



TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI  
Ústav zdravotnických studií



# Diagnostické ultrazvukové přístroje

Lékařské přístroje a zařízení, UZS TUL

Jakub David | [kubadavid@gmail.com](mailto:kubadavid@gmail.com)

# Ultrazvukové diagnostické přístroje

1. Ultrazvuková diagnostika v medicíně
2. Fyzikální princip
3. Zobrazovací principy
4. Ultrazvukový diagnostický přístroj
5. Obrazové artefakty

# 1. Ultrazvuková diagnostika v medicíně

# Ultrazvuková diagnostika v medicíně

- diagnostická zobrazovací metoda založená na sledování odrazu ultrazvukových vln
- umožňuje v reálném čase sledovat struktury a pohyb vnitřních orgánů a průtok krve krevním řečištěm
- standardně se snímá obraz řezu tělních struktur v reálném čase (2–D)
- pokročilé metody umožňují prostorové zobrazení sledovaného objektu (3–D), případně prostorové zobrazení v reálném čase (4–D)

# Dopplerovská sonografie

- umožňuje sledovat rychlost a směr pohybu krve v krevním řečišti
  - Color Doppler – převádí informaci o rychlosti a směru toku krve do barevné mapy
  - Power Doppler – neumožňuje sledovat směr toku krve, poskytuje ale lepší rozlišovací schopnost při popisu toku krve především uvnitř jednotlivých orgánů

# Využití ultrazvukové diagnostiky

- nejuniverzálnější a nejdostupnější neinvazivní diagnostická metoda
- běžně využívána k zobrazení vnitřních orgánů
- vyšetření kardiovaskulárního systému, sledování průtoku krve krevním řečištěm
- diagnostika onemocnění s bolestivými příznaky a otoky
- dopplerovská sonografie se využívá k sledování poruch v krevním řečišti – hodnocení funkce srdce a chlopní, zúžení krevního řečiště, vrozených malformací

# Sonografie v porodnictví a gynekologii

- standardní vyšetření umožňující sledovat vývoj plodu od početí až po narození
- běžně se používá
  - k určení termínu porodu
  - k určení počtu plodů
  - ke sledování vývoje plodu (obvod hlavičky a břicha, délka stehenní kosti, CRL)
  - ke sledování vývojových abnormalit
  - ke sledování pohybů plodu a jeho srdeční činnosti
  - ke sledování vzájemné polohy placenty a děložního hrdla
  - k určení termínu ovulace (folikulometrie)

# Výhody a nevýhody sonografie

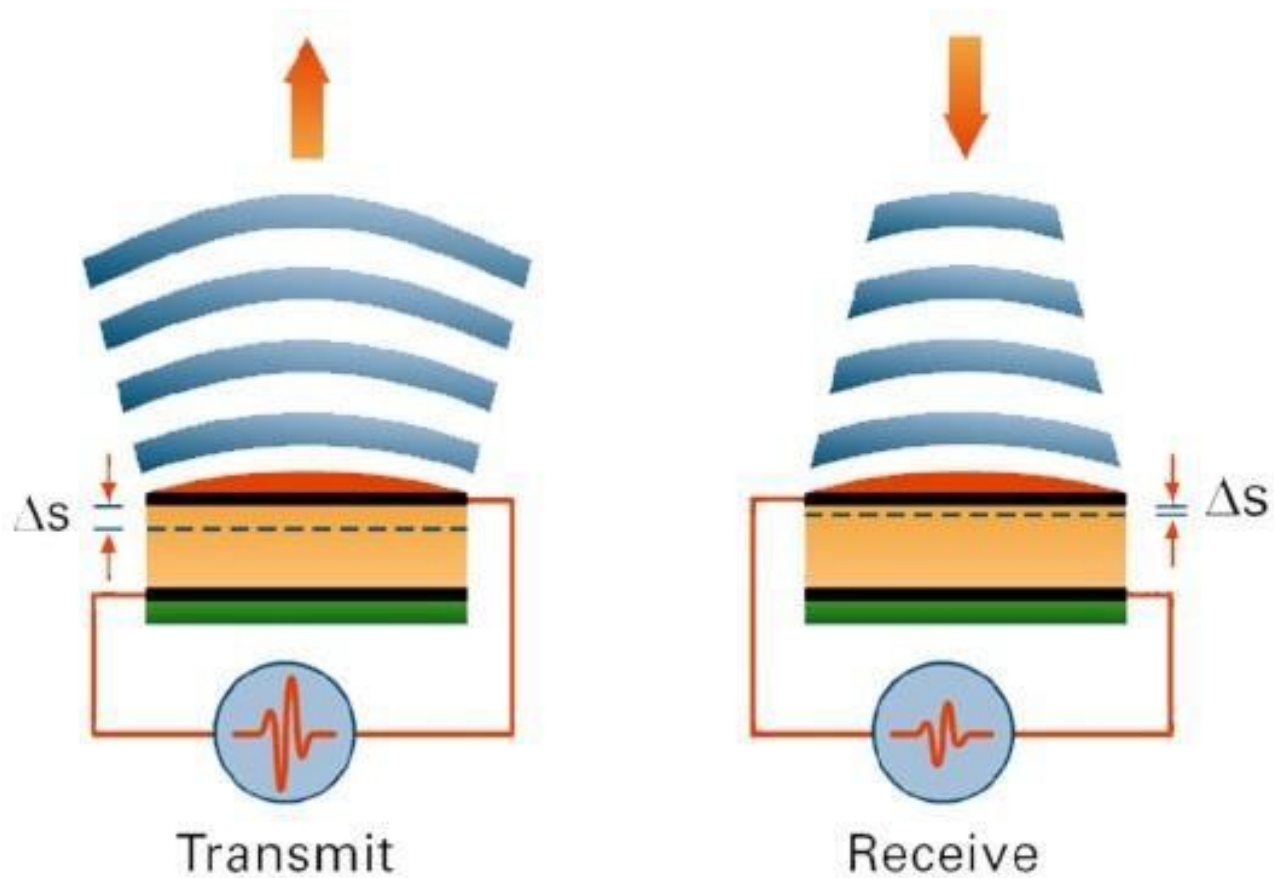
- jedná se o široce použitelné, snadno aplikovatelné a neinvazivní vyšetření
- vyšetření probíhá v přímém kontaktu lékaře a pacienta
- cena ultrazvukového vyšetření je mnohem menší než cena vyšetření pomocí srovnatelných zobrazovacích metod
- nevyžaduje ozáření pacienta vysokoenergetickým ani ionizujícím zářením
- dobře zobrazuje měkké tkáně
- v současnosti nejsou potvrzena žádná rizika nebo vedlejší účinky ultrazvukových vyšetření ani pro dospělého pacienta, ani pro nenarozený plod



# Omezení ultrazvukové diagnostiky

- ultrazvukové vlny jsou tlumeny plynným prostředím
  - sonografie je nevhodná pro zobrazování dutých orgánů, zde se často využívá CT nebo aplikace echokontrastní látky
- ultrazvukové vlny jen obtížně pronikají kostmi
  - pro zobrazení kostí se využívá RTG
  - pro zobrazení mozku MRI (pouze u dětí sonografie)

## 2. Fyzikální princip



# Kmitočtový rozsah

- kmitočtový rozsah zvukových vln (podélné vlnění, tlaková vlna)
  - < 16 Hz                      infrazvuk (mořský příboj, zvuky bouře)
  - 16 Hz – 20 kHz            slyšitelné pásmo
  - 20 kHz                      ultrazvuk (netopýři, delfíni)
- • frekvenční pásmo používané v medicíně  
2 MHz – 30 MHz

# Rychlost šíření

- rychlost šíření ultrazvukové vlny je závislá na vlastnostech prostředí, kterým se šíří
  - ve vzduchu  $asi\ 330\ m\cdot s^{-1}$
  - ve vodě (37 °C)  $1520\ m\cdot s^{-1}$
  - v měkkých tkáních  
 $1450\ m\cdot s^{-1}$  (tuk) až  $1560\ m\cdot s^{-1}$  (játra, ledviny)
  - v kostech  $3800\ m\cdot s^{-1}$

# Vlnová délka

- vlastnosti ultrazvukové vlny

rychlost šíření v měkkých tkáních

$$c = 1540 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$$

vlnová délka

$$\lambda = \frac{c}{f}$$

- vlnové délky  $\lambda = 0,77 \text{ mm}$  až  $0,05 \text{ mm}$
- pro kmitočty  $f = 2 \text{ MHz}$  až  $30 \text{ MHz}$

# Akustická impedance

$$Z = c \cdot \rho$$

- kde

$c$  je rychlost šíření vlny v daném prostředí

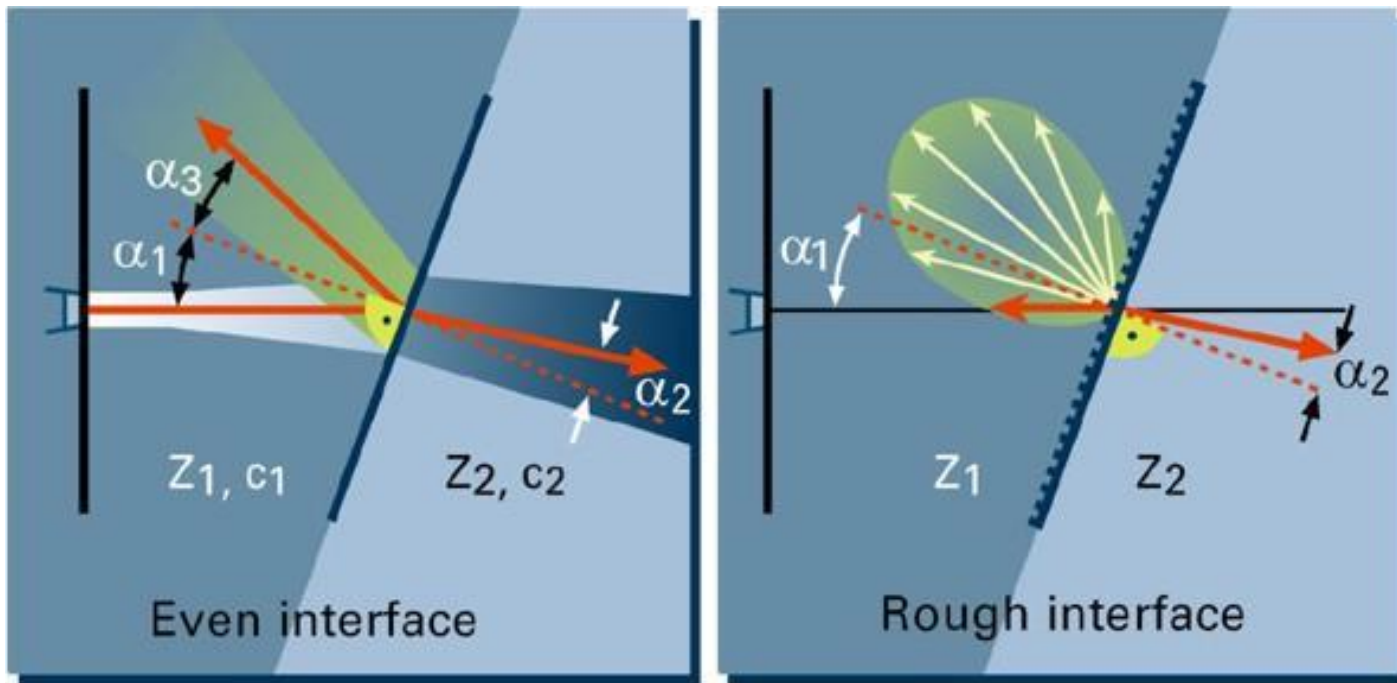
$\rho$  je hustota prostředí

# Akustická impedance

| Prostředí        | Akustická impedance<br>[ $10^6 \text{ kg}\times\text{m}^{-2} \times\text{s}^{-1}$ ] |
|------------------|---|
| tuk 1,37         |   |
| Voda             | 1,49  |
| mozek            | 1,58  |
| játra, svalovina | 1,66  |
| kost             | 3,7 - 7,8   |
| vzduch           | 0,00041   |

# Odraz, lom a rozptyl vlny

- odraz a lom na strukturách výrazně větších než  $\lambda$
- rozptyl na strukturách menších než  $\lambda$





# Odraz, lom a rozptyl vlny

- zákon dopadu a odrazu

$$\alpha_3 = \alpha_1$$

- zákon lomu (Snellův zákon)

- $\sin \alpha_2 = \frac{c_2}{c_1} \sin \alpha_1$

# Odraz na rozhraní

- na každém rozhraní dvou prostředí s různou akustickou vodivostí dochází k odrazu části energie
- množství odražené energie je tím větší, čím větší je rozdíl akustických impedancí prostředí tvořících rozhraní
- činitel odrazu (poměr akustického tlaku odražené a dopadající vlny)

$$\bullet \frac{p_r}{p_e} = \frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2}$$

# Odraz na rozhraní

- odraz na rozhraní ve vzdálenosti  $d$  od vysílače vyvolá dopad odražené vlny zpět na přijímač s časovým zpožděním  $t$ , platí:

- $d = \frac{c \cdot t}{2}$

# Absorpce ultrazvukové vlny

- při průchodu vlny ztrátovým prostředím dochází k absorpci energie (přeměně na teplo)

- $p(x) = p_0 e^{-\alpha f x}$

- kde:

$p(x)$  je akustický tlak ve vzdálenosti  $x$

$p_0$  je akustický tlak u zdroje vlnění

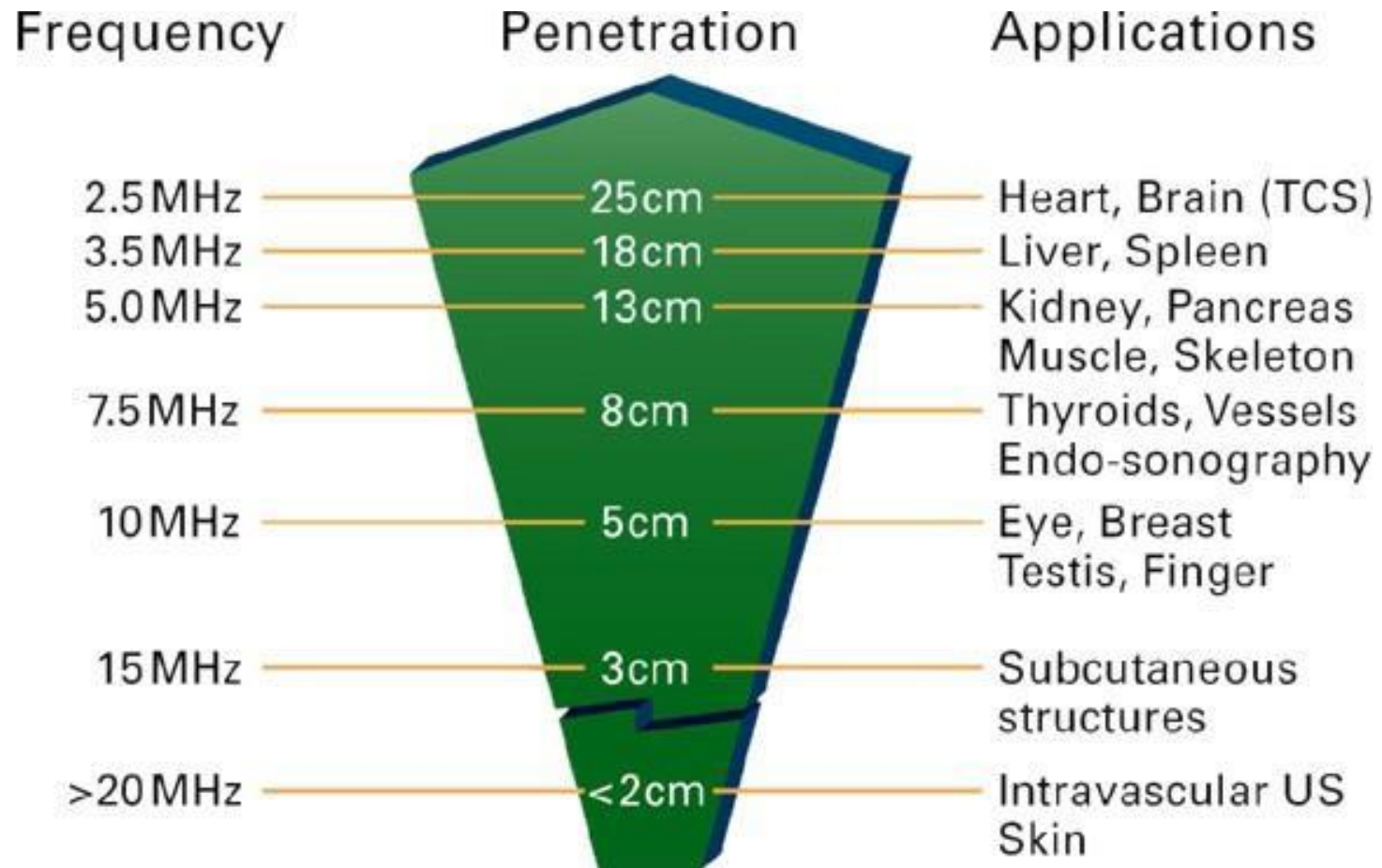
$a$  je absorpční konstanta

$f$  je frekvence vlny

# Hloubka průniku

- pro odražený signál (průchod tloušťkou  $2d$ )
  - $0,6 \text{ dB cm}^{-1}\text{MHz}^{-1}$
- **hloubka průniku (penetrace) je závislá na použitém kmitočtu ultrazvukové vlny**

# Hloubka průniku



# Rozlišovací schopnost

- rozlišovací schopnost je schopnost systému rozlišit dva objekty (nebo struktury) vzdálené od sebe o délku jejich průměru
- rozlišovací schopnost
  - axiální (ve směru šíření vlny)
  - laterální (ve směru kolmém na směr šíření vlny)
- obě rozlišovací schopnosti z principu nejsou shodné

# Axiální rozlišovací schopnost

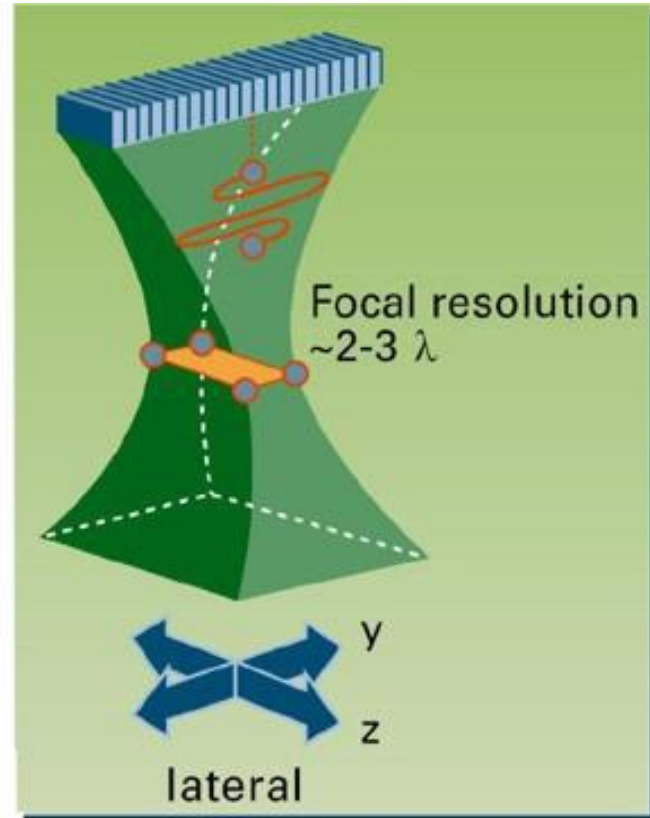
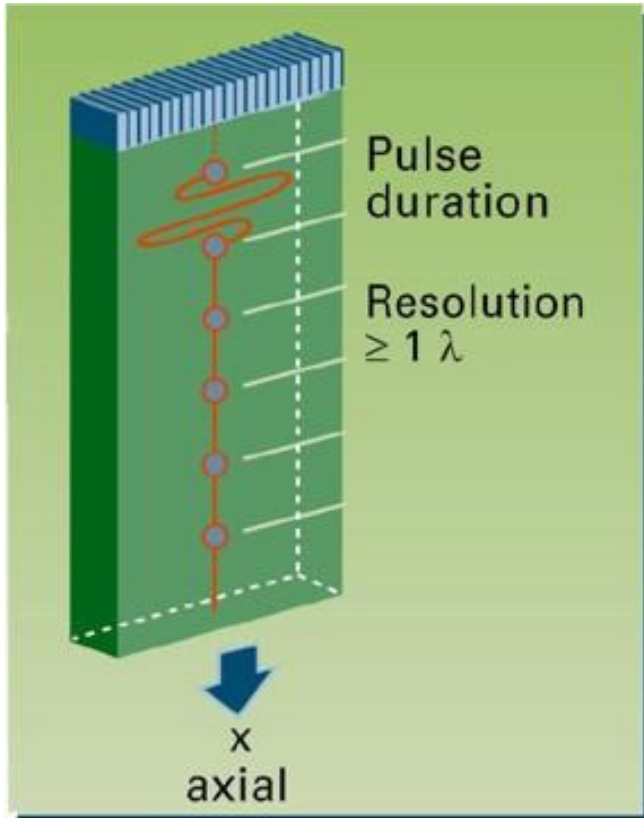
- dvě rozhraní ve směru šíření ultrazvukové vlny vytvoří dva odrazy
- pokud je časový interval mezi odrazy delší, než je doba trvání impulsu, je možné obě rozhraní odlišit, pokud je tomu naopak, obě rozhraní splynou
- čím vyšší je frekvence vysílané ultrazvukové vlny, tím kratší je i vyslaný ultrazvukový impuls a tím vyšší je axiální rozlišení



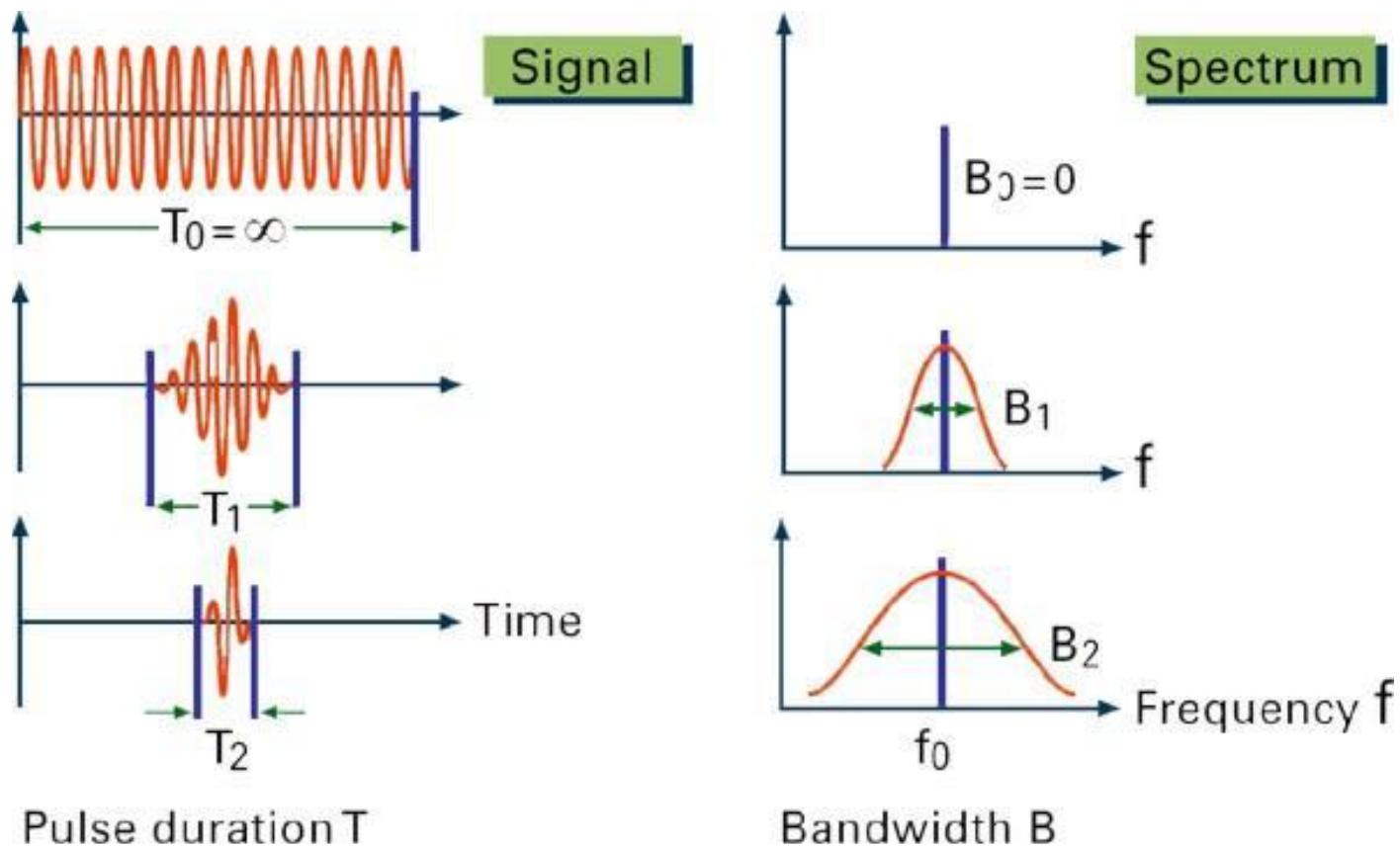
# Laterální rozlišovací schopnost

- laterální rozlišení sondy je dáno šíří svazku vyslaných ultrazvukových paprsků a je možno ho zlepšit zaostřením (fokusací) svazku
- typická hodnota laterálního rozlišení odpovídá 2 – 3 vlnovým délkám

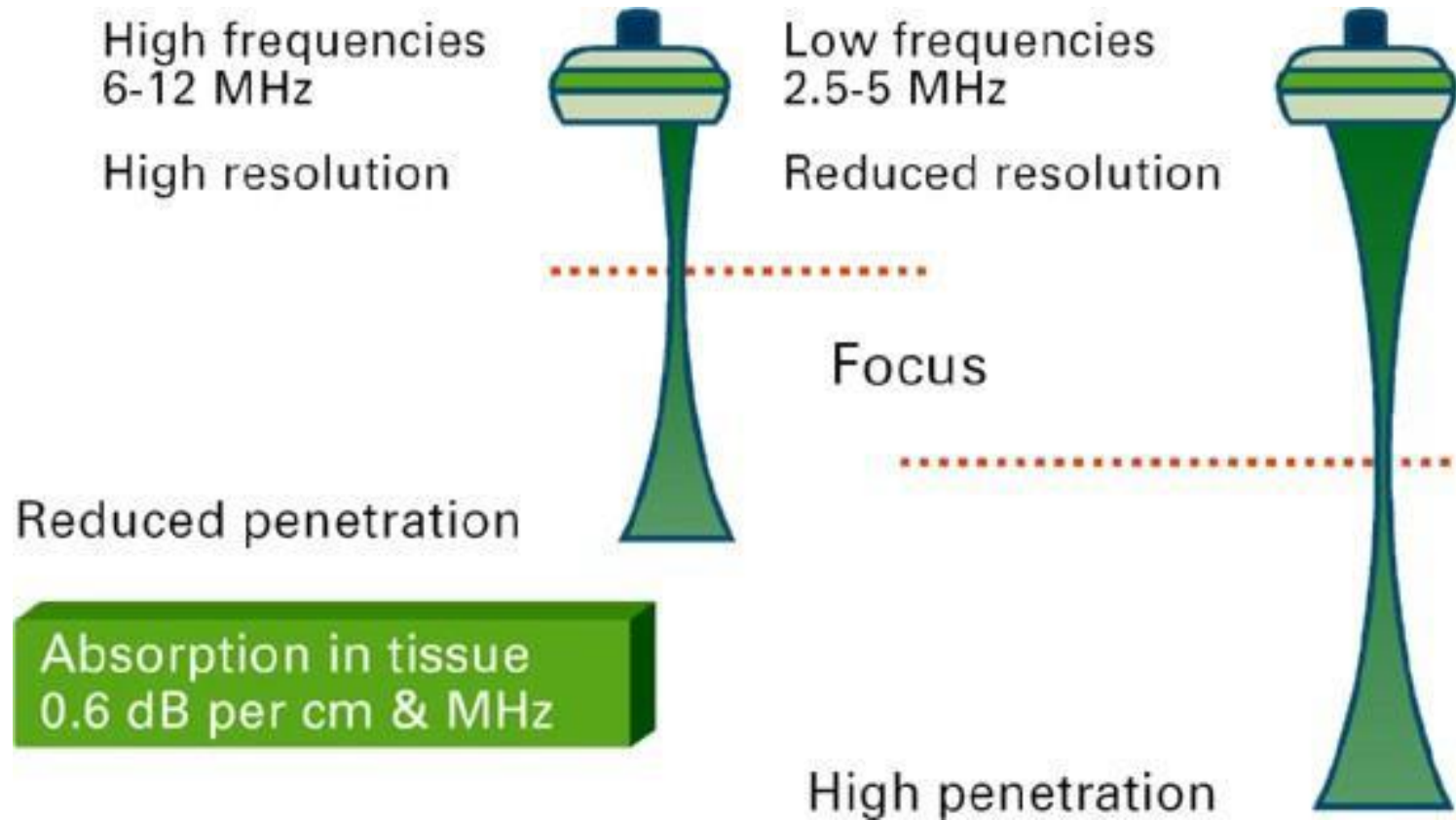
# Prostorové rozlišení



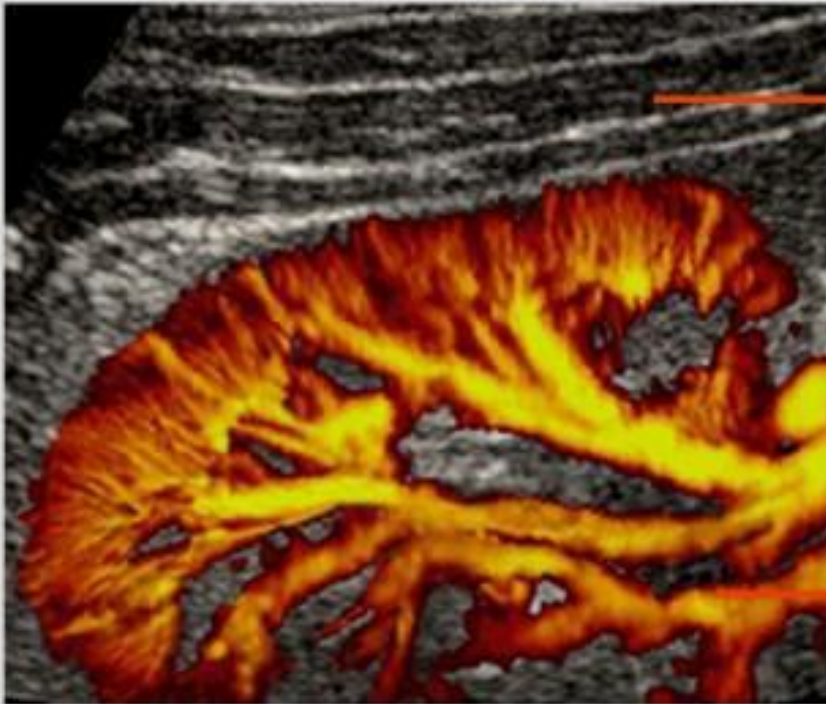
# Délka pulsu a jeho spektrum



# Vztah rozlišení a hloubky průniku



### 3. Zobrazovací principy



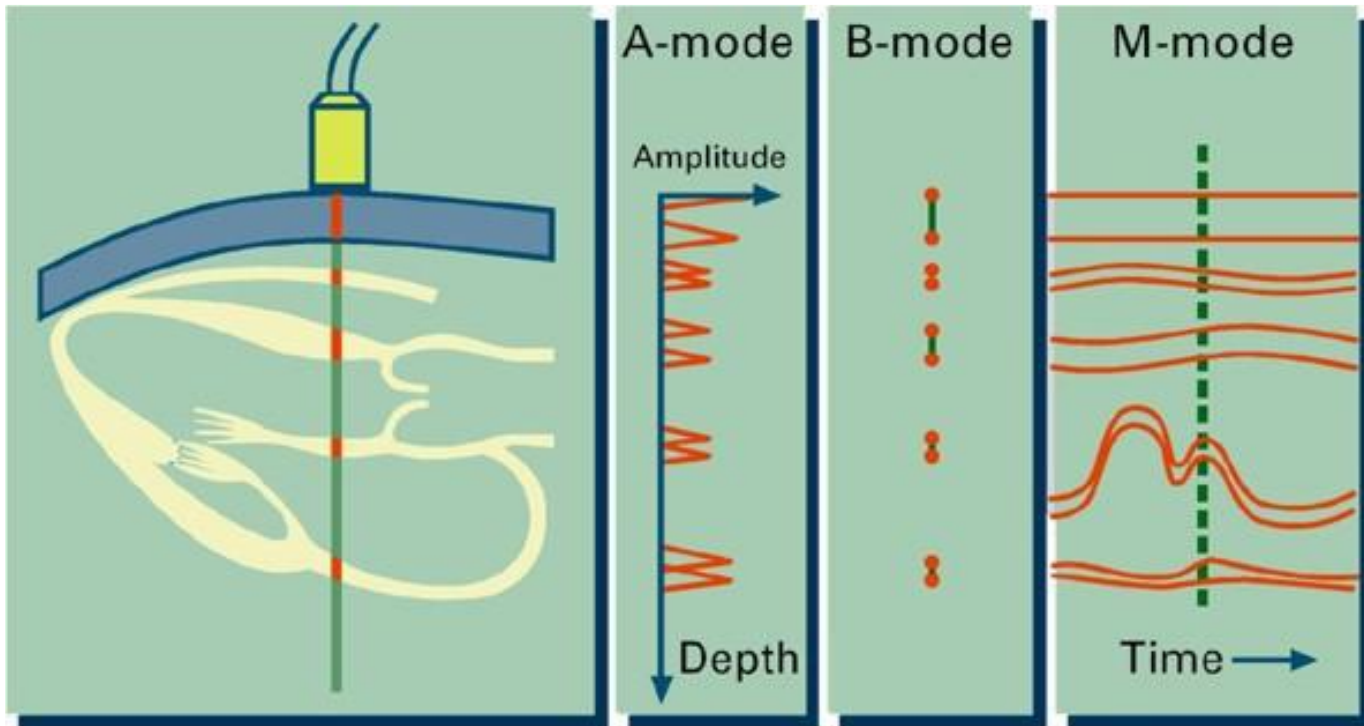
Gray scale imaging  
of anatomical details and  
tissue structures

superimposed by

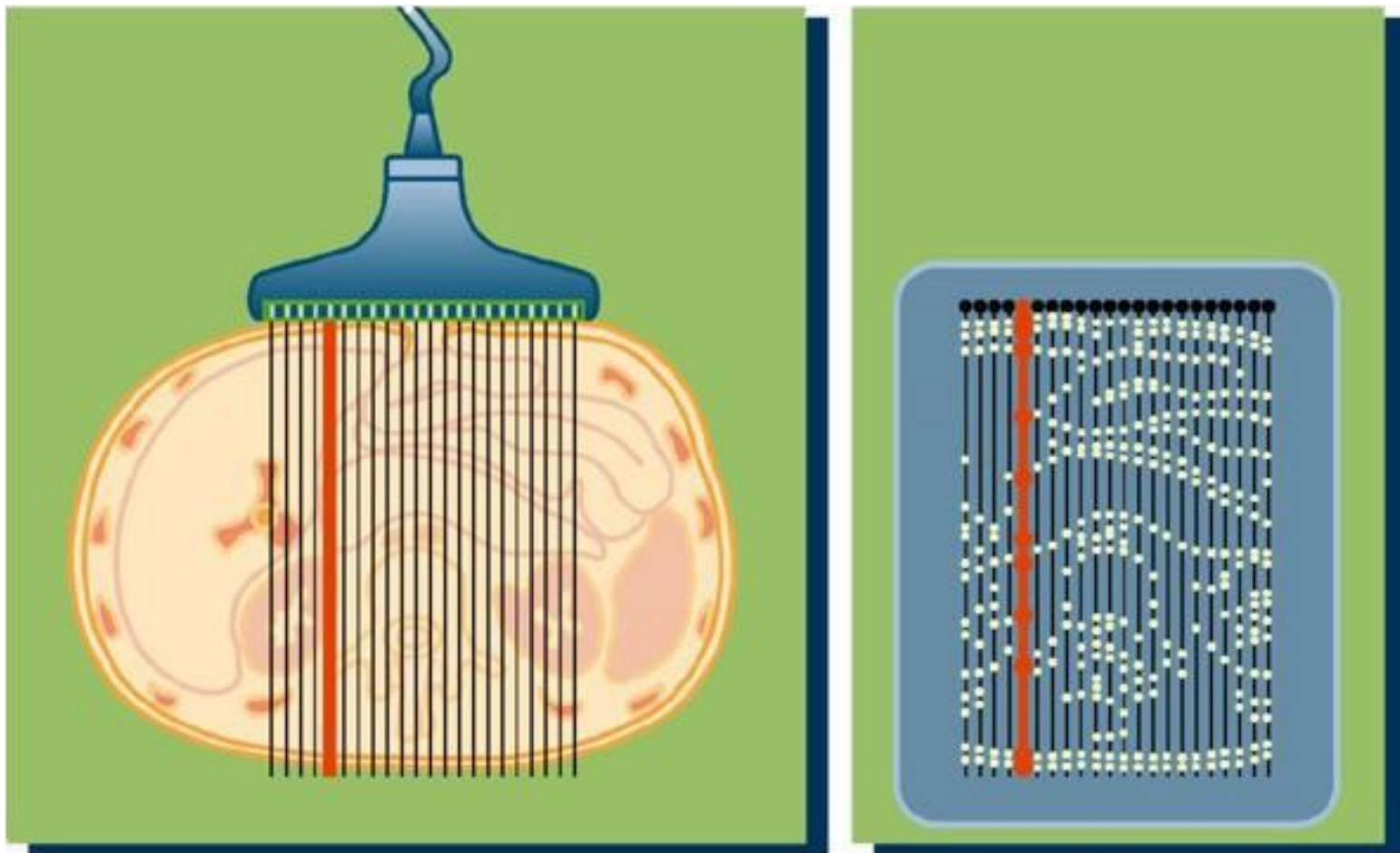
Color coded imaging  
of vascular flow

# Zobrazovací módy

- tři základní zobrazovací módy  
A – mód, B – mód, M – mód

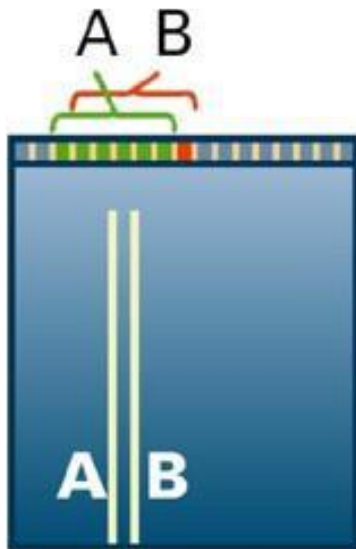


# Vznik obrazu v B – módu

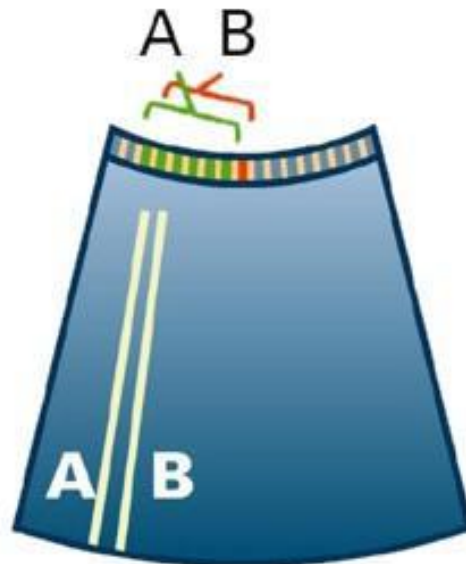


# Techniky skenování objektu

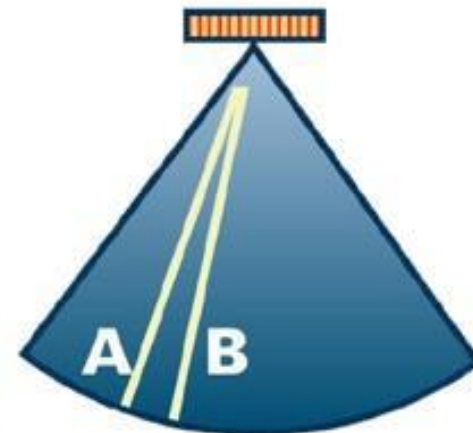
- lineární sonda
  - dobré rozlišení v blízkém poli
- sektorová sonda
  - široký obraz ve vzdáleném poli



Linear



Convex



Sector



# Dopplerův jev

- frekvence vlny vyslané pohybujícím se objektem

$$f_e = f_0 \left(1 \pm \frac{v}{c}\right)$$

- kde
  - $f_e$  je frekvence přijímané (pozorované) vlny
  - $f_0$  je frekvence vysílané (generované) vlny
  - $v$  je relativní rychlost pohybu zdroje ve směru k přijímači
  - $c$  je rychlost šíření vlny

# Dopplerovská diagnostika

- při odrazu od pohybujícího se objektu dochází ke změně frekvence odrážející se vlny

$$f_e = f_0 \left( 1 \pm 2 \frac{v \cos \varphi}{c} \right)$$

- kde
  - $f_e$  je frekvence odražené (přijímané) vlny
  - $f_0$  je frekvence dopadající (generované) vlny
  - $v$  je rychlost pohybu překážky
  - $\varphi$  je úhel sevřený směry pohybu překážky a vyslané vlny
  - $c$  je rychlost šíření vlny

# Dopplerova frekvence

- rozdíl mezi frekvencí vyslané a přijaté vlny nazýváme
  - *Dopplerova frekvence*

$$f_D = f_e - f_0 = \pm 2f_0 \frac{v \cos \varphi}{c}$$

- rychlost pohybujícího se objektu je potom

$$v = \pm f_D \frac{c}{f_0 \cos \varphi}$$

# Dopplerova frekvence

- rozdíl mezi frekvencí vyslané a přijaté vlny nazýváme
  - *Dopplerova frekvence*

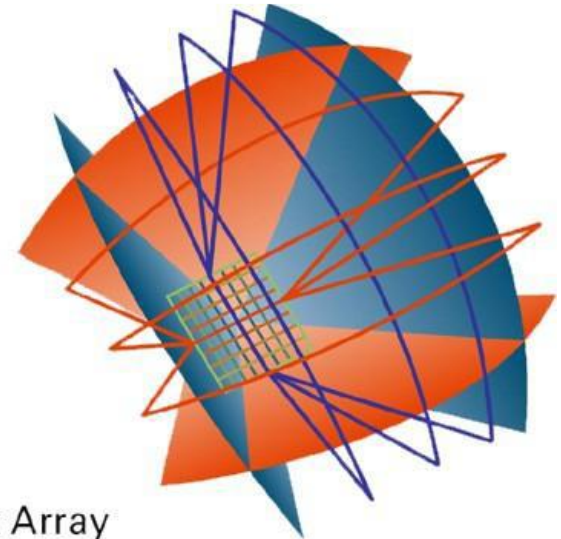
$$f_D = f_e - f_0 = \pm 2f_0 \frac{v \cos \varphi}{c}$$

- rychlost pohybujícího se objektu je potom

$$v = \pm f_D \frac{c}{f_0 \cos \varphi}$$

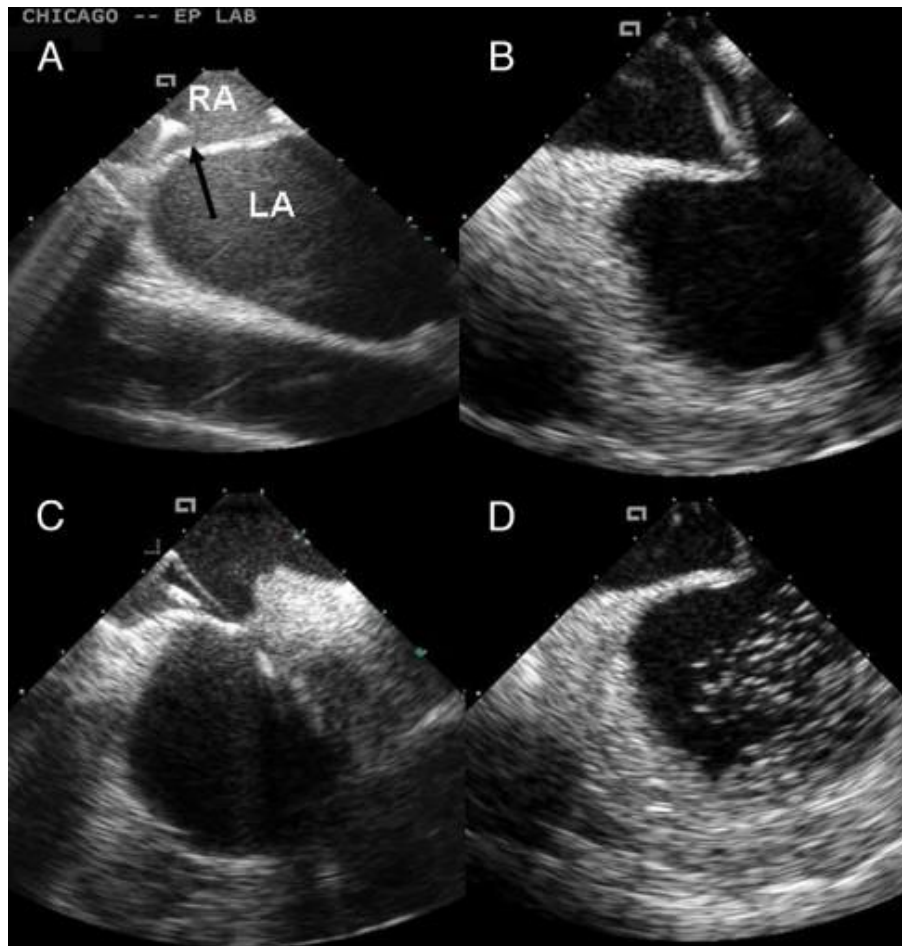
# Princip snímání 3–D obrazu

- Kontinuální 3D
- <https://www.youtube.com/w>
- X
- 3D rekonstrukce

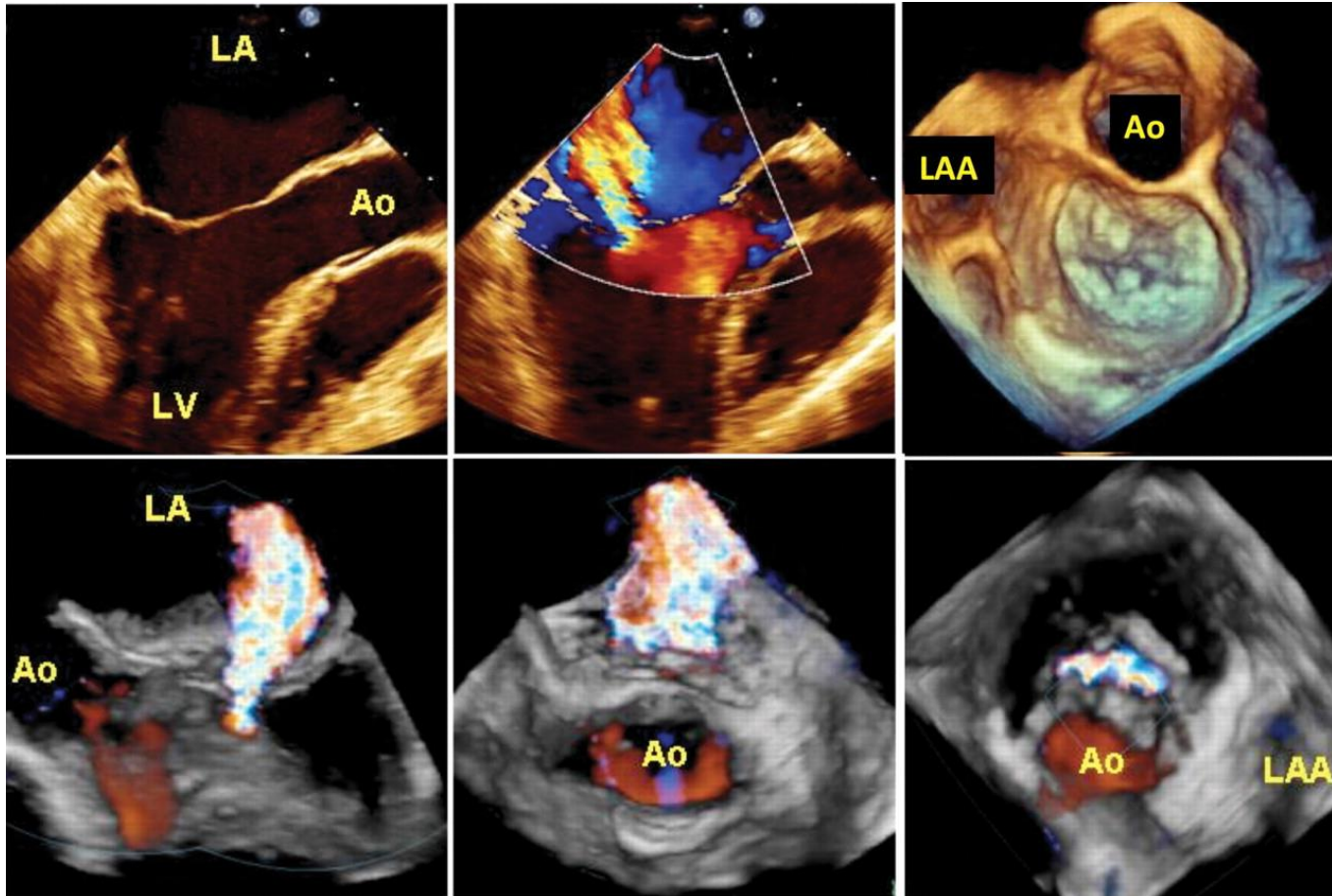


# Intrakardiální UZ (ICE)

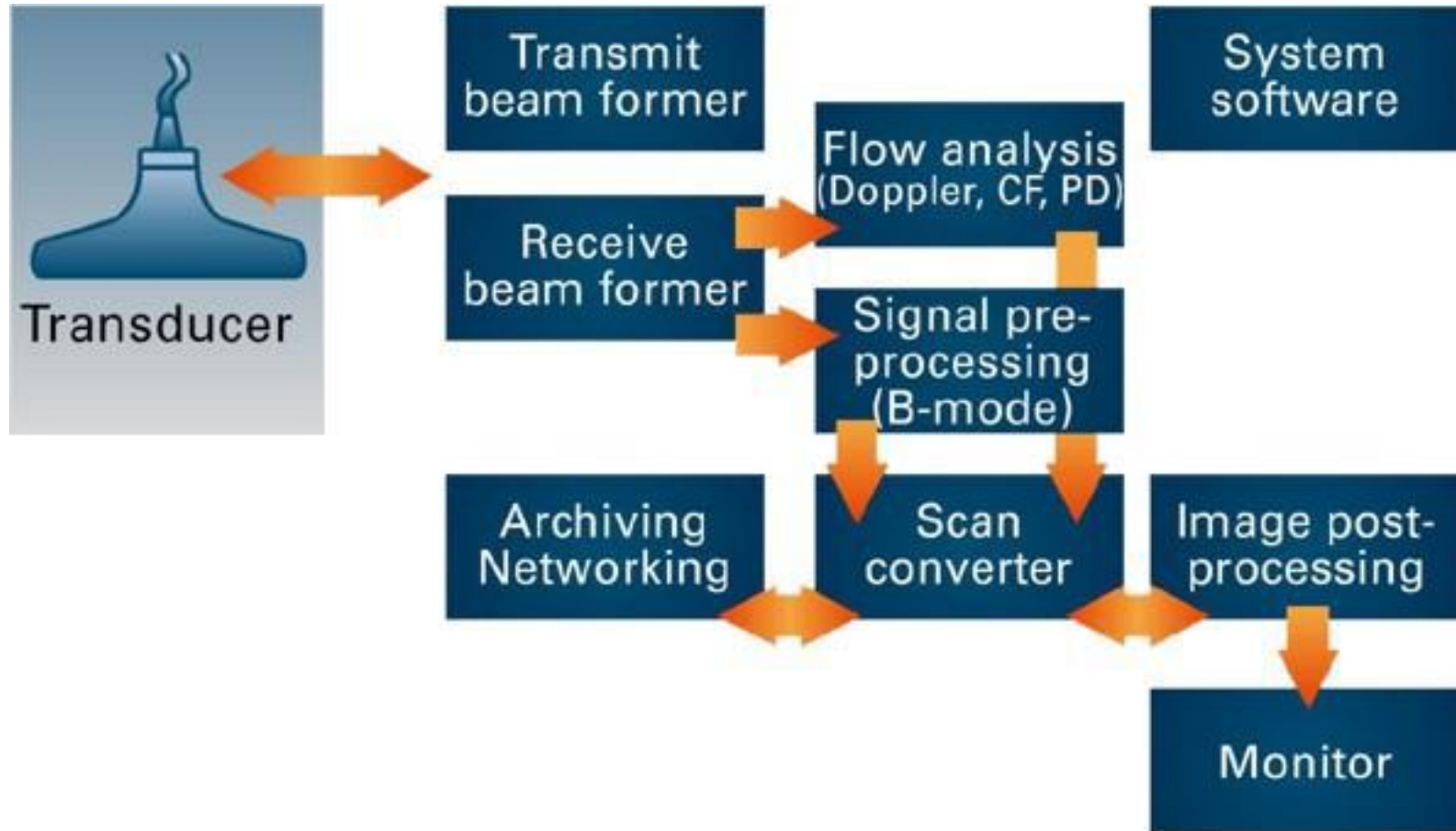
- 2D intrakardiální ultrazvuk
- 3D kontinuální intrakardiální ultrazvuk



# 4. Ultrazvukový diagnostický přístroj



# Blokové schéma





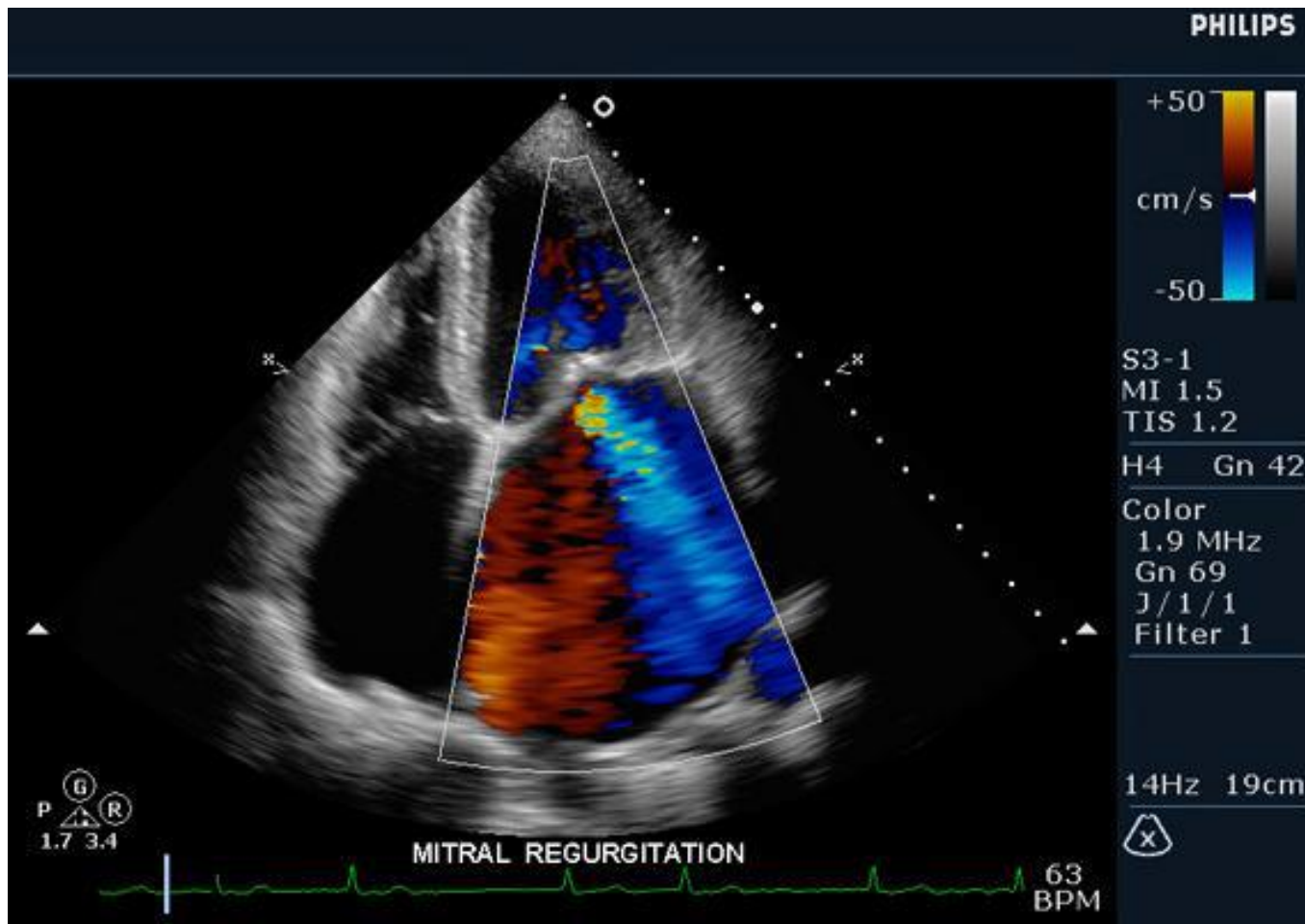
# Funkční bloky

- vysílač
  - syntéza a vyslání ultrazvukového pulsu
- přijímač
  - příjem odraženého signálu, dekodování amplitudy a fáze signálu
- předzpracování signálu
  - DGC (Depth Gain Compensation) – korekce útlumu signálu způsobeného průchodem tkání, filtrace, demodulace, úprava dynamického rozsahu
  - dopplerovská analýza signálu

# Funkční bloky

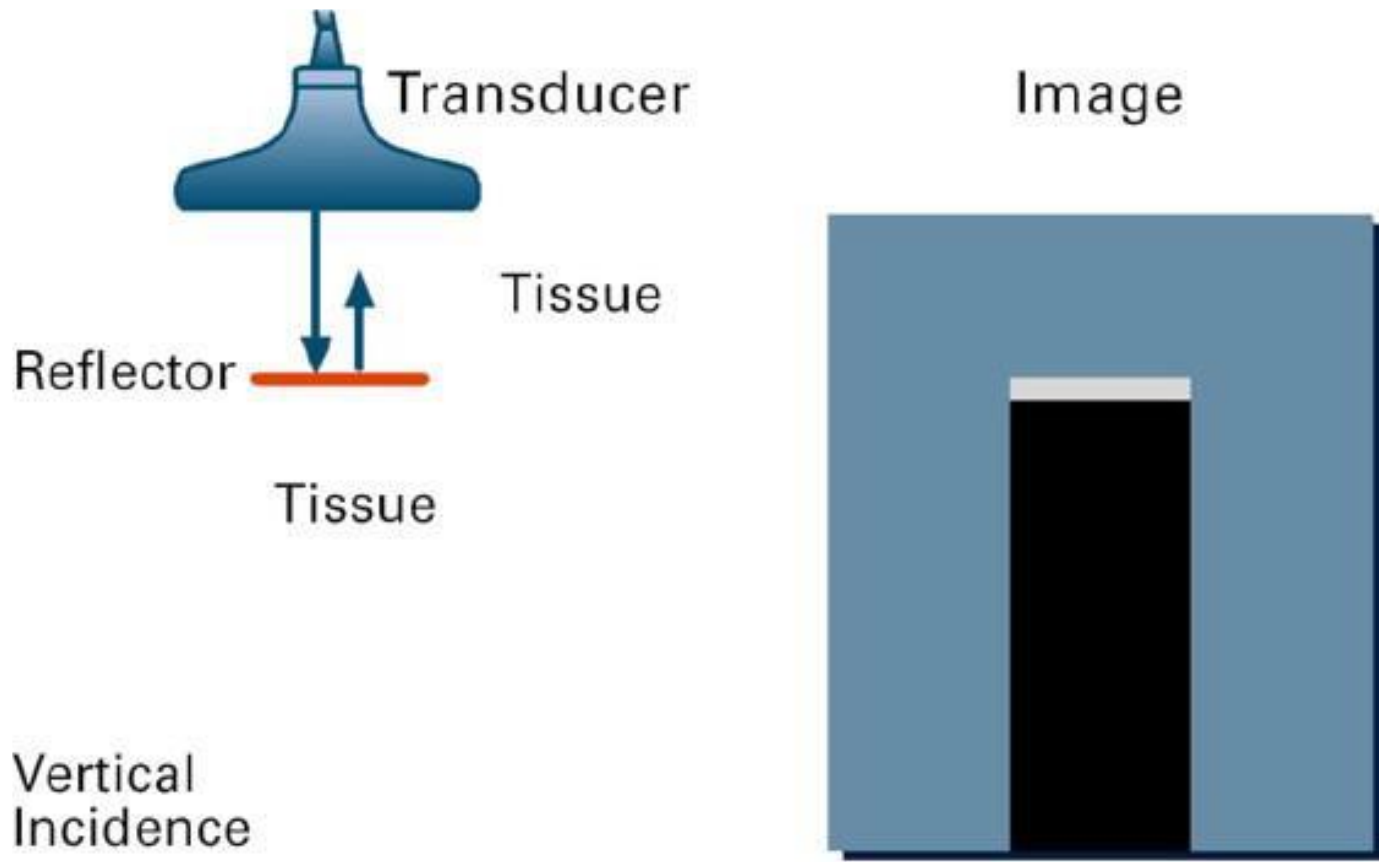
- konverze snímků
  - úprava snímků do standardního datového formátu
- post-processing obrazu
  - optimalizace obrazu pro zobrazení, doplnění textových informací do obrazu

# 5. Obrazové artefakty



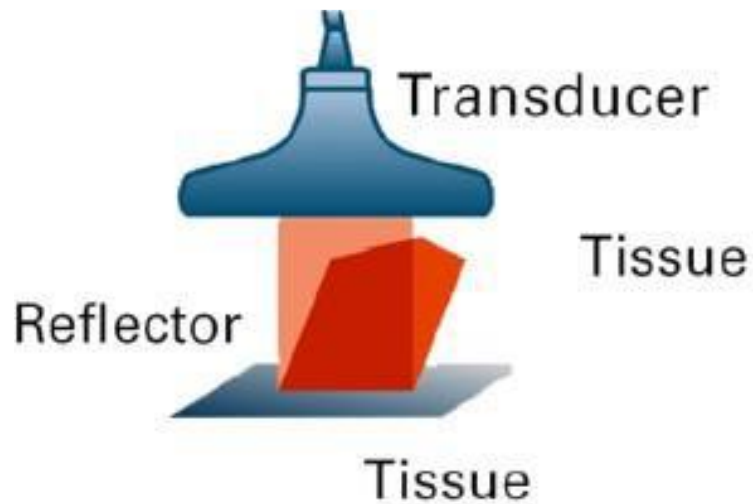
# Odraz signálu

- odraz na silně odrazných elementech obrazového pole, např. kostech, kamenech, vzduchu apod.

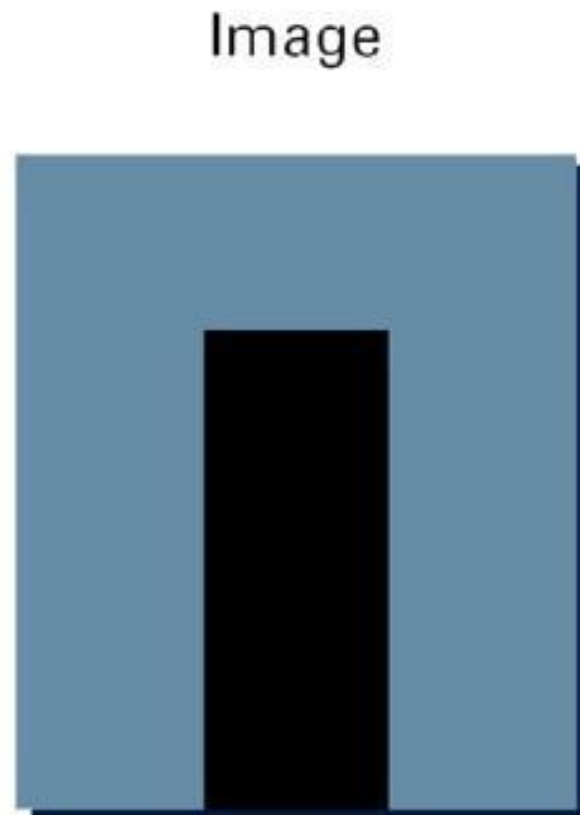


# Odraz signálu

- odraz na skloněné ploše

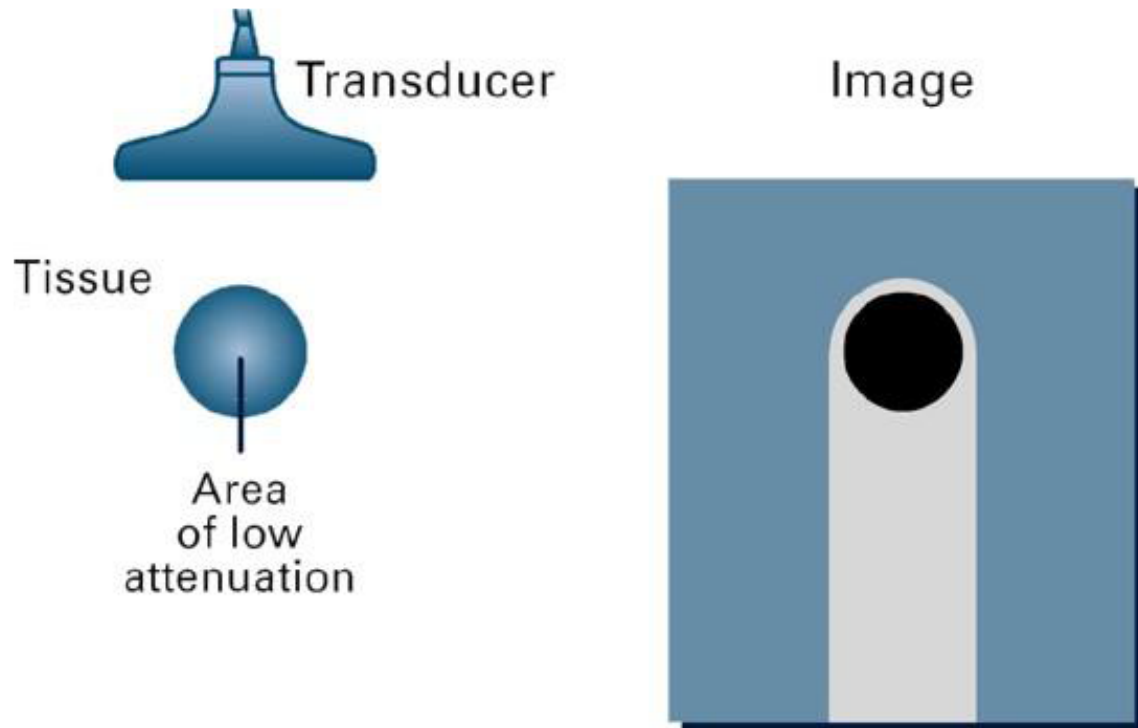


Oblique  
Incidence



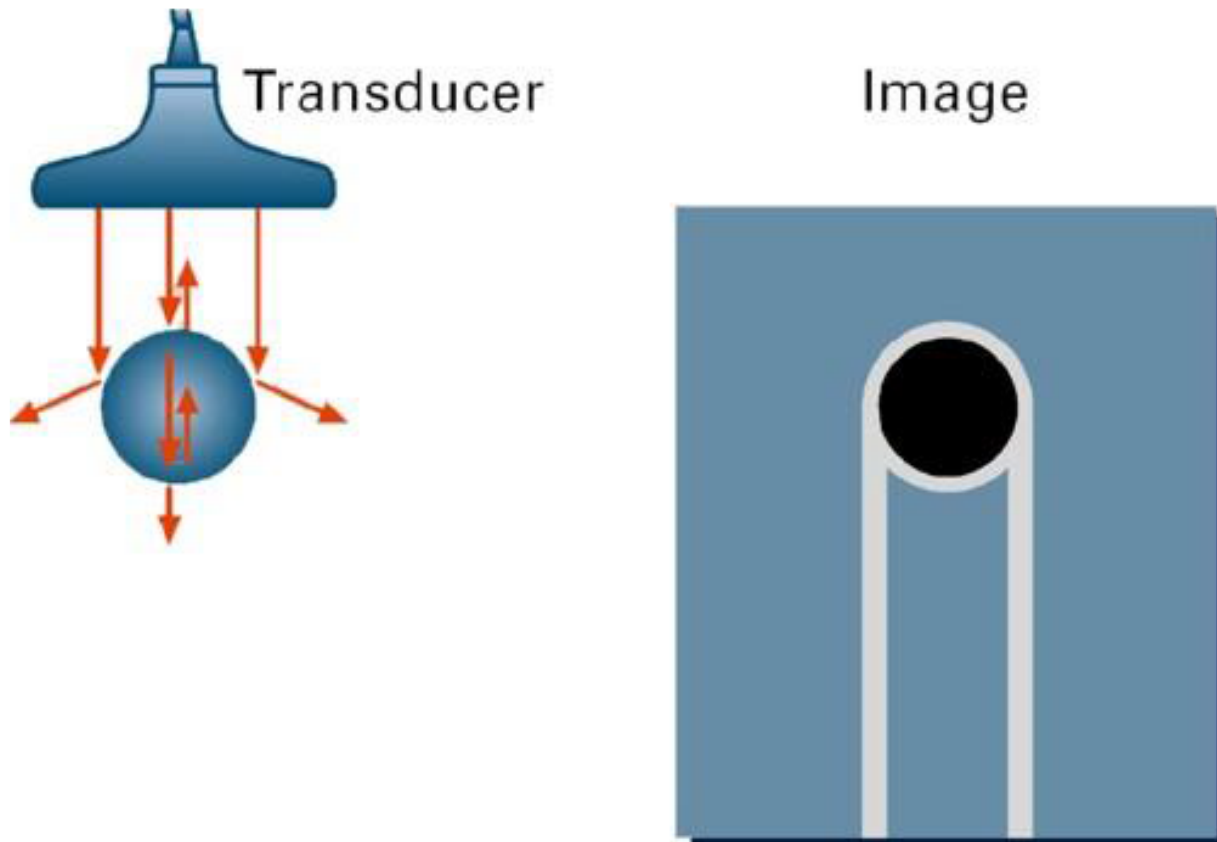
# Zesílení odrazu

- falešné zesílení signálu při průchodu přes oblast
- s menším útlumem



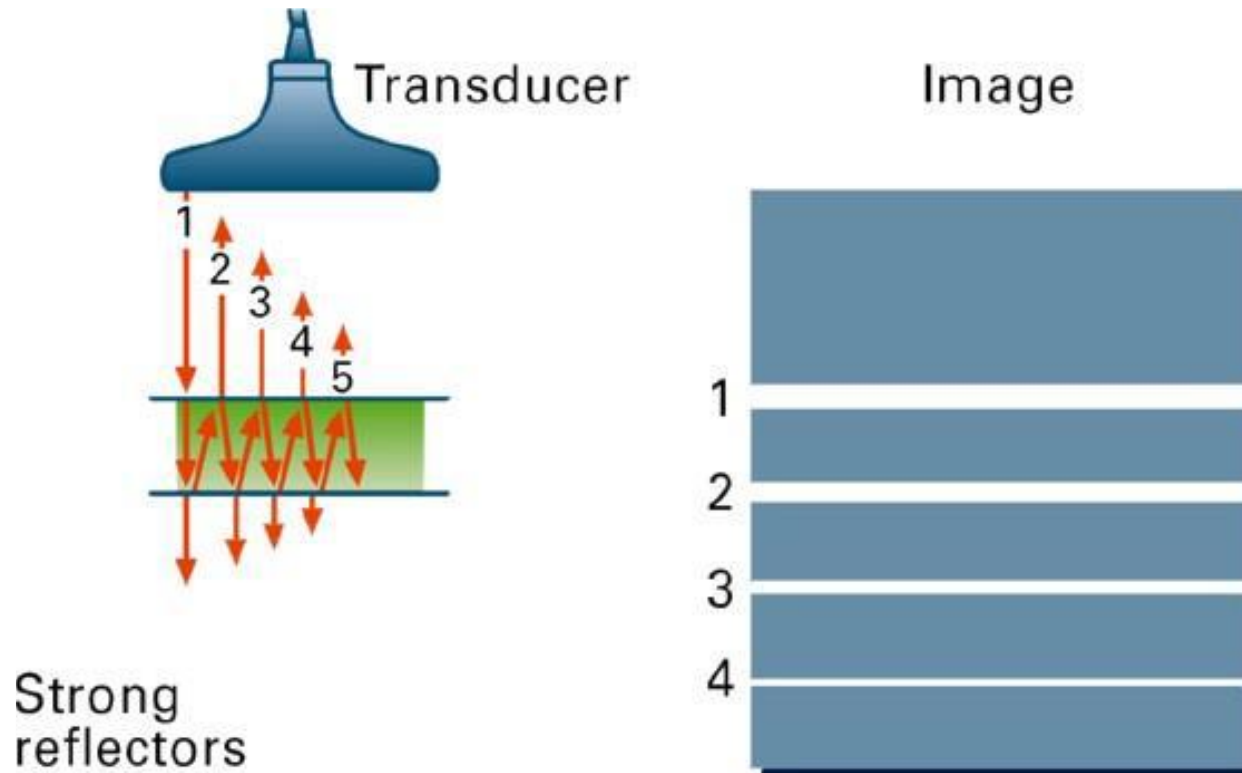
# Okrajové (tečné) zkreslení

- totální odraz tečných paprsků



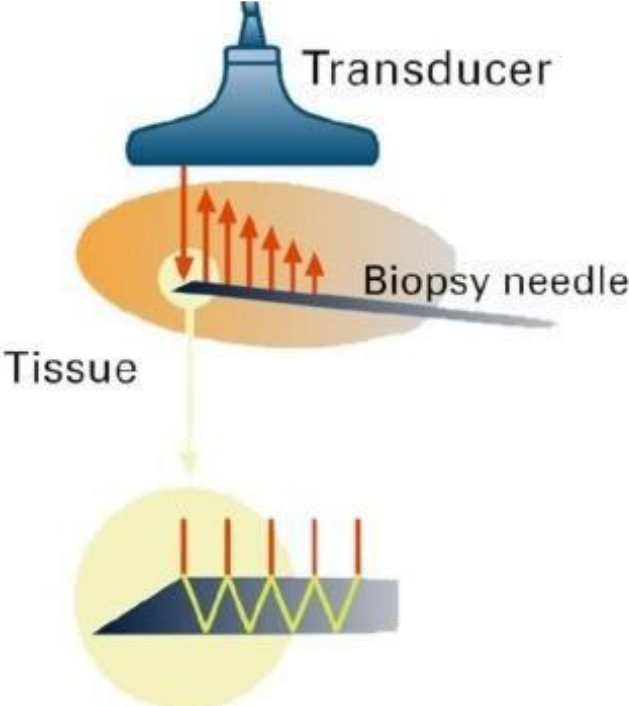
# Ozvěna

- opakovaný odraz signálu na dvojitém rozhraní
- akustických prostředí

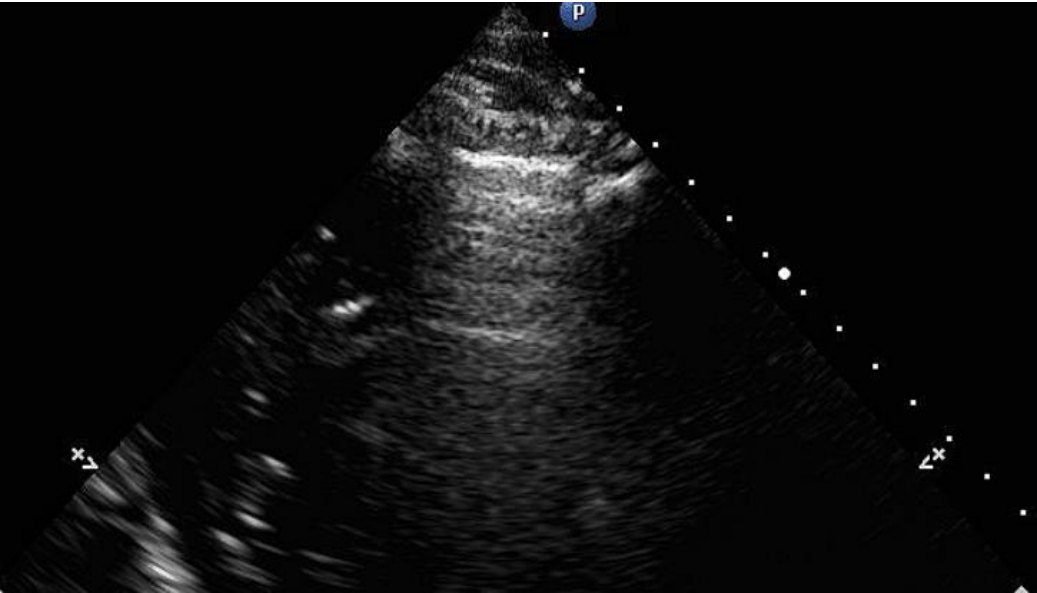
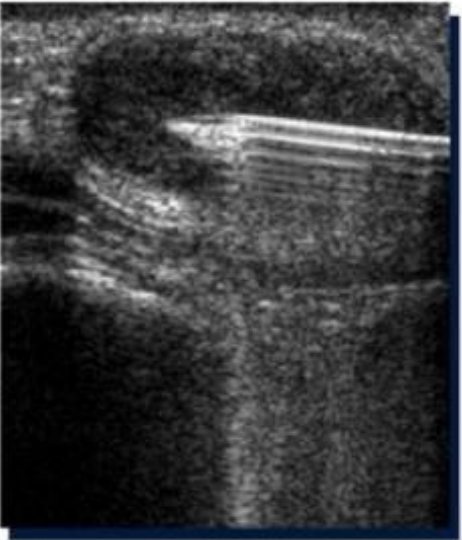




# Ozvěna

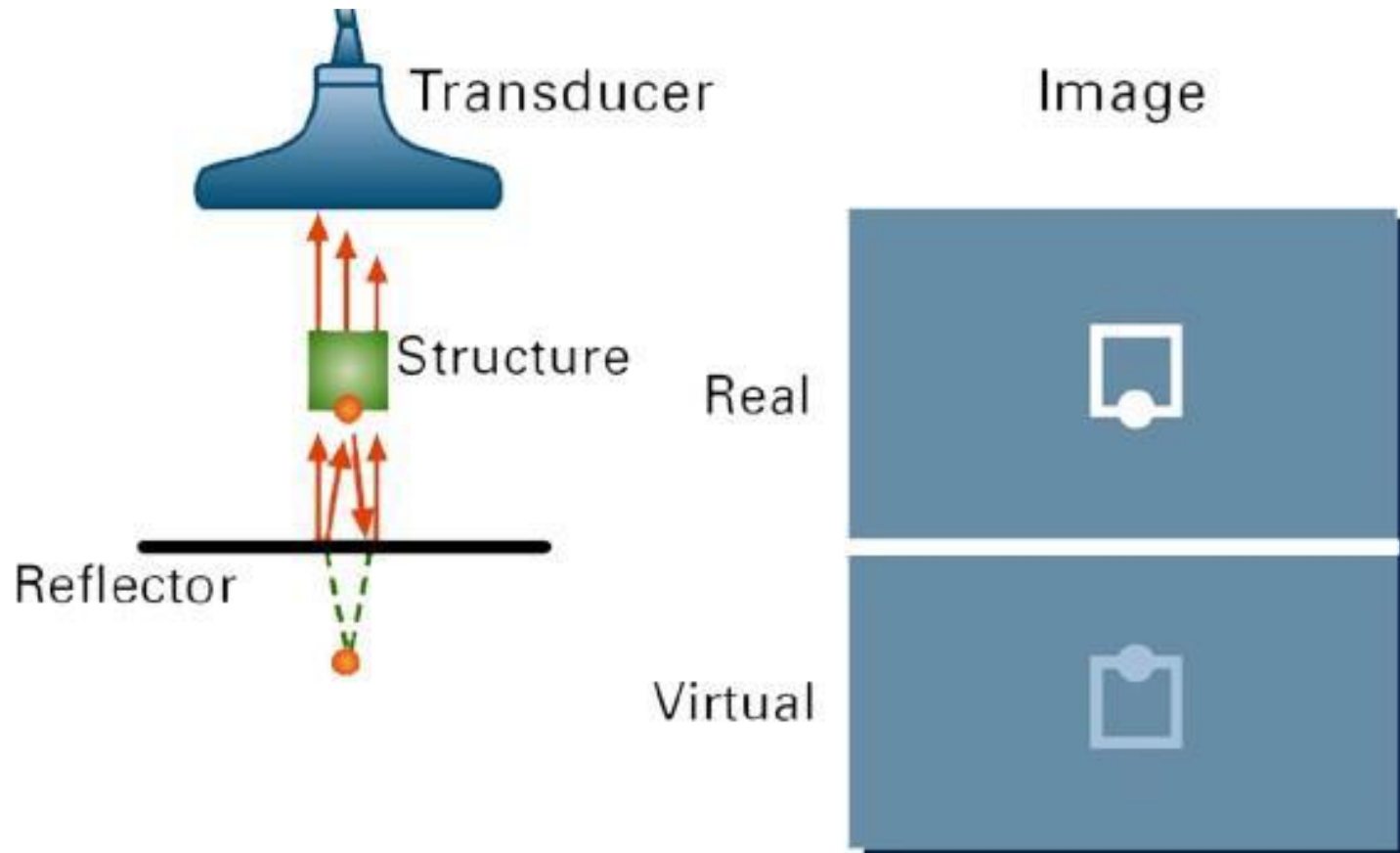


Image



# Zrcadlení

- vznik falešného obrazu sejmutím odražené vlny



# Zrcadlení v dopplerovských režimech

- k zrcadlení dochází nejenom v B – módu



Transducer

Image

Strong reflector



# Vibrace tkání

- turbulentní proudění krve za zúžením tepen a cév může vést k vibracím okolních tkání



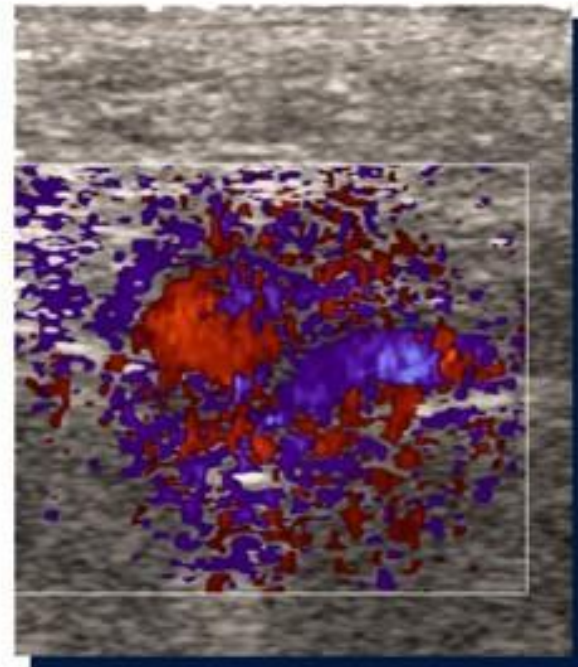
Transducer

Image

Tissue

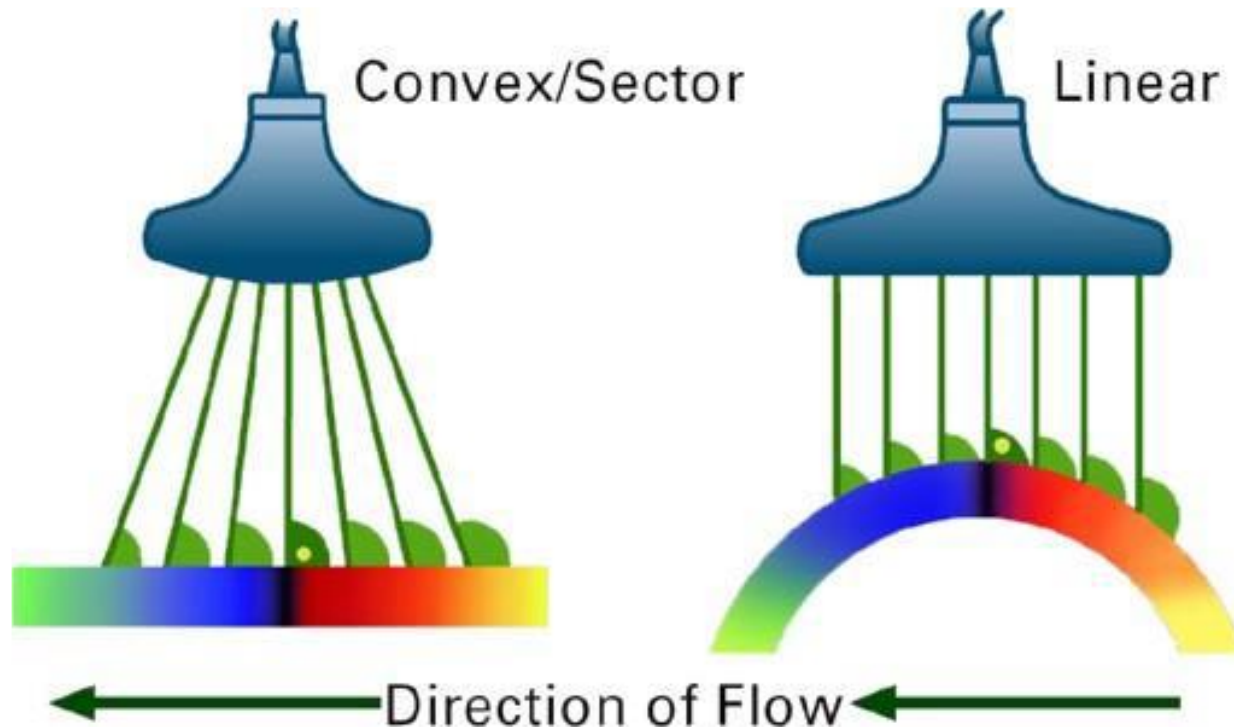


A-V-Fistula



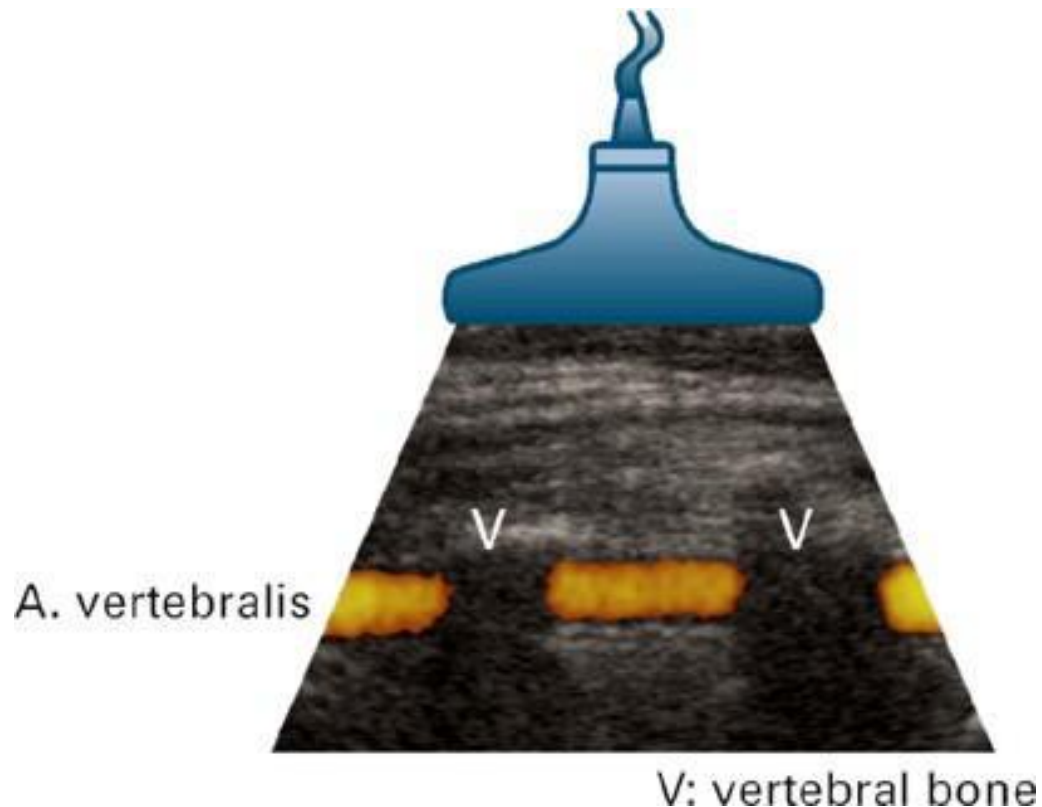
# Artefakty způsobené změnou snímacího úhlu

- „reverse-flow“ artefakt (pouze v Color Doppler módu)
- „flow acceleration“ artefakt



# Stíny v dopplerovských módech

- vznik stínů může v dopplerovských módech vést ke vzniku několika zdánlivě nesouvisejících obrazů



# 50 Hz brum

- Z okolí interpolovaný šum na 50 Hz může velmi snížit kvalitu obrazu. Při CW se jeví rušení jako neuspořádaný tok krve.

