



TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI
Ústav zdravotnických studií



Diagnostické ultrazvukové přístroje

Lékařské přístroje a zařízení, UZS TUL

Jakub David | 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)

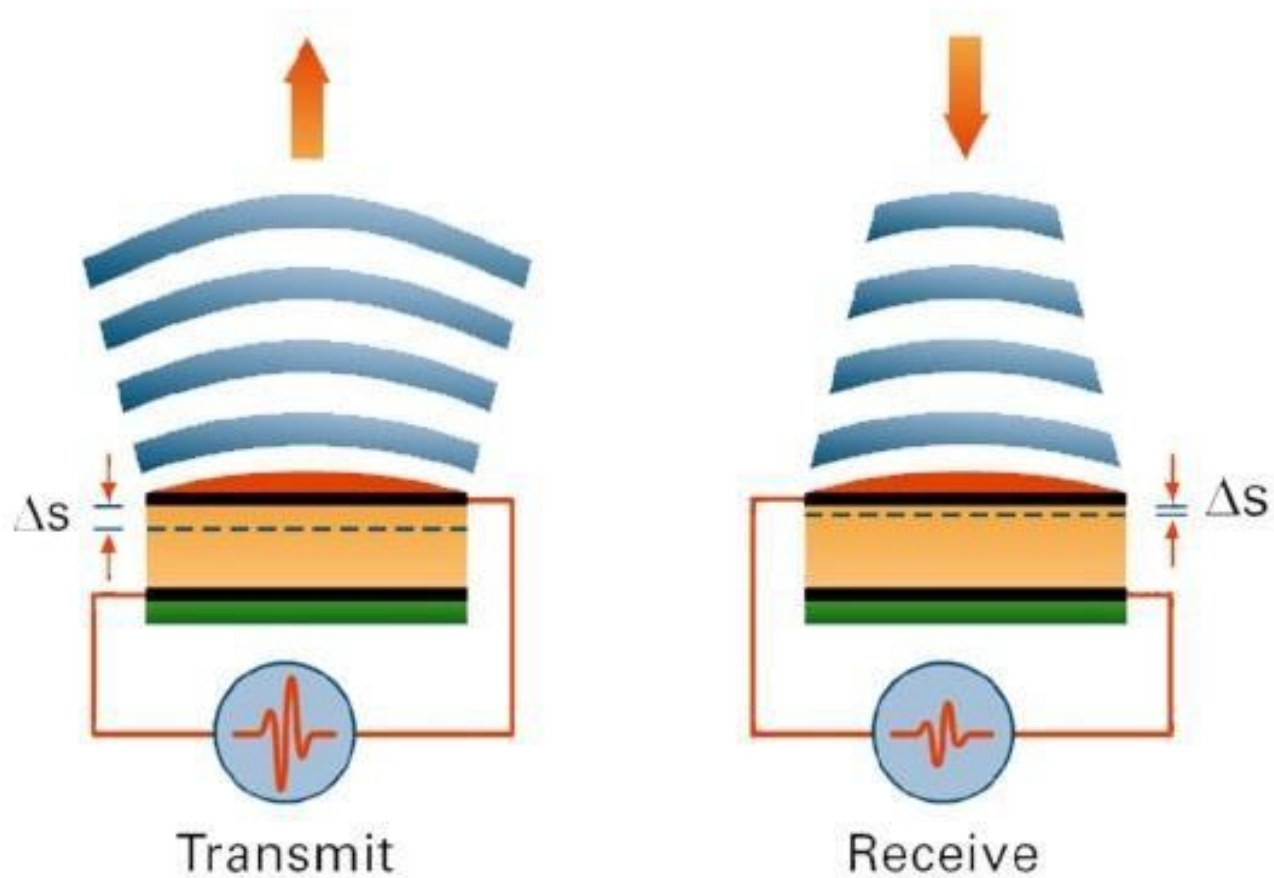
Výhody a nevýhody sonografie

- 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 $\text{asi } 330 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$
 - ve vodě (37 °C) $1520 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$
 - v měkkých tkáních
 $1450 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (tuk) až $1560 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (játra, ledviny)
 - v kostech $3800 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$

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 MHz

Akustická impedance

$$Z = c \cdot \rho$$

- kde

c je rychlost šíření vlny v daném prostředí

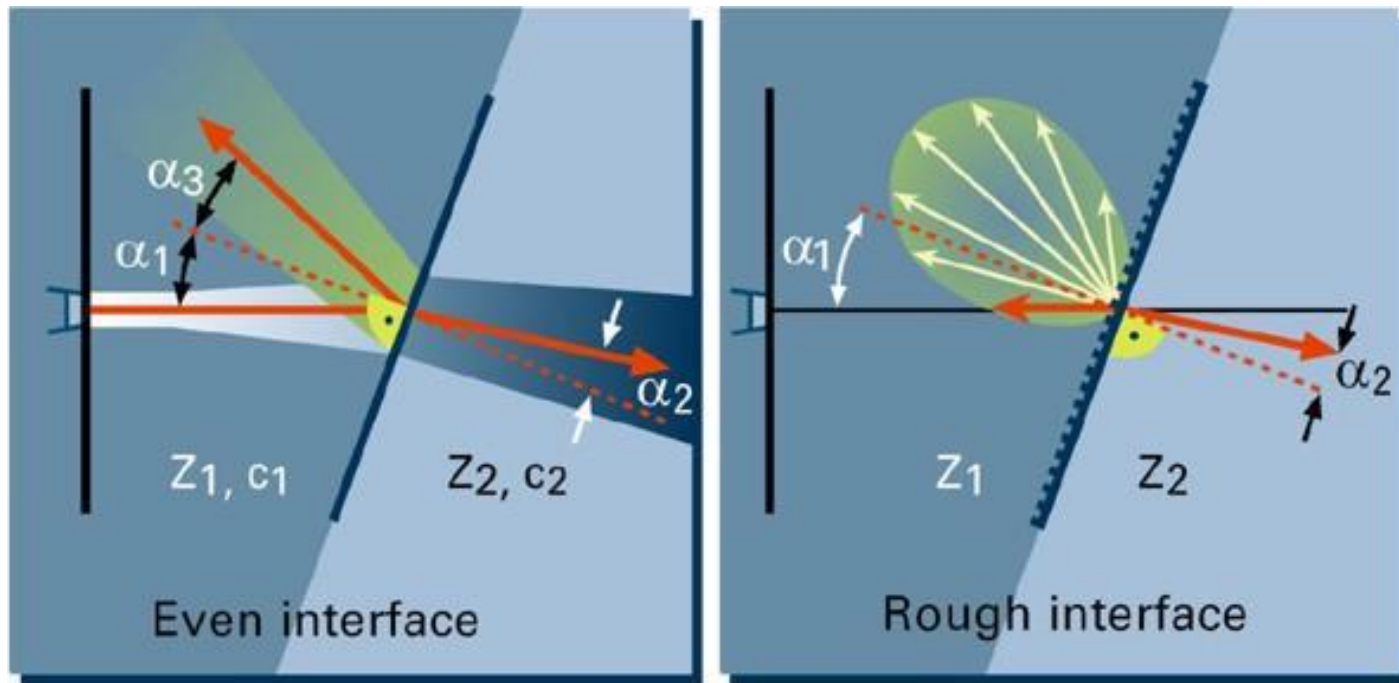
ρ je hustota prostředí

Akustická impedance

Prostředí	Akustická impedance [$10^6 \text{ kg} \times \text{m}^{-2} \times \text{s}^{-1}$]
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 λ
- rozptyl na strukturách menších než λ



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:

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

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

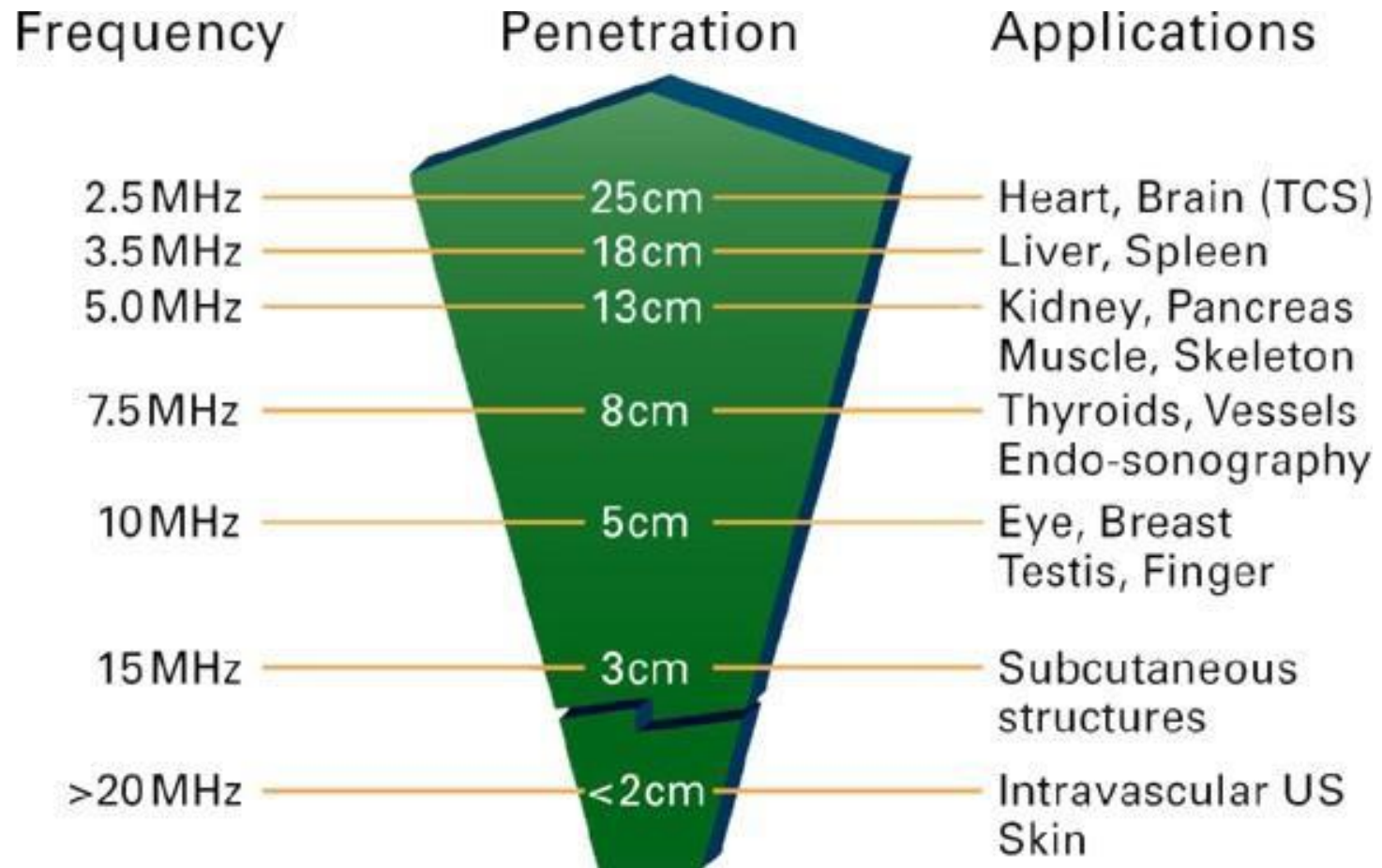
α je absorpční konstanta

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

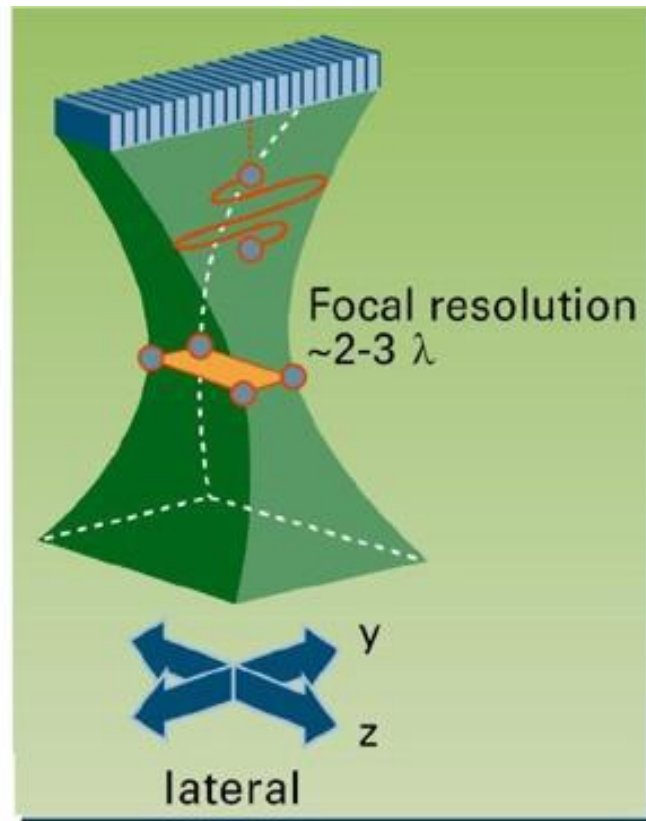
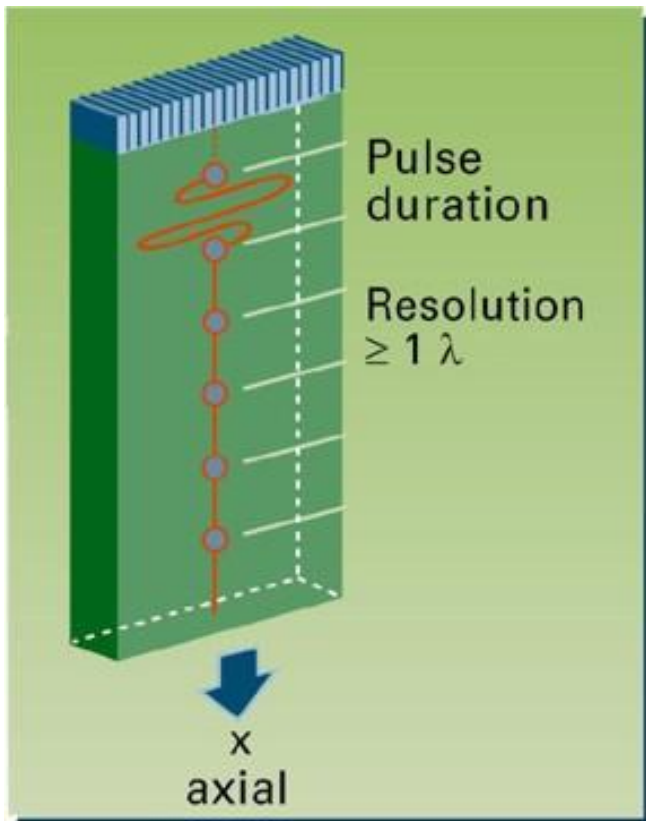
Axiální rozlišovací schopnost

- 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

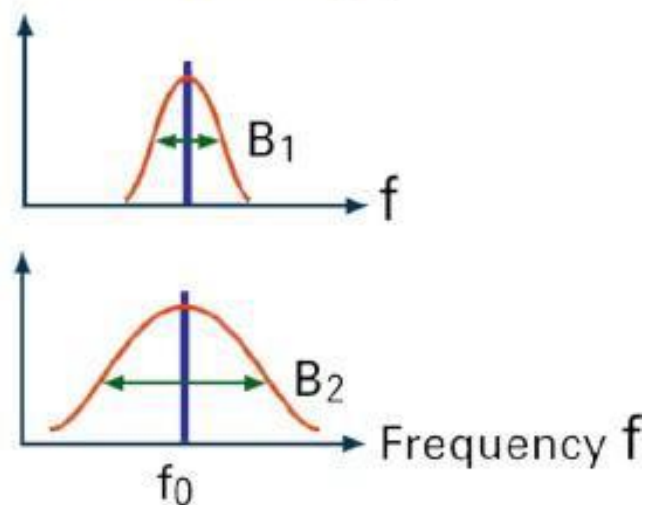
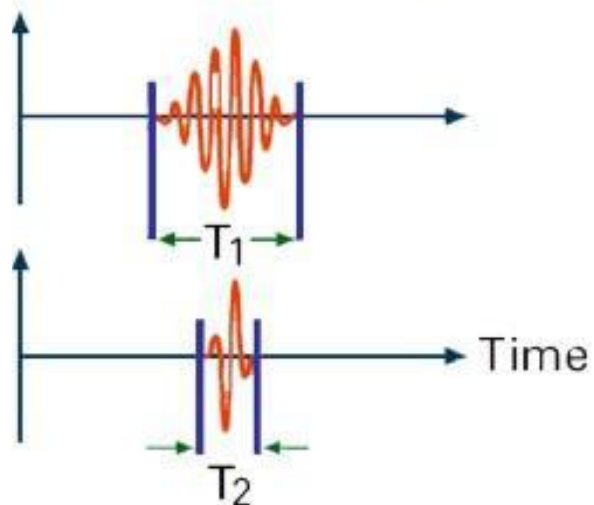
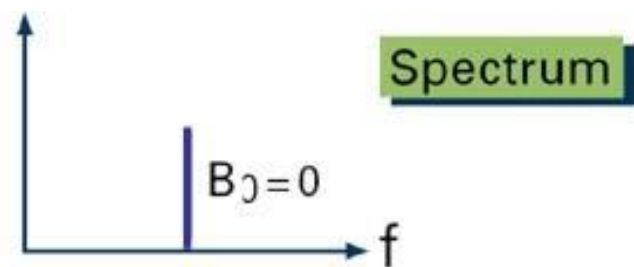
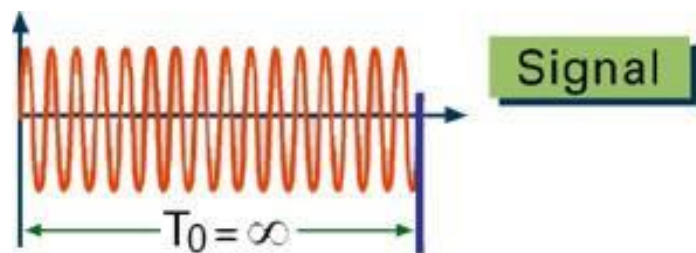
Laterální rozlišovací schopnost

- 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



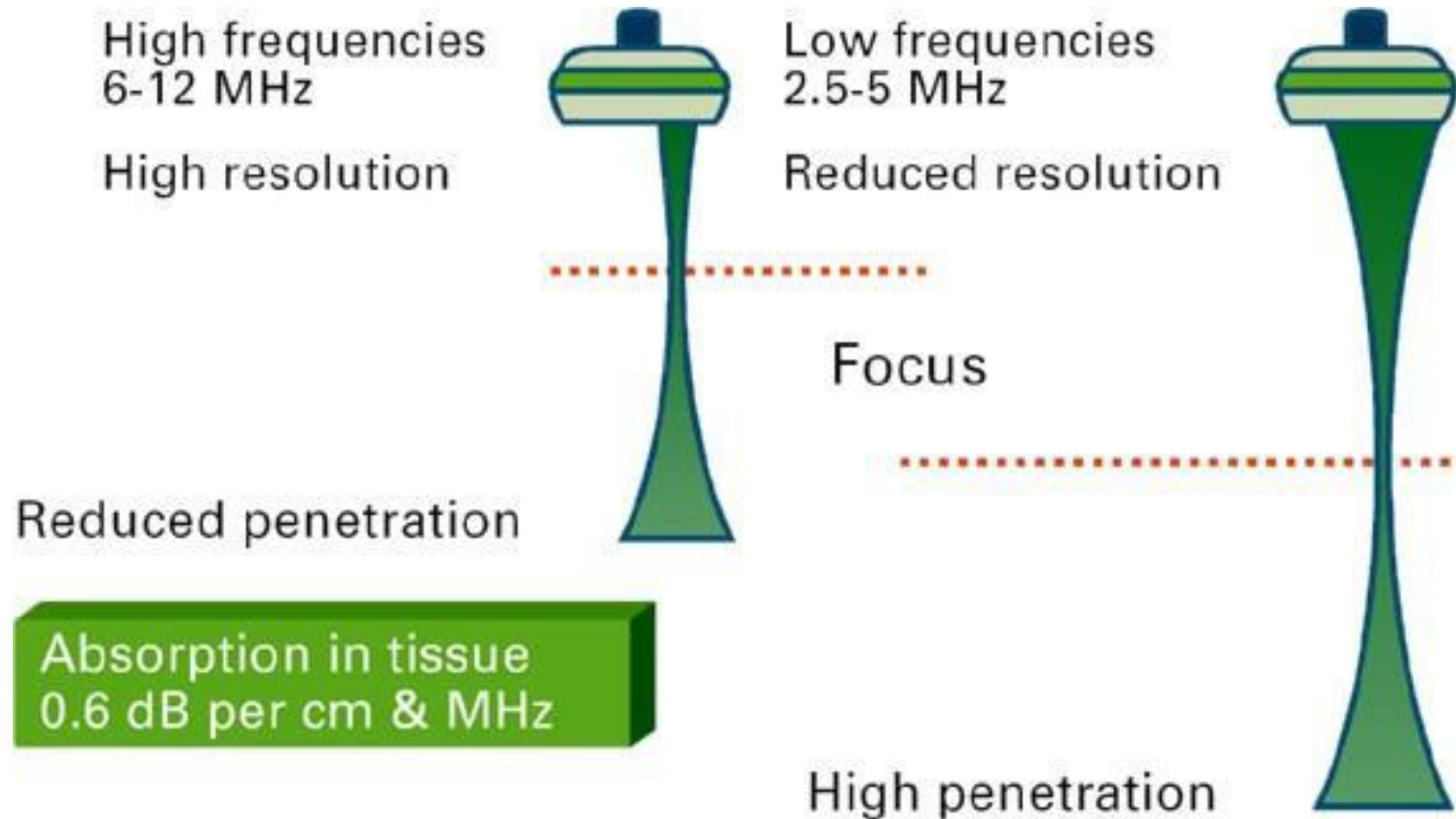
Délka pulsu a jeho spektrum



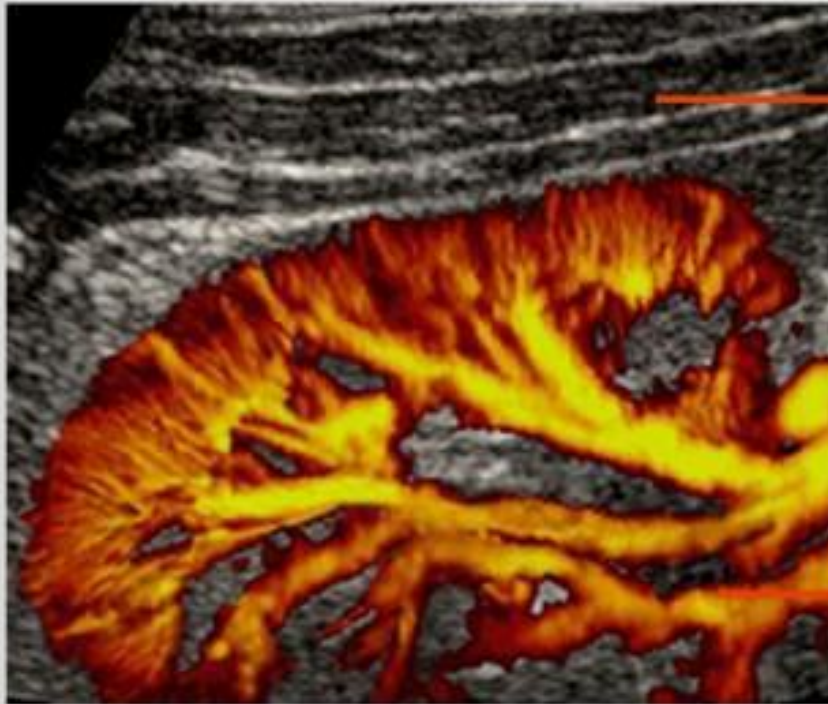
Pulse duration T

Bandwidth B

Vztah rozlišení a hloubky průniku



3. Zobrazovací principy



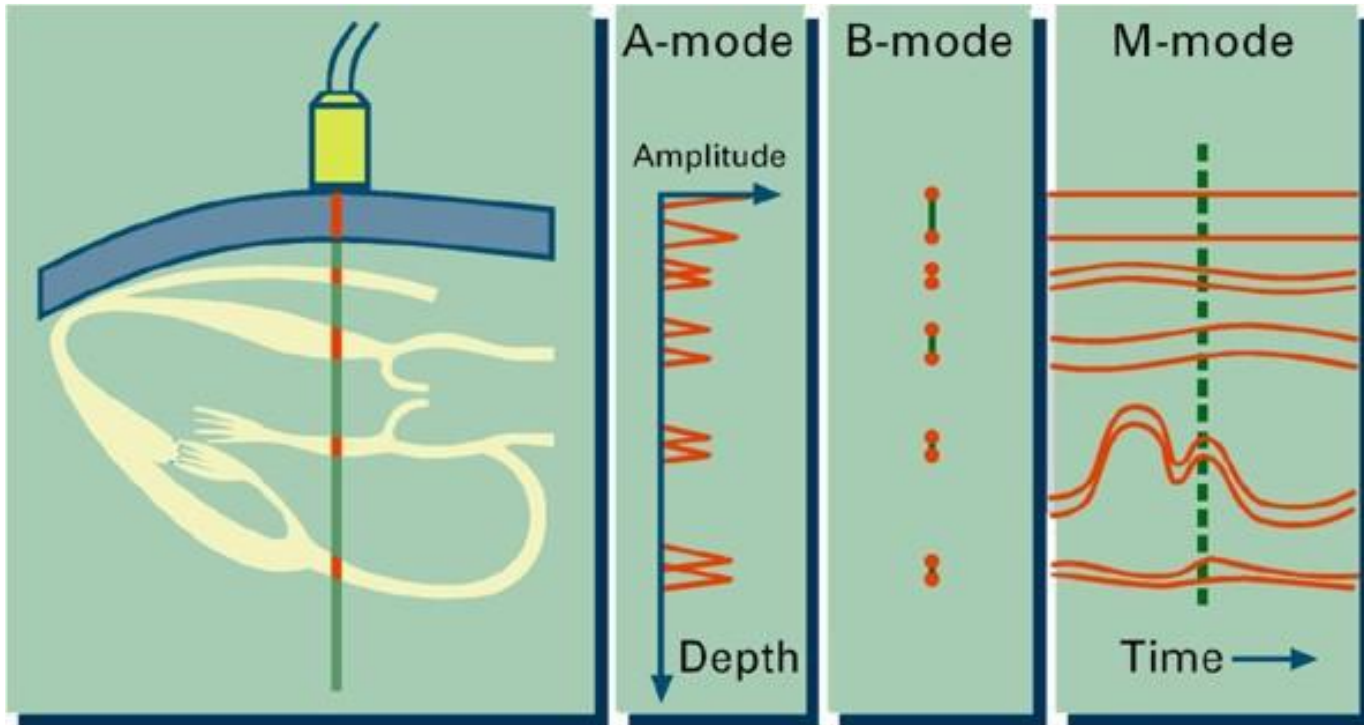
Gray scale imaging
of anatomical details and
tissue structures

superimposed by

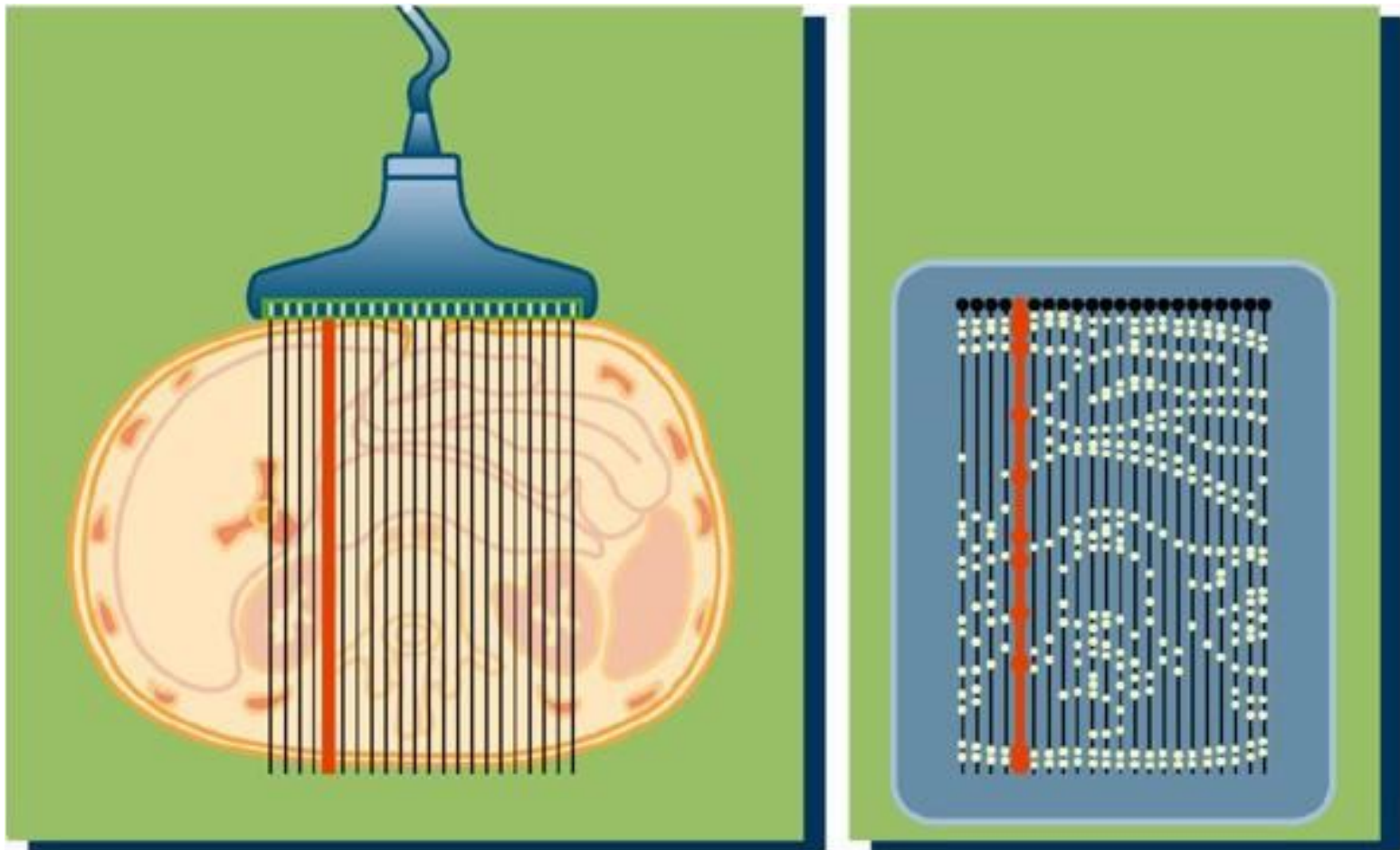
Color coded imaging
of vascular flow

Zobrazovací módy

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

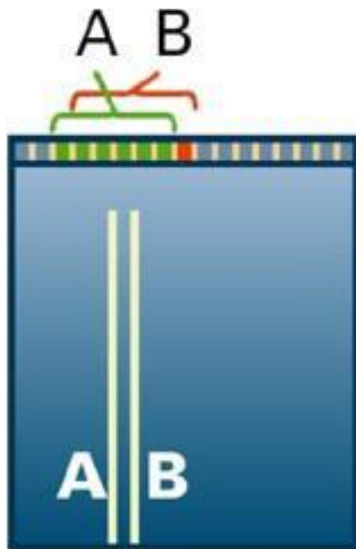


Vznik obrazu v B – módu

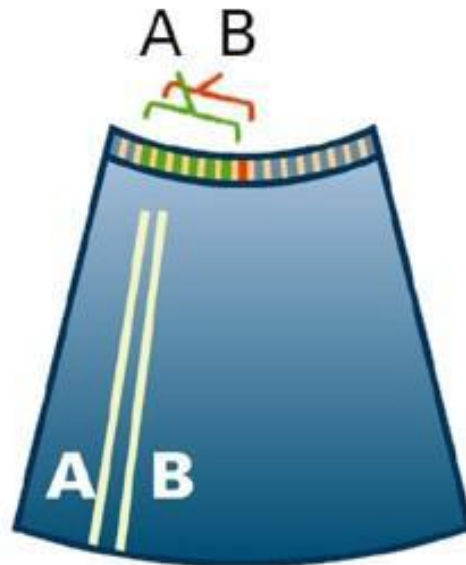


Techniky skenování objektu

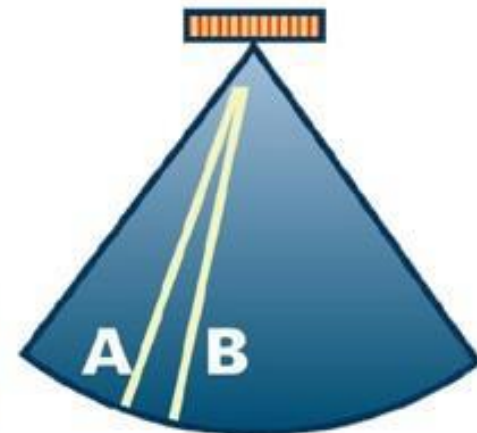
- lineární sonda
 - dobré rozlišení v blízkém poli
- sektorová sonda
 - široký obraz ve vzdáleném poli



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
 - φ 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*

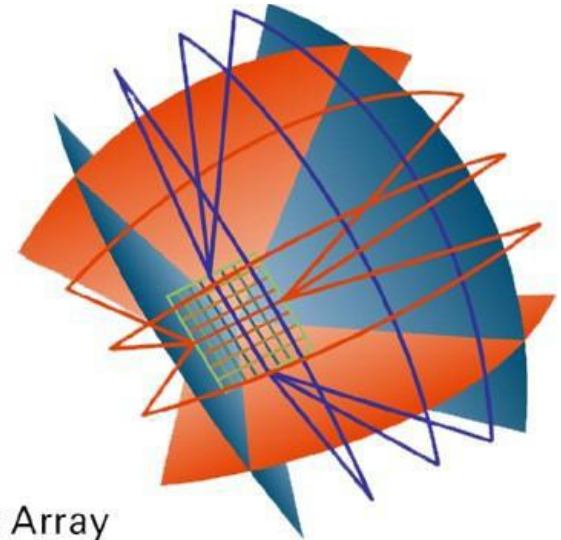
$$f_D = f_e - f_0 = \pm 2f_0 \frac{v \cos \varphi}{c}$$

- 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/watch?v=3D-Matrix-Array>
- X
- 3D rekonstrukce

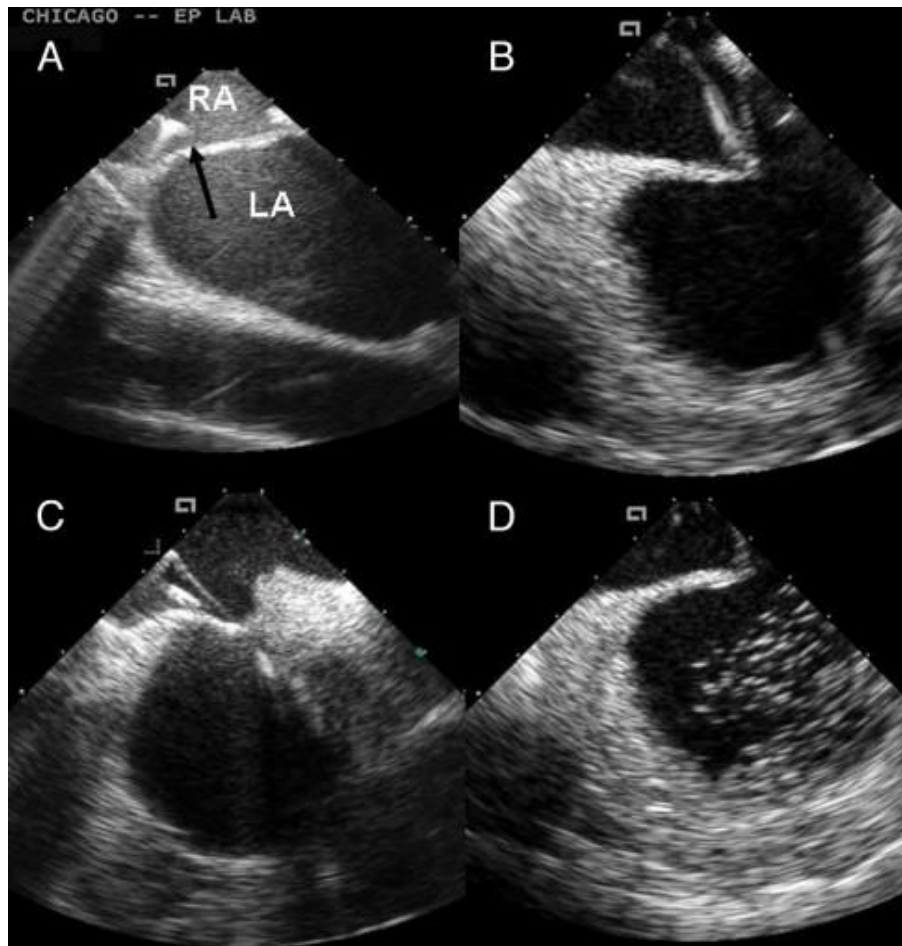


2D Matrix Array

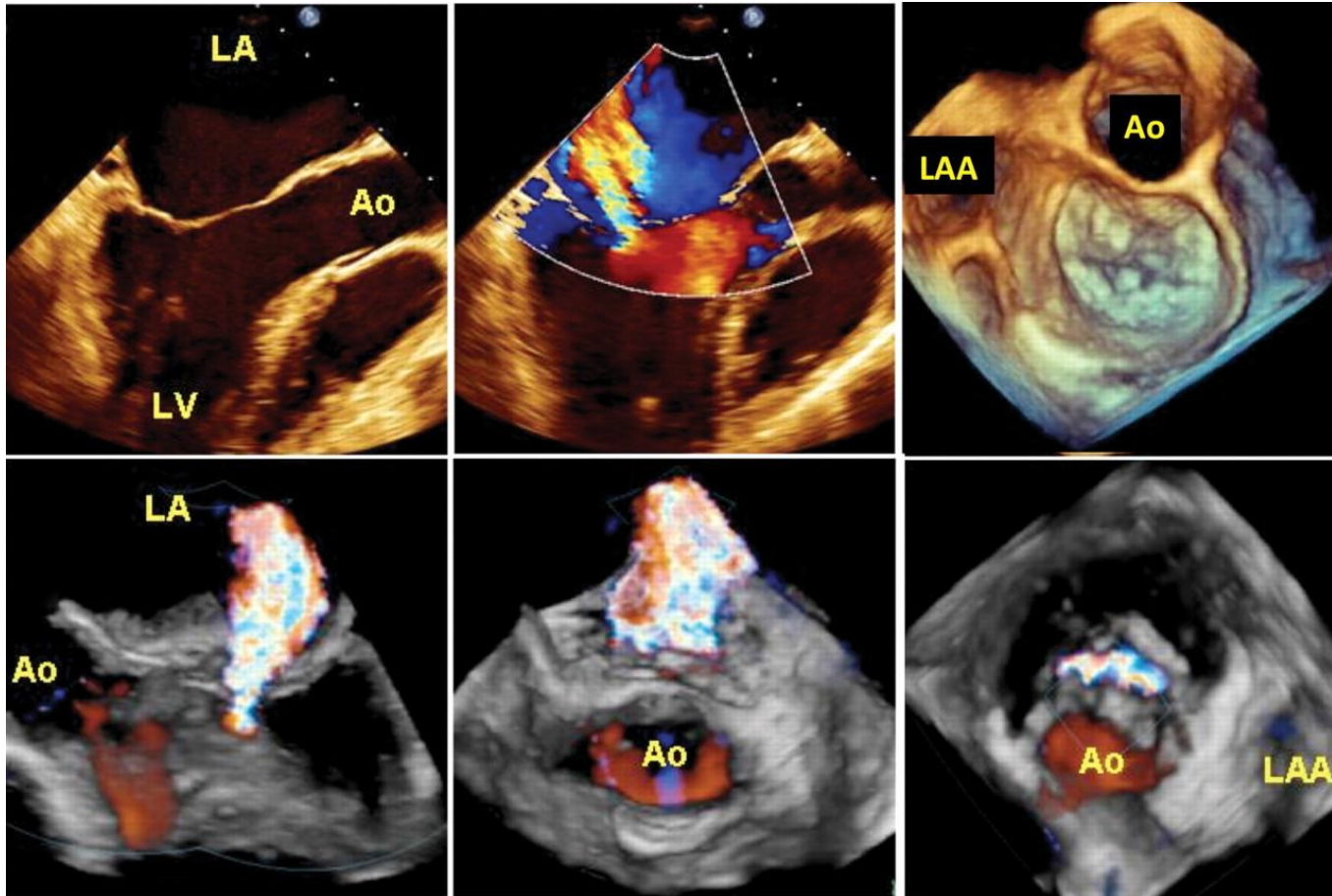


Intrakardiální UZ (ICE)

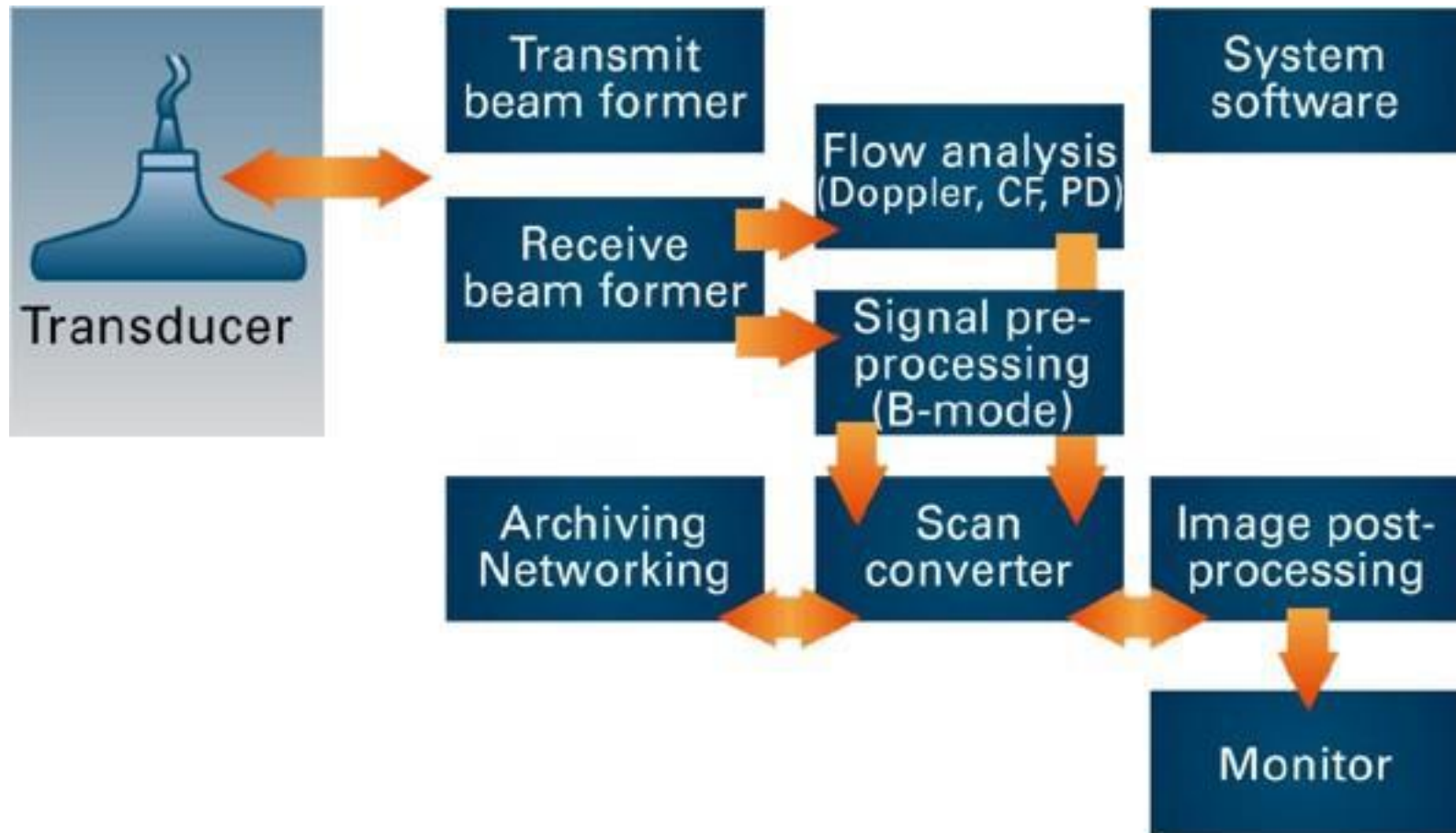
- 2D intrakardiální ultrazvuk
- 3D kontinuální intrakardiální ultrazvuk



4. Ultrazvukový diagnostický přístroj



Blokové schéma



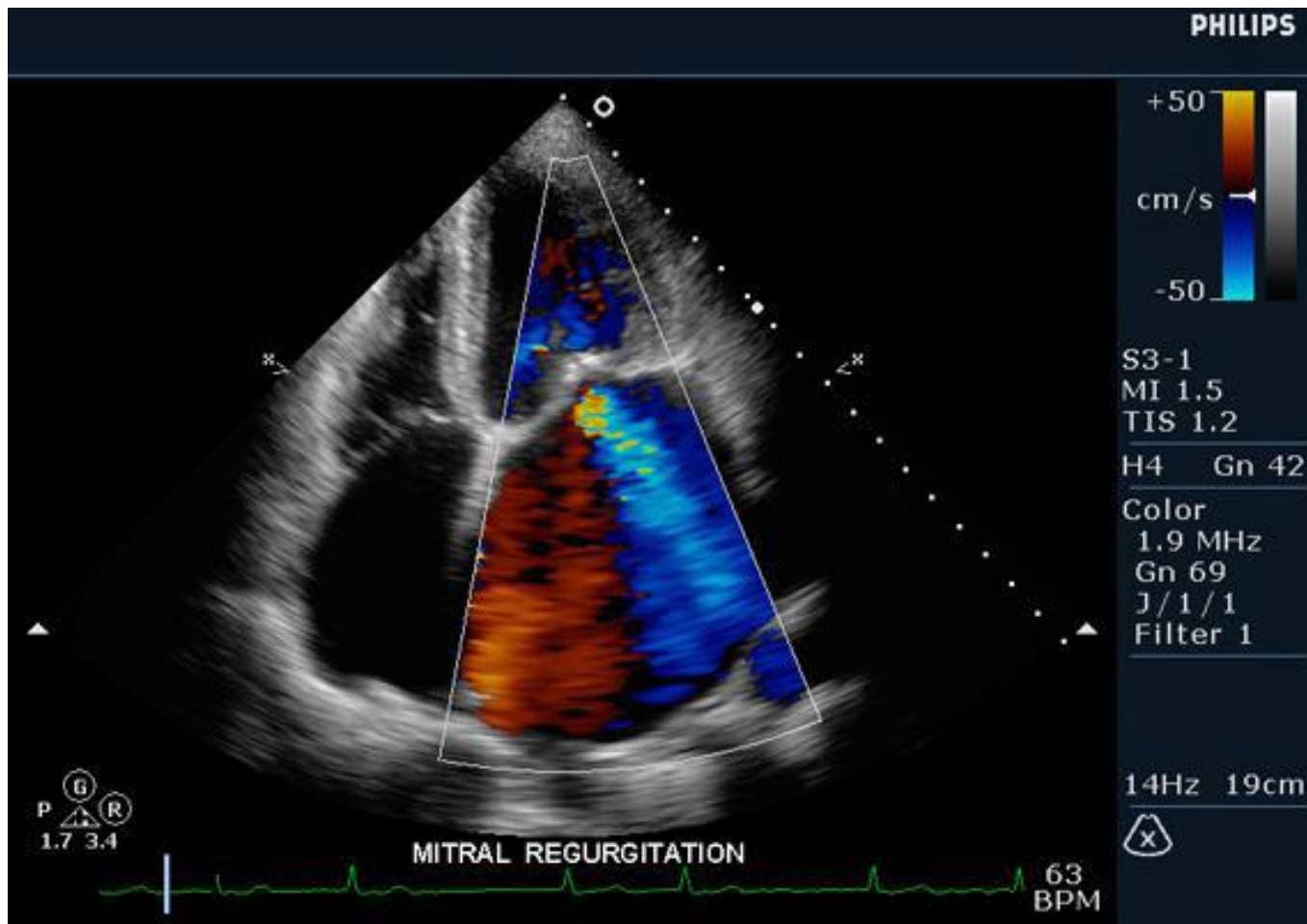
Funkční bloky

- 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

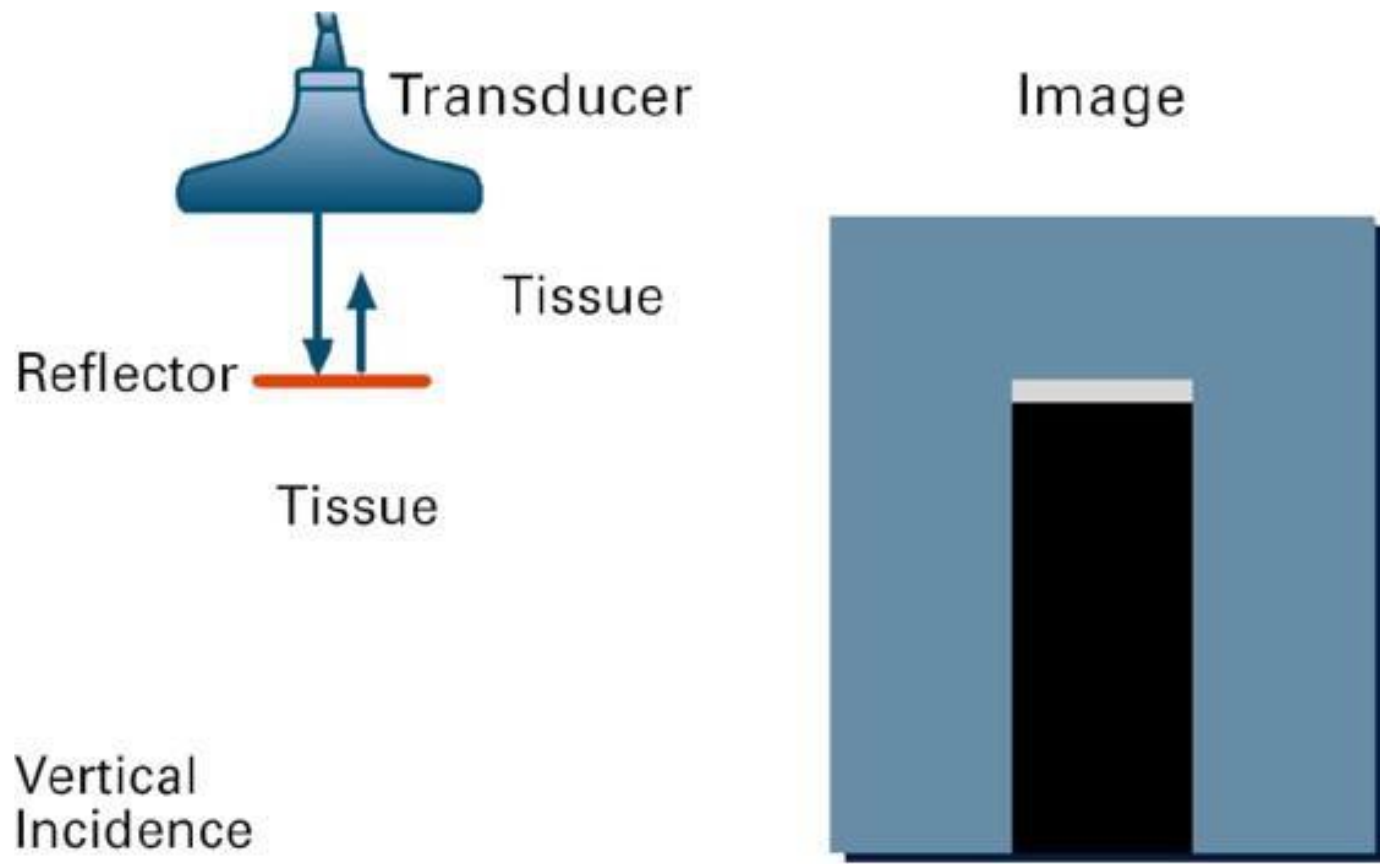
- konverze snímků
 - úprava snímků do standardního datového formátu
- post-processing obrazu
 - optimalizace obrazu pro zobrazení, doplnění textových informací do obrazu

5. Obrazové artefakty



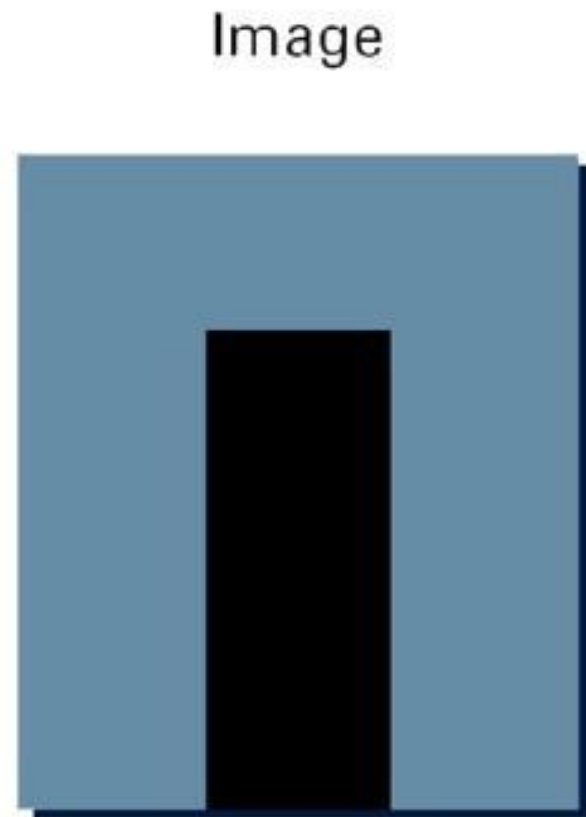
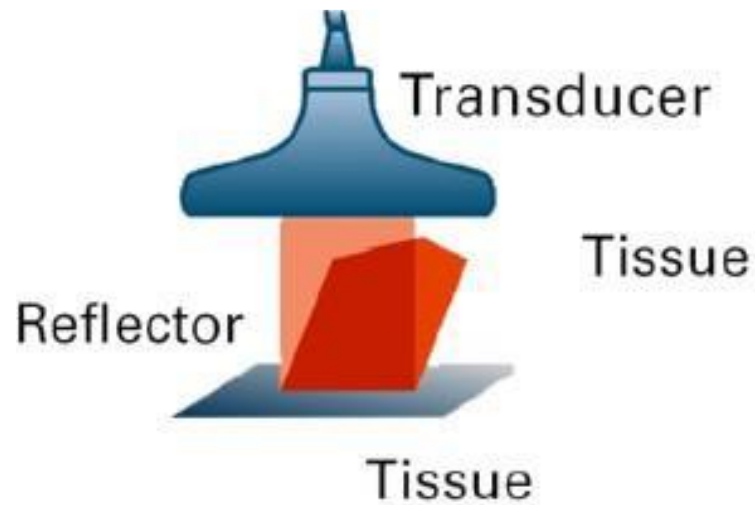
Odraz signálu

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



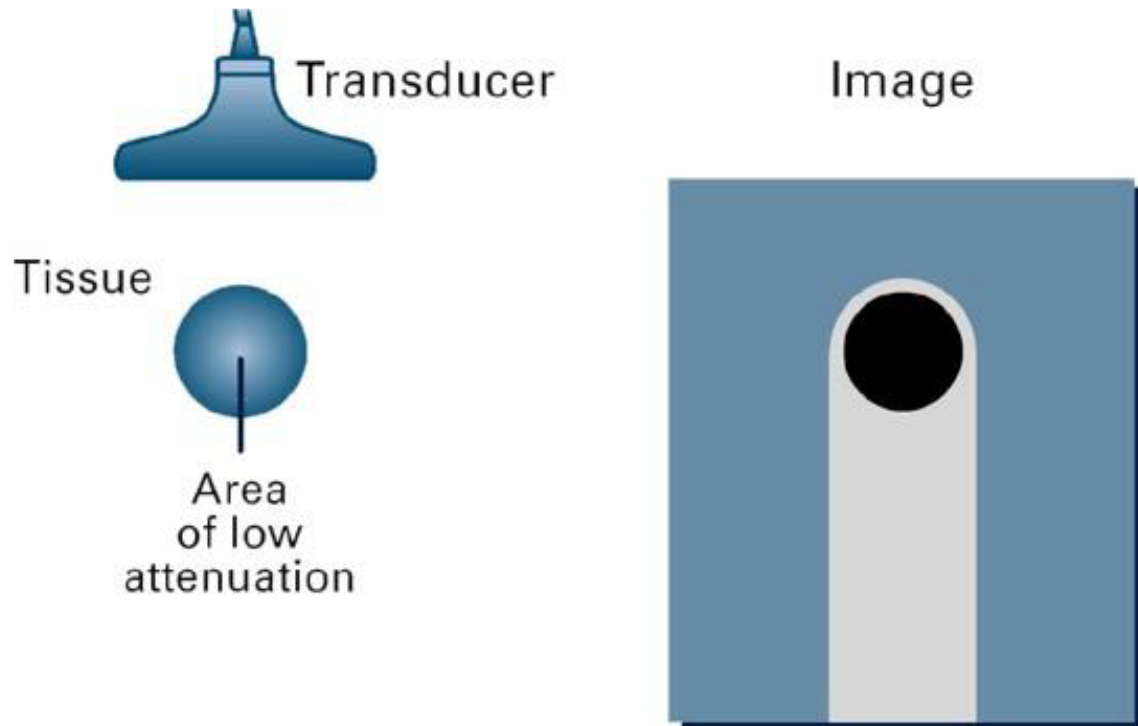
Odraz signálu

- odraz na skloněné ploše



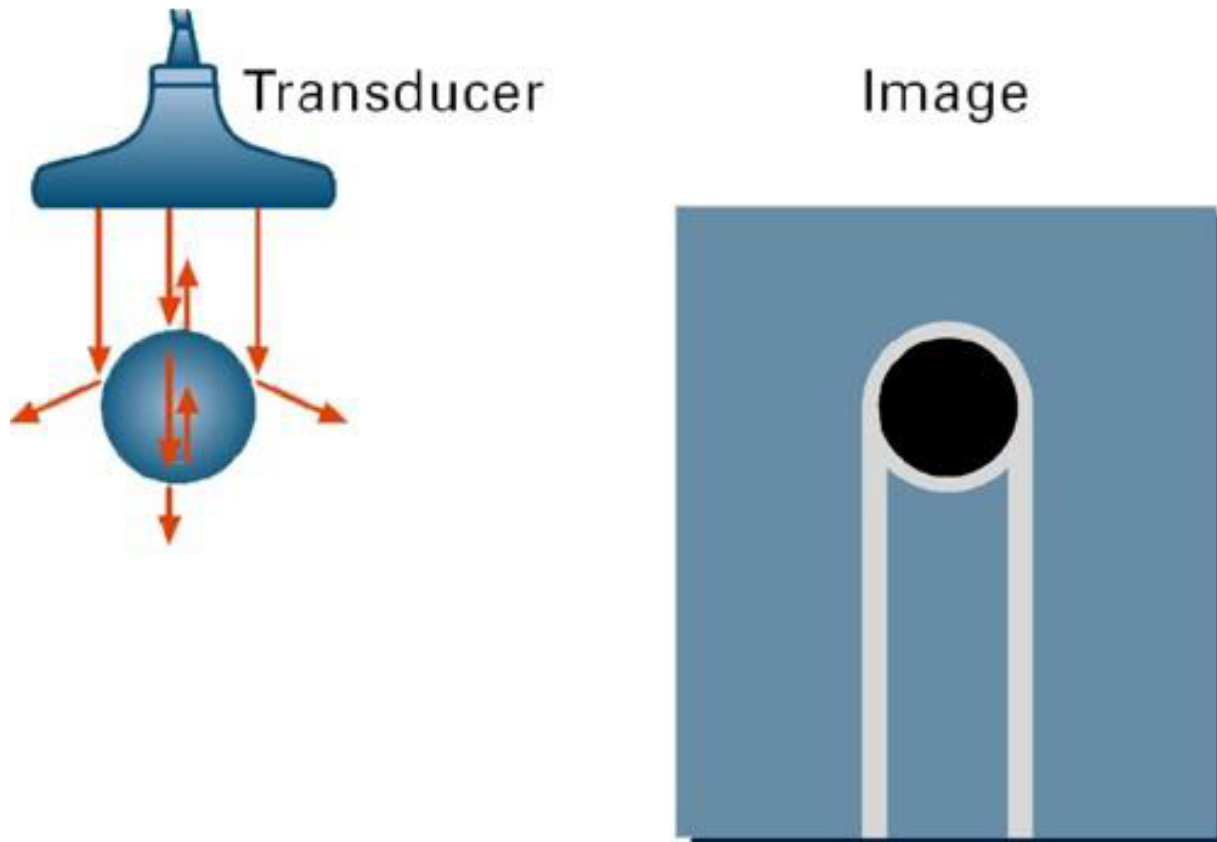
Zesílení odrazu

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



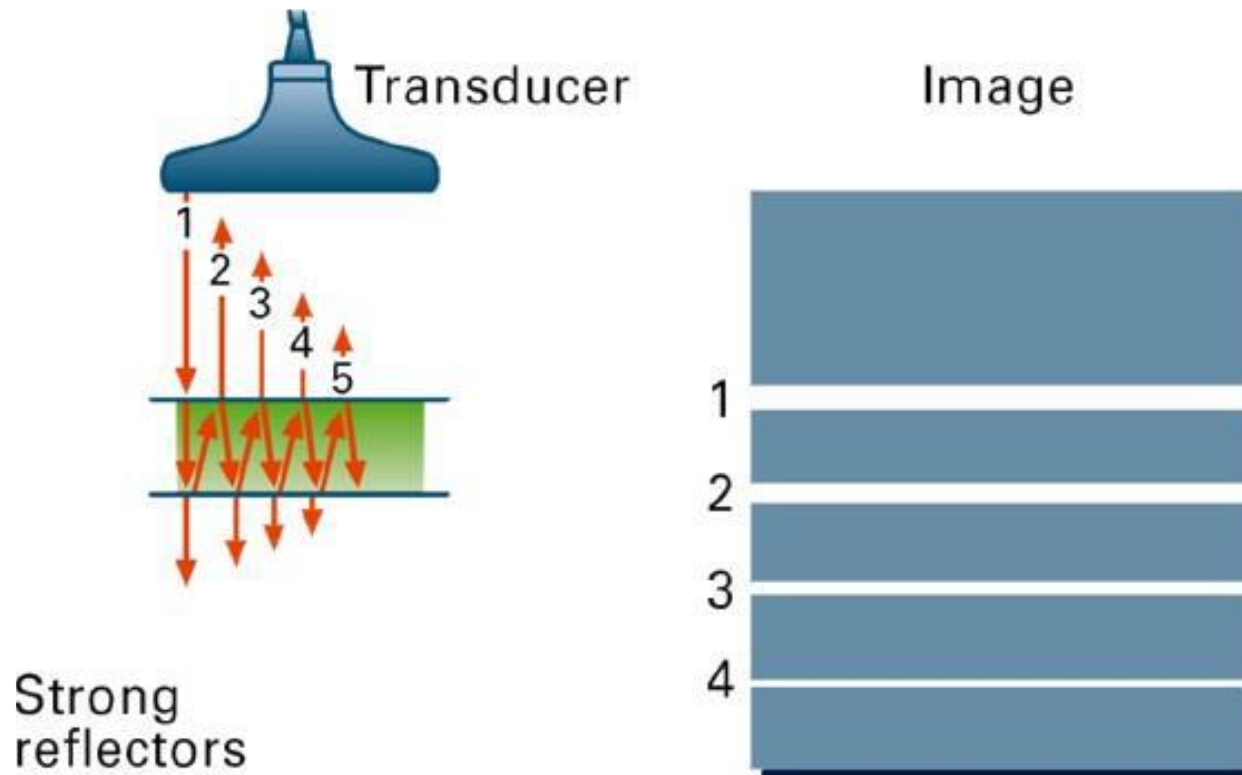
Okrajové (tečné) zkreslení

- totální odraz tečných paprsků

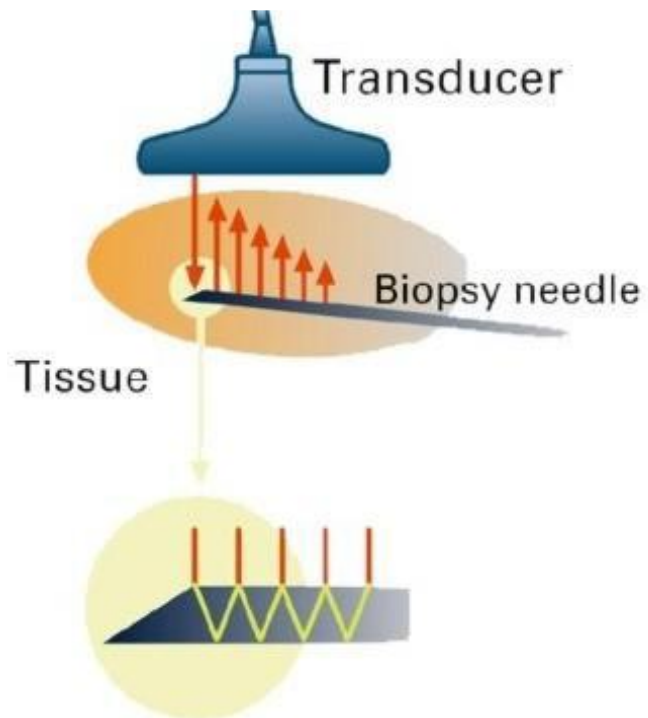


Ozvěna

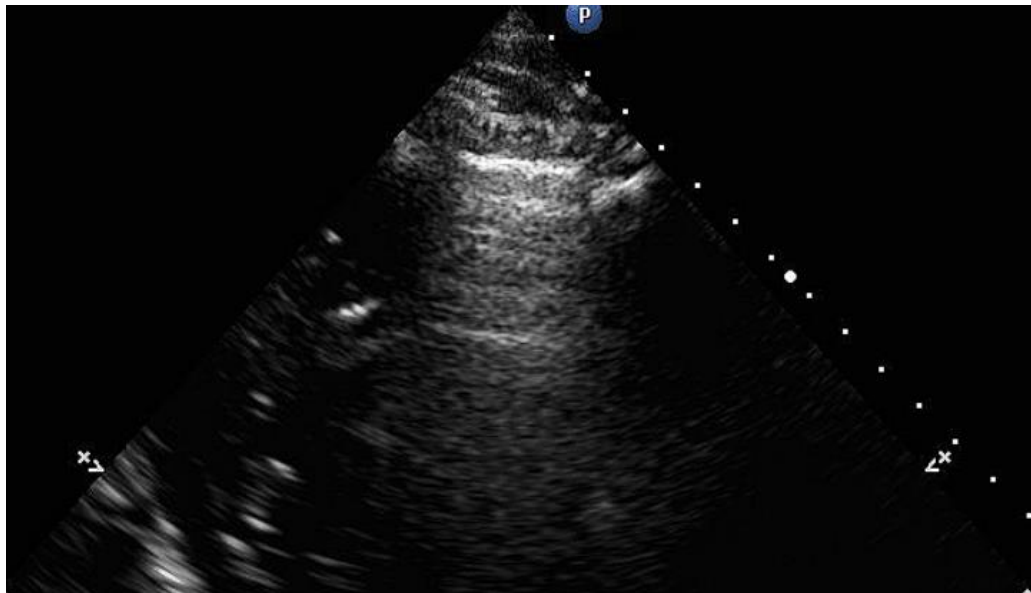
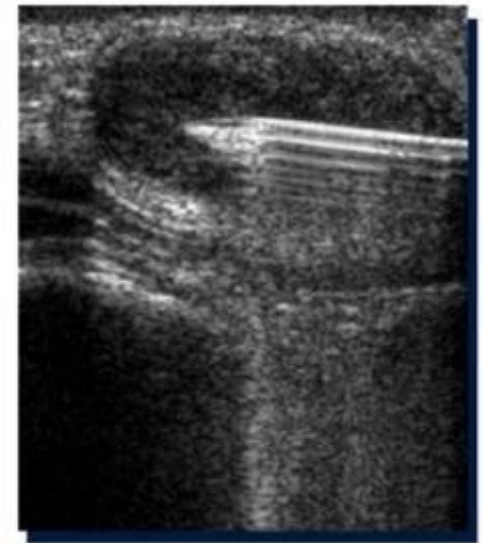
- opakovaný odraz signálu na dvojitém rozhraní
- akustických prostředí



Ozvěna

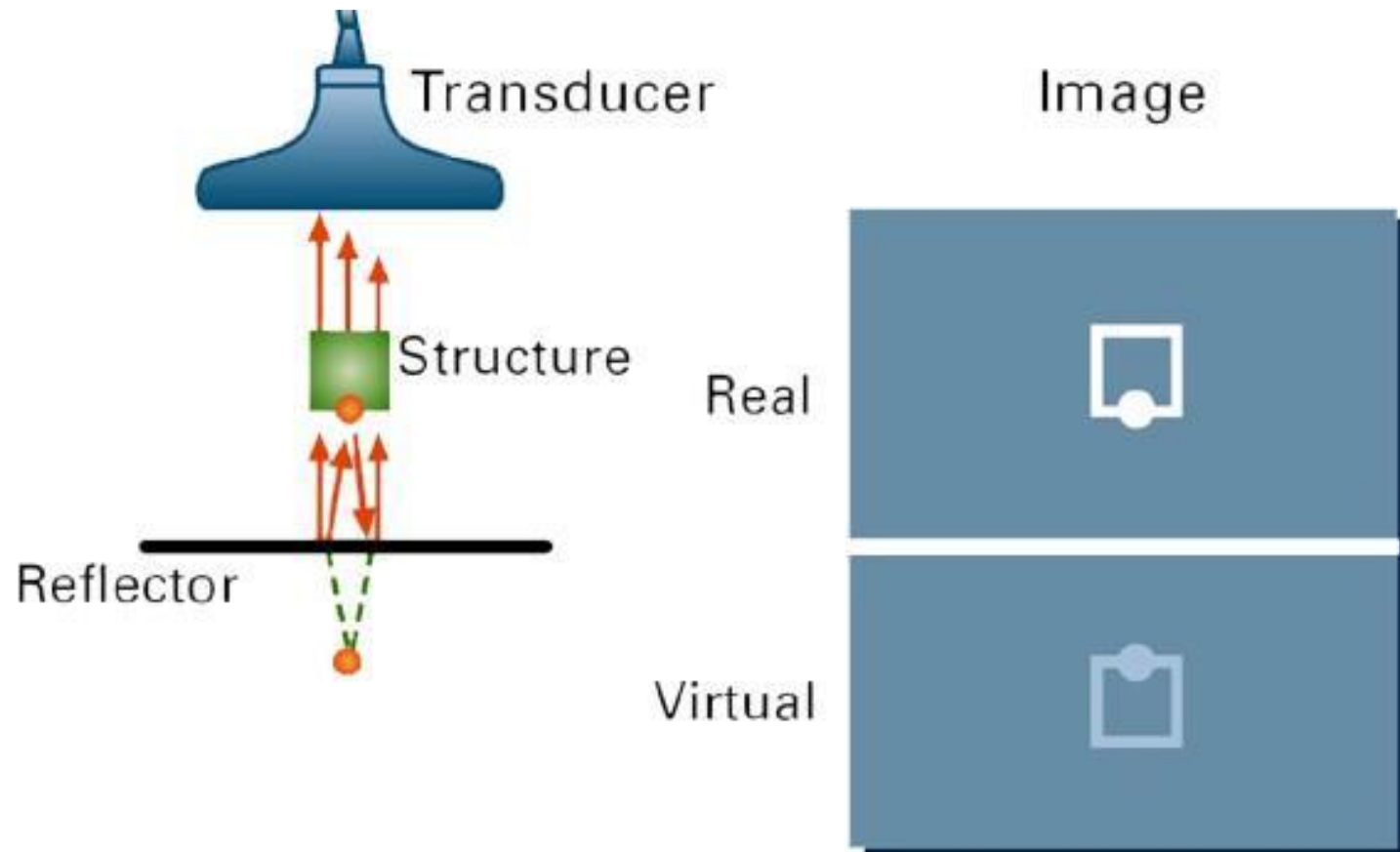


Image



Zrcadlení

- vznik falešného obrazu sejmutím odražené vlny



Zrcadlení v dopplerovských režimech

- k zrcadlení dochází nejenom v B – módu



Transducer

Strong reflector



Image



Vibrace tkání

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

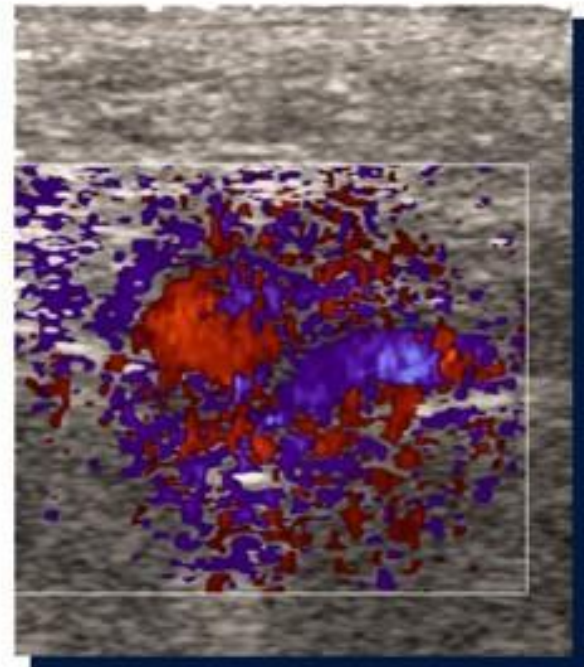


Tissue



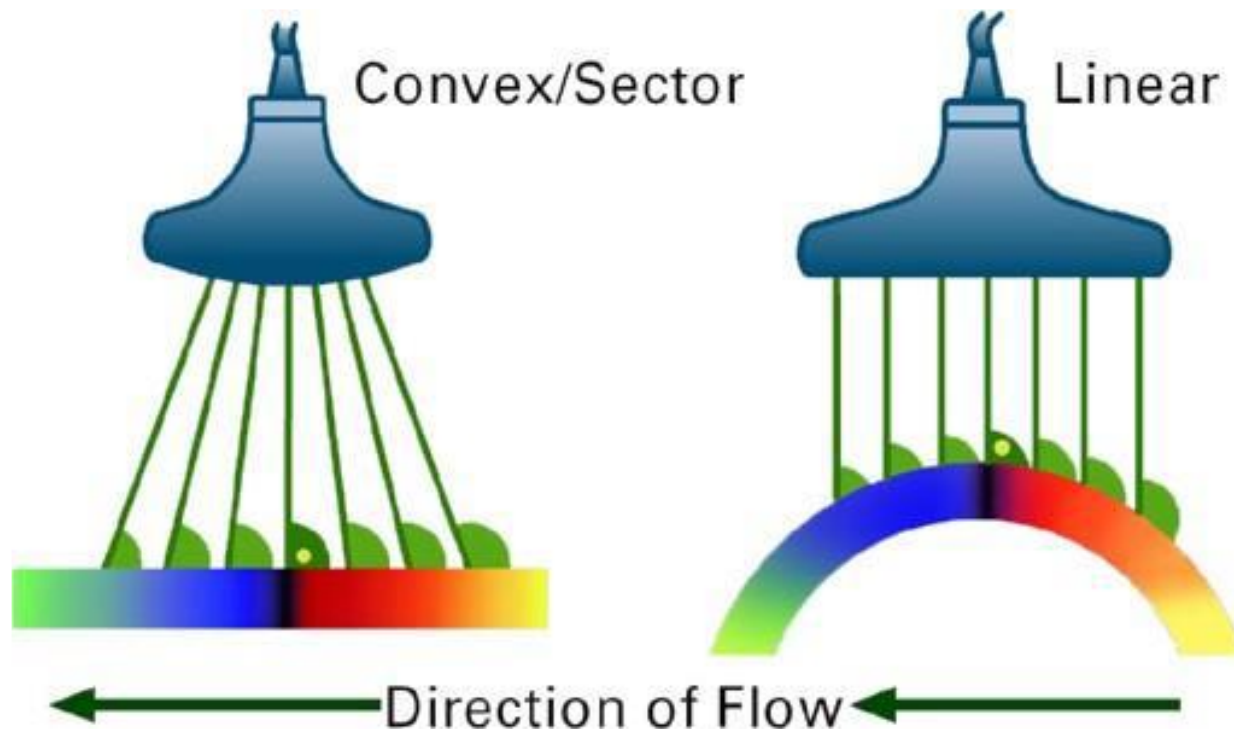
A-V-Fistula

Image



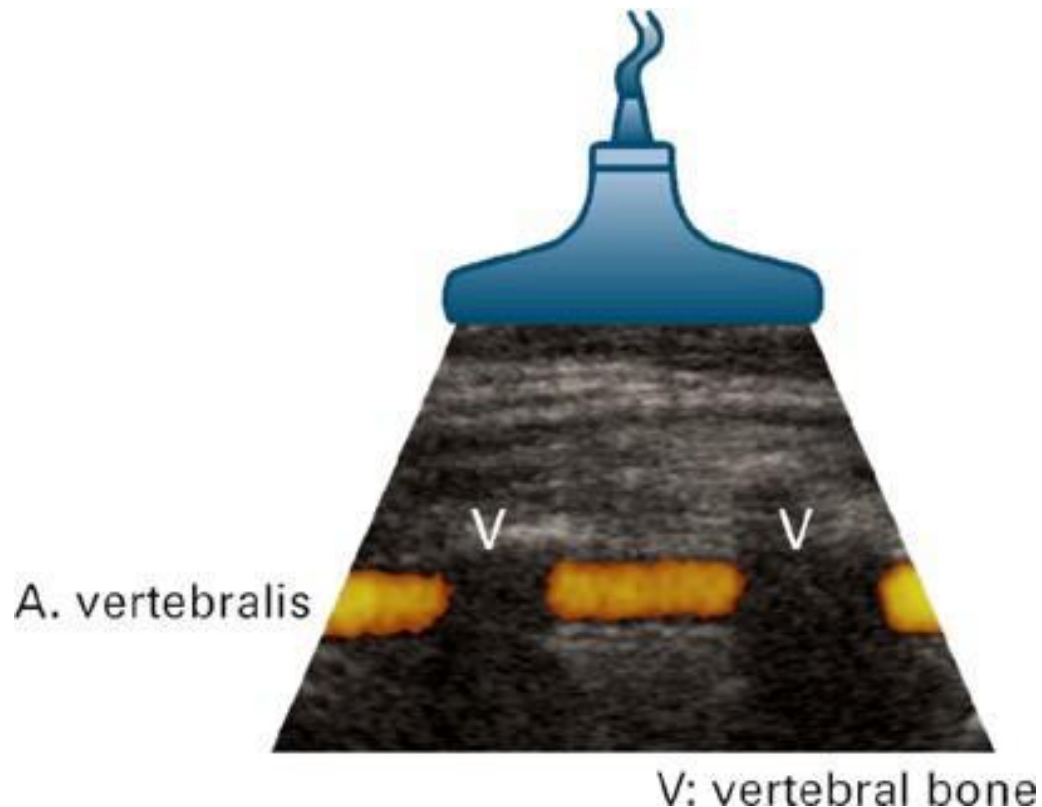
Artefakty způsobené změnou snímacího úhlu

- „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.

