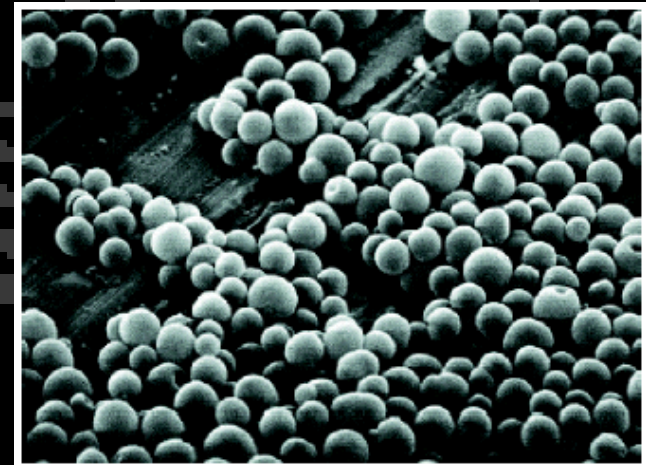
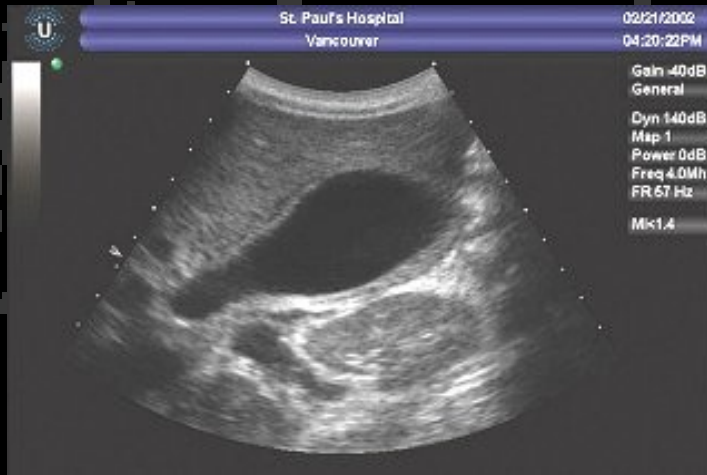
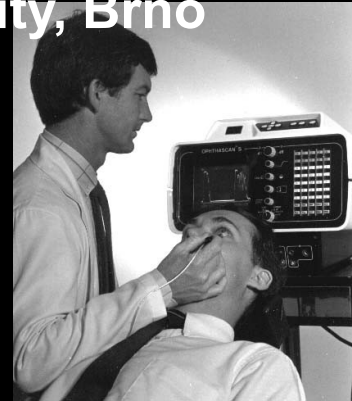


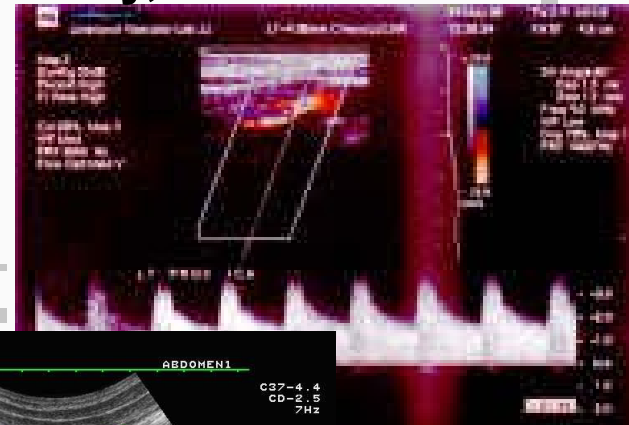
# Přednášky z lékařské biofyziky

Biofyzikální ústav Lékařské fakulty  
Masarykovy univerzity, Brno

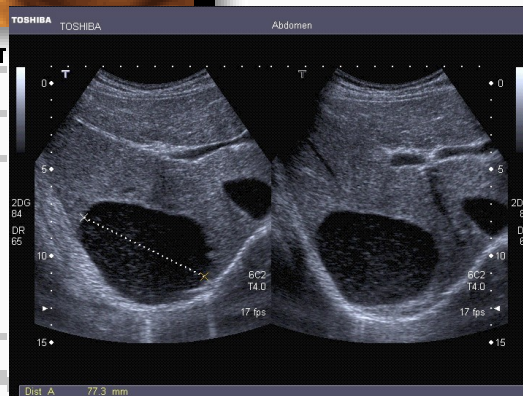


# Přednášky z lékařské biofyziky

Biofyzikální ústav Lékařské fakulty  
Masarykovy univerzity, Brno



4D FET



## Ultrazvuková diagnostika

# Obsah přednášky

- **Fyzikální vlastnosti ultrazvuku a akustické parametry prostředí**
- **Sonografie**
  - Impulsní odrazová metoda
  - A-zobrazení – jednorozměrné
  - B-zobrazení – dvourozměrné
  - M-zobrazení
  - Základní charakteristiky sonogramů
  - Intervenční sonografie
  - Echokontrastní prostředky
  - Harmonické zobrazení
  - Princip trojrozměrného zobrazení
- **Dopplerovské měření toku**
  - Princip Dopplerova jevu
  - Princip měření toku krve
  - Kontinuální dopplerovské systémy
  - Impulsní dopplerovské systémy
  - Duplexní a triplexní metoda
  - Power Doppler
  - Tkáňový Doppler – zobrazení pohybu tkání
- **Ultrazvuková denzitometrie**
- **Bezpečnost pacientů: omezování „dávek“ ultrazvuku**

# Ultrazvuková diagnostika

- Ultrazvuková diagnostika se vyvíjí od začátku 50. let 20. století. Umožňuje získat obrazy příčných řezů lidským tělem, které mohou obsahovat důležité informace o funkčním stavu a patologii dané části těla.
- Ultrazvuková diagnostika je založena hlavně na odrazu ultrazvukových vln od akustických rozhraní
- Rozlišujeme:
  - Sonografii (A, B a M zobrazení, 3D a 4D zobrazení)
  - Dopplerovské měření toku krve, včetně duplexních a triplexních metod (Duplex, Colour, Triplex, Power)
  - Tkáňový Doppler – zobrazení pohybu tkání
  - Ultrazvukovou denzitometrii

# Fyzikální vlastnosti ultrazvuku

*Dříve než se začneme zabývat diagnostickými zařízeními, potřebujeme pochopit, co to je ultrazvuk a jaké jsou hlavní akustické vlastnosti prostředí.*

Ultrazvuk (UZ) je mechanické vlnění s frekvencí vyšší než 20 kHz, které se šíří pružným prostředím.

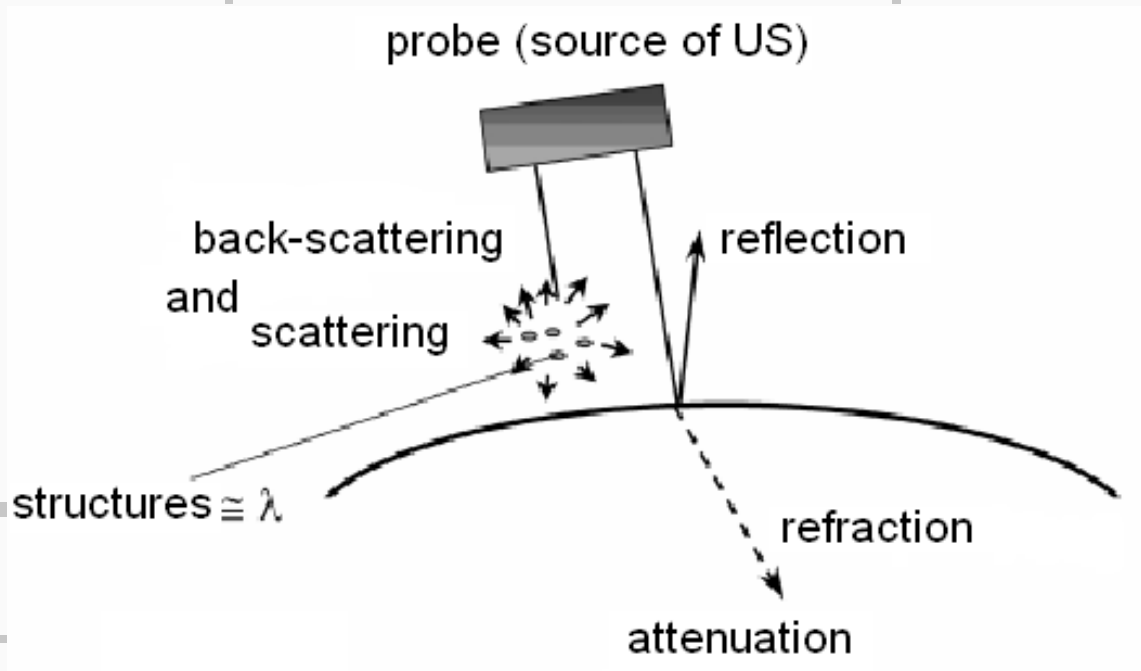
**V kapalinách a plynech se ultrazvuk šíří jako vlnění podélné.**

**V pevných látkách se může šířit i jako vlnění příčné.**

# Interakce UZ s tkáněmi

- Odraz (hladká homogenní rozhraní o velikosti větší, než je šířka svazku, například povrchy orgánů)
- Rayleighův rozptyl (malé rozměry rozhraní, např. krevní buňky, převládá v nehomogenním prostředí)
- Lom (od kolmice z řidšího do hustšího prostředí – opačně než u světla! – někdy zkresluje obraz)
- Absorpce (přeměna UZ na teplo)
  - Absorpce se zvyšuje s frekvencí – opačně než u rtg záření
  - Absorpce je vysoká v plicích, menší v kostech, nejmenší v měkké tkáni
  - znovu jiná závislost než u rtg záření
- Interference: 'speckle' v UZ obrazech jsou výsledkem interference vln vznikajících při Rayleighově rozptylu
- Difrakce – ohyb vlnění

# Akustické parametry prostředí:



Interakce UZ s  
prostředím –  
odraz a zpětný  
rozptyl, lom, útlum  
(rozptyl a  
absorpce)

# Akustické parametry prostředí

**Rychlost** UZ  $c$  závisí na pružnosti a hustotě  $\rho$  prostředí:

$$c = \sqrt{\frac{K}{\rho}} \quad [ms^{-1}]$$

$K$  - modul objemové pružnosti

Ve vodě a v měkkých tkáních  $c = 1500 - 1600 \text{ m.s}^{-1}$ ,  
v kostech kolem  $3600 \text{ m.s}^{-1}$



# Akustické parametry prostředí

**Útlum** UZ vyjadřuje pokles amplitudy (rovinné) vlny podél její dráhy. **Závisí na frekvenci**

$$I_x = I_0 e^{-2\alpha x} \quad \alpha = \alpha' \cdot f^2$$

$I_x$  – výsledná intenzita,  $I_0$  – počáteční intenzita,  $2x$  – tloušťka vrstvy prostředí (odražené vlny se pohybují po dráze „tam a zpět“),  $\alpha$  - lineární koeficient útlumu (roste s frekvencí).

Protože

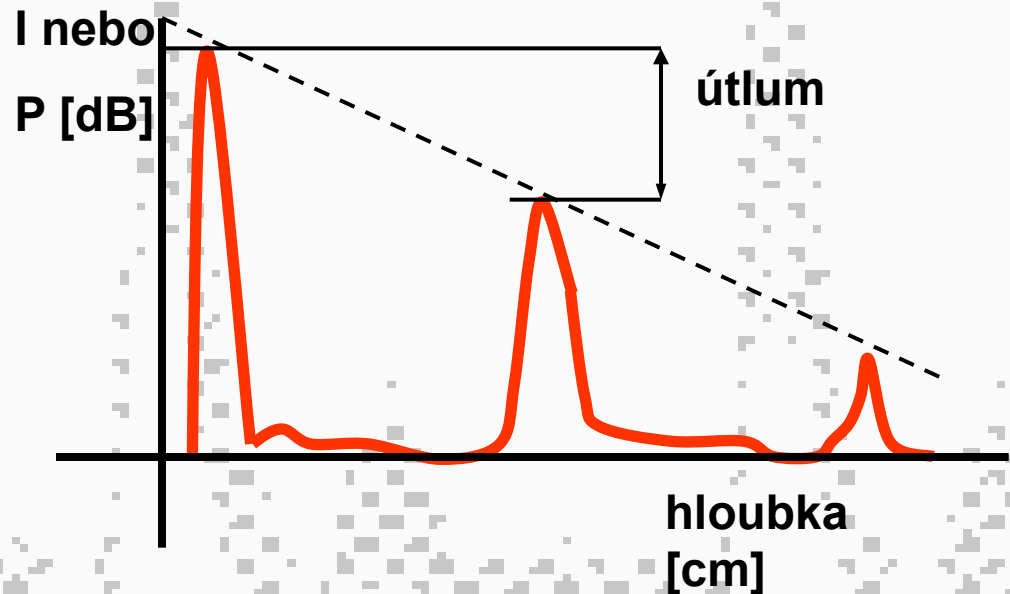
$$\alpha = \log_{10}(I_0/I_x)/2x$$

můžeme  $\alpha$  vyjádřit v jednotkách **dB/cm**. Při 1 MHz: sval 1,2, játra 0,5, mozek 0,9, vazivová tkáň 2,5, kost 8,0.

# Akustické parametry prostředí

## Útlum ultrazvuku

Jestliže vyjádříme intenzitu UZ v decibelech, vidíme, že amplitudy odražených vln (ech) klesají lineárně



$$\frac{I_x}{I_0} = 10^{-\alpha x} \Rightarrow \alpha = \frac{1}{x} \ln \left( \frac{I_0}{I_x} \right)$$

# Akustické parametry prostředí

Akustická impedance: součin rychlosti UZ  $c$   
a hustoty prostředí  $\rho$

$$Z = \rho \cdot c \quad (\text{Pa}\cdot\text{s}/\text{m})$$

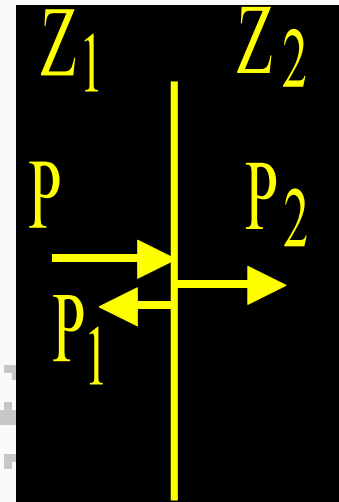
$Z \cdot 10^{-6}$ : svaly 1,7, játra 1,65, mozek 1,56,  
kost 6,1, voda 1.48

# Akustické parametry prostředí: odraz a průchod UZ na rozhraních

Předpokládejme kolmý dopad UZ na rozhraní mezi dvěma prostředími s různým  $Z$  - část vln prochází a část se odráží (čím větší je rozdíl v  $Z$ , tím je větší odraz).

$$R = \frac{P_1}{P} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}$$

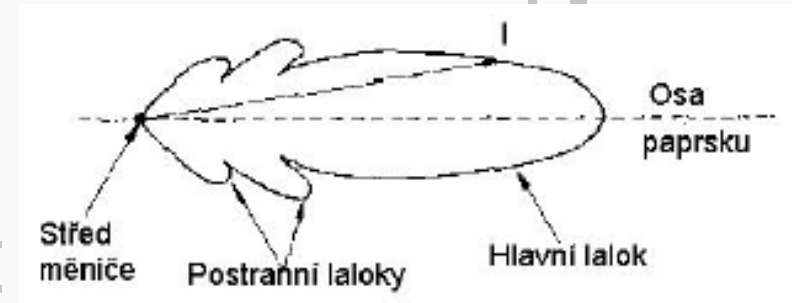
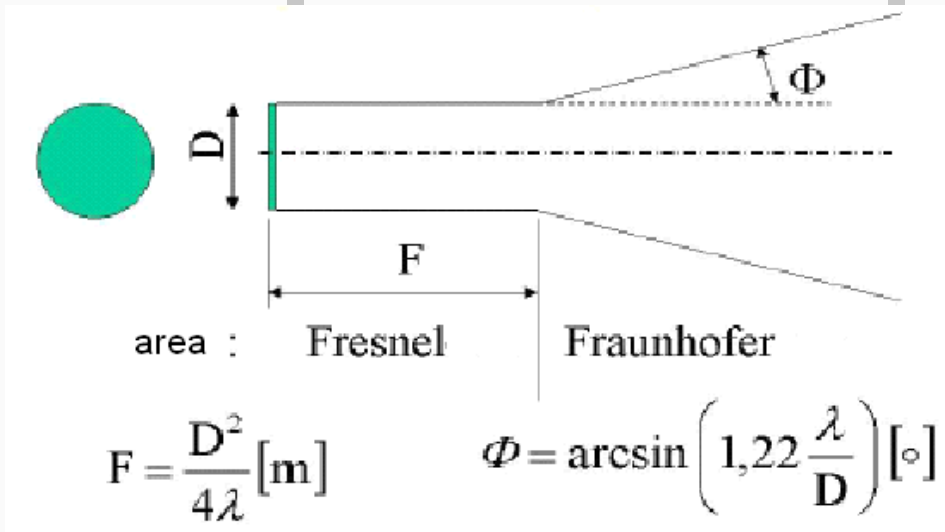
$$D = \frac{P_2}{P} = \frac{2 Z_1}{Z_2 + Z_1}$$



**Koeficient odrazu  $R$**  – poměr akustických tlaků odraženého a dopadajícího vlnění

**Koeficient přenosu  $D$**  – poměr akustických tlaků prošlého a dopadajícího vlnění

# Blízké a vzdálené pole



- **Blízké pole (Fresnelova oblast)** – tato část UZ svazku je válcovitá – v ose svazku jsou velké rozdíly tlaku.
- **Vzdálené pole (Fraunhoferova oblast)** – UZ svazek je rozbíhavý – rozložení tlaku je homogennější.
- Zvýšení frekvence UZ nebo menší průměr měniče způsobuje zkrácení blízkého pole – rozbíhavost vzdáleného pole se zvyšuje.

# Sonografie (ultrasonografie)

Pasivní UZ – vlnění o nízké intenzitě, které nemůže způsobit významné změny prostředí.

V UZ diagnostice (**ultrasonografii = sonografii = echografii**) se používají frekvence 2 - 40 MHz a (časově průměrné, prostorově špičkové) intenzity kolem 1 kW/m<sup>2</sup>.

**Impulsní odrazová metoda:** sonda s jedním měničem, který je současně *zdrojem i detektorem* UZ impulsů. Část emitované UZ energie je *odražena* na akustických rozhraních a táž sonda pak přijímá odražený signál. Po zpracování je signál zobrazen na displeji.

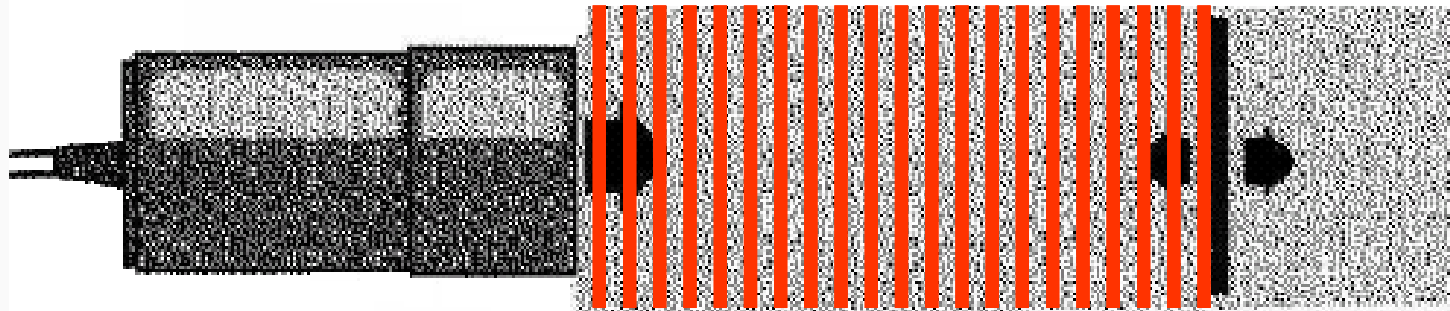
# Sonografie

## Impulsní odrazová metoda

rozhraní

Z1

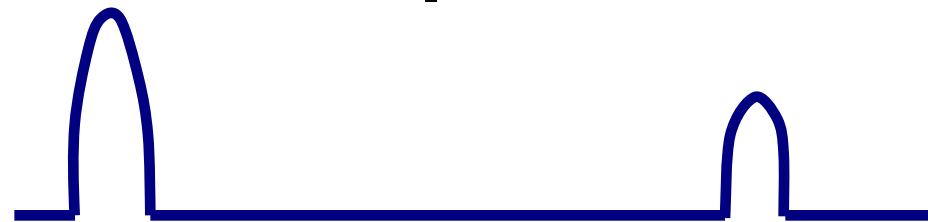
Z2



$D$

$T$

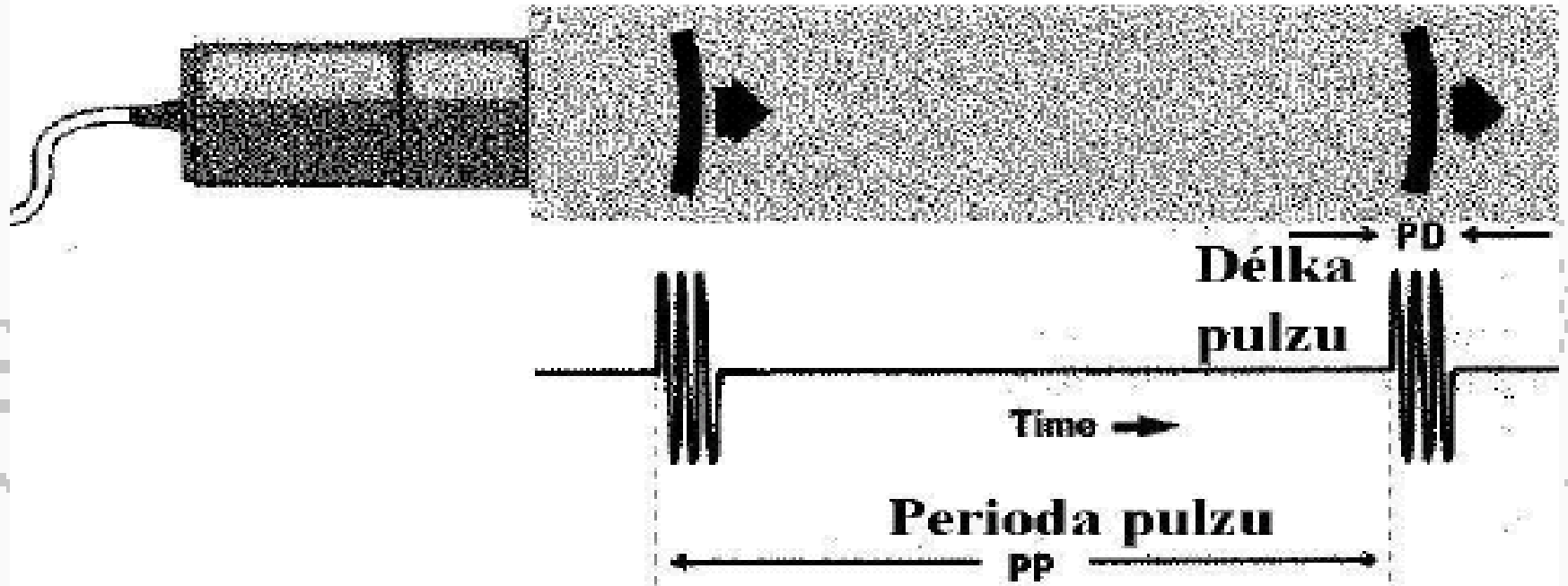
Přijatý  
signál



Čas – vzdálenost  
rozhraní

# Sonografie

## Impulsní odrazová metoda





# Sonografie

## Impulsní odrazová metoda

### Hlavní části UZ přístroje:

#### Společné pro diagnostiku i terapii

- Sonda s elektroakustickým měničem (měniči)
- Generátor elektrických kmitů (spojitých, impulsních)

#### Specifické části diagnostického přístroje

- Elektronické obvody pro zpracování odraženého signálu
  - záznamová jednotka
  - zobrazovací jednotka

## Sonografie

# A-zobrazení – jednorozměrné

- Jsou zobrazovány **vzdálenosti** mezi odrážejícími rozhraními a sondou.
- **Odrazy** od jednotlivých rozhraní (mezi prostředími s různými akustickými impedancemi) jsou představovány **vertikálními výchylkami** od základní čáry, tj. **echy**.

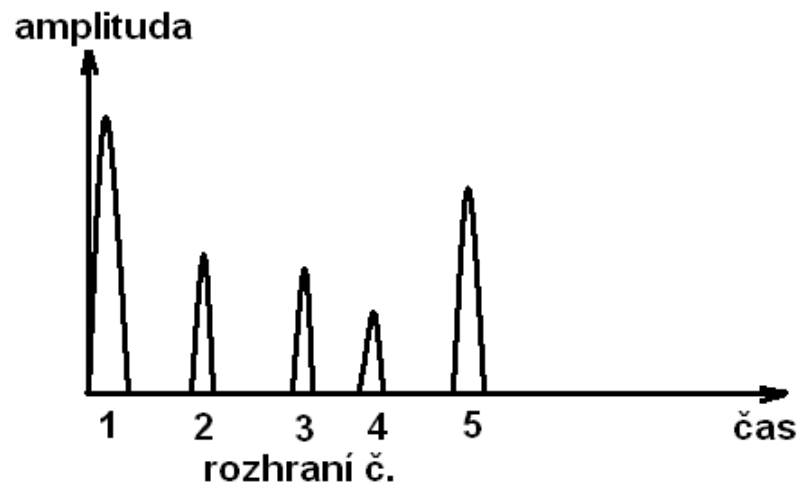
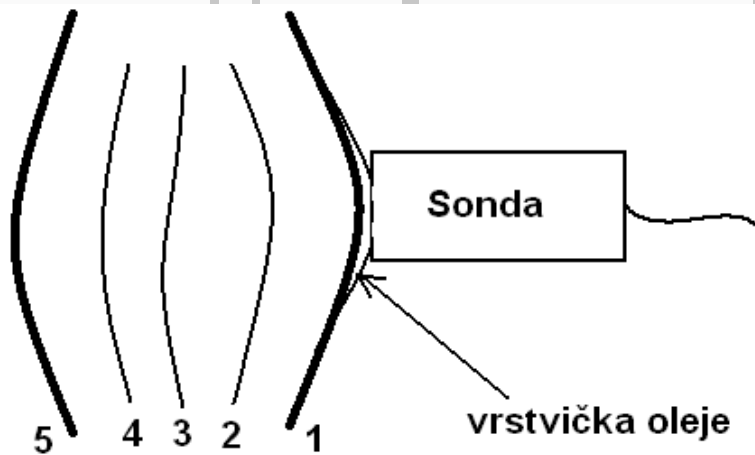
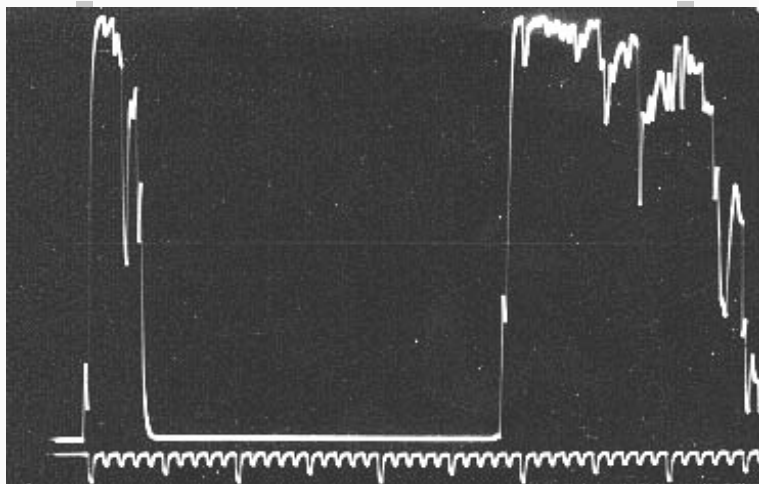
Amplituda ech je úměrná *intenzitě odraženého vlnění* (**amplitudová modulace**)

Vzdálenost mezi echy na obrazovce je úměrná skutečným vzdálenostem mezi tkáňovými rozhraními.

Metoda je dnes využívána hlavně v oftalmologii.

# Sonografie

## A-zobrazení – jednorozměrné



rozhraní vrstev tkáně  
způsobující odrazy

PRINCIP A-ZOBRAZENÍ

## Sonografie

# B-zobrazení - dvourozměrné

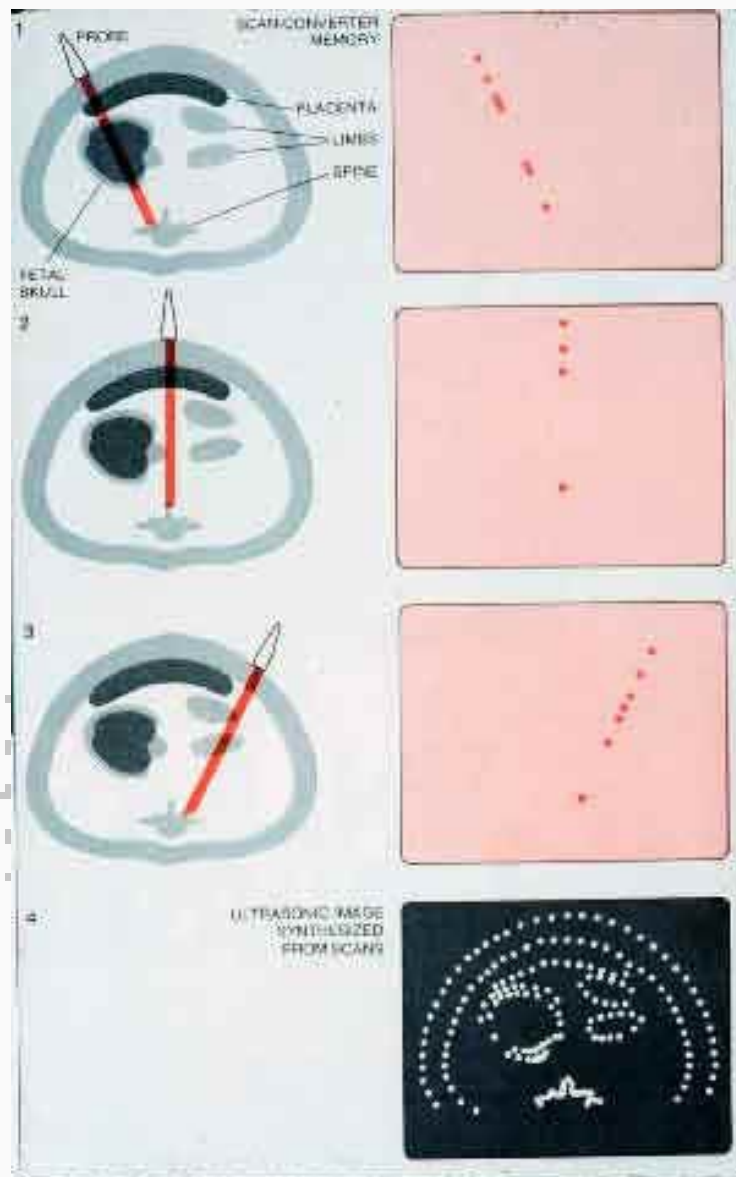
Zobrazován je **tomogram**.

Jas bodů na obrazovce představuje intenzitu odraženého UZ vlnění (**modulace jasu**).

**Statické B-zobrazení:** obraz příčného řezu vyšetřované oblasti v rovině dané osou svazku a směrem *manuálního posunu* sondy po povrchu těla. Tato metoda byla používána v 50. a 60. letech 20. století.

# Sonografie

## B-zobrazení – dvou- rozměrné - statické

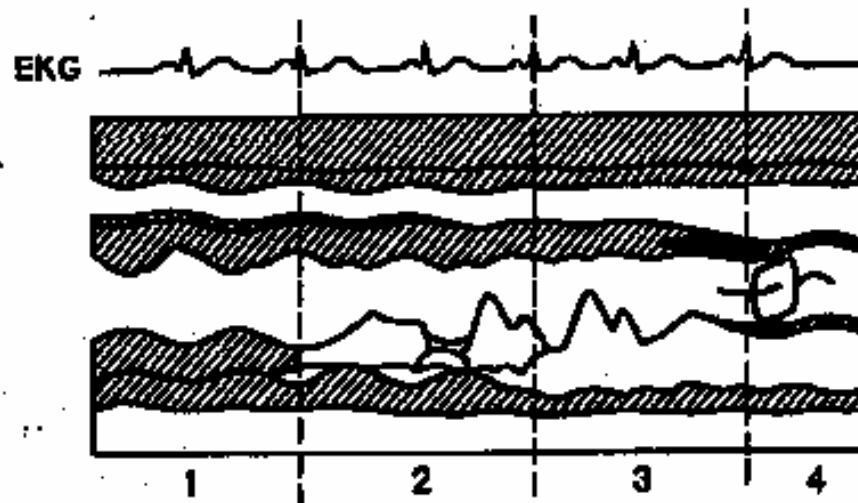


# Sonografie M-zobrazení

Jednorozměrné statické B-zobrazení ukazuje pohyby odrážejících tkání. Druhým rozměrem je u této metody čas.

Statická sonda zachycuje *odrazy* od pohybujících se struktur. Světlé *body* se pohybují *vertikálně* na obrazovce, *horizontální posun* záznamu je způsoben pomalou časovou základnou.

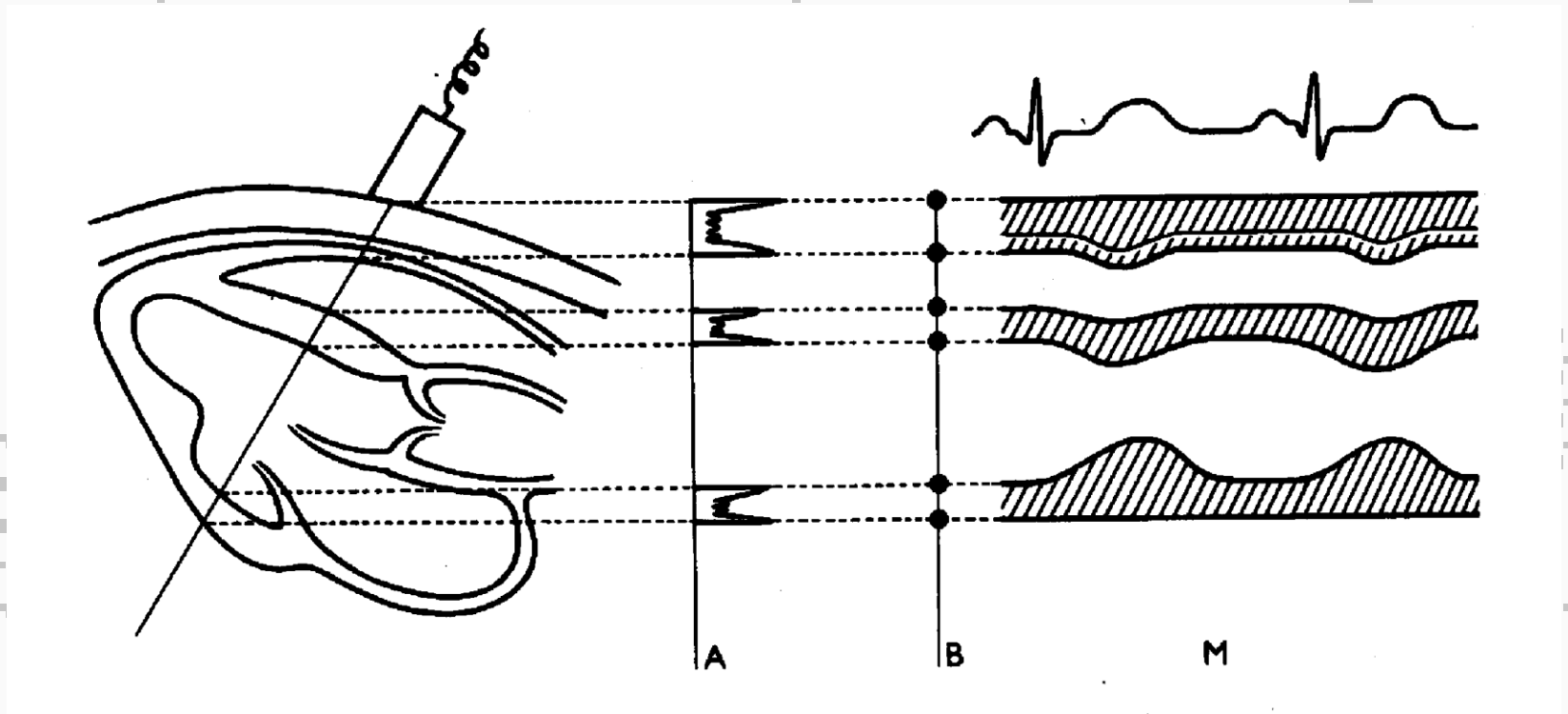
Zobrazené **křivky představují pohyb** tkáňových struktur.



← Stěna  
hrudníku  
příce

# Sonografie

## Srovnání principu A-, B- a M-zobrazení



Sonografie

## B-zobrazení - dynamické

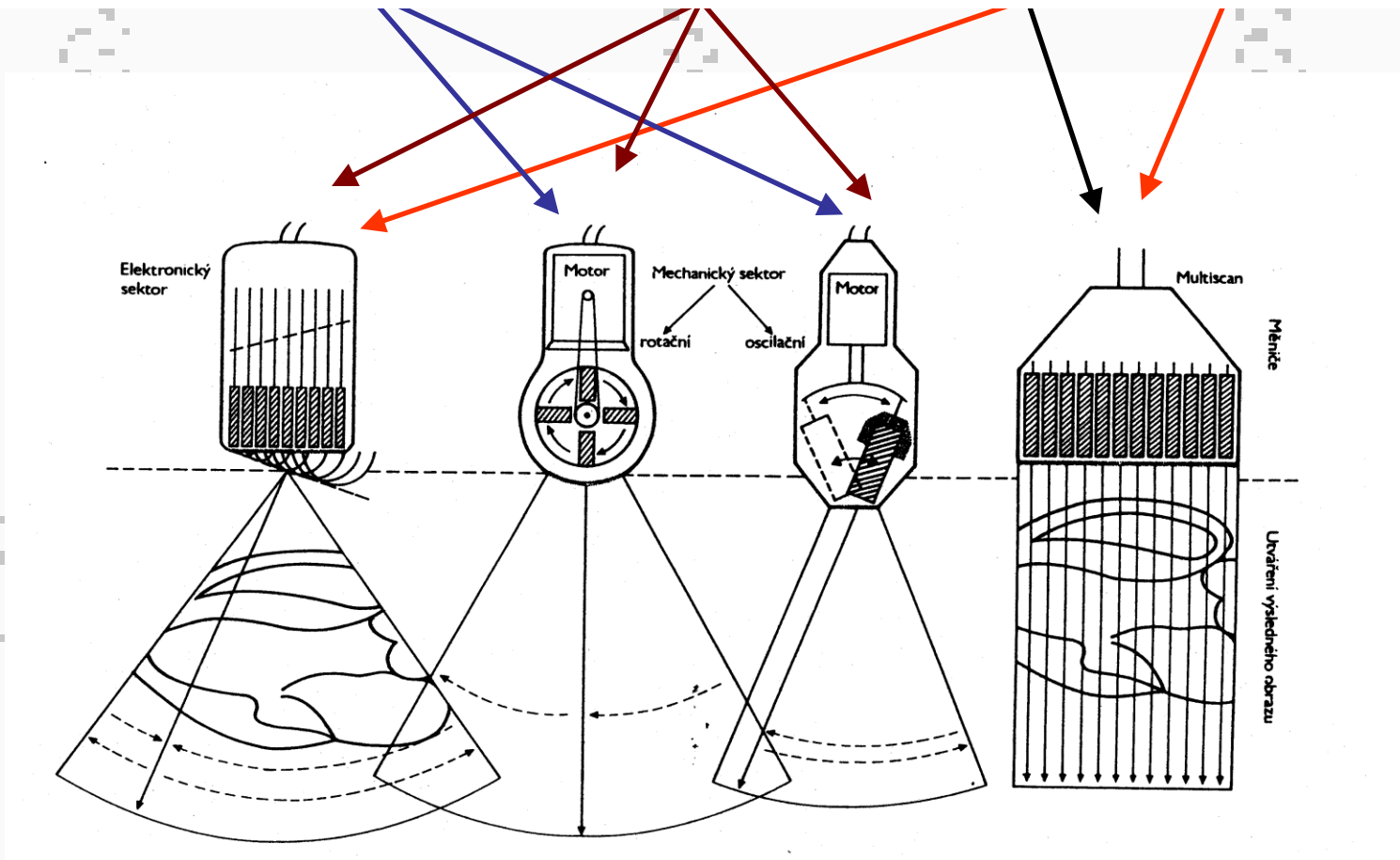
Opakované vytváření obrazů B-zobrazení vyšetřované části těla **rychlým vychylováním UZ svazku** mechanicky (v minulosti) nebo dnes elektronicky „v reálném čase“.

Elektronické sondy se skládají z mnoha piezoelektrických měničů, které jsou postupně aktivovány.

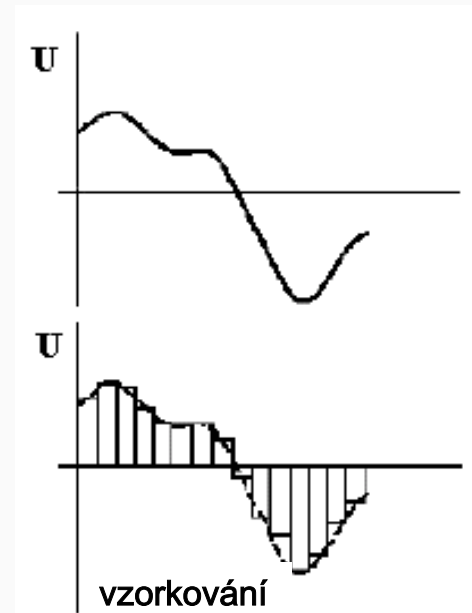
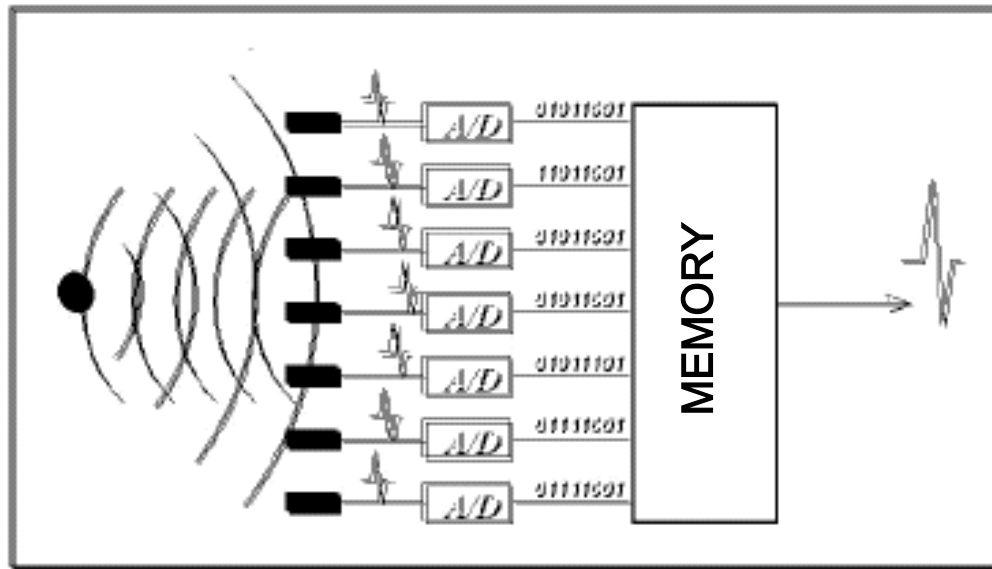


# Sonografie B-zobrazení - dynamické

UZ sondy pro dynamické B-zobrazení: elektronické a mechanické (historie), sektorové a lineární



Dutina břišní je často vyšetřována pomocí **konvexní sondy** – kombinace sondy sektorové a lineární.

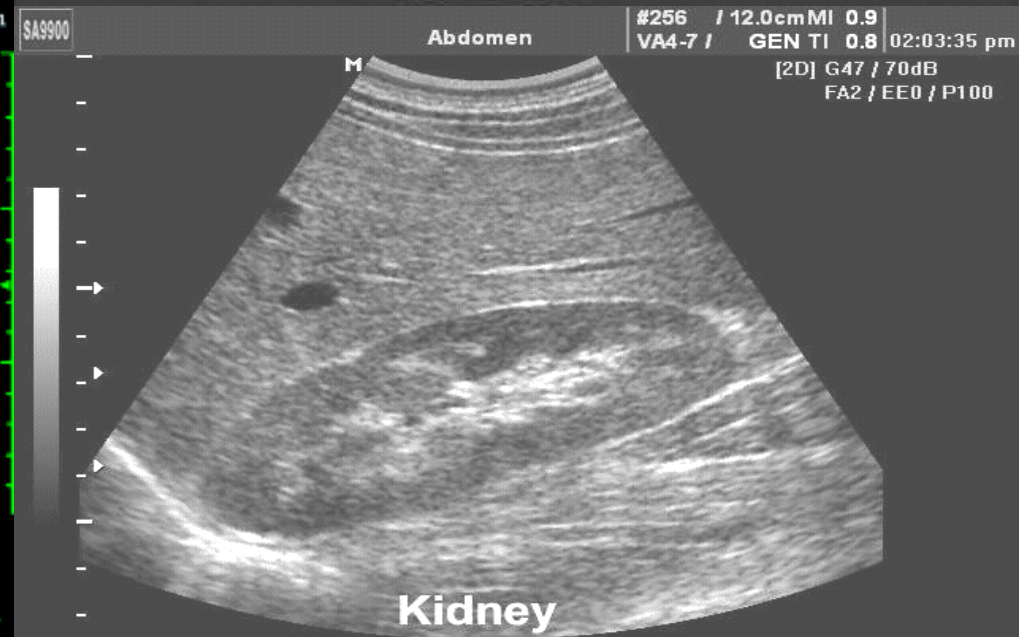
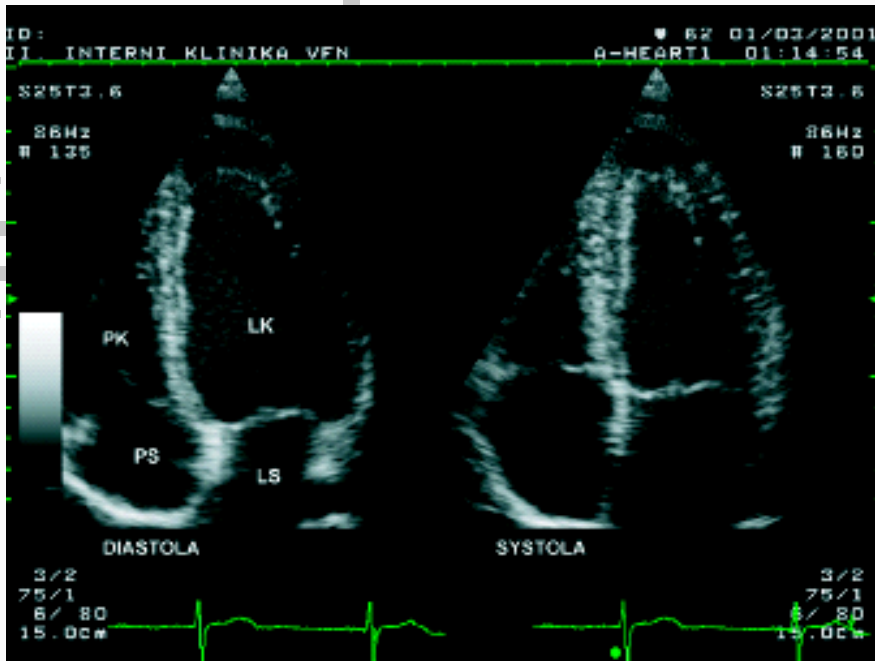


## Moderní sonografie – digitální zpracování obrazu

- **Analogová část** – snímací systém
- **Analogově-digitální převodníky (ADC)**
- **Digitální zpracování signálu** – možnost programování (preprocessing, postprocessing), **ukládání obrazů do paměti** (diskety, CD, flash-karty atd.)

# Sonografie

## B-zobrazení - dynamické



## Sonografie

# Základní charakteristiky sonogramů

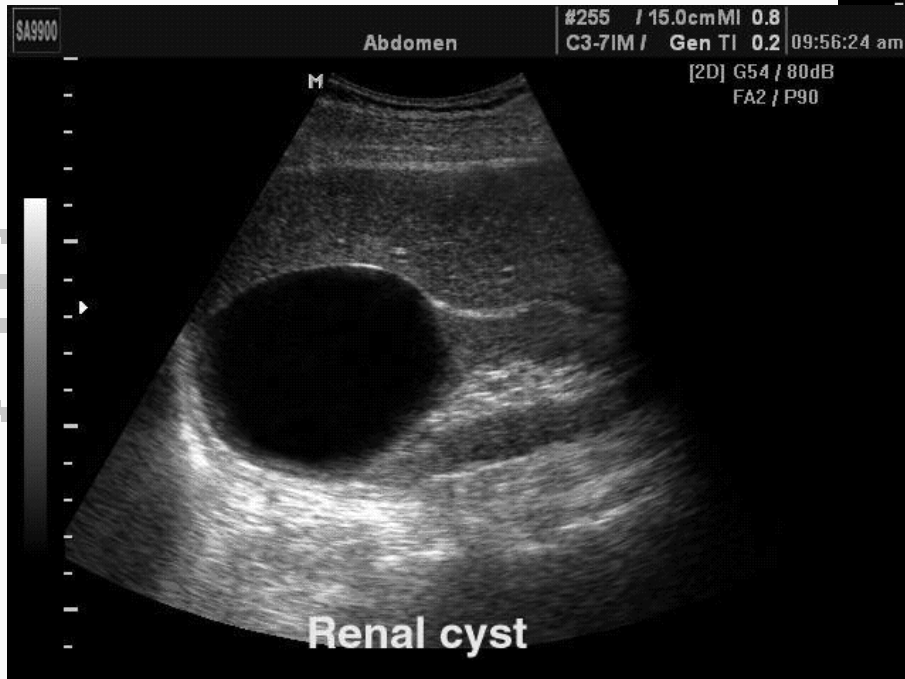
**Stupeň odrazivosti – echogenita.** Obrazy cystických (kapalinou naplněných) a solidních struktur jsou různé. Podle intenzity odrazů můžeme rozlišovat struktury:

**hyperechogenní, izoechogenní, hypoechogenní, anechogenní.**

- **Solidní struktury (konkrementy) – akustický stín** (způsobený absorpcí a odrazy UZ)
- **Vzduchové bubliny a jiná silně odrážející rozhraní mohou způsobovat opakované odrazy** (reverberace, „chvost komety“).

# Sonografie

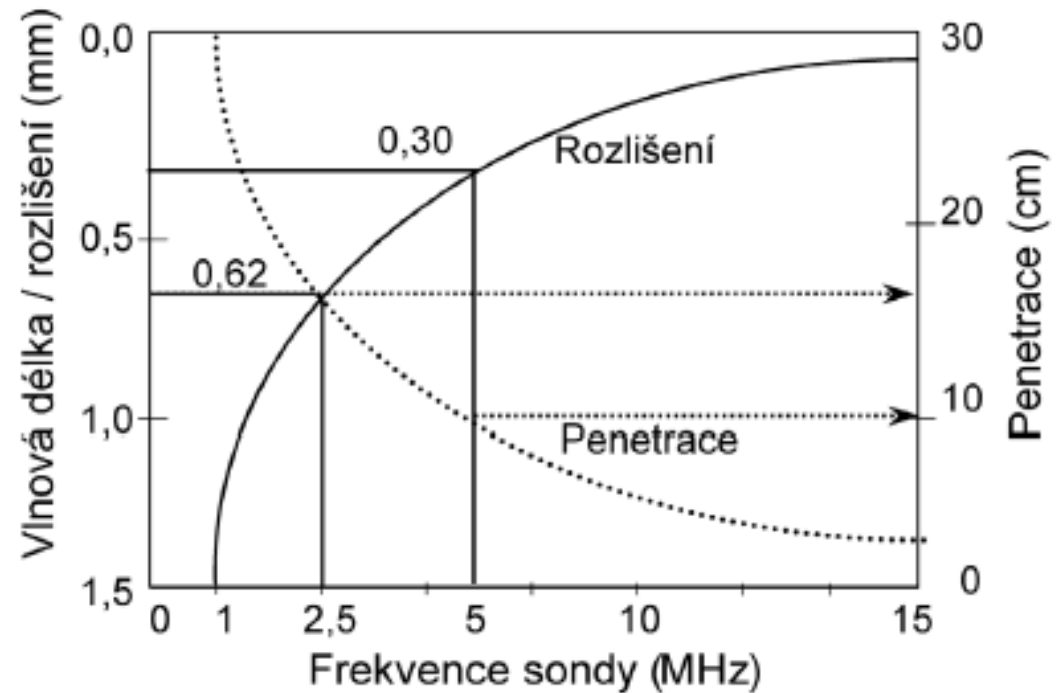
**Akustický stín  
způsobený absorpcí a  
odrazem UZ ledvinovým  
kamenem**



**Hyperechogenní oblast pod  
cystou (nízký útlum UZ během  
průchodu cystou ve srovnání s  
okolními tkáněmi)**

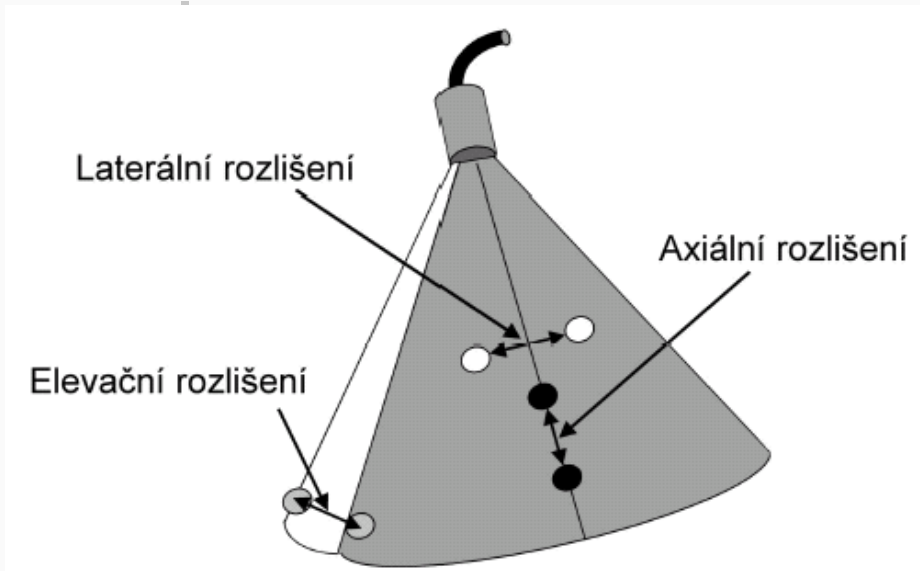
# Sonografie

**Prostorové rozlišení** UZ zobrazovacího systému je dáno vlnovou délkou UZ. Jestliže jsou rozměry objektu menší než tato vlnová délka, dochází jen k **rozptylu**. Proto vyžaduje vyšší prostorové rozlišení vyšší frekvenci UZ.



**Omezení!** – absorpce UZ roste s jeho frekvencí = menší hloubka průniku

**Kompromisní frekvence 3-5 MHz** – proniká do hloubky kolem 20 cm



- **Axiální (osové) prostorové rozlišení** - dáno nejkratší vzdáleností dvou rozlišitelných struktur ležících v ose svazku – závisí především na frekvenci (při 3,5 MHz kolem 0,5 mm).
- **Laterální (stranové) rozlišení** – dáno nejkratší vzdáleností dvou rozlišitelných struktur kolmou k ose svazku – závisí na šířce svazku.
- **Elevace** – schopnost rozlišit dvě roviny (řezy) ležící pod nebo nad (na obr. před nebo za) zobrazenou tomografickou rovinou – závisí na frekvenci a geometrii svazku.

**Nejvyšší rozlišovací schopnost zjišťujeme v nejužší části profilu UZ svazku.**

**Fokusace** – UZ svazek je **konvergován** na vyšetřovanou strukturu pomocí akustické čočky (tvaru vrstvy na povrchu měniče) nebo elektronicky.

- **Sondy mohou být univerzální nebo speciálně upravené** pro různé účely s různými ohnisky.
- **Polohu ohniska lze měnit** u většiny sektorových sond)



# Sonografie

## Intervenční sonografie

- **Intervenční sonografie se využívá hlavně při provádění punkcí**
- **diagnostických** – punkce tenkou jehlou pro odběr vzorků tkáně na histologické vyšetření
- **terapeutických** – pro aspiraci obsahu cyst nebo abscesů, výpotků atd.
- Punkce může být provedena „z volné ruky“ – sonda je blízko místa punkce – nebo je punkční jehla naváděna speciálním punkčním vodícím nástavcem.

## Sonografie

# Echokontrastní prostředky

-**Zvyšují echogenitu** proudící krve

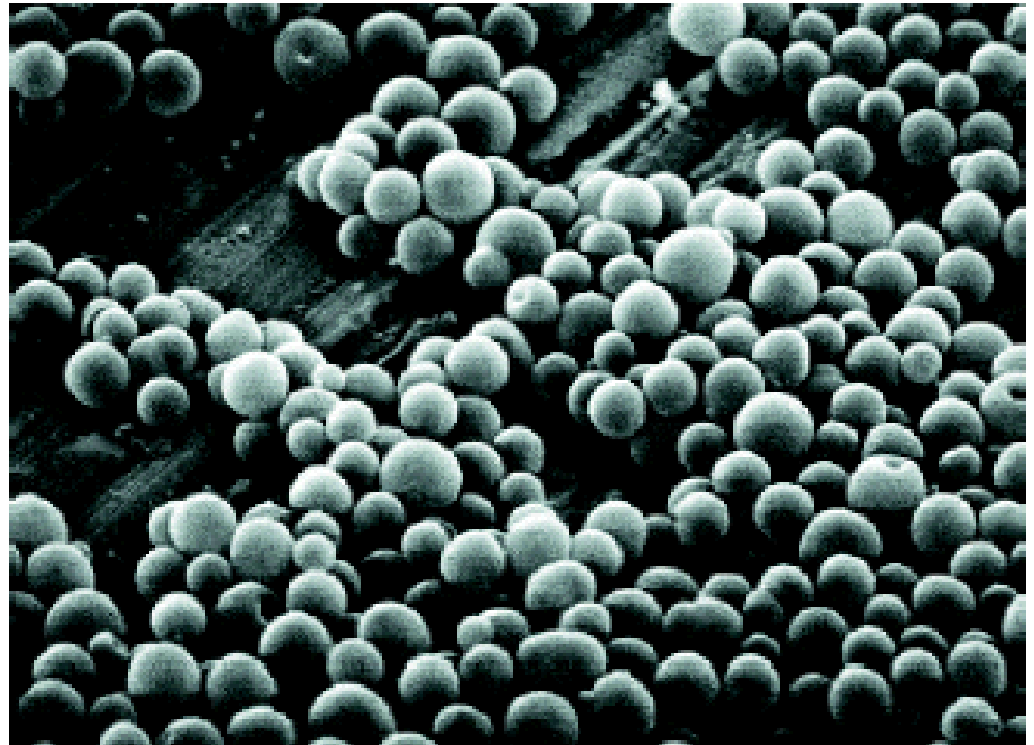
-Plynové mikrobubliny  
(hlavně vzduch nebo  
těkavé uhlovodíky)

- volné

- uzavřené

(enkapsulované)

v obalu z biopolymeru



SEM mikrosnímek  
enkapsulovaného  
echokontrastního prostředku

Sonografie

## Echokontrastní prostředky - použití

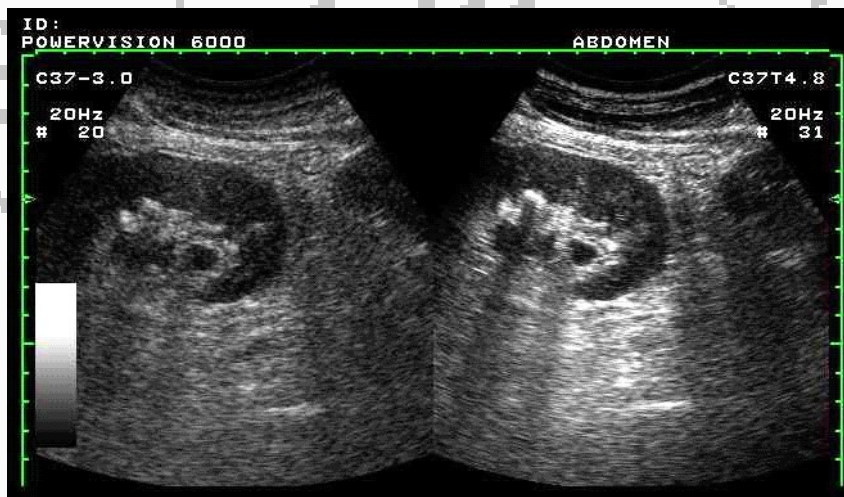
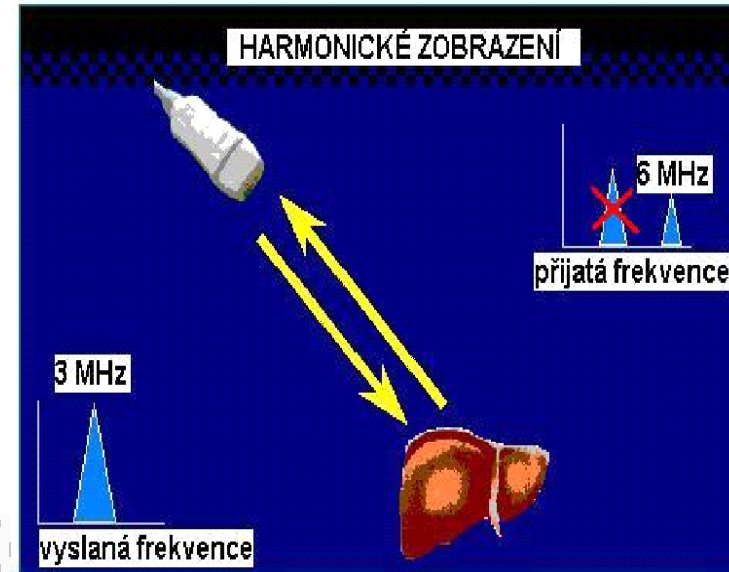
Zesílené vykreslení obrysů srdečních komor po aplikaci echokontrastního prostředku



# Sonografie

# Harmonické zobrazení

Impuls o základní frekvenci  $f_0$  je vyslán do tkáně. Přijímač však nedetektuje odražený UZ o stejné (základní) frekvenci nýbrž druhou harmonickou frekvenci  $2f_0$ . Jejím zdrojem je sama tkáň (výhodné u pacientů „obtížně vyšetřitelných“). Metoda je používána **též** s echokontrastními prostředky – zdrojem druhé harmonické frekvence jsou kmitající bubliny. Výhodné při vyšetřování krevního zásobení některých lézí.



Konvenční (vlevo) a harmonické (vpravo) zobrazení ledviny s kamenem.

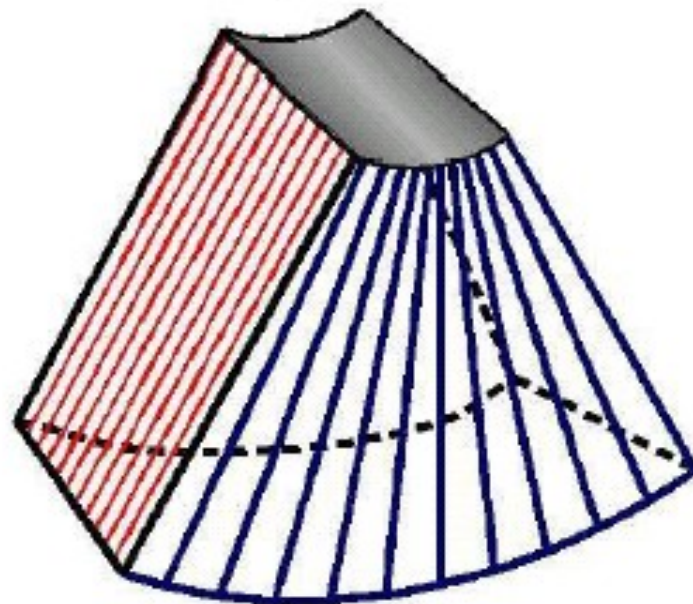
# Sonografie

## Princip trojrozměrného (3D) zobrazení

- **Sonda se lineárně posunuje, naklání nebo rotuje.**

Data o odražených signálech v jednotlivých rovinách jsou ukládána do paměti výkonného PC, který následně provádí **matematickou** rekonstrukci obrazu.

**Nevýhodou** některých 3D zobrazovacích systémů: relativně **dlouhá doba** potřebná pro matematické zpracování, **cena**.



# Čtyřrozměrné (4D) zobrazení

Čtvrtým rozměrem je čas

4D



4D FETAL PROFILE

# Dopplerovské měření toku

**Ch. A. Doppler (1803-1853), rakouský fyzik a matematik, vyslovil svoji teorii r. 1842 v době svého působení v Praze**



**Dopplerův jev (posun frekvence vlnění vytvářeného nebo odráženého pohybujícím se objektem) lze použít pro detekci a měření toku krve stejně jako pro detekci a měření pohybu některých akustických rozhraní uvnitř těla (srdce plodu, stěny cév).**

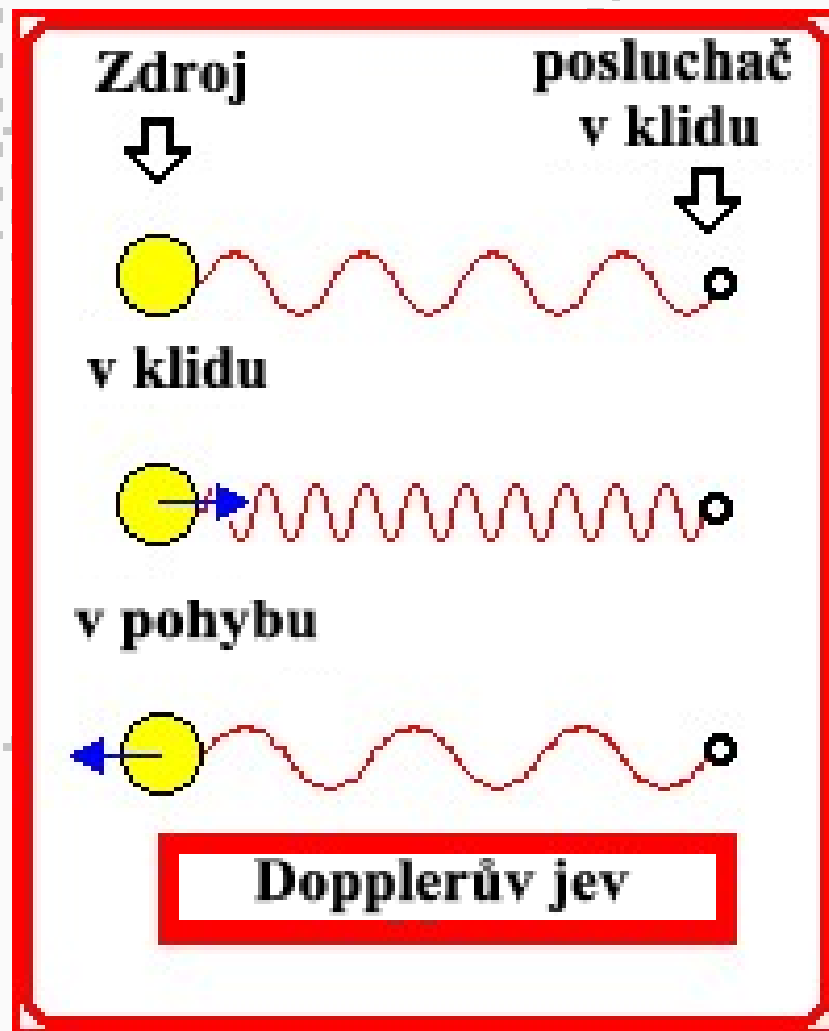
Dopplerovské měření toku

# Princip Dopplerova jevu

Přijímaná frekvence je stejná jako frekvence vysílaná zdrojem, jenž je v klidu.

Přijímaná frekvence je vyšší, jestliže se zdroj přibližuje.

Přijímaná frekvence je nižší, jestliže se zdroj vzdaluje.



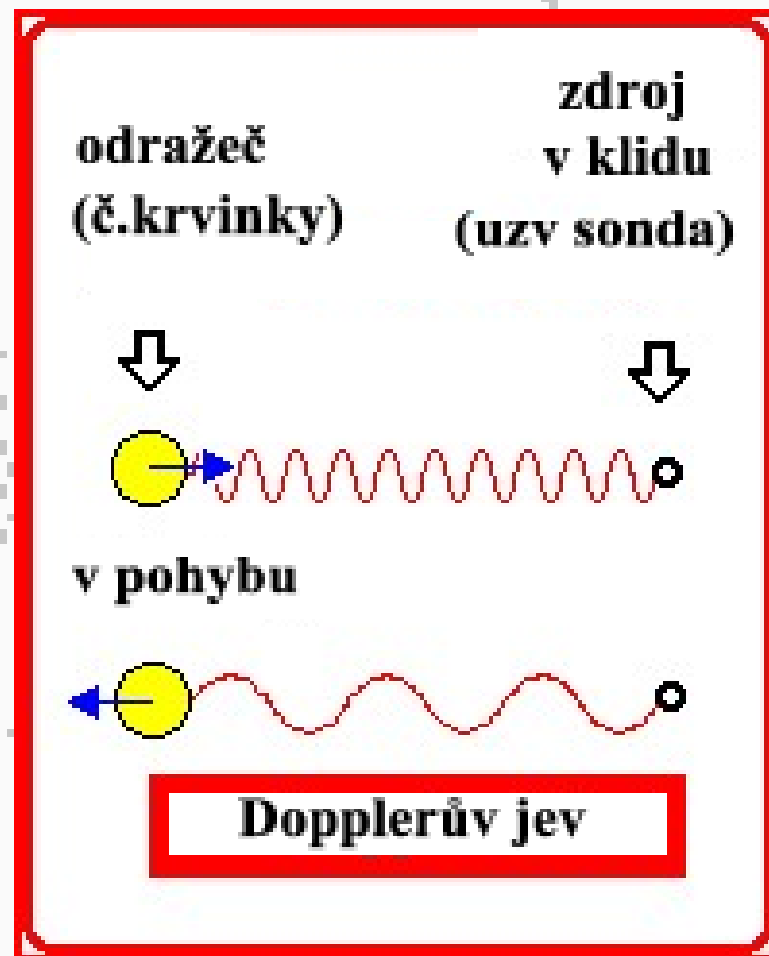


Dopplerovské měření toku

# Princip Dopplerova jevu

Využití Dopplerova jevu  
při měření rychlosti toku  
krve

Pohybující se reflektor  
(zpětně rozptylující  
struktura) = erythrocyty



# Dopplerovské měření toku

## Princip měření toku krve

### Dopplerovské UZ měřiče toku krve

Jsou založeny na rozdílu mezi frekvencí UZ vlnění vysílaných sondou a vlnění odraženého (zpětně rozptylovaného) pohybujícími se erytrocyty.

**Frekvence odražených vln je** (ve srovnání s vlnami vyslanými)

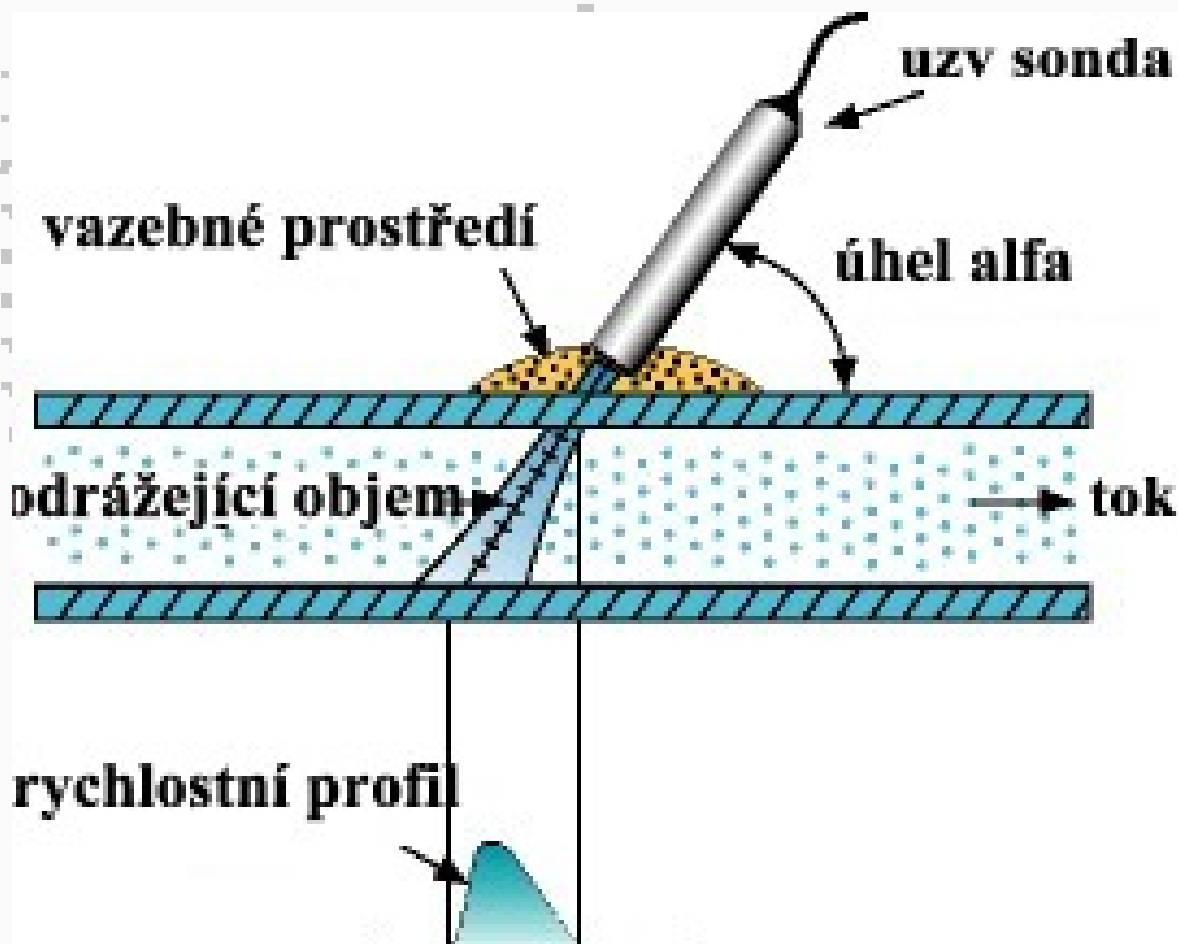
**Vyšší u dopředného toku** (směrem k sondě)

**Nižší u zpětného toku** (směrem od sondy)

**Rozdíl** mezi frekvencemi vysílaného a odraženého UZ **je úměrný rychlosti** toku krve.

# Dopplerovské měření toku

## Obecný princip měření toku krve



# Dopplerovské měření toku

- 1) Výpočet dopplerovské změny frekvence (posunu)  $f_d$
- 2) Výpočet rychlosti „reflektoru“ (erytrocytů)  $v$

$$1) f_d = f_v \times v \times \cos(\alpha) \quad 2) v = \frac{f_d}{f_v} \times c$$

$f_v$  – frekvence vysílaného UZ vlnění

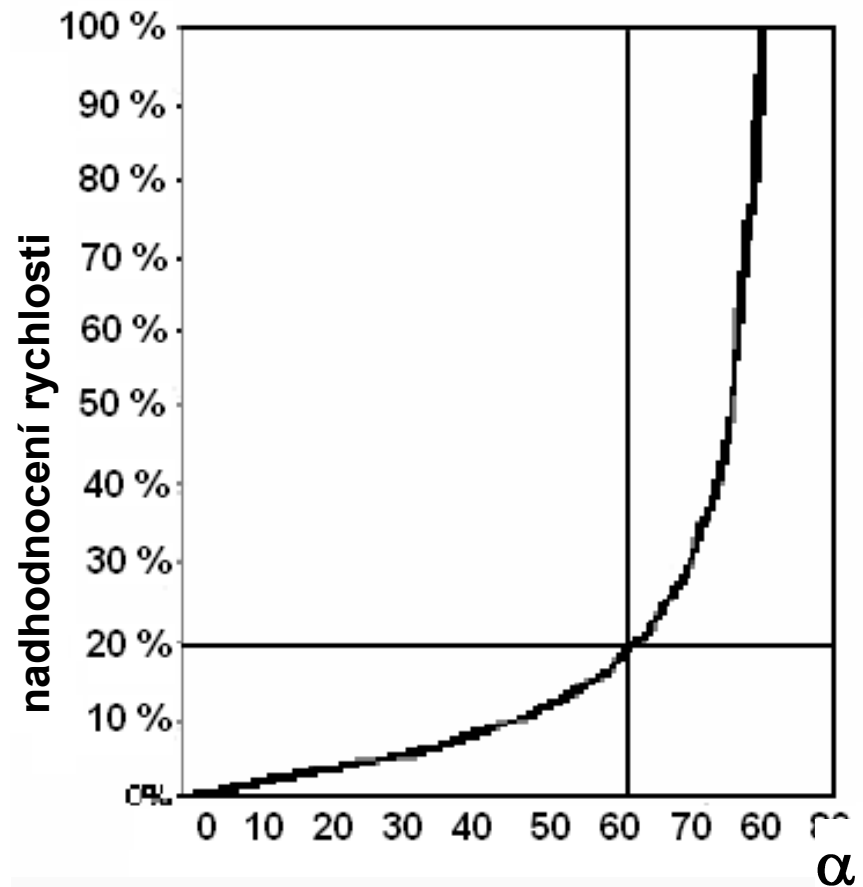
$\alpha$  – úhel sevřený osou vysílaného UZ svazku a vektorem rychlosti reflektoru

$c$  – rychlost UZ v daném prostředí (kolem 1540 m/s v krvi)

# Dopplerovské měření toku

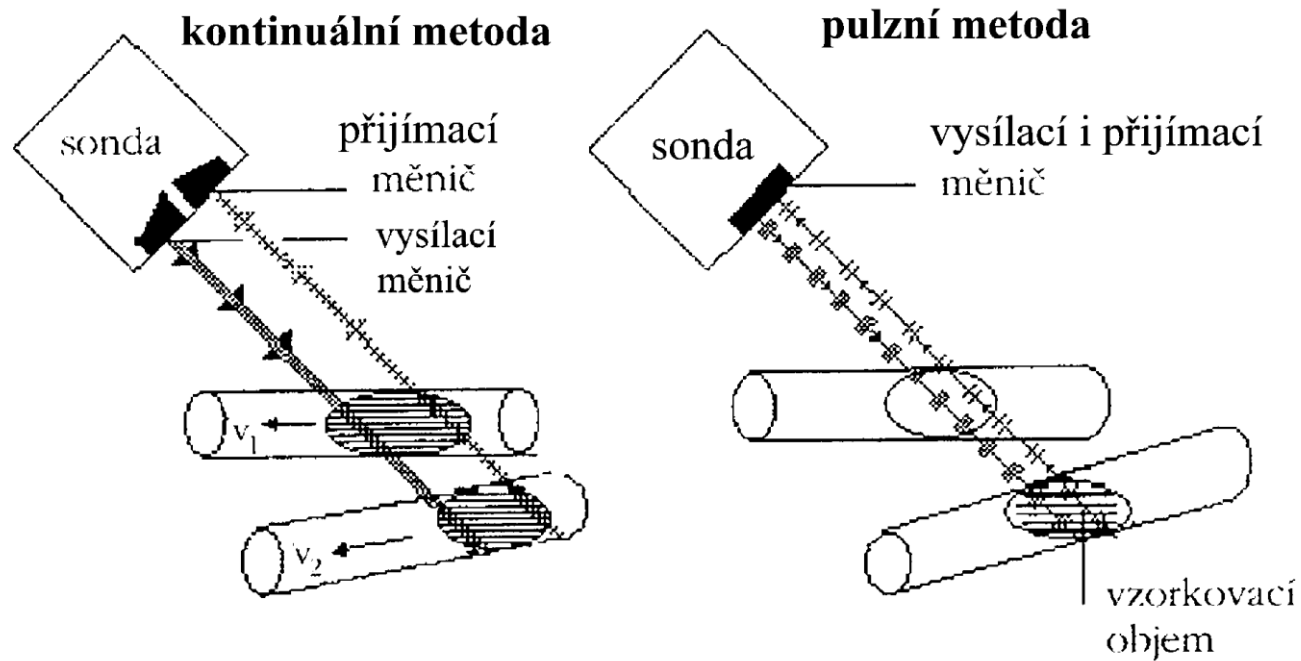
**Závislost nadhodnocení rychlosti na úhlu dopadu  $\alpha$**   
(je-li zařízení nastaveno na  $\alpha = 0$ , tj.  $\cos\alpha = 1$ )

$\alpha$  - úhel sevřený osou vysílaného UZ svazku a vektorem rychlosti reflektoru



# Dopplerovské měření toku

- 1) Systémy se **spojitým (kontinuálním) vlněním – CW** (*continuous wave*). Používají se pro měření toku v **povrchových cévách**, a to bez možnosti hloubkového rozlišení. Používají se relativně málo.
- 2) Systémy s **přerušovaným – impulsním vlněním – PW** (*pulsed wave*). Umožňují měřit tok s přesnou **hloubkovou lokalizací**. Měření vysokých rychlostí toku v hloubce je omezené.



## Dopplerovské měření toku

# Systemy s impulsním vlněním - PW

Sonda má pouze **jeden měnič**, který slouží střídavě jako vysílač a přijímač.

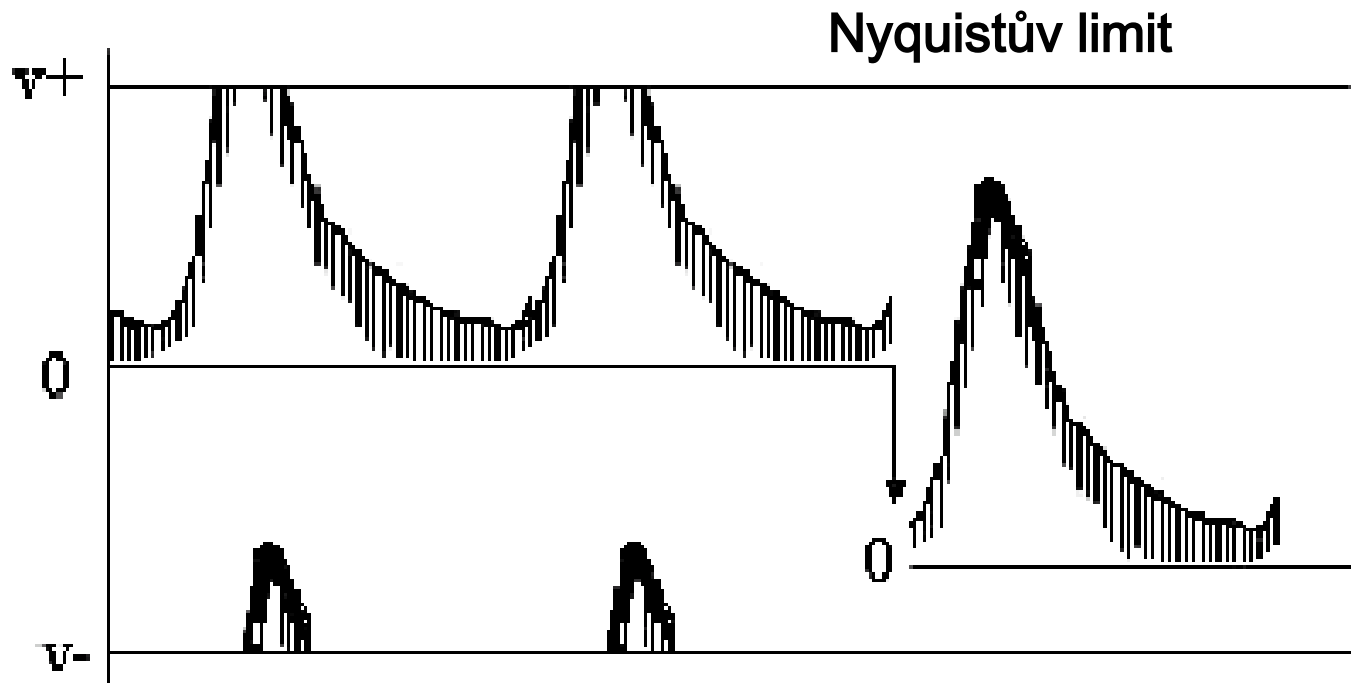
Měření rychlosti a směru toku krve v cévách je hodnoceno v tzv. **vzorkovacím objemu s nastavitelnou velikostí a hloubkou**.

**Trvání impulsu definuje velikost vzorkovacího objemu** (tento objem by měl zahrnovat celý průměr vyšetřované cévy).

# Systemy s impulsním vlněním - PW

**Aliasing** – při vysoké opakovací frekvenci impulsů se může horní část křivky rychlostního spektra objevit v oblasti záporných rychlostí.

- aliasing nelze odstranit při rychlostech nad 4 m/s





# Dopplerovské měření toku

## **DUPLEXNÍ metoda**

Je kombinací

**dynamického B-zobrazení** (zobrazuje se morfologie vyšetřované oblasti včetně cév)

**a impulsního dopplerovského systému** (měření rychlostního spektra toku krve).

Tímto je umožňováno vyšetřování toku krve uvnitř srdce nebo v hluboce uložených cévách (rychlost toku, jeho směr a charakter proudění).

# Duplexní metoda

Obraz karotidy se spektrální analýzou toku krve

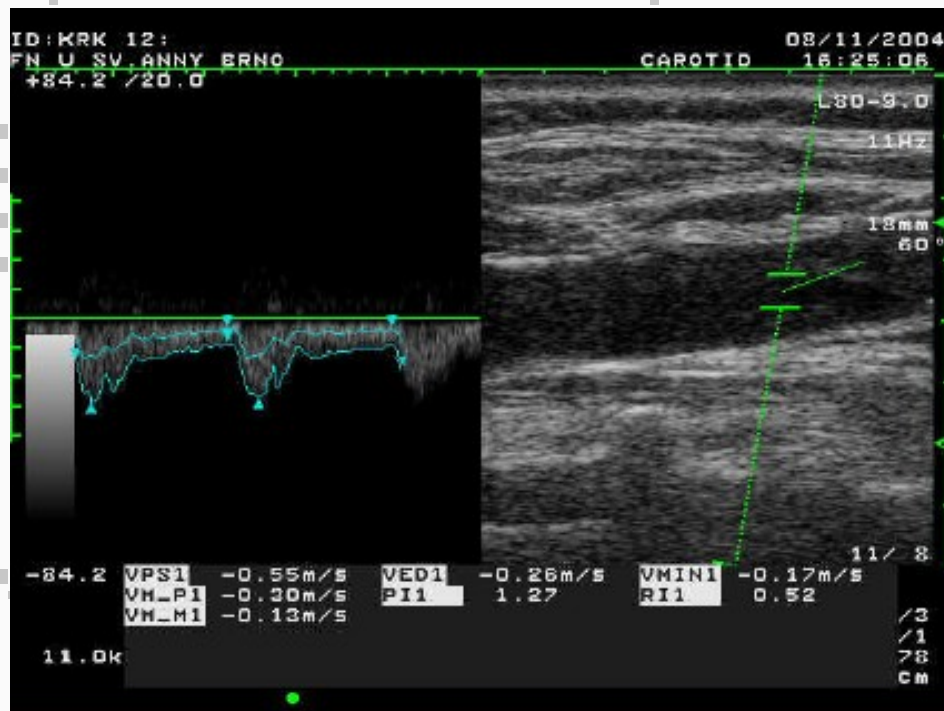
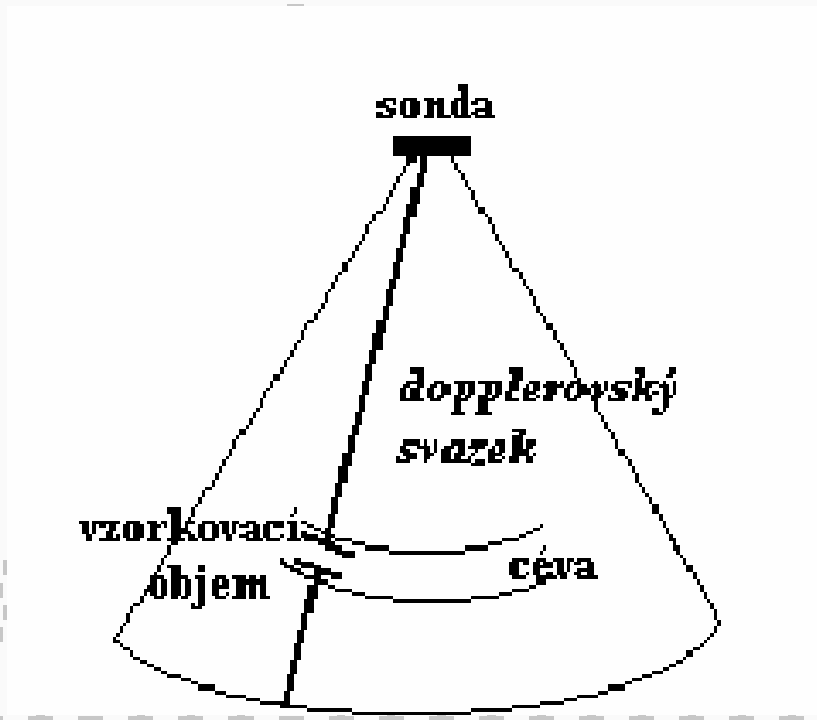


Schéma: sektorové zobrazení se vzorkovacím objemem

# Duplexní metoda

Umístění vzorkovacího objemu (vlevo) a záznam rychlostního spektra krevního toku v zúžené *a. carotis communis* (vpravo)

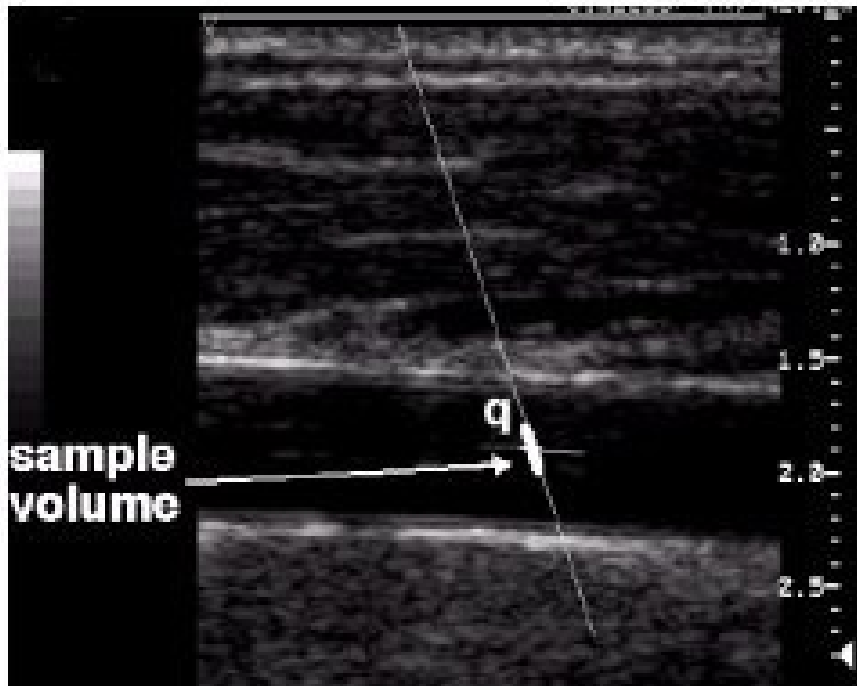


Figure 1

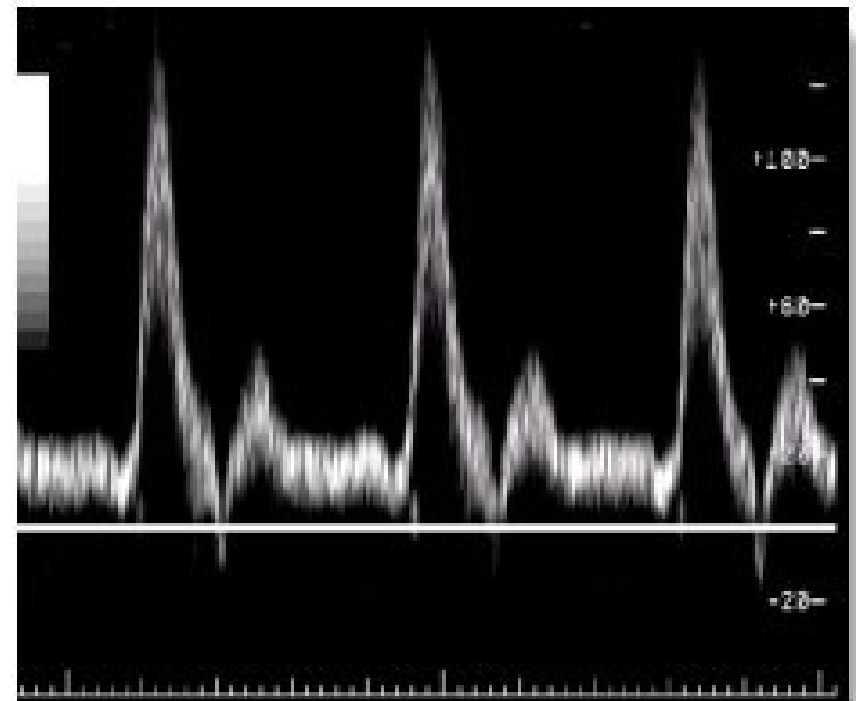


Figure 2

Dopplerovské měření toku

## Barevné dopplerovské zobrazení

**Obraz se skládá z černobílé a barevné části.**

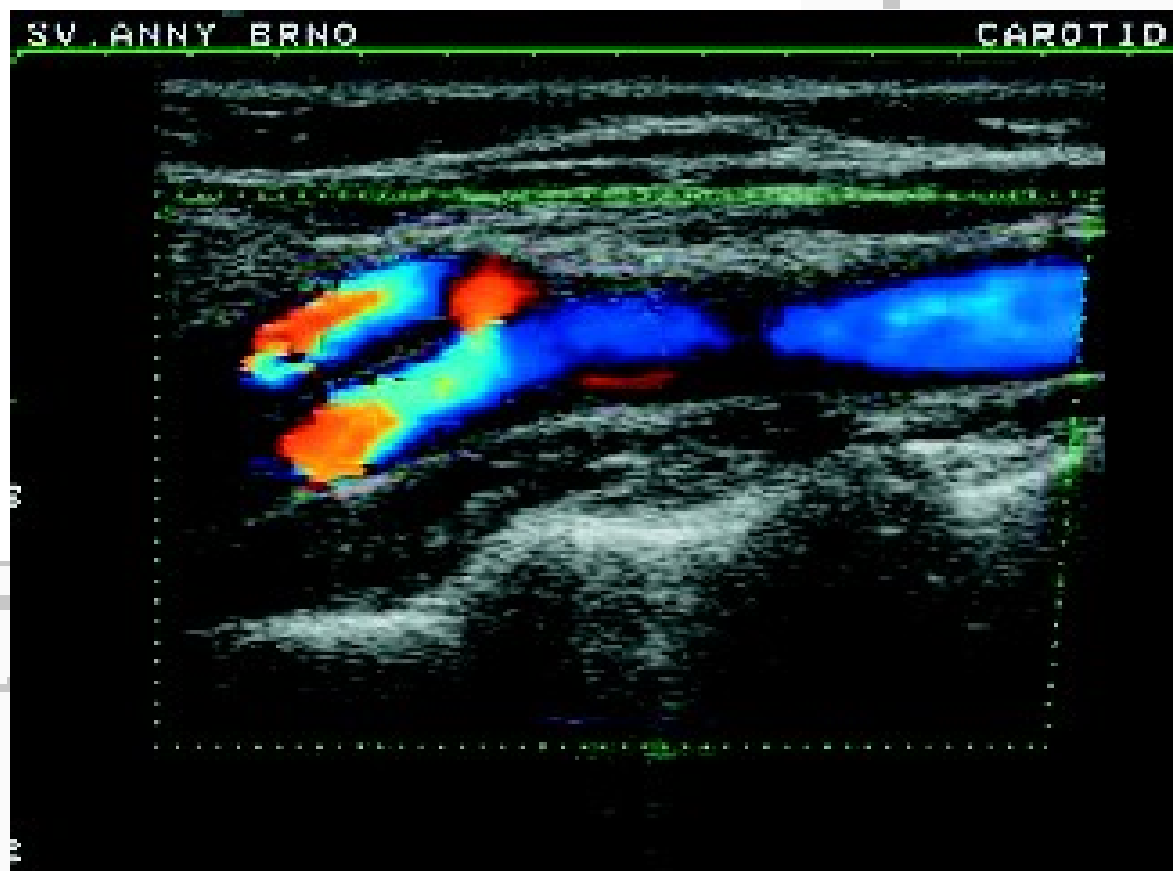
**Černobílá část** obsahuje informaci o **odrazivosti a struktuře tkání**.

**Barevná část** informuje o **pohybech** ve vyšetřované oblasti. (Barva je odvozena od průměrné rychlosti toku.)  
Přístroj zobrazuje distribuci a směr proudící krve jako dvojrozměrný obraz.

**BART pravidlo – blue away, red towards**. Tok krve od sondy je kódovaný modrou barvou, tok k sondě je kódovaný červenou barvou. **Jas je úměrný rychlosti, turbulence jsou zobrazeny zelenými skvrnami.**

Dopplerovské měření toku

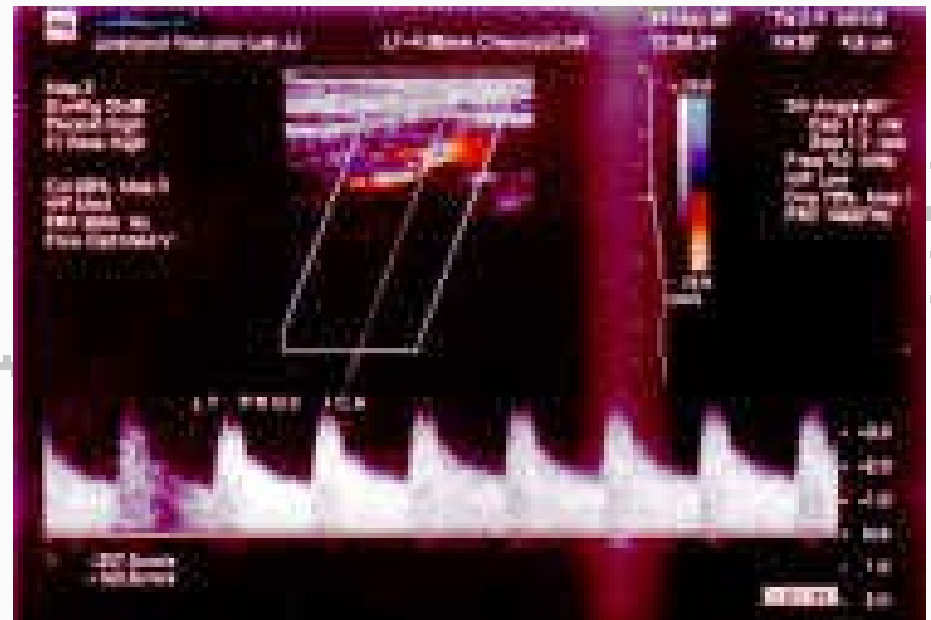
# Barevné dopplerovské zobrazení



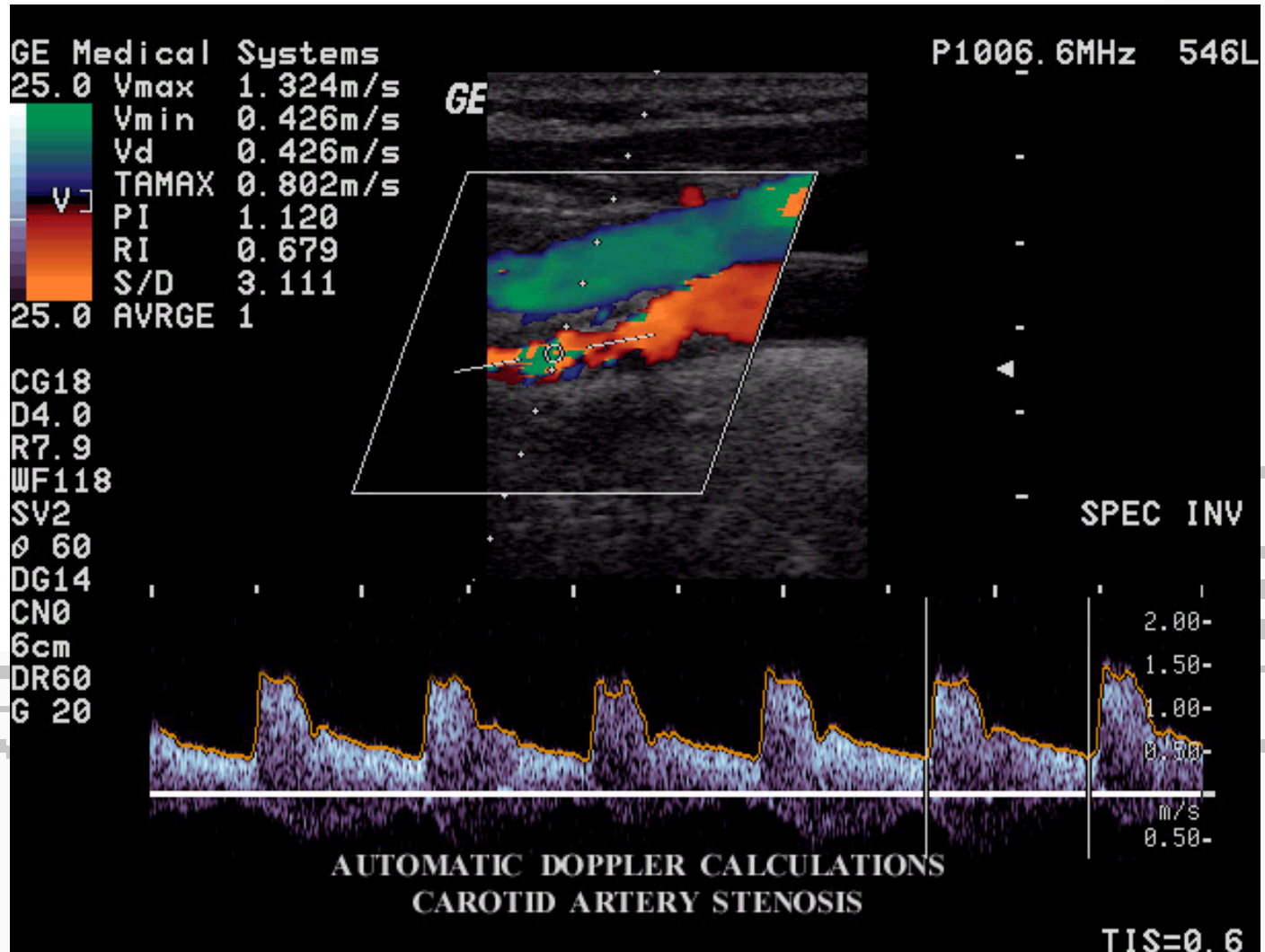
**Bifurkace karotid**

### Kombinace duplexní metody a barevného kódování krevního toku

Normální nález toku krve v *a. carotis communis* (vlevo) a přibližně 90%-stenóza *a. carotis interna* (vpravo)



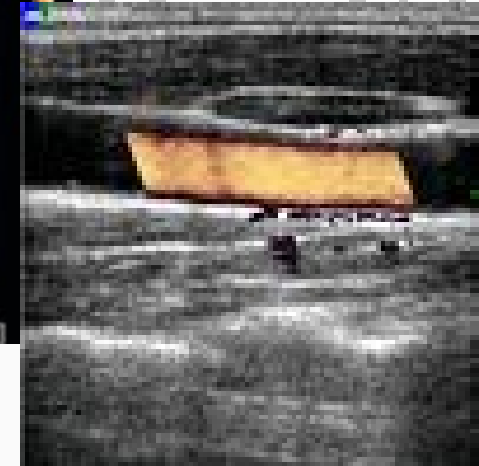
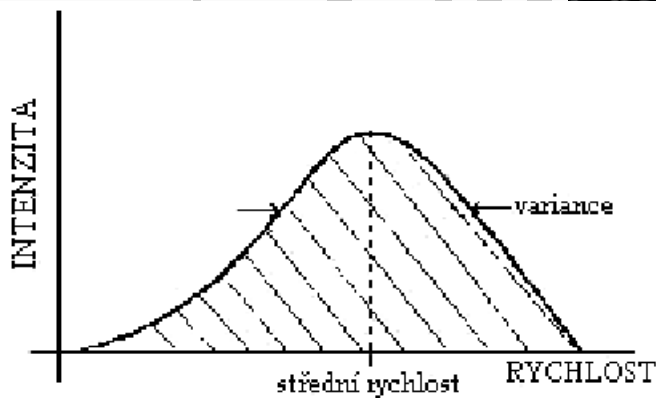
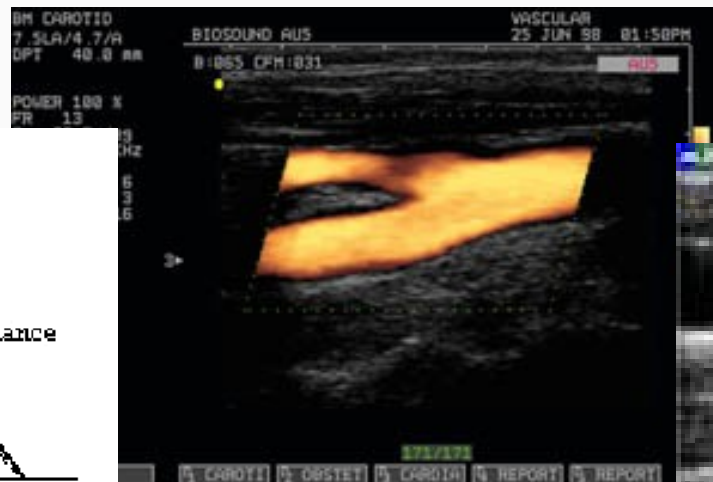
Stenóza  
*a. carotis*



## Dopplerovské měření toku

### Metoda POWER DOPPLER (tzv. energetický Doppler)

- Využívá se veškerá energie dopplerovského signálu.
- **Pouhá detekce toku krve jen málo závisí na tzv. dopplerovském úhlu dopadu.**
- **Zobrazují se i velmi pomalé toky** (perfuze tkání a orgánů)
- **Nezobrazuje se směr toku.**





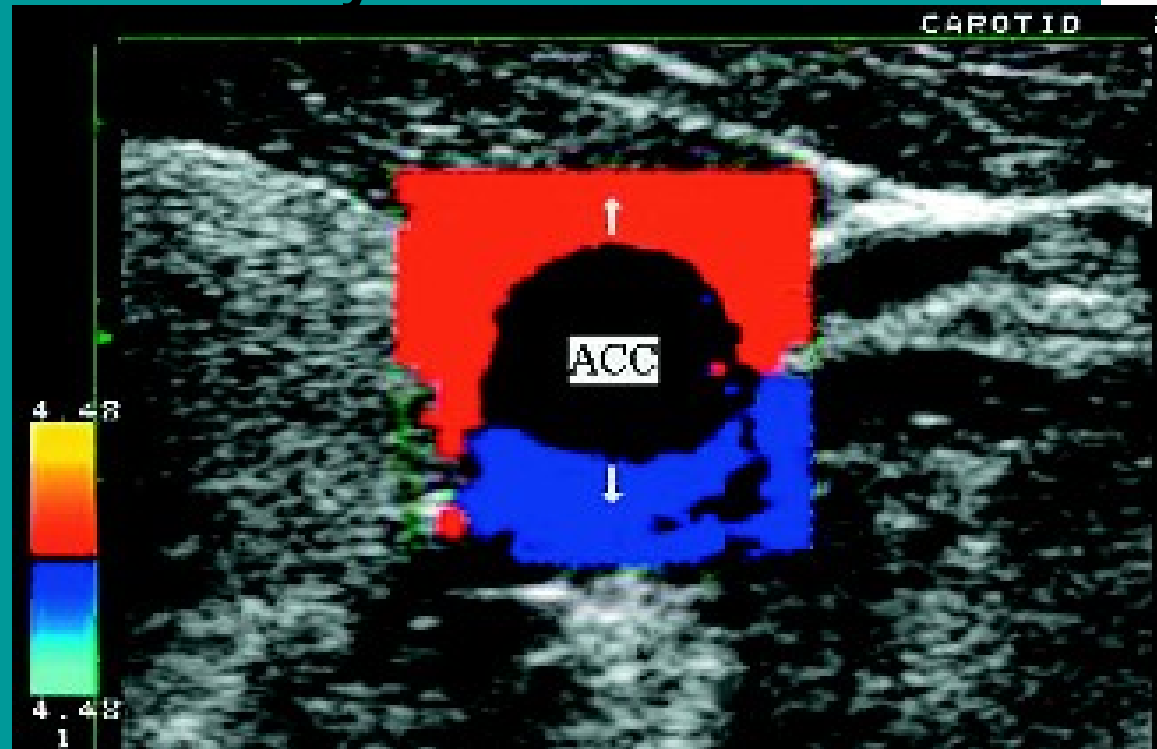
Dopplerovské měření toku

# Barevné zobrazení tkání (TDI - Tissue Doppler Imaging )

Barevné kódování informace o rychlosti a směru pohybu tkání

Zobrazují se rychlosti  
1 - 10mm/s.

**TDI *a. carotis communis*** během systoly



# Ultrazvuková denzitometrie

Je založena na měření jak rychlosti UZ v kosti tak i na stanovení útlumu UZ v kosti. Na rozdíl od rentgenových metod, ultrazvuková denzitometrie poskytuje také informaci o struktuře kosti a její pružnosti.

- Rychlost šíření UZ závisí na hustotě a elasticitě prostředí. Přední strana kosti holenní a zadní strana patní kosti se častěji využívají jako místa pro měření. Rychlost UZ je dána podílem změřené vzdálenosti a doby průchodu ultrazvuku kostí.
- Útlum UZ závisí na fyzikálních vlastnostech daného prostředí a frekvenci použitého UZ. Pro frekvence v oblasti 0,1 - 1 MHz je tato závislost téměř lineární. Útlum je vyjadřován běžně v jednotkách dB/MHz/cm.
- Klinický význam: diagnostika osteoporózy

# Ultrazvuková denzitometrie



Ultrazvuková denzitometrie patní kosti



# **Bezpečnost pacientů: snižování „dávek“ ultrazvuku**

# Uvážlivé používání ultrazvuku

- UZ je neionizujícím zářením, avšak protože mnohé biologické účinky UZ nebyly dosud zcela prozkoumány, je doporučováno používat UZ s opatrností.
- ALARA – *as low as reasonably achievable* – tak nízké, jaké lze rozumně dosáhnout (expozice)
- V praxi znamená „uvážlivé používání“ **zdůvodněnost a optimalizaci**

# Biologické účinky

- Možné biologické účinky: inaktivace enzymů, změny v morfolologii buněk, vnitřní krvácení, tvorby volných radikálů ...
- Mechanismy biologického působení:
  - Mechanické účinky
    - Přemísťování a zrychlený pohyb biomolekul
    - **Kavitace** (stabilní nebo přechodná) – kmity plynových bublin – viz přednáška o biologických účincích ultrazvuku
  - Zvýšené teploty tkáně (absorpce UZ – proto je nárůst teploty nejvyšší v oblasti plic, menší v kostech, nejmenší v měkkých tkáních)
- Všechny biologické účinky jsou deterministické a prahové (kavitace) nebo bezprahové (ohřev).

# Výstupní výkon měniče

- U každého přístroje může být jiný
- Zvyšuje se, přejdeme-li od běžného zobrazení B k barevnému zobrazení toku.
- U M-zobrazení jsou výstupní výkony nízké, avšak dávka absorbovaná ve vyšetřované oblasti je relativně vysoká, protože svazek UZ je stacionární.

# Indikátory rizika

- Aby bylo možno vyhnout se nebezpečným expozicím, byly zavedeny dva indexy. Jejich hodnoty (různé pro různé orgány) jsou často zobrazovány na obrazovce přístroje a neměly by být překračovány.
- Tepelný index (TI): Vyjadřuje možný nárůst teploty za předpokladu neměnné polohy měniče
  - TIS: pro průchod UZ měkkou tkání
  - TIB: nachází-li se v blízkosti ohniska svazku kost
  - TIC: lebka (blízký povrch kosti)
- Mechanický index (MI): měřítko možných mechanických (kavitačních) biologických účinků



# Podrobněji k TI a MI

**Tepelný index** – výstupní výkon přístroje dělený výkonem, který by způsobil zvýšení teploty o jeden stupeň za podmínek minimálních ztrát tepla (bez průtoku krve).

**Mechanický index** (pro posouzení kavitací podmíněného rizika, zvýšené nebezpečí při použití echokontrastních prostředků:

$$MI = I_{UZ} / \sqrt{f} \quad [W \cdot cm^{-2}, MHz]$$

# Zdůvodněnost

- Žádné komerční demonstrace na lidech
- Žádný výcvik na studentech
- Žádná 'ultrazvuková videa na památku' nebo nadměrné používání v porodnictví

# Optimalizace „dávek“ 1

- **Minimalizace TI a MI a používání správných indexů (TIS, TIB, TIC), opatrnost v případech, kdy dochází k podhodnocení**
- **Ověřování akustického výkonu podle manuálu**
- **Používat spíše většího zesílení přijímaného signálu spíše než vyšších výstupních výkonů**
- **Vyšetřování zahájit s nízkým výkonem, teprve v případě nutnosti jej postupně zvyšovat**

# Optimalizace „dávek“ 2

- **Vyhýbat se opakovanému vyšetřování a snižovat expoziční časy**
- **Nesetrvávat se sondou v jediné poloze**
- **Větší opatrnost při používání kontrastních prostředků, protože zvyšují riziko kavitace**
- **Pravidelná kontrola kvality ultrazvukových přístrojů**

Autoři:

**Vojtěch Mornstein, Ivo Hrazdira, Pavel Grec**



Grafika

Lucie

**Bad Hair Day!**

Poslední revize: červen 2009