

Ultrazvuk

**Základní principy, módy, technika
vyšetření, indikace, kontraindikace,
rizika, (ukázky na přístroji)**

J. Foukal + kolektiv autorů KRNMM

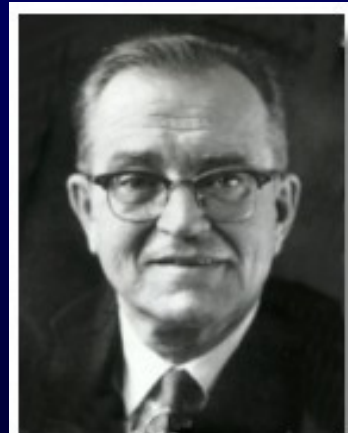
Klinika radiologie a nukleární medicíny FN Brno a LF
MU

Historie

- **1790** - Lazzaro Spallanzani – neslyšitelné zvukové vibrace u **netopýrů**
- **1880** - objev **piezoelektrického jevu** (Pierre Curie)
 - produkce a detekce ultrazvukových vln
- **1912** - detekce **ledovců**
- **1. světová válka** - detekce **ponorek**
- **1942** – 1. využití v medicíně při detekci mozkových tumorů (Karl a Friederich Dussik)
- **1950** - **B-zobrazení**
- **1965** - UZ vyšetření v reálném čase
- **1974** - duplexní technika



Pierre Curie
1859 - 1906



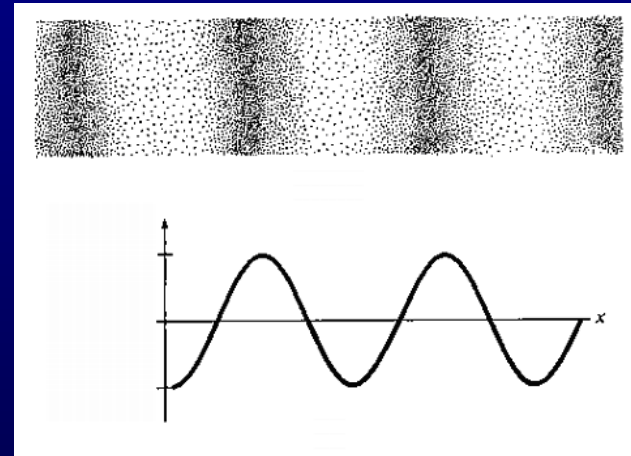
Karl Theodore Dussik

Fyzik. vlastnosti

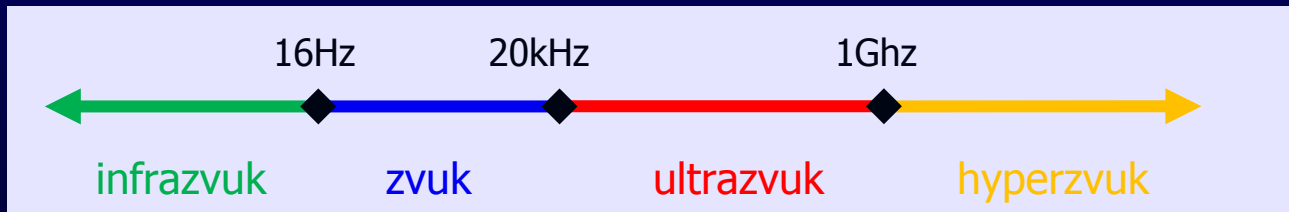
- **Ultrazvuk (zvuk) = mechanické vlnění**
 - šíření kmitů pružným prostředím stlačováním a zředováním částic
 - nepřenáší se částice
- vzdálenost 2 bodů kmitajících se stejnou fází = vlnová délka

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

λ ... vlnová délka [m]
 c ... rychlost šíření [m.s⁻¹]
 f ... frekvence [Hz]



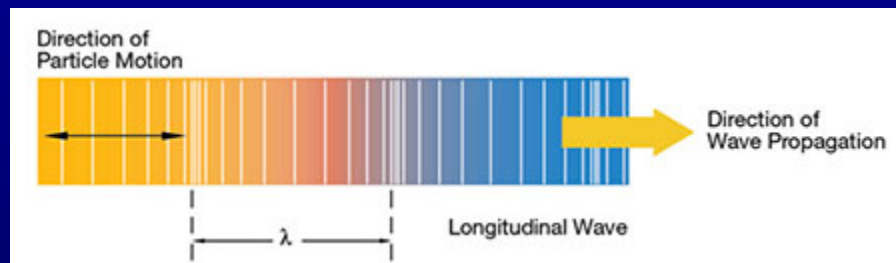
- Frekvence ultrazvuku > 20 kHz



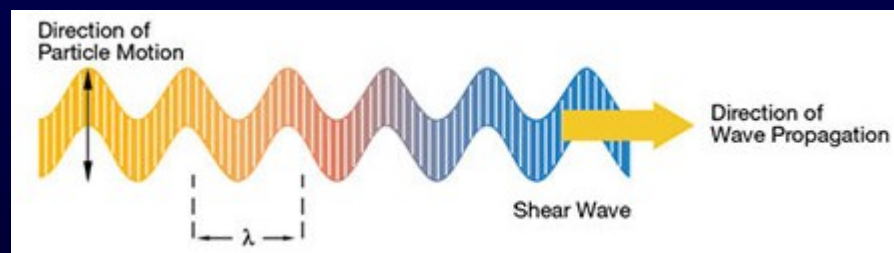
- Diagnostika 1-20MHz

Fyzik. vlastnosti

- Vlnění se v tkáních šíří 2 způsoby
 - **Podélné vlnění** – částice se pohybují ve směru šíření vlny
 - Takto se ultrazvuk může šířit všemi typy tkání (pevné, kapaliny, plyn)



- **Příčné vlnění** – oscilace ve směru kolmém k šíření vlny
 - Pouze pevné látky (kosti)
 - Příčné vlny také vznikají v měkkých tkáních jako odezva elastického odporu tkáně na mechanické vibrace s nízkou frekvencí. Měření rychlosti jejich šíření využívá SWE (Shear-Wave Elastografie)



Vznik/příjem UZ vlnění

Piezelektrický jev

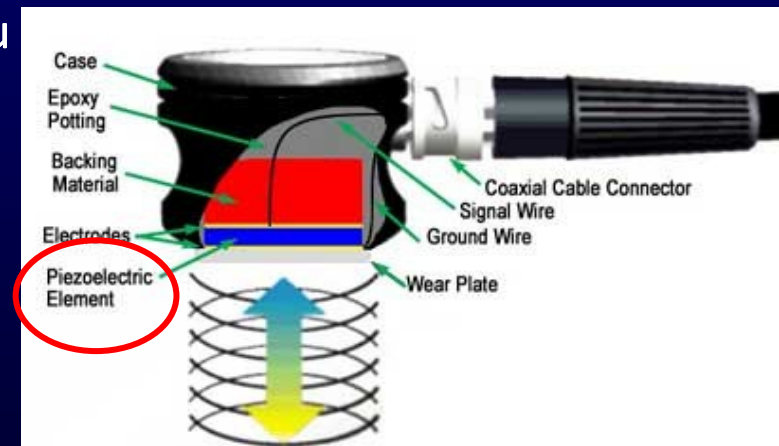
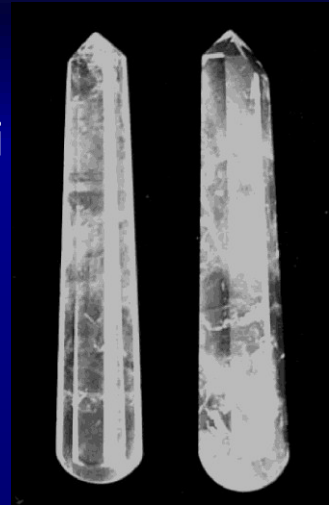
- Schopnost krystalu generovat elektrické napětí při své deformaci

Nepřímý piezelektrický jev (elektrostrikce)

- Vnější napětí působí deformaci krystalu

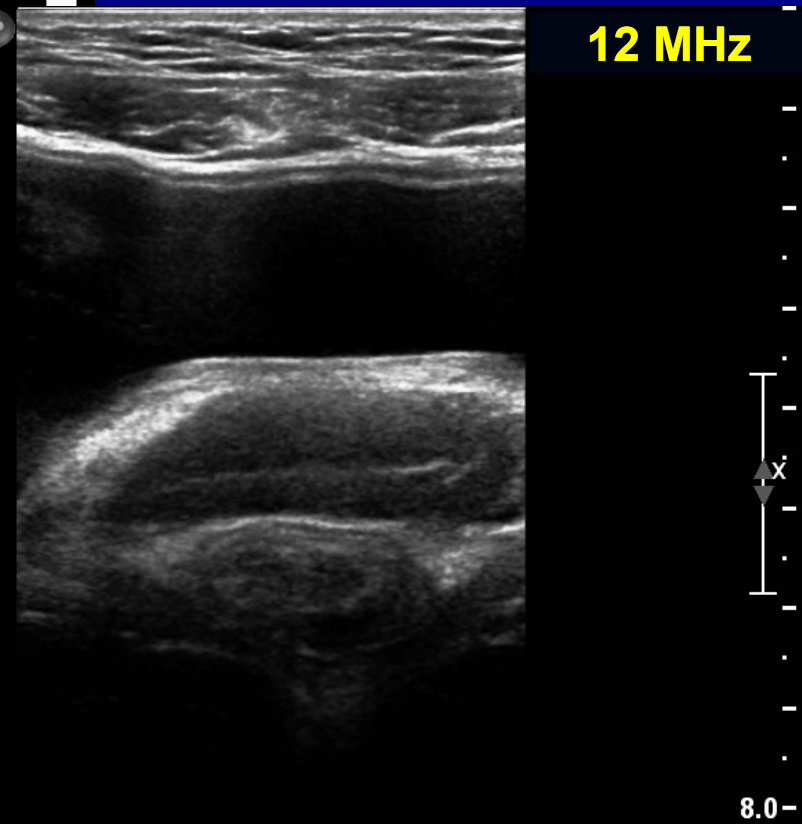
- **Polykrystalický měnič (v sondě)**

- Rozkmitání měniče pomocí vysokofrekvenčního napětí -> vznik UZ vln
- Odražené UZ vlny se vrací zpět
- Dochází ke kontrakci a roztažení PZT desky. Generované napětí na elektrodách je přímo úměrné změnám tlaku
- Výsledný elektrický signál odpovídá UZ vlně

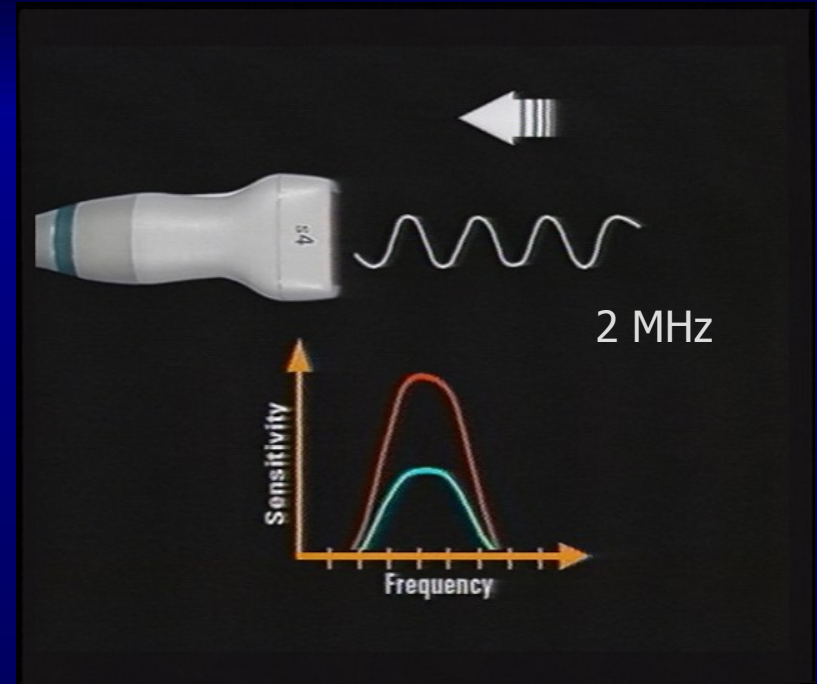
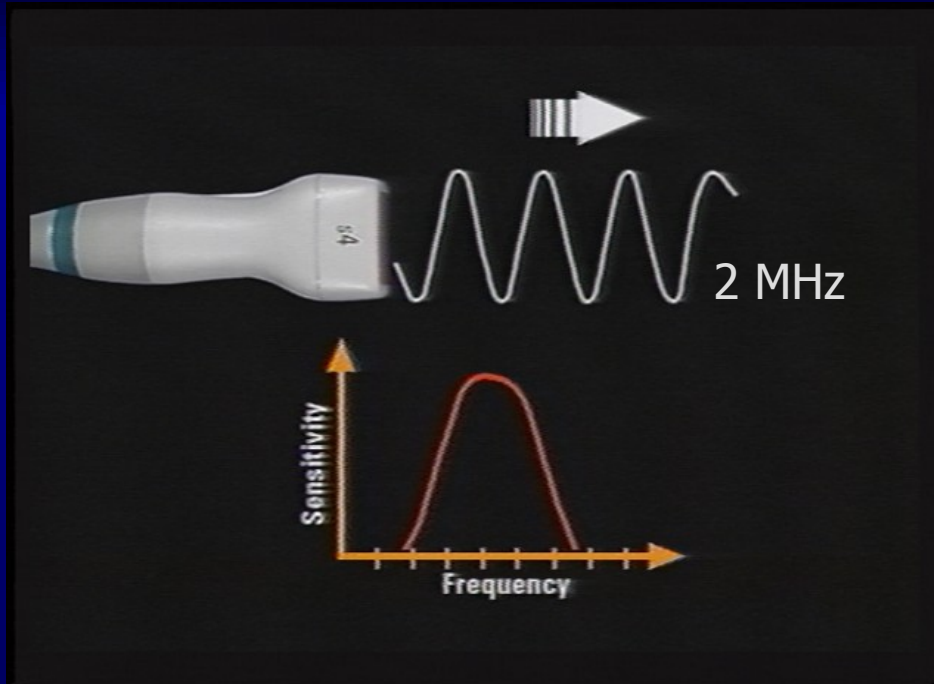


Frekvence

- **vyšší frekvence** = vyšší rozlišení, horší penetrace



Amplituda



- počáteční velikost amplitudy signálu je určena zdrojem
- je snižována průchodem prostředím (tlumení)
- amplituda na příjmu je ovlivněna vlastností prostředí signál odrazit, propustit či absorbovat.

frekvenci a amplitudu můžeme ovlivnit jako uživatelé

Zvuk - rychlost šíření

- rychlost šíření je určena charakteristikou prostředí
 - **hustotou**
 - **tuhostí**
- = jak daleko jsou od sebe jednotlivé částice a jak rychle jsou schopné si předat svůj kmitavý pohyb

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



tuhost

=



rychlost



hustota

=



rychlost

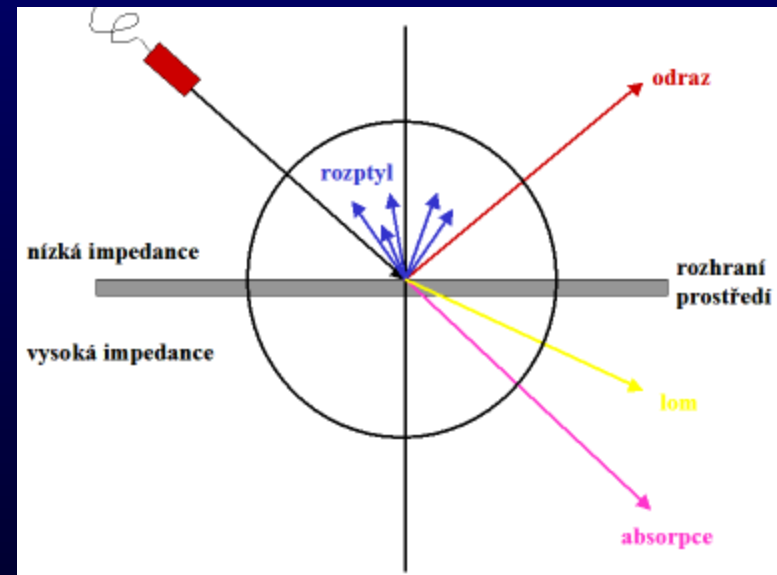
zvuk - rychlost šíření

| Prostředí | Rychlost [m.s ⁻¹] |
|-------------|-------------------------------|
| Vzduch | 330 |
| Tuk | 1450 |
| Voda | 1480 |
| Měkké tkáně | 1540 |
| Játra | 1550 |
| Ledvina | 1560 |
| Sval | 1580 |
| Kost | 3500 |

průchod UZ vlnění tkáněmi

- **odraz**
 - na rozhraní dvou prostředí s výrazně **rozdílnou hustotou**, a to tím více, čím větší je rozdíl mezi jejich hustotami (B mód)
- **rozptyl**
 - vzniká na **mikroskopických rozhraních**, jejichž velikost je menší než vlnová délka vysílaného ultrazvuku (Doppler)
- **ohyb, lom**
 - vzniká na rozhraní dvou prostředí, když vlnění **nedopadá kolmo** (vznik UZ artefaktů)
- **absorpce**
 - postupná ztráta energii **při průchodu hmotou** (formou tepelné energie)
 - **roste s frekvencí a hustotou**

při vysoké hustotě prostředí molekuly těsně vedle sebe způsobují, že jejich zahušťování a ředění je energeticky velice náročné a velká část energie se ztrácí ve formě tepla.



akustická impedance

- akustický vlnový odpor prostředí
- odpor, který klade prostředí ultrazvuku
- rozhodující veličina při odrazu a lomu UZ vln na akustických rozhraních

$$Z = \rho c$$

Z ... akustický vlnový odpor N.s.m^{-3}

ρ ... hustota prostředí kg.m^{-3}

c ... rychlost šíření ultrazvuku prostředím m.s^{-1}

rozdíly v akustické impedanci umožňují tvorbu **dvourozměrného obrazu**

Koeficient intenzity odrazu UZ energie

- vyjadřuje poměr intenzit odražené a dopadající UZ vlny na rozhraní dvou tkání o rozdílné akust. impedanci:

$$R_i = \left(\frac{z_2 - z_1}{z_2 + z_1} \right)^2$$

R_i ... koeficient intenzity odrazu
 z ... akustická impedance
1,2 ... různá prostředí

Table 2.4 Amplitude reflection coefficients of interfaces.

| Interface | R_A |
|---------------|--------|
| Liver–kidney | 0.006 |
| Kidney–spleen | 0.003 |
| Blood–kidney | 0.009 |
| Liver–fat | 0.11 |
| Liver–bone | 0.59 |
| Liver–air | 0.9995 |

Koeficienty amplitud odrazu, $R_i = R_a^2$

Bubliny (CEUS)

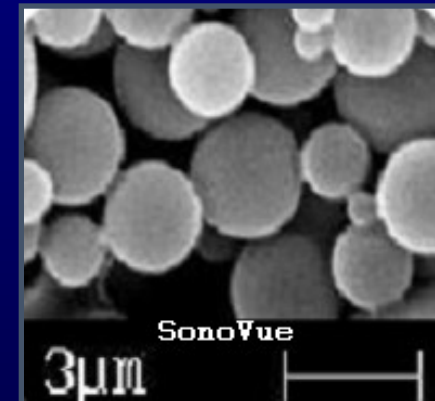
- vysoký rozdíl akustické impedance
- vysoká odrazivost UZ vlnění
- vysoký kontrast obrazu



$$R_i = \left(\frac{z_2 - z_1}{z_2 + z_1} \right)^2$$

voda 1,52

vzduch 0,0004 Pa.s.m⁻¹



Intenzita ultrazvuku

- = střední hodnota měrného výkonu
- je určena střední hodnotou energie E_s , která projde za jednotku času jednotkovou plochou orientovanou kolmo na směr šíření vlnění

$$I = \frac{P^2}{2\rho c}$$

- Při diagnostickém využití ultrazvuku se dosahuje vrcholových tlaků v rozmezí 0,1 - 4 MPa

$$I[\text{W.cm}^{-2}] = \left(\frac{P}{1,71}\right)^2$$

Útlum (atenuace)

- pokles intenzity ultrazvukové vlny při průchodu prostředím

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

I_x ... intenzita v místě x

I_0 ... intenzita v místě $x = 0$

α ... koeficient útlumu prostředí

x ... tloušťka absorpční vrstvy

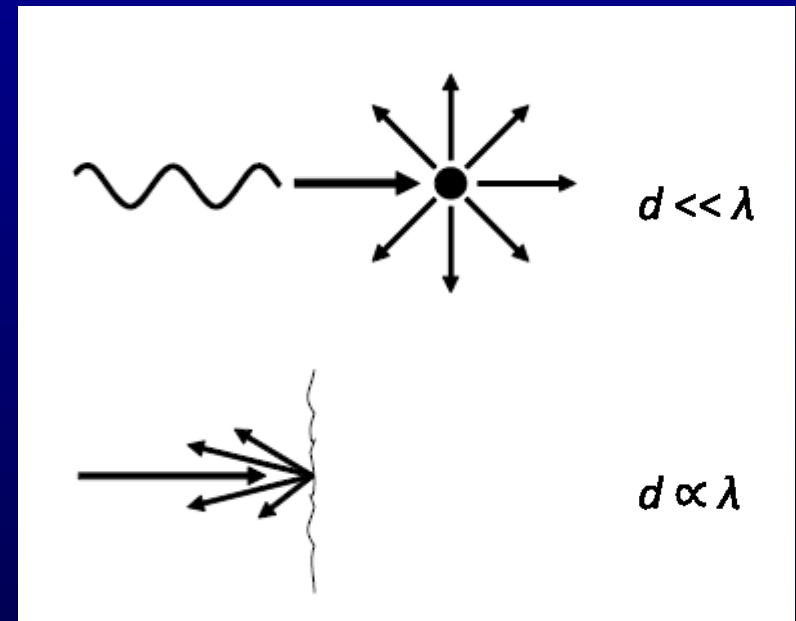
- Koeficient útlumu
 - je komplexním vyjádřením dvou základních mechanismů – absorpce a rozptylu
 - má rozměr decibel na metr [dB.m⁻¹]

Útlum *absorpcí*

- Útlum absorpcí představuje pokles energie ultrazvukové vlny **přeměnou v teplo**
- Na této přeměně se podílí mnoho dílčích pochodů
 - Vnitřní tření
 - Relaxační jevy
 - Tepelná vodivost aj.
- Útlum absorpcí je u většiny homogenních látek úměrný čtverci použité ultrazvukové frekvence

Útlum *rozptylem*

- Útlum **rozptylem** je mírou ztrát akustické energie, které vznikají při **různosměrném odrazu** ultrazvukové vlny.
- Odrazy od velmi malých akustických rozhraní se neřídí běžnými zákony odrazu. Při dopadu na ně je ultrazvuková vlna rozptýlena do velkého rozsahu úhlů
- Tento druh útlumu je charakteristický pro **nehomogenní látky** a charakter rozptylu závisí na **velikosti** rozptylujících struktur a **vlnové délce UZ**.



Útlum v běžných tkáních

| Tissue | Attenuation (dB cm ⁻¹ MHz ⁻¹) |
|--------|--|
| Liver | 0.399 |
| Brain | 0.435 |
| Muscle | 0.57 |
| Blood | 0.15 |
| Water | 0.02 |
| Bone | 22 |

Útlum->penetrace

- vyšší frekvence = horší penetrace

5 MHz

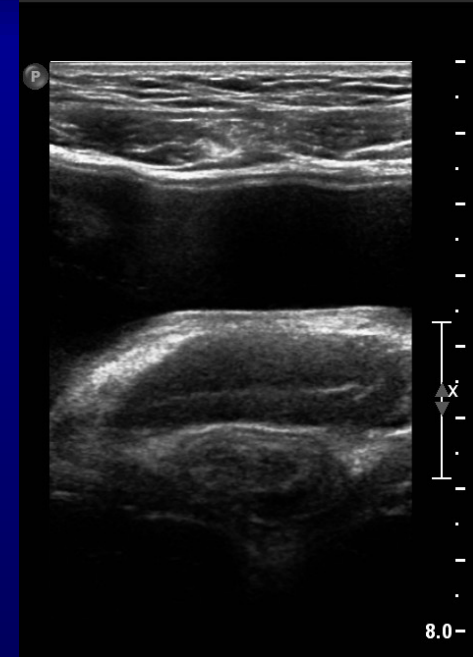
Rdg FN Brno

C5-1/Abd Gen



12 MHz

L12-5/BOWEL



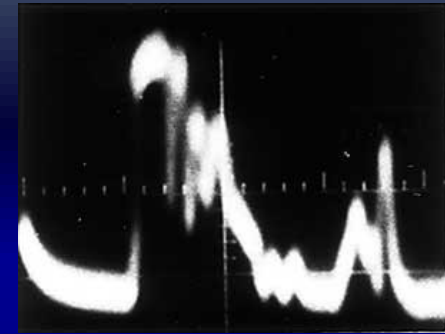
- nižší frekvence = vyšší penetrace

Nedopplerovské modality

Módy

- **A mód (Amplitude modulated)**

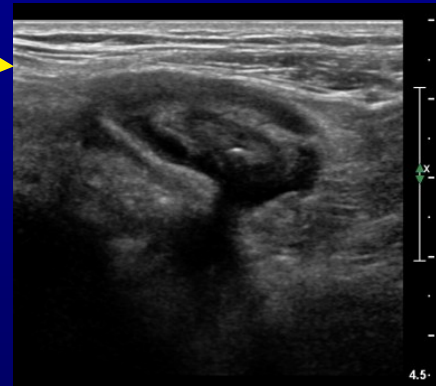
- jednorozměrný UZ paprsek



1949 - John Julian Wild, MD, PhD

- **B mód (Brightness)**

- 2D zobrazení v reálném čase
- Horizontální poloha – **směr** odrazu
- Vertikální poloha – **čas** resp. hloubka
- Jas – **intenzita** odrazu

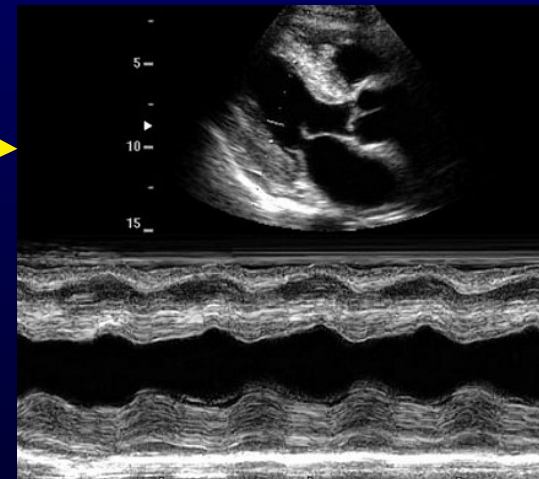


- **3D, 4D**



- **M mód (Motion)**

- Jednorozměrný B-mód + čas



- **Doppler...**

M zobrazení (M-mode)

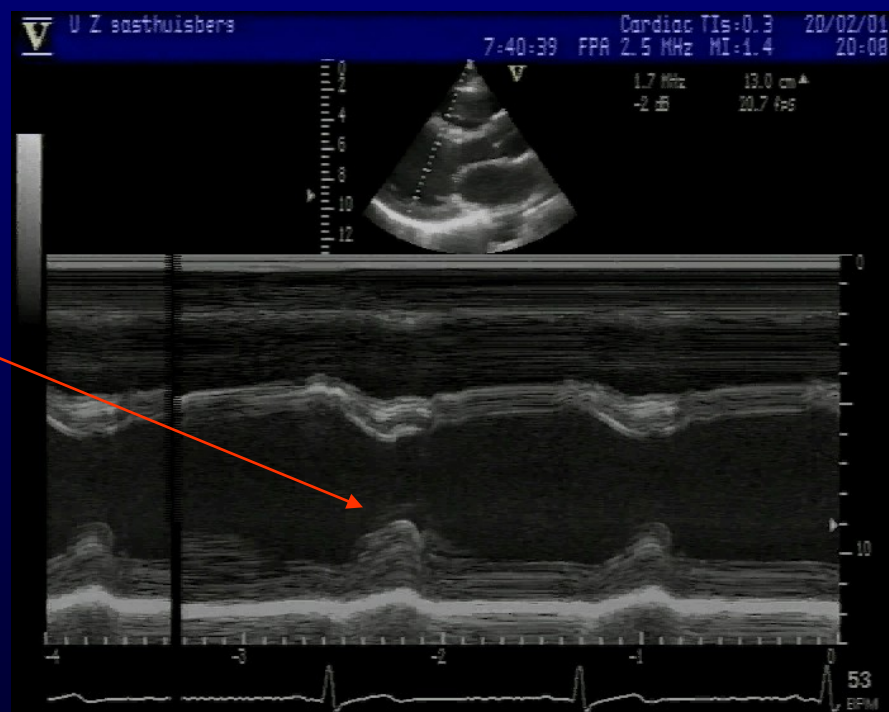
- „M“ – motion - pohyb
- zachycení pohyblivé struktury A obrazem
- nahrazení výchylek časové základny obrazovými body
- velmi vysoká vzorkovací frekvence: až 1000 pulsů za sekundu
 - kardiologie
 - zobrazení srdce plodu

pohyb srdeční stěny
během kontrakce

krev

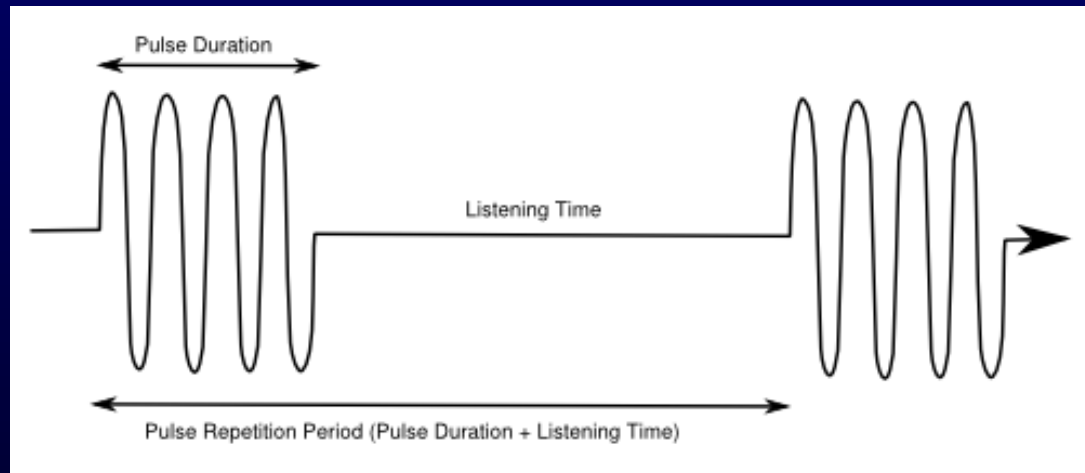
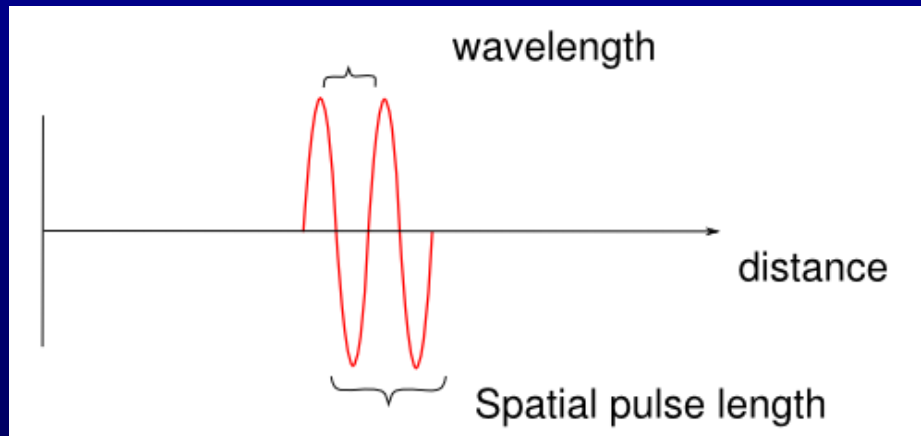
srdeční sval

perikard



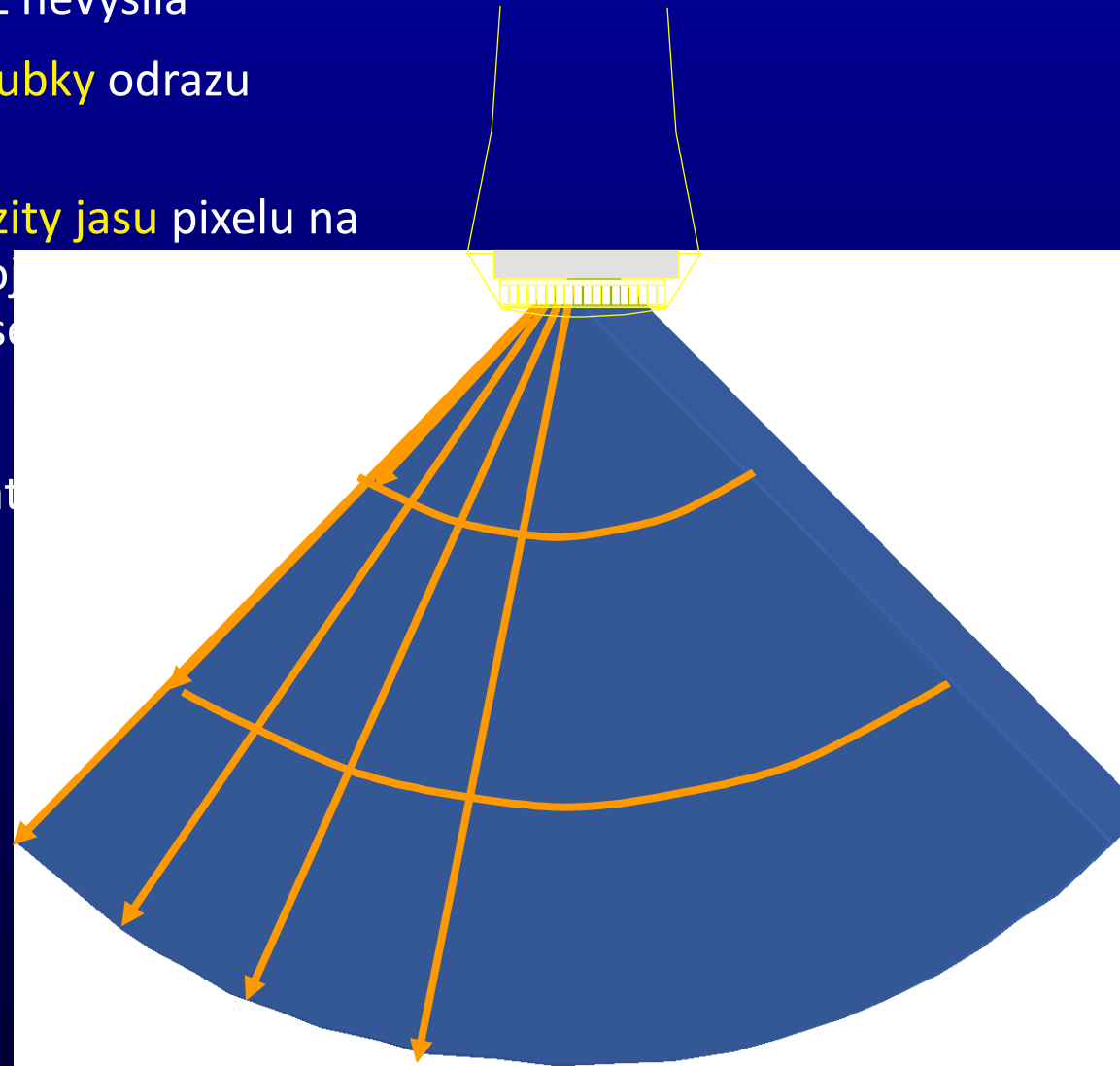
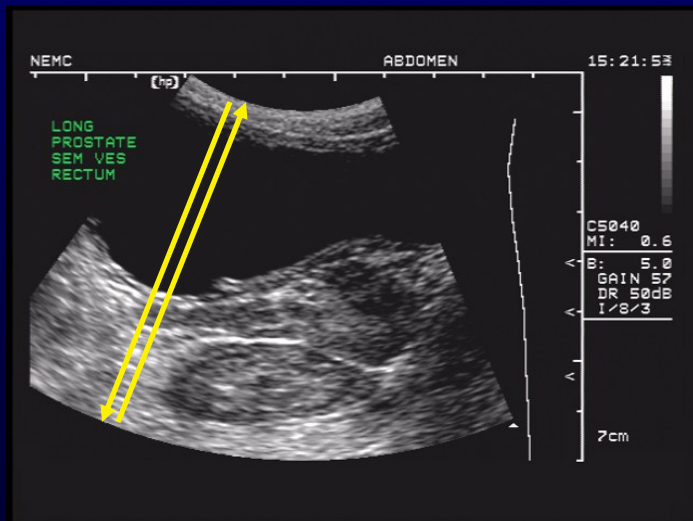
vznik 2D obrazu (B mód)

- Aby mohla při odrazu na tkáňových rozhraních vznikat jednotlivá echa musí být UZ vysílán ve formě pulzů
- K zachycení odrazu 2 blízkých struktur musí být pulz krátkého trvání
- Parametry
 - Vlnová délka
 - Délka pulzu
 - Pulzní repetiční doba
 - Pulzní repetiční frekvence



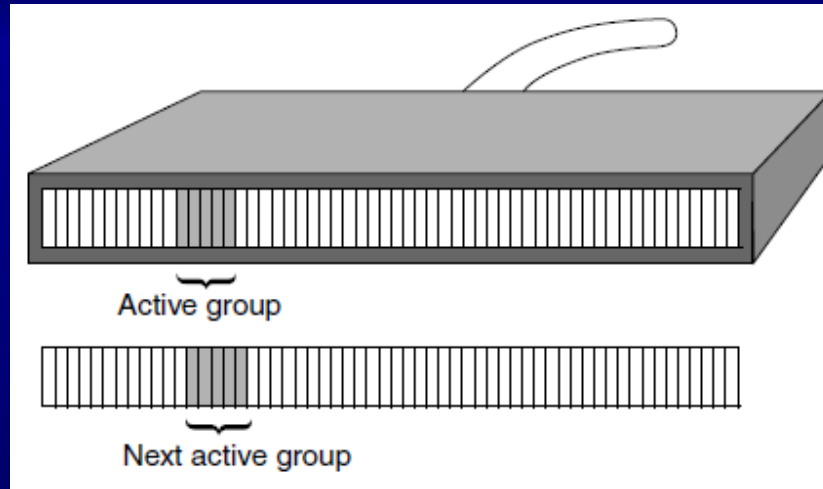
vznik 2D obrazu

- UZ vysílán ve formě pulzů
- detekce UZ vlny v době, kdy UZ nevysílá
- dle **doby návratu** - výpočet **hloubky** odrazu signálu
- dle **amplitudy** - přiřazení **intenzity jasu** pixelu na obrazovce dle nastavení přístroje (postprocessing, gain, komprese)
- zobrazení bodu
- totéž se opakuje několikrát v látce

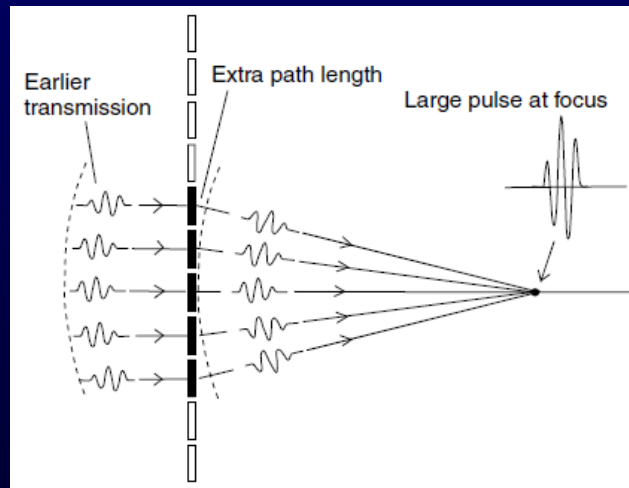


vznik 2D obrazu

- Na krystalu se jednotlivé elementy aktivují ve skupinách

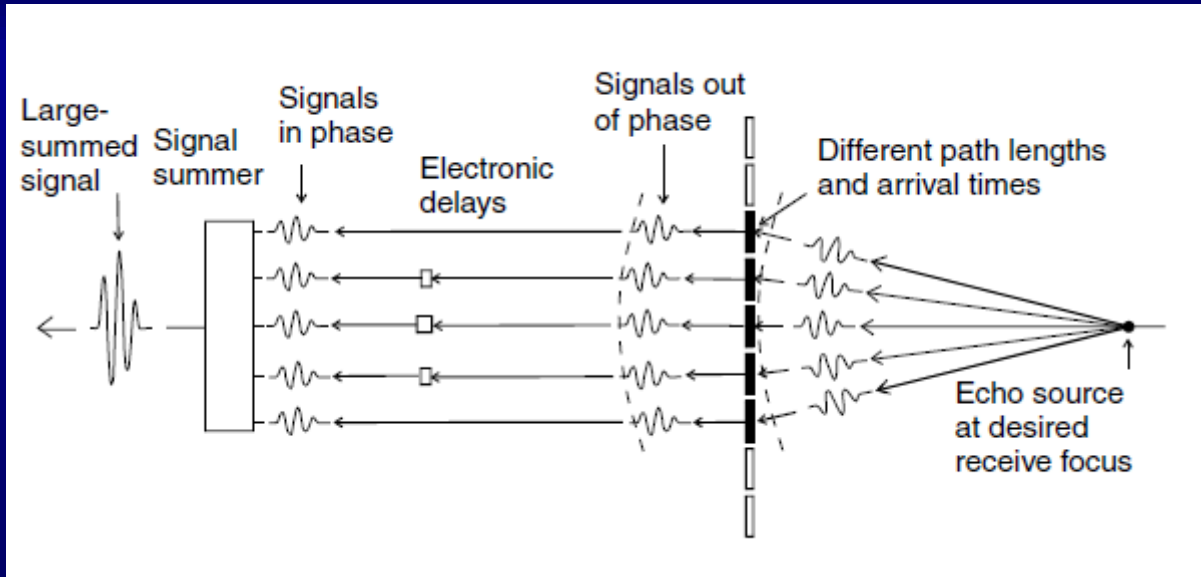


- Vytvoření vysílacího fokusu – vysoká amplitudy pulzu v místě fokusu
 - Odlišné časování aktivace elementů

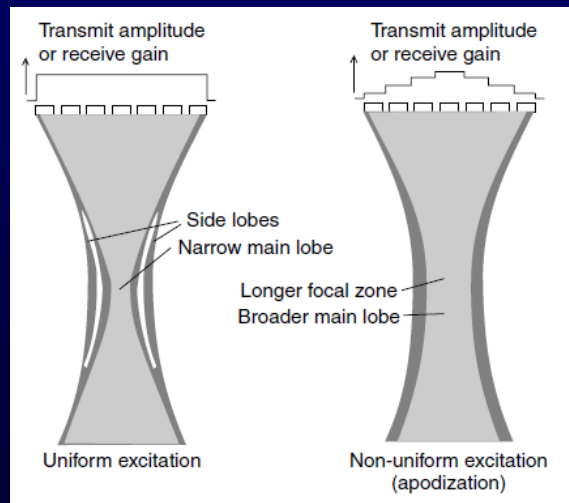


vznik 2D obrazu

- Tvorba fokusu na příjmu – zpoždění signálu centrálních elementů

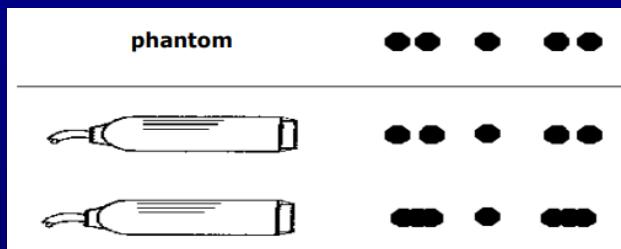


- Apodizace – menší intenzita vnějších elementů omezí artefakty postranních svazků za cenu širšího fokusu

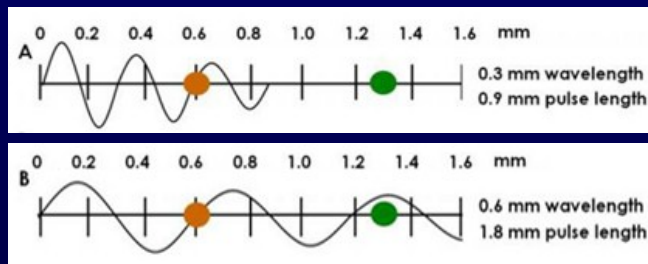
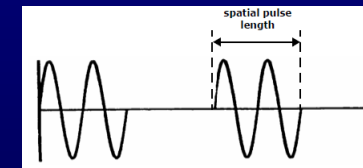


Rozlišení 2D obrazu

- Schopnost přístroje odlišit 2 struktury uložené blízko sebe
- 2 druhy rozlišení
- 1) **Axiální rozlišení** – podél UZ svazku



- = $\frac{1}{2}$ délky pulzu
- délka pulzu = vln. délka x počet cyklů v pulzu



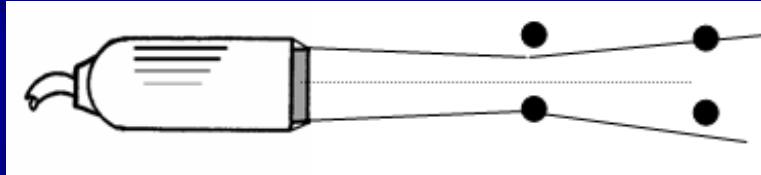
2 body od sebe
0,7mm rozlišení
0,45mm

2 body od sebe
0,7mm rozlišení
0,9mm

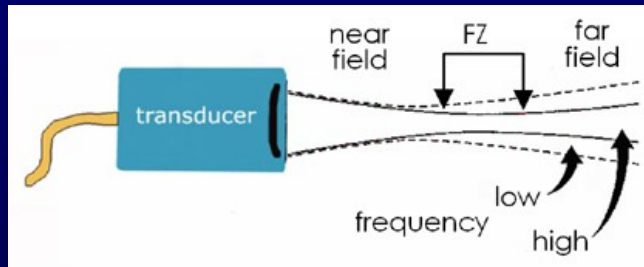
- Závisí tedy na **frekvenci**

Rozlišení 2D obrazu

- 2) Laterální rozlišení – kolmo ke svazku



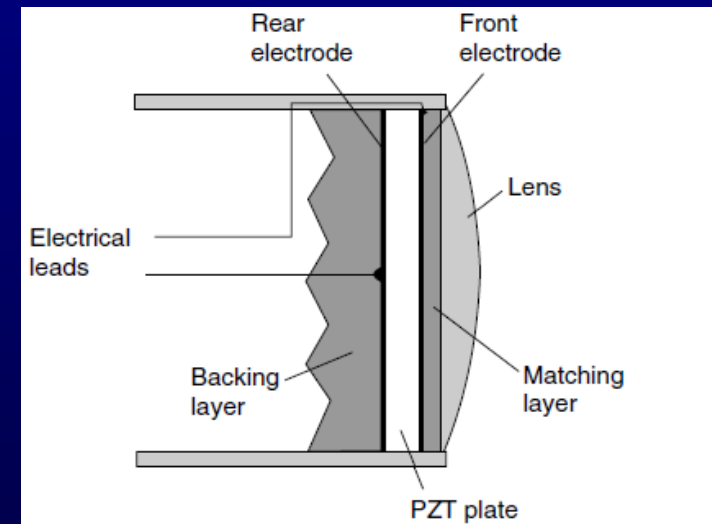
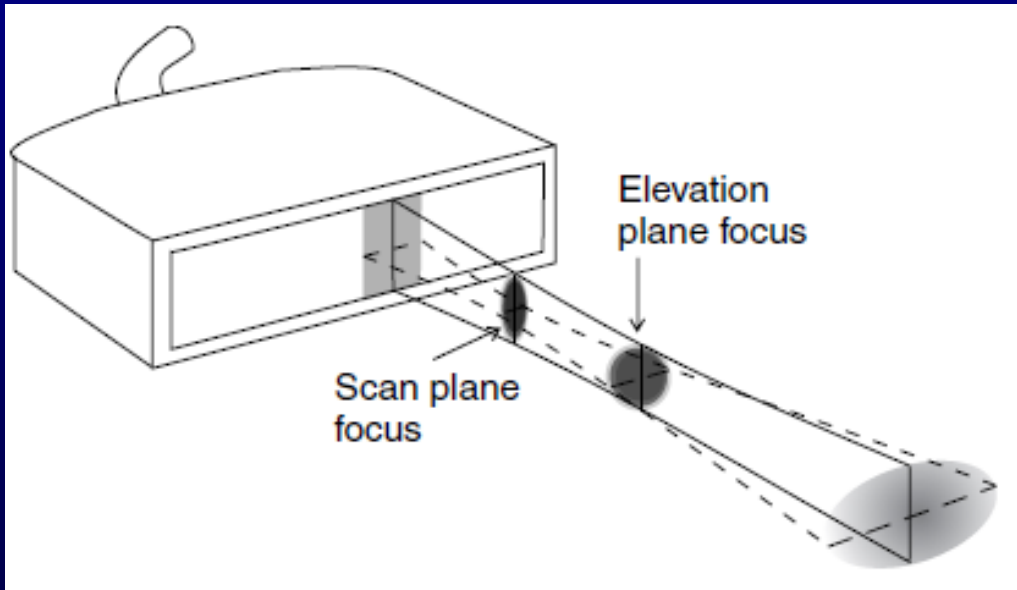
- Dáno šíří UZ svazku
- Šíře svazku nepřímo úměrná **frekvenci**
- Svazek má nejmenší šíři v místě fokusu, ten můžeme upravit nastavením **fokusace**



- Zvýšením frekvence sondy
 - Zvýšíme axiální i laterální rozlišení!

Tloušťka řezu

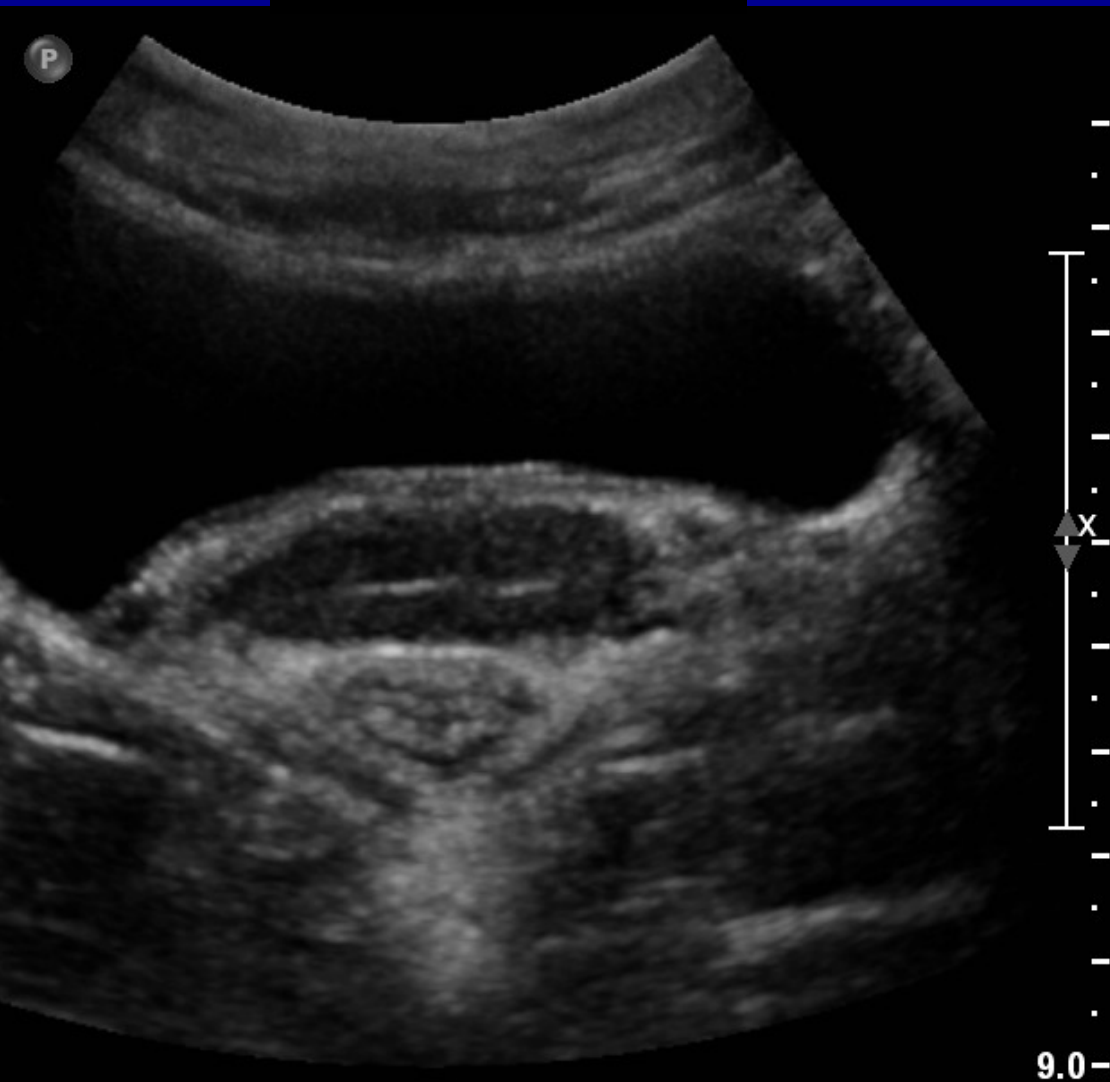
- Šíře UZ pulzu v rovině elevace určuje šíři řezu, tedy i množství šumu v obraze a do určité míry citlivost přístroje
- Fokusaci v této rovině zajišťuje akustická čočka



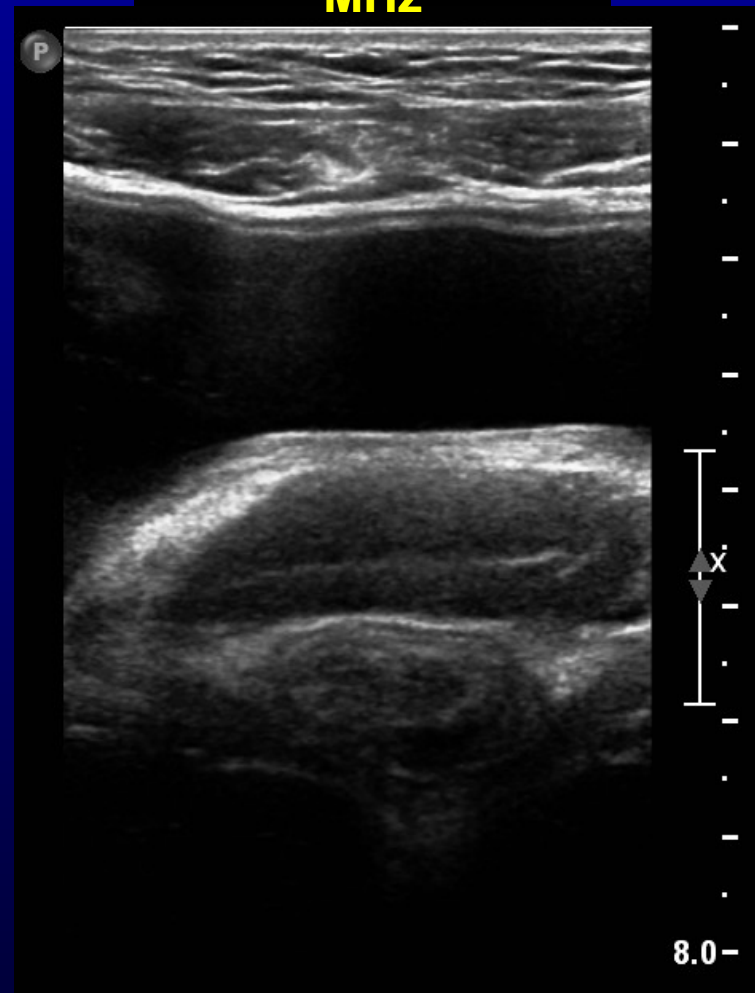
- nižší frekvence =
horší rozlišení

- vyšší frekvence =
vyšší rozlišení

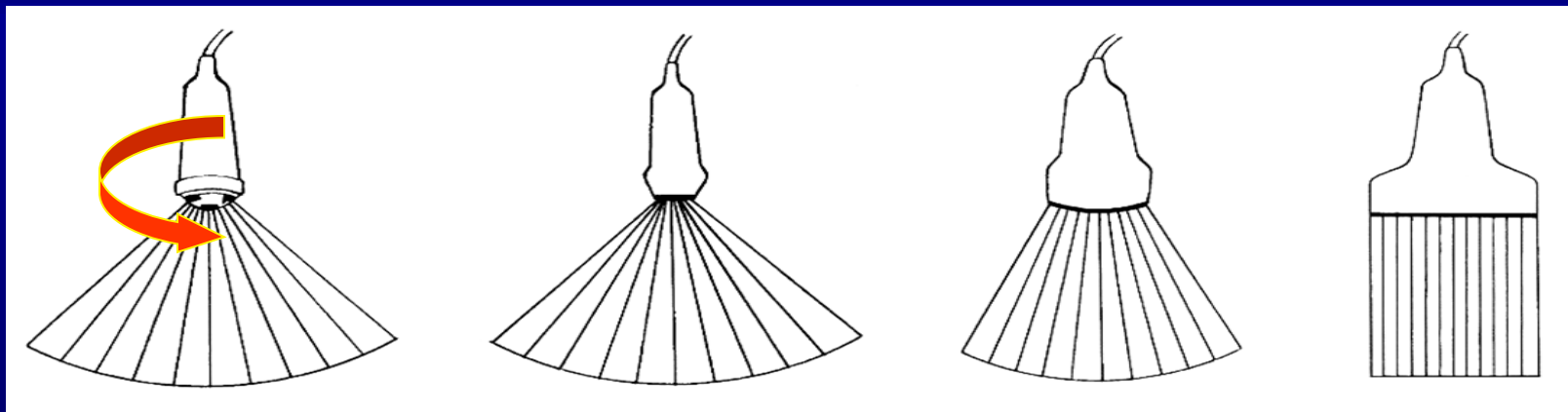
Sonda C5-1 5 MHz



Sonda L12-5 12 MHz



Typy ultrazvukových sond



Mechanická sonda:

- B zobrazení v reálném čase
- mechanické vychylování svazku
- generace jedním měničem umístěným na otočné hlavici

Sektorová sonda:

2-3 MHz

- měniče uspořádané do krátké lineární řady
- buzeny současně
- s různou fází
- elektronické vychylování svazku v sondě s úzkou základnou.

Konvexní sonda:

1-6 MHz

- měniče jsou uspořádané do konvexně vyklenuté řady

Lineární sonda:

5-20 MHz

- měniče jsou uspořádané v jedné řadě
- počet vertikálních obrazových řádků je úměrný počtu měničů

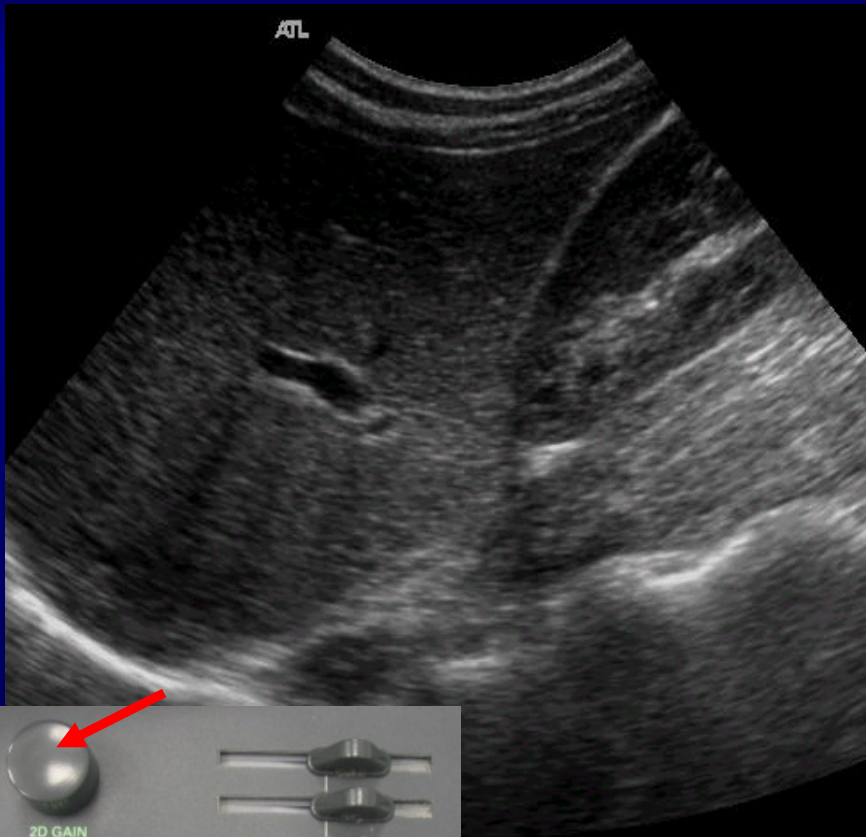
Další typy ultrazvukových sond

- endokavitální (mikrokonvexní, lineární, radiální)
- intravaskulární

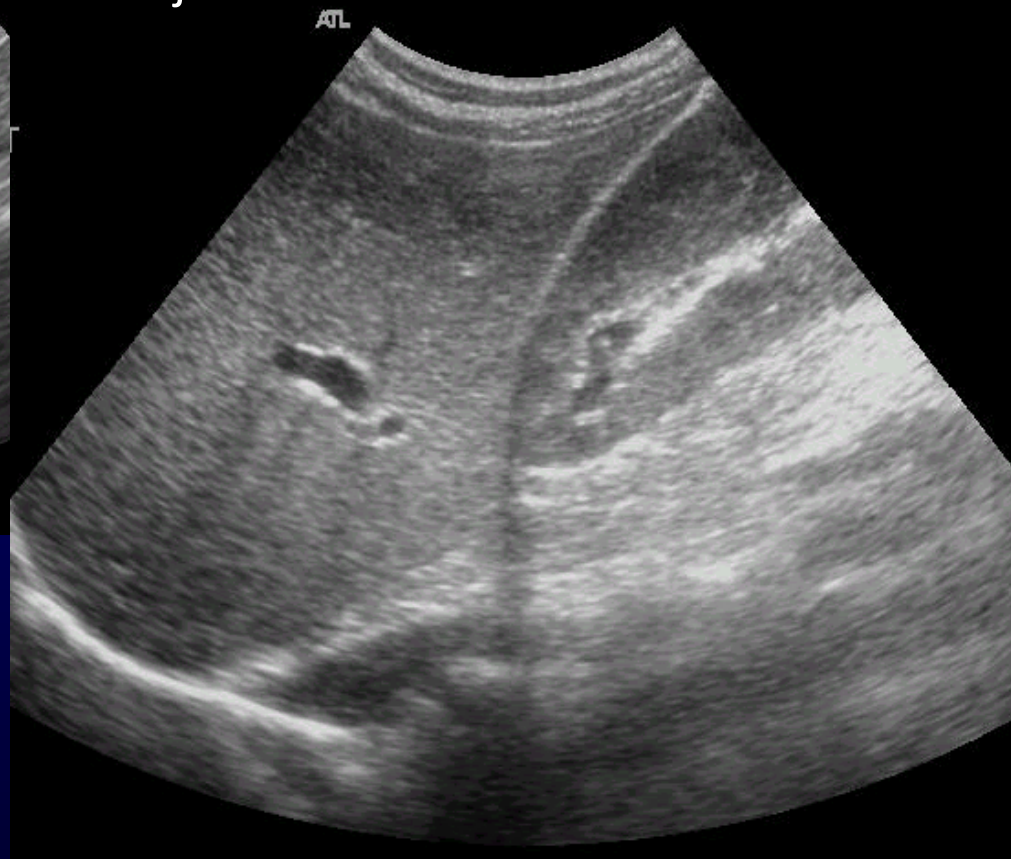


Nastavení přístroje parametry

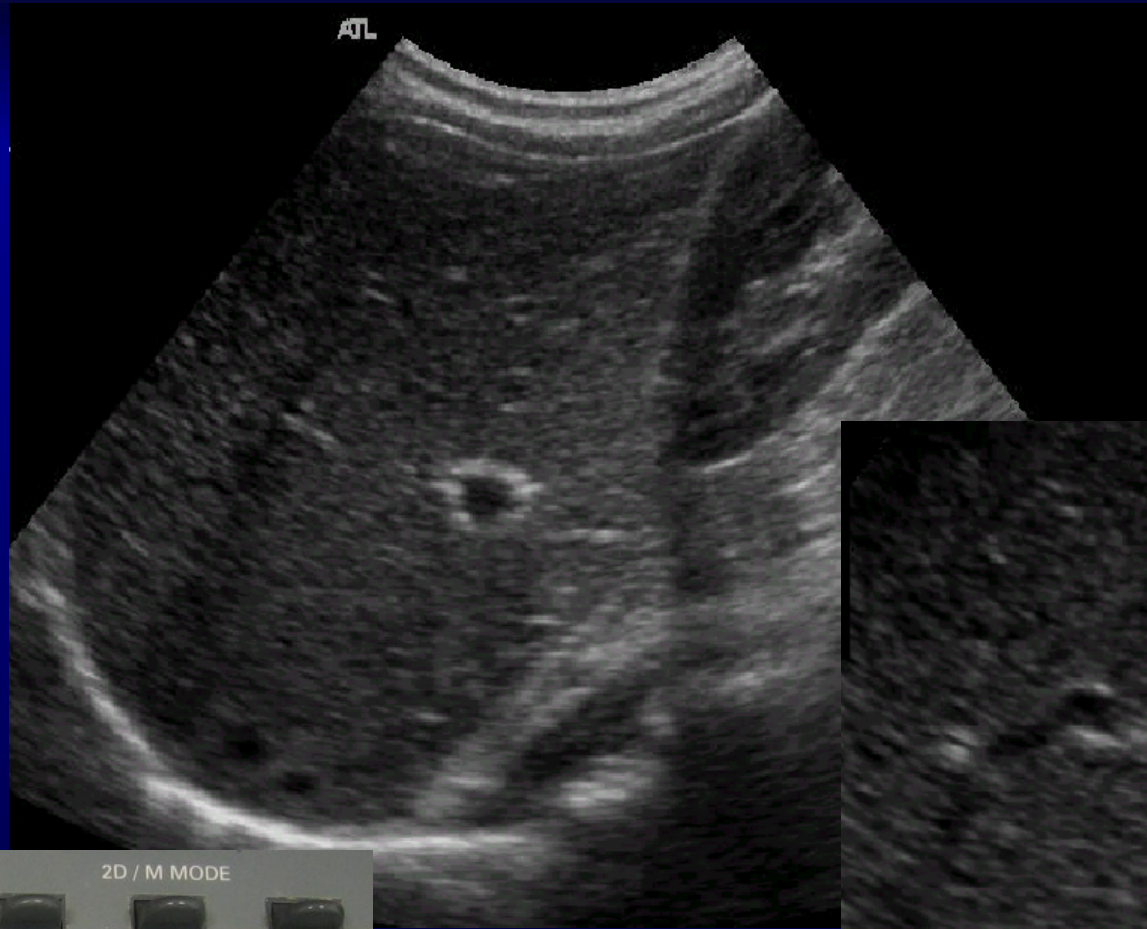
2D Gain a TGC tahové ovladače



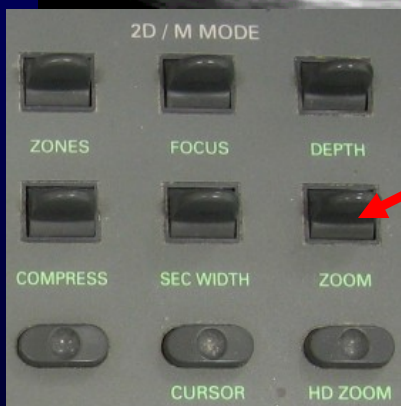
- Time Gain Compensation
- potenciometry - zesílení ech
- lze i automaticky (AGC) jednorázově nebo kontinuálně



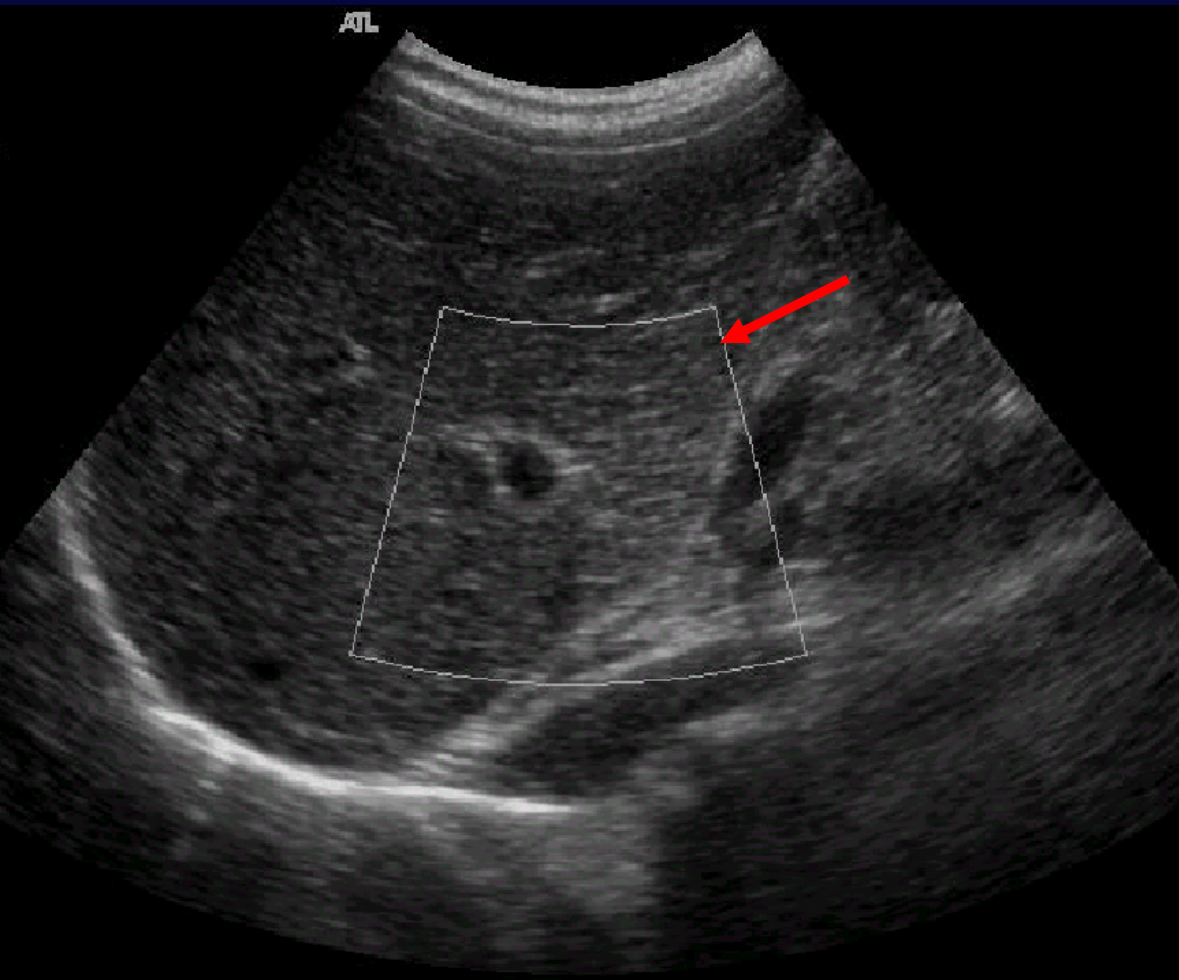
Zoom



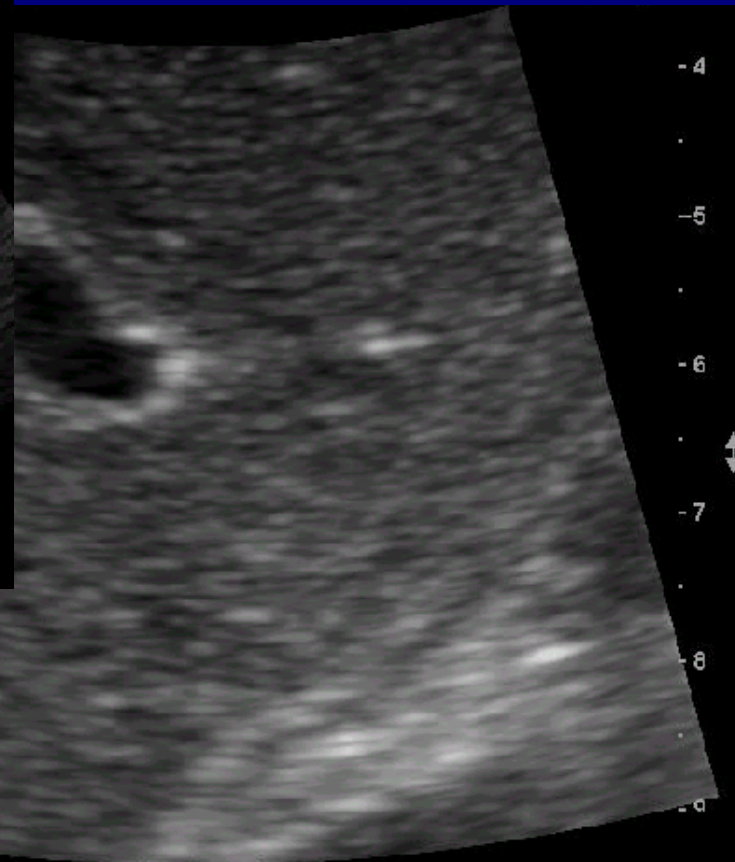
- lupa
- pouze zvětšení pixelu
- není více informací



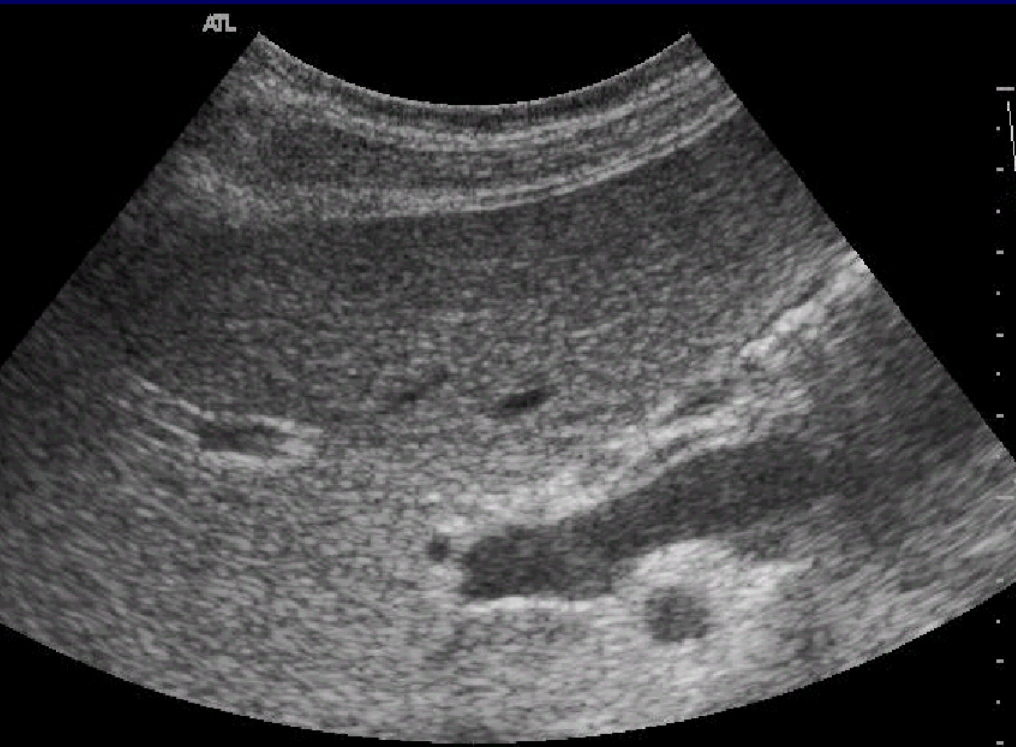
HD - zoom



- High Definition
- výkon výpočetní jednotky přístroje je soustředěn pouze na zvolenou výseč obrazu

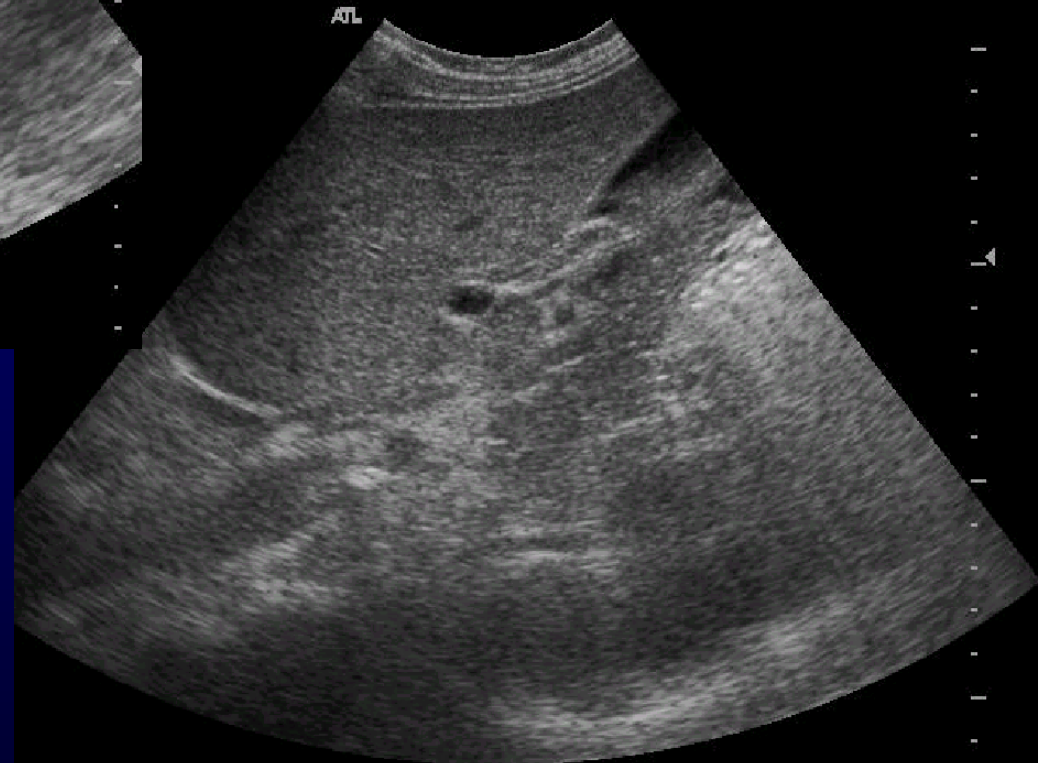


Depth – hloubka zobrazení



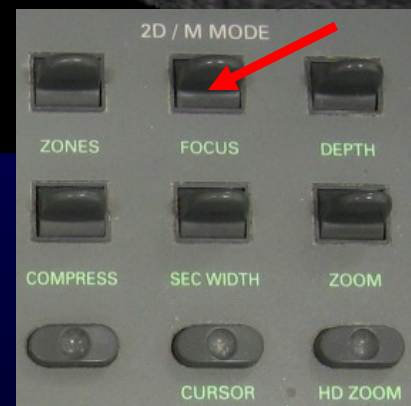
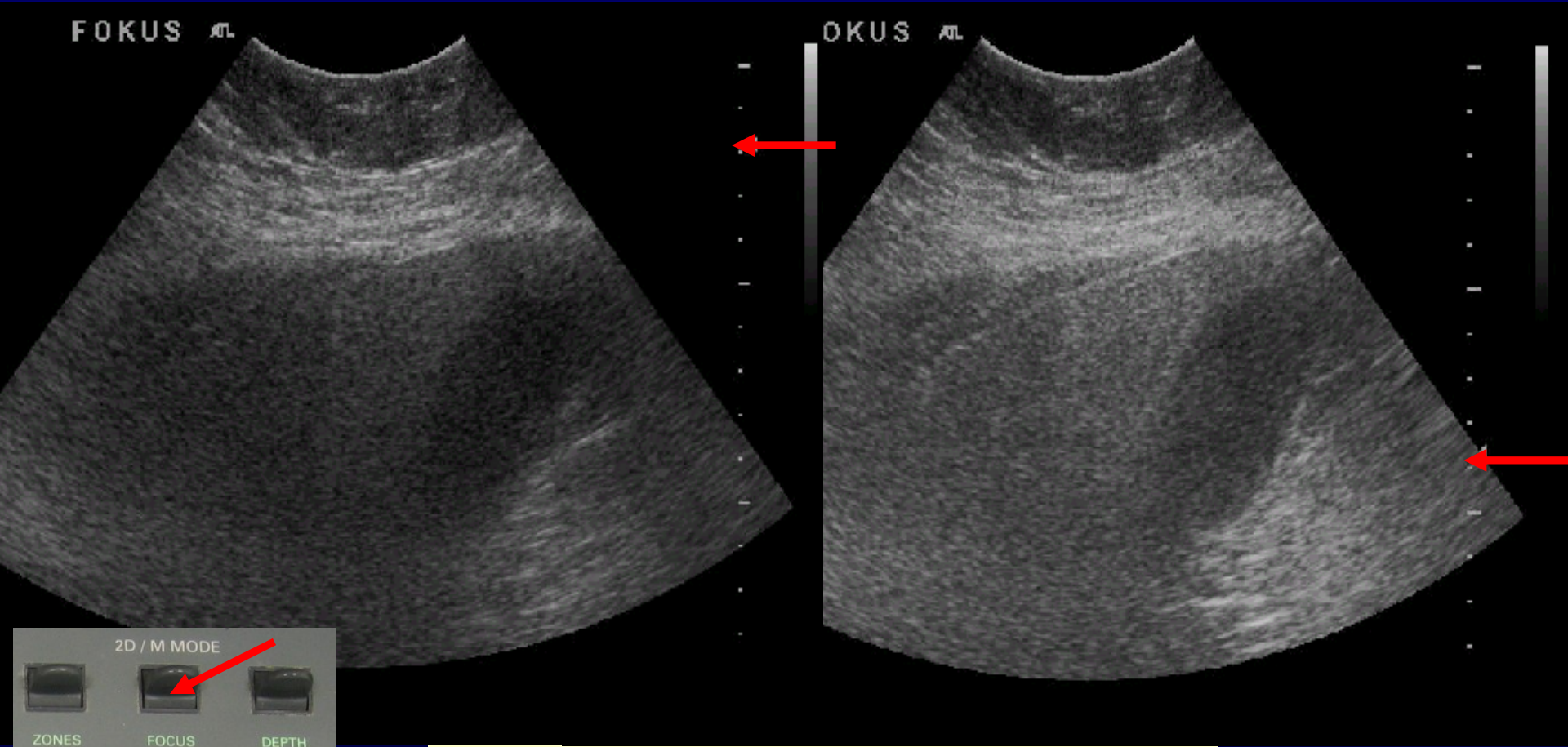
Ovlivní

- mechanický index
- někdy použitou frekvenci sondy
- snímkovací kmitočet - FR
- hloubka fokusace

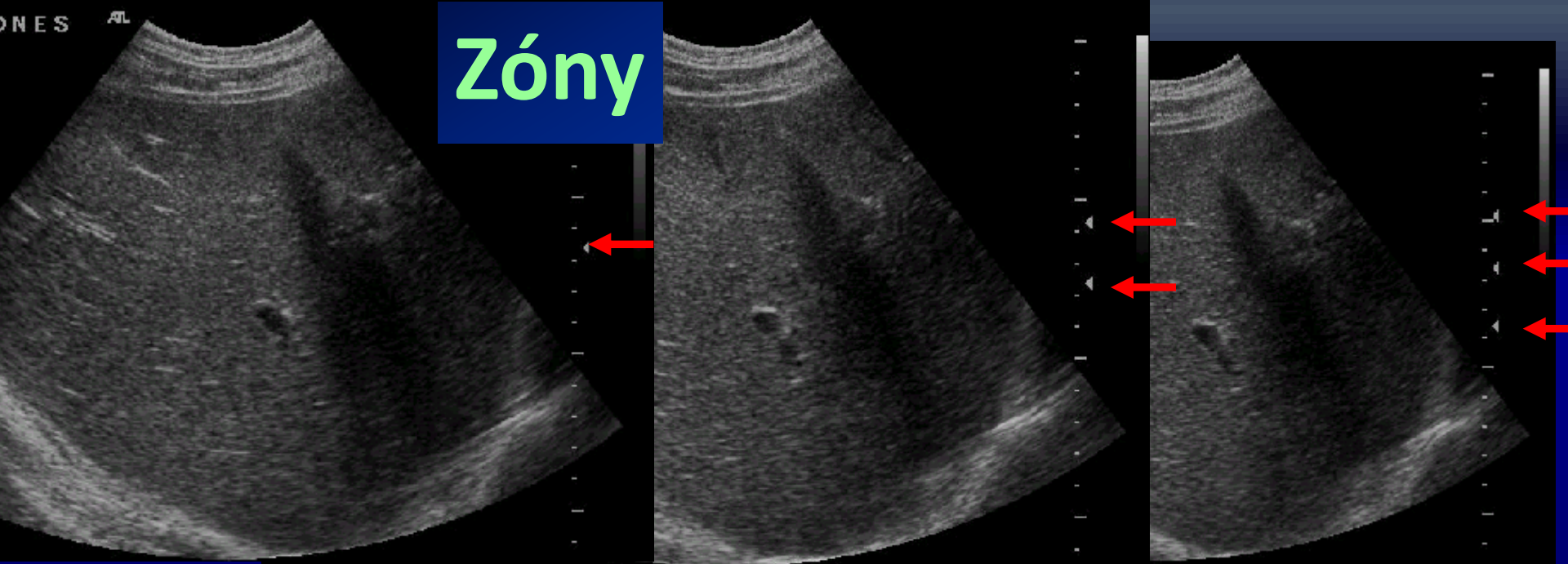


Fokus

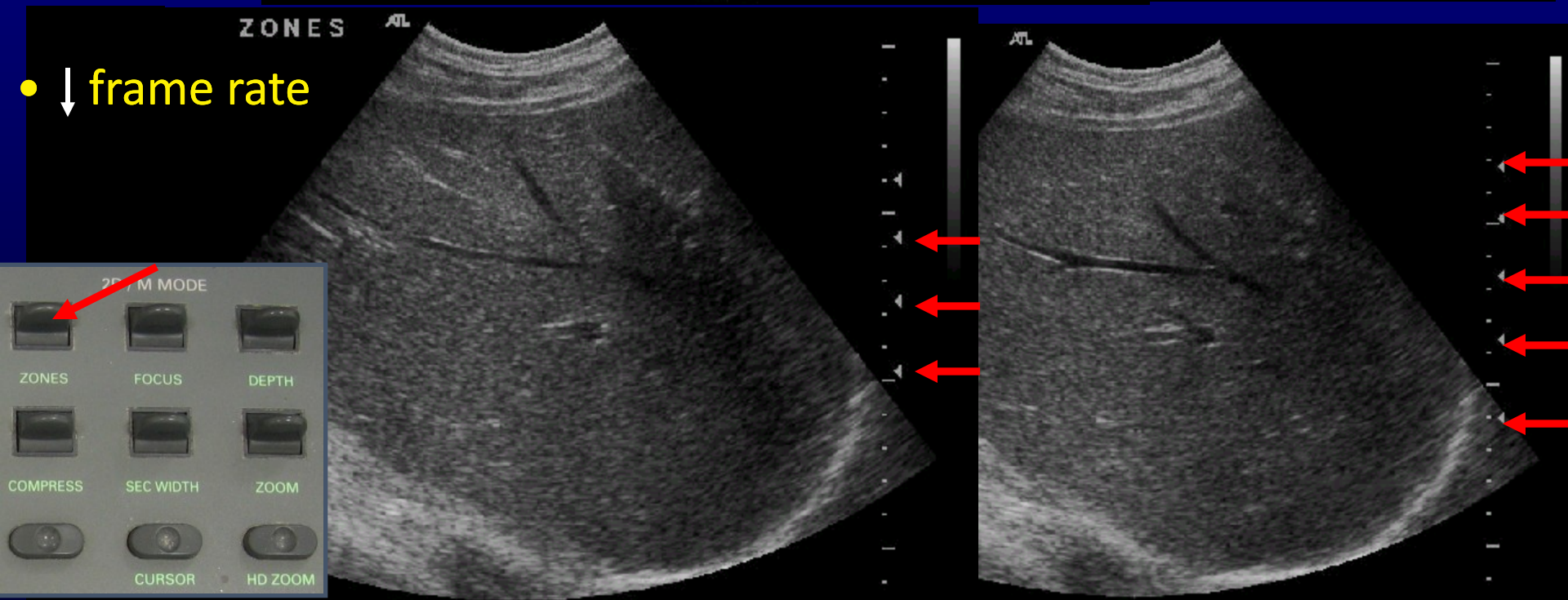
- optimální „zaostření“ uz svazku



Zóny

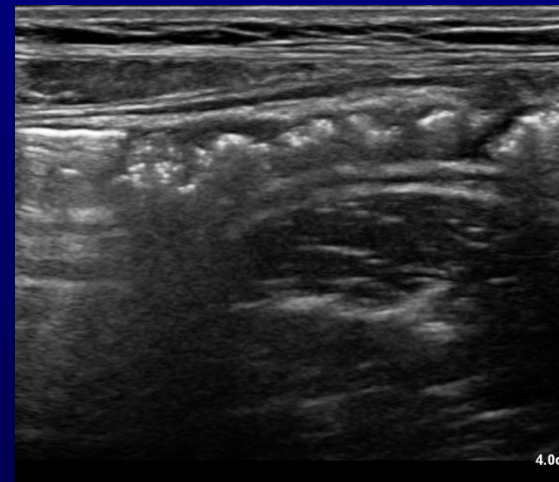
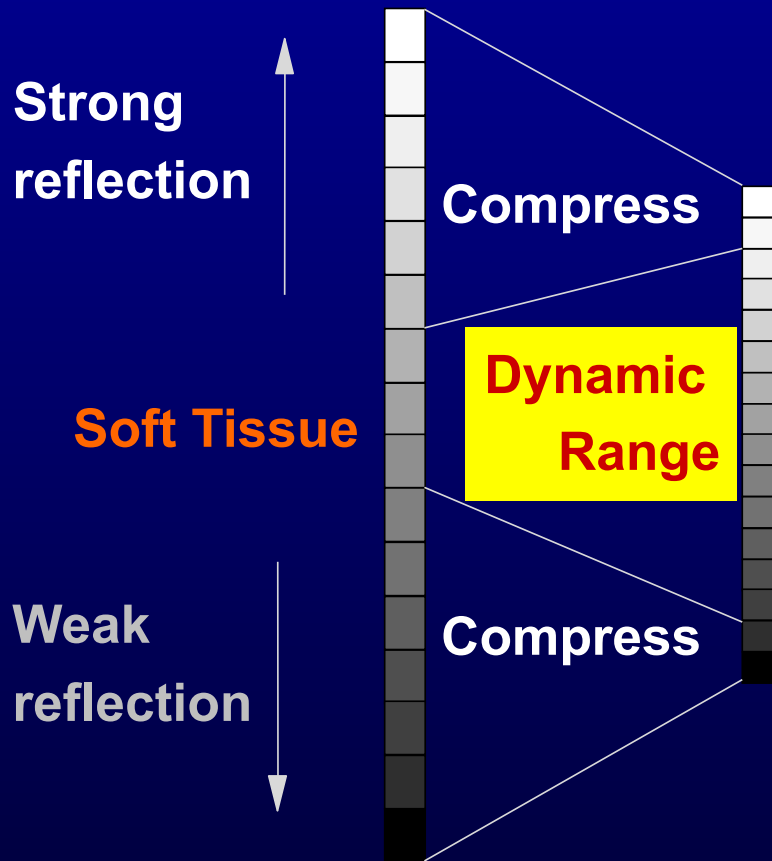


• ↓ frame rate



Kompresa

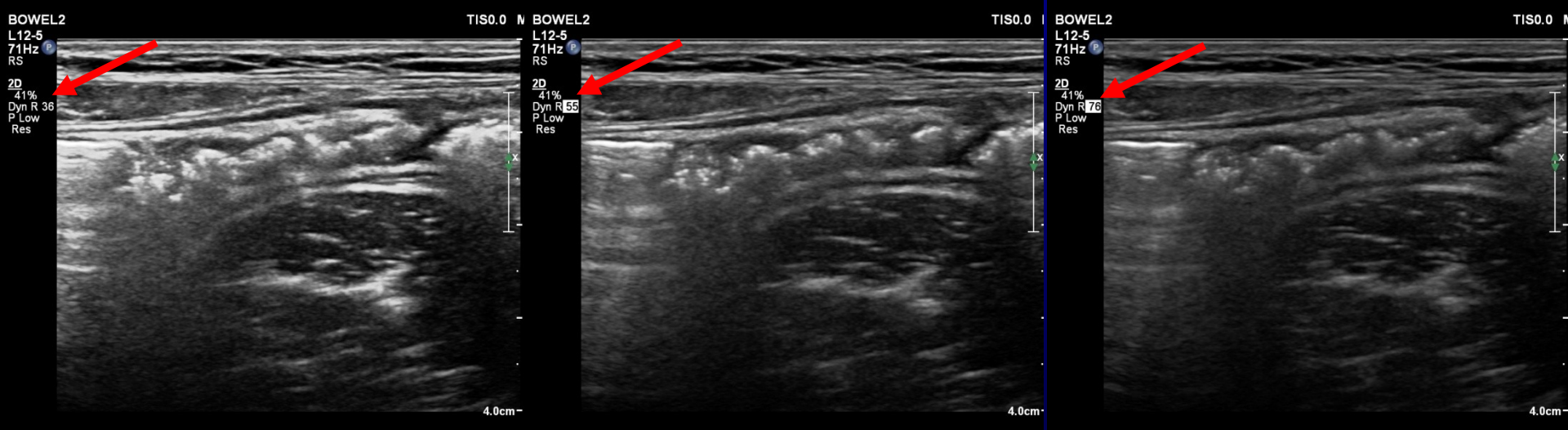
- Určuje jak velký rozsah intenzit přijatého signálu se má zobrazit



Visual light

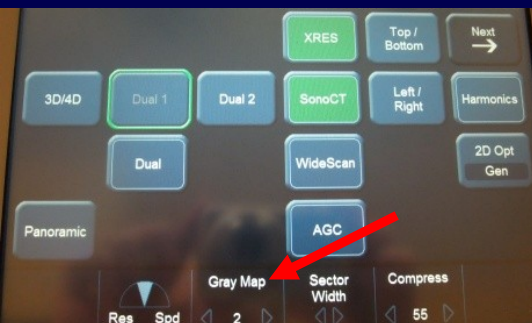
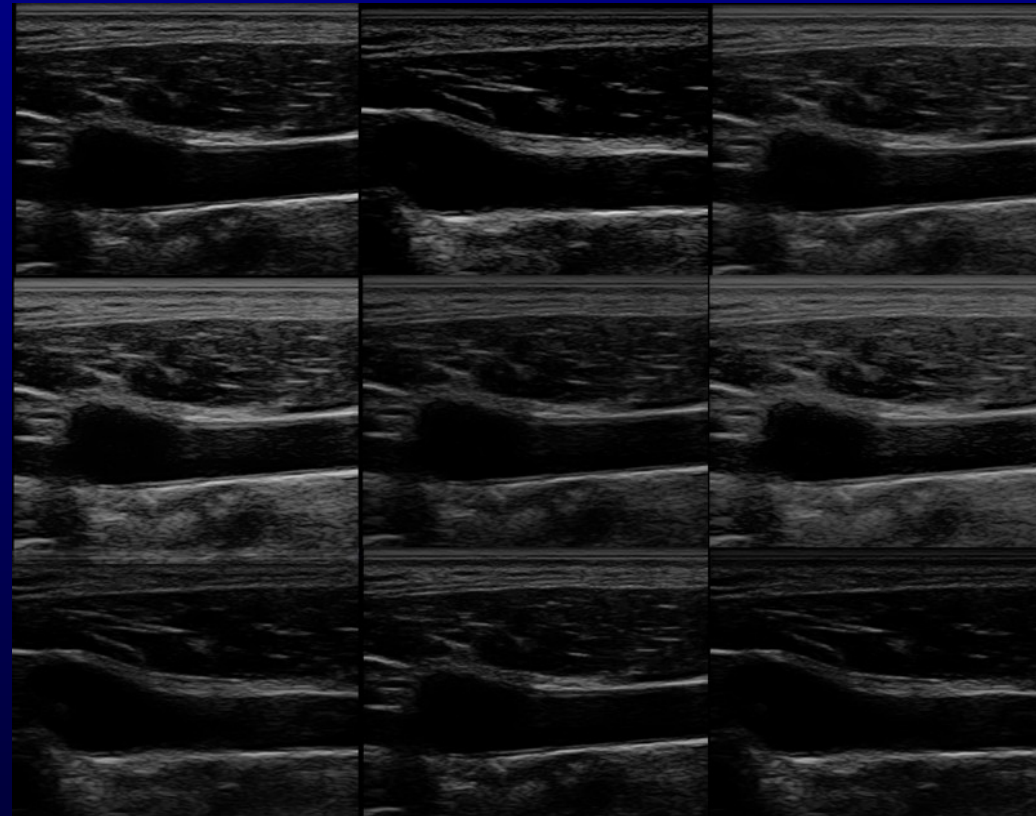
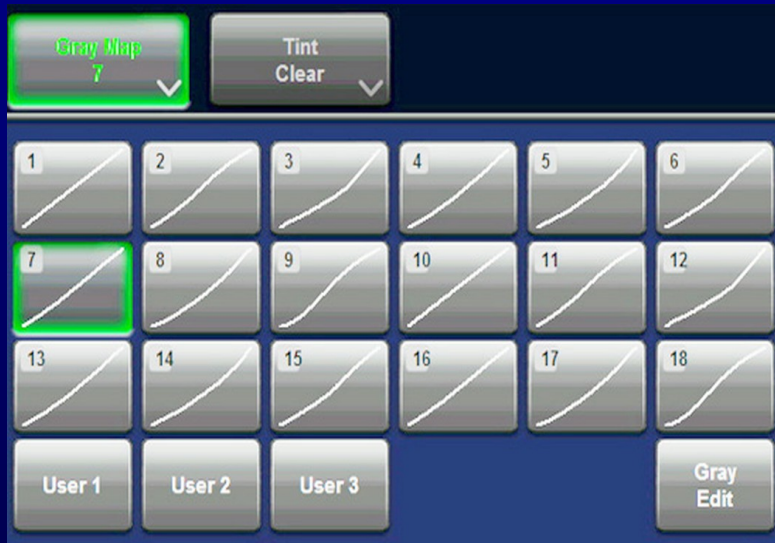
Kompresa , dyn. rozsah

- Malý DR – méně stupňů šedi (více čenobílý), obraz je více **kontrastní**
- Vysoký DR –více stupňů šedi, **hladší** obraz

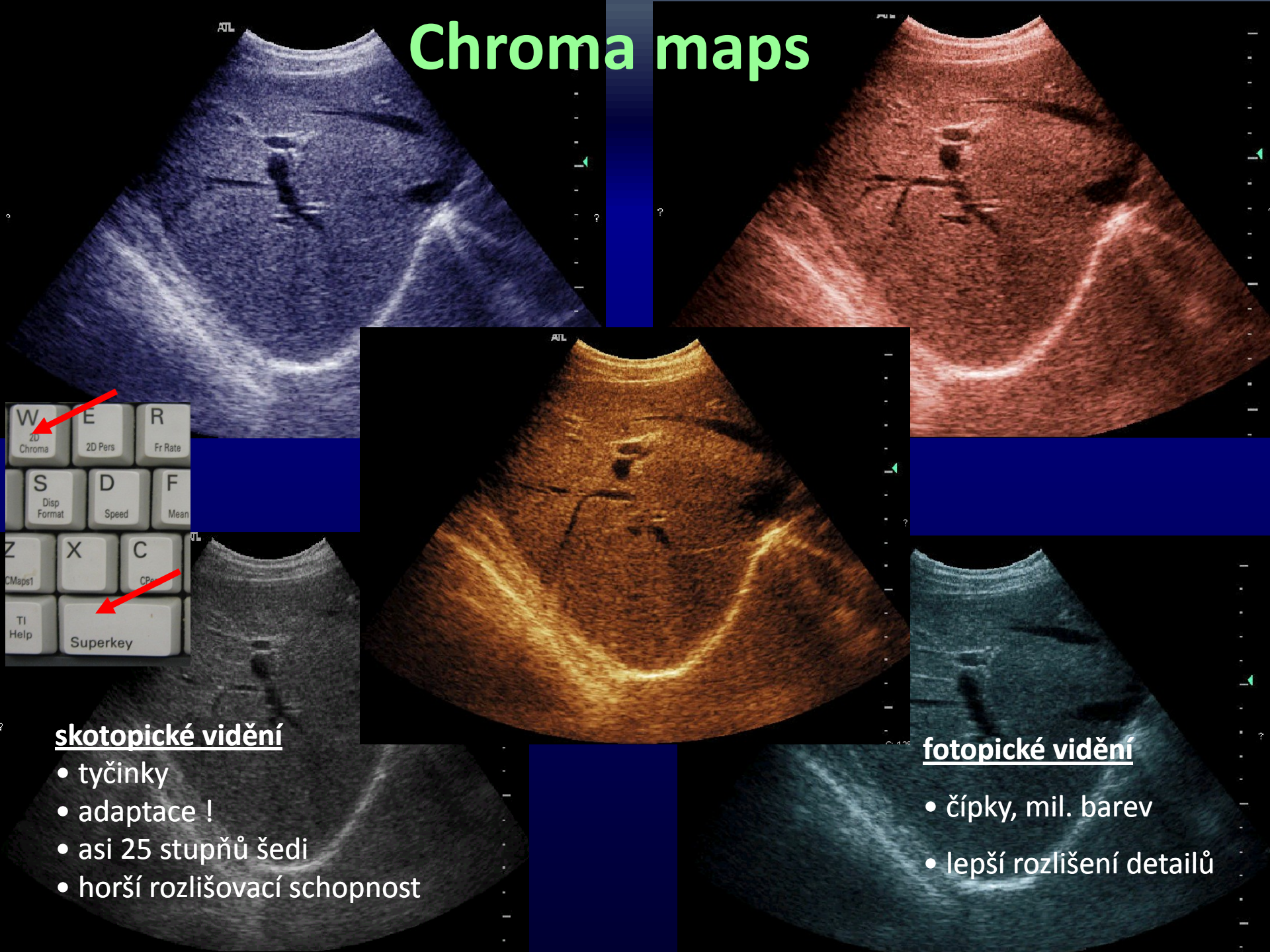


Gray maps

- Podobný vliv na obraz jako DR
- Neovlivňuje celkový počet stupňů šedi
- Přiřazuje danou intenzitu signálu konkrétnímu stupni šedi (křivky)



Chroma maps



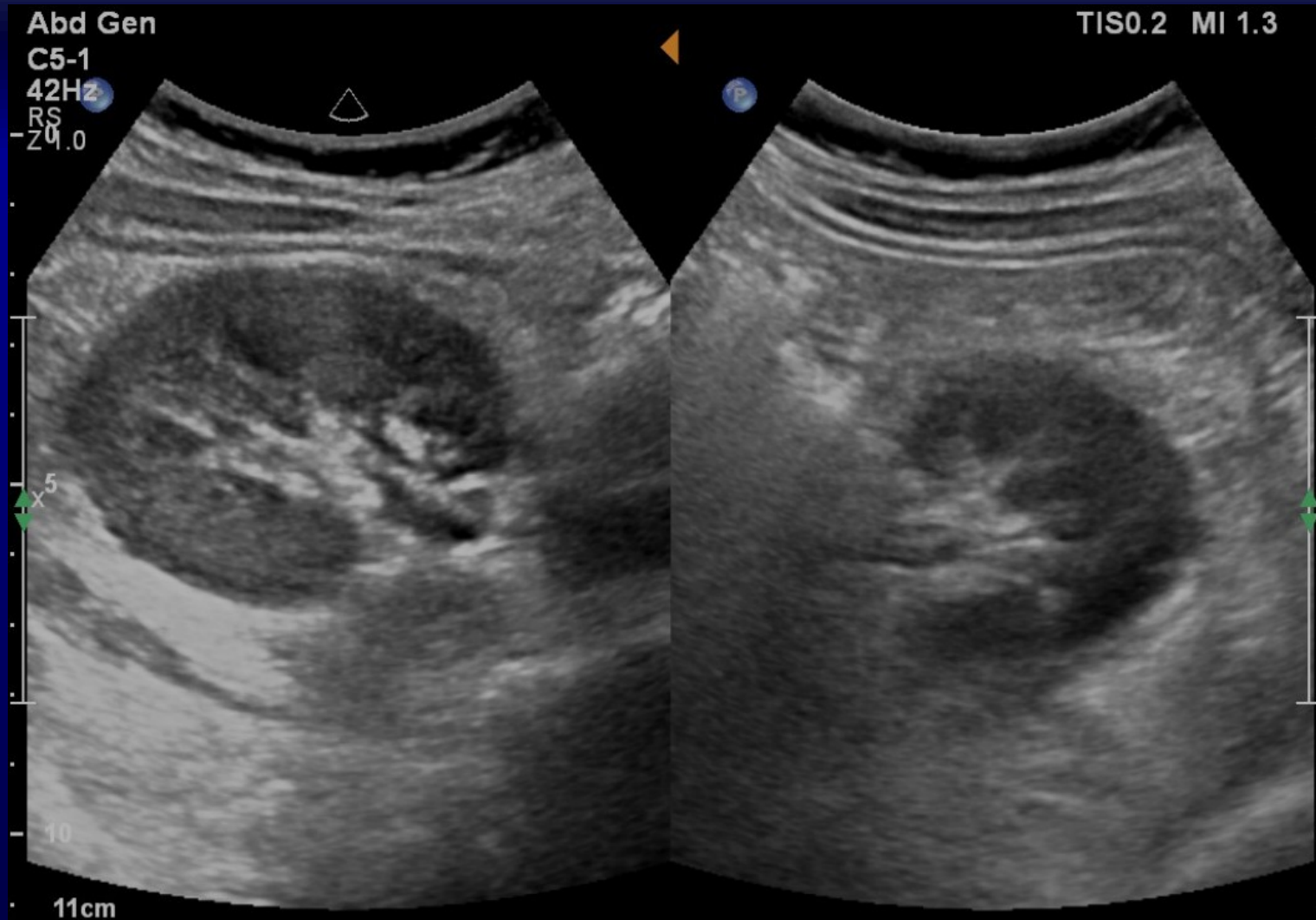
skotopické vidění

- tyčinky
- adaptace !
- asi 25 stupňů šedi
- horší rozlišovací schopnost

fotopické vidění

- čípky, mil. barev
- lepší rozlišení detailů

Duální zobrazení



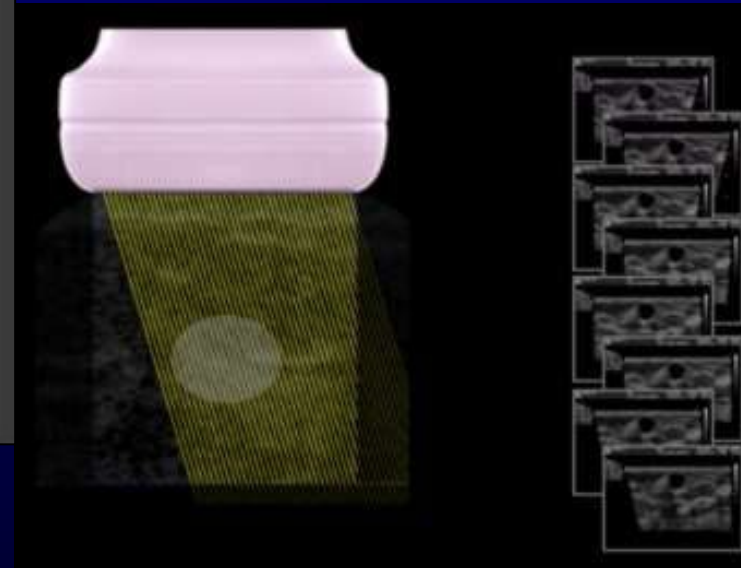
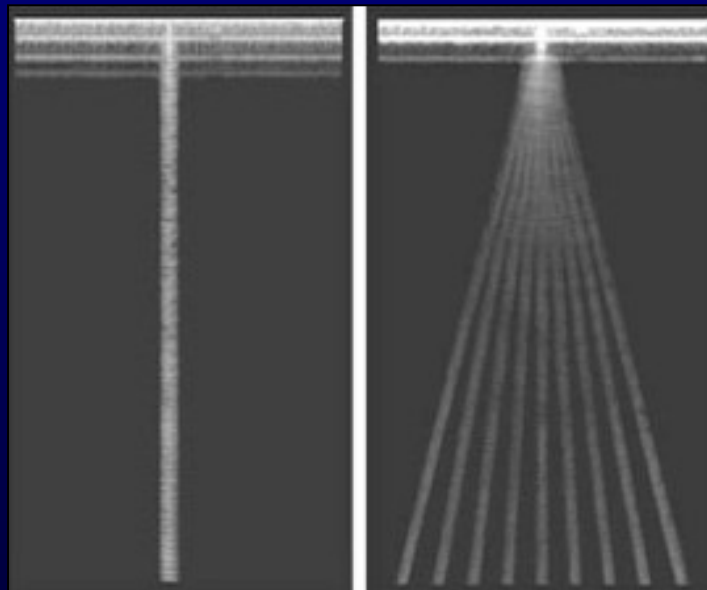
- Srovnání párových struktur
- Výpočet objemu



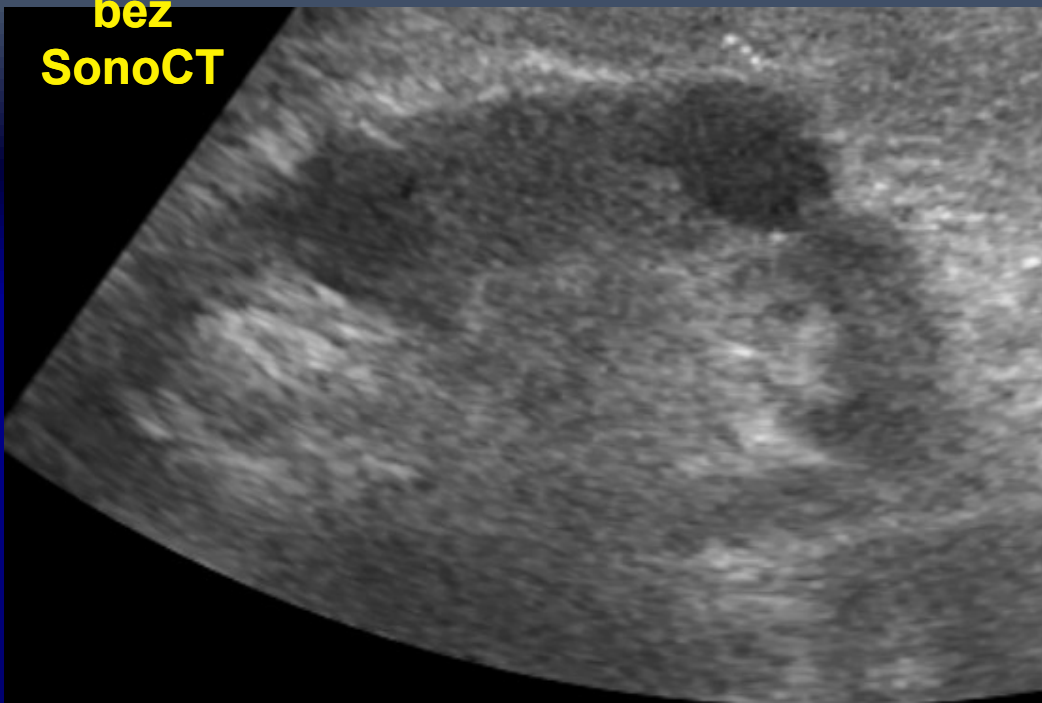
Spatial Compound Imaging

SonoCT, CrossXBeam, CRI, SieClear, ApliPure, ...

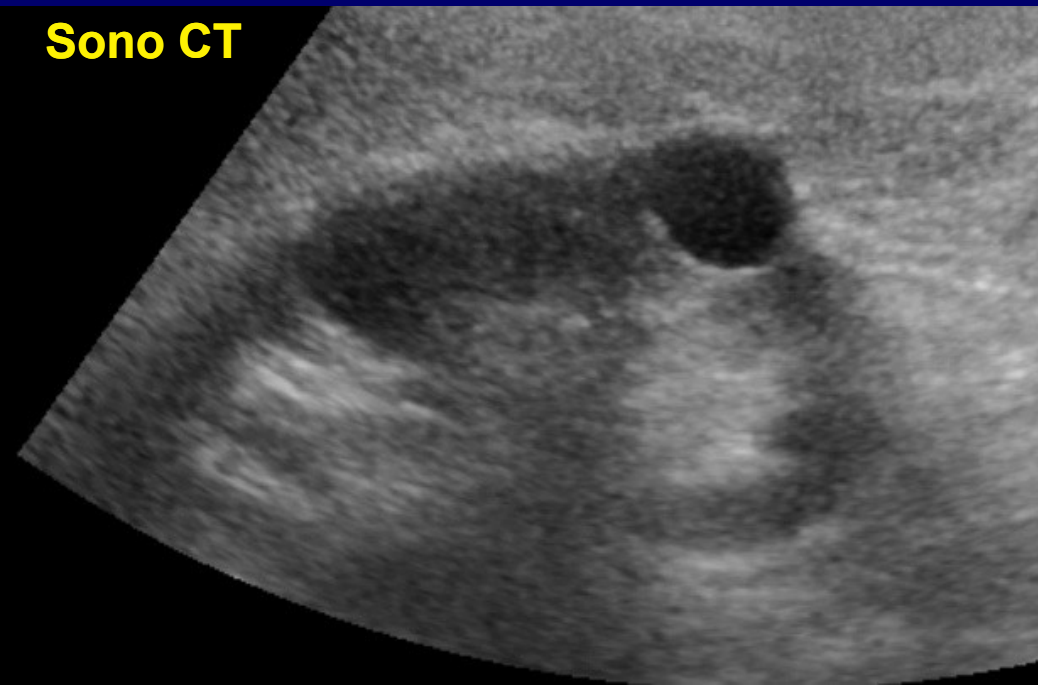
- UZ sonda vysílá svazek pod více úhly (3, 5, 7)
přijaté obrazy se složí do jednoho
 - Omezuje artefakty – např. dorsální stínění
 - Neúčinné u velmi povrchových struktur



bez
SonoCT

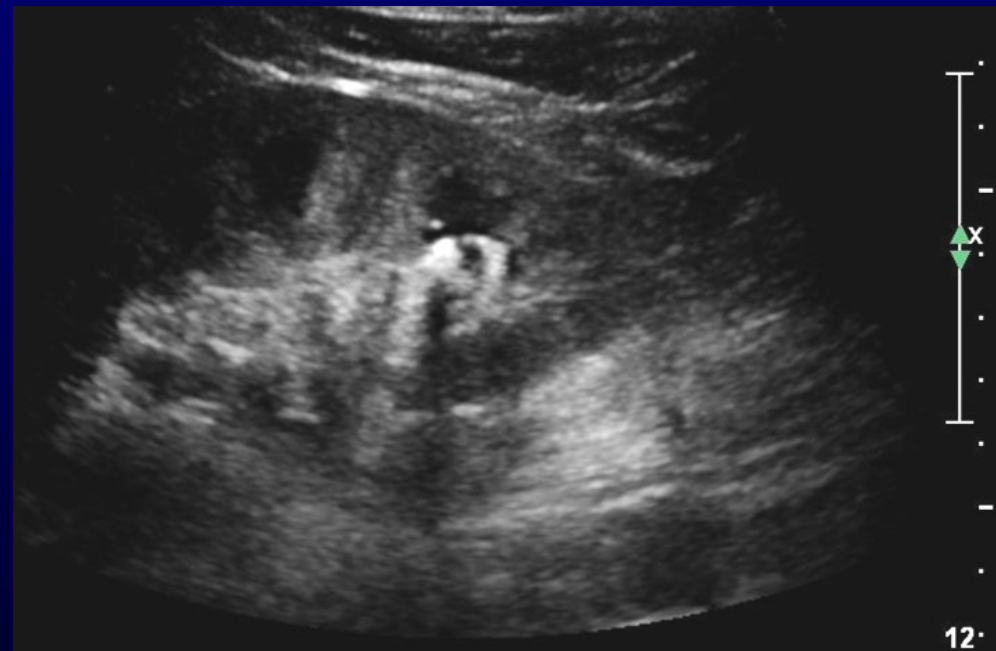
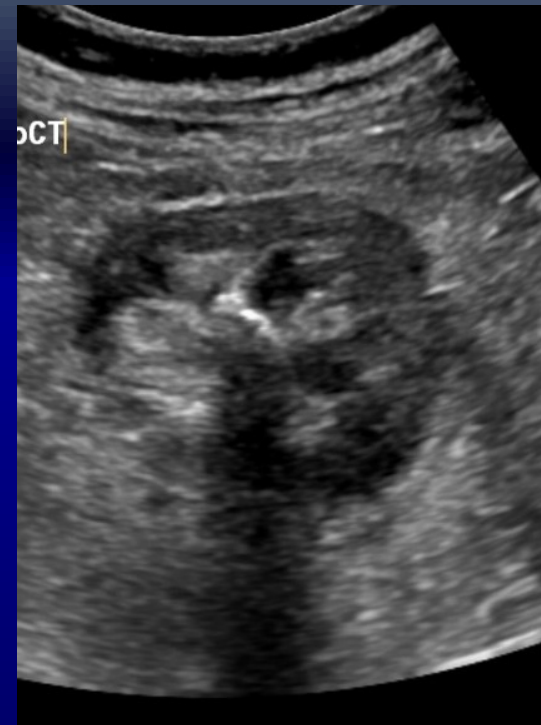


Sono CT

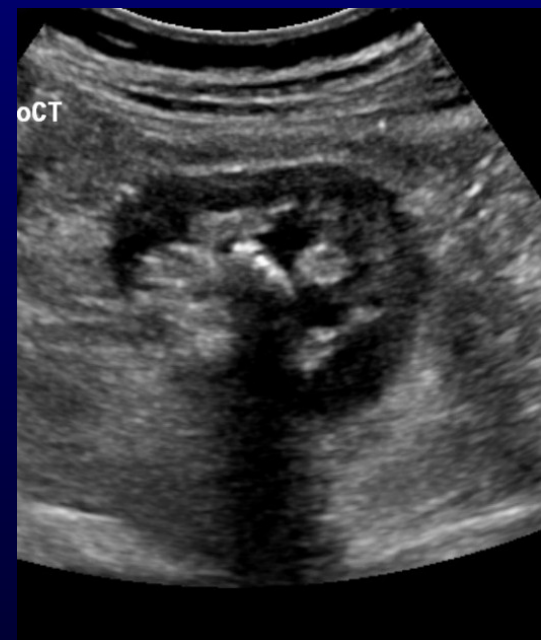




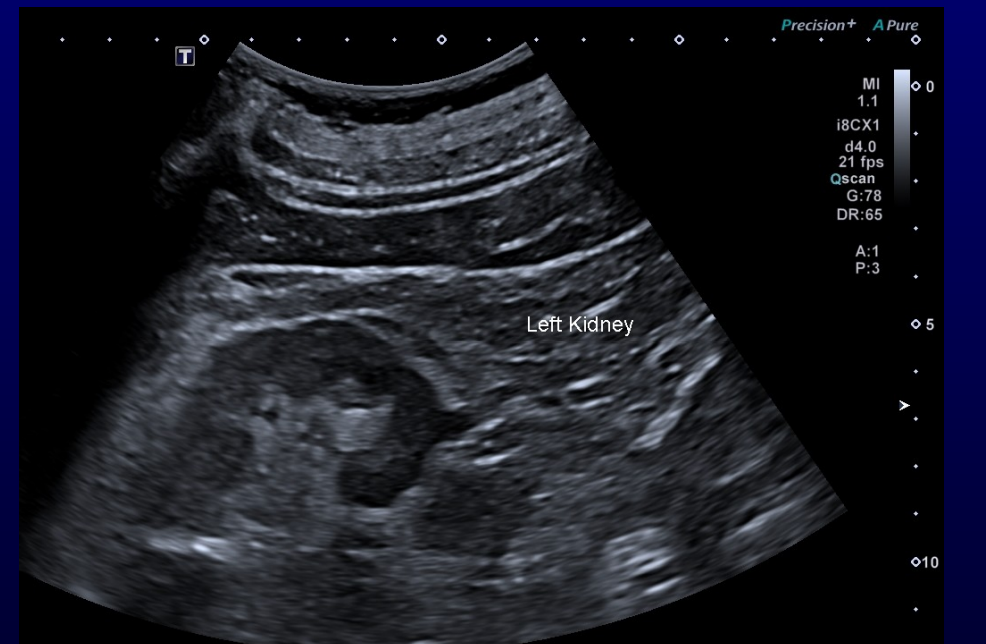
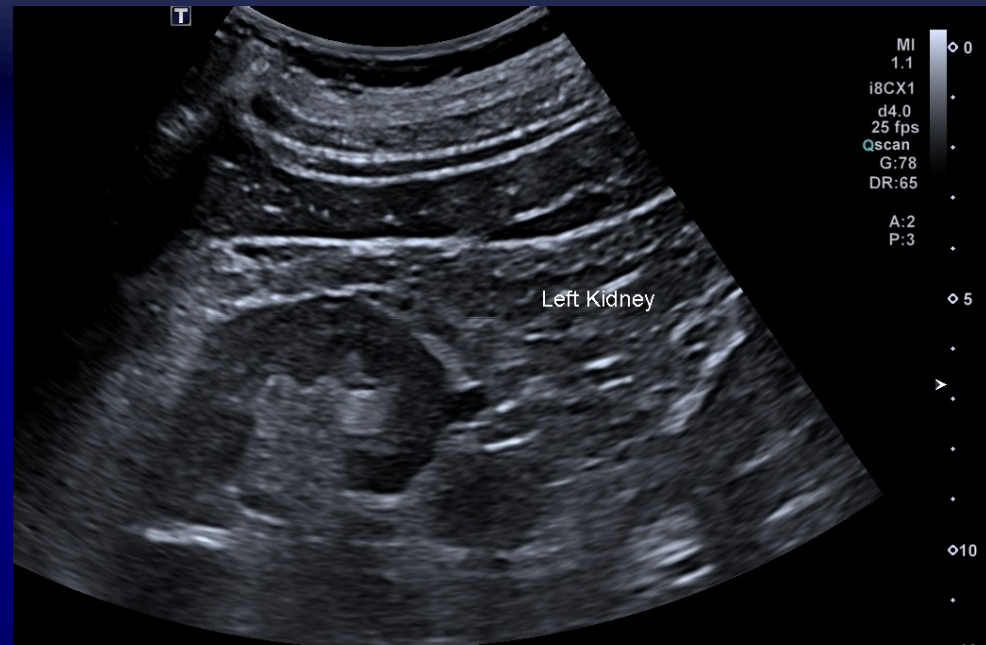
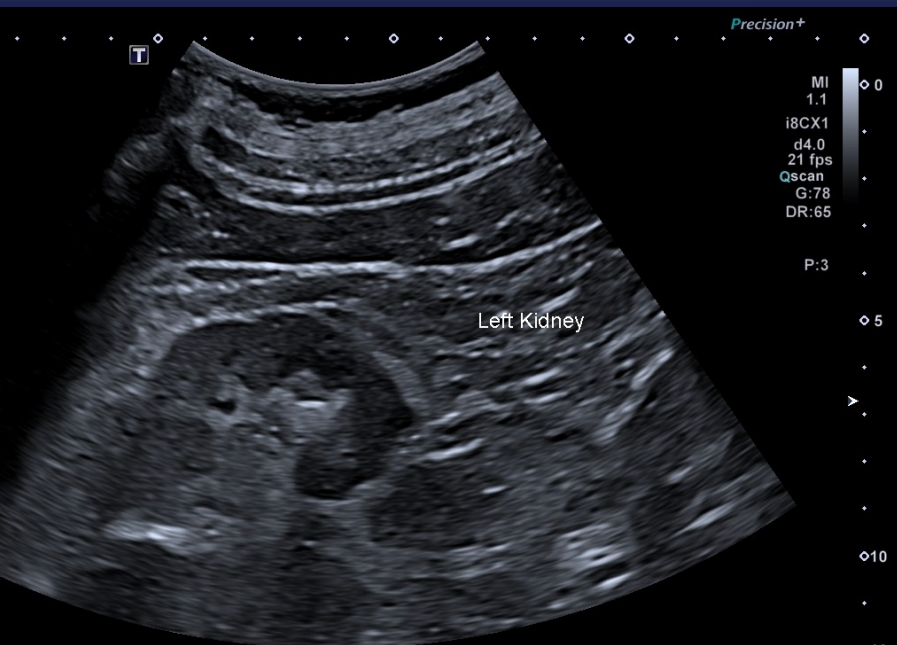
bez SonoCT



Sono CT



ApliPure – různá intenzita nastavení

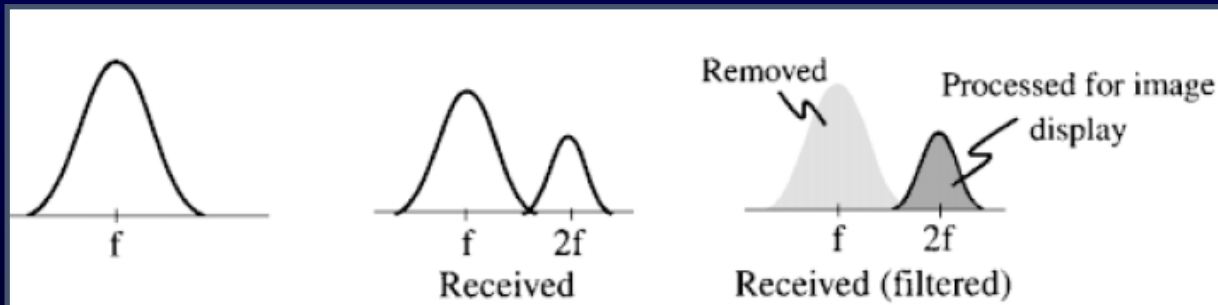


Harmonické zobrazení - přirozené

STL

STL

- detekce druhého harmonického kmitočtu a potlačení základního kmitočtu vysílaného sondou
- výrazné zlepšení poměru signál-šum



bez HARM

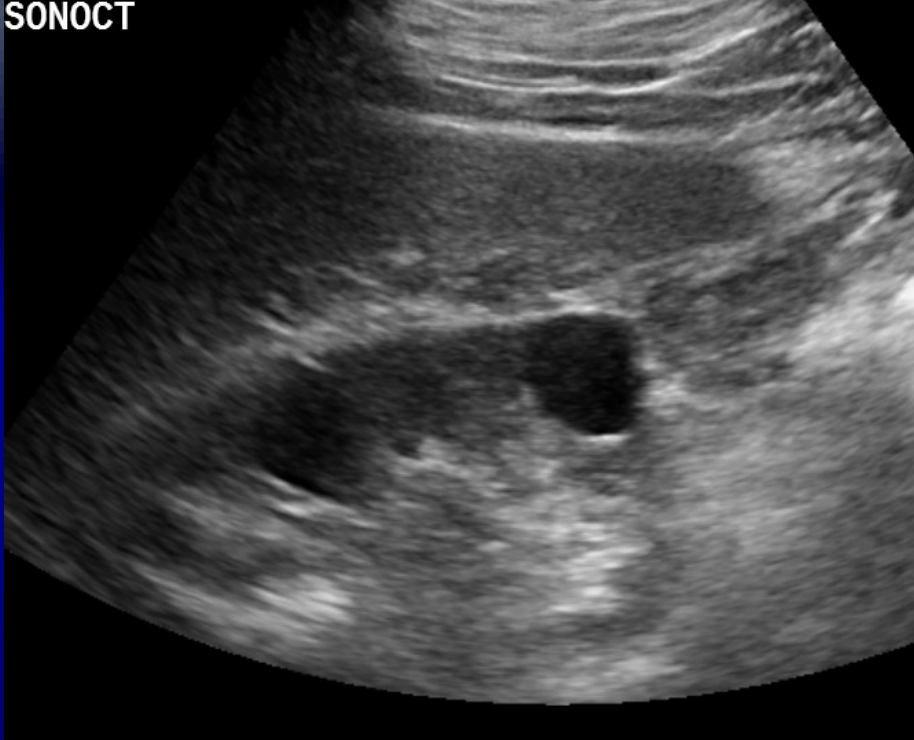


HARM



Zvýrazní dorsální
akustický stín

SONOCT



bez HARM

SONOCT HARM

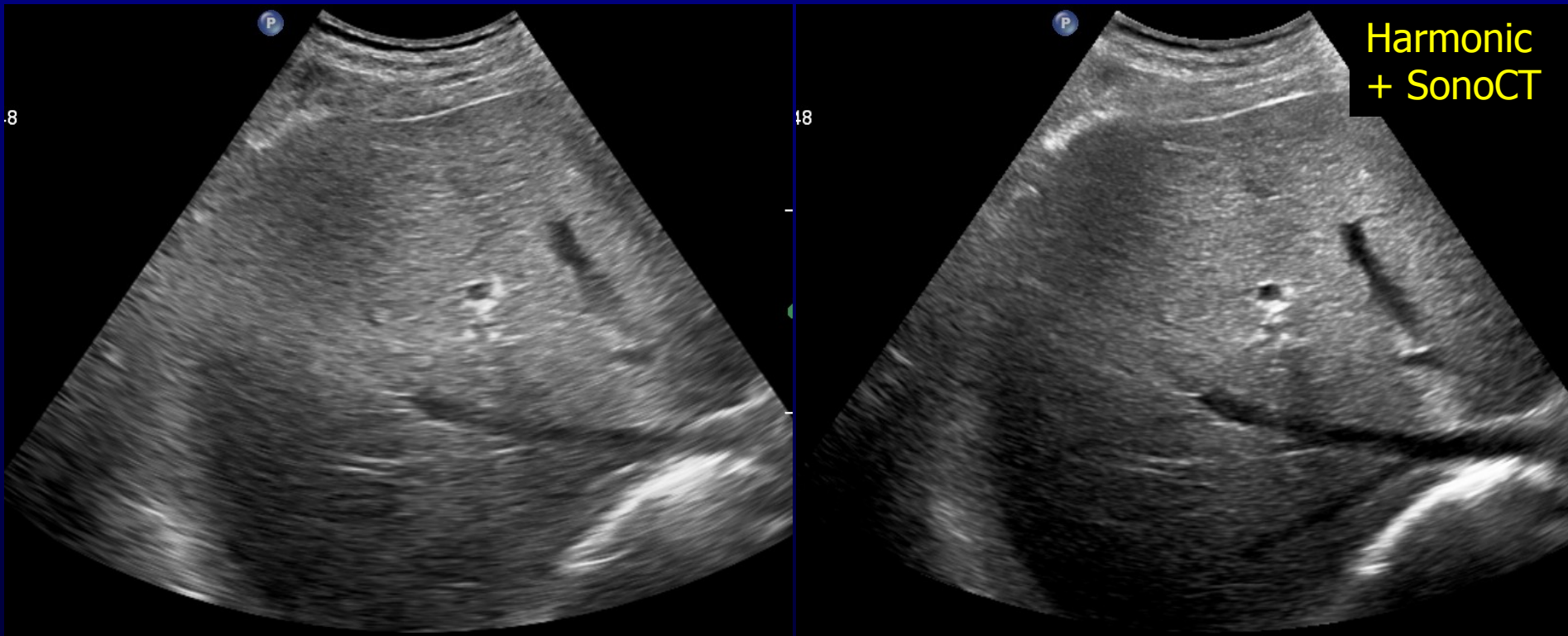


HARM

Lepší odlišení cyst
(zde ledvina)

- **Spatial Compound Imaging + Tissue Harmonic Imaging** – zlepší kvalitu obrazu a hodnocení ložisek

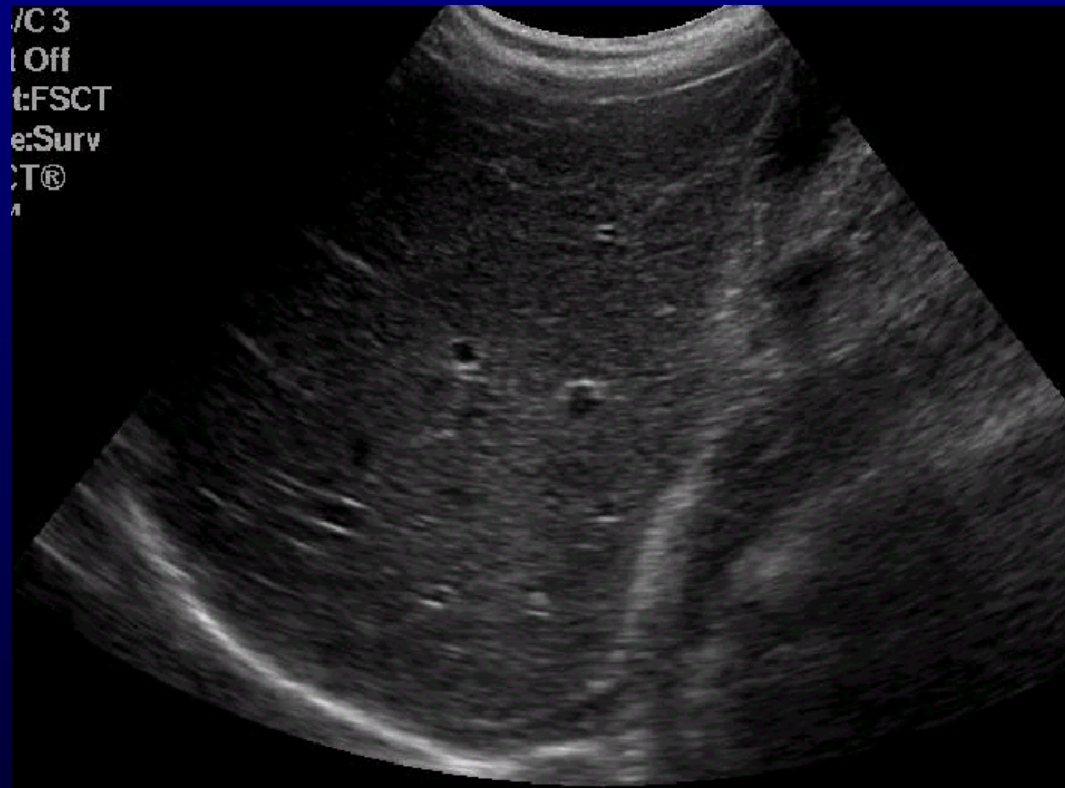
Yen CL, Jeng CM, Yang SS. The benefits of comparing conventional sonography, real-time spatial compound sonography, tissue harmonic sonography, and tissue harmonic compound sonography of hepatic lesions. Clin Imaging. 2008 Jan-Feb;32(1):11-5.



Speckle reduction

X-res, SRI, iClear, Adaptive Speckle Reduction, SonoHD, ApliPure+

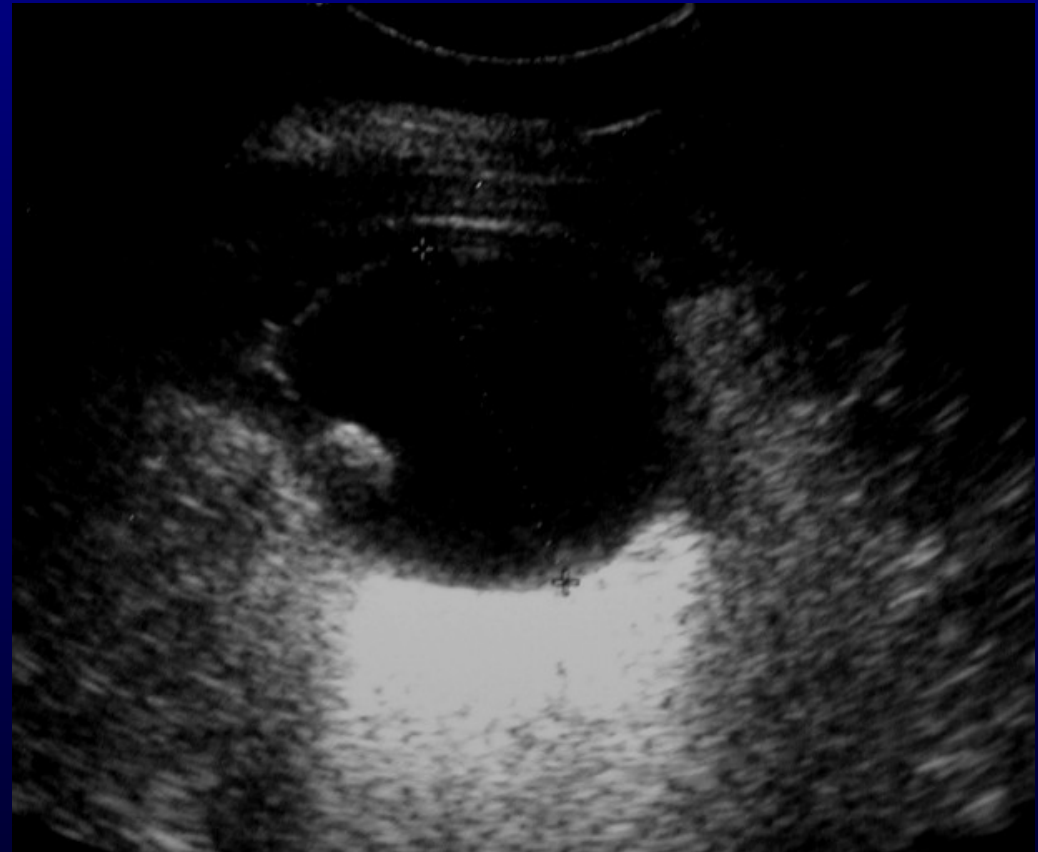
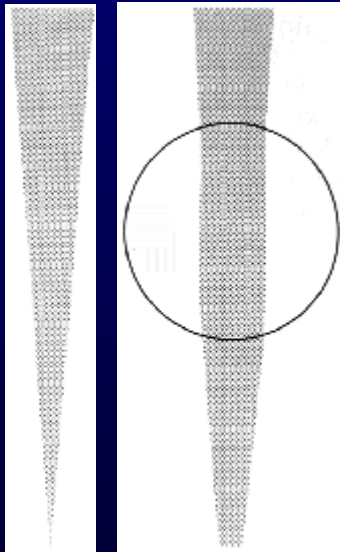
- Speckle v UZ obraze představují specifický šum, jsou výsledkem interference vln vznikajících při Rayleighově rozptylu
 - Jde o obrazový artefakt, ale nese informaci o prostředí
- Postprocessing
- Čistší obraz, bez artefaktů



**Artefakty B modu a
způsob jejich
eliminace**

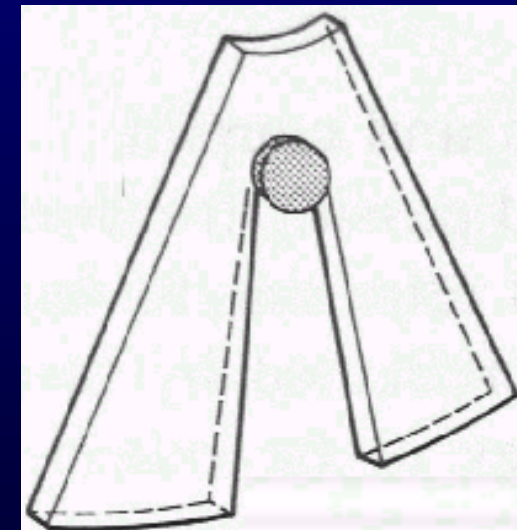
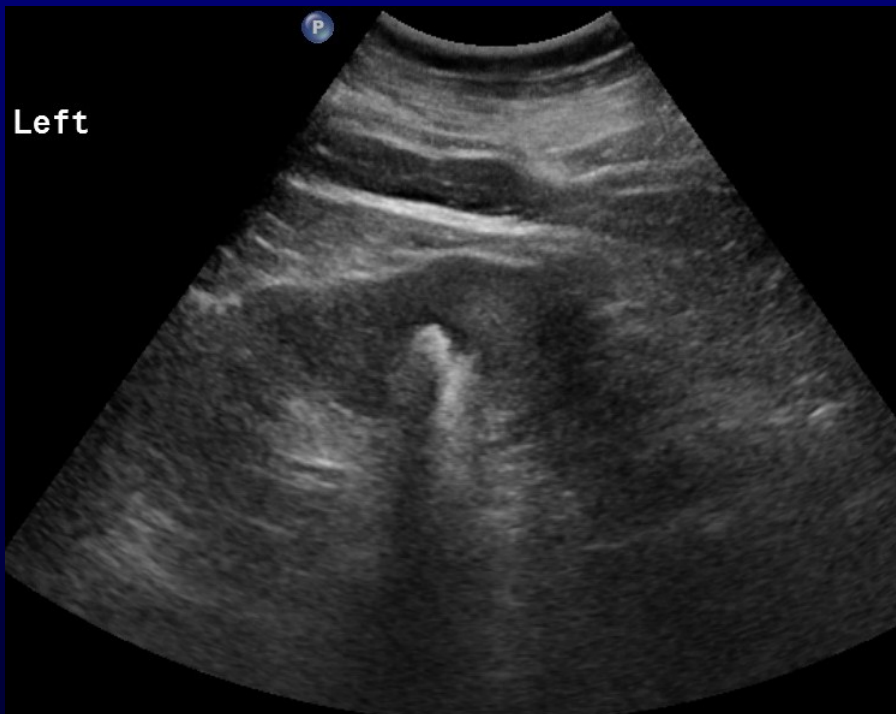
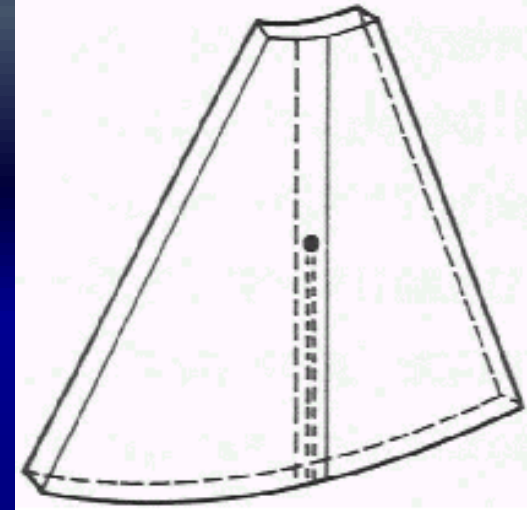
dorzální akustické zesílení

- za strukturami s malým útlumem (např. cysty)
- větší energie prošlého signálu
- odrazy za cystou jsou silnější



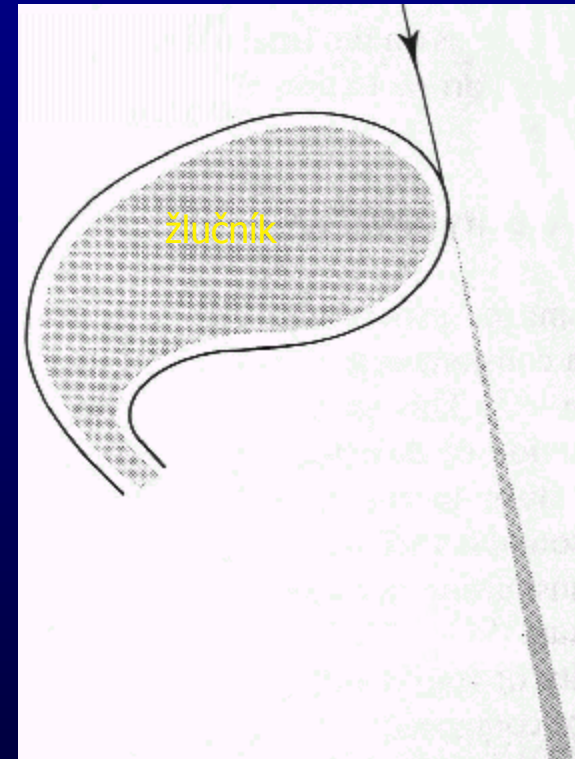
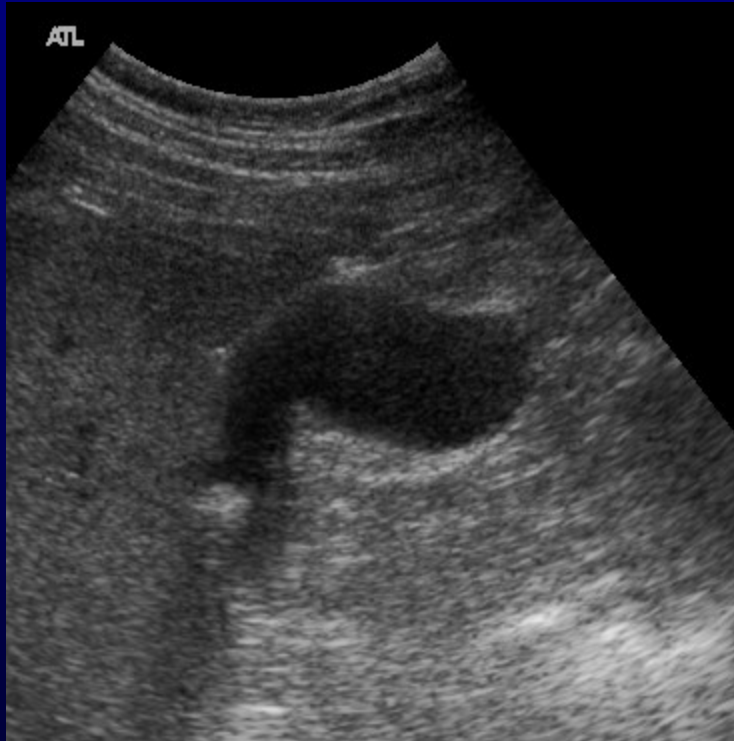
akustický stín

- **odraz** signálu zpět nebo **absorpce**
- oblast v akustickém stínu nelze posoudit
- **konkrement/kalcifikace/kost, plyn**
- **fokusace**



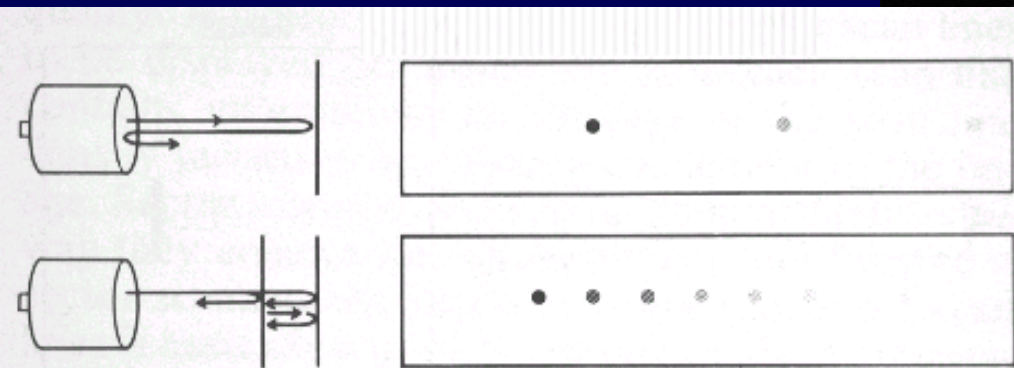
fenomén okrajového stínu

- za oválnými dutinami, např. žlučníkem
- tangenciální dopad vlnění
- rozptyl a lom vlnění



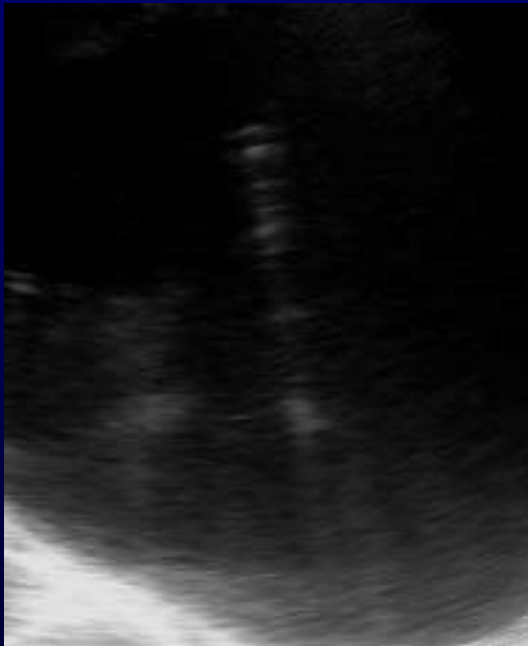
reverberace (opakovaní)

- opakované odrazy na paralelních odrazových plochách
- komplex stejně vzdálených ech
- intenzita s hloubkou klesá
- dojem vnitřní struktury (u cystických útvarů)
- např.: „ohony komet“



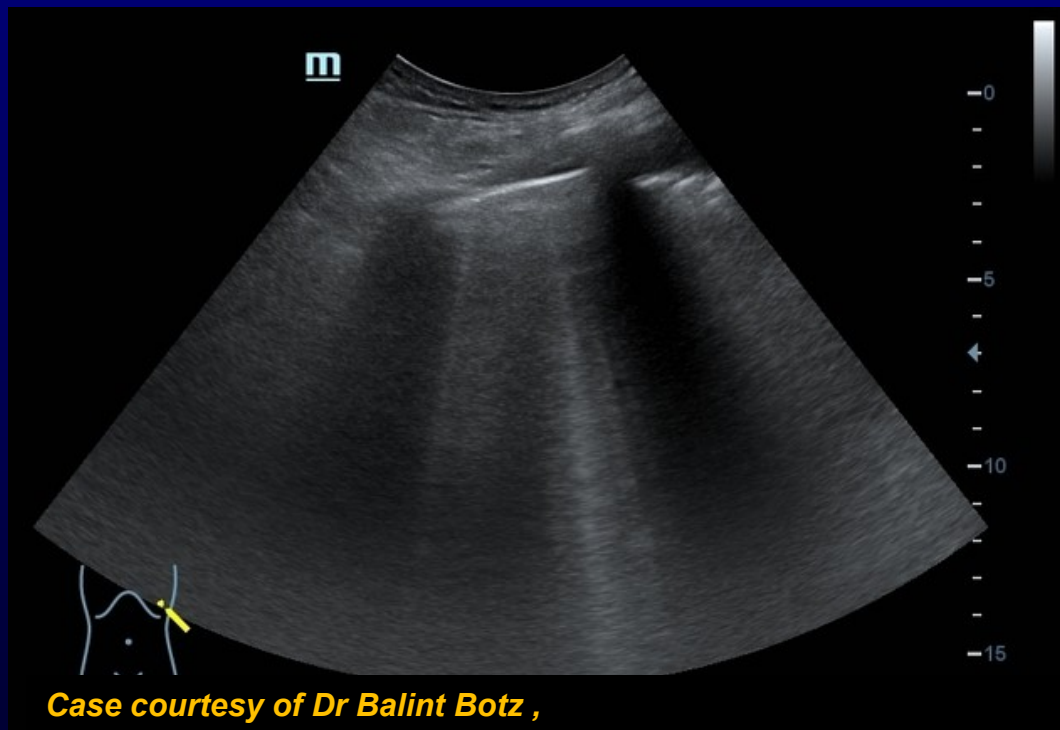
ohon komety

- jedná se o zvýrazněnou reverbaci dvou přilehlých rozhraní
- drobné kameny, svorky
- výsledkem je slábnoucí hyperecho distálně



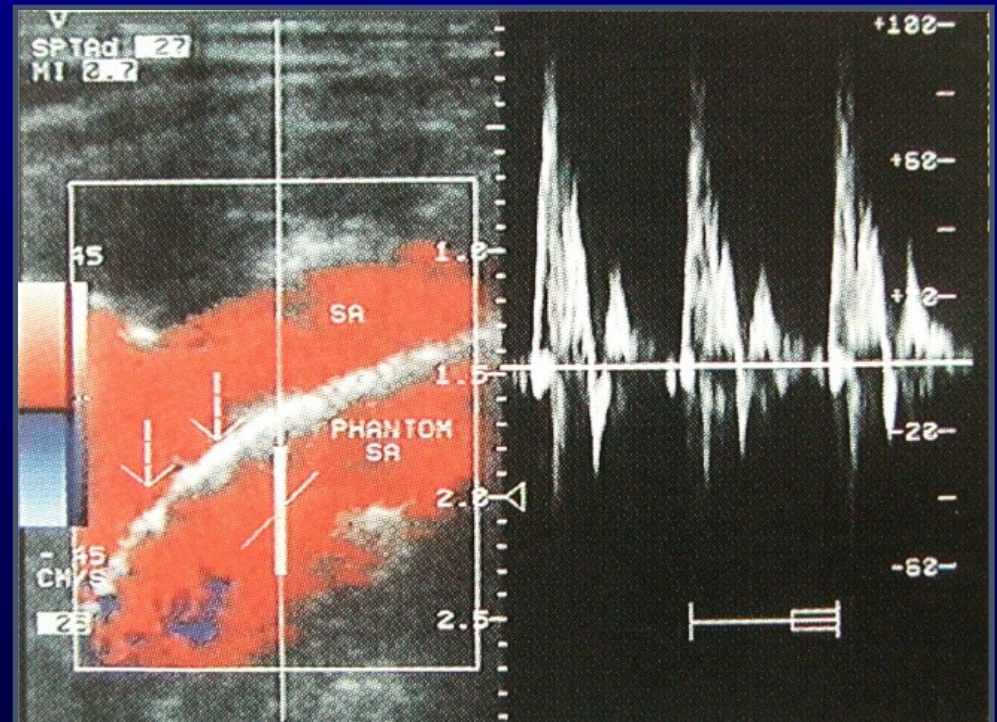
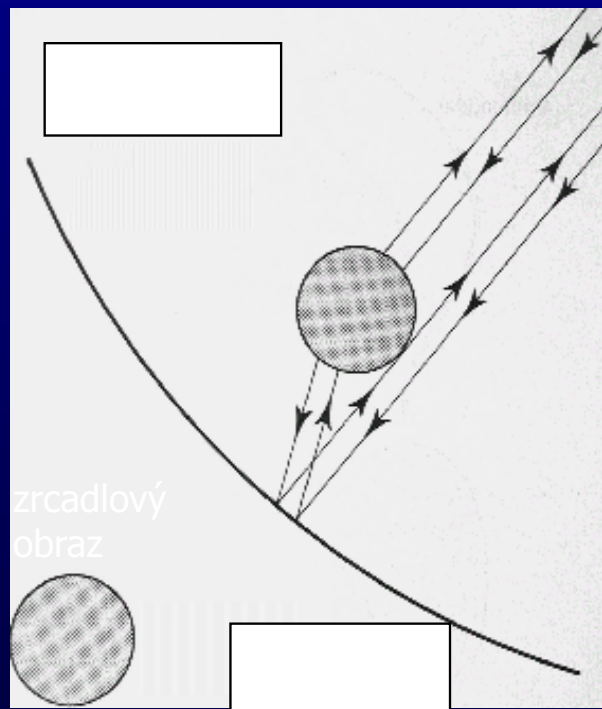
ring-down artefakt

- podobný ohonu komety, ale mechanismus je jiný
- speciální typ rezonančního artefaktu
- spojen pouze s plynovými bublinami
- UZ puls se potká s tekutinou obklopenou plynovými bublinami uspořádanými do tvaru obráceného čtyřštěnu. Tekutina rezonuje a vysílá signál zpět k UZ sondě ve formě jedné nebo více rezonančních frekvencí,
- nejsou zde žádné reverberace (zpětné odrazy)



Artefakt zrcadlení

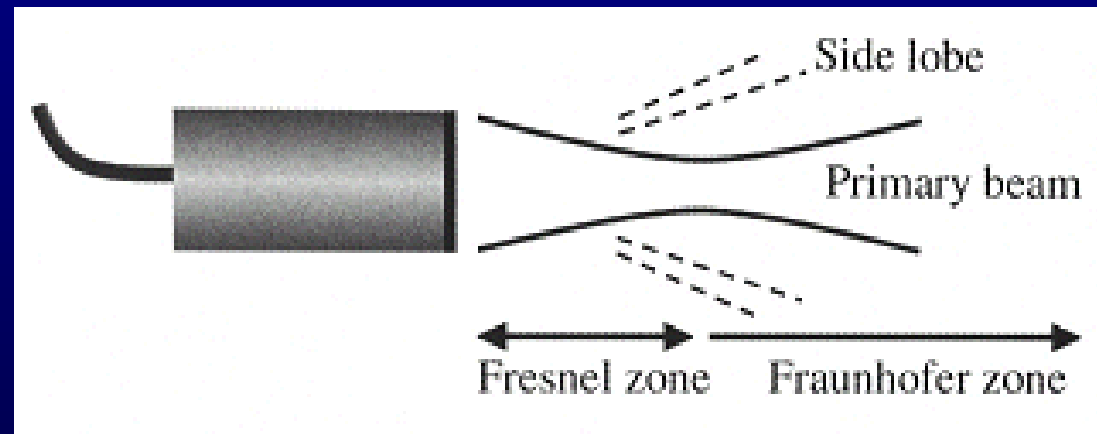
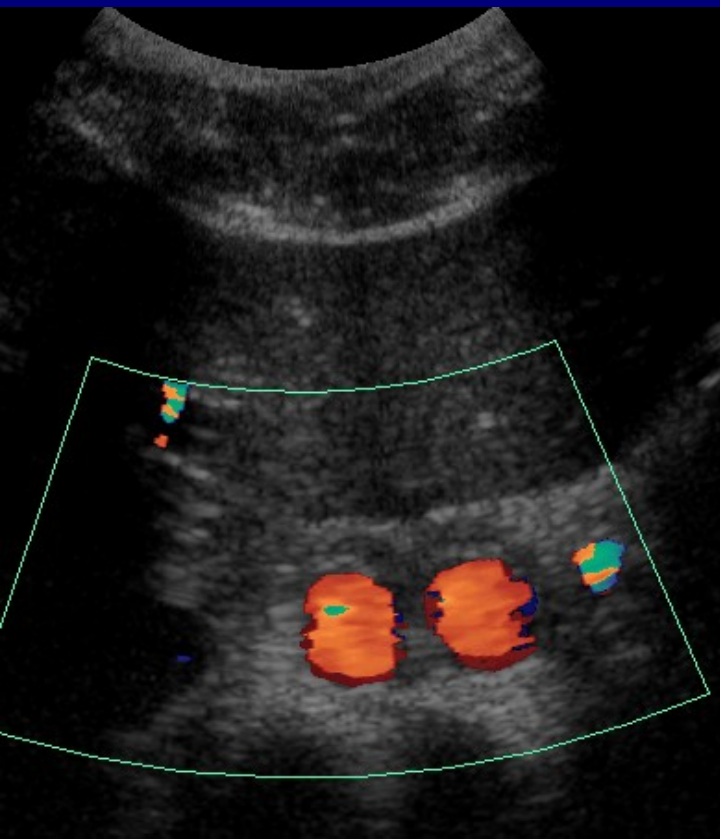
- zrcadlové artefakty
- zdvojení obrazů



Artefakt postranních paprsků

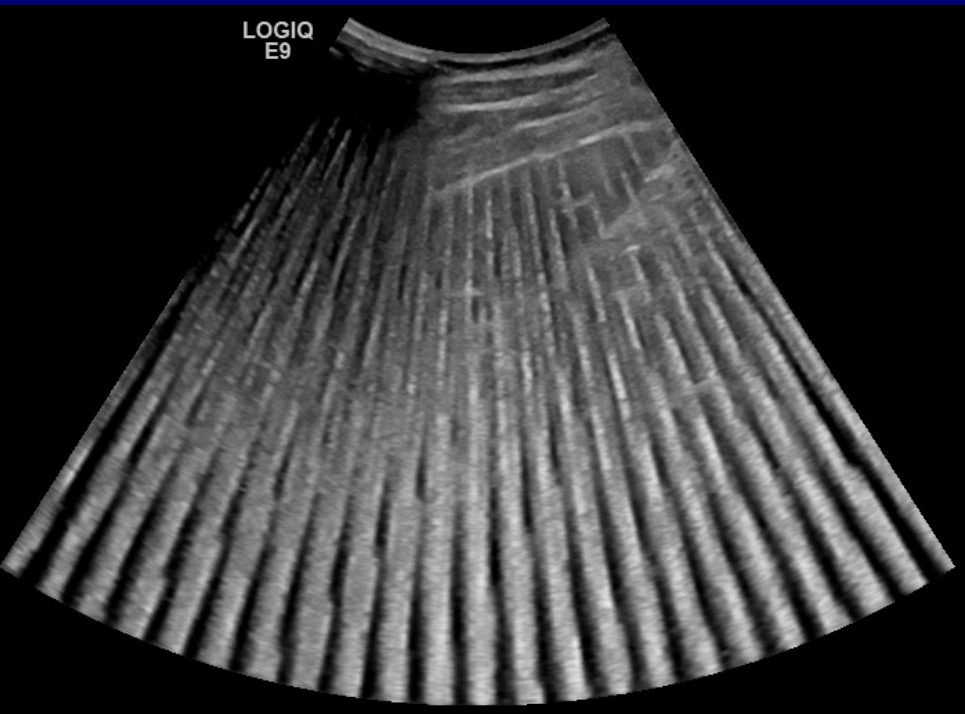
Side lobe artifact

- způsobené postranními UZ paprsky, které jsou sice slabší, ale mohou se od výrazně odrazivého rozhraní vrátit zpět a zobrazit jej přímo v ose obrazu



Elektronický šum

- interferencí jiných částí přístroje, (mobilní telefon)
- také špatným nastavením přístroje
- akustický výkon



Dopplerovské modality

Dopplerův princip

- Johann Christian Doppler (1803-1853)



- fyzik a matematik
- princip formulován v roce 1842, Praha
- platí pro všechny druhy vlnění

Dopplerův princip

přibližuje-li se zdroj zvuku o konstantní výšce (frekvenci) tónu směrem k pozorovateli, vnímá pozorovatel výšku tónu vyšší, rozdíl mezi frekvencemi záleží na rychlosti pohybu



f_p - pozorovatelem přijímaná frekvence vlnění

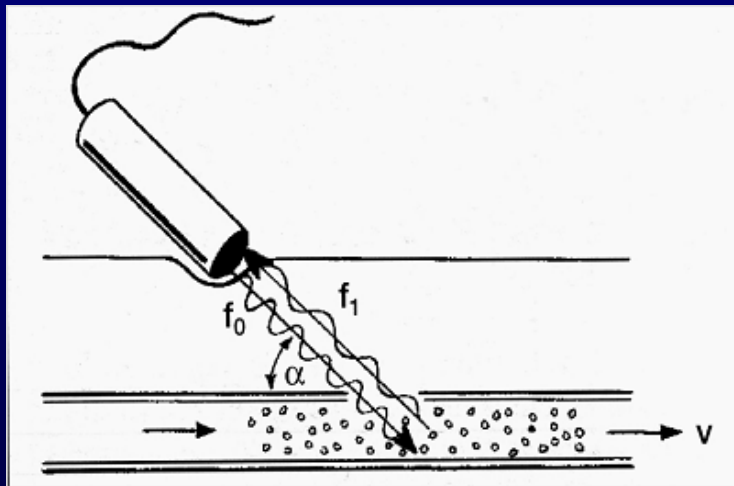
c - rychlost šíření vlnění v daném prostředí

v - rychlost pohybu zdroje směrem k pozorovateli

f_v - zdrojem vyslaná frekvence vlnění

Dopplerův efekt - frekvenční posun

- rozdíl frekvence vyslané a přijaté ($\Delta f = f_0 - f_1$)
- velikost frekvenčního posuvu je přímo úměrná **frekvenci**, **rychlosti krevního toku** a **kosinu úhlu**, který svírá směr UZ vln a tok krve
 - kritická mez nad 60°
- výpočet rychlosti pohybujících se elementů



Δf – frekvenční posuv

c – rychlost šíření uz vlnění

f_0 – frekvence sondy

α – úhel insonace

v – rychlost toku

Dopplerovské zobrazení

- změna **frekvence** je determinována rychlostí (budeme tedy měřit rychlost)
- **intenzita** přijatého signálu je determinována množstvím pohybujících se elementů (např. krvinek)

Dopplerův efekt - frekvenční posuv

| Oblast průtoku | Střední rychlost proudu (mm/s) |
|----------------|--------------------------------|
| Vlásečnice | 0,4–1 |
| Velké žíly | 100 |
| Aorta | 300 |

- spektrum posuvů při rychlostech snímaných při UZ vyšetření a použité frekvenci sondy je v rozmezí stovek až tisíců Hz

sonda 5 MHz

rychlost toku krve 30cm/s

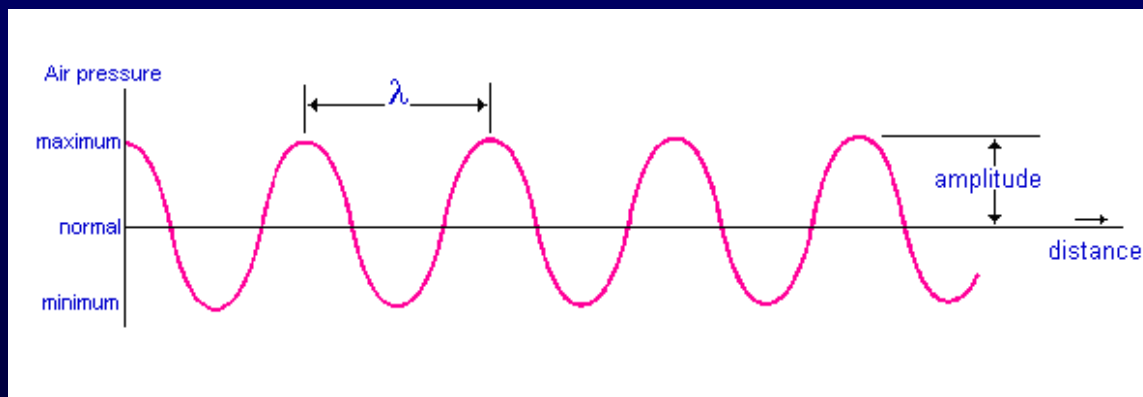
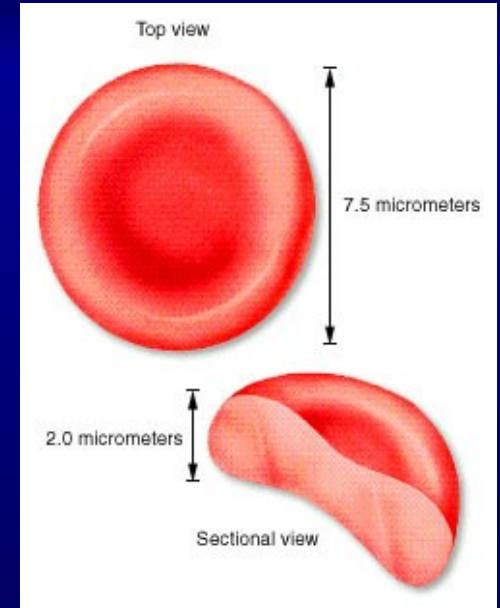
$\cos 60^\circ = 0,5$

$$\Delta f = \frac{2 \cdot 5000000 \text{ s}^{-1} \cdot 0,3 \text{ ms}^{-1} \cdot 0,5}{1580 \text{ ms}^{-1}} = 949 \text{ s}^{-1} (\text{Hz})$$

rychlost šíření zvuku v měkkých tkáních

Rayleighův-Tyndallův rozptyl

- od čeho se UZ vlny v cévách odráží?
- velikost erytrocytů ($7 \times 2 \mu\text{m}$)
- vlnová délka UZ 5 MHz = $300 \mu\text{m}$
- krev je anechogenní – nevznikají odrazy



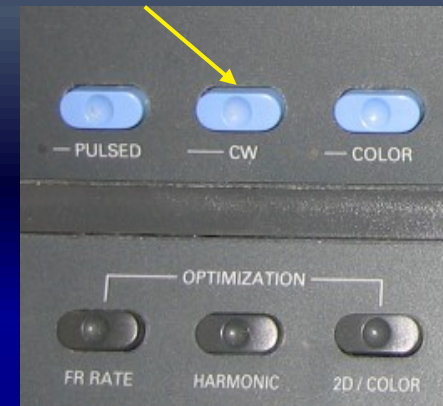
http://www.mhhe.com/biosci/esp/2001_saladin/folder_structure/tr/m1/s4/




Dopplerovské systémy

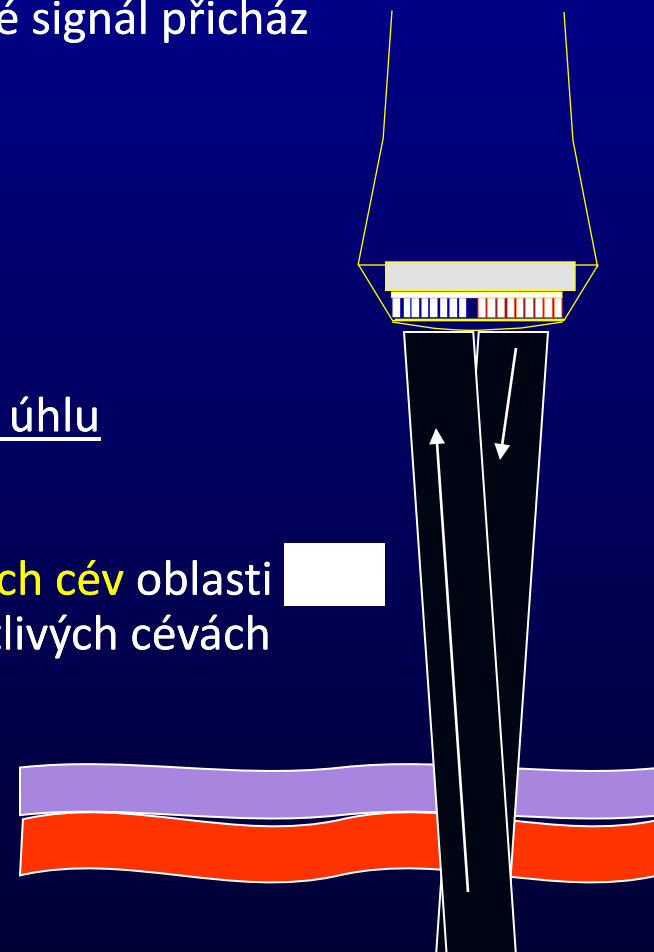
- Přijímaný signál je stejný jako u B modu, obsahuje několik komponent
 - Stacionární tkáň
 - Pohybující se tkáň
 - Pohybující se krev
 - Stacionární krev
- Cílem je zobrazit dopplerovské signály z krve a potlačit signál stacionárních a pohybujících se tkání

| | Rychlost | Intenzita signálu |
|------|--------------------------|-----------------------|
| krev | 0-600 cm.s^{-1} | nízká |
| tkáň | 0-10 cm.s^{-1} | vysoká (o 40dB vyšší) |

Kontinuální Doppler

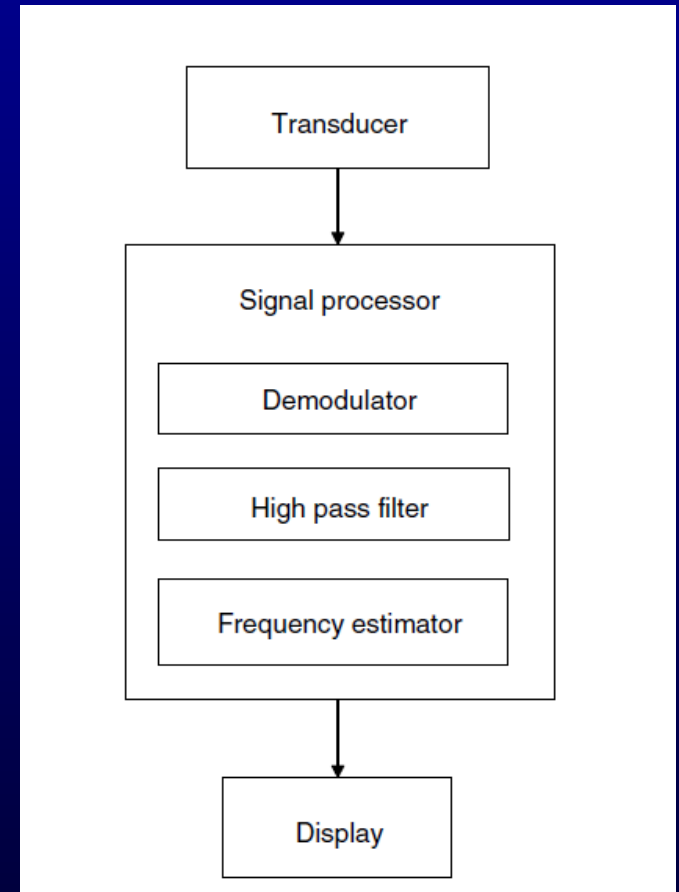
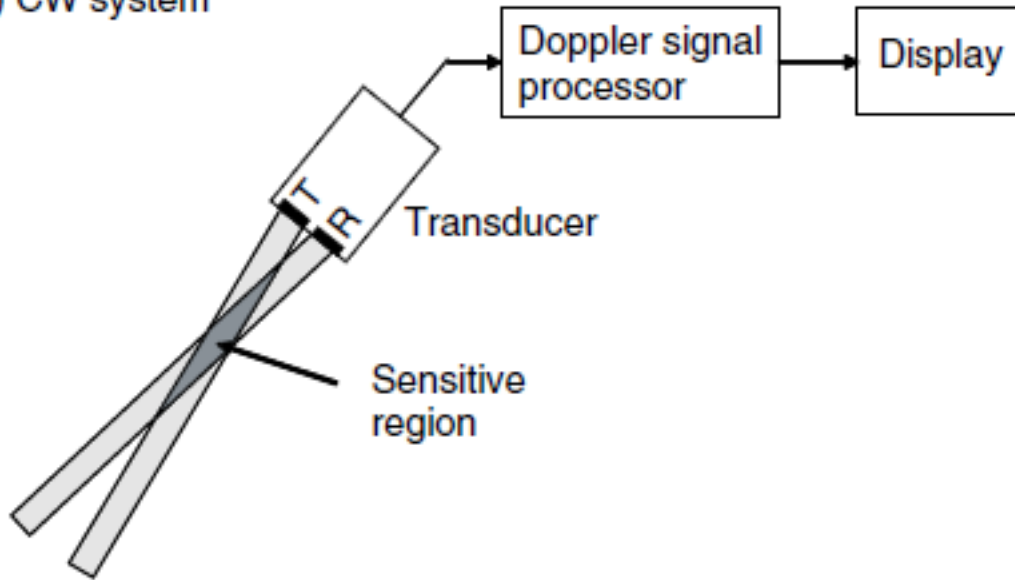


- *dopplerovské systémy s kontinuální nosnou vlnou (CW)*
- nejjednodušší zařízení
- chybí axiální rozlišení, tj. nelze určit hloubka, ze které signál přichází
- dva elektroakustické měniče (krystaly)
 - vysílač
 - přijímač
- oba měniče jsou vůči sobě skloněny ve velmi tupém úhlu
- v oblasti zájmu se překrývají
- je-li v oblasti zájmu více cév  chyt **signálu ze všech cév** oblasti 
součet signálu  lze odlišit rychlost toku v jednotlivých cévách
- využití: tužkové Dopplery, cévní chirurgie
- měří **libovolně velké rychlosti**

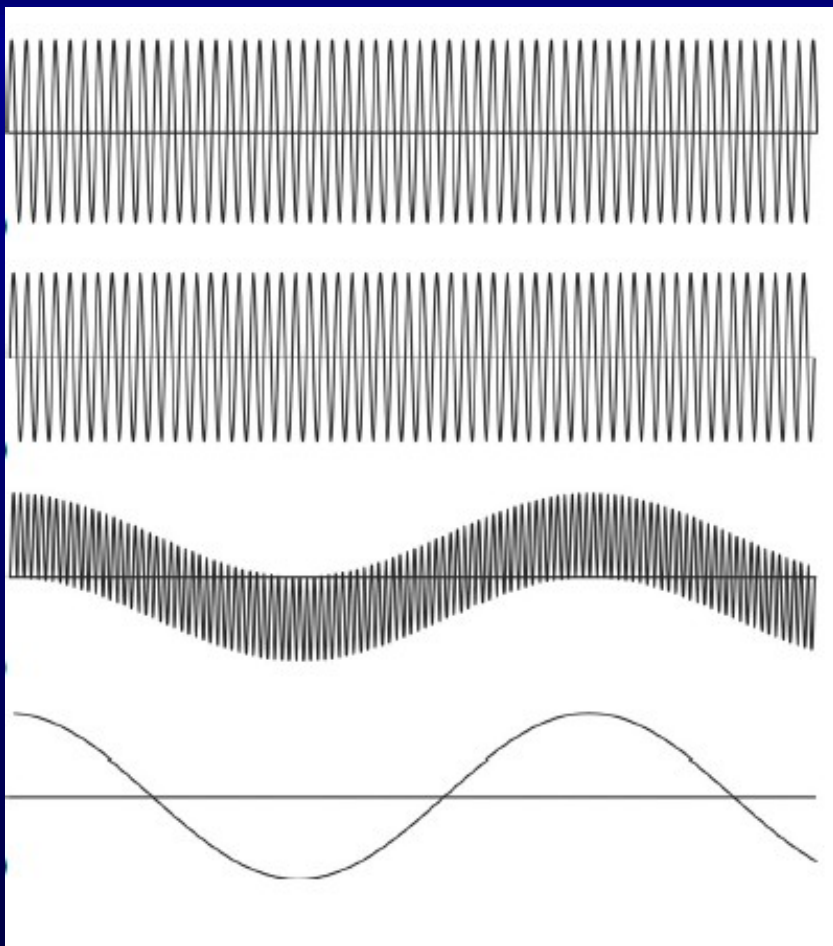


Kontinuální Doppler

(a) CW system



Kontinuální Doppler - demodulace



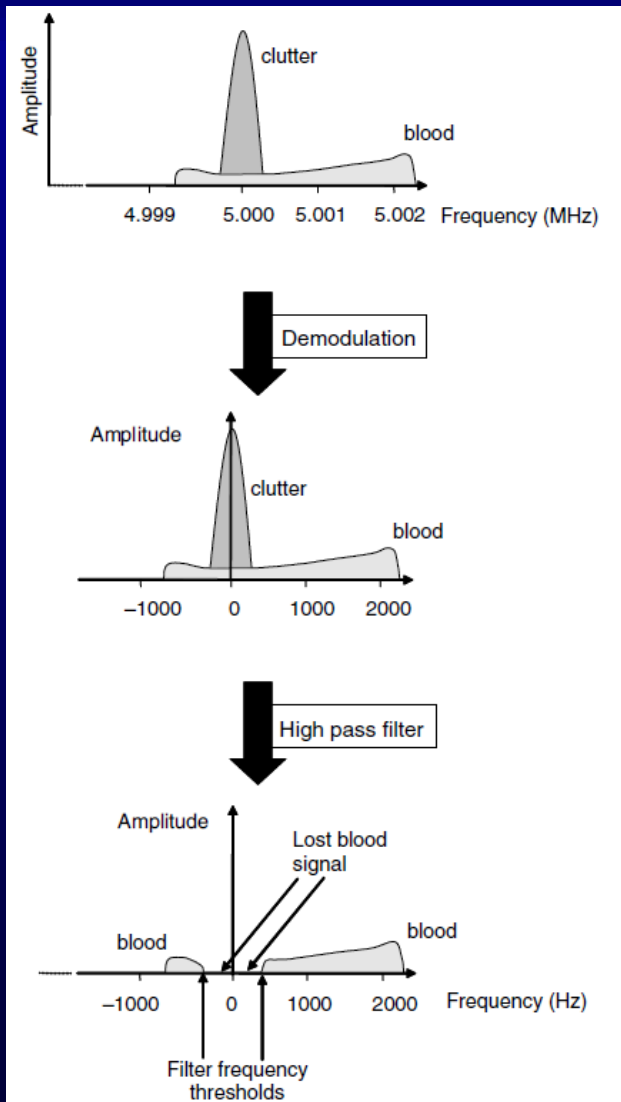
Referenční signál

Detekovaný signál s frekv.
posunem

Součin obou signálů

Výsledný signál, vysokofrekvenční
složka odstraněna low-pass filtrem

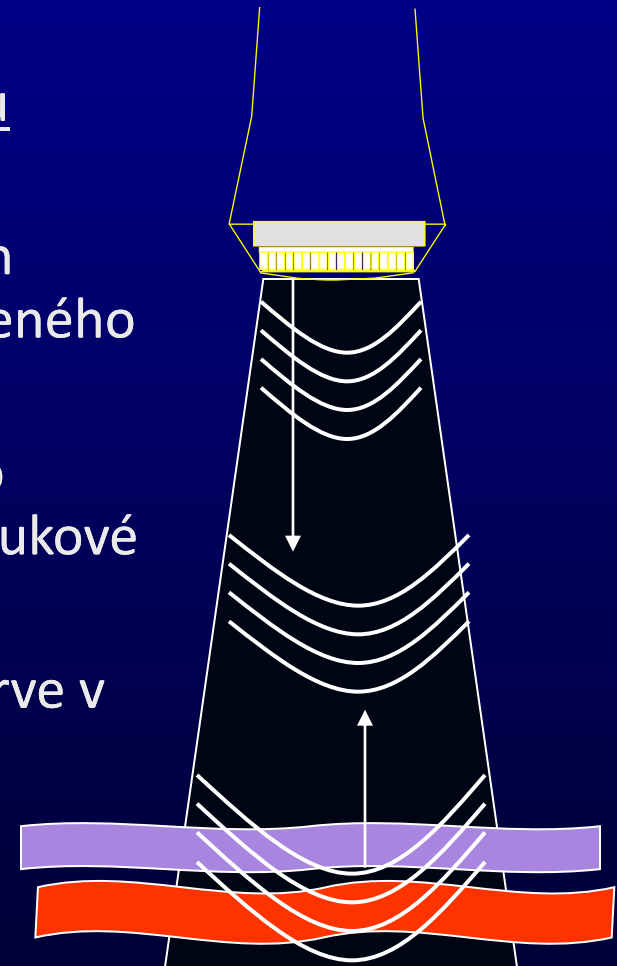
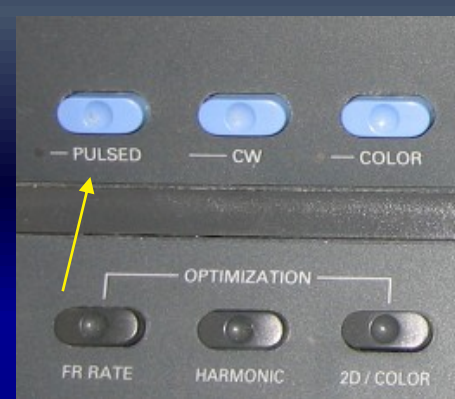
Kontinuální Doppler – demodulace a high-pass filtr



- Změřený signál
 - vysokoamplitudová složka ze stacionárních tkání a nejpomalejších rychlostí
 - Nízkoamplitudová složka s dopl. Posunem
- Signál bez vysokofrekvenční složky
- Odstraněny nejnižší frekvence – stacionární tkáně, ale i nejnižší rychlosti

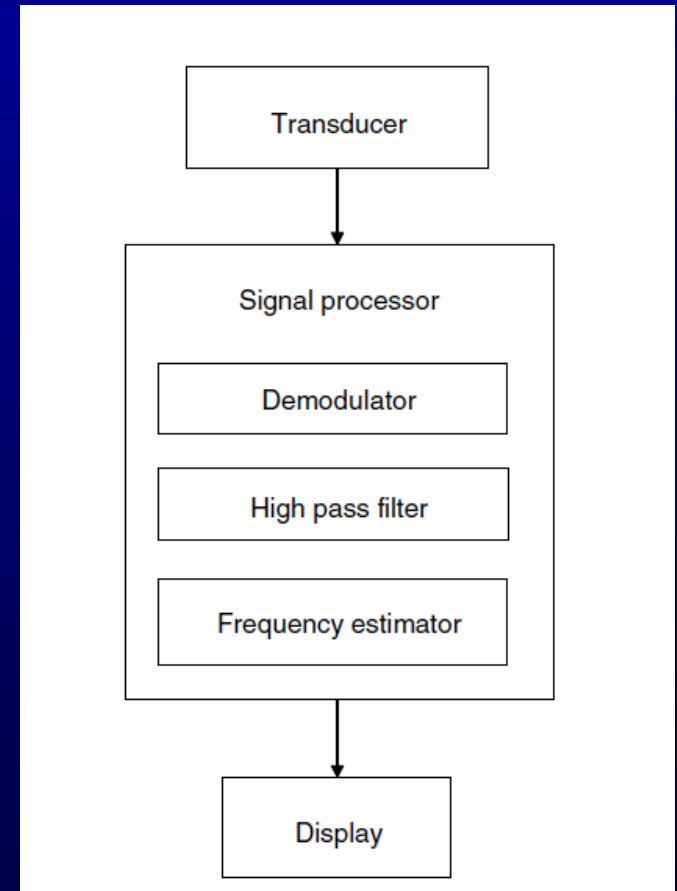
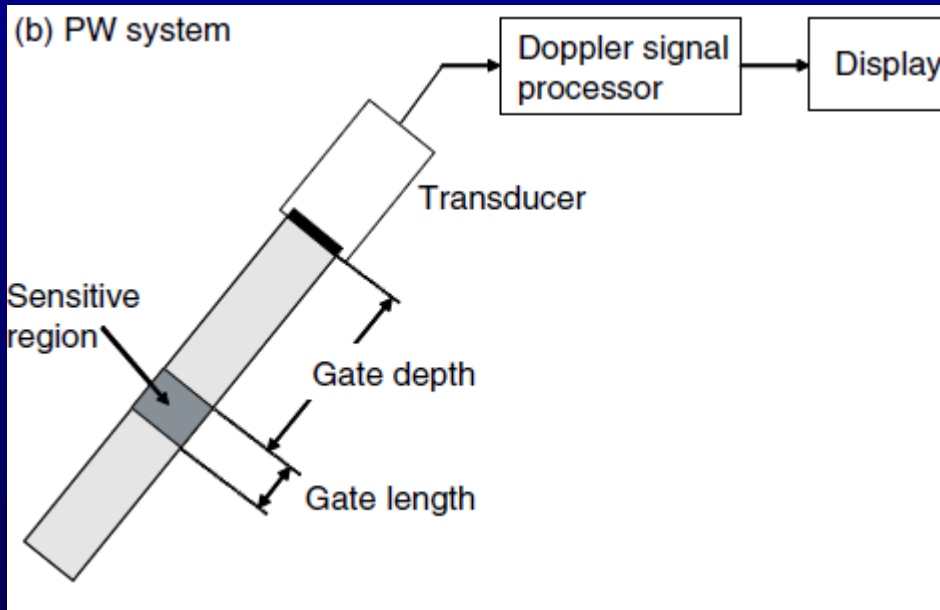
Pulzní Doppler

- pulzní dopplerovské systémy (PW)
- jeden elektroakustický měnič, který střídavě ultrazvukové vlnění vysílá a přijímá
- sonda pracuje ve střídavém, tj. pulzním režimu
- rytmus vysílání se označuje jako opakovací frekvence a je v horní oblasti frekvencí omezen dobou potřebnou ke zpětnému návratu odraženého signálu
- doba mezi vysláním a příjmem ultrazvukového impulzu je úměrná vzdálenosti cévy od ultrazvukové sondy
- umožňuje záznam rychlostního spektra toku krve v cévě
- vyšší mechanická energie

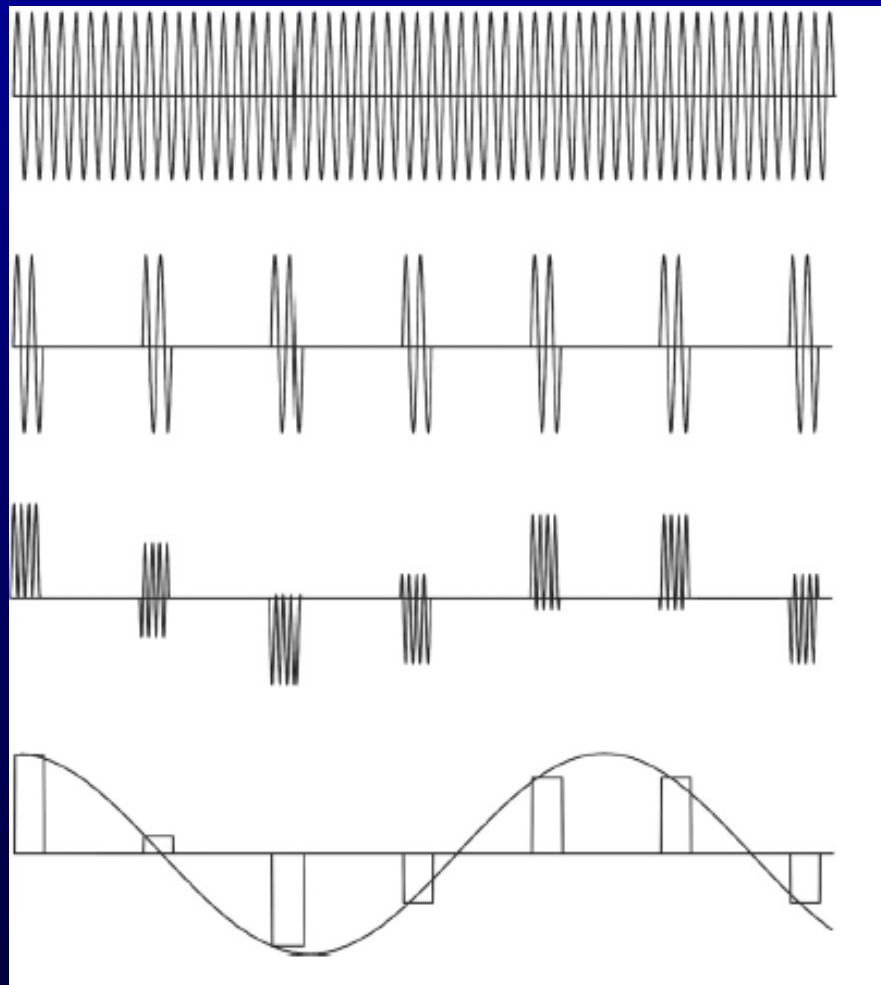


1/1000 vysílač, 999/1000 přijímač

Pulzní Doppler



Pulzní Doppler - demodulace



Referenční signál

Detekovaný signál s frekv.
posunem

Součin obou signálů

Vysokofrekvenční složka
odstraněna low-pass filtrem,
Výsledný signál zobrazuje
dopplerovské posuny

Aliasing

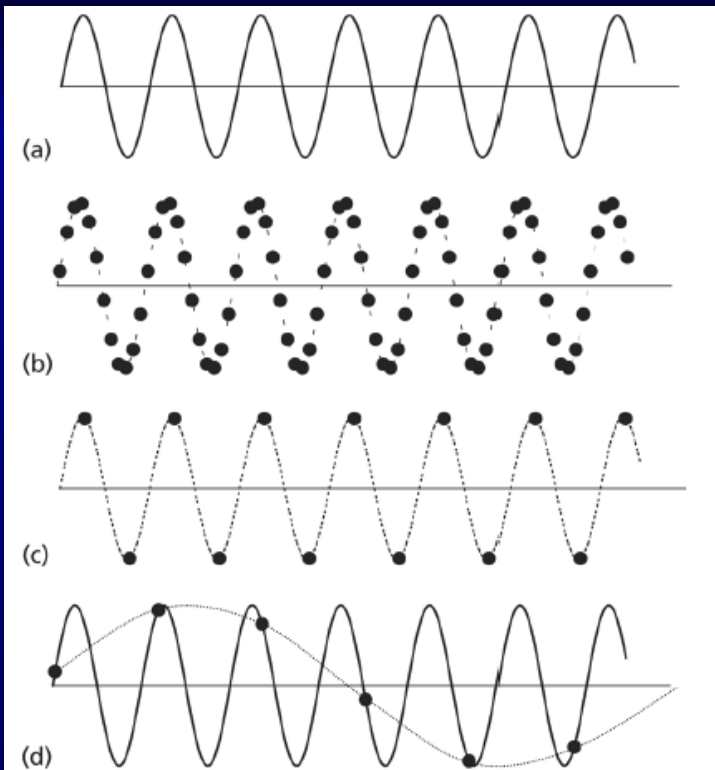
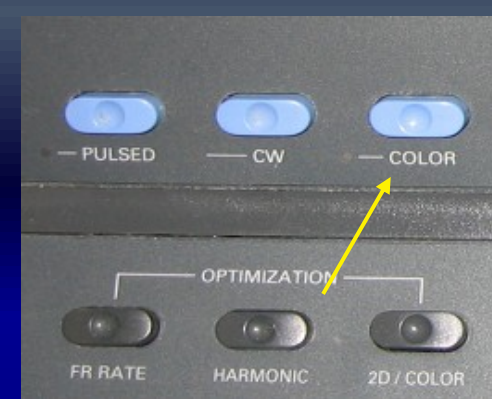


Fig. 7.14 Aliasing. (a) Doppler signal from CW system with a single-frequency f_d . (b) PW Doppler, $\text{PRF} > f_d/2$: there are many samples for each cycle of the Doppler signal, and as a consequence the Doppler frequency is correctly detected. (c) PW Doppler; $\text{PRF} = f_d/2$: there are two samples per cycle and the Doppler frequency is estimated correctly. (d) PW Doppler, $\text{PRF} < f_d/2$: there are fewer than two samples per cycle, and the detected frequency (dashed line) is less than the true Doppler frequency (solid line).

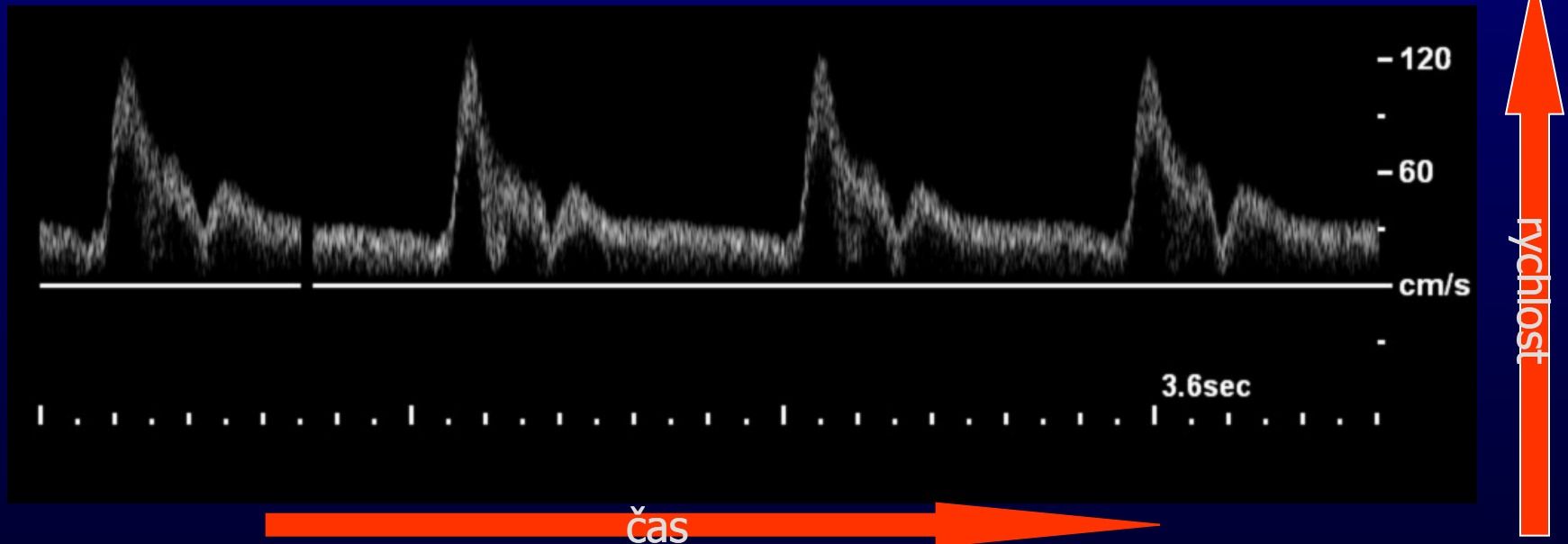
Barevný Doppler

- *barevné dopplerovské mapování průtoku, Color Doppler Imaging (CDI), Color Flow Mapping (CFM)*
- v B-obrazu je definovaná **výseč**, ze které je dopplerovská informace o **rychlosti** a **směru** toku analyzována a zobrazena v podobě **barevných pixelů**
- sběr dat podél jedné linie **minimálně 3x** – snížení FR
 - průměrný frekv. posun
- **VÝHODY:**
 - snadná identifikace cévy, zobrazí tok i v malých cévách
 - určení **směru toku** krve - **barva**
 - **semikvantitativní**, přibližně stanoví **rychlost**
 - **odstín**
- **NEVÝHODY:**
 - zobrazení **střední rychlosti** toku
 - **citlivost** pro **pomalé toky**
 - sklon k barevným **artefaktům** při pohybu
 - **frame rate** (50-150ms)



Spektrální záznam

- časový průběh rychlosti
- podél jediné vertikální obrazové linie jsou vysílány opakované impulzy
- dopplerovská informace o rychlosti toku
- analyzována a zobrazena jako dopplerovské spektrum



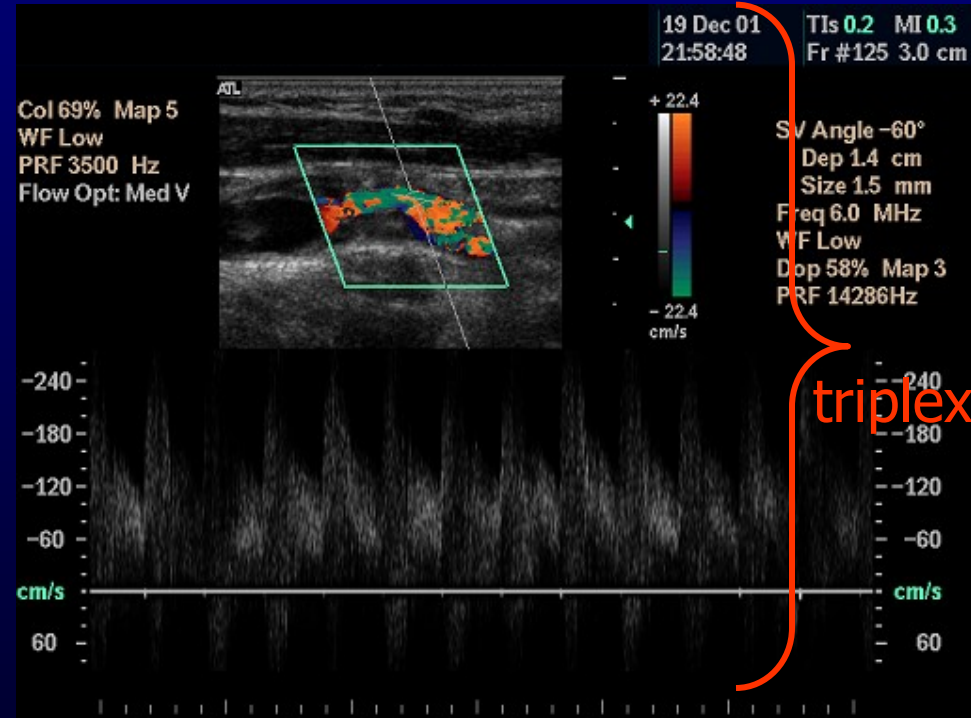
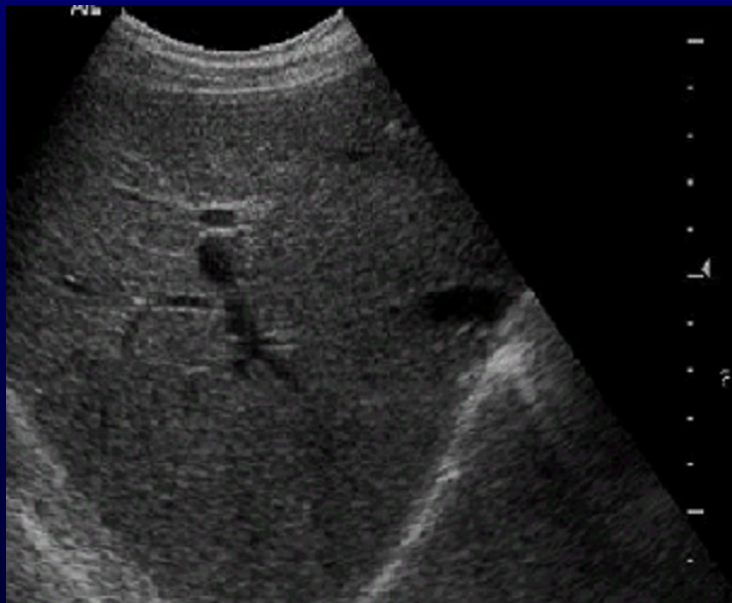
Duplexní a triplexní zobrazení

- duplexní

- kombinace dvojrozměrného dynamického zobrazení (**B-mode**) a **pulsního** dopplerovského měření

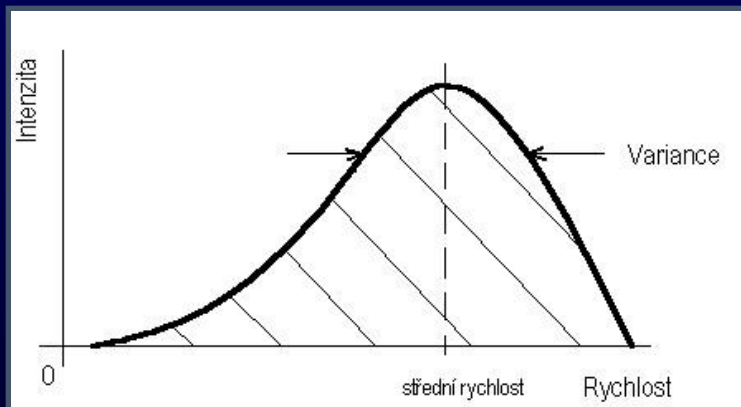
- triplexní

- kombinace **B zobrazení** se **spektrální** křivkou a **barevným** dopplerem



Energetický Doppler

- *Color Doppler Energy (CDE), Color Power Angio (CPA), Color Amplitude Imaging (CAI), Color Angiography, Doppler Power Mode, Power Mapping, Amplitude Mapping.*
- zobrazuje celou energii dopplerovského signálu
 - úměrná ploše vymezené spektrální křivkou
- **nezávislost** na
 - **dopplerovském úhlu** (kromě 90°)
 - **rychlosti**
- umožní zobrazit větší dynamický rozsah energie = i **velmi pomalé toky**

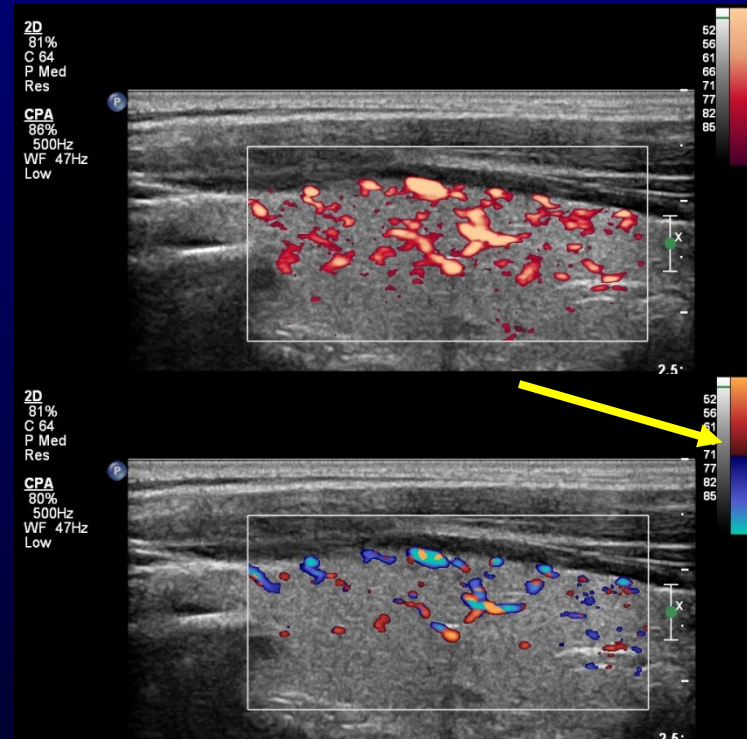


Energetický Doppler

- pouze jedna barva
- barevný **odstín** pixelu
 - přímo odpovídá **amplitudě** (energii) dopplerovského signálu
 - vyjadřuje množství pohybujících se elementů
- neovlivněn Nyquistovým limitem předochází k aliasingu

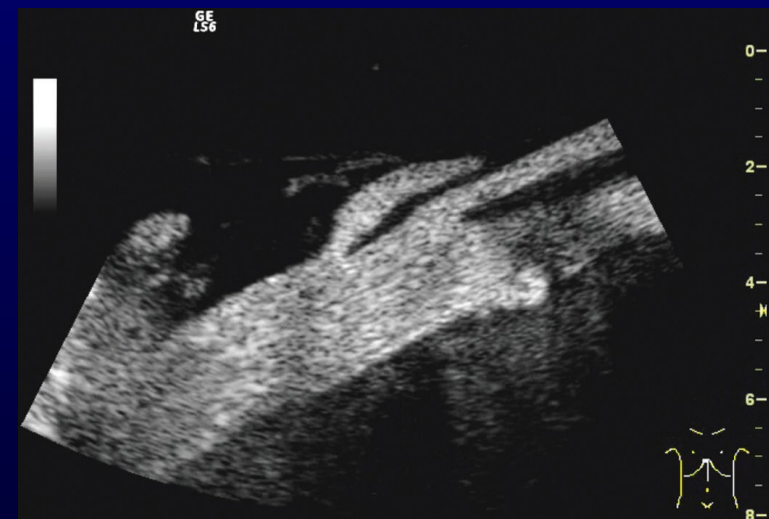
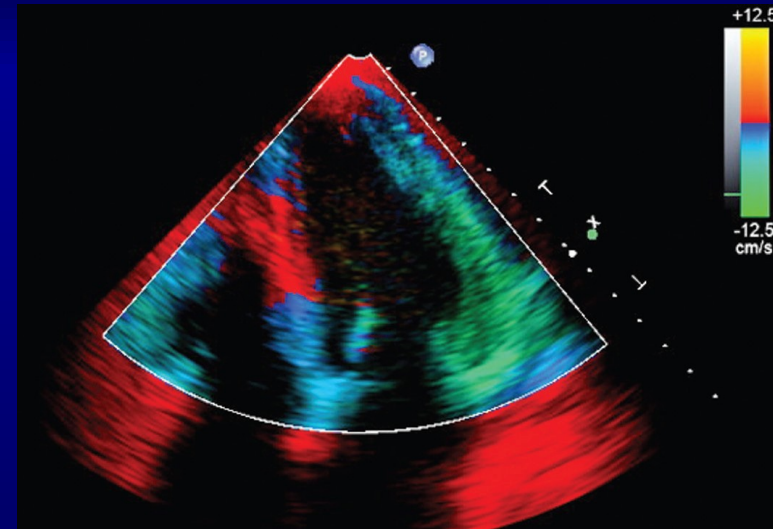
- vysoká citlivost k artefaktům
- neurčí ~~směr toku ani rychlost~~

směrový energetický Doppler



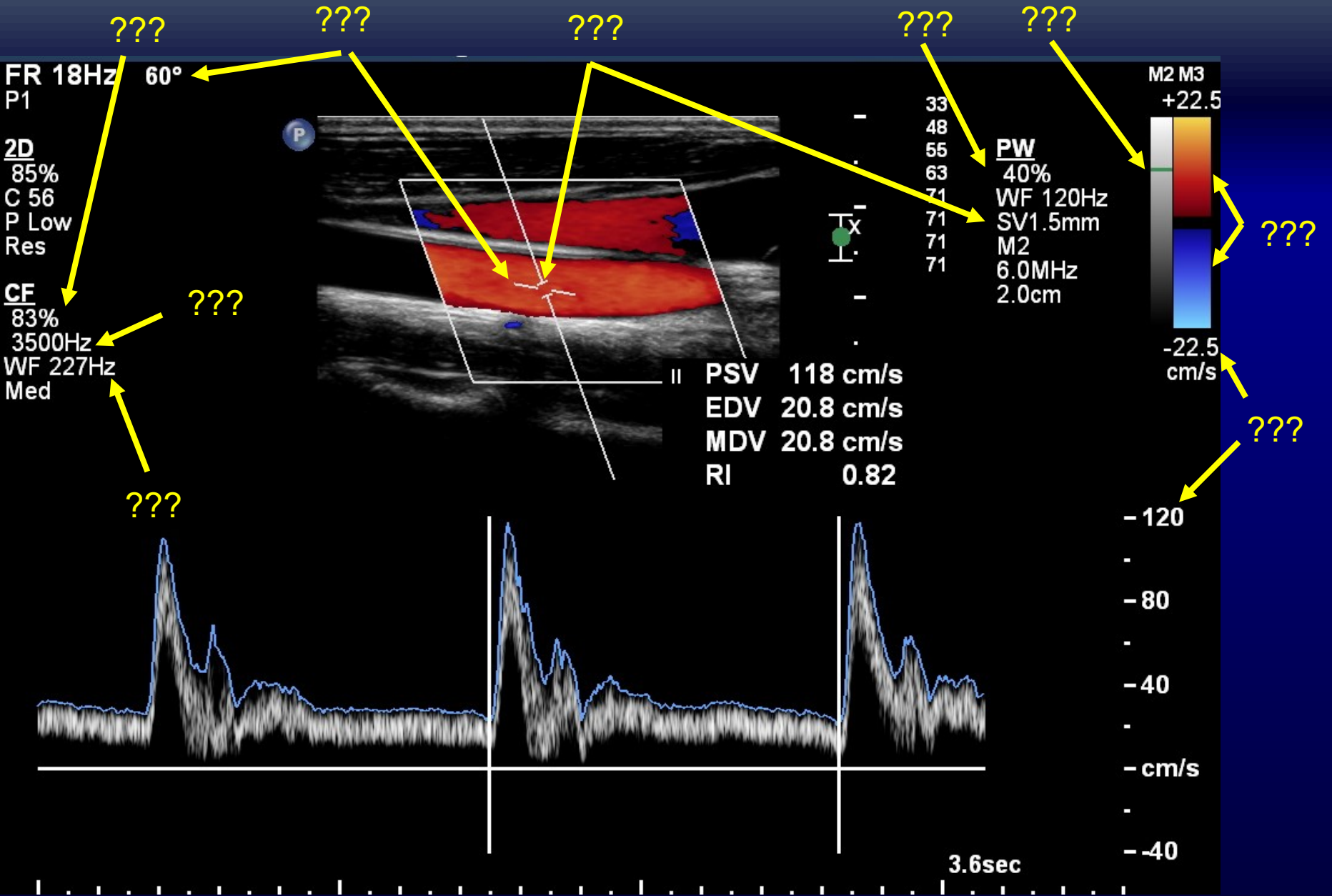
Další způsoby zobrazení pohybu struktur

- **DTI** – Doppler Tissue imaging
 - Modifikace barevného Dopplera se snížením senzitivity a rychlostní škály
- **B flow**
 - Jsou vyslány 2 komplementární pulzy, při součtu odražených pulzů jsou stacionární tkáně potlačeny



Hoskins, P. R., et al. (2010). *Diagnostic ultrasound: physics and equipment*. .

Dopplerovská USG - nastavení parametrů



FR 18Hz
P1

2D
85%
C 56
P Low
Res

CF
83%
3500Hz
WF 227Hz
Med

PSV 118 cm/s
EDV 20.8 cm/s
MDV 20.8 cm/s
RI 0.82

PW
40%
WF 120Hz
SV 1.5mm
M2
6.0MHz
2.0cm

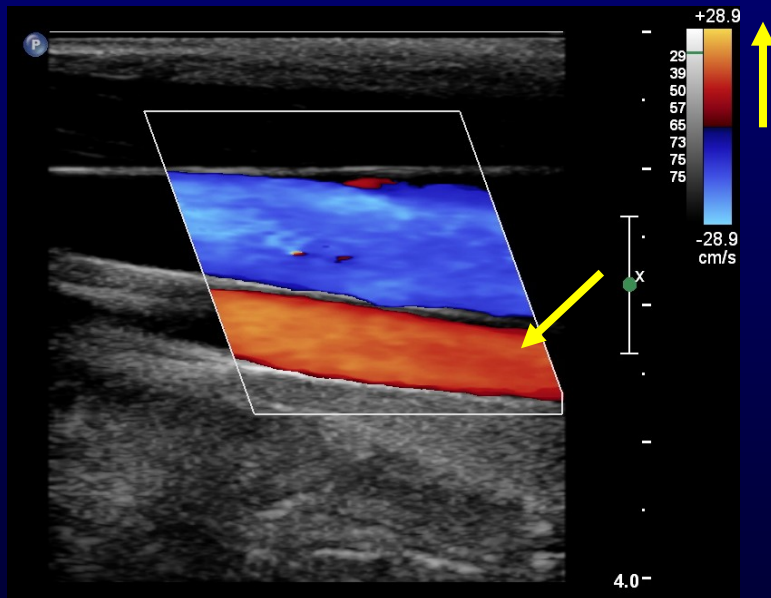
M2 M3 +22.5
-22.5 cm/s

-120
-80
-40
-cm/s
-40

3.6sec

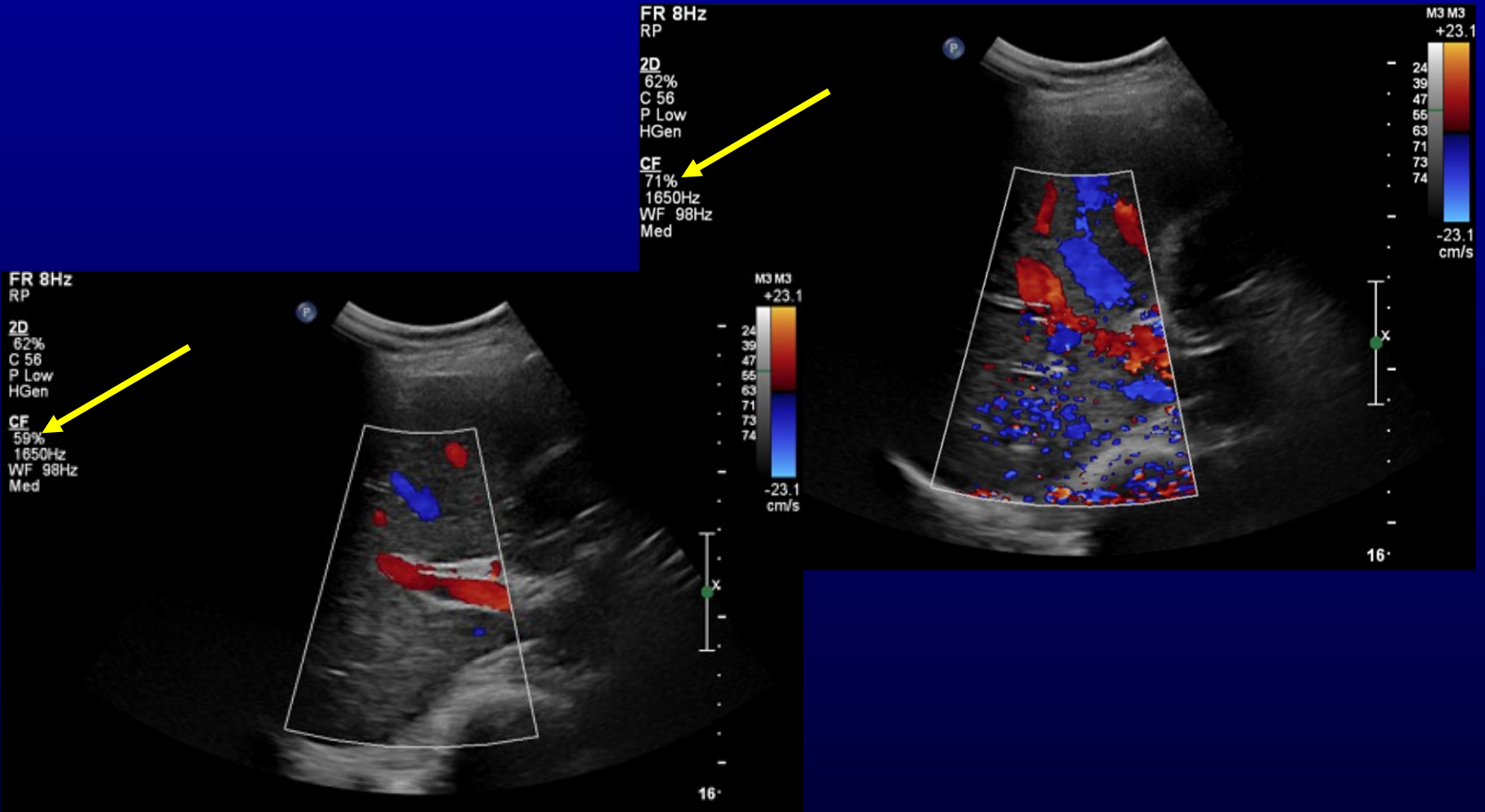
Konvence značení

- směr průtoku při pohybu k sondě (od sondy) - **BART**
- průtok směrem **k sondě** je zobrazen ve spektru **nad nulovou linií**
- průtok směrem **od sondy** je zobrazen ve spektru **pod nulovou linií**



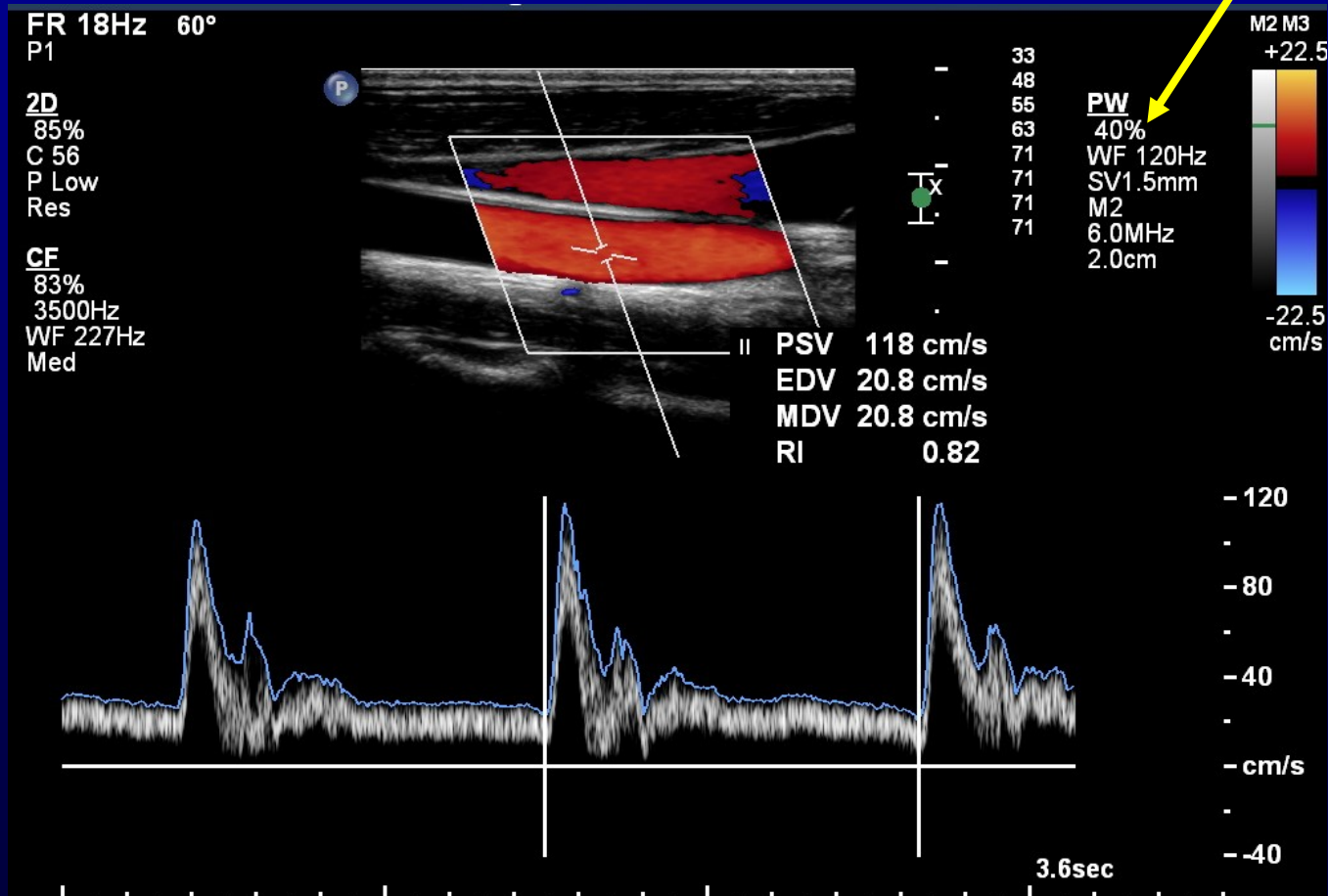
Color gain

- nezávisle od 2D Gain





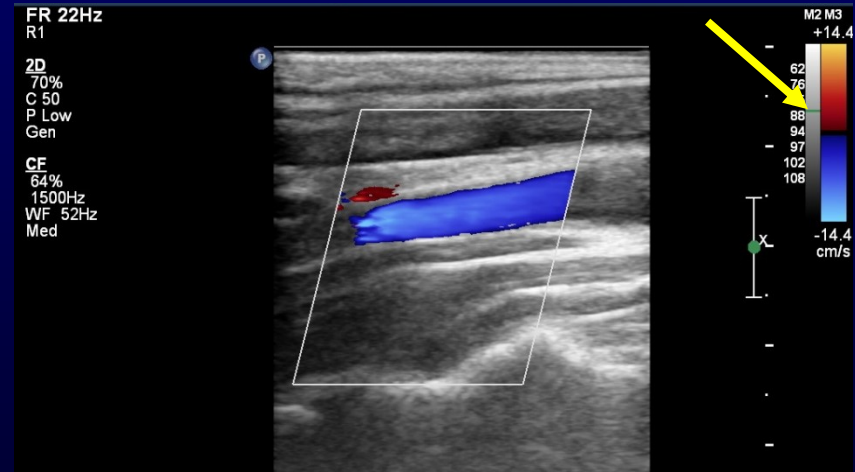
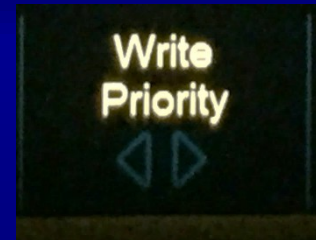
PW gain

- nezávisle od 2D Gain, Color Gain



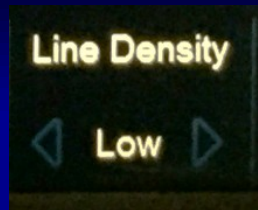
Priorita barevného záznamu

- *Color versus Gray Scale, Gray Scale - Color Supression, Color versus Echo Priority, Write Priority*
- prahová hodnota intenzity v B módu
- dopplerovské signály v místech vyšší intenzity ignorovány
-  priorita – potlačí barvu v okolí cévy
-  priorita – zobrazí barvu z echogenní / drobné cévy



Citlivost barevného záznamu

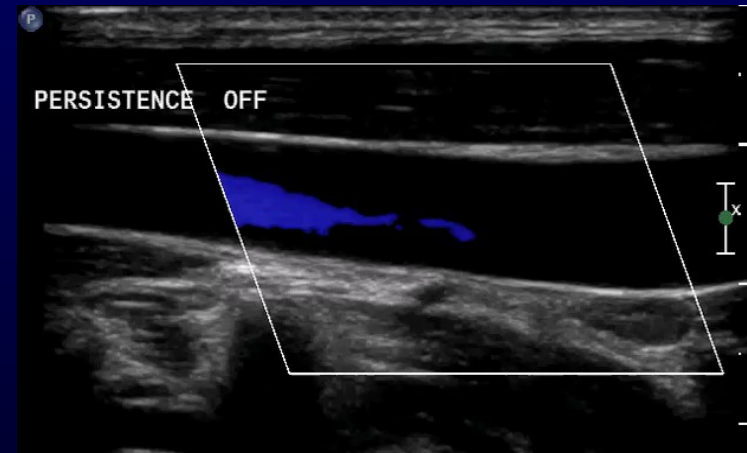
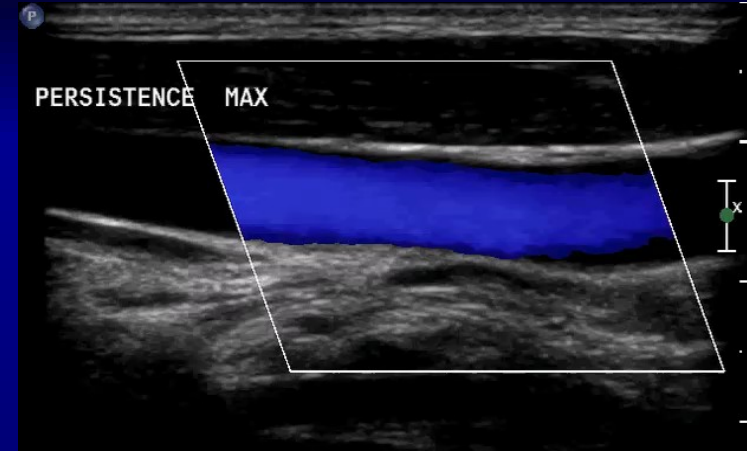
- *color sensitivity, pulse number, line density*



- počet UZ impulzů podél vertikální obrazové linie (min. 3)
- více impulzů (např. 14 impulsů/linii)
 - vyšší barevná citlivost (pomalé toky – skrotum, lýtkové žíly)
 - frame rate
- méně impulzů (7-9)
 - citlivost - jen rychlé toky
 - frame rate (echokardiografie)

Perzistence barevného záznamu

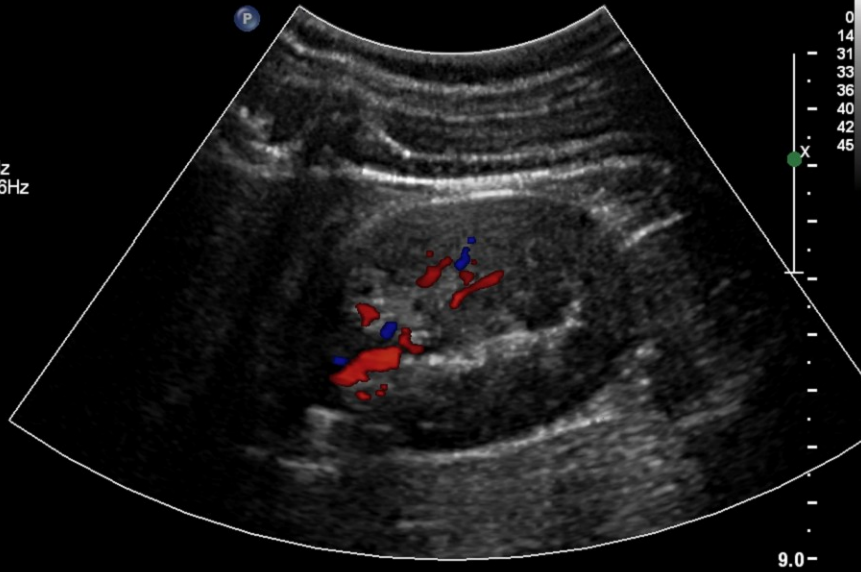
- *color persistence, frame averaging*
- Persistence
 - lepší **poměr S/Š**
 - snažší detekce krátce trvajících hemodynamických dějů
 - lepší **vykreslení cévních kontur**
- nevýhody:
 - **stírání variací** barevného obrazu v **čase**
 - pulzatilní x žilní tok



Výseč vs. frame rate

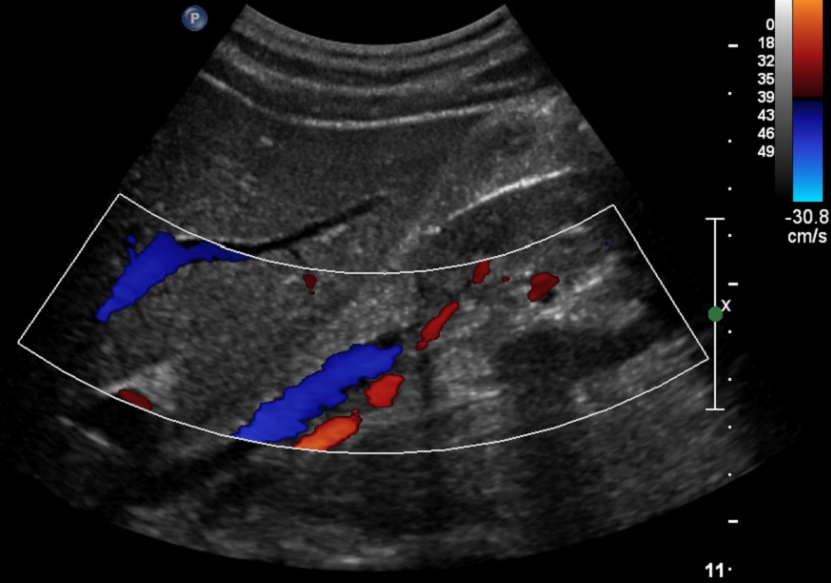
FR 5Hz

2D
34%
C 55
P Med
HGen
CF
59%
3250Hz
WF 146Hz
Med



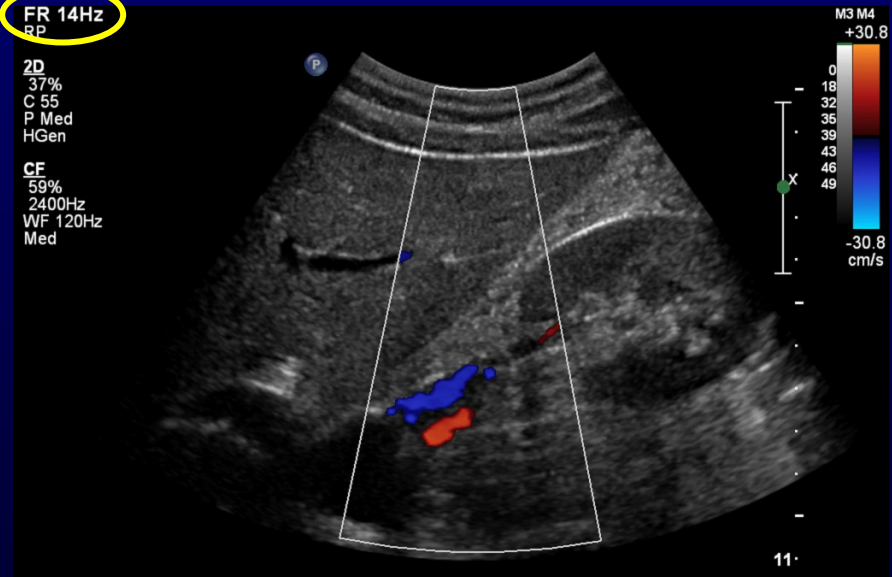
FR 9Hz

2D
37%
C 55
P Med
HGen
CF
59%
2200Hz
WF 109Hz
Med



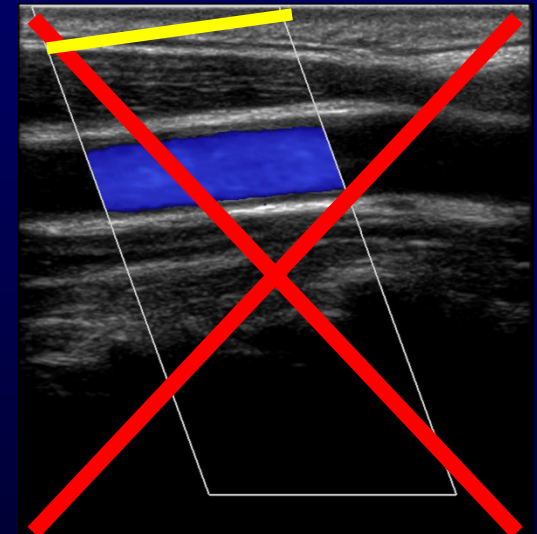
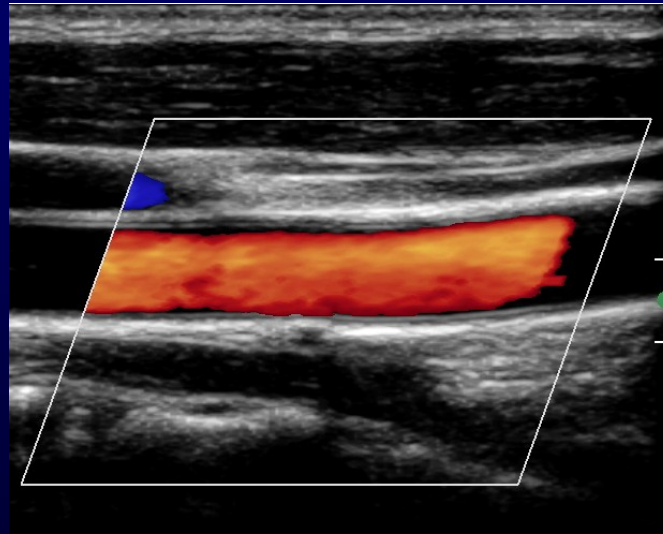
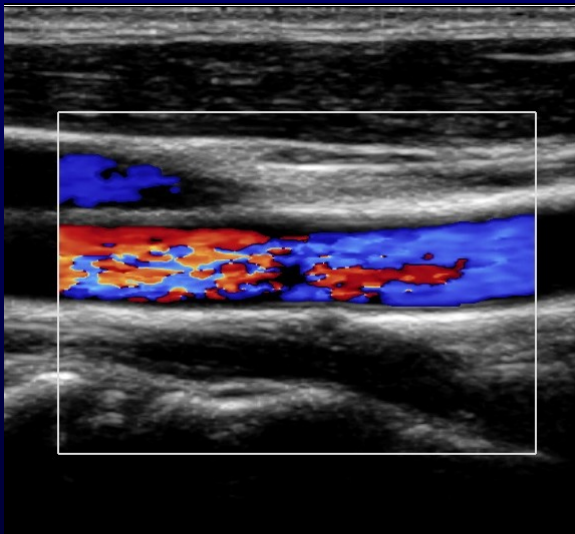
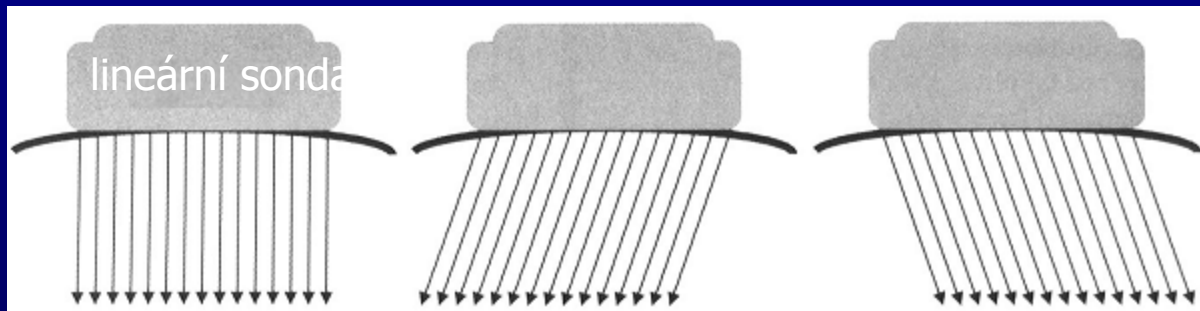
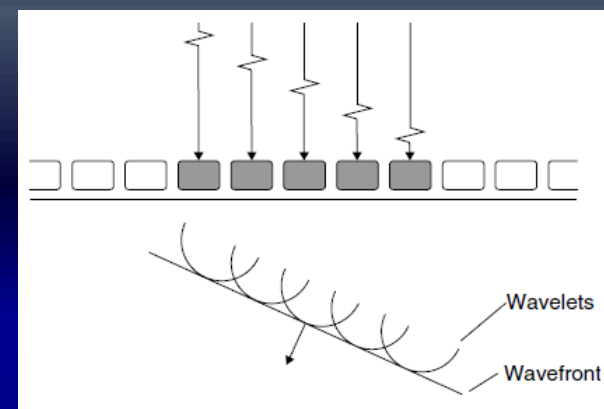
FR 14Hz

2D
37%
C 55
P Med
HGen
CF
59%
2400Hz
WF 120Hz
Med



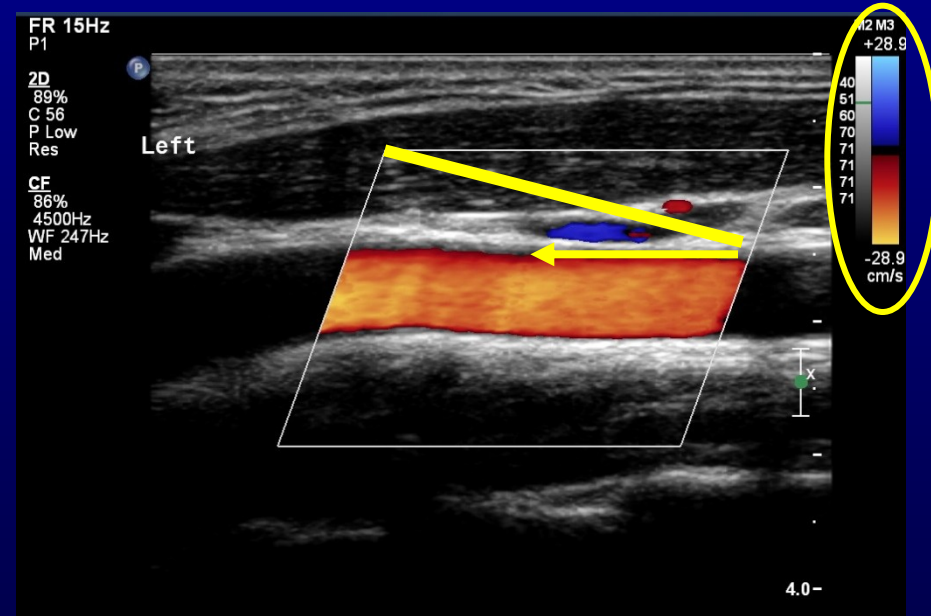
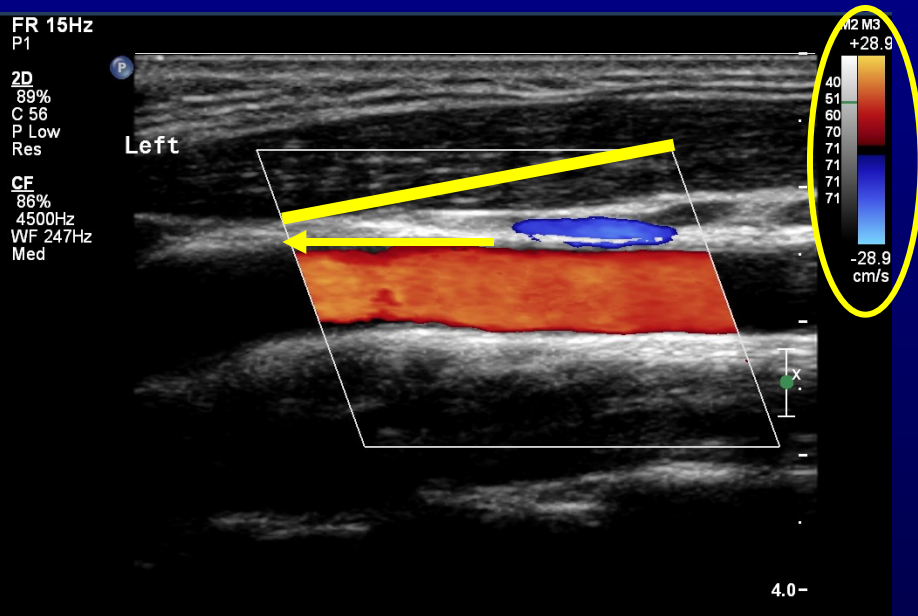
Steering

- lineární sondy
- malá možnost sklopení
- elektronické sklopení dopplerovských vln



Steering

- Automatická inverze barevného spektra (nastavení)



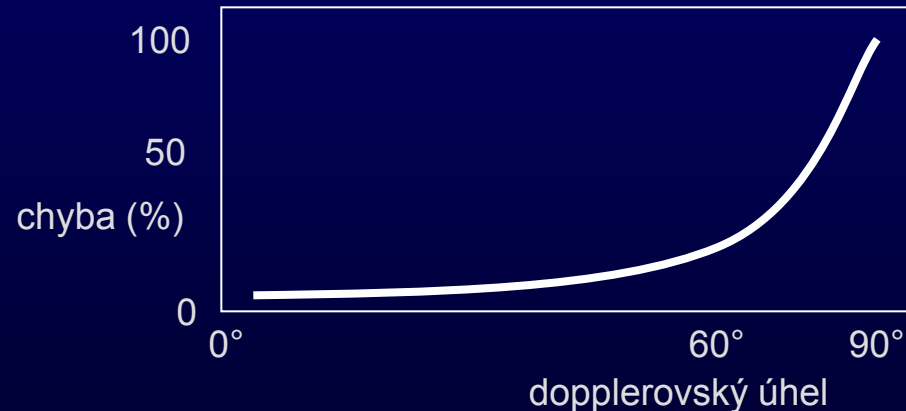
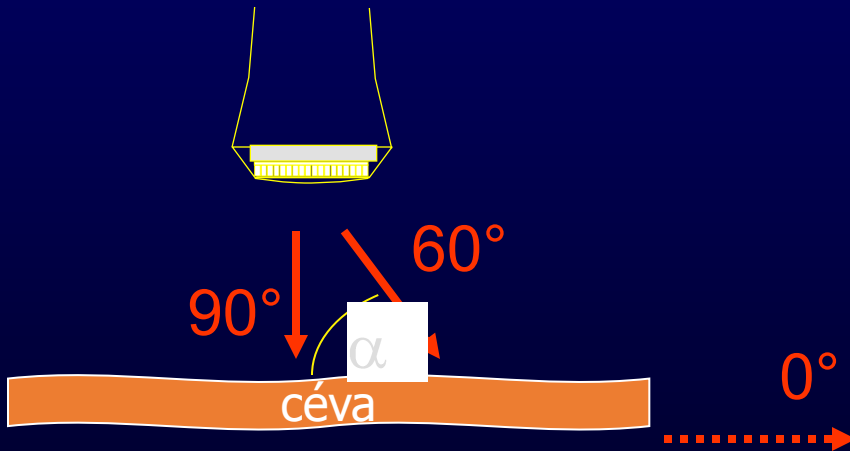
Dopplerovský úhel

- úhel mezi směrem vysílaných **UZ vln** a směrem **toku krve**
- 0° = maximum frekvenčního posuvu ($\cos 0^\circ = 1$)
- úhel 60° = riziko chyby, nelze přesně kvantifikovat toky
- 90° = žádný signál ($\cos 90^\circ = 0$)
- 90° = krev není vůči sondě v pohybu



Využívat co nejmenší úhel!!!

Nevyšetřovat při dopplerovském úhlu $> 60^\circ$!!!

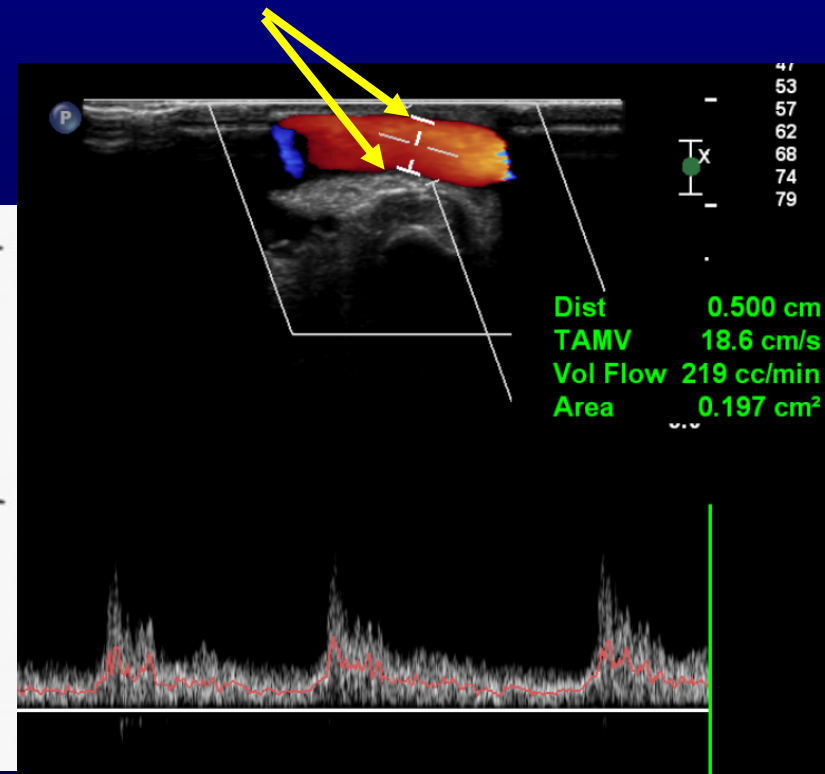
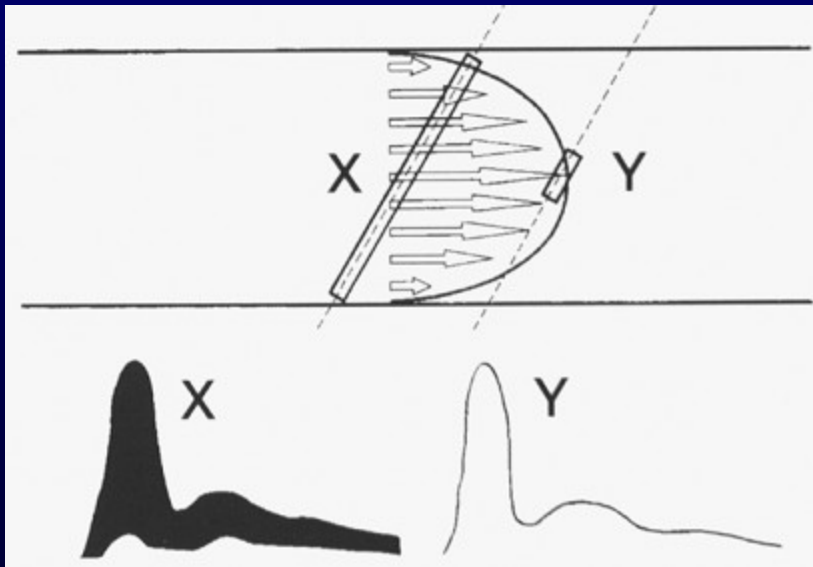


F FAKULTNÍ
NEMOCNICE
BRNO

MUNI
MED

Vzorkovací objem

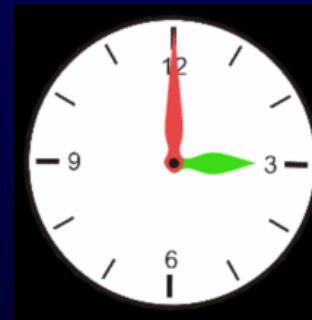
- oblast, kde se měří signál (rychlost toku)
 - nastavuje se umístění, tj. **hloubka**
 - **velikost**
 - podle šíře cévy
 - co chceme hodnotit



Frekvence vzorkování signálu

- *PRF, Scale*
- vzorkovací frekvence ■ počet UZ impulsů za sekundu
- Shannon-Kotelnikovův vzorkovací teorém
 - vzorkovací frekvence musí být minimálně **dvojnásobkem nejvyšší frekvence**, kterou zobrazujeme
 - první signál se musí vrátit před vysláním dalšího
- mezní hodnota ~ Nyquistův limit

10 min

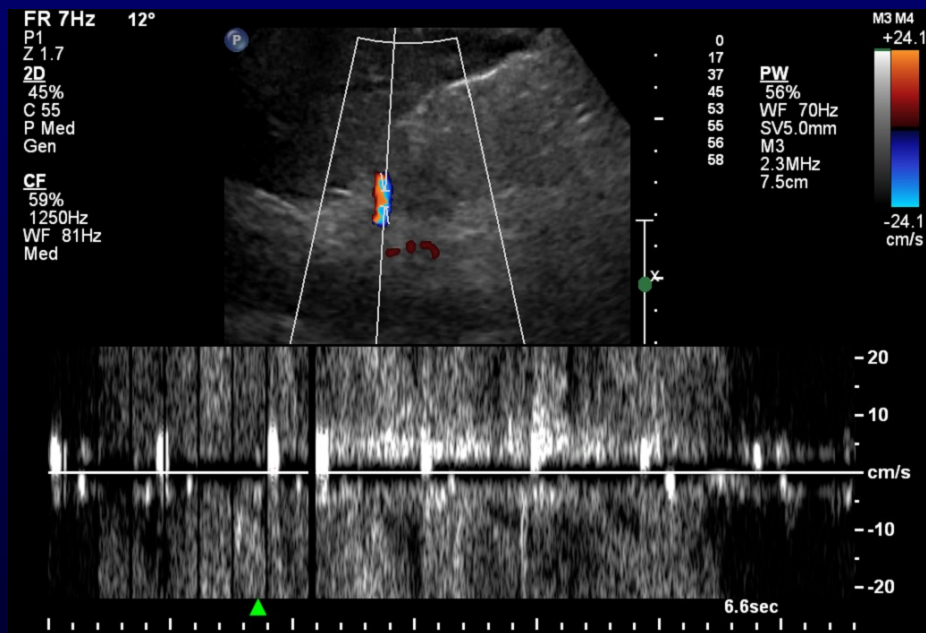
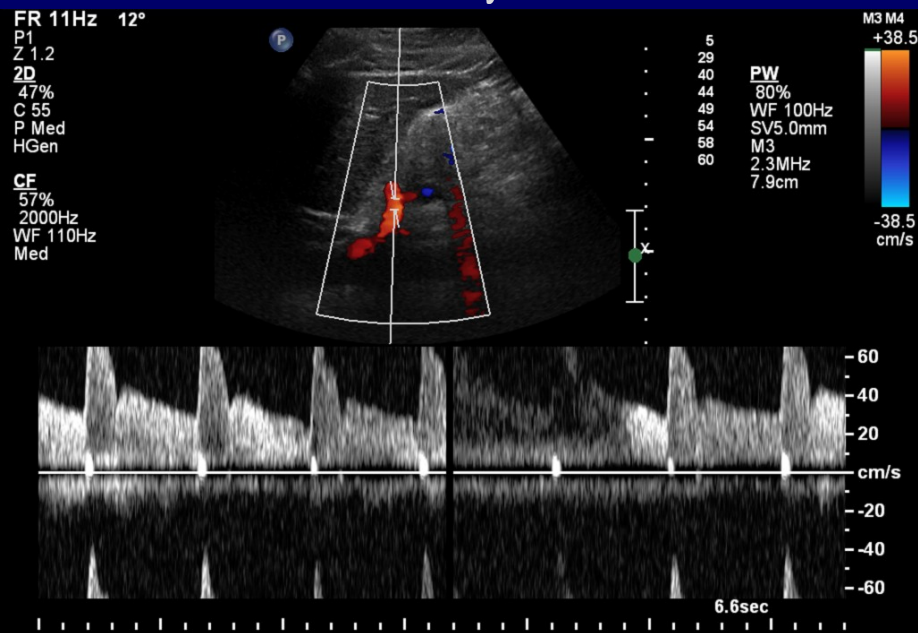
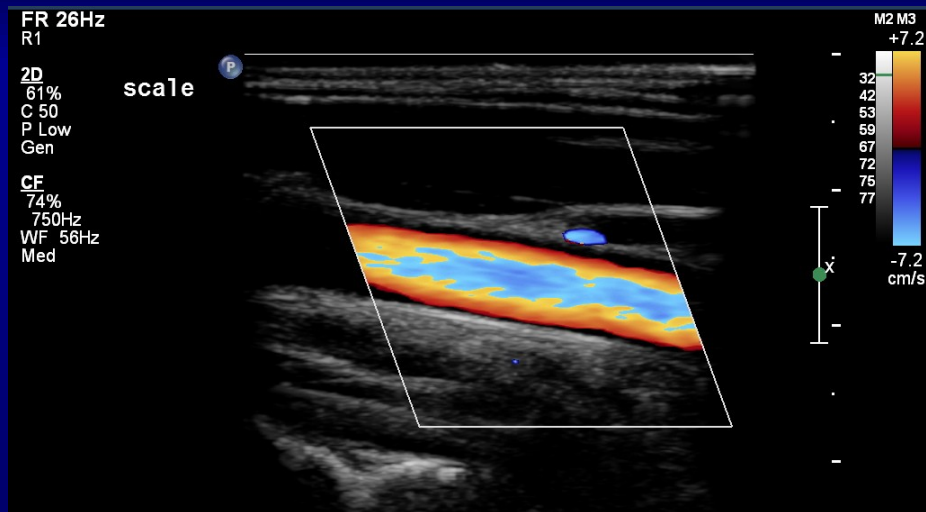


50 min



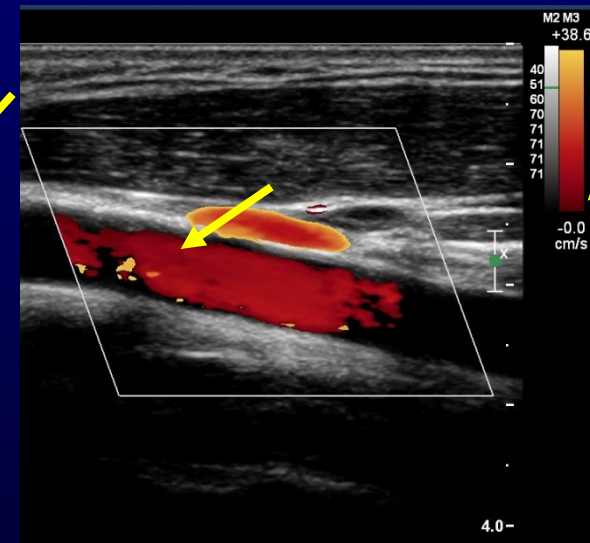
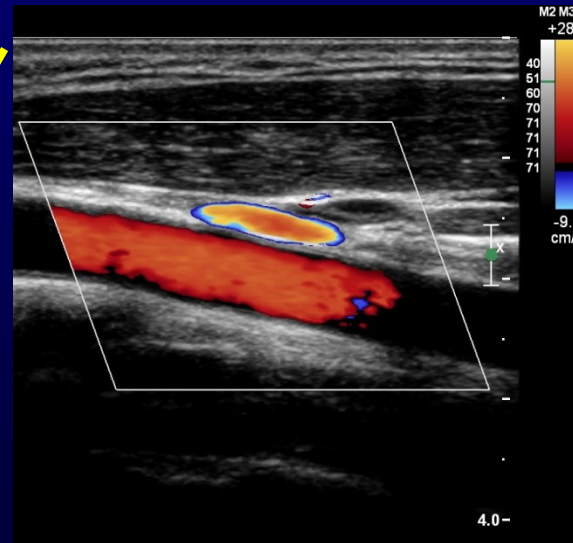
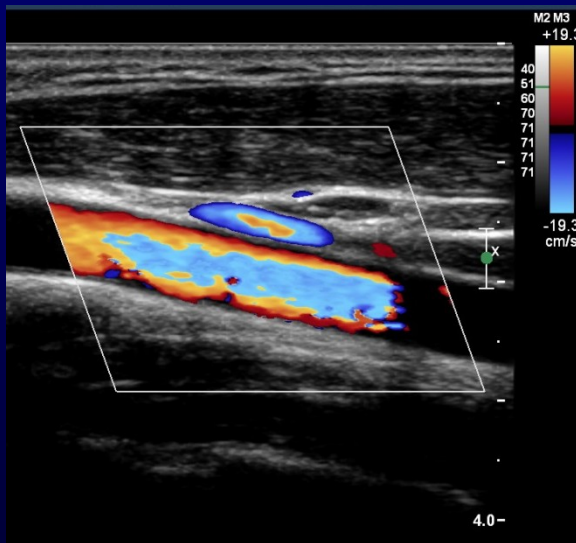
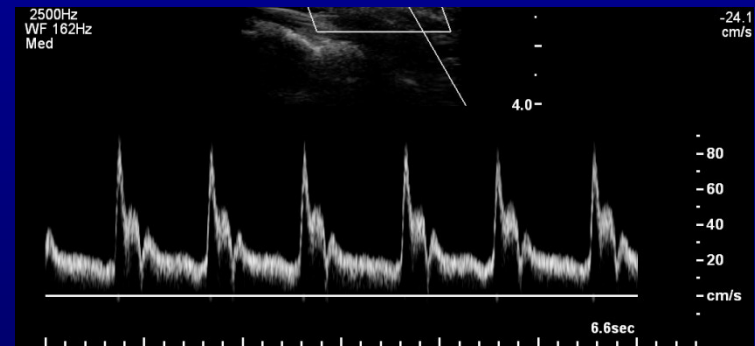
Aliasing efekt

- „přestřelování“
- podstatná **ztráta** informace, její **zkreslení**
- platí pro **barevné** i spektrální **zobrazení**
- Vznik závisí na
 - rychlosti toku → vyhledání stenózy
 - nastavení přístroje (Scale)
 - frekvenci sondy
 - úhlu cévy k UZ svazku
 - vzdálenosti od cévy



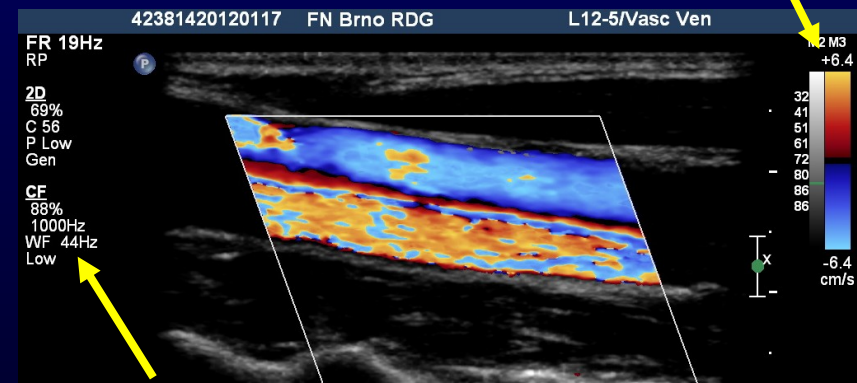
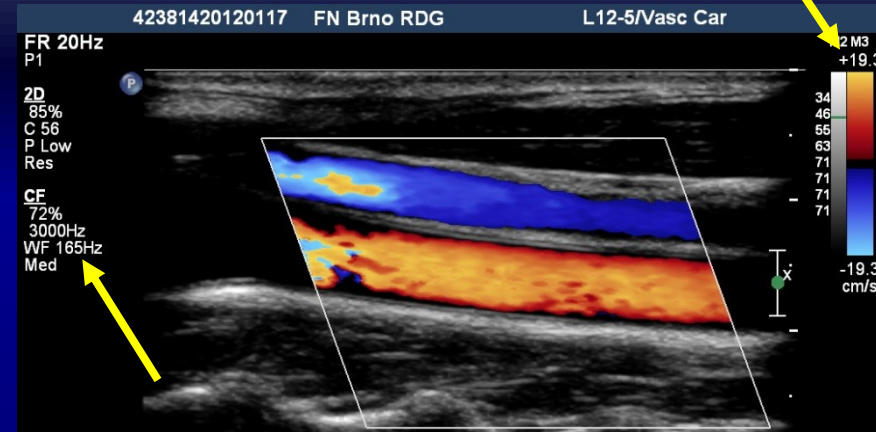
Baseline

- Pro barevný i spektrální záznam



Filtr

- *wall filter, high pass filter, thump filter*
- zdroj signálu
 - krevní tok
 - nízkofrekvenční pohyby měkkých tkání – přenesené pulzace (srdce, cévy), dýchací pohyby
- jednoduchá **elektronická propust**
- vyloučení signálů s nízkou frekvencí, např. 25-200 Hz (až 1500 Hz)
- ! vyloučení i signálů s malým frekvenčním posuvem (pomalé toky, např. v žilách)
- ! mylná diagnostika např. trombózy
- Dynamic Filter

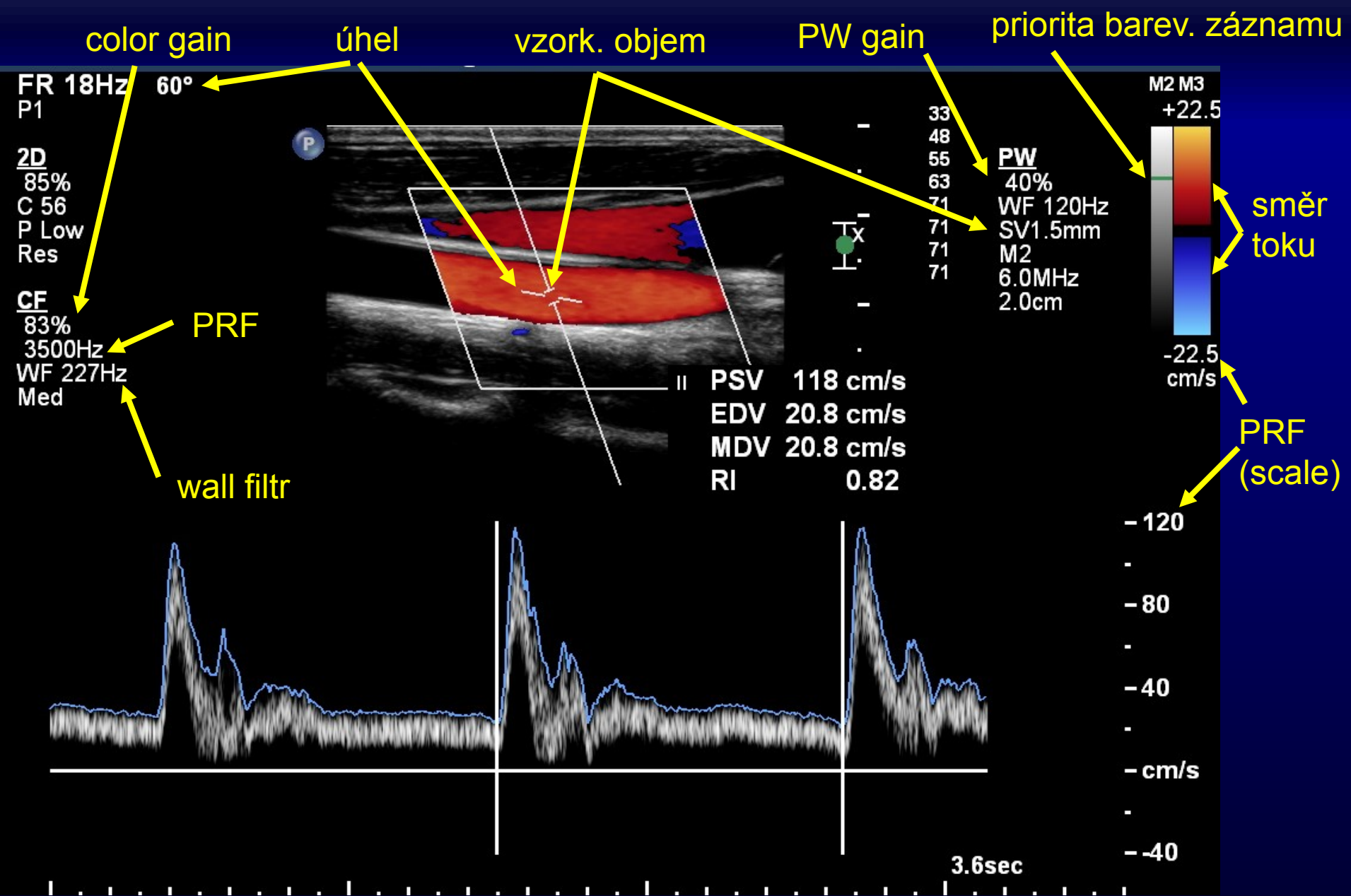


Měření průtoku

Volume
Flow



- Při správném nastavení lze změřit **objemový průtok krve** danou cévou
- Q_v [ml/min] = TAVV [cm/s] \times S [cm²] \times 60
- Vzorkovací objem

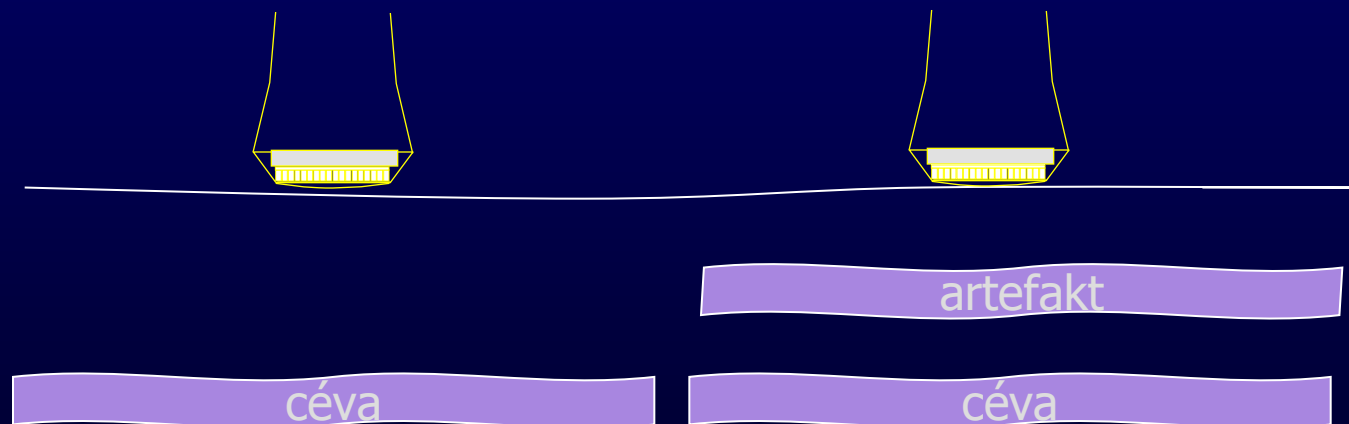




Artefakty při dopplerovském zobrazení

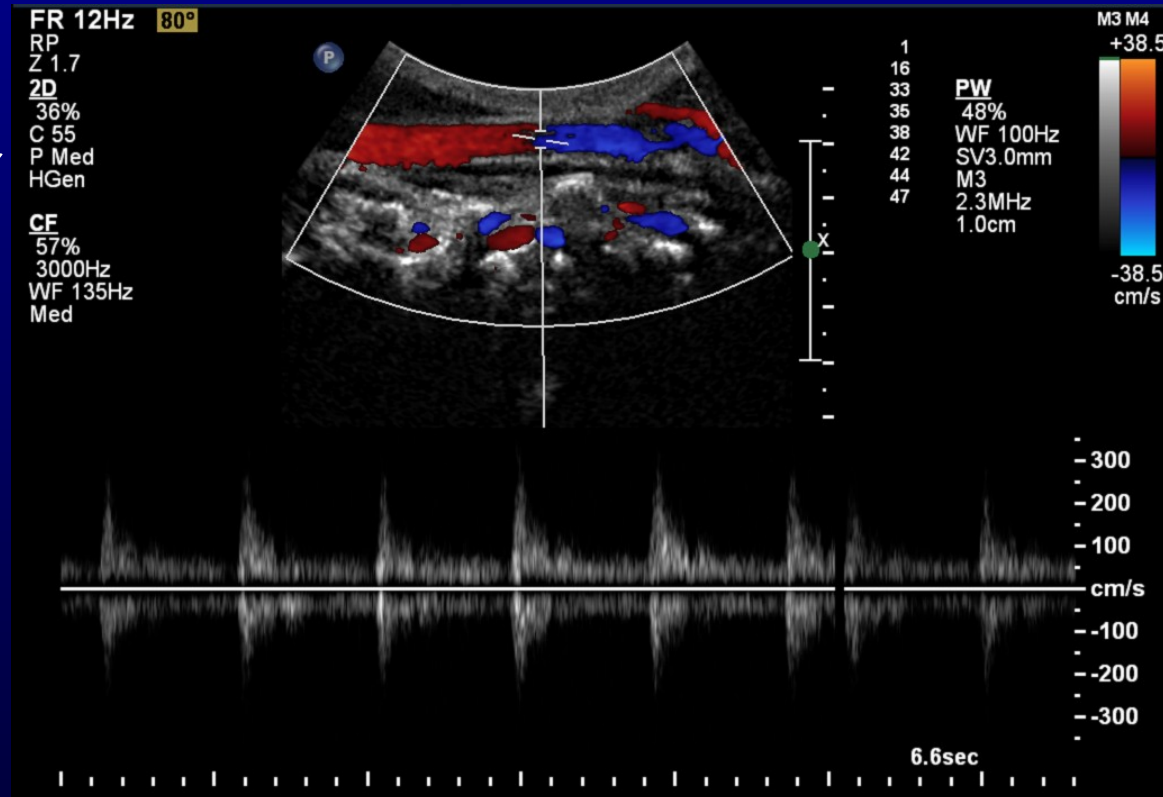
Artefakt vysoké PRF

-  PRF – řeší aliasing
 - limitace hloubkou oblastí zájmu
- odrazy zaregistrovány po vyslání dalšího impulsu
- lokalizace zdroje mezi zdroj a skutečnou cévu
- automatická korekce
 -  citlivost k pomalým tokům



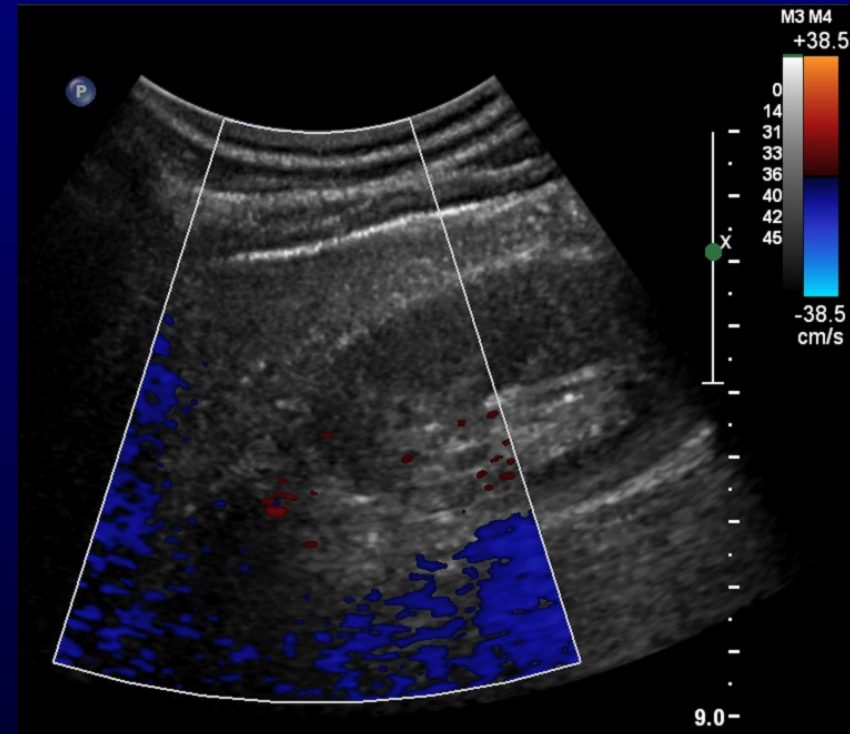
„Artefakt“ relativního směru toku

- v různých částech jedné cévy
- protisměrné toky
- vinuté cévy
- sektorová/konvexní sonda



Artefakty pohybové

- srdeční činnost, cévní pulzace, respirace
- Amplituda \sim Intenzita
- Frekvence, tj. řádově Hz 10, 100
- dopplerovský posuv
- zdroj dopplerovského signálu - nežádoucího
- eliminace - filtr



Indikace UZ

- Dutina břišní
 - Parenchym. orgány (játra, žlučník, ledviny, slezina, slinivka)
 - Tekutina
 - Střeva - rozšíření stěny nebo lumen střevních kliček (zejm. zánětlivé stavy - apendicitida, divertikulitida, infekční kolitida, Crohnova choroba)
- Cévy
 - trombóza, stenózy
- Hrudník
 - Tekutina, (pneumothorax)
 - Srdce – transtorakální, transesofageální echokardiografie
- Muskuloskeletální systém
 - hematomy, svalové ruptury, nádory, abscesy, (klouby)
- Štítná žláza, slinné žlázy, uzliny, šourek, penis, podkoží
- Transkraniální – děti, (transkraniální cévy u dospělých)
- Transrektální, transvaginální, endosono (např. slinivky)

Biofyzikální účinky ultrazvuku

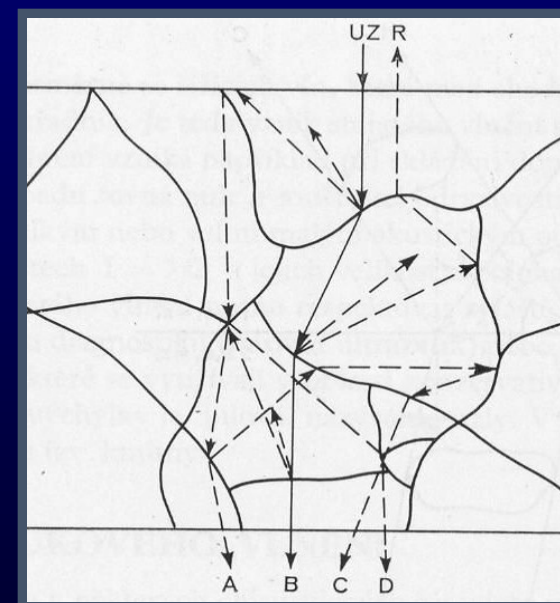
Output Display Standard

biofyzikální účinky ultrazvuku

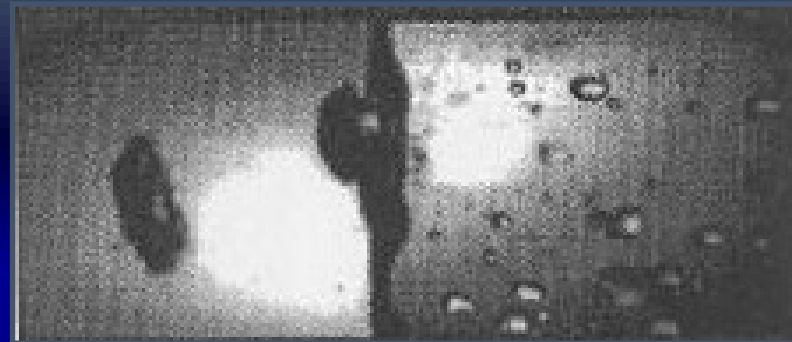
- tepelné účinky
- netepelné účinky
- netepelné-nekavitační účinky

tepelné účinky

- absorpce a přeměna akustické energie v teplo
- vnitřní tření ve tkáních, relaxační procesy
- nehomogenita struktury – větší rozdíly akustických impedancí - ohřev na akustických rozhraních
- vyšší intenzita a frekvence ultrazvuku – větší ohřev
- Při vzniku tepla rozlišujeme dvě kritické teploty:
 - 39,5 °C: poškození embryonální tkáně
 - 41,0 °C: poškození tkáně dospělého jedince



netepelné účinky



- **Kavitace**

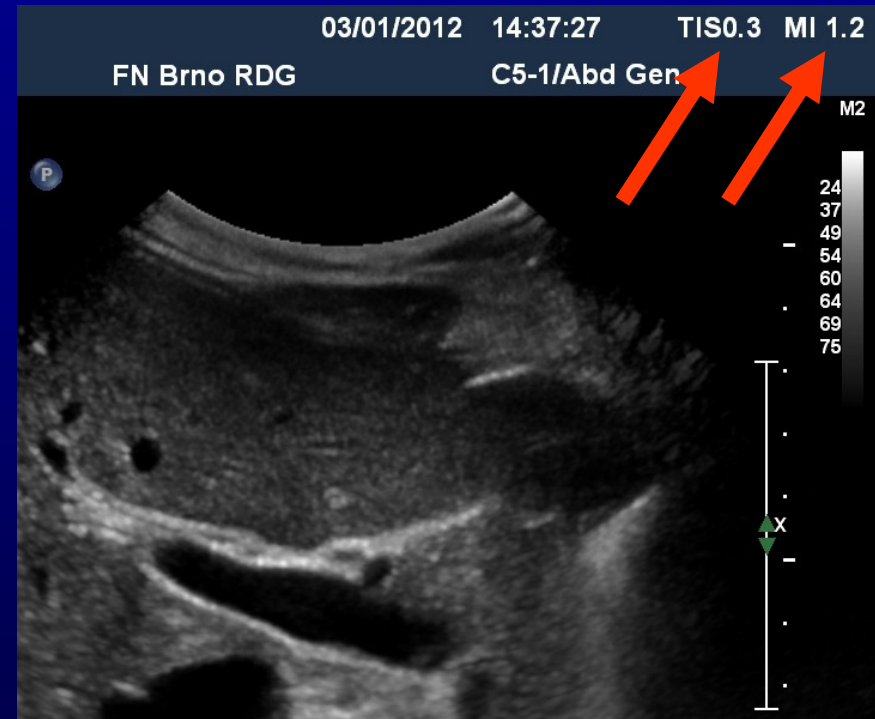
- narušení kontinuity tekutého prostředí v podtlakové fázi ultrazvukové vlny, spojené se vznikem plynových (kavitačních) bublin
- Rezonanční kavitace – oscilace bublin s frekvencí UZ
- Kolapsová kavitace – kolaps, nárůst teploty, tlakový ráz

- **Netepelné nekavitační**

- Mechanické účinky akustického tlaku – např. deformace buňečných membrán,

ODS – Output Display Standard

- MI – mechanický index
- TI – tepelný index
- přenesení zodpovědnosti na lékaře



mechanický index - MI

- vyjadřuje **stupeň nebezpečí** poškození tkáně **kavitací**
- závisí na frekvenci a energii vysílaného ultrazvuku

- P_{r3} – akustický tlak v hloubce Z_{sp} - hloubka
- f_c – nosná frekvence sondy v MHz

$$MI < 1,9$$

$$MI < 0,23 \text{ – v oftalmologii}$$

tepelný index - TI

- Definice: poměr aktuálně nastaveného celkového výkonu k hodnotě energie, která by zvýšila teplotu tkáně o 1°C
- Vyjadřuje **stupeň nebezpečí** poškození tkáně ultrazvukovým **ohřevem**
- Bezpečné TI < 4, pro oko TI < 1
- Čas expozice maximálně 15 minut (IEC)

| | |
|------------|---------------------------------------|
| TIS | pro měkkou tkáň – „soft tissue“ |
| TIB | pro kost v hloubce ohniska - „bone“ |
| TIC | pro kost v blízké oblasti – „cranial“ |

organizace a bezpečnost ultrazvukové diagnostiky

WFUMB – World Federation for Ultrasound in Medicine and Biology

EFSUMB – European Federation for Societies of Ultrasound in Medicine and Biology

AIUM – American Institute of Ultrasound in Medicine

FDA – Food and Drug Administration

IEC – International Electrotechnical Commission

SÚKL – Státní ústav pro kontrolu léčiv

ECMUS, ECURS, ASUM a další

IEC 601-1, 601-2, **IEC 1157**, Track1, Track 3

maximální doporučené intenzity dle FDA a intenzity UZ modalit

| Aplikace | I_{SPTA}^* (mW.cm ⁻²) | MI |
|------------------|-------------------------------------|------------|
| Měkká tkáň, cévy | 720 | 1,9 |
| Kardiologie | 430 | 1,9 |
| Vyšetření plodu | 94 | 1,9 |
| Oftalmologie | 17 | 0,2 |

| Diagnostická modalita | Průměrná I_{SPTA}^* (mW.cm ⁻²) | Maximální I_{SPTA}^* (mW.cm ⁻²) |
|-----------------------------|--|---|
| Dvojměrné zobrazení | 17-95 | 180 |
| Barevný Doppler | 150 | 510 |
| CW – dopplerovské přístroje | 170 | 800 |
| Pulsní Doppler | 1400 | 4500 |

* I_{SPTA} – space peak, time average – časový průměr vrcholových intenzit

ALARA

- „as low as reasonable achievable“
- vyšetřuj tkáň jen takovou dobu a takovou expozicí, která je skutečně potřebná
- indikace vyšetření lege artis - zvláště při vyšetřování **plodu pulsním dopplerem**

Bezpečnost UZ diagnostiky

- **Ultrazvuk je bezpečná a efektivní diagnostická metoda**
- **Neexistují studie potvrzující kauzální souvislost mezi diagnostickým ultrazvukem a potenciálními nežádoucími účinky**

Děkuji za pozornost