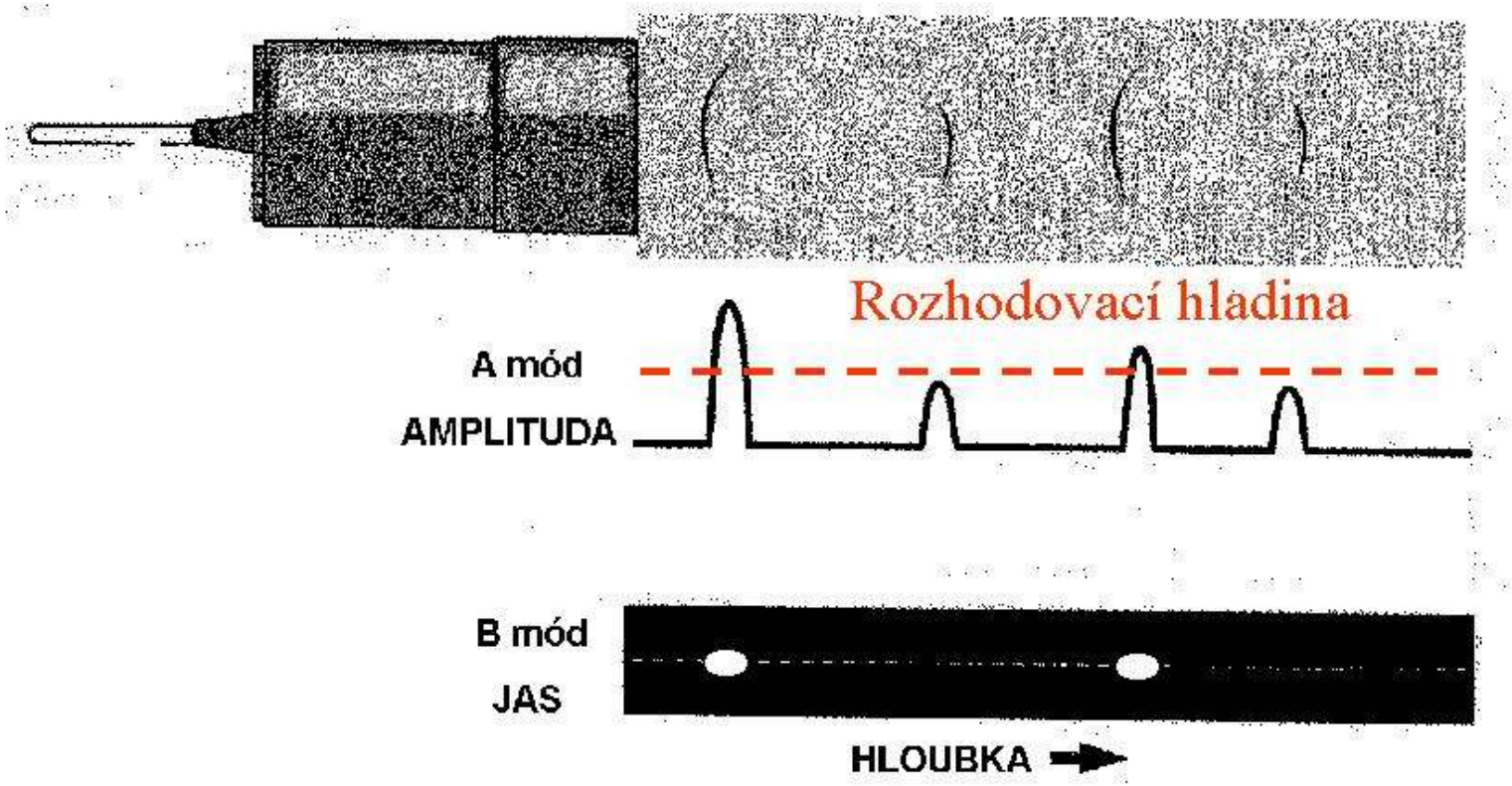


Zobrazení struktur - A obraz

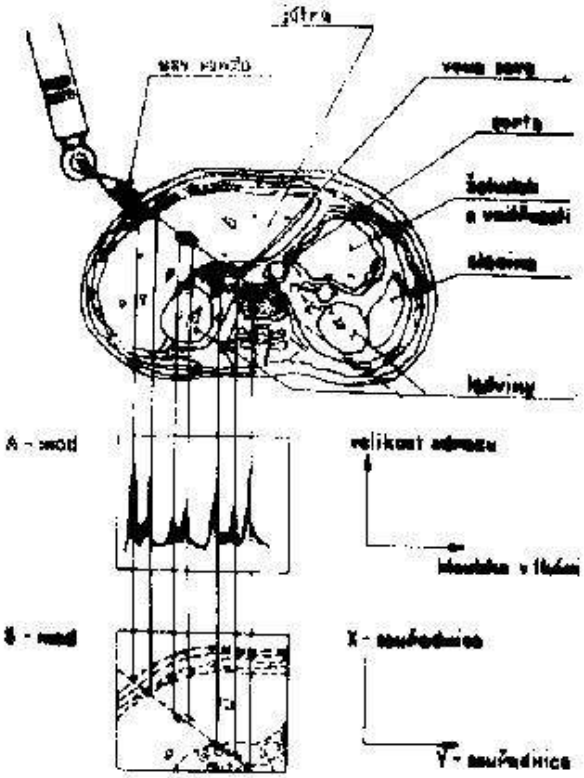


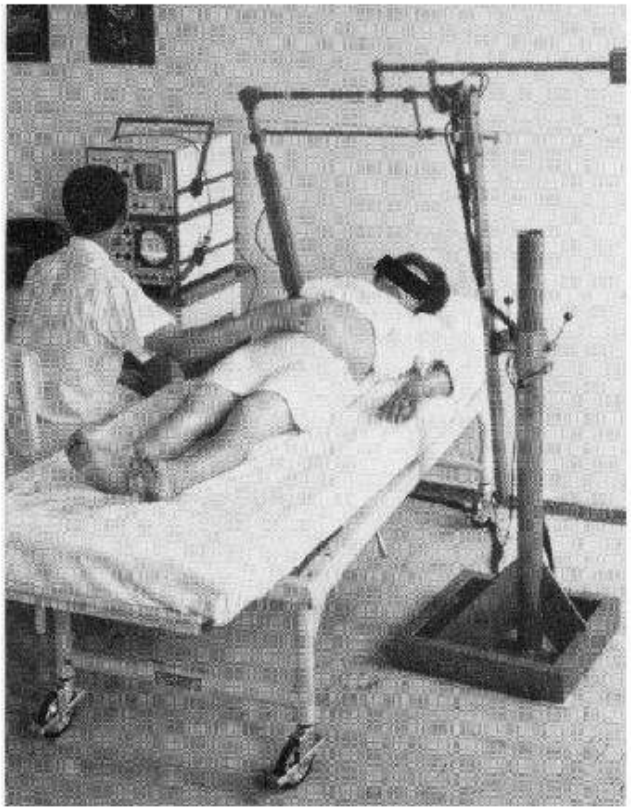

Vzdálenost

Převod amplitudy na jas
B-způsob - bistabilní obraz

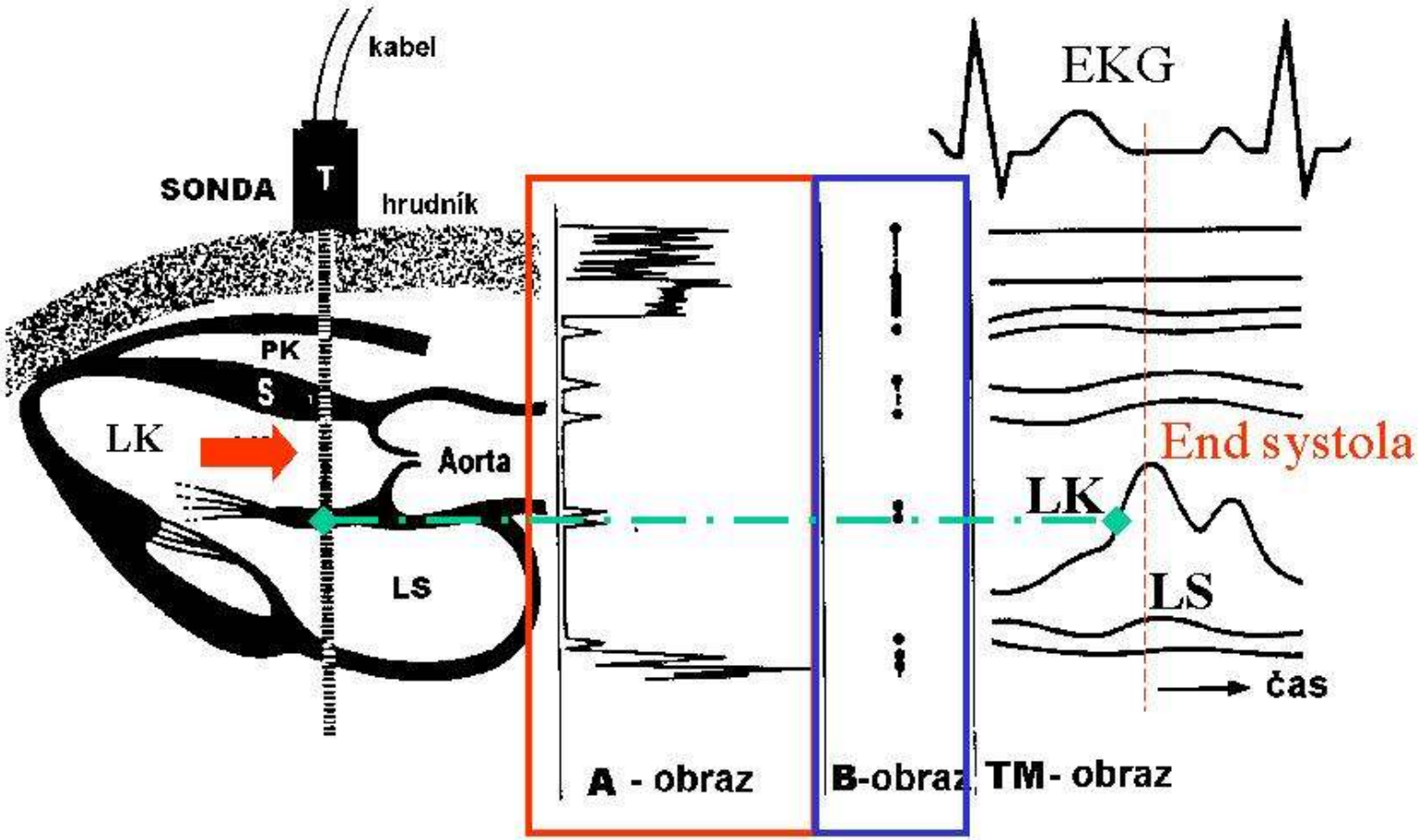


Složený 2D B obraz

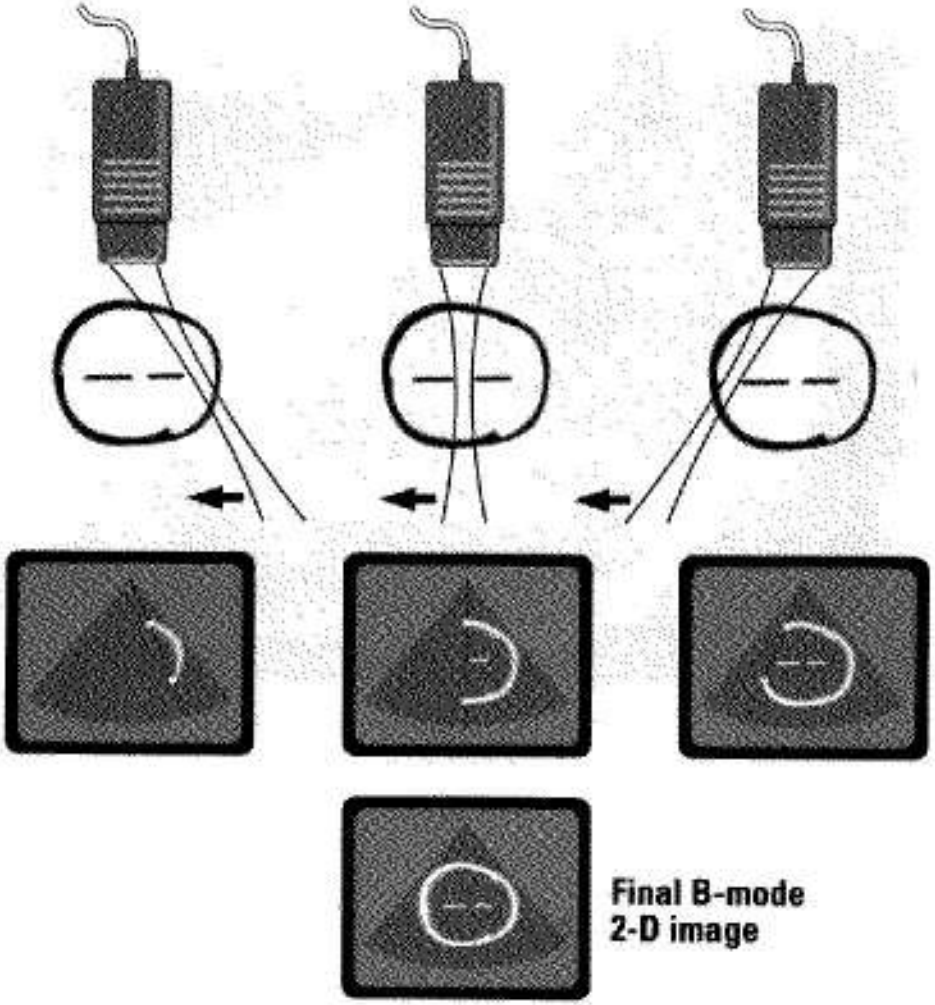




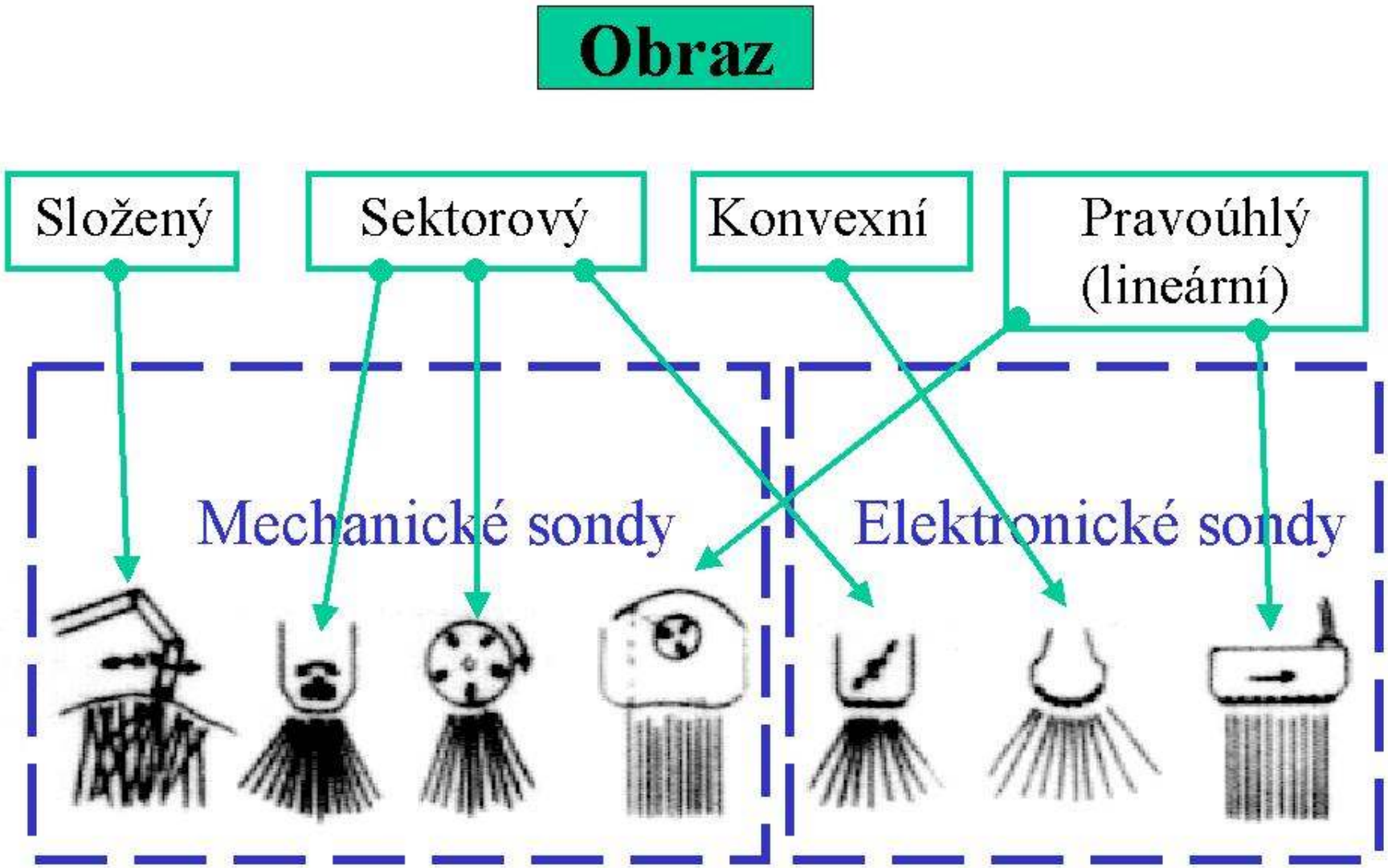
A, B a TM způsob zobrazení

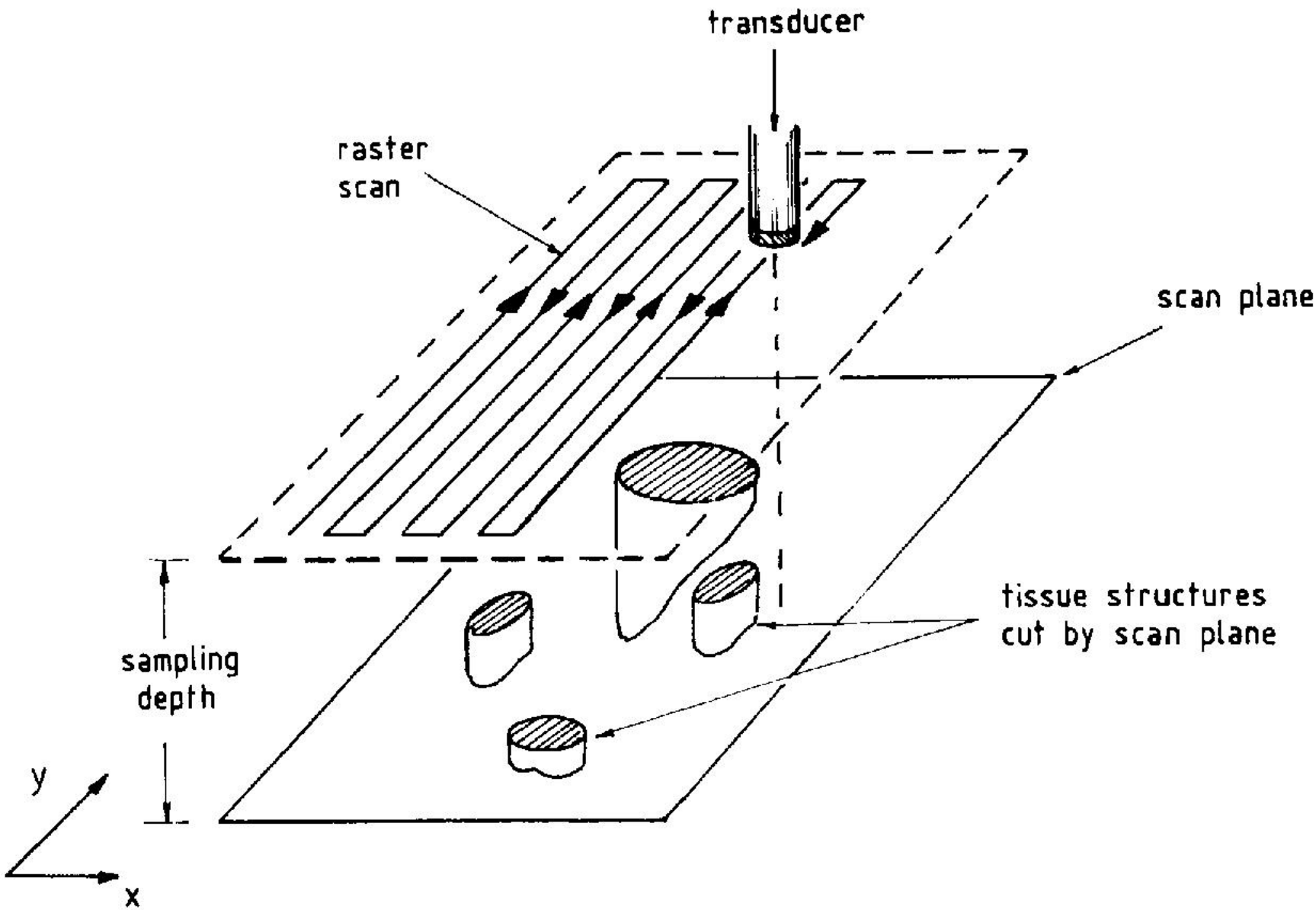


B-obraz ve stupních šedi

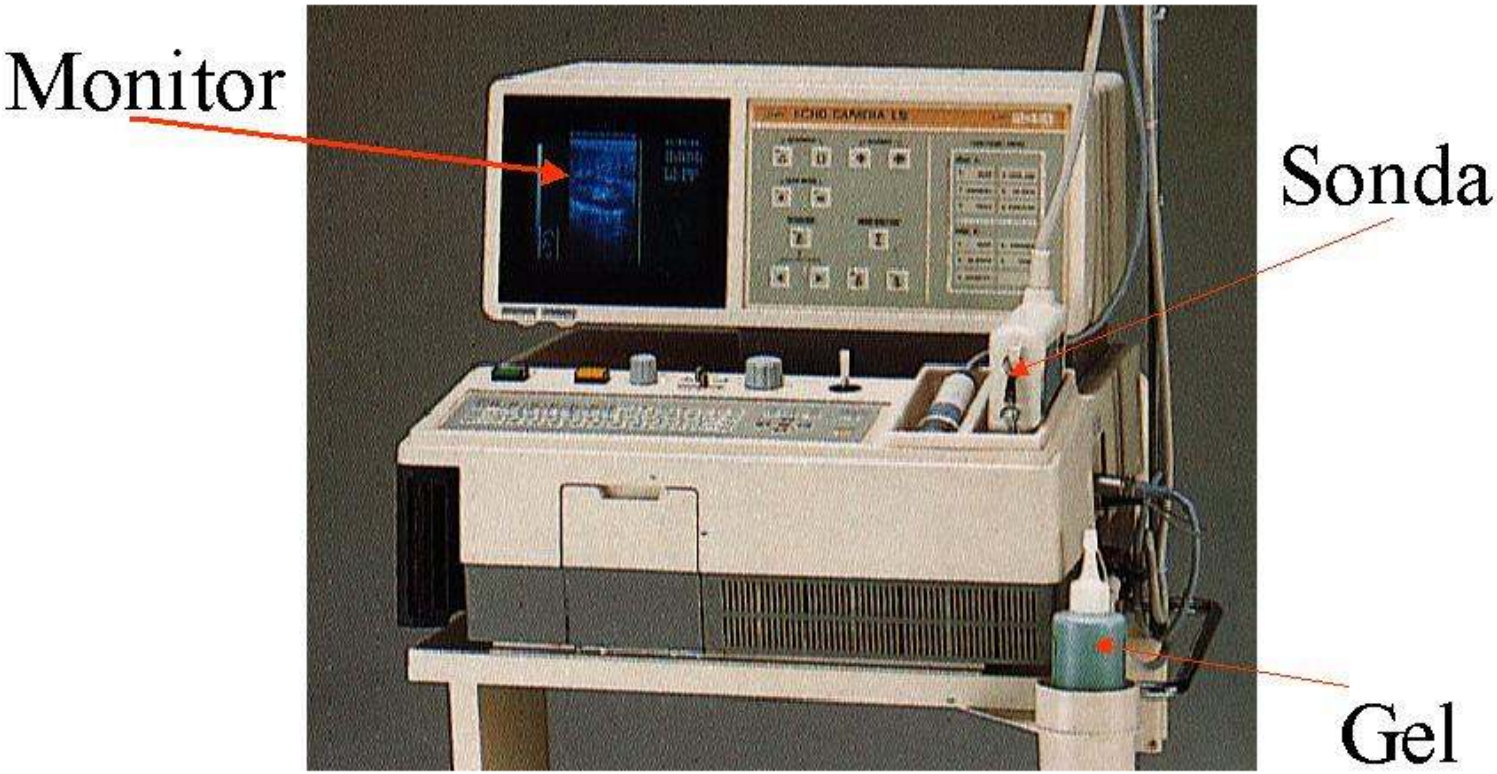


Systém vytváření 2D obrazu

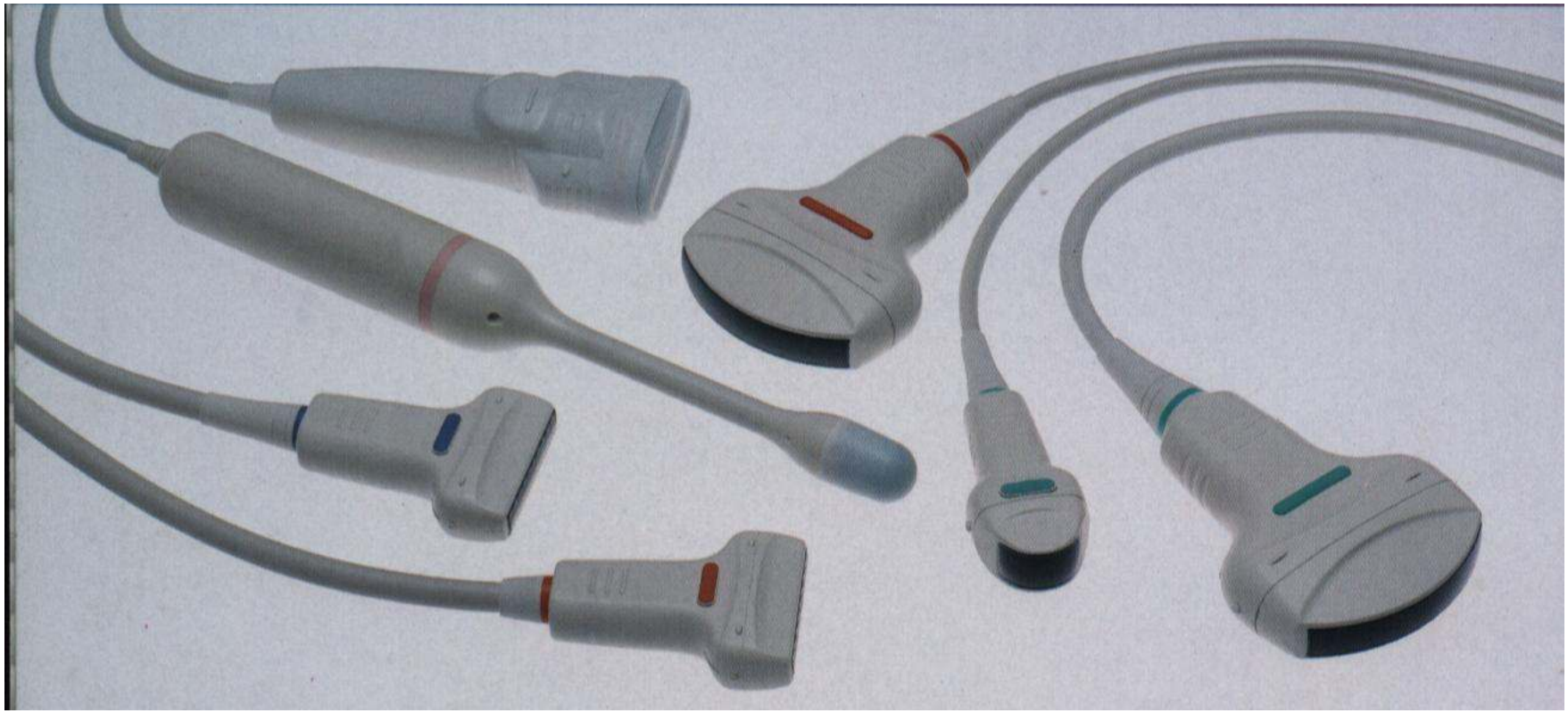



transducer
raster
scan
scan plane
tissue structures
cut by scan plane
sampling
depth
y
x

Sonograf

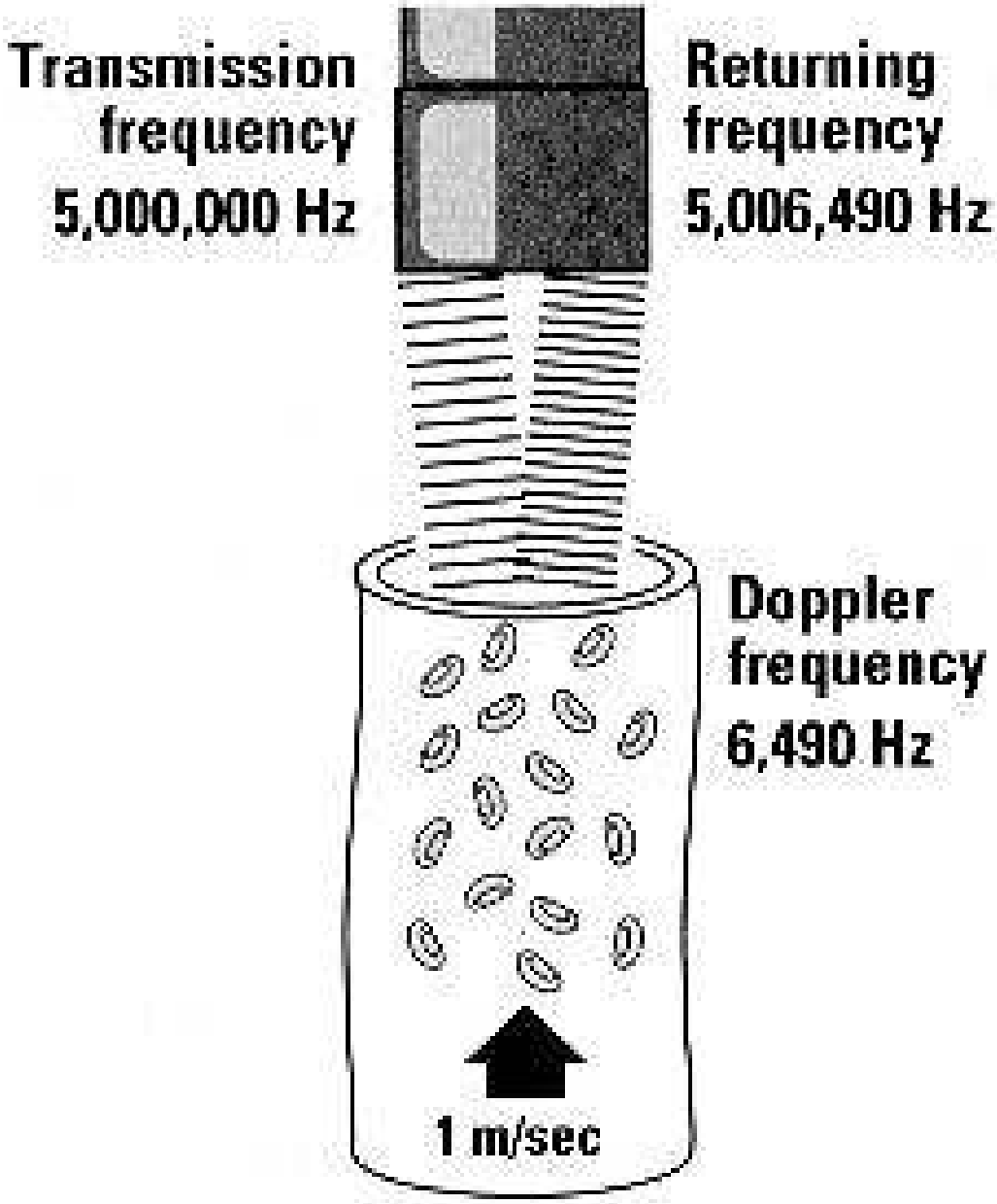


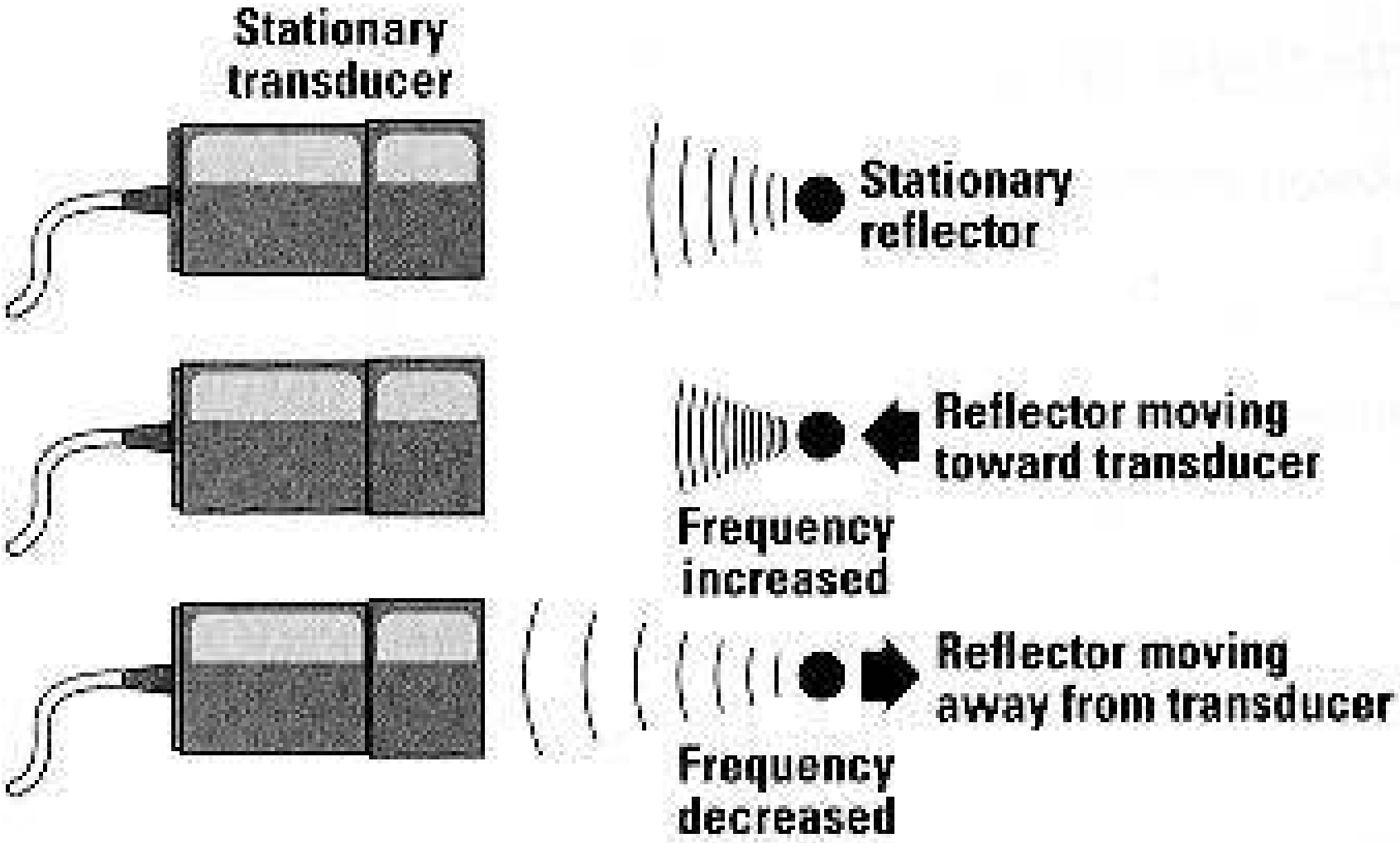
Tvary sond

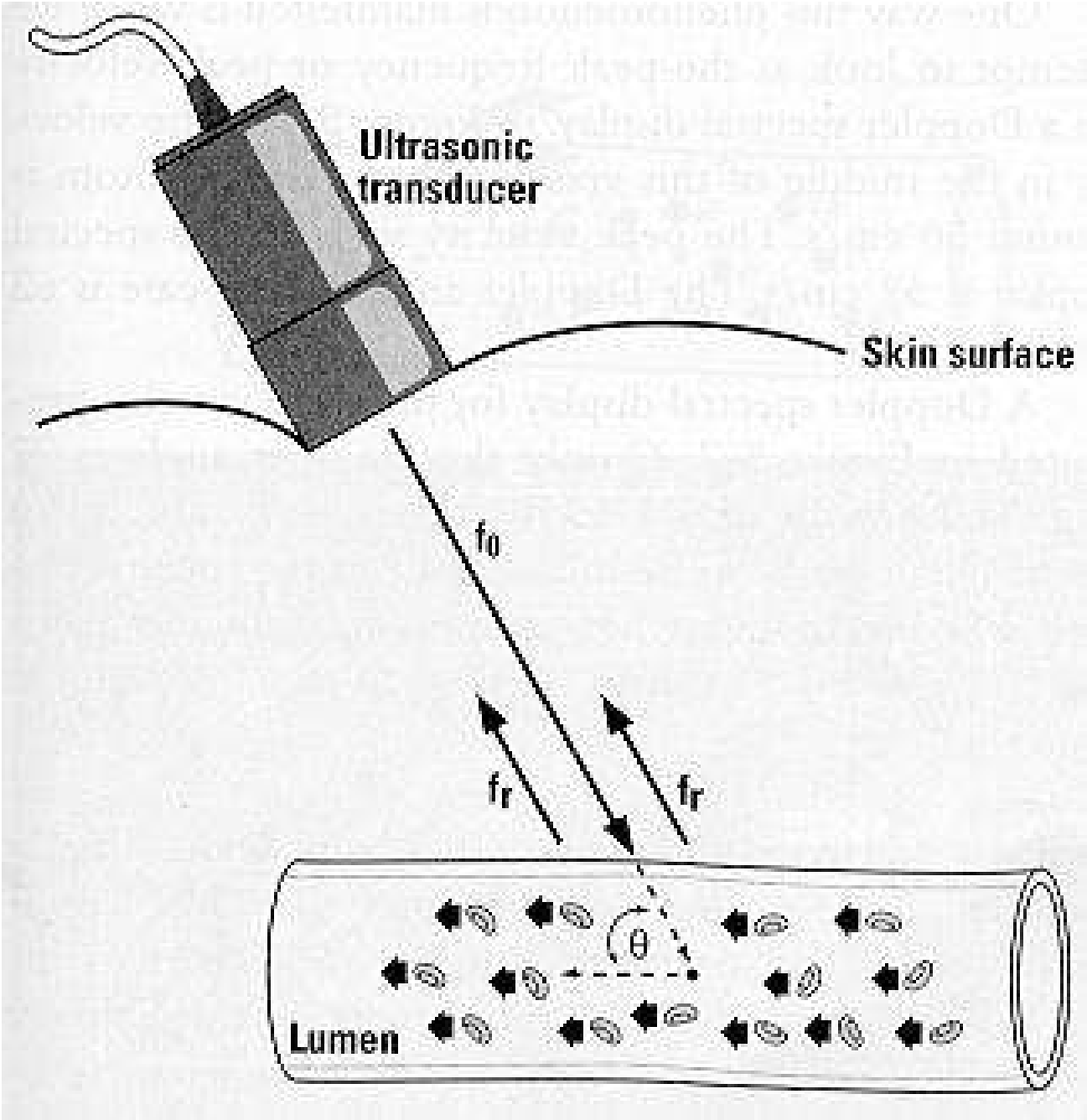


Ultrazvukové průtokoměry

- Dopplerův jev
- Neinvazivní metoda měření rychlosti toku krve
- Ve spojení se sonografii (duplexní sonografie) - měří objemy průtoku
- Barevné mapování toků - orientace v topologii krevního řečiště


Transmission
frequency
5,000,000 Hz
Returning
frequency
5,006,490 Hz
Doppler
frequency
6,490 Hz
1 m/sec


Stationary transducer
Stationary reflector
Reflector moving toward transducer
Frequency increased
Reflector moving away from transducer
Frequency decreased


Ultrasonic
transducer
Skin surface
f_0
f_r
f_r
θ
Lumen

Výpočet frekvenčního zdvihu

$$f_p = f_0 + \Delta f$$

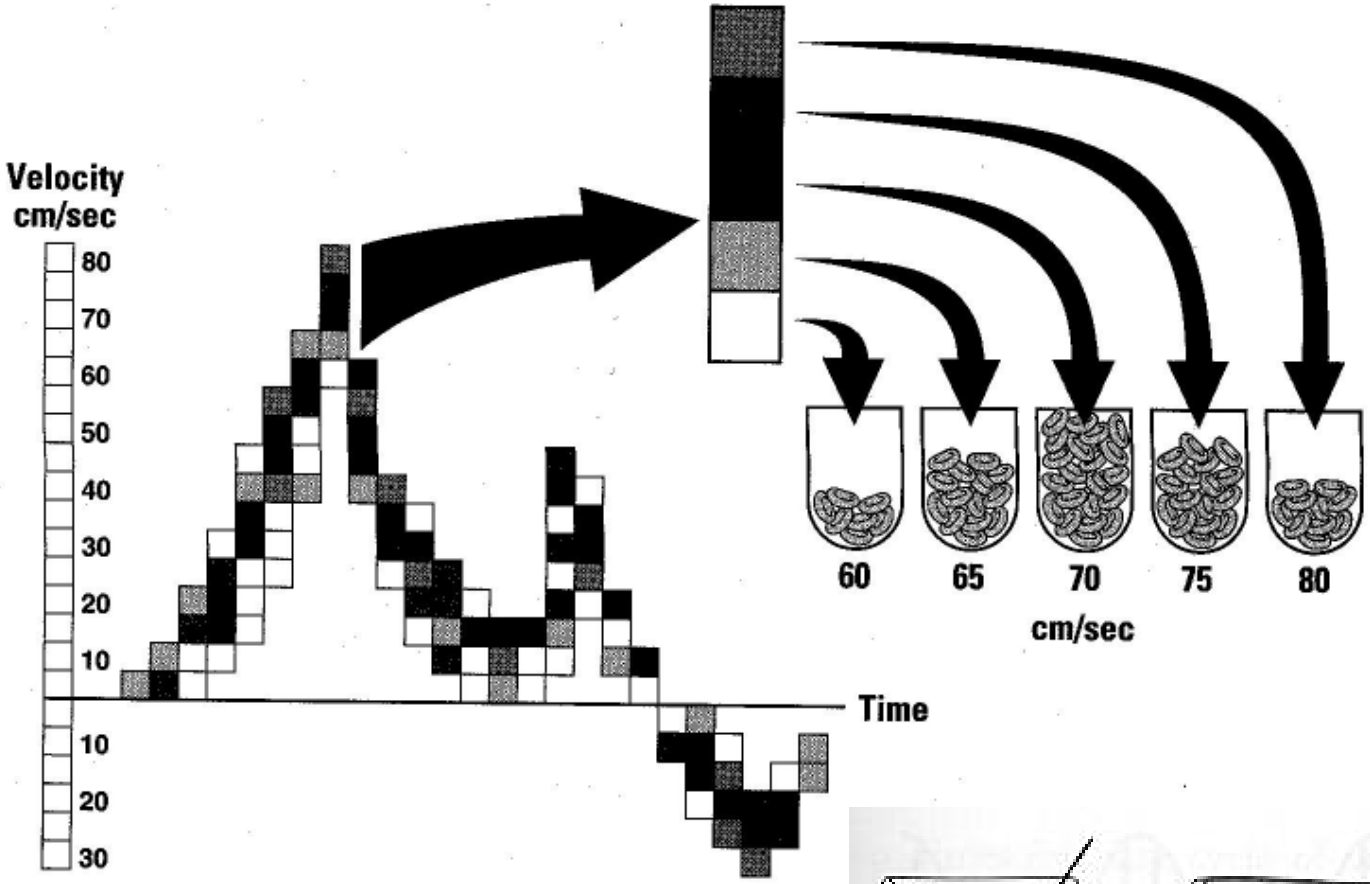
$$\Delta f = \frac{2 f_0 v \cdot \cos \Theta}{c}$$

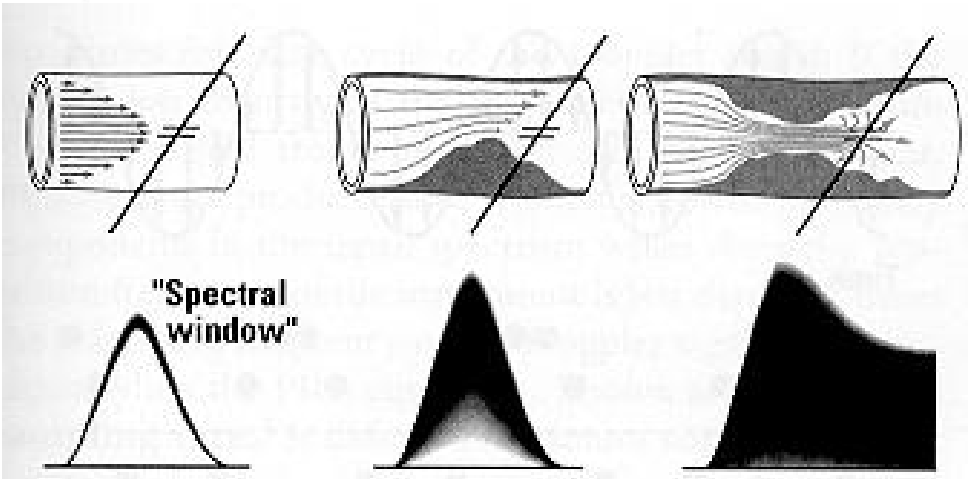
f_0 frekvence vyslaná

f_P frekvence přijatá

v rychlost odražeče

c rychlost šíření ultrazvuku


Velocity
cm/sec
80
70
60
50
40
30
20
10
10
20
30
Time
60
65
70
75
80
cm/sec


"Spectral
window"

Způsoby snímání průtoku

- CW (continual wave) Doppler
  - 2 měniče
  - snímá průtok v celé hloubce
- PW (puls wave) Doppler
  - 1 měnič střídá vysílání / příjem
  - snímá průtok v definovaném vzorkovacím objemu

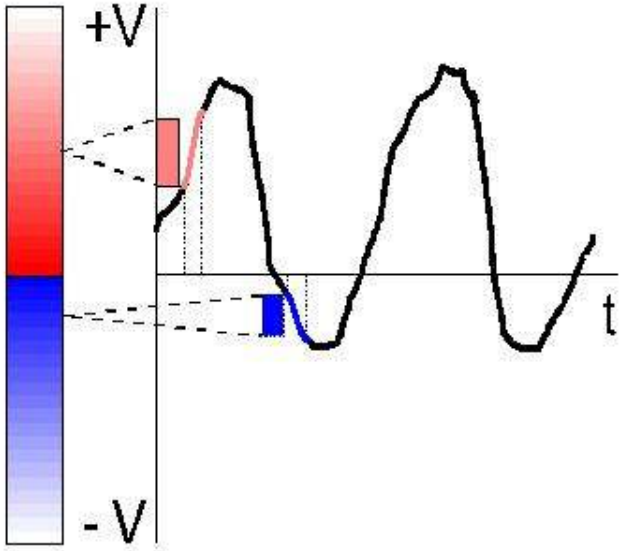
CFM versus PD

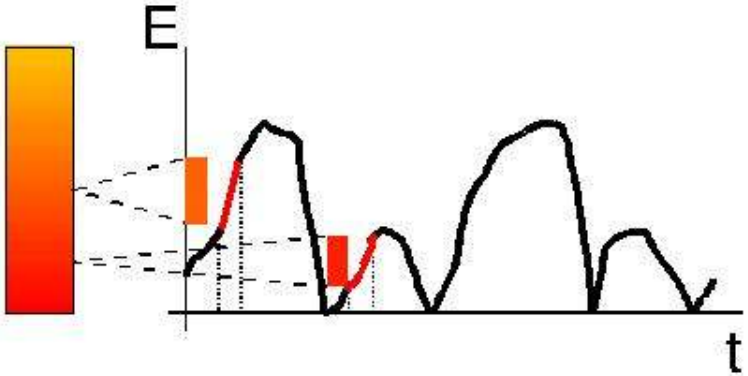
- CFM - Colour Flow Mapping
  - Autokorelační analýza
  - Rychlá Fourierova transformace
  - Vzájemná korelace v časové doméně

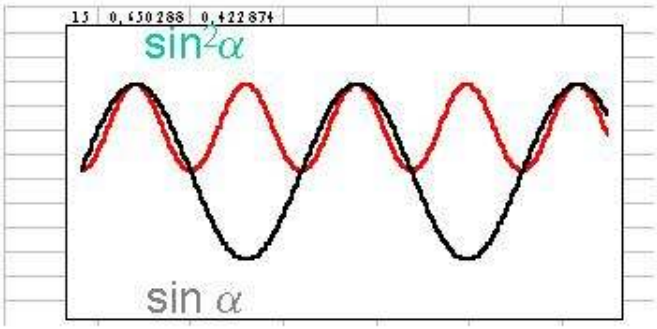
STŘEDNÍ RYCHLOST

- PD - Power Doppler
  - Výkonové spektrum rychlostí

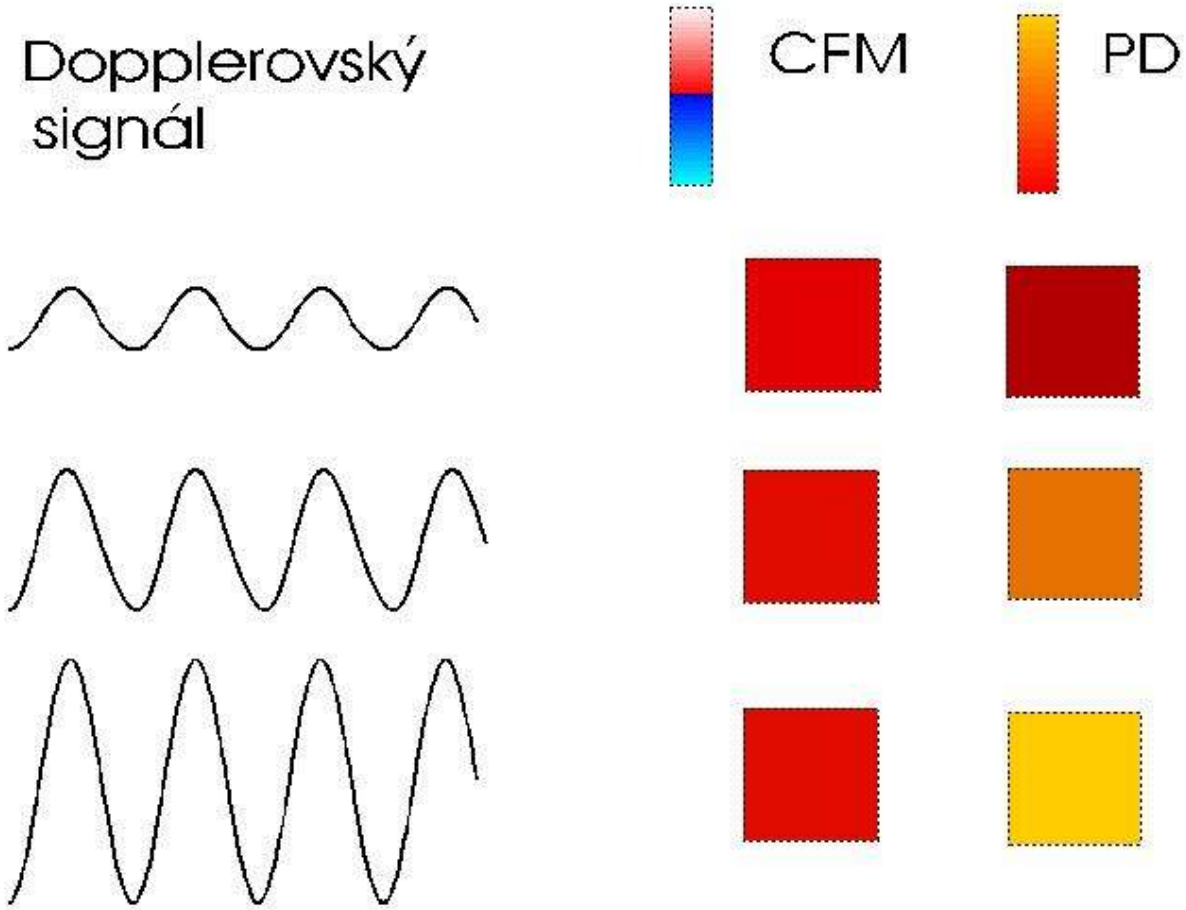
Princip CFM a PD



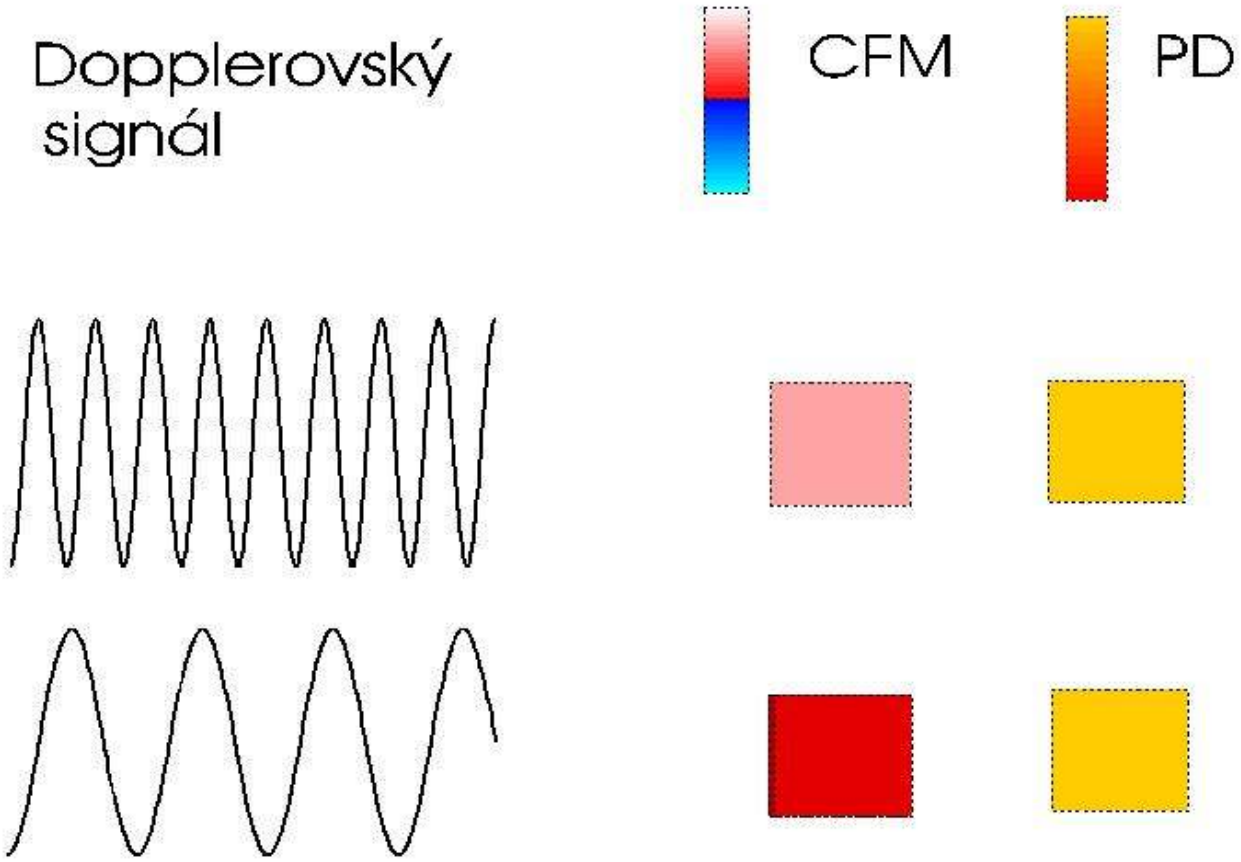




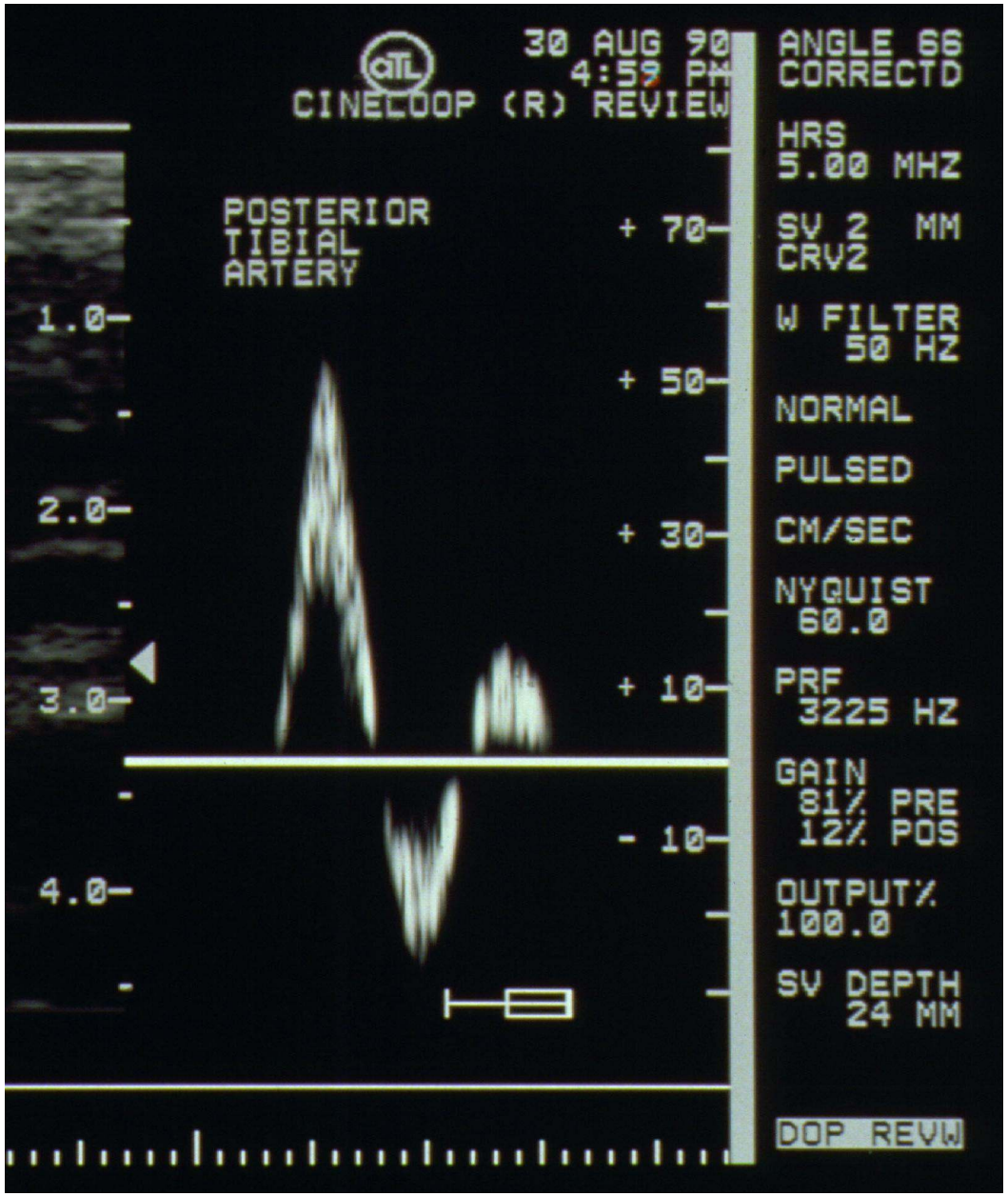
PD - tok k sondě i od sondy

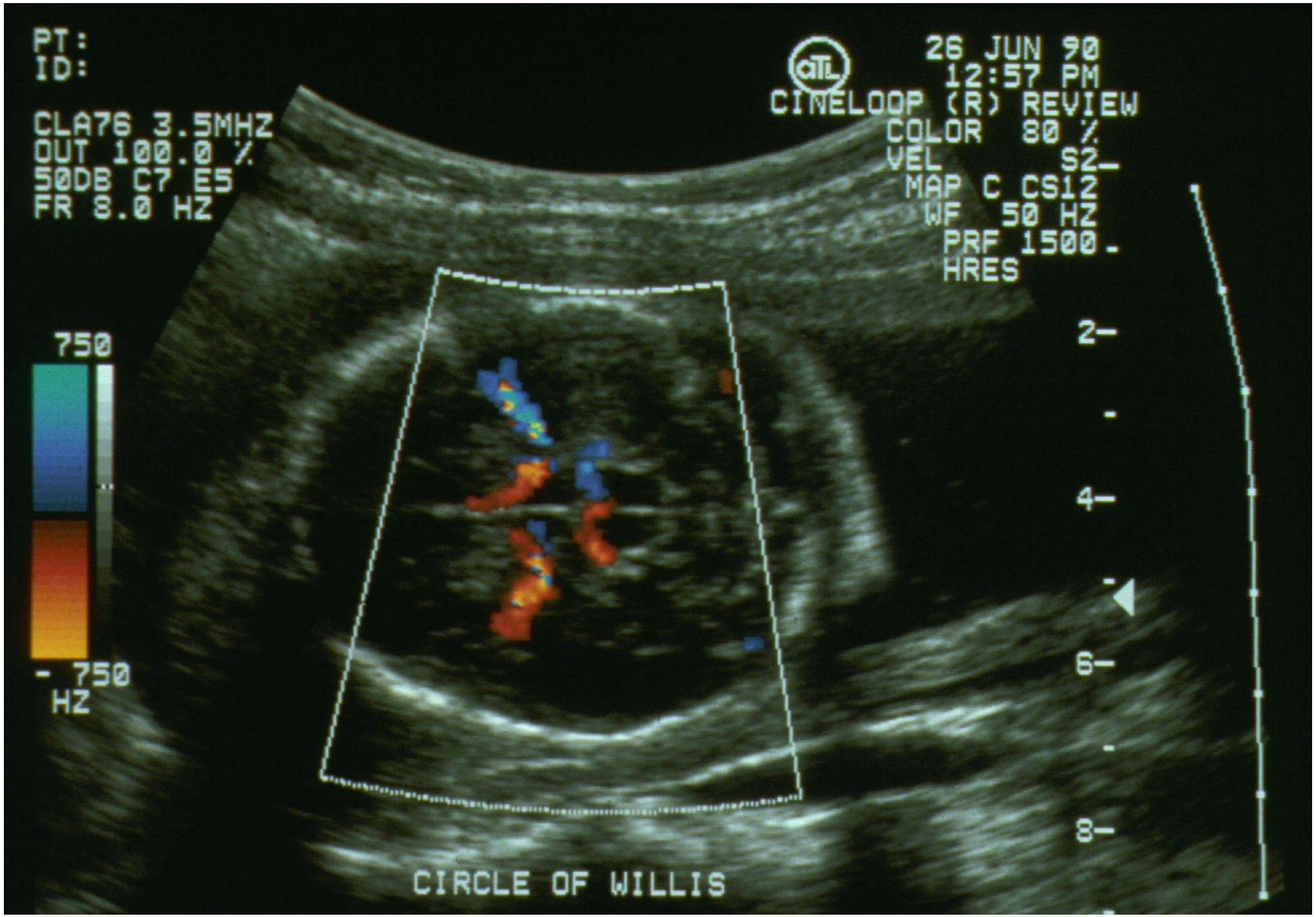


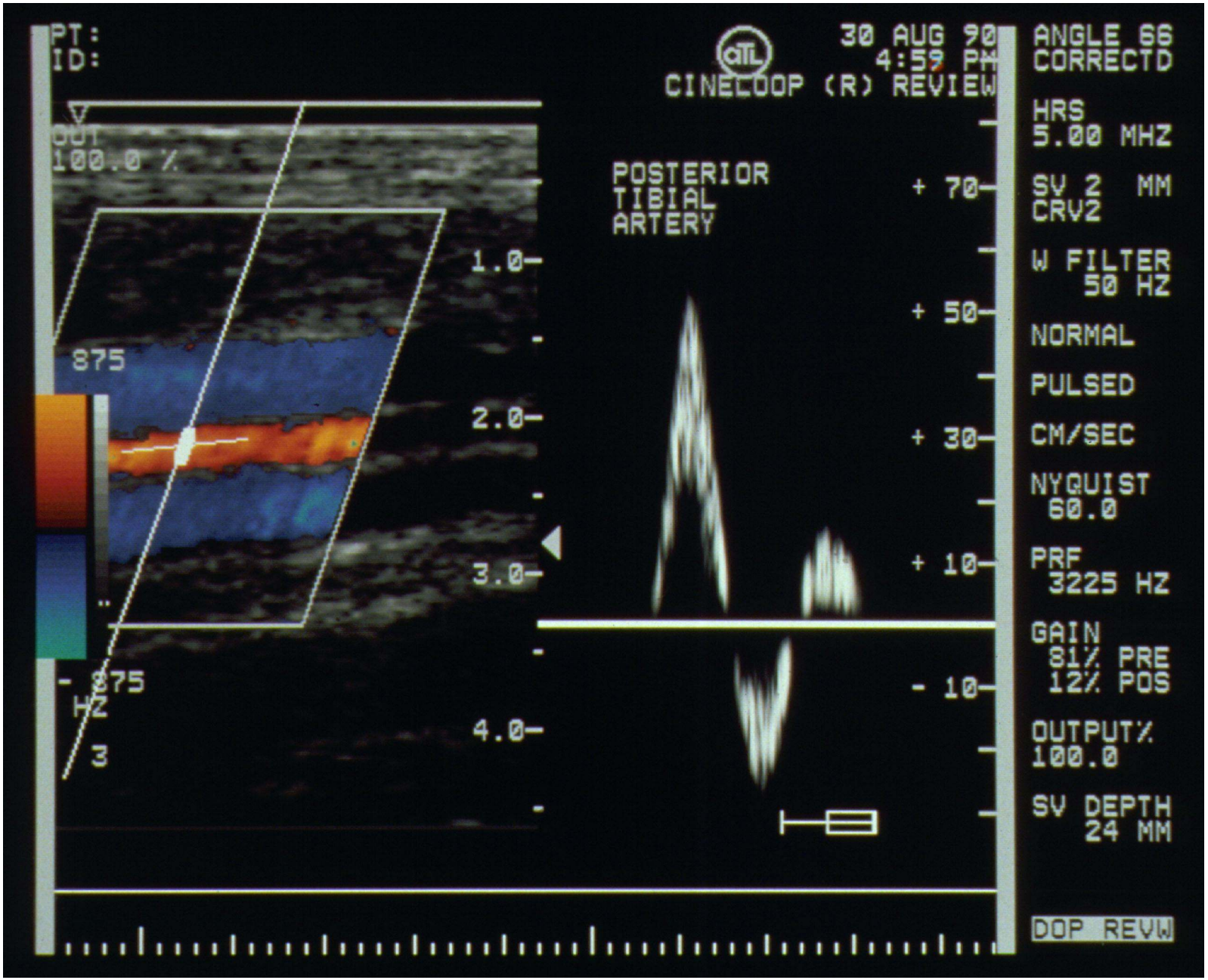
CFM - tok k sondě



Příklady zobrazení rychlosti

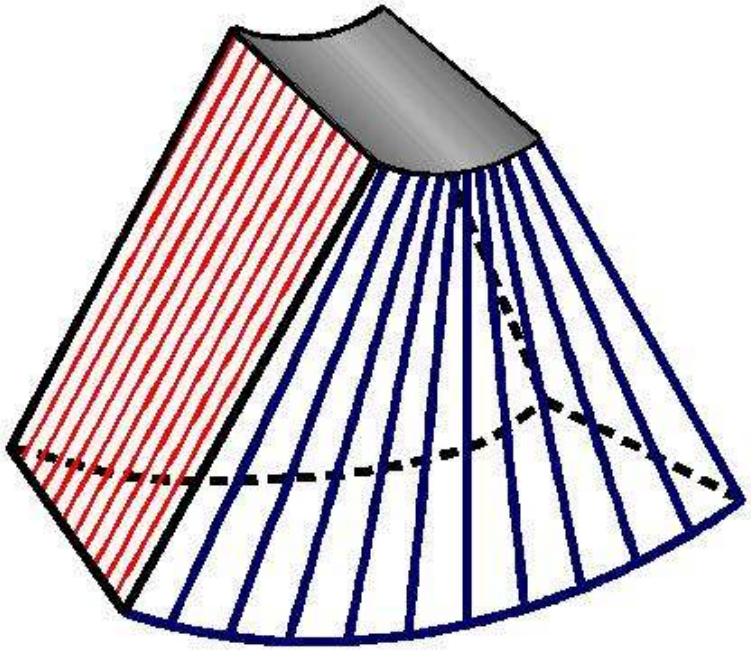


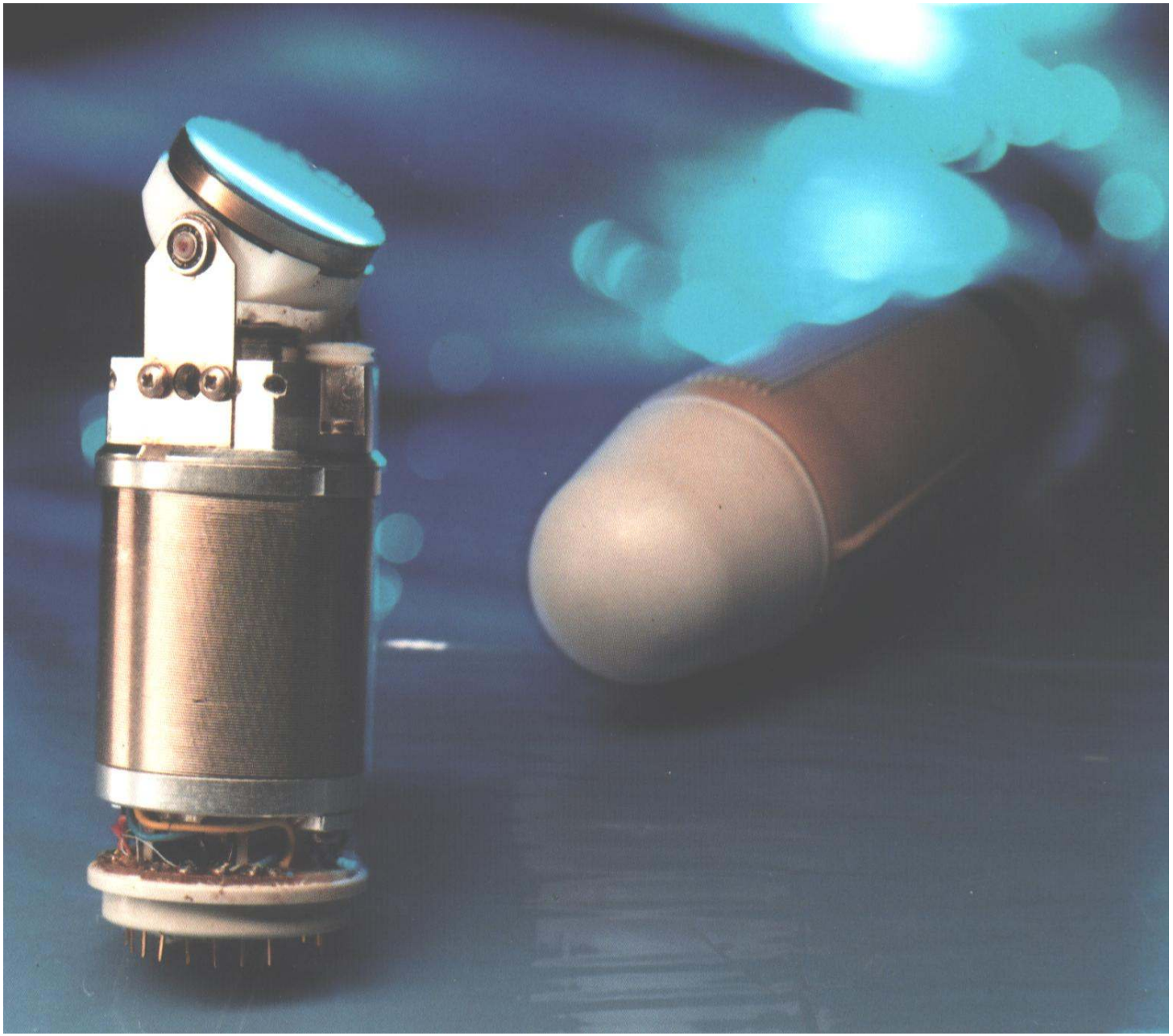

PT:
ID:
CLA76 3.5MHZ
OUT 100.0 %
50DB C7 E5
FR 8.0 HZ
26 JUN 90
12:57 PM
CINELOOP (R) REVIEW
COLOR 80 %
VEL S2
MAP C CS12
WF 50 HZ
PRF 1500
HRES
750
- 750
HZ
2
4
6
8
CIRCLE OF WILLIS


PT:
ID:
30 AUG 90
4:59 PM
CINELOOP (R) REVIEW
ANGLE 66
CORRECTD
HRS
5.00 MHZ
SV 2 MM
CRV2
W FILTER
50 HZ
NORMAL
PULSED
CM/SEC
NYQUIST
60.0
PRF
3225 HZ
GAIN
81% PRE
12% POS
OUTPUT%
100.0
SV DEPTH
24 MM
DOP REVW
OUT
100.0 %
875
- 875
HZ
3
1.0
2.0
3.0
4.0
POSTERIOR
TIBIAL
ARTERY
+ 70
+ 50
+ 30
+ 10
- 10

Princip vytváření 3D sonogramu

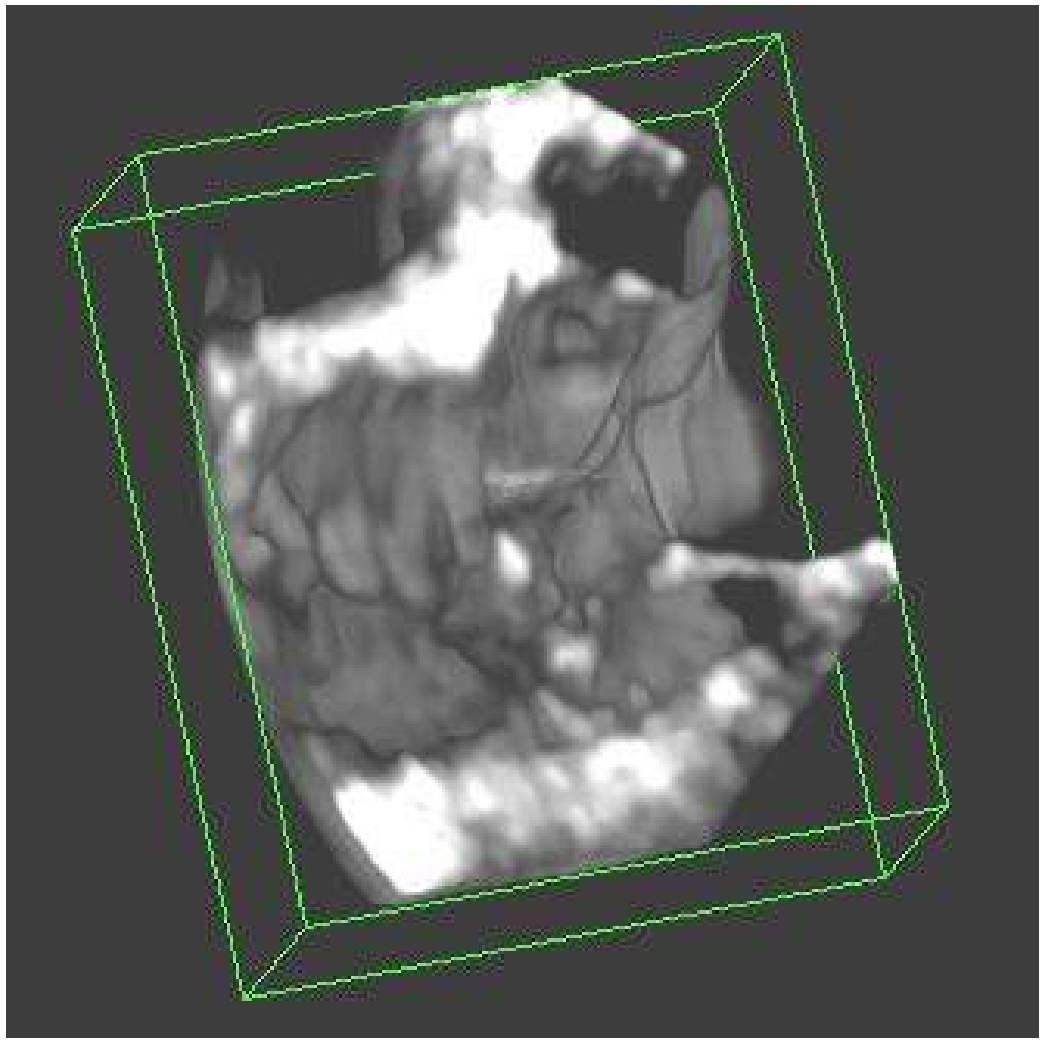
- Zobrazovací roviny





Problémy 3D sonografie

- Časová rozlišovací schopnost
- Časová náročnost dodatečného vyšetření (sono není CT)
- Cena



Způsoby vytváření

- 3D sonda
  - elektronická
  - kombinovaná
- Volná sonda s programem pro uložení sekvence
  - elektronická nebo mechanická
- Volná sonda se snímačem polohy
  - elektronická nebo mechanická

DMS
ALOKA SSD-1700
ID[
[
]
]
32/32 1
20Hz