

Ultrazvuk

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

J. Foukal + kolektiv autorů KRNM

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



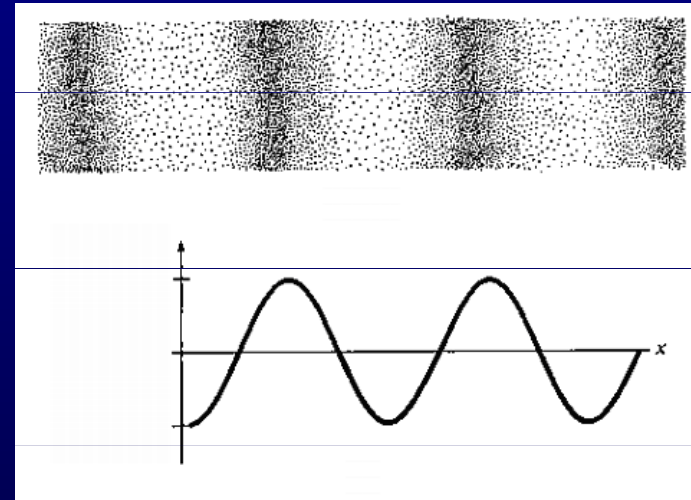
Karl Theodore Dussik

Fyzik. vlastnosti

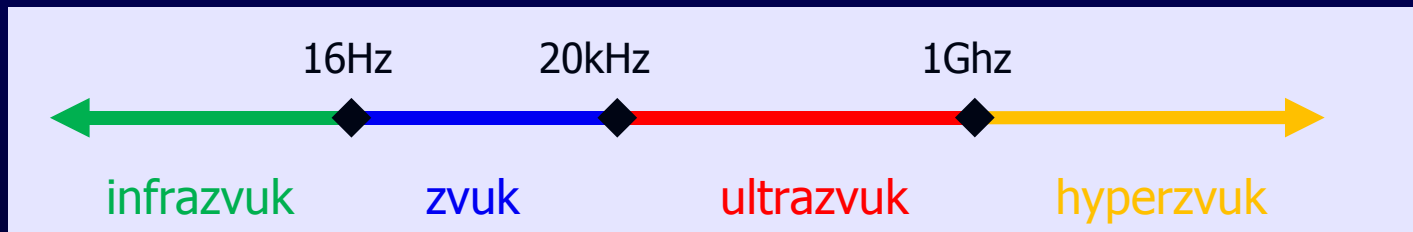
- **Ultrazvuk (zvuk) = mechanické vlnění**
 - šíření kmitů pružným prostředím stlačováním a zředováním částic
 - nepřenáší se částice
- vzdálenost 2 bodů kmitajících se stejnou fází = vlnová délka

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

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



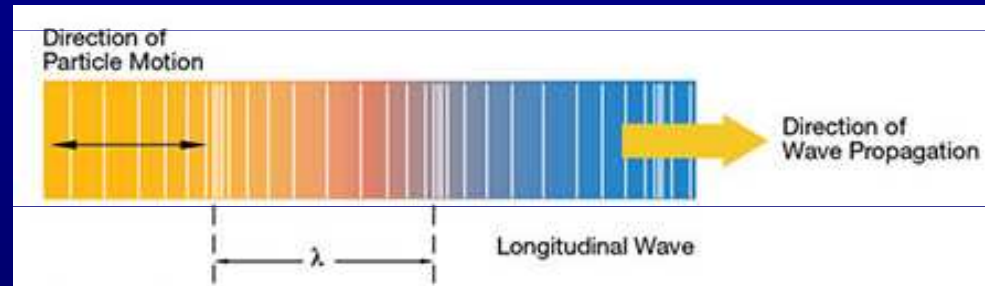
- Frekvence ultrazvuku > 20 kHz



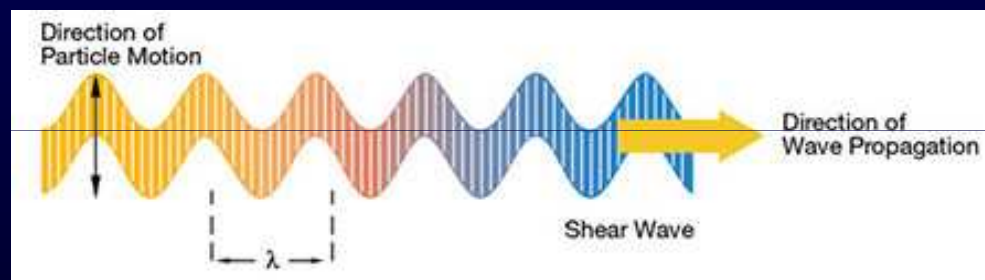
- Diagnostika 1-20MHz

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)



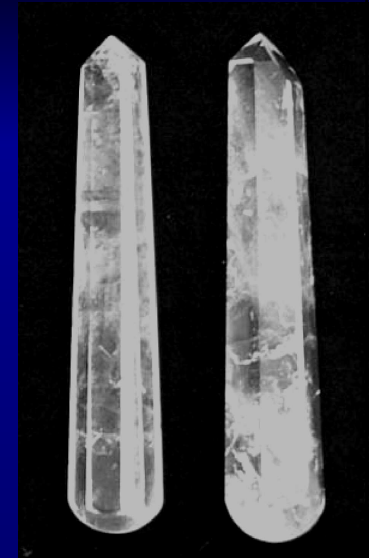
Vznik/příjem UZ vlnění

Piezelektrický jev

- vznik el. náboje na povrchu krystalu po jeho deformaci

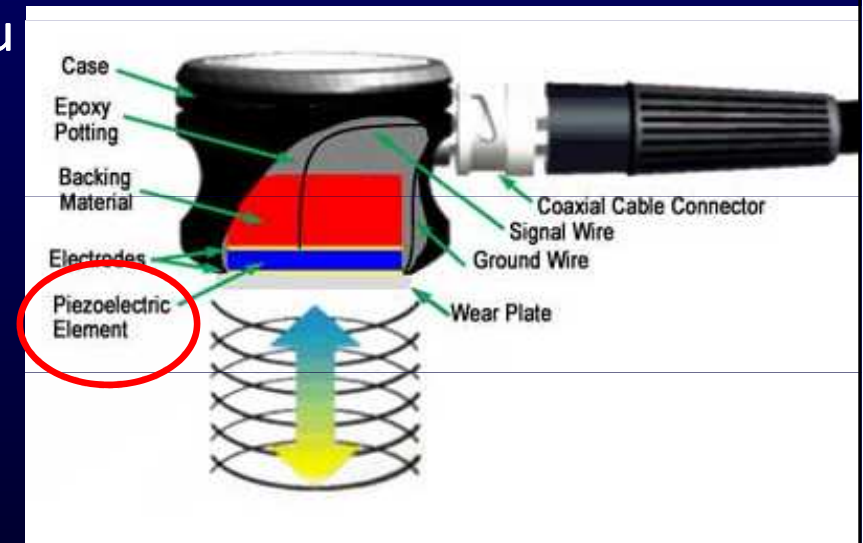
Nepřímý piezelektrický jev (elektrostrikce)

- změna tvaru krystalu vlivem vnějšího elektrického pole



• 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



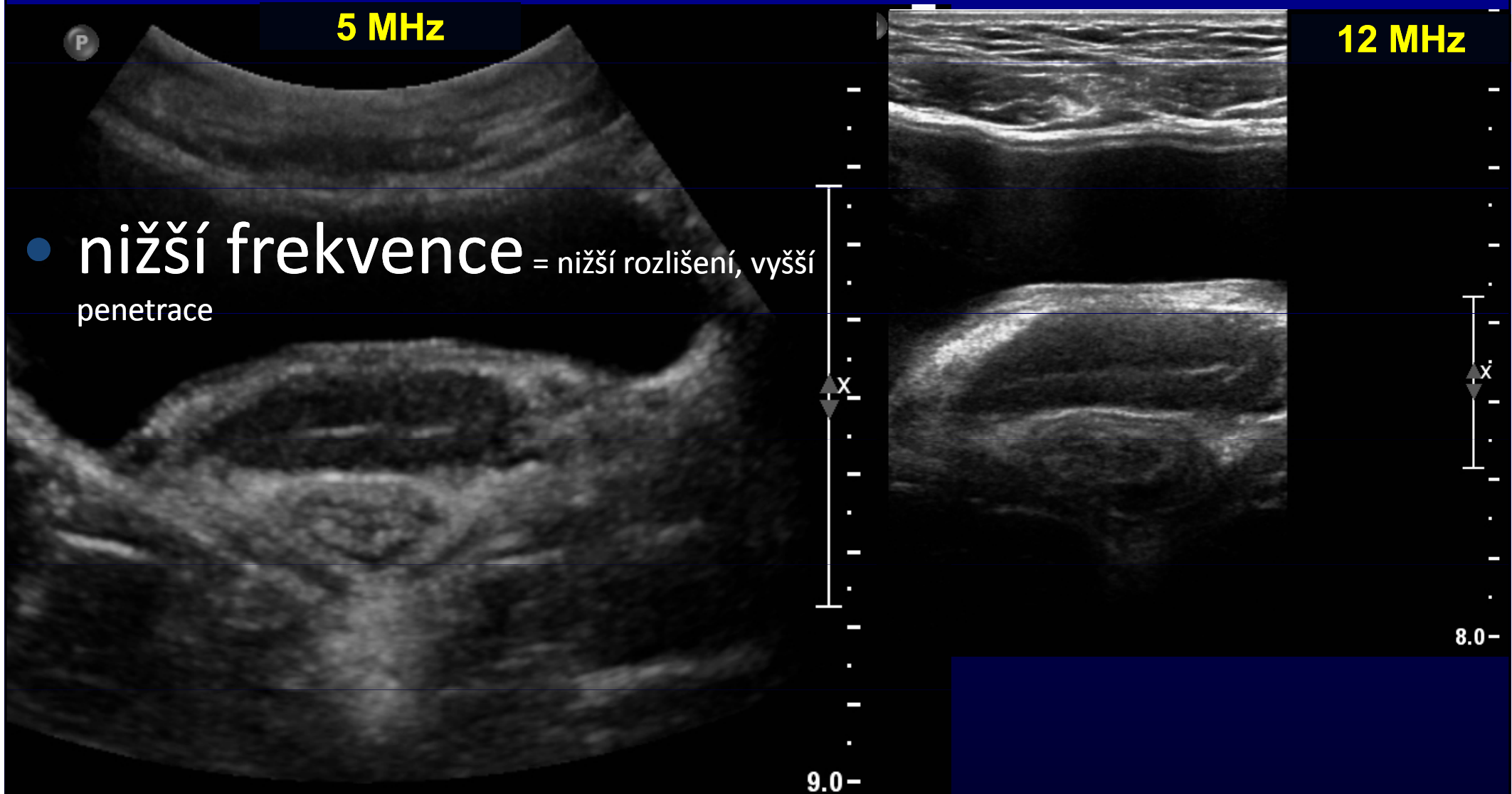
Frekvence

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

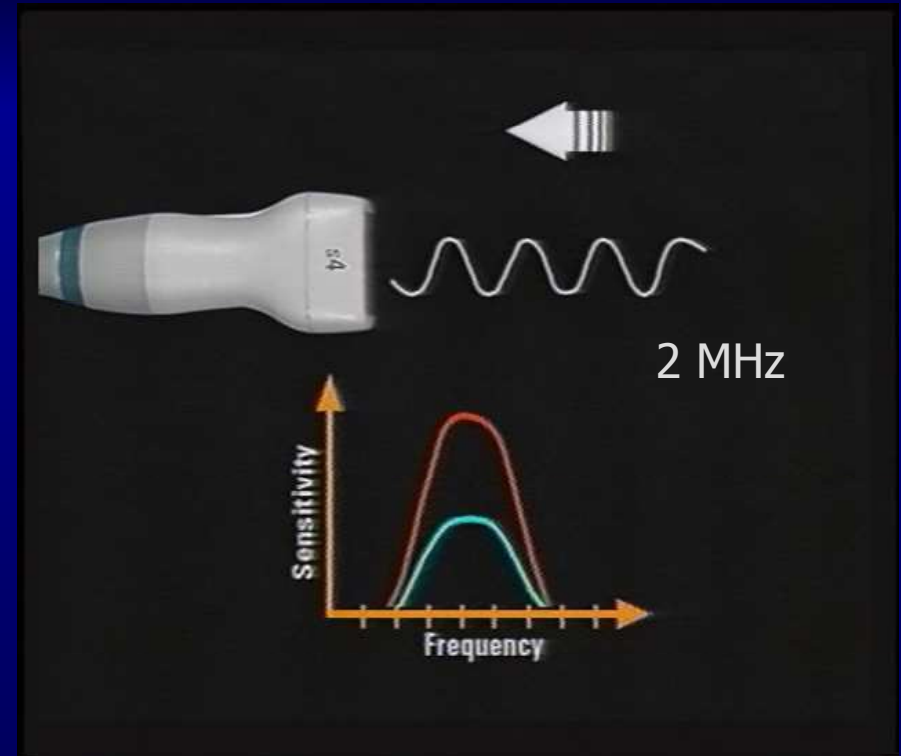
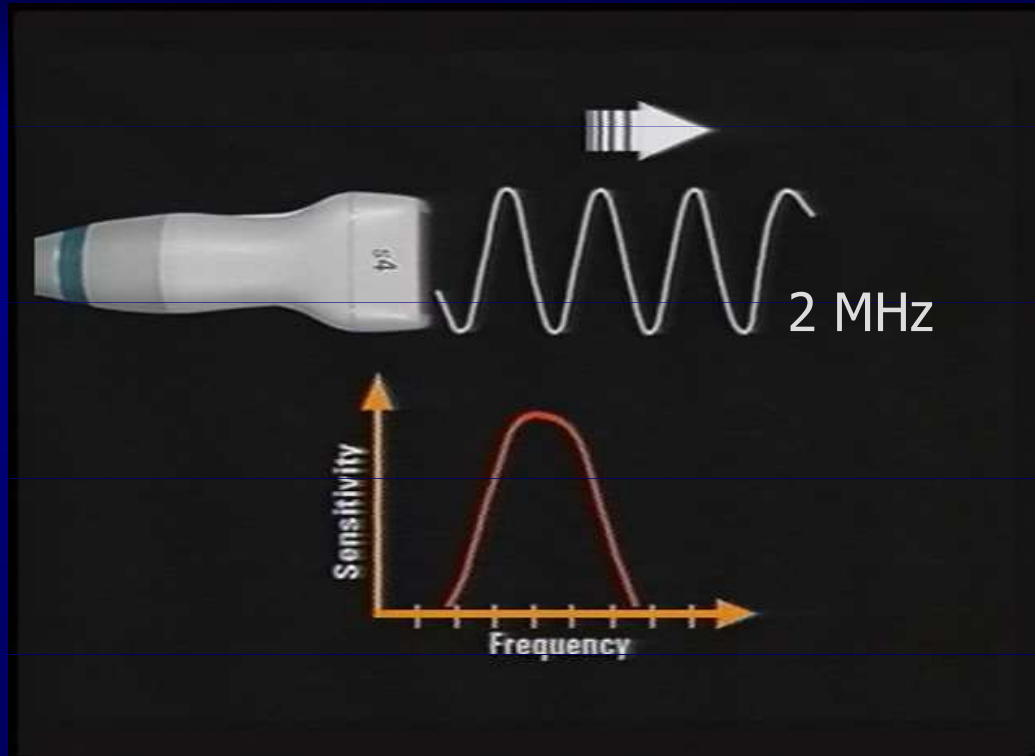
5 MHz

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

12 MHz



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

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

c ... rychlost šíření ultrazvuku prostředím [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$]

K ... modul objemové pružnosti [Pa]

ρ ... hustota prostředí [$\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$]



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)

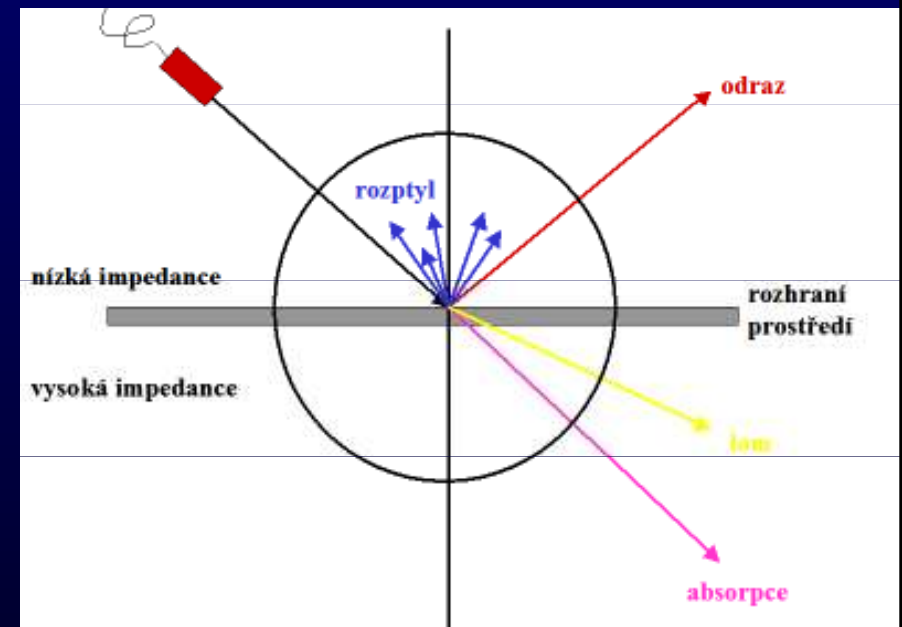
- **ohyb, lom**

- 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 [$\text{N}\cdot\text{s}\cdot\text{m}^{-3}$]

ρ ... hustota prostředí [$\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$]

c ... rychlost šíření ultrazvuku prostředím [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$]

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)

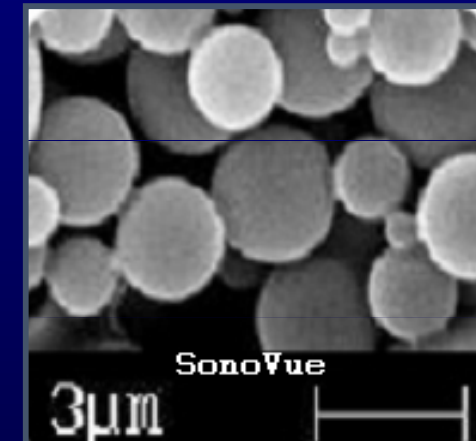
- vysoký rozdíl akustické impedance
- vysoká odrazivost UZ vlnění
- vysoký kontrast obrazu



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

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

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

P ... amplituda akustického tlaku

I ... intenzita ultrazvuku [$\text{W}\cdot\text{m}^{-2}$]

ρ ... hustota prostředí

c ... rychlost šíření ultrazvuku prostředím

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

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

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

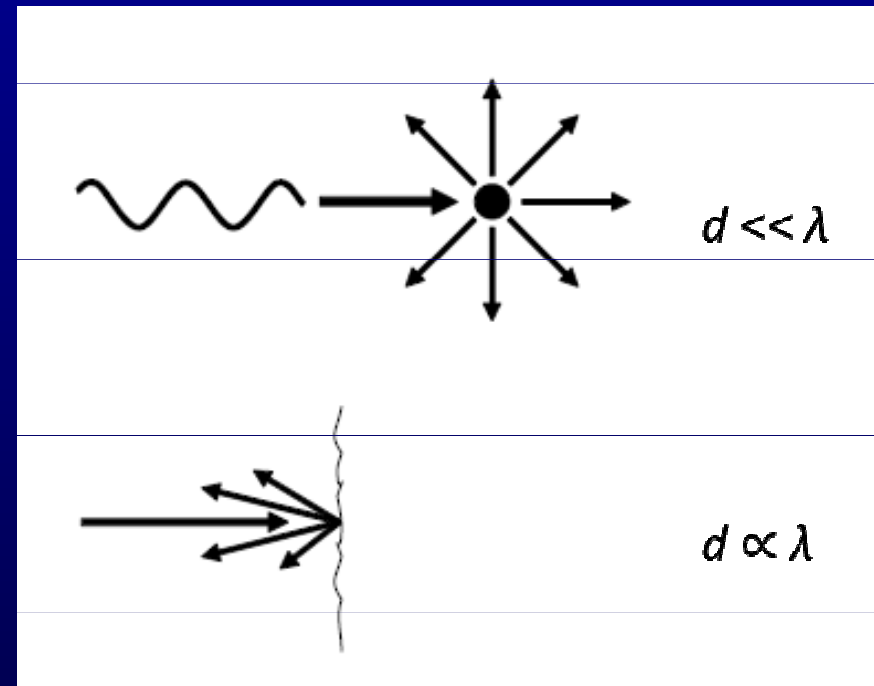
- Koeficient útlumu
 - je komplexním vyjádřením dvou základních mechanismů – absorpce a rozptylu
 - má rozměr decibel na metr [dB.m⁻¹]

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

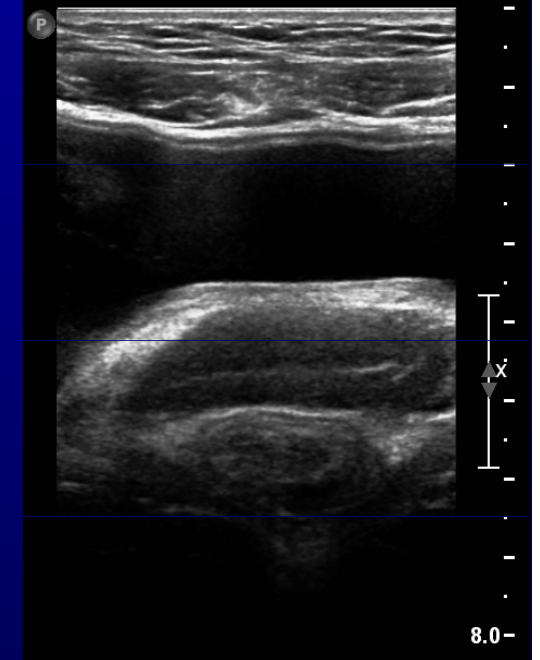
Rdg FN Brno

C5-1/Abd Gen



12 MHz

L12-5/BOWEL



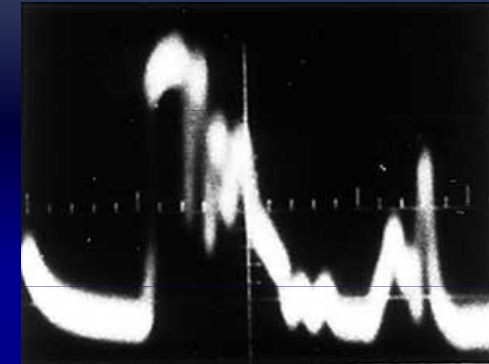
- nižší frekvence = vyšší penetrace

Nedopplerovské modality

Módy

- **A mód (Amplitude modulated)** →

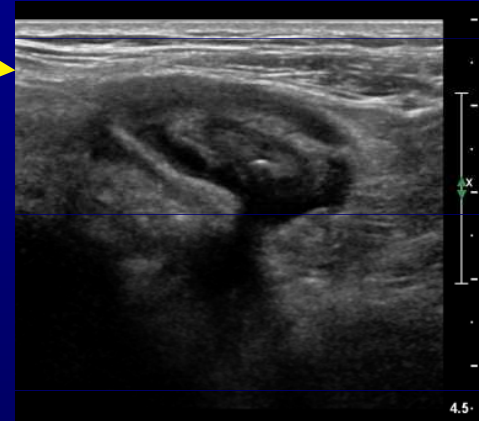
- jednorozměrný UZ paprsek



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

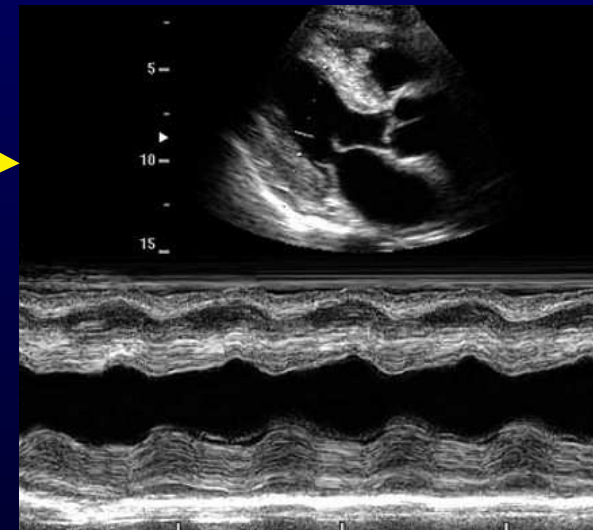


- **3D, 4D** →



- **M mód (Motion)** →

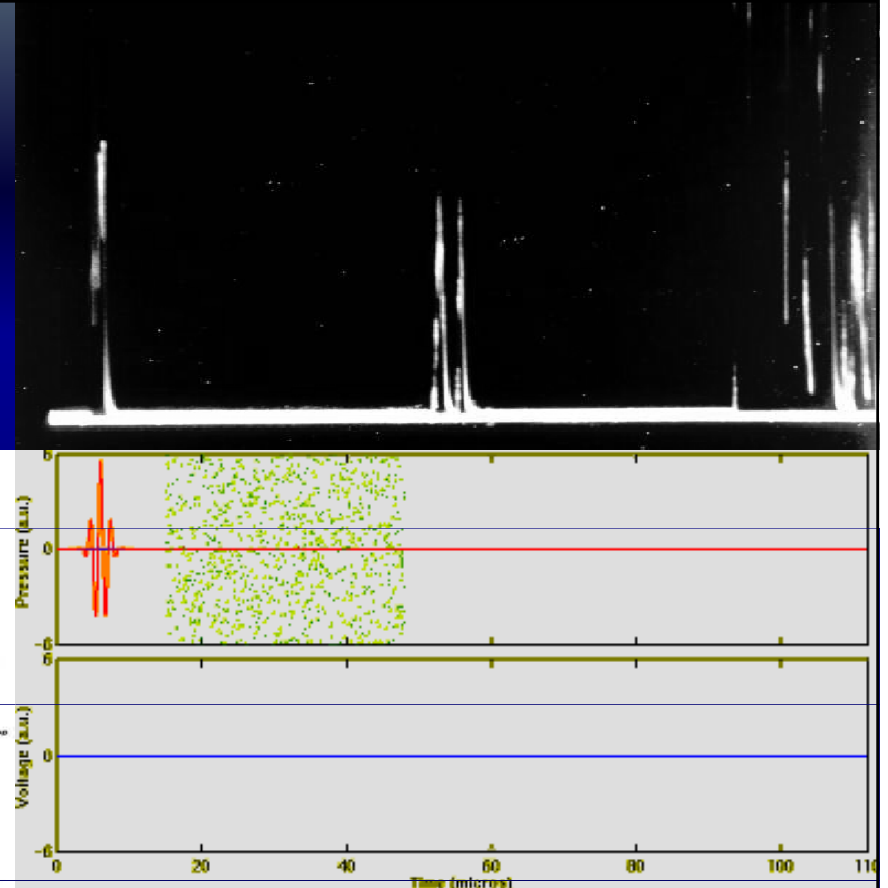
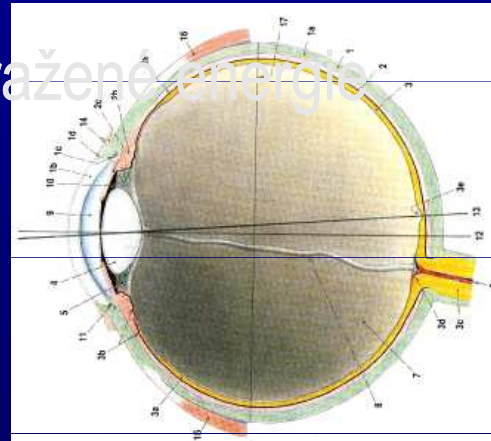
- Jednorozměrný B-mód + čas



- **Doppler...**

A zobrazení (A-mode)

- „A“ - amplituda
- nejjednodušší metoda
- amplituda, množství odražené energie
- oční

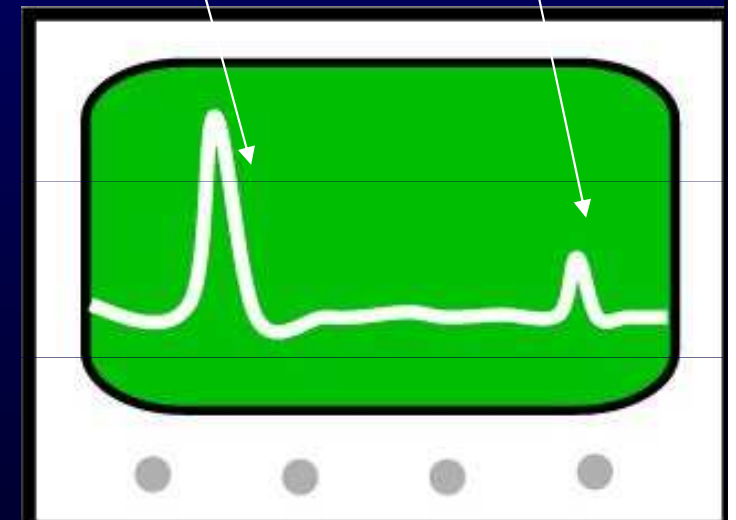
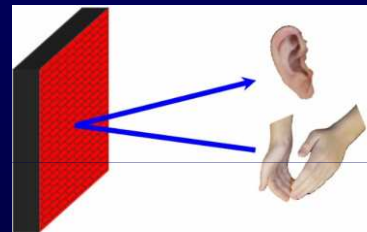


- **NEVÝHODA:**

- není jednoznačné od jaké struktury se vlny odráží
- tvar objektu nejasný
- linie + amplituda

vyslání puls →

← echo



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

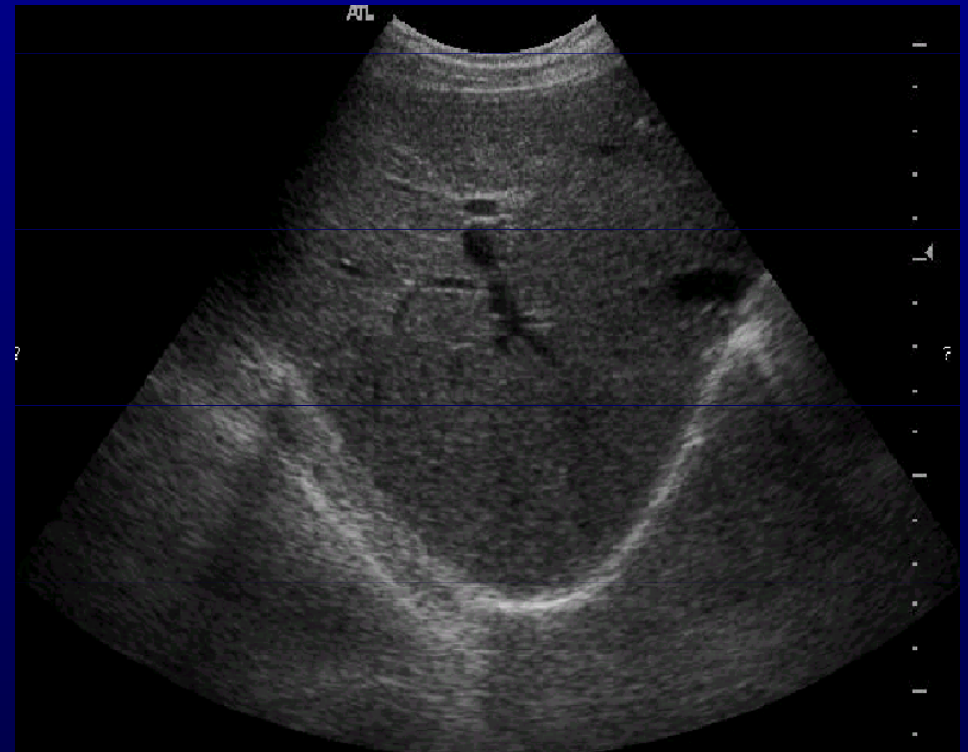
srdeční sval

perikard



B zobrazení (B-mode)

- „B“ – brightness (jas, ...)
- dvourozměrné zobrazení
- v reálném čase
 - intenzita obrazu – echogenita
 - směr a hloubka odrazu

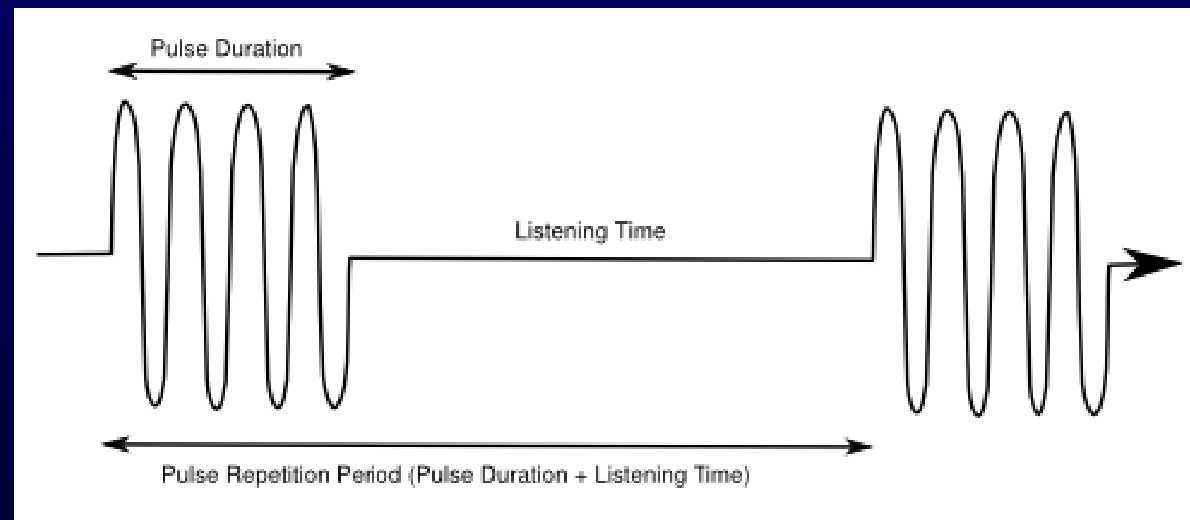
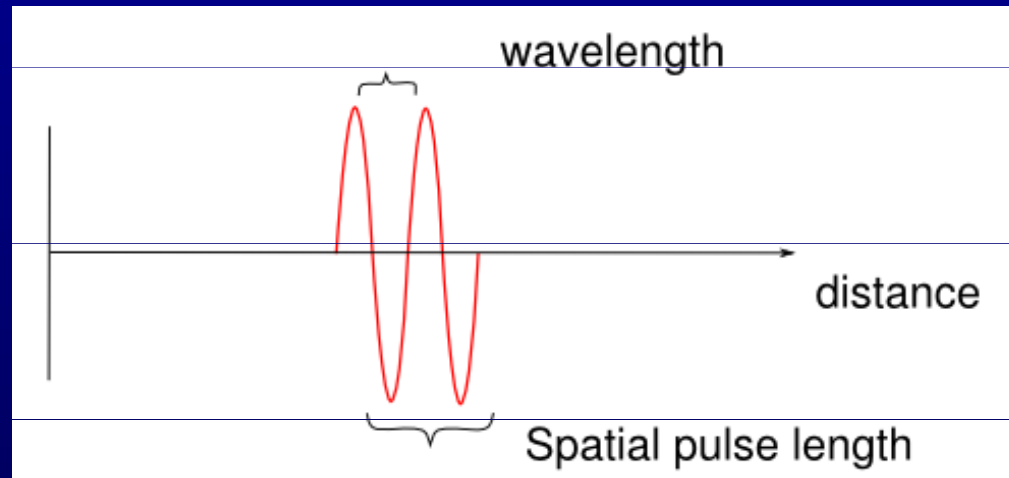


vznik 2D obrazu

- 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

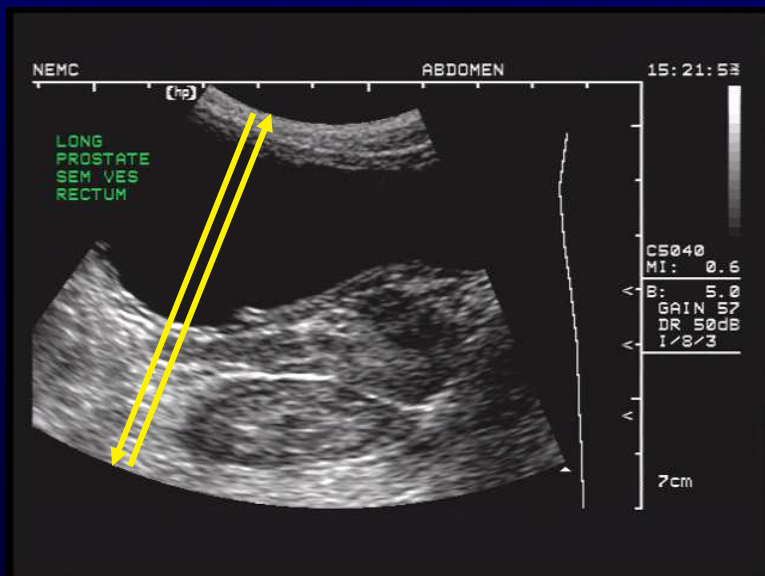
- Parametry

- Vlnová délka
- Délka pulzu
- Pulzní repetiční doba
- Pulzní repetiční frekvence



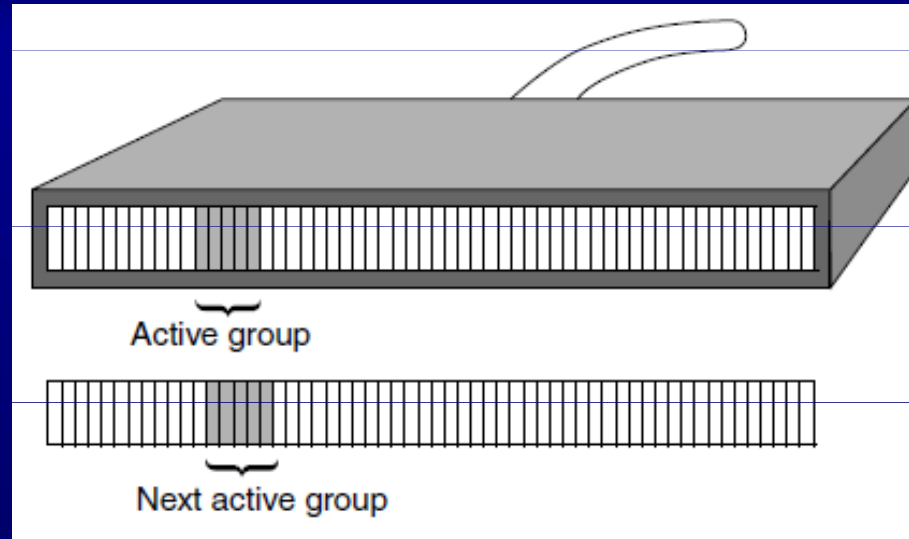
vznik 2D obrazu (B mód)

- 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, atd.)
- zobrazení bodu
- totéž se opakuje několikrát v laterálním směru

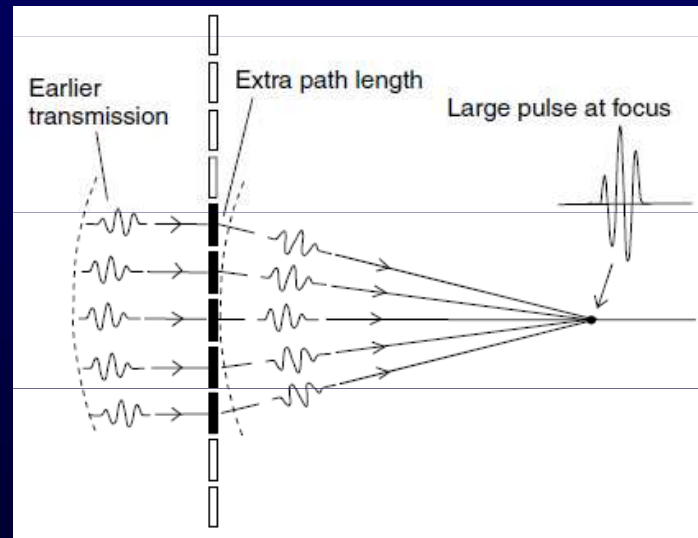


vznik 2D obrazu

- 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

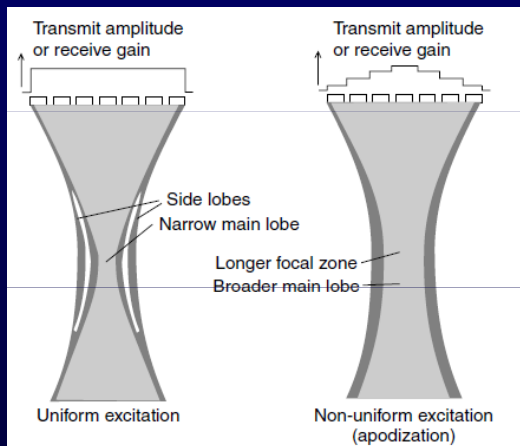
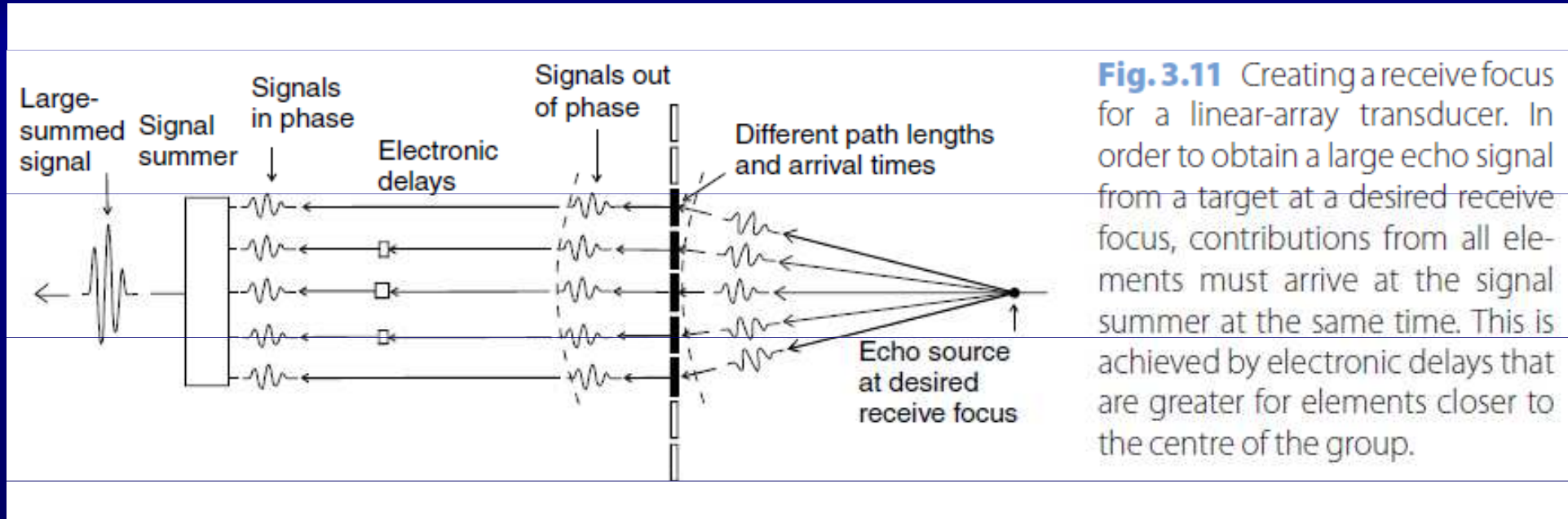
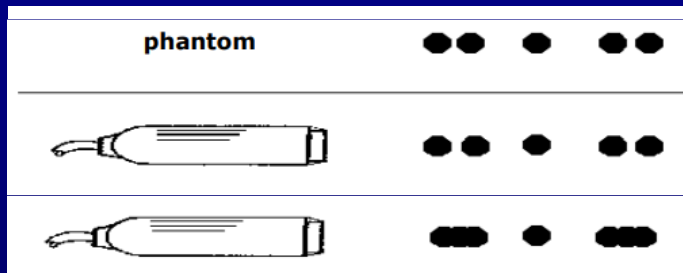


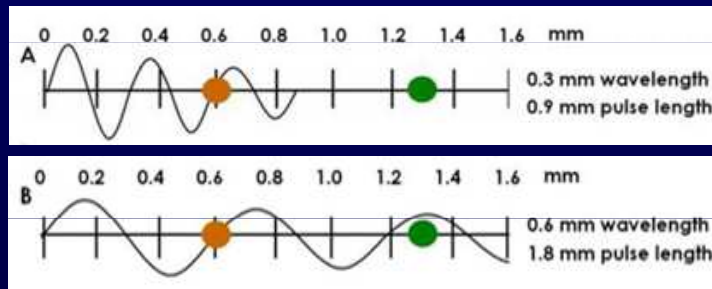
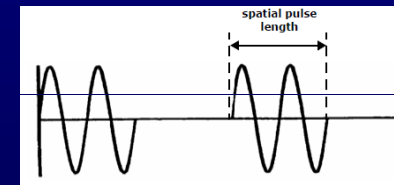
Fig. 3.14 Apodization. By exciting outer elements less than those in the centre, side lobes can be suppressed and the focal zone extended. However, the width of the main lobe is increased. Non-uniform amplification of echoes from different elements can achieve similar changes in the receive beam.

Rozlišení 2D obrazu

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



- = ½ délky pulzu
- délka pulzu = vln. délka x počet cyklů v pulzu



2 body od sebe
0,7mm rozlišení
0,45mm

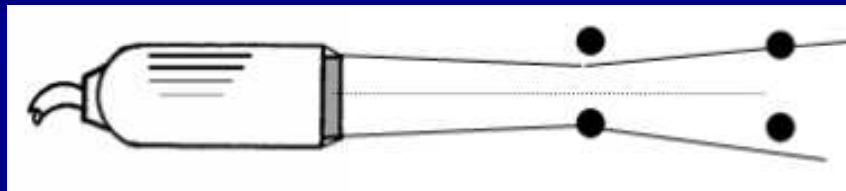
2 body od sebe
0,7mm rozlišení
0,9mm

- Závisí tedy na **frekvenci**

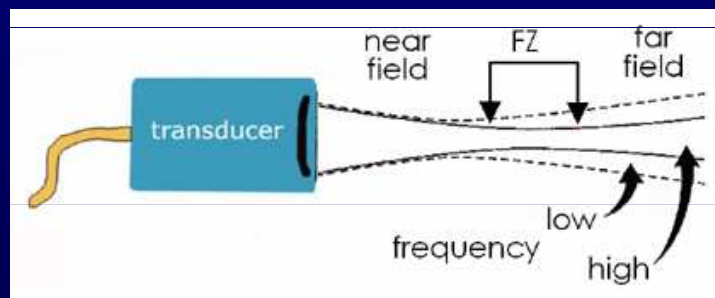
$$\lambda = \frac{c}{f}$$

Rozlišení 2D obrazu

- 2) Laterální rozlišení – kolmo ke svazku



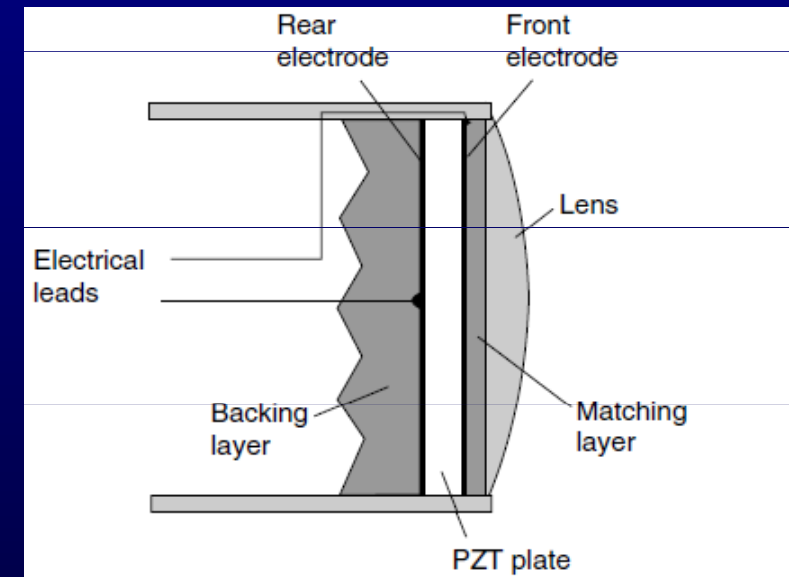
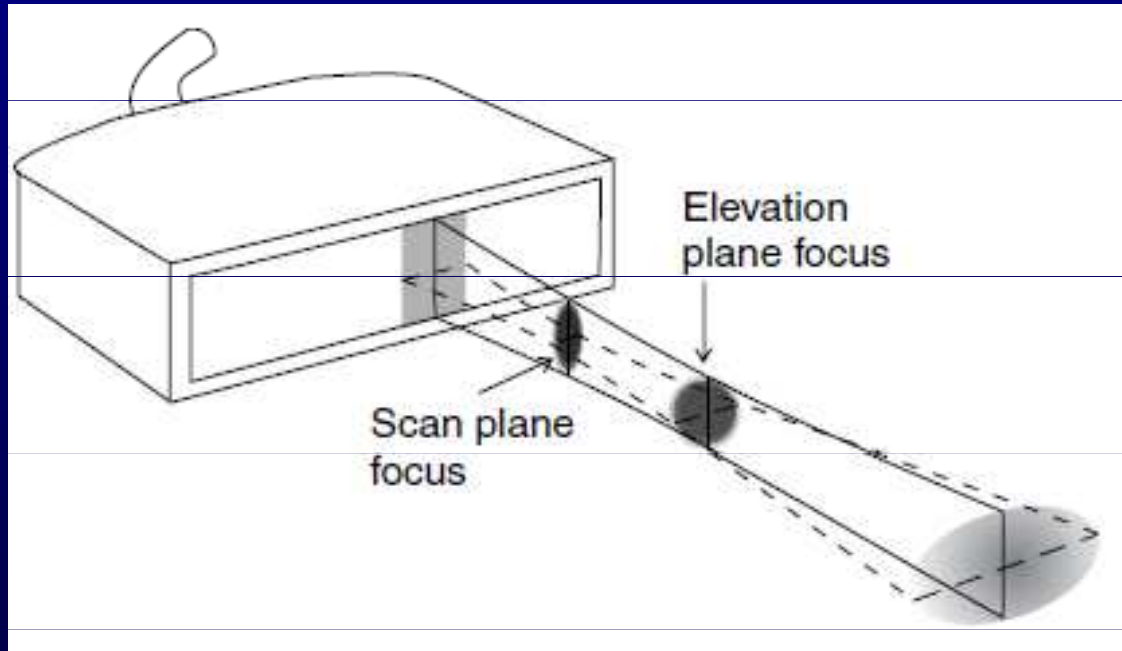
- Dáno šíří UZ svazku
- Šíře svazku nepřímo úměrná **frekvenci**
- Svazek má nejmenší šíři v místě fokusu, ten můžeme upravit nastavením **fokusace**



- 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



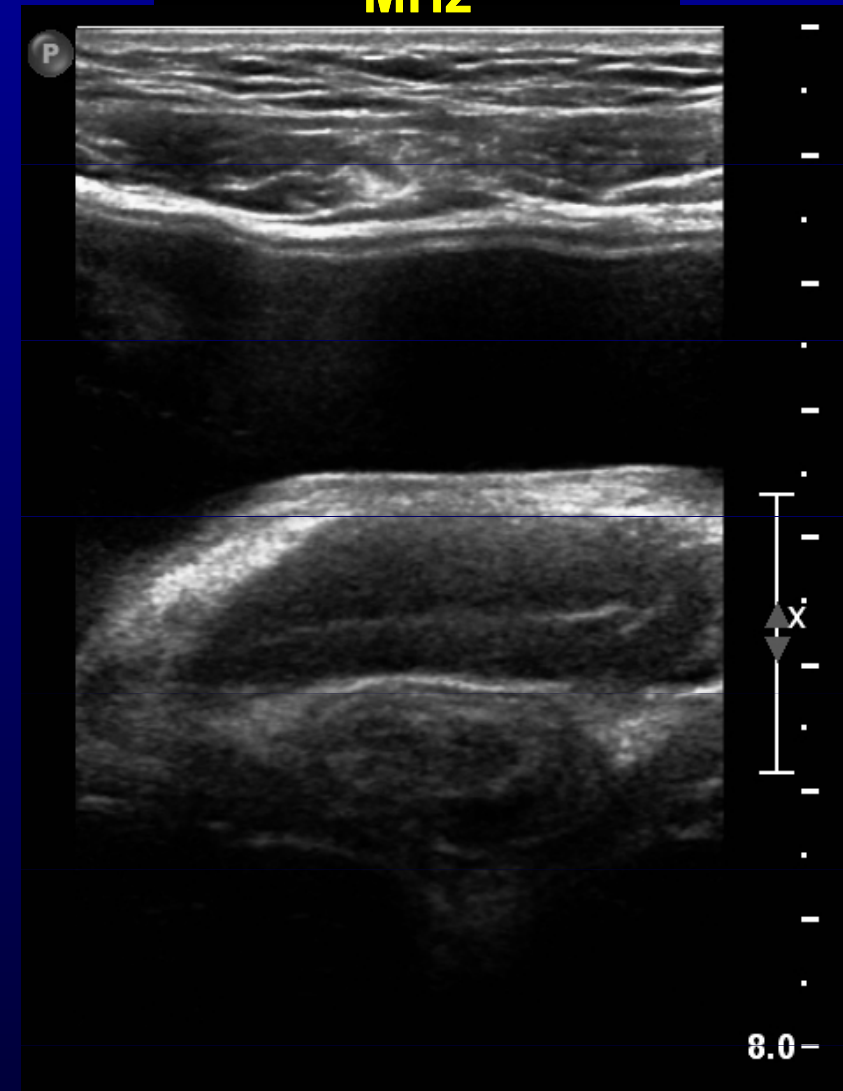
- nižší frekvence =
horší rozlišení

- vyšší frekvence =
vyšší rozlišení

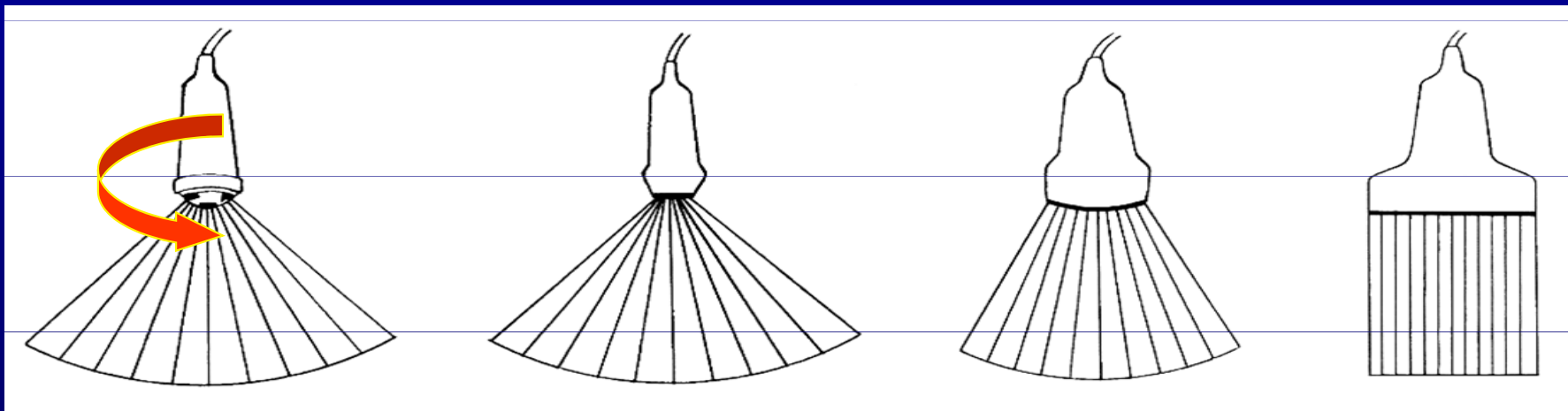
Sonda C5-1 5 MHz



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

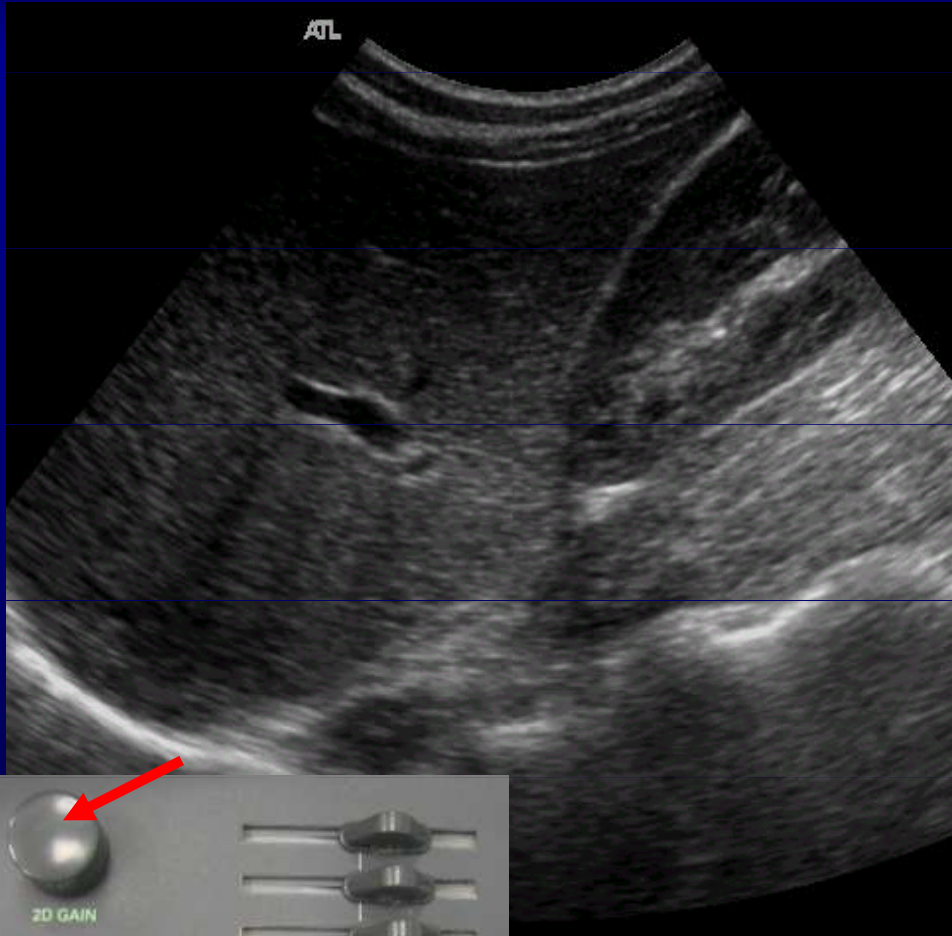
Další typy ultrazvukových sond

- endokavitální (mikrokonvexní, lineární, radiální)
- intravaskulární

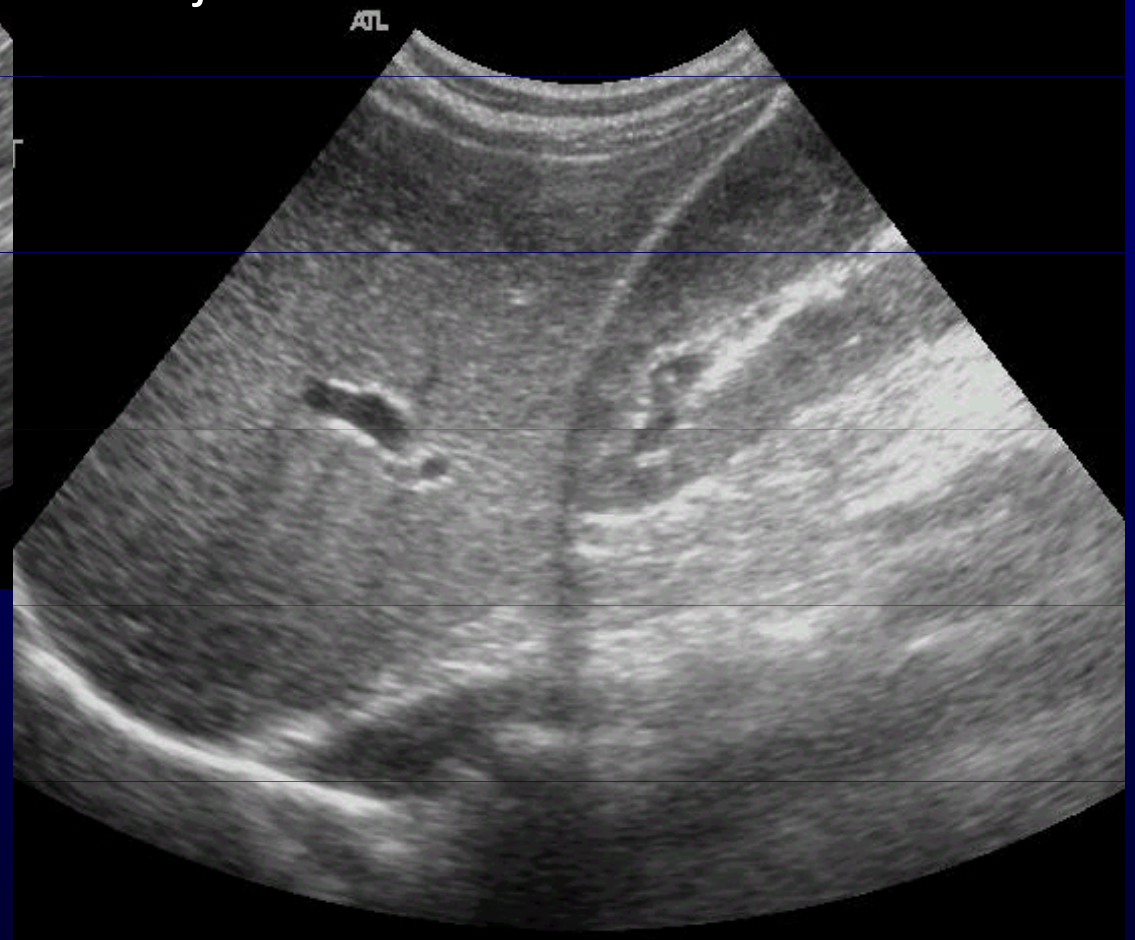


Nastavení přístroje parametry

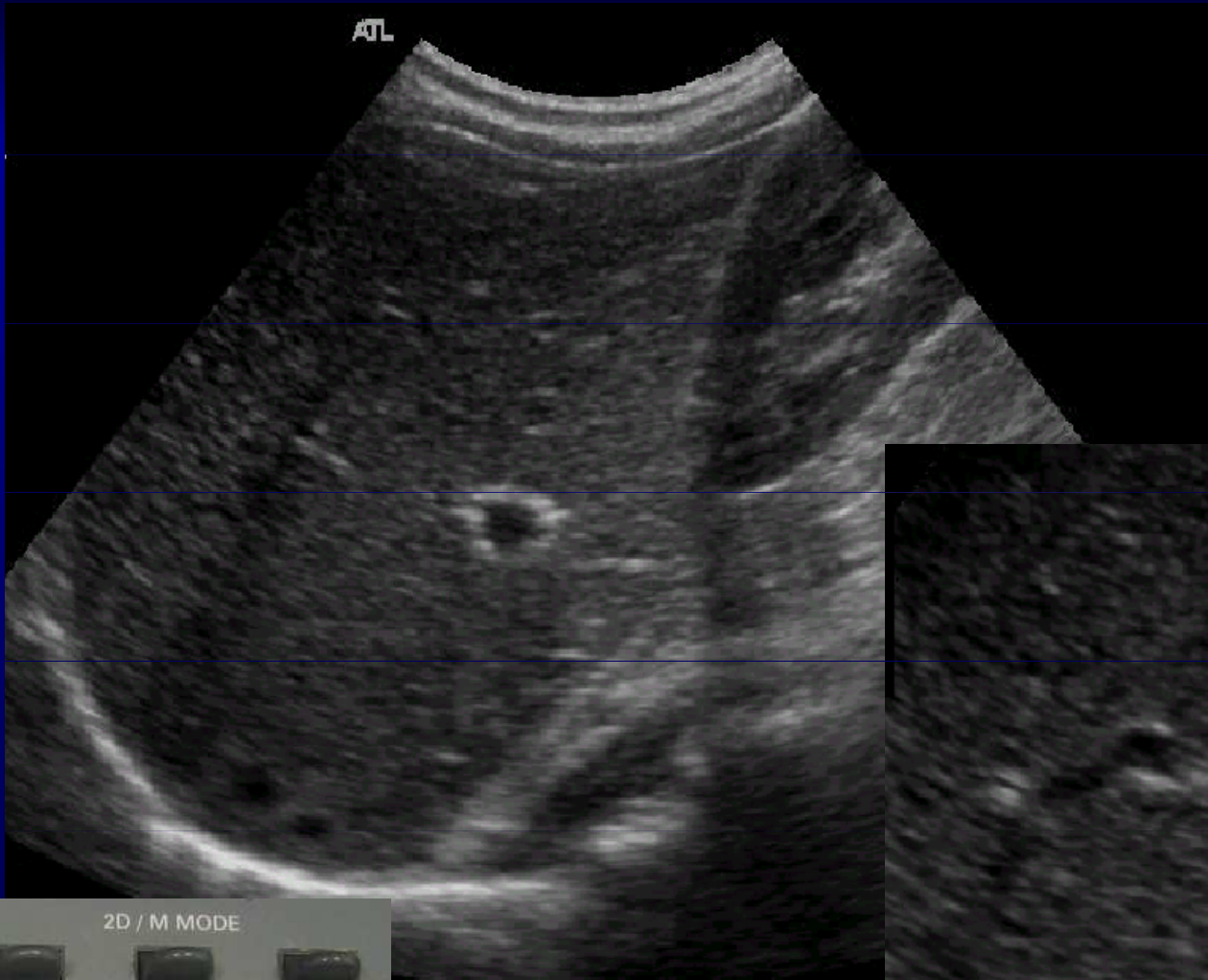
2D Gain a TGC tahové ovladače



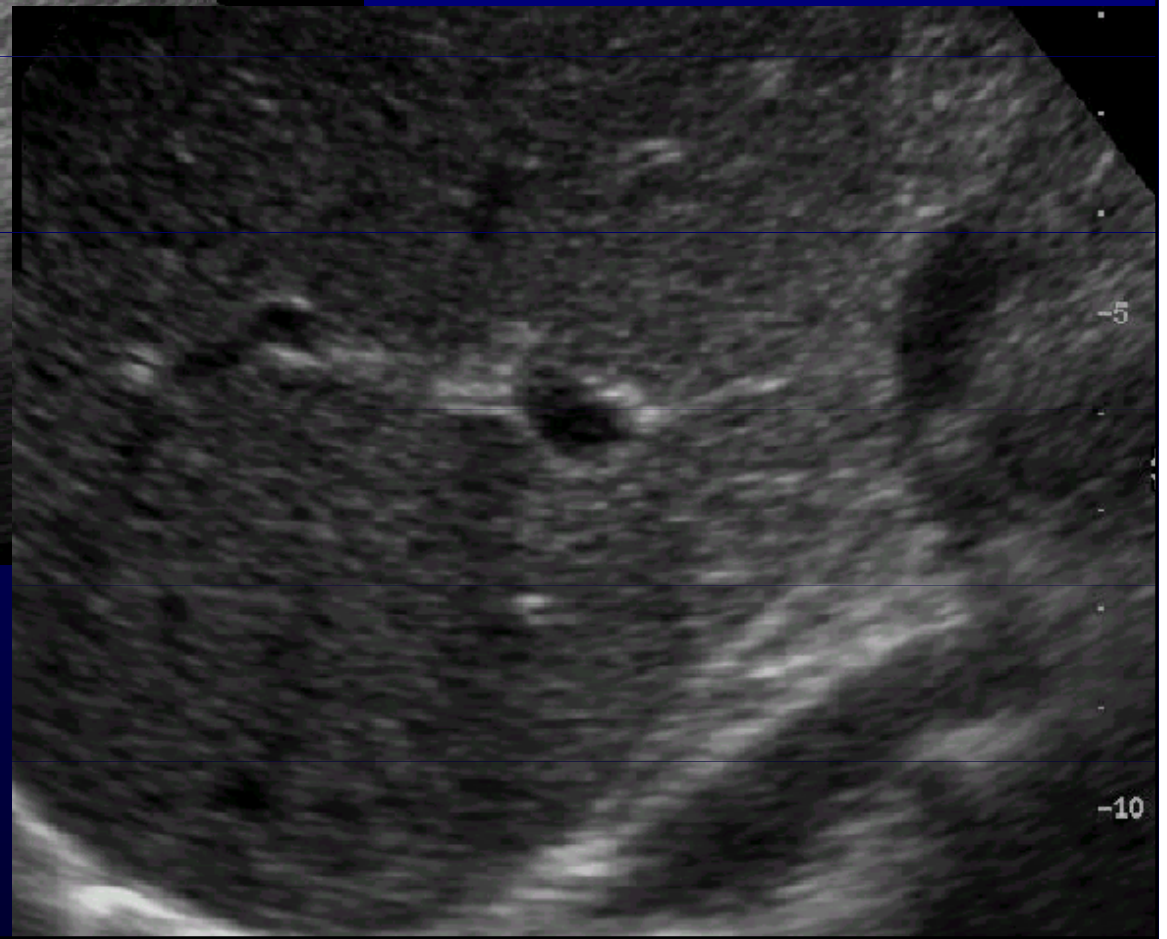
- Time Gain Compensation
- potenciometry - zesílení ech
- lze i automaticky (AGC) jednorázově nebo kontinuálně



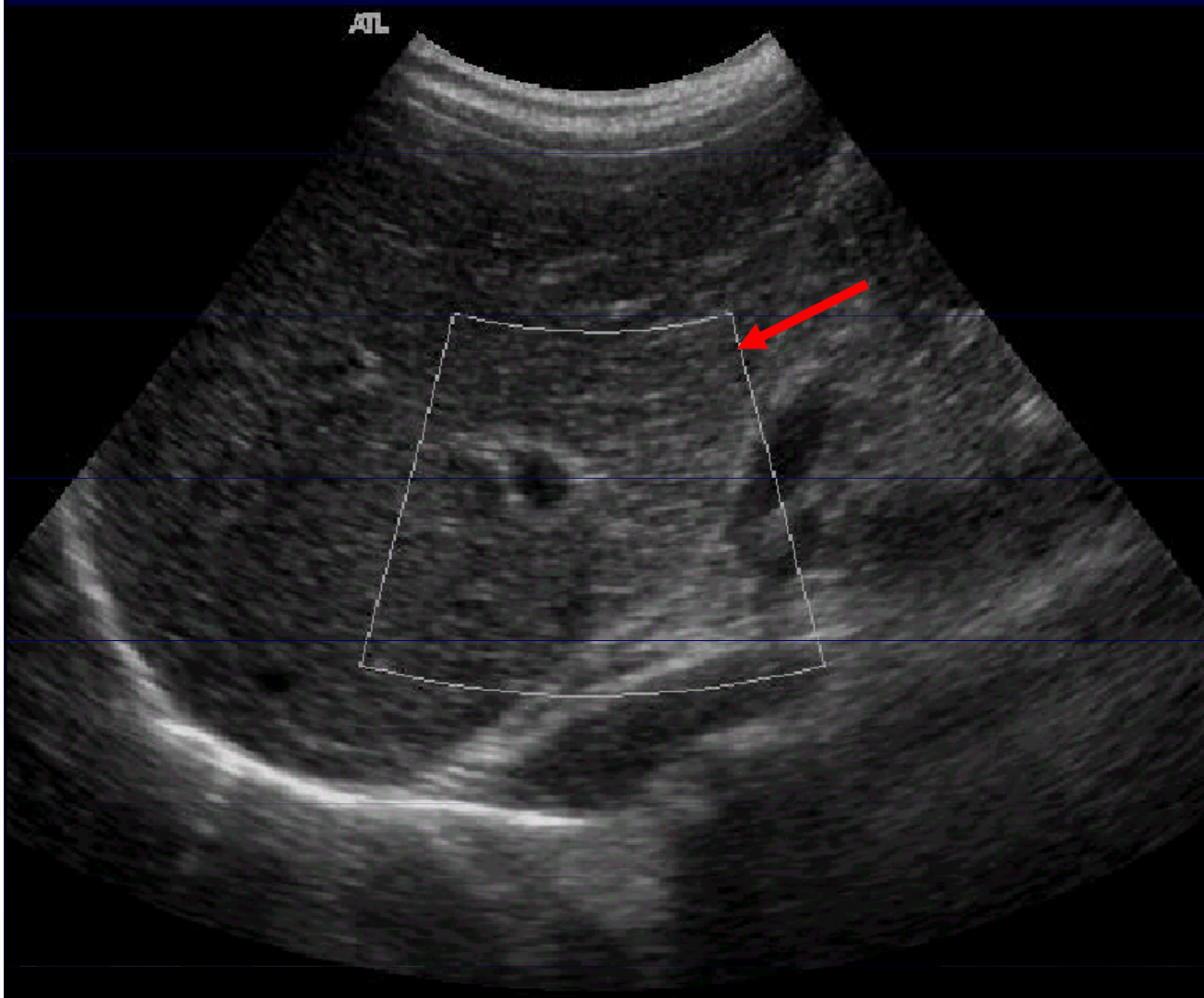
Zoom



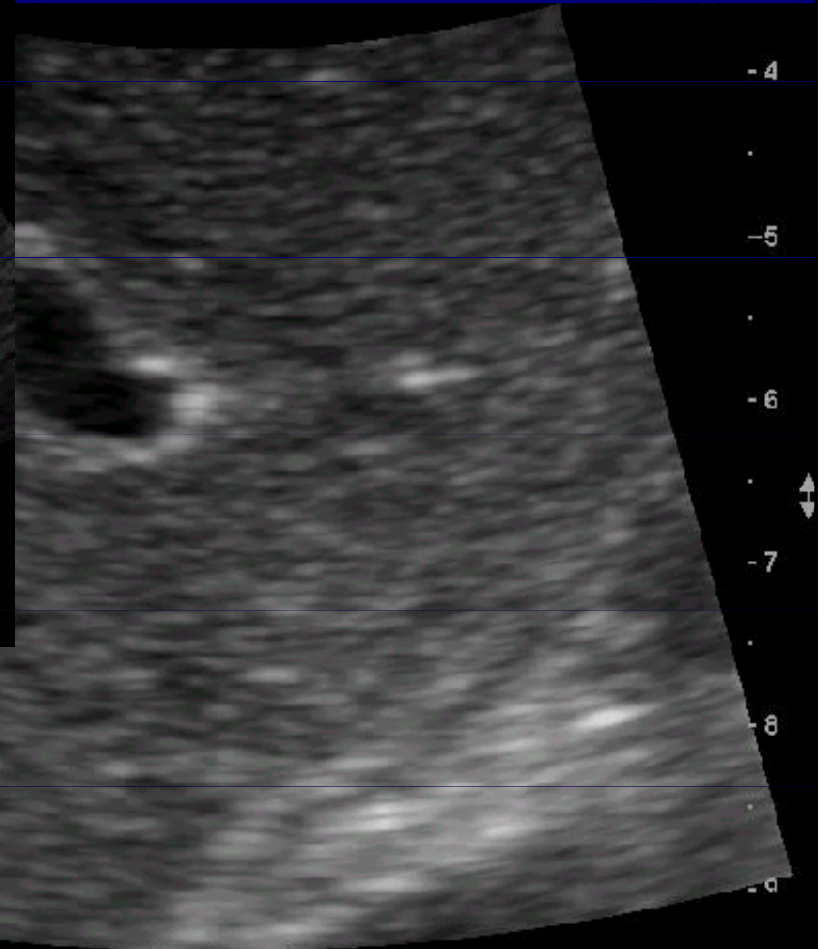
- lupa
- pouze zvětšení pixelu
- není více informací



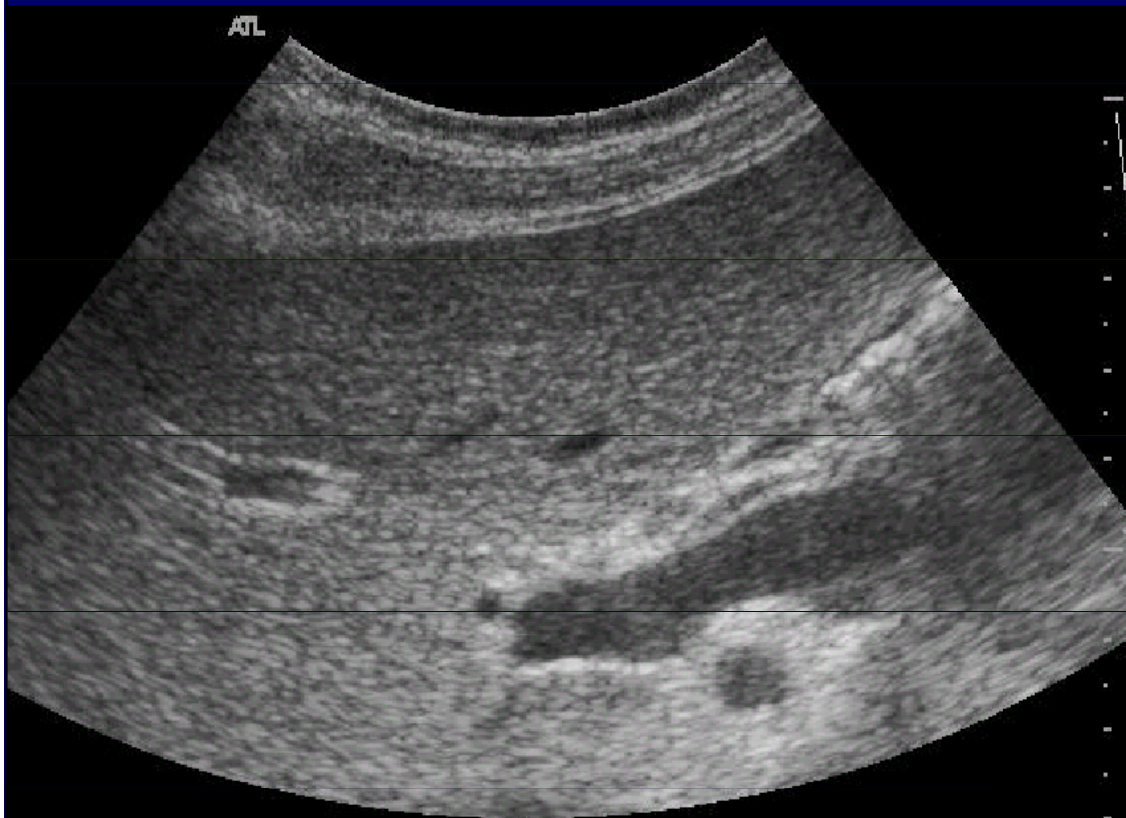
HD - zoom



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

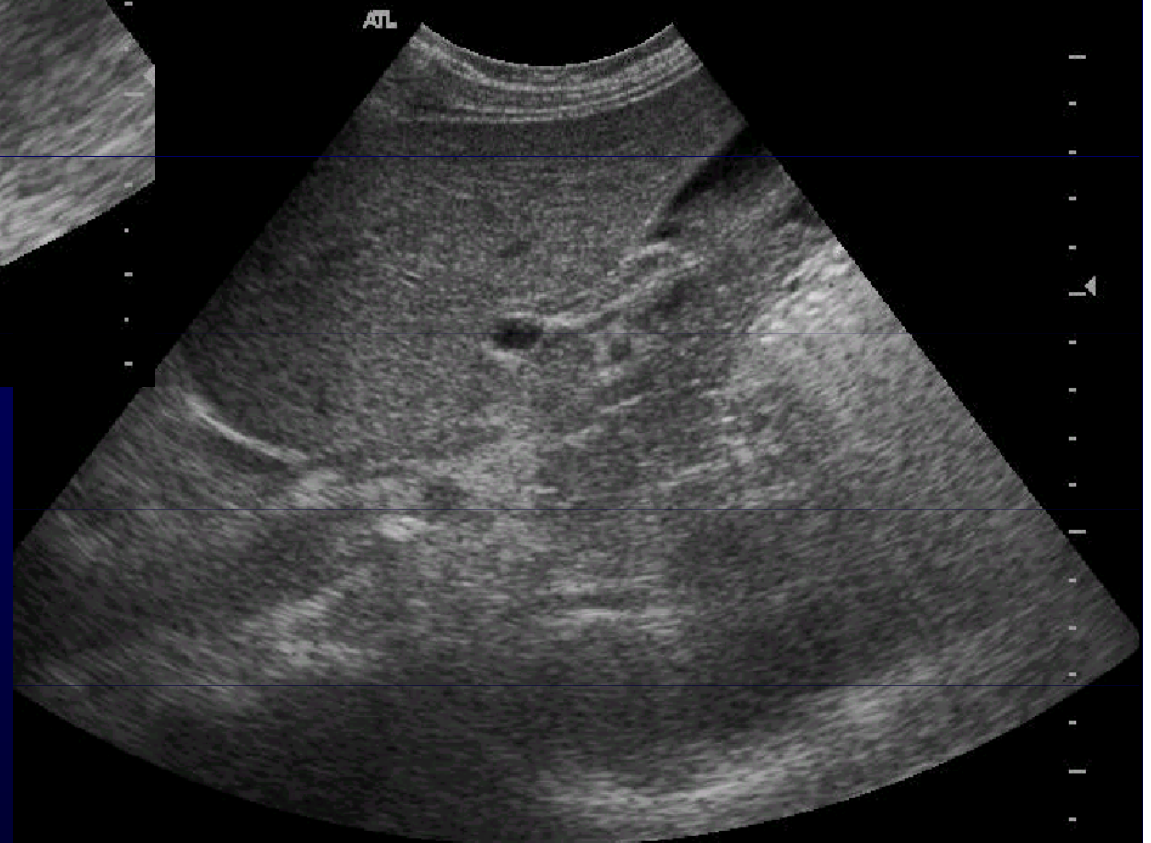


Depth – hloubka zobrazení



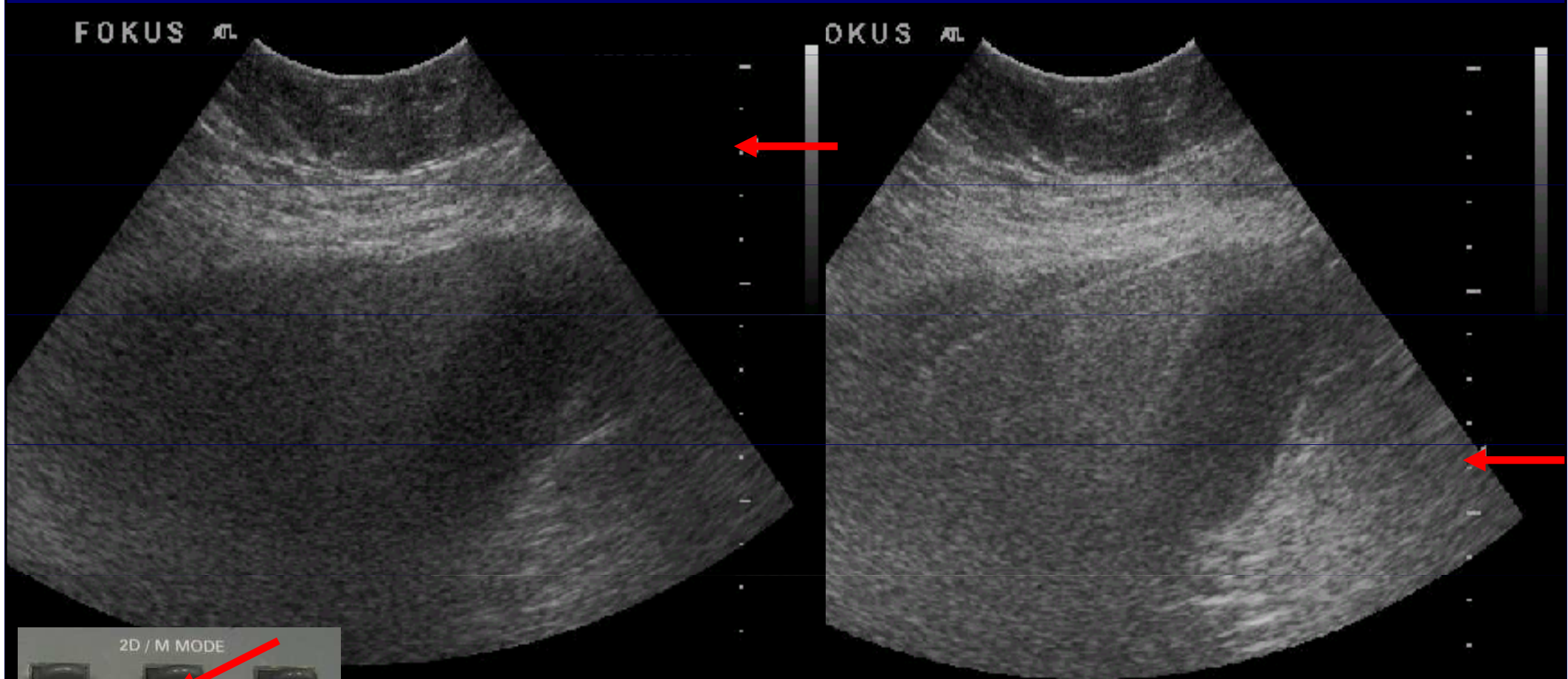
Ovlivní

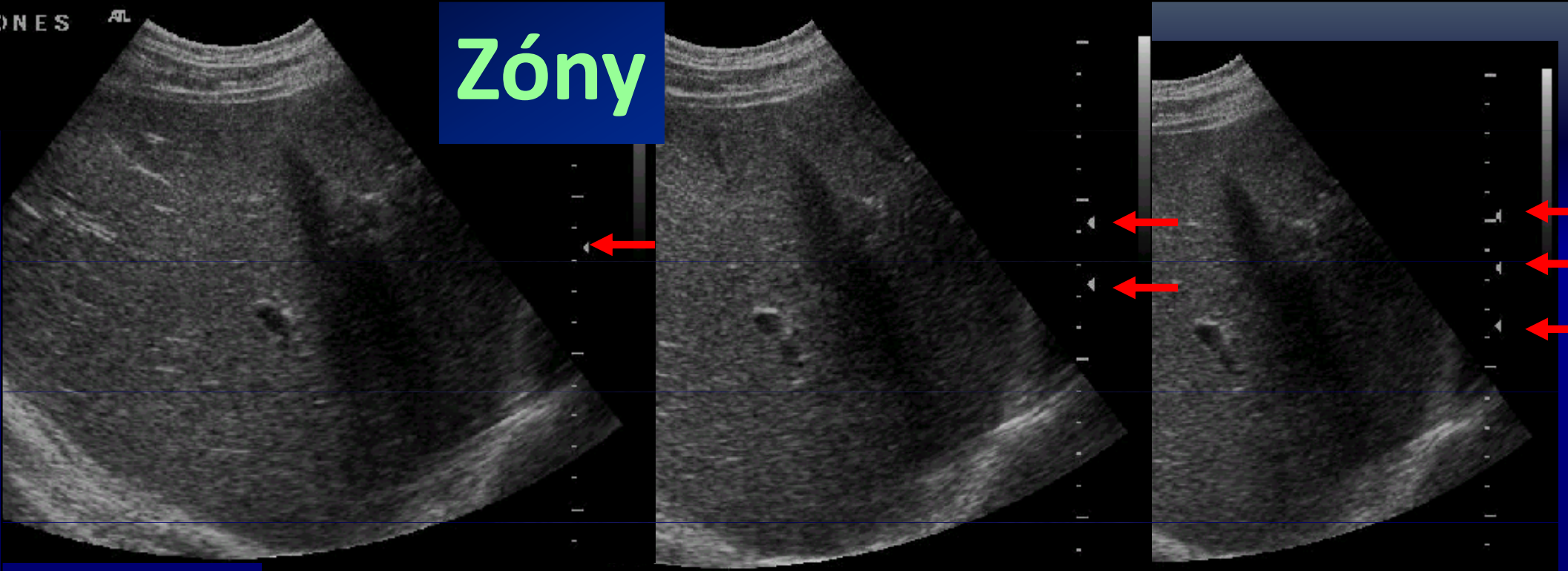
- mechanický index
- někdy použitou frekvenci sondy
- snímkovací kmitočet - FR
- hloubka fokusace



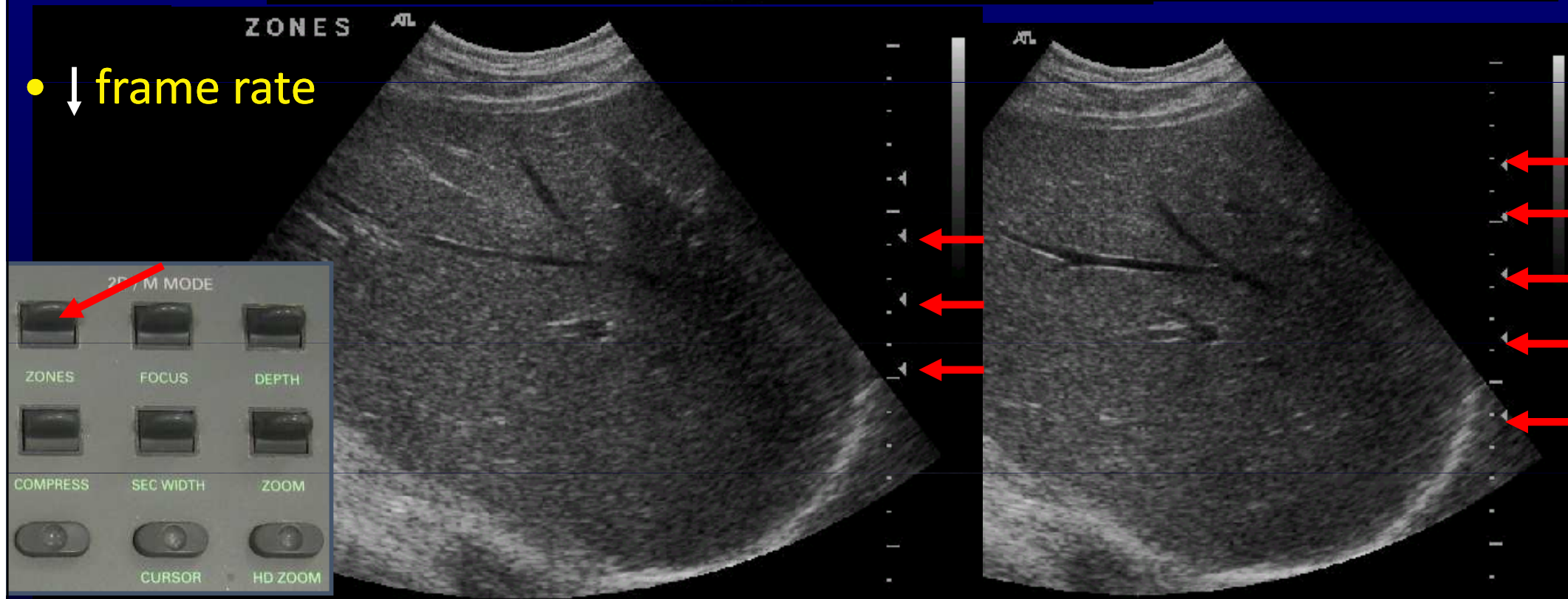
Fokus

- optimální „zaostření“ uz svazku



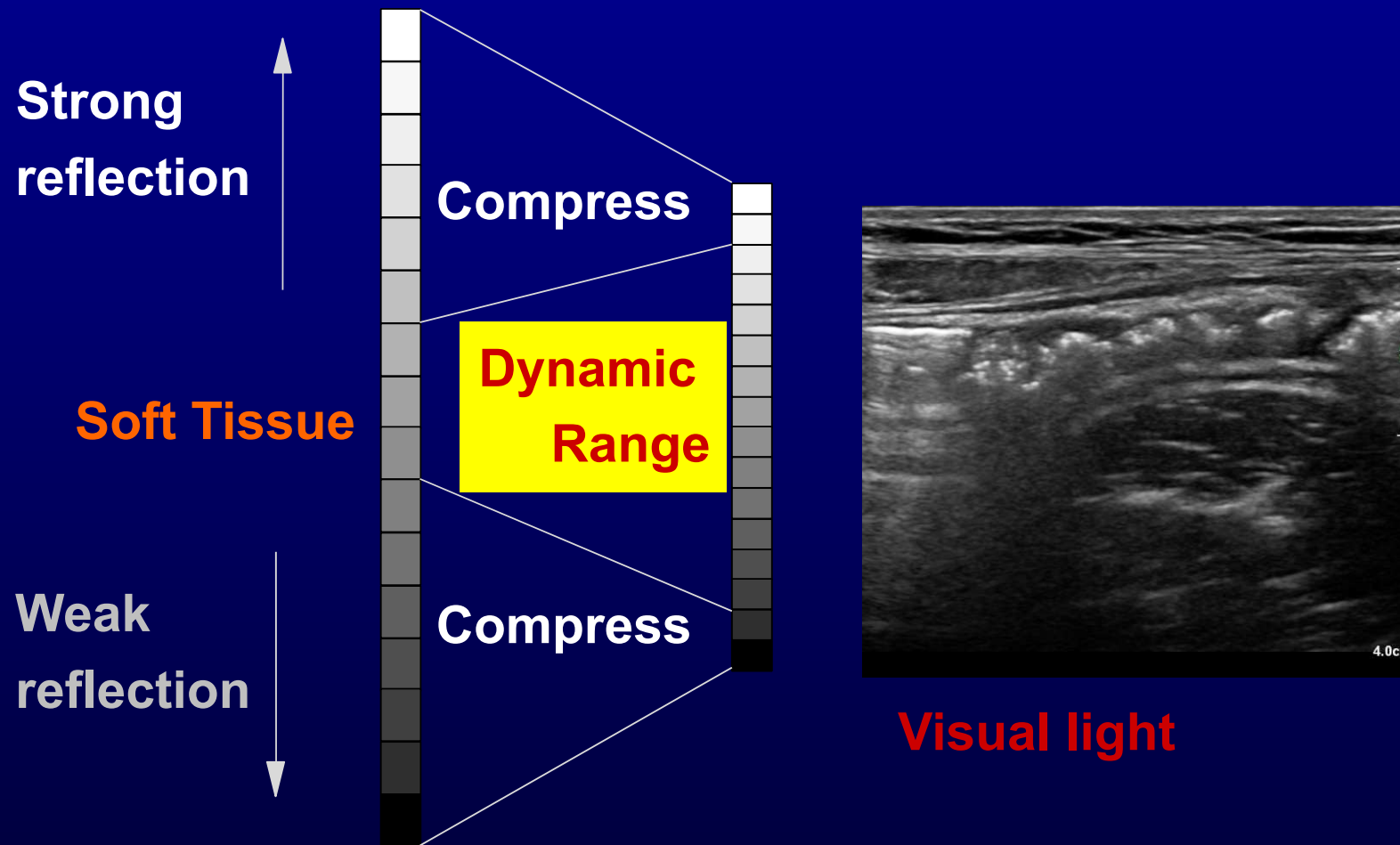


• ↓ frame rate



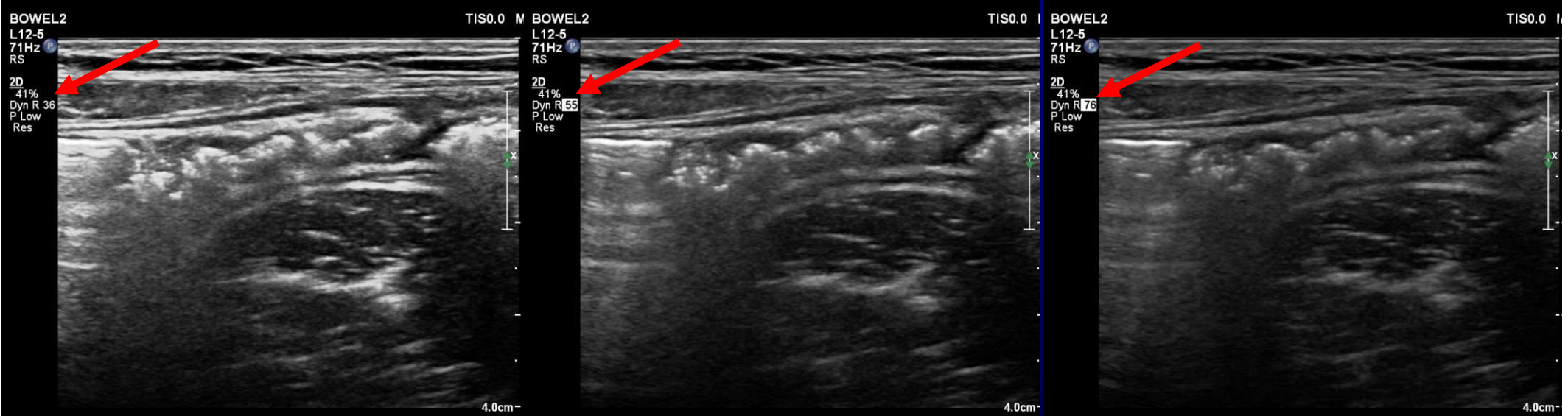
Kompresa

- Určuje jak velký rozsah intenzit přijatého signálu se má zobrazit



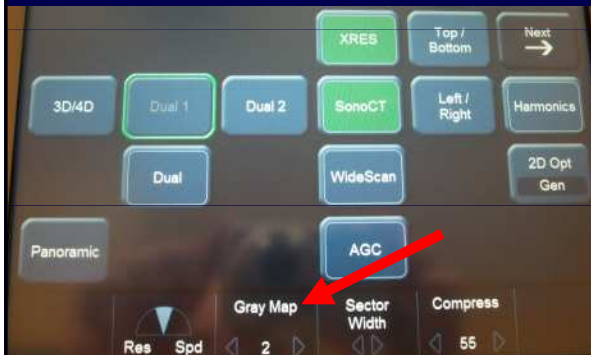
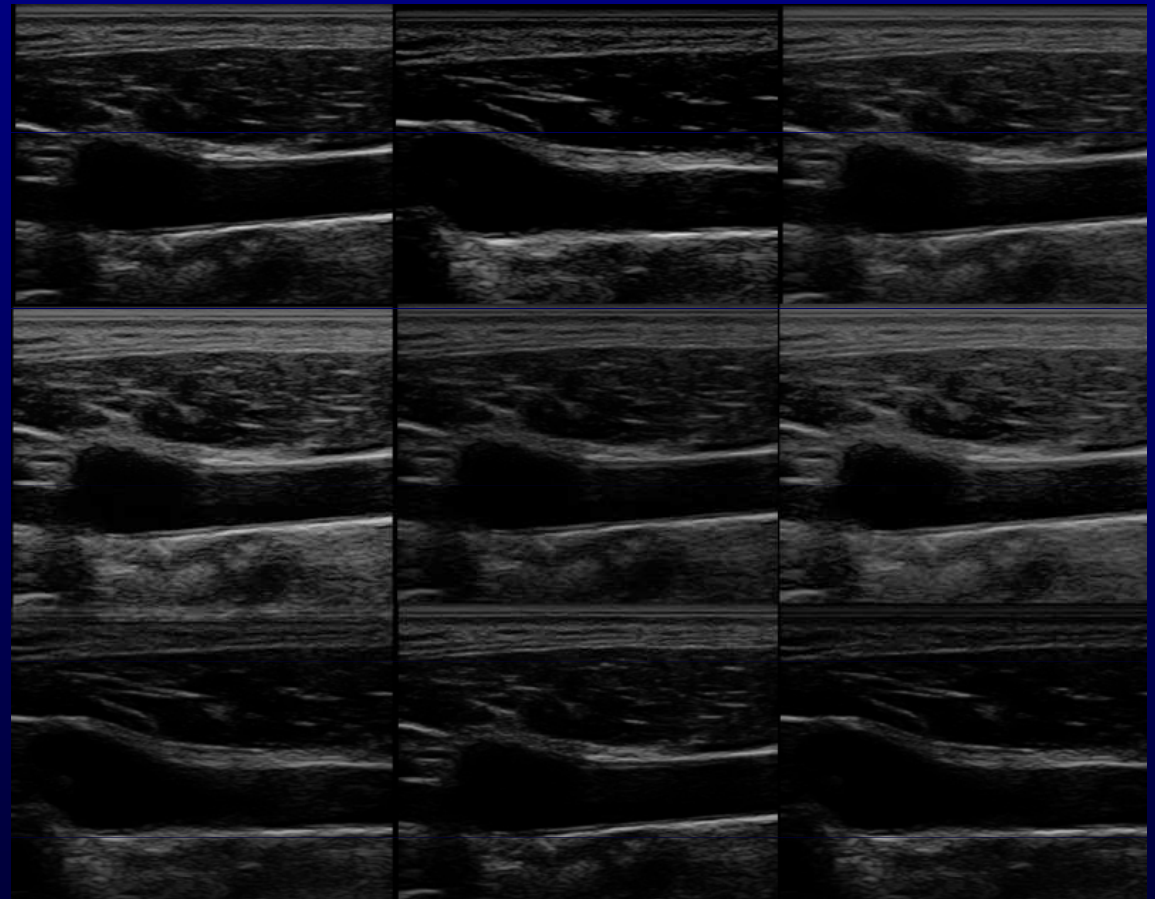
Kompresa , dyn. rozsah

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

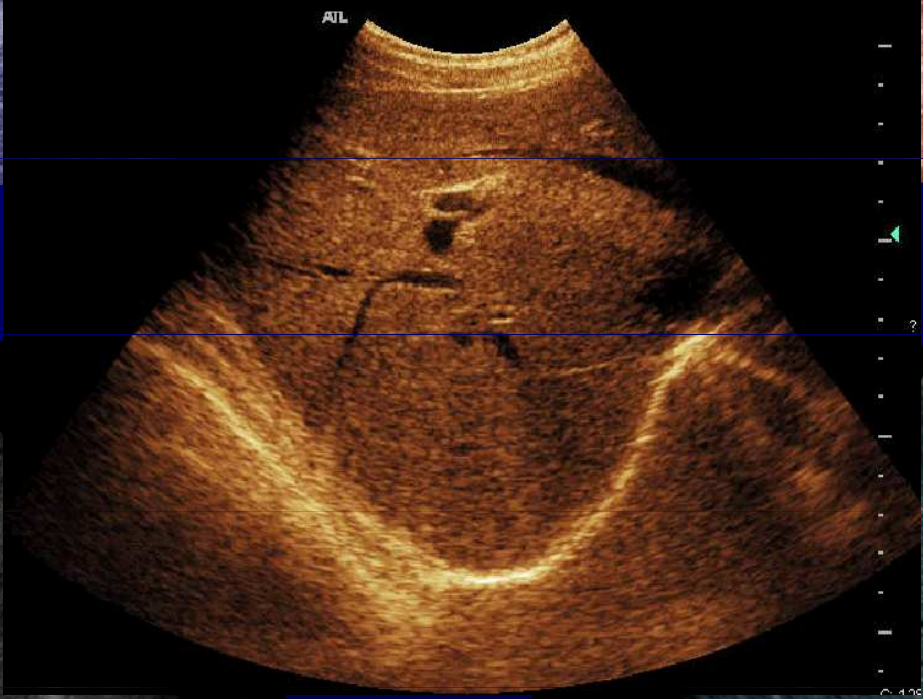
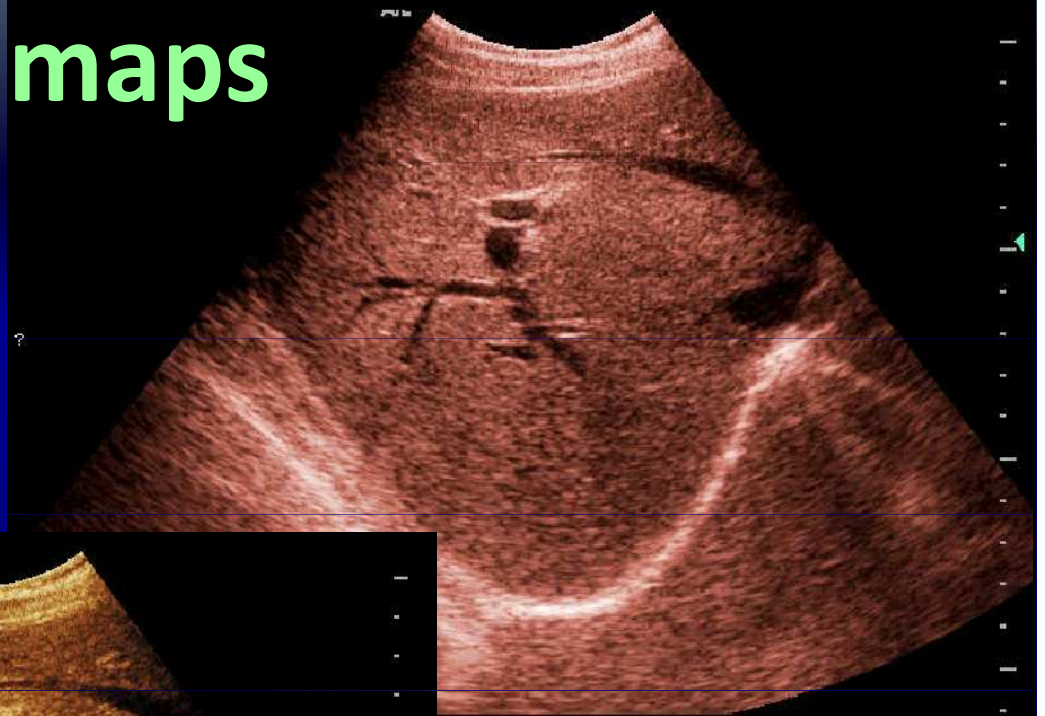
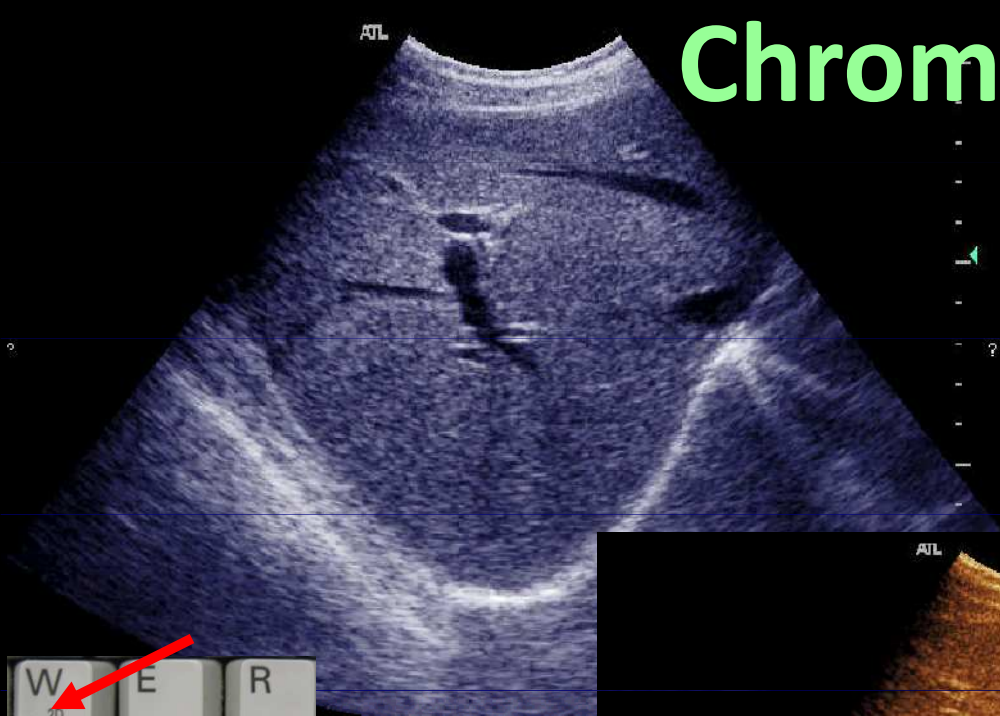


Gray maps

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



Chroma maps



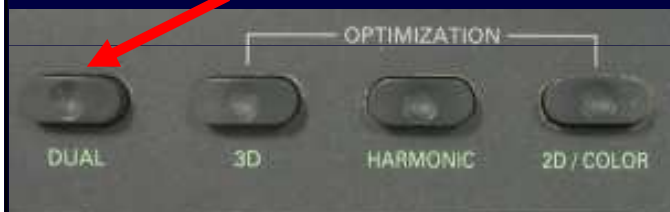
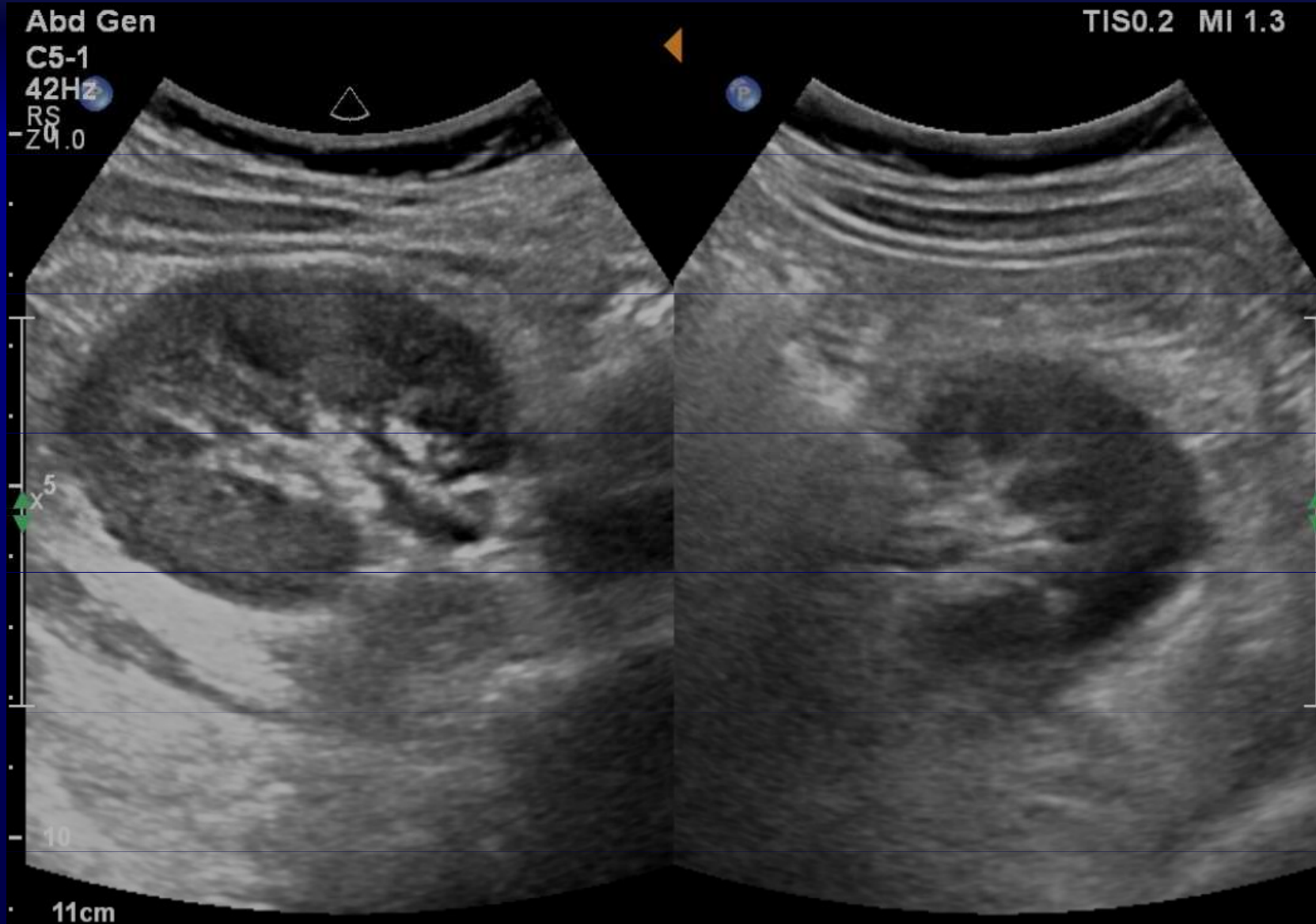
skotopické vidění

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

fotopické vidění

- čípky, mil. barev
- lepší rozlišení detailů

Duální zobrazení

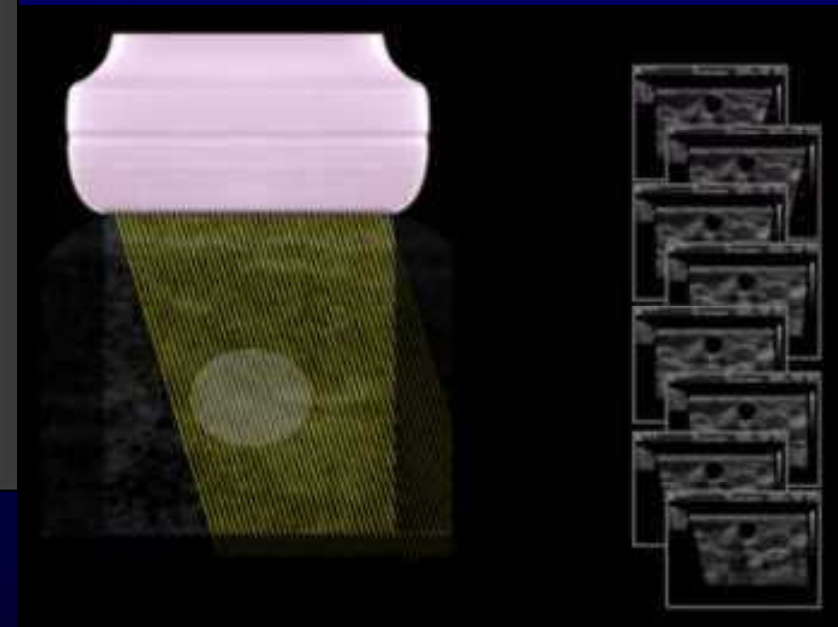
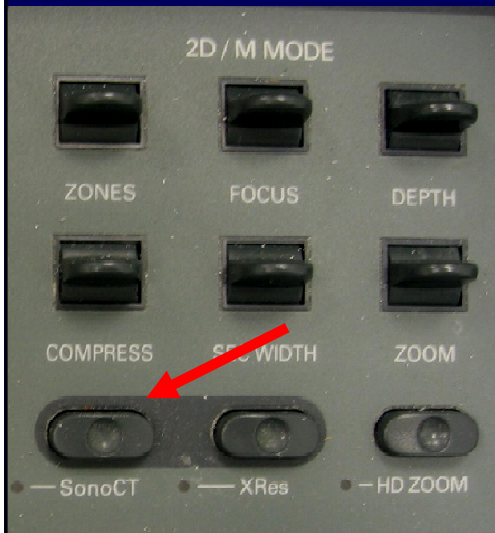
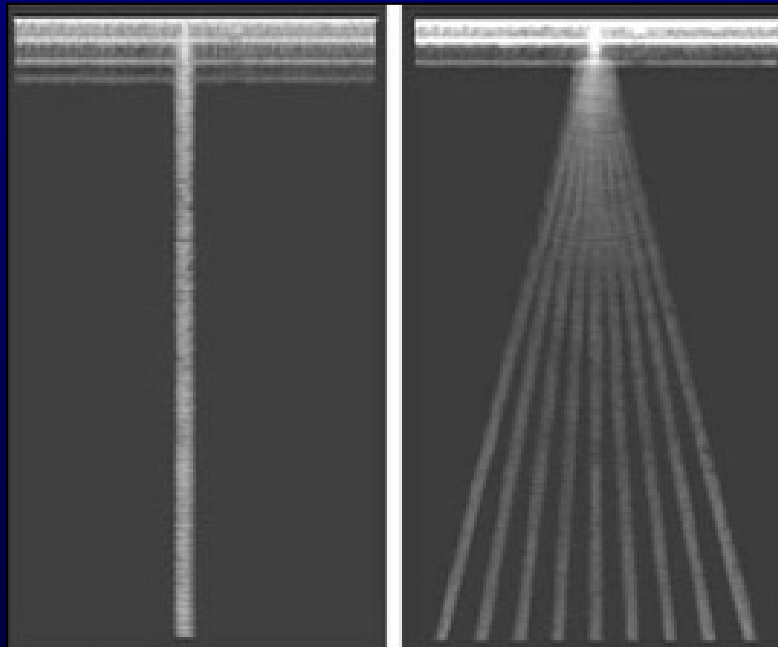


- Srovnání párových struktur
- Výpočet objemu

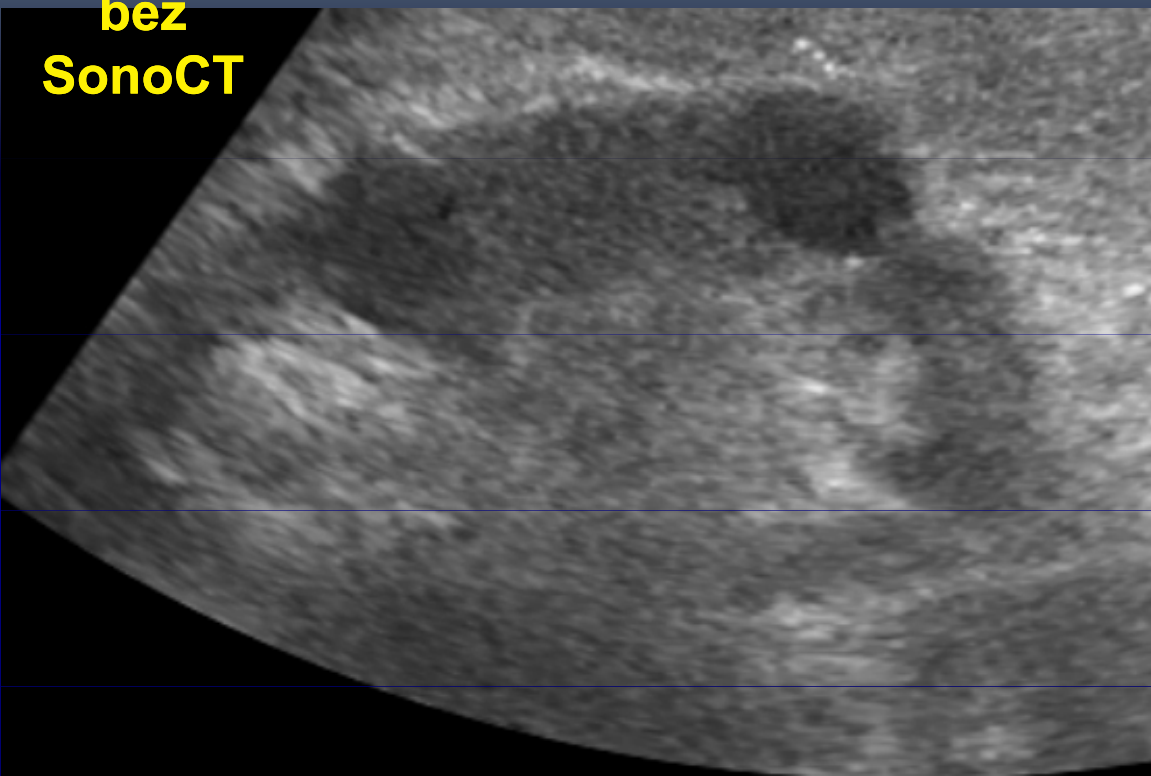
Spatial Compound Imaging

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

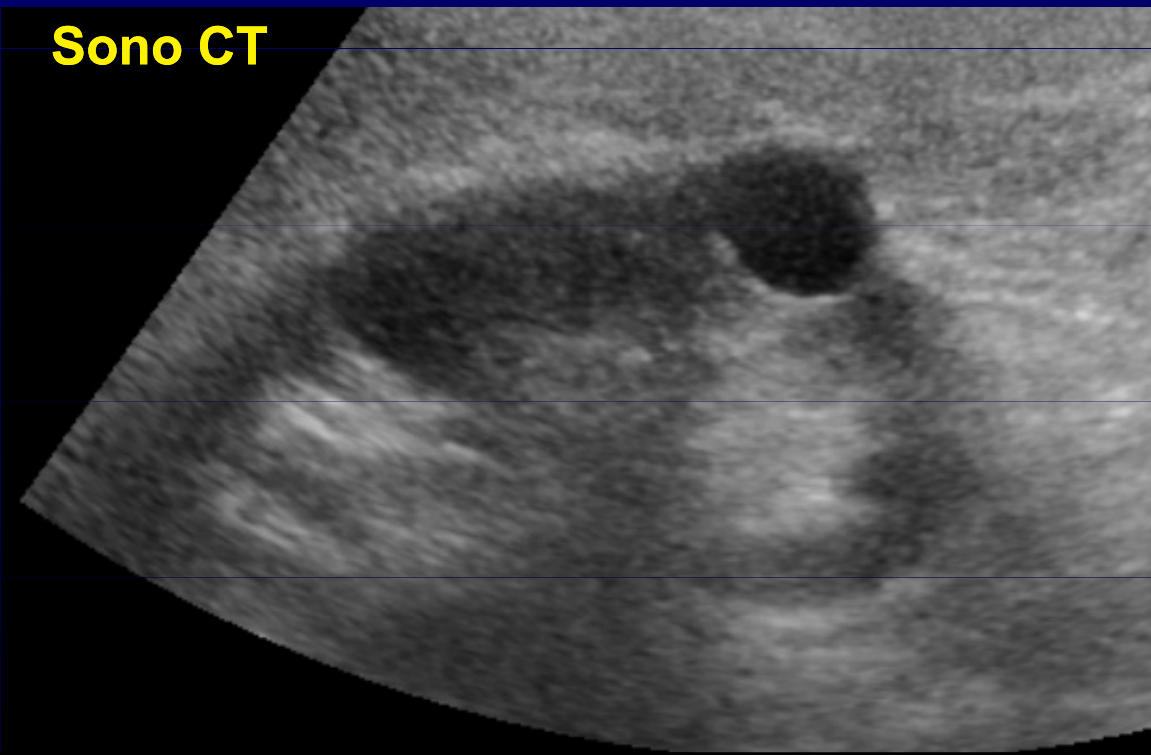
- UZ sonda vysílá svazek pod více úhly (3, 5, 7) přijaté obrazy se složí do jednoho
 - Omezuje artefakty – např. dorsální stínění
 - Neúčinné u velmi povrchových struktur



**bez
SonoCT**



Sono CT





bez SonoCT



Sono CT

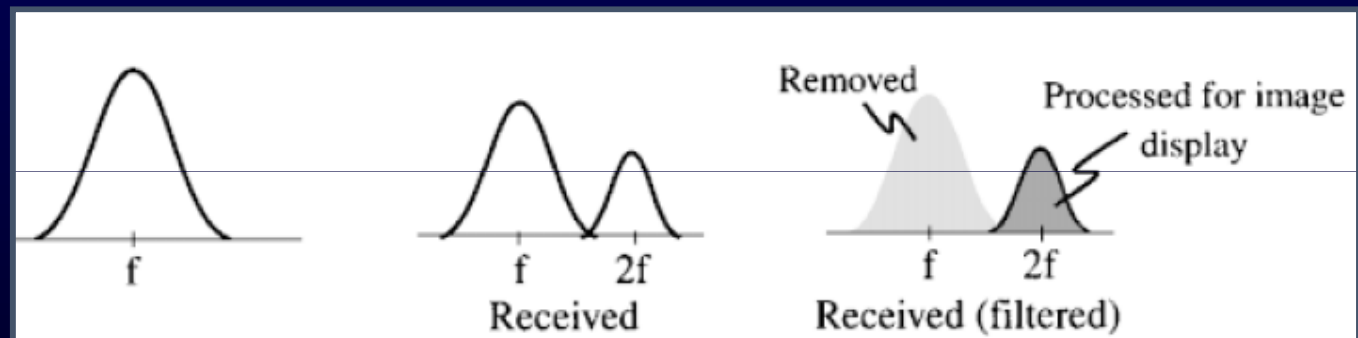


ApliPure – různá intenzita nastavení

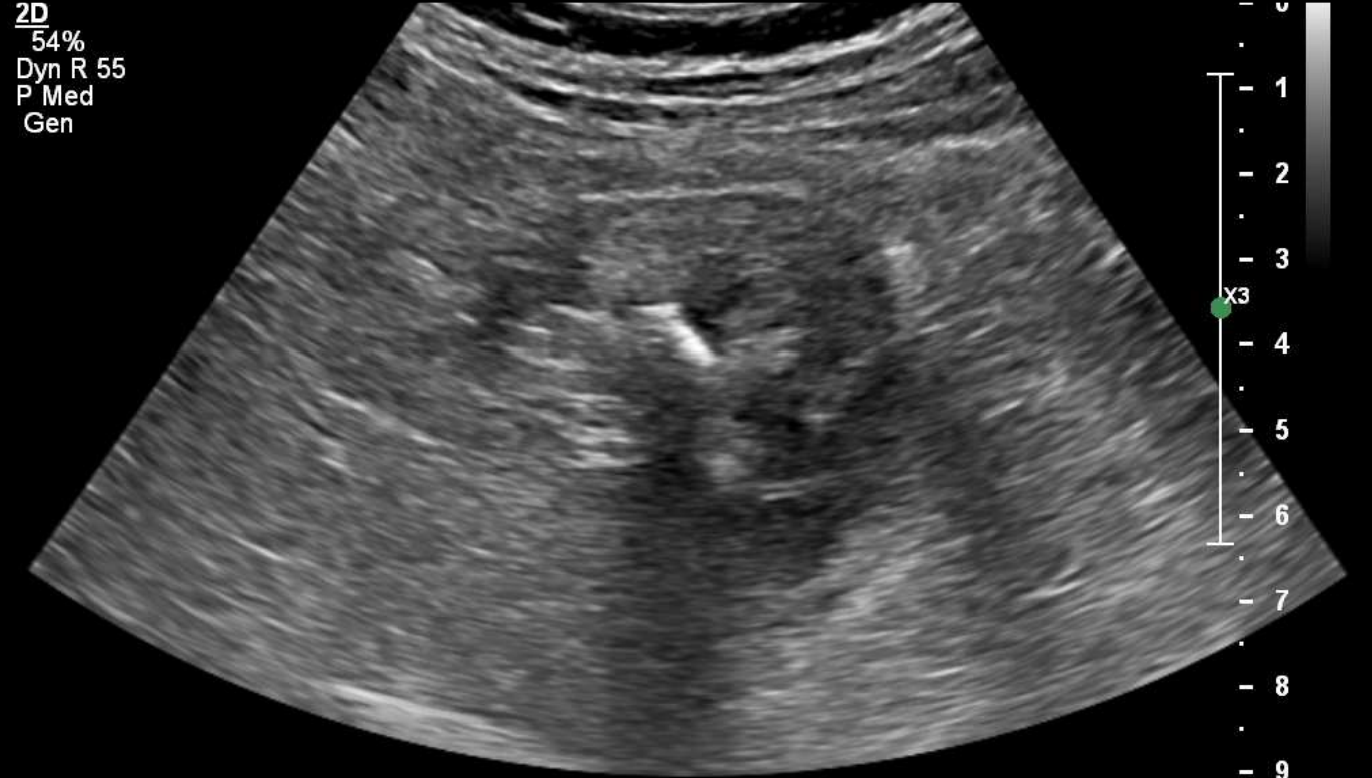


Harmonické zobrazení - přirozené

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



bez HARM

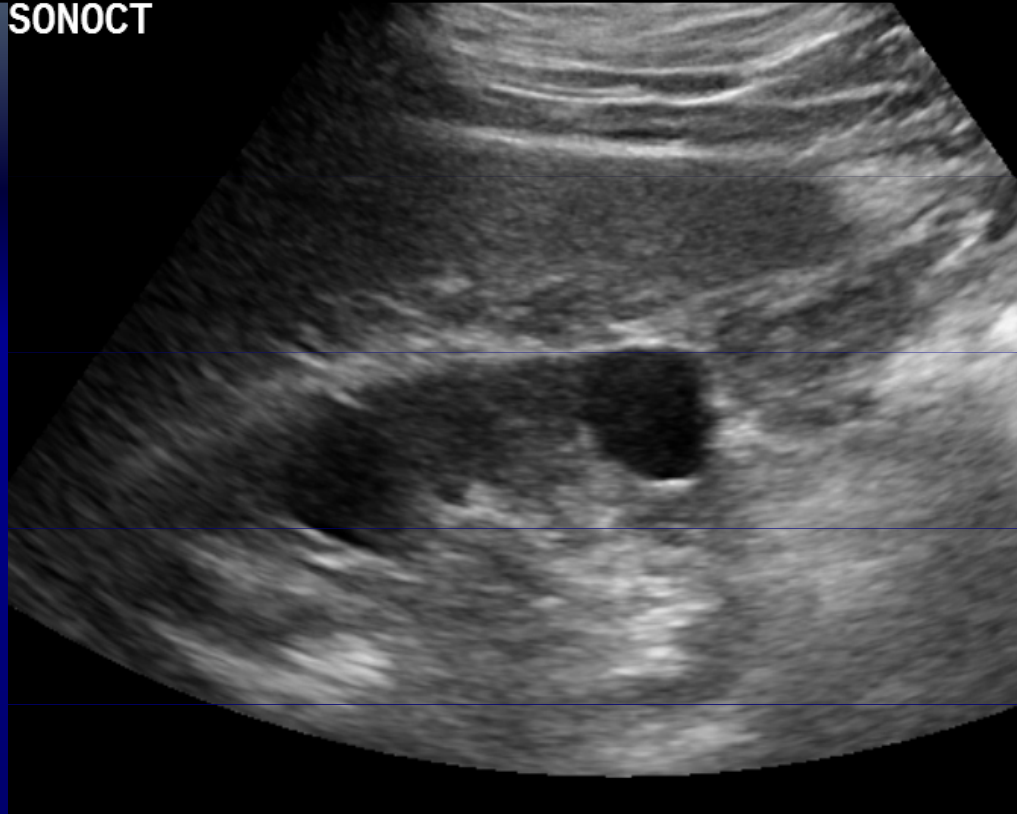


HARM



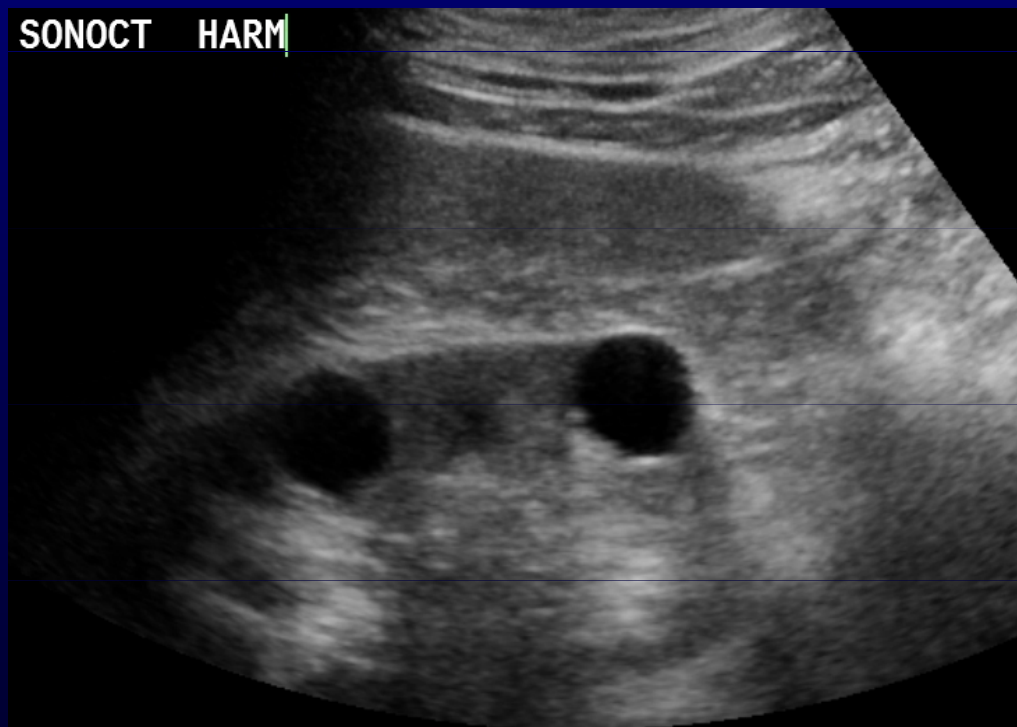
Zvýrazní dorsální
akustický stín

SONOCT



bez HARM

SONOCT HARM

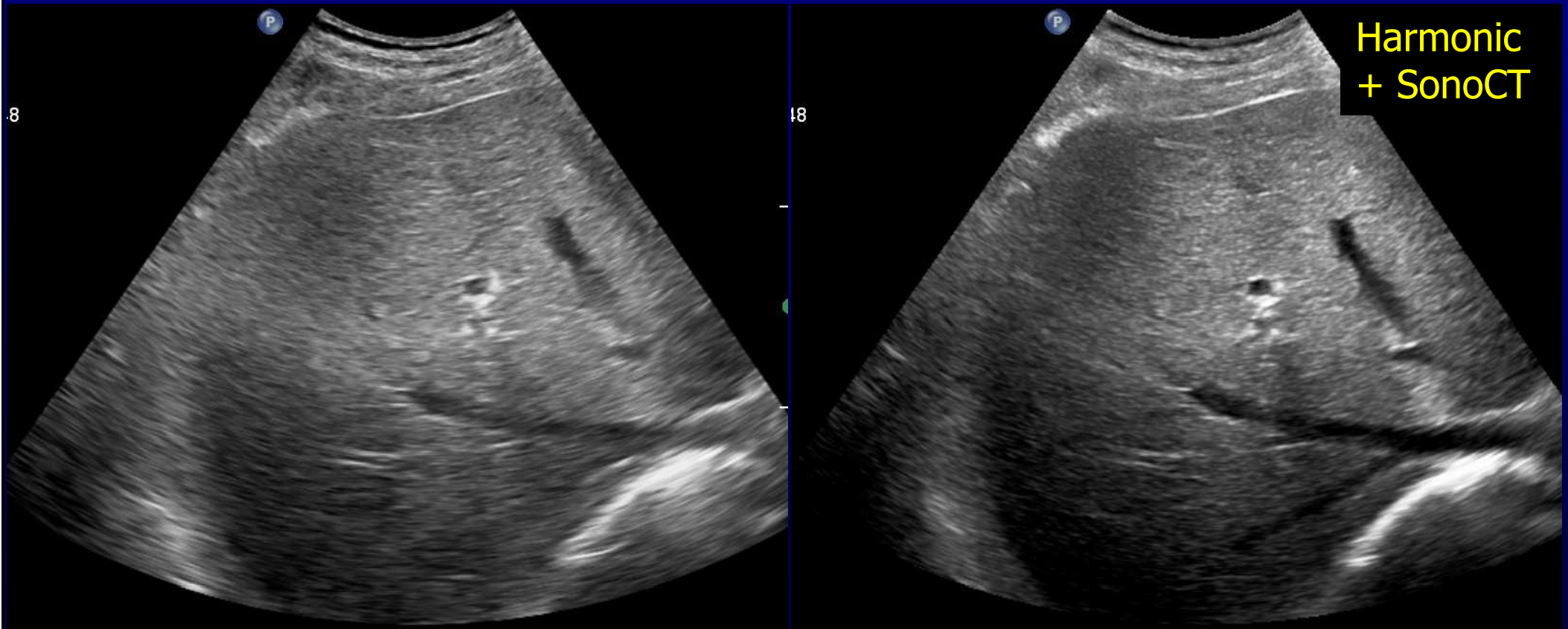


HARM

Lepší odlišení cyst
(zde ledvina)

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

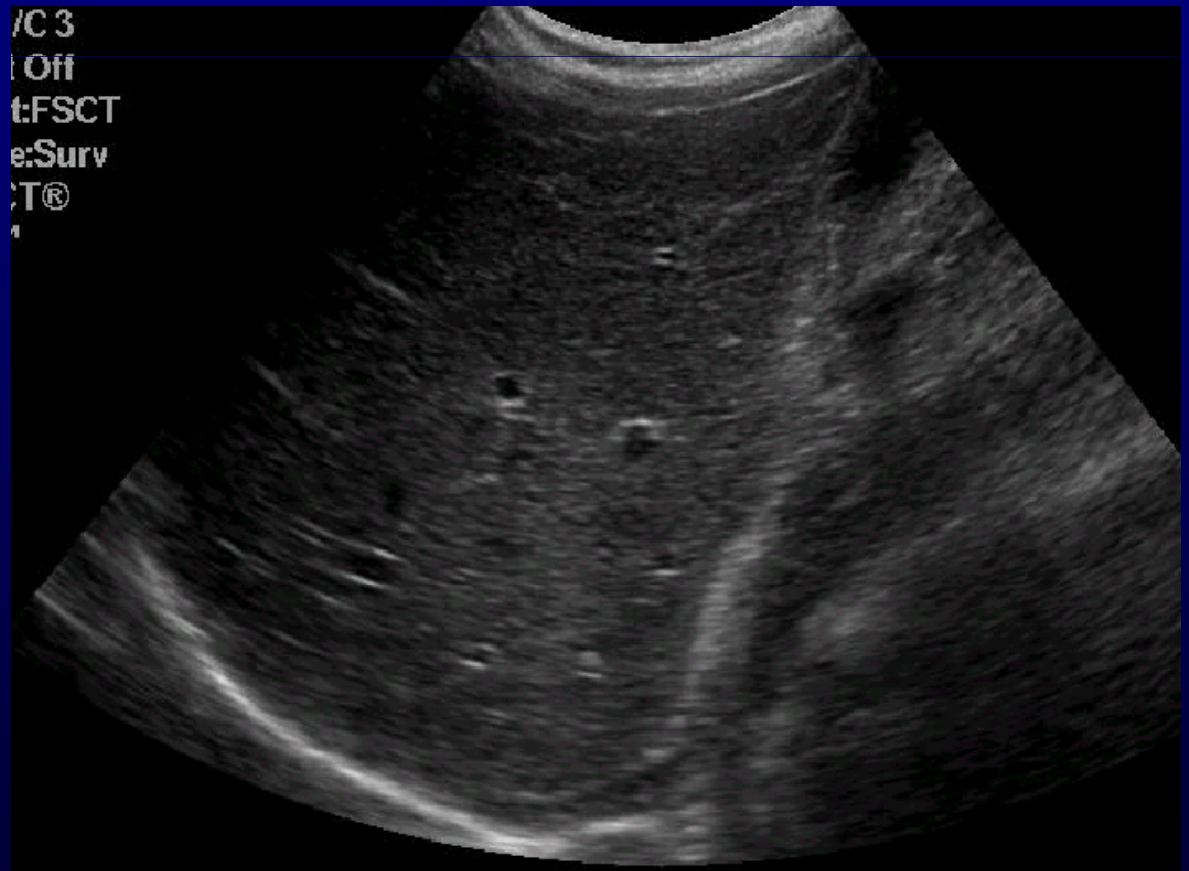
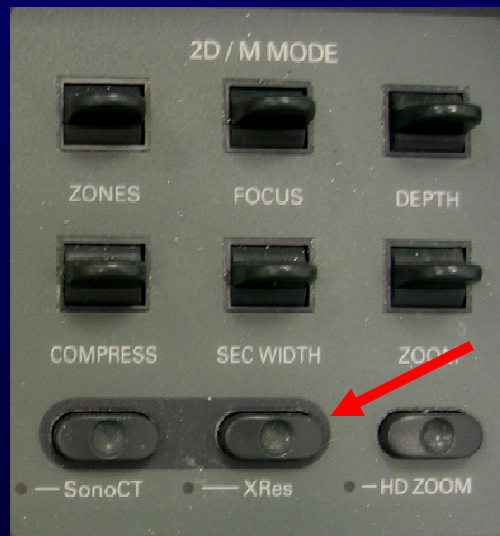
Yen CL, Jeng CM, Yang SS. The benefits of comparing conventional sonography, real-time spatial compound sonography, tissue harmonic sonography, and tissue harmonic compound sonography of hepatic lesions. Clin Imaging. 2008 Jan-Feb;32(1):11-5.



Speckle reduction

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

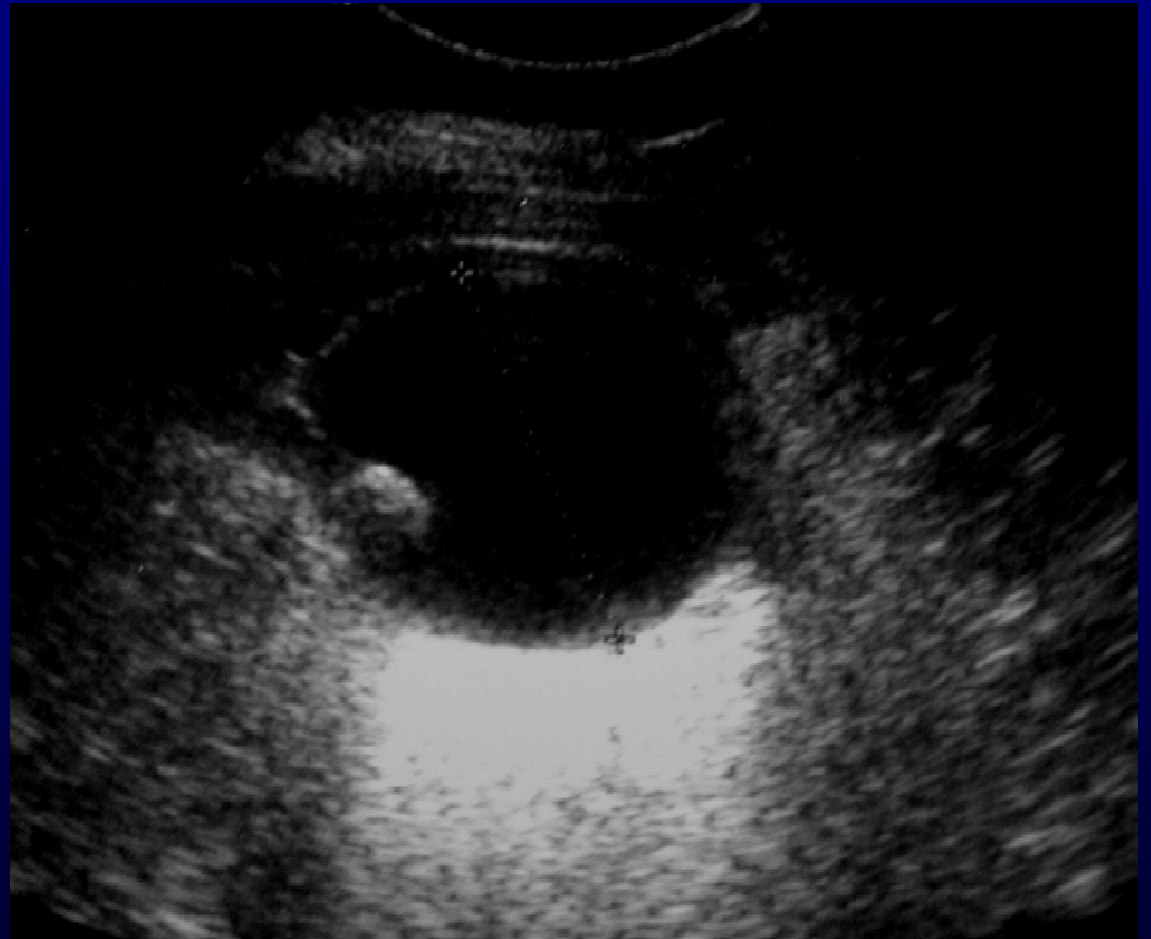
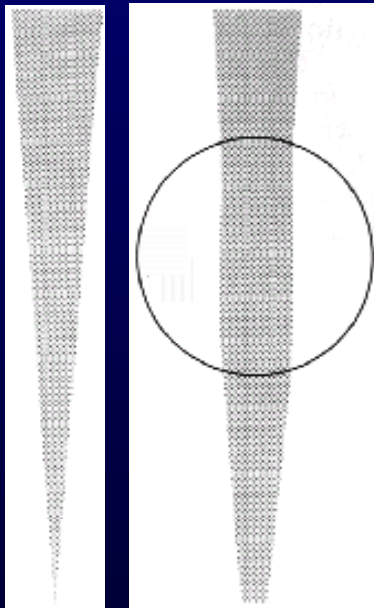
- Speckle v UZ obraze představují specifický šum, jsou výsledkem interference vln vznikajících při Rayleighově rozptylu
 - Jde o obrazový artefakt, ale nese informaci o prostředí
- Postprocessing
- Čistší obraz, bez artefaktů



Artefakty B modu a způsob jejich eliminace

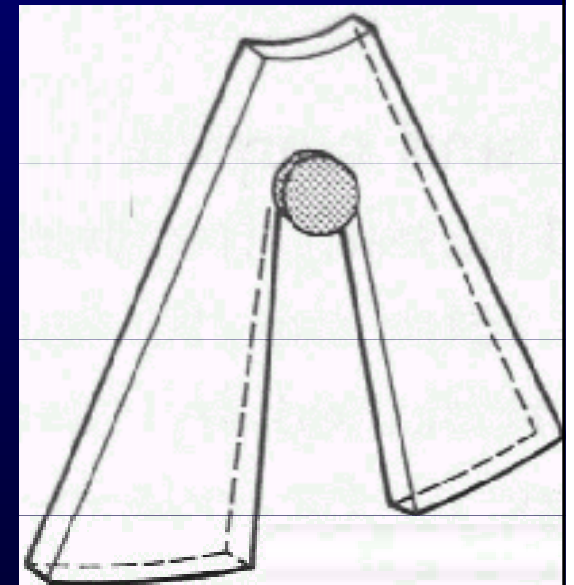
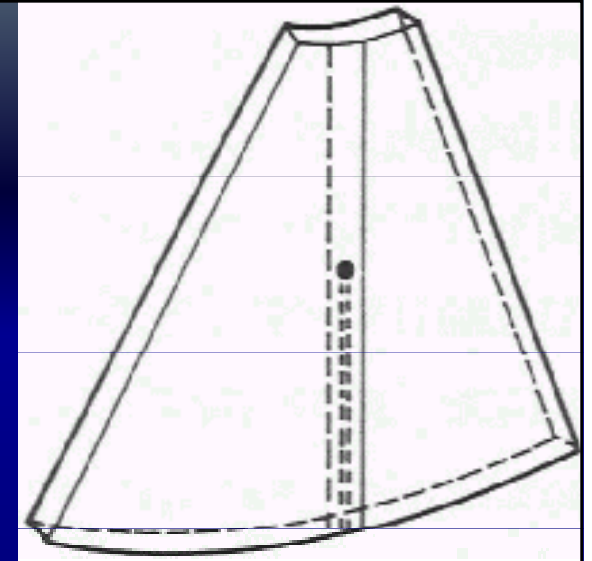
dorzální akustické zesílení

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



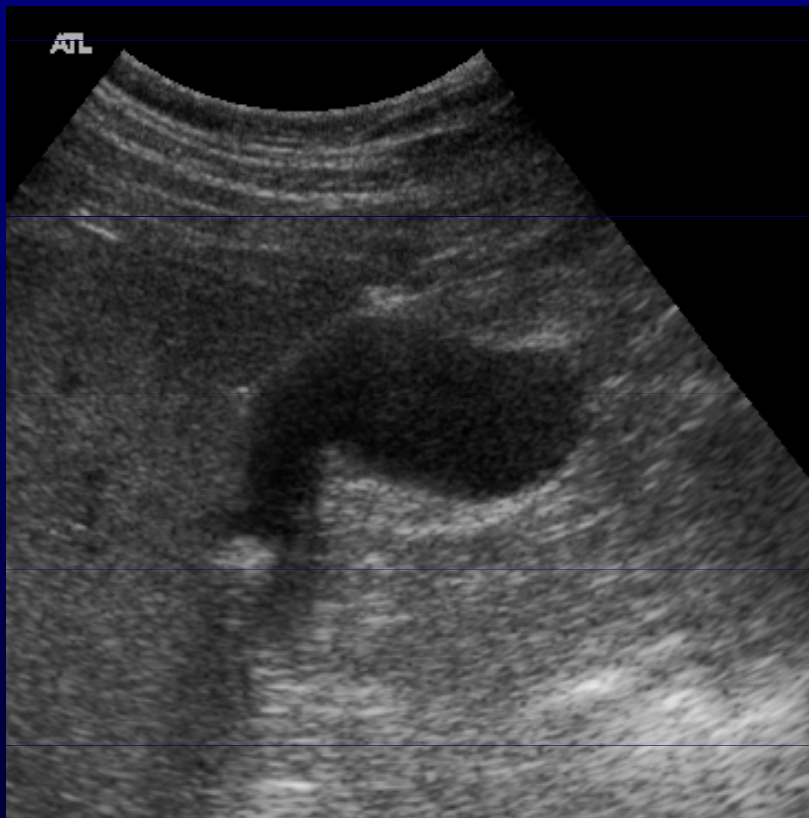
akustický stín

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



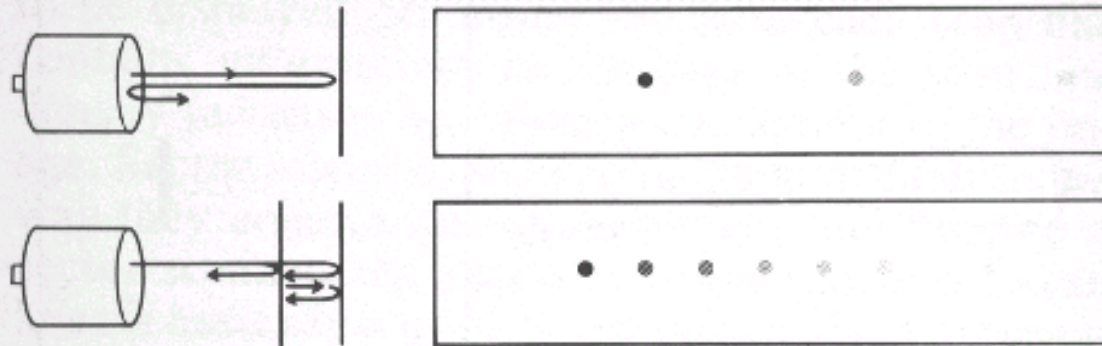
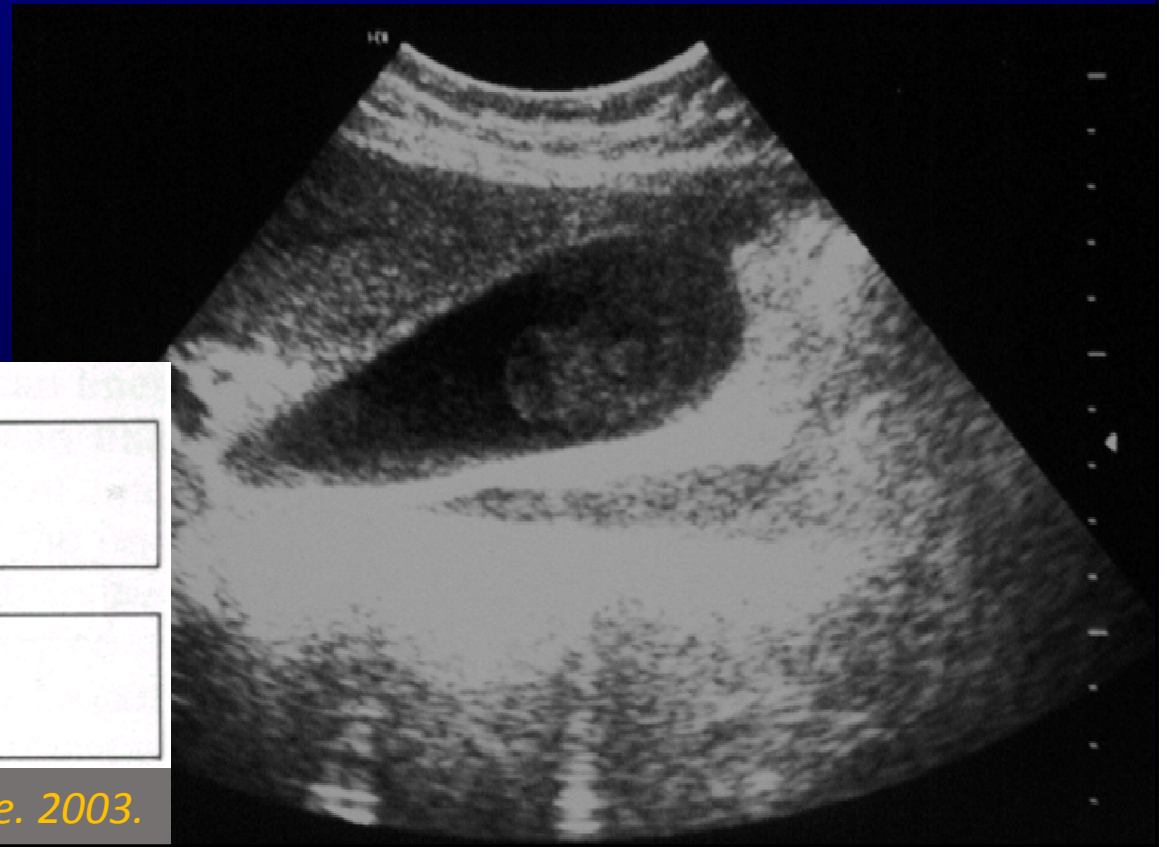
fenomén okrajového stínu

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



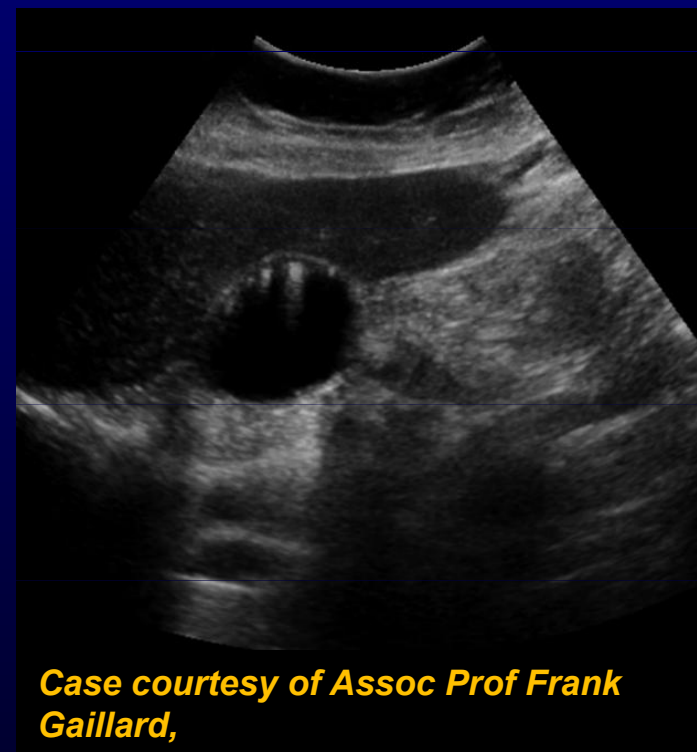
reverberace (opakovaní)

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



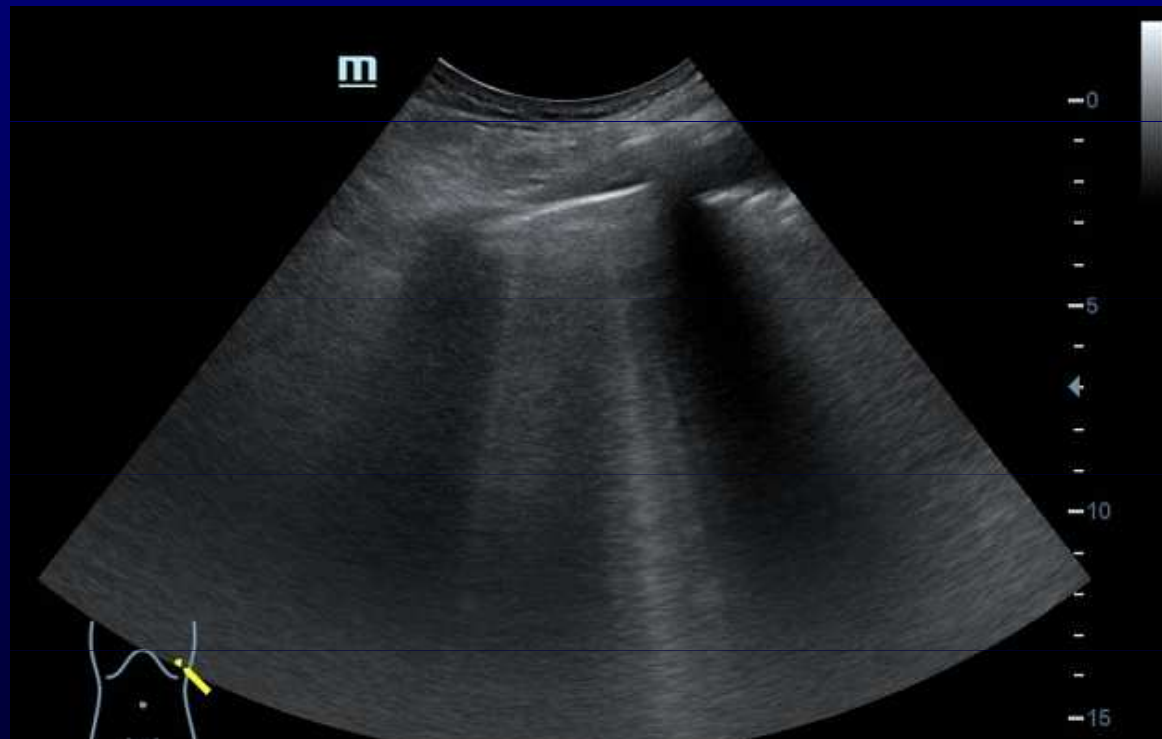
ohon komety

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



ring-down artefakt

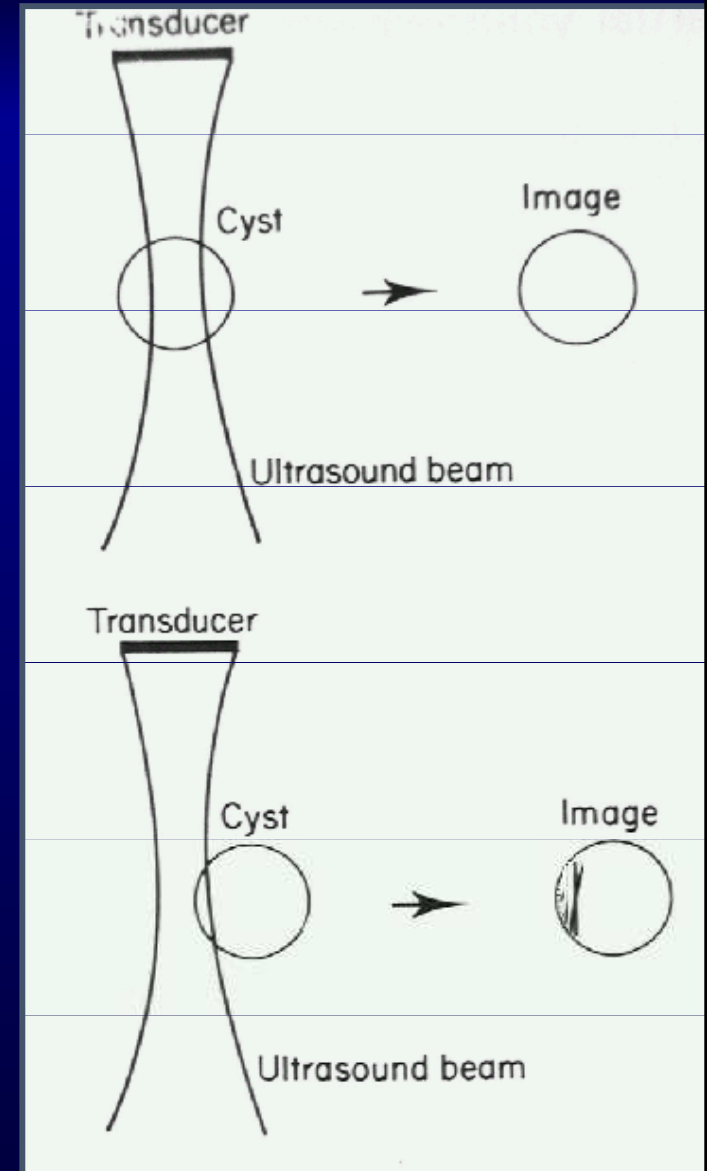
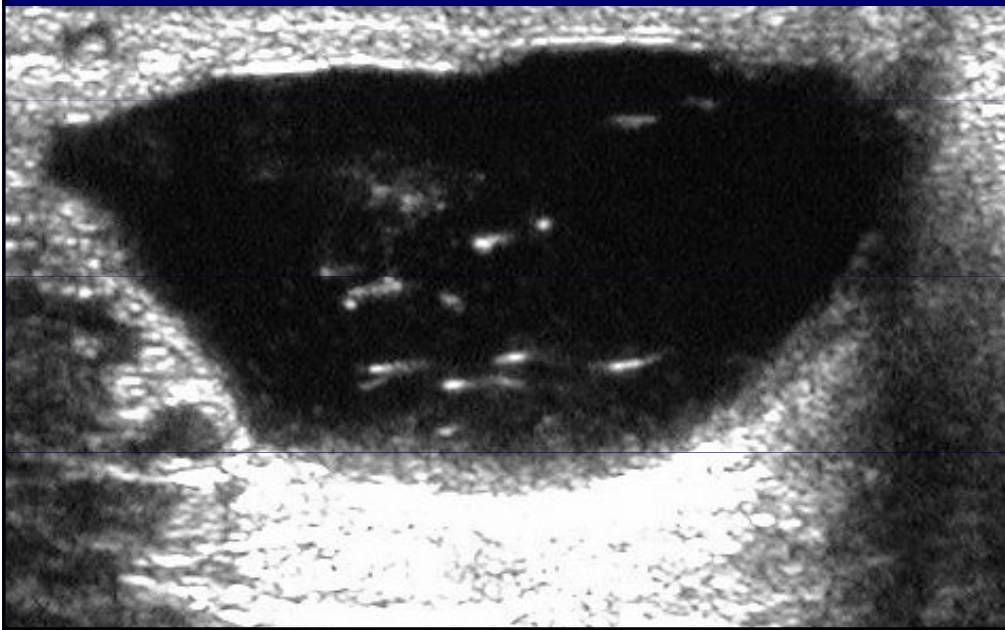
- podobný ohonu komety, ale mechanismus je jiný
- speciální typ rezonančního artefaktu
- spojen pouze s plynovými bublinami
- UZ puls se potká s tekutinou obklopenou plynovými bublinami uspořádanými do tvaru obráceného čtyřštěnu. Tekutina rezonuje a vysílá signál zpět k UZ sondě ve formě jedné nebo více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



Case courtesy of Dr Balint Botz ,
<https://radionaedia.org/cases/65567>

artefakt zadní stěny

- šikmý průchod UZ vlnění stěnou, např. žlučníku, cysty
- neostré zobrazení
- rozlišení např. od sedimentujícího materiálu (drobných konkrementů, drtě, krevního koagula)
- vyšetřit ve 2 rovinách, změna polohy pacienta

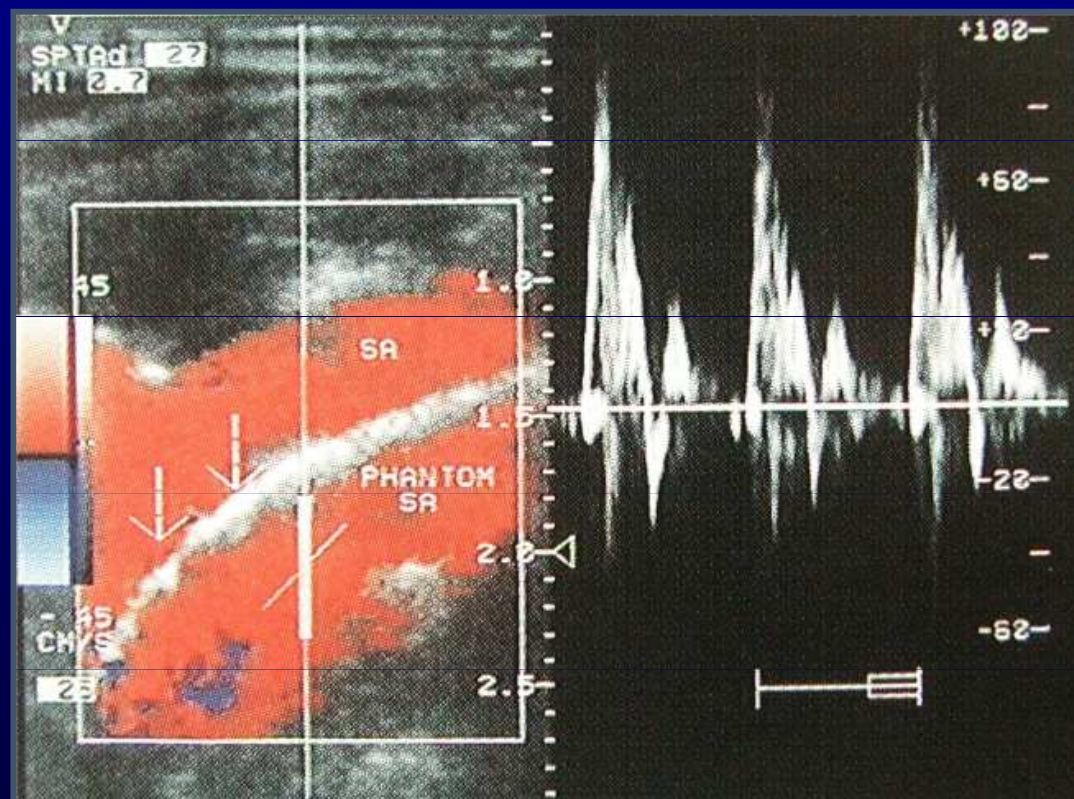
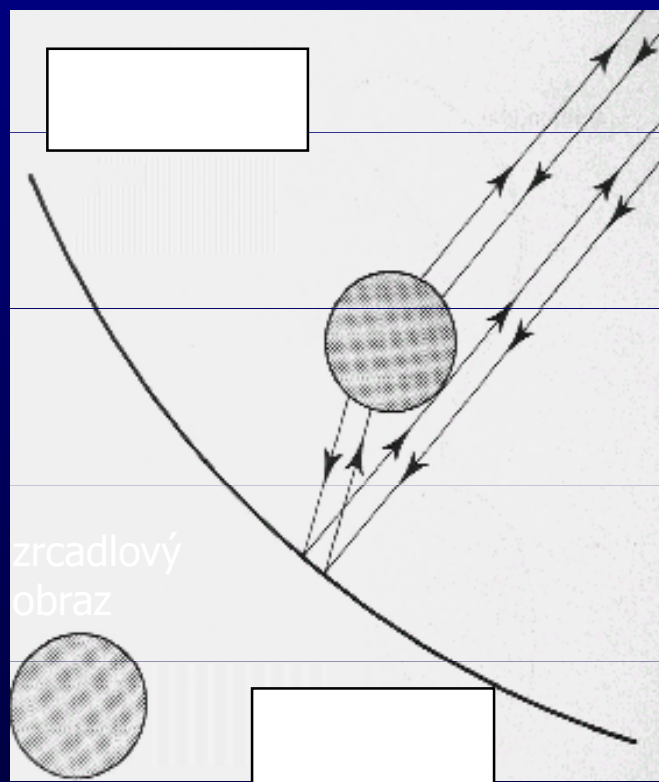


skvrnové artefakty - speckle

- interference UZ vln
 - rozptyl
- struktury s menší velikostí než vlnová délka ultrazvuku
- sumace odrazů buněk
- obraz větších celků – skvrny
- parenchymové orgány, např. játra

Artefakt zrcadlení

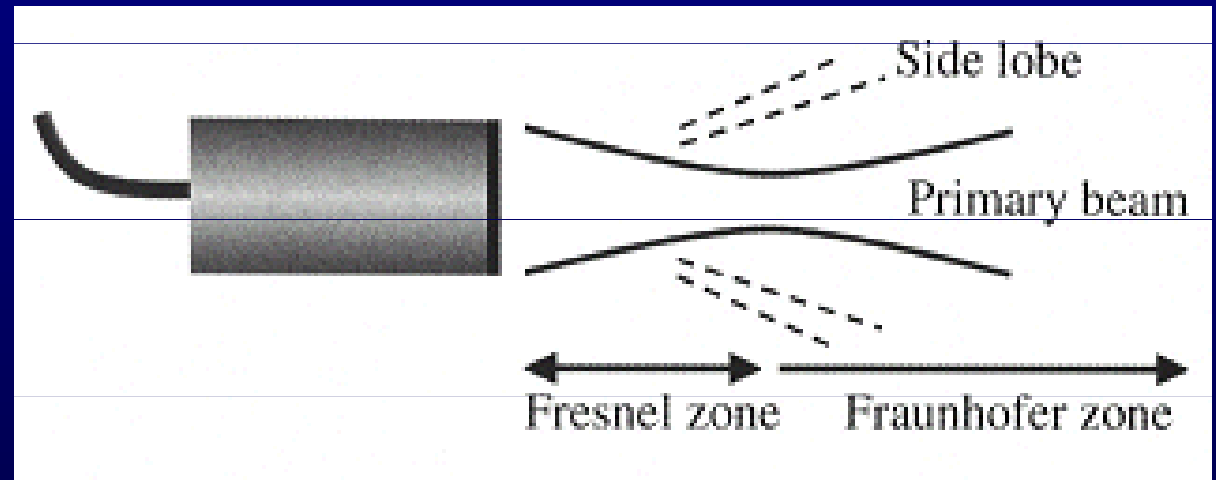
- zrcadlové artefakty
- zdvojení obrazů



Artefakt postranních paprsků

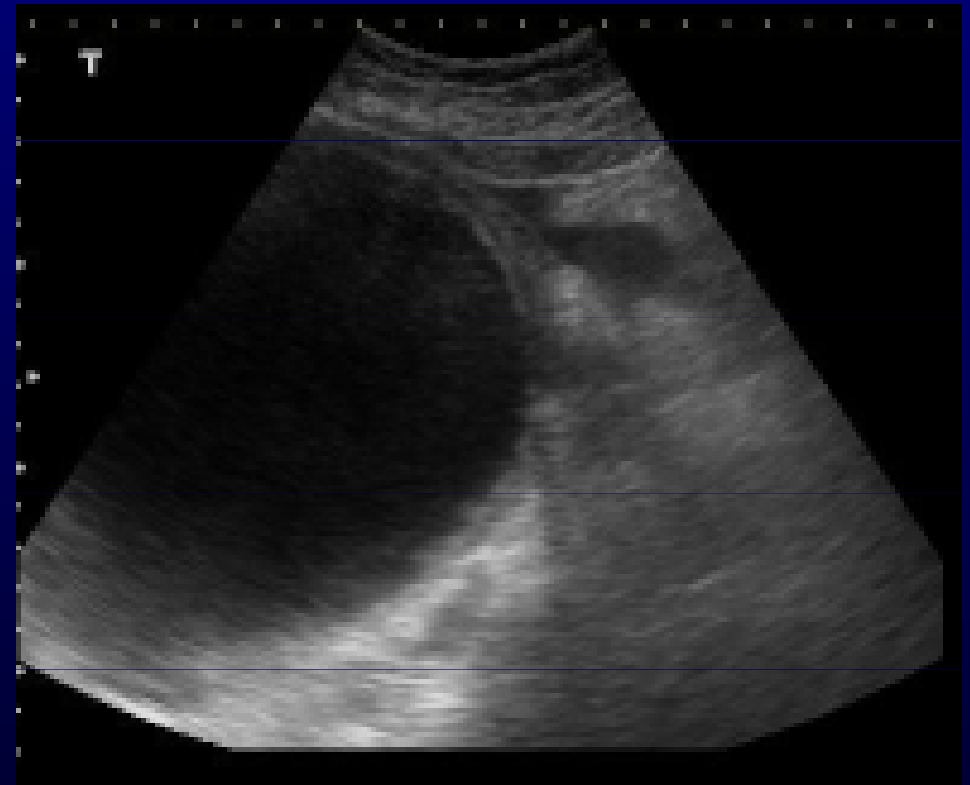
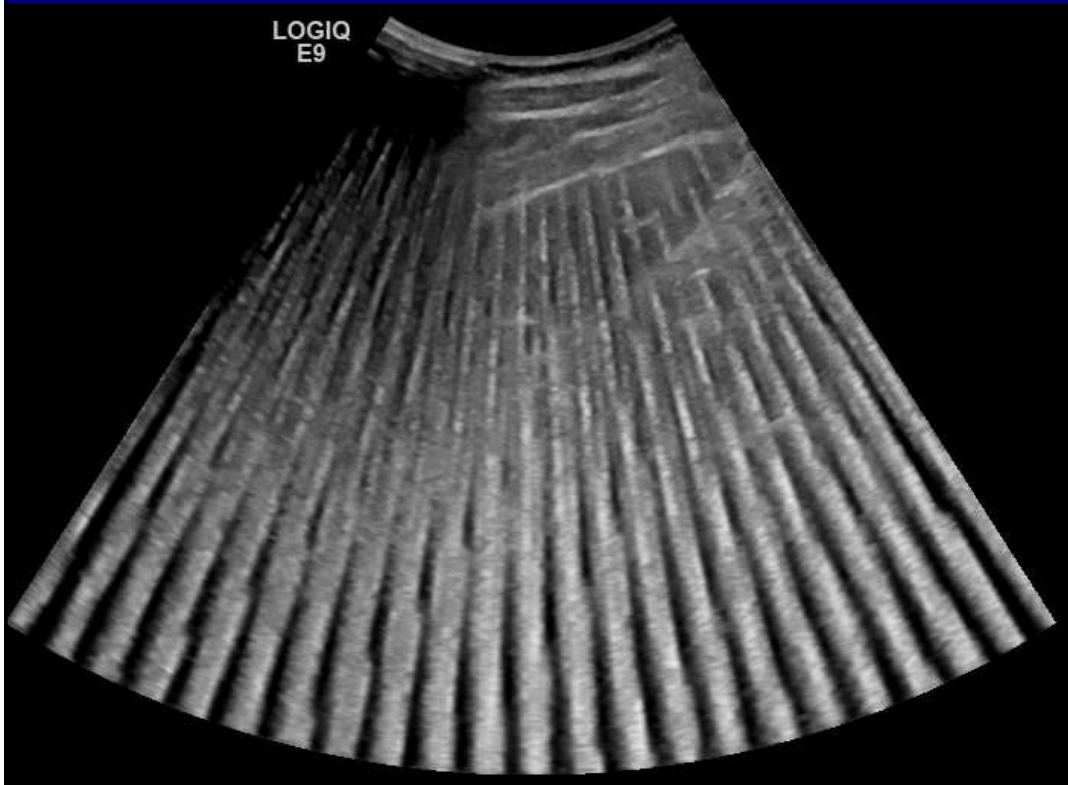
Side lobe artifact

- 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

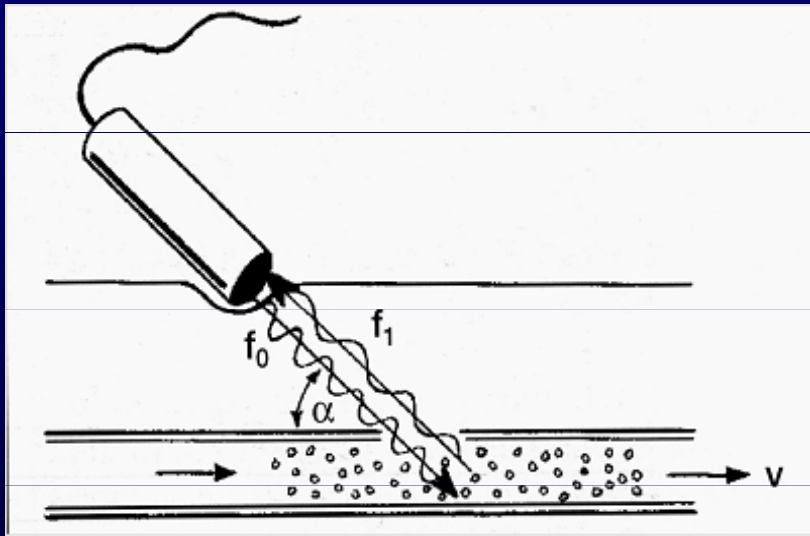
v - rychlost pohybu zdroje směrem k pozorovateli

f_v - zdrojem vyslaná frekvence vlnění

$$f_p = \frac{c}{c - v} \cdot f_v$$

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



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

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

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

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

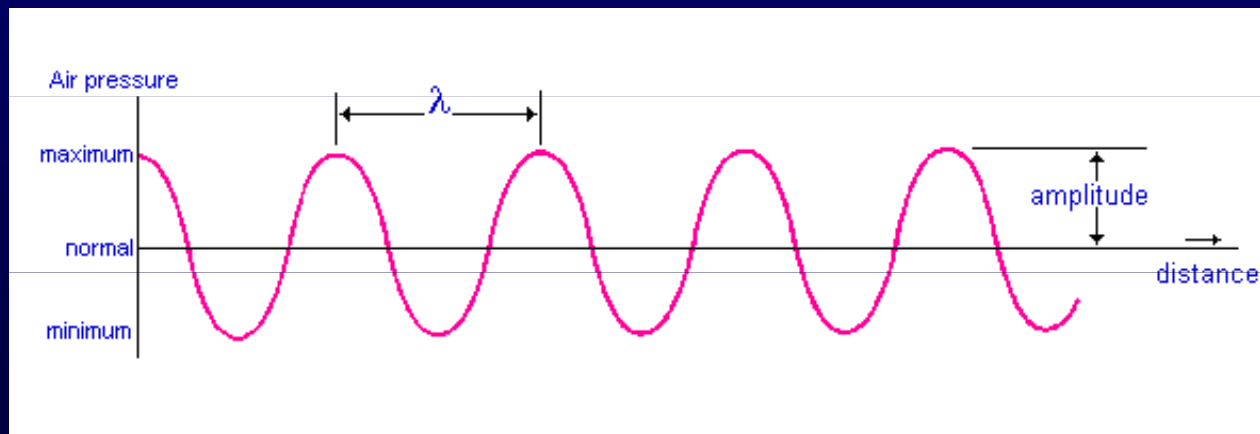
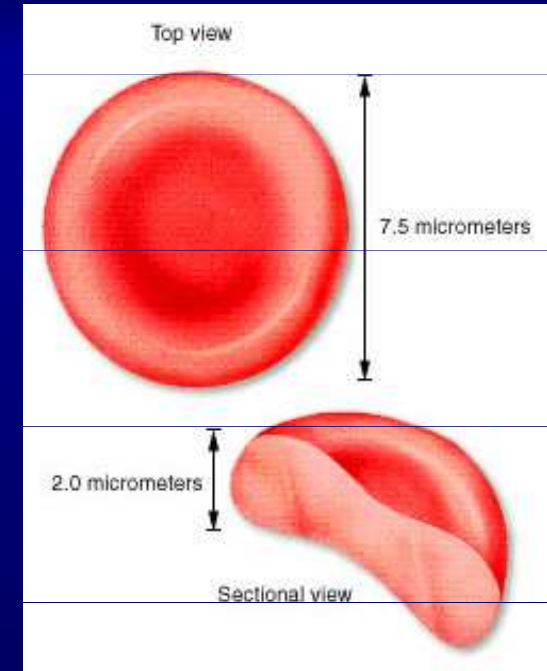
$\cos 60^\circ = 0,5$

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

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



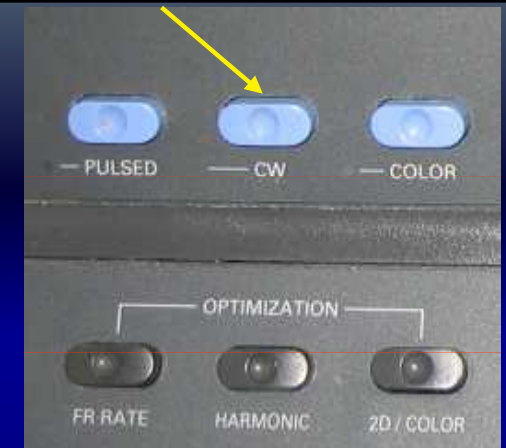
http://www.mhhe.com/biosci/esp/2001_saladin/folder_structure/tr/m1/s4/

Dopplerovské systémy

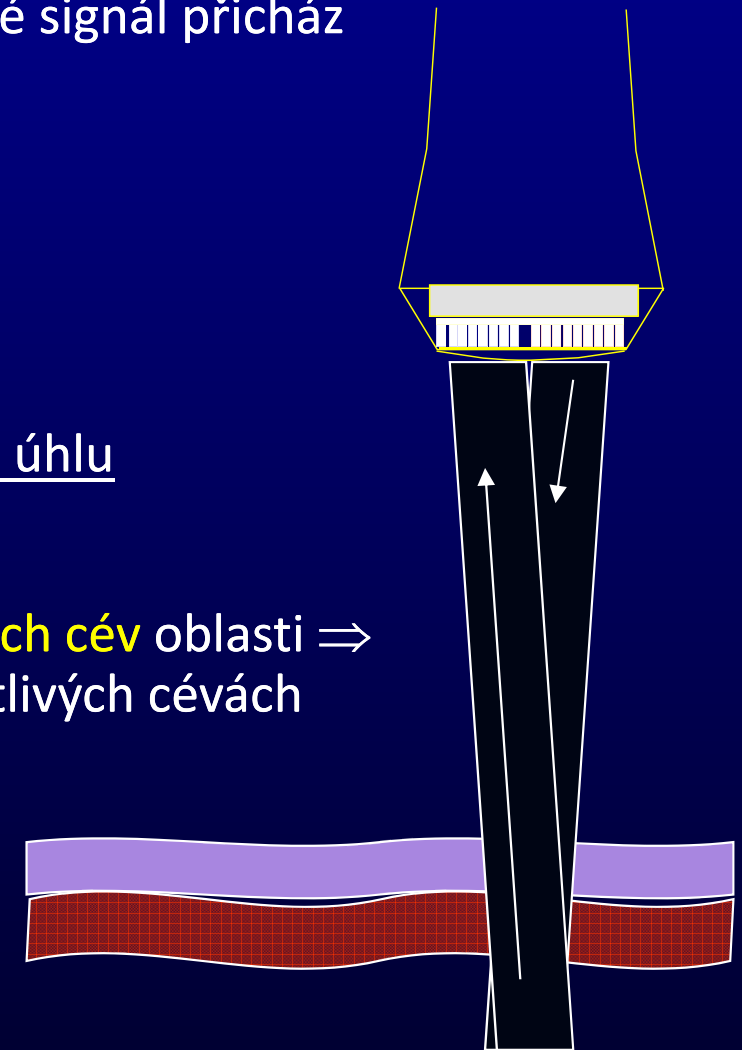
- Přijímaný signál je stejný jako u B modu, obsahuje několik komponent
 - Stacionární tkáň
 - Pohybující se tkáň
 - Pohybující se krev
 - Stacionární krev
- Cílem je zobrazit dopplerovské signály z krve a potlačit signál stacionárních a pohybujících se tkání

	Rychlost	Intenzita signálu
krev	0-600 $\text{cm}\cdot\text{s}^{-1}$	nízká
tkáň	0-10 $\text{cm}\cdot\text{s}^{-1}$	vysoká (o 40dB vyšší)

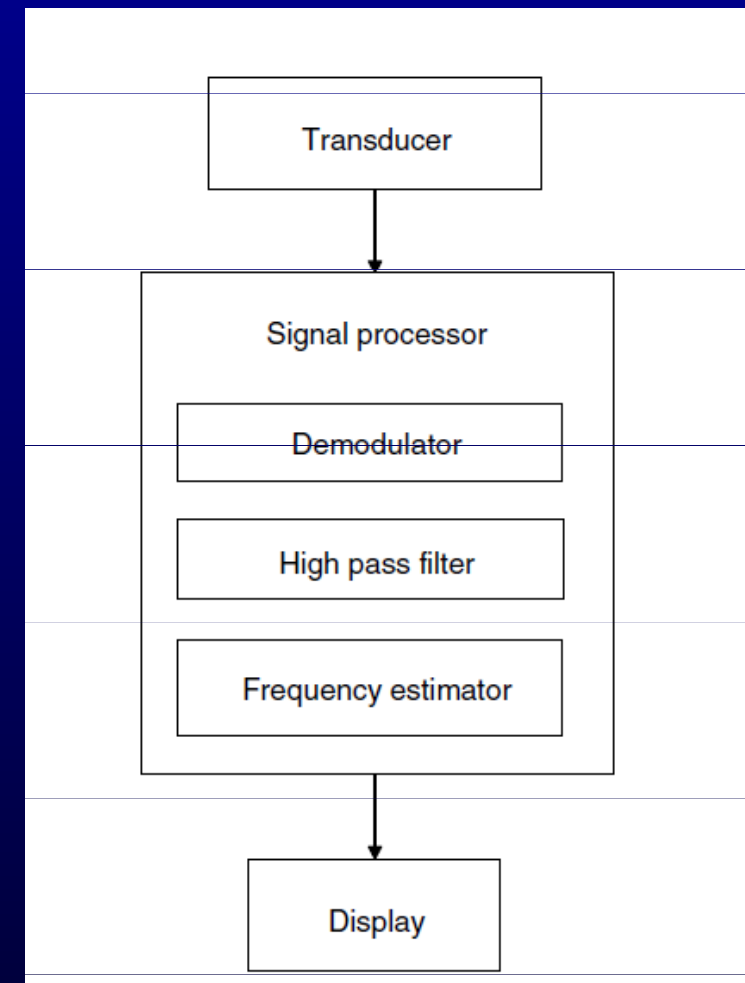
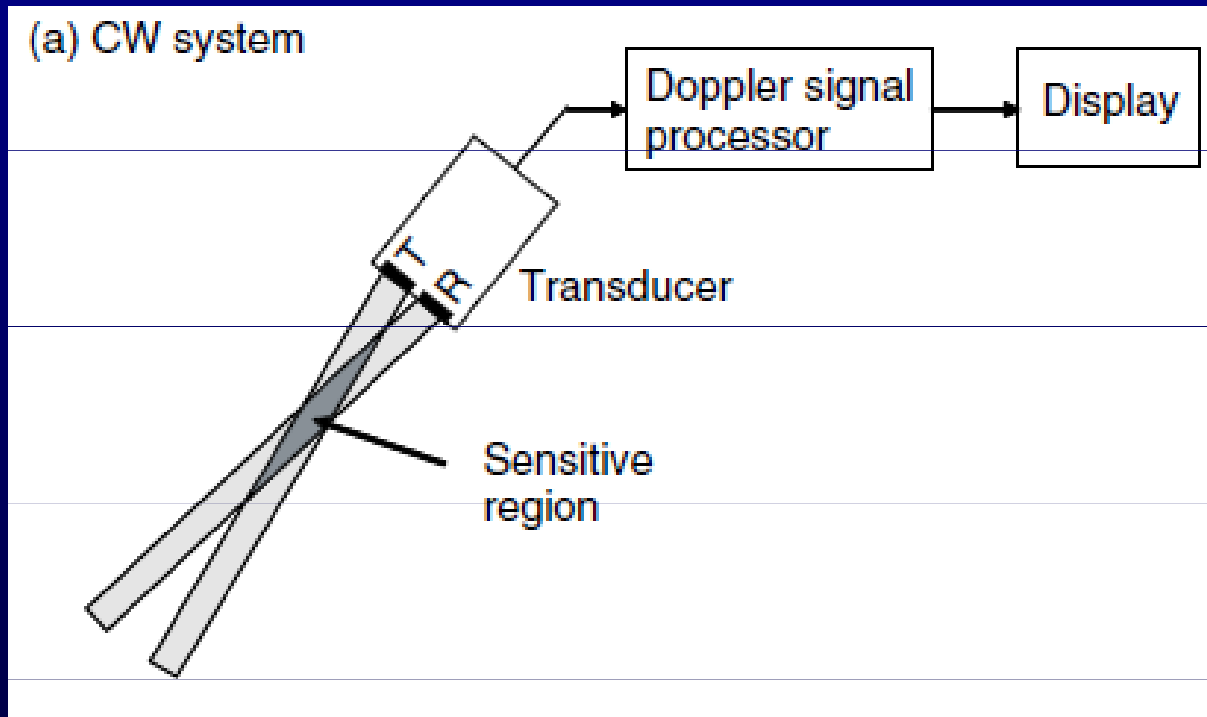
Kontinuální Doppler



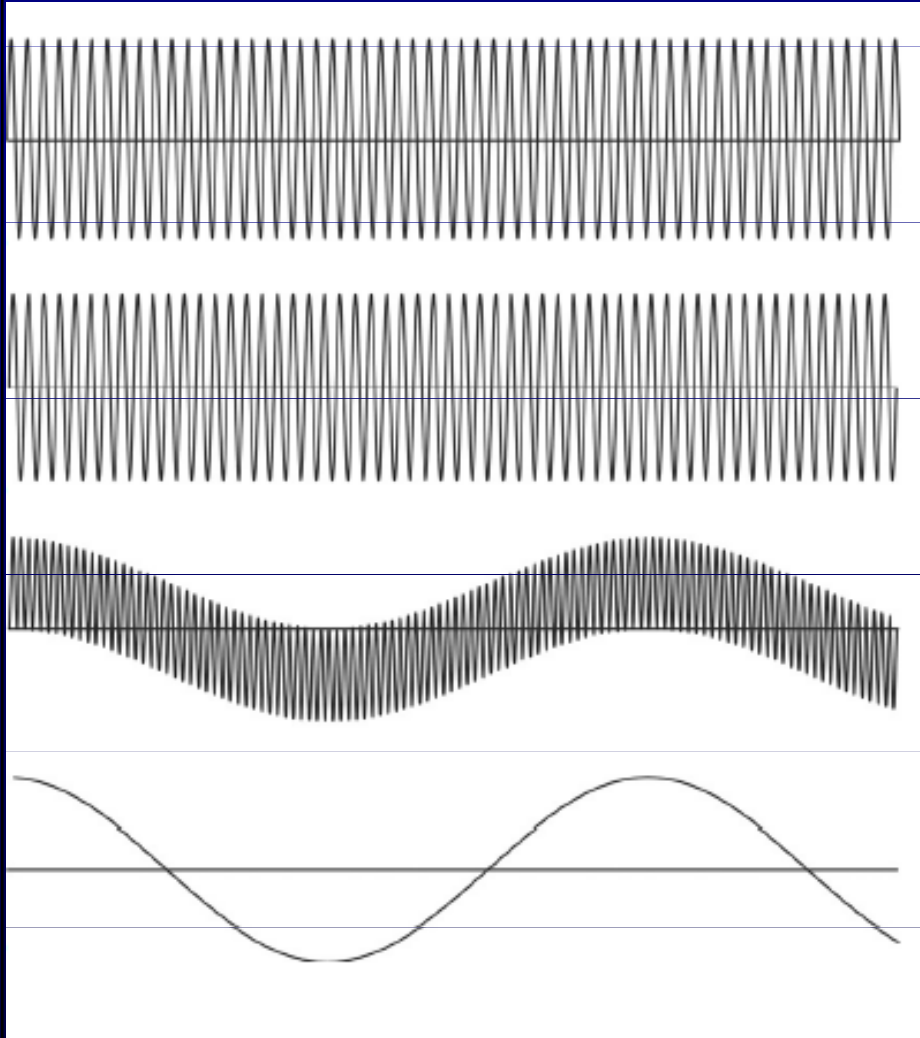
- *dopplerovské systémy s kontinuální nosnou vlnou (CW)*
- nejjednodušší zařízení
- chybí axiální rozlišení, tj. nelze určit hloubka, ze které signál přichází
- dva elektroakustické měniče (krystaly)
 - vysílač
 - přijímač
- oba měniče jsou vůči sobě skloněny ve velmi tupém úhlu
- v oblasti zájmu se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



Kontinuální Doppler



Kontinuální Doppler - demodulace



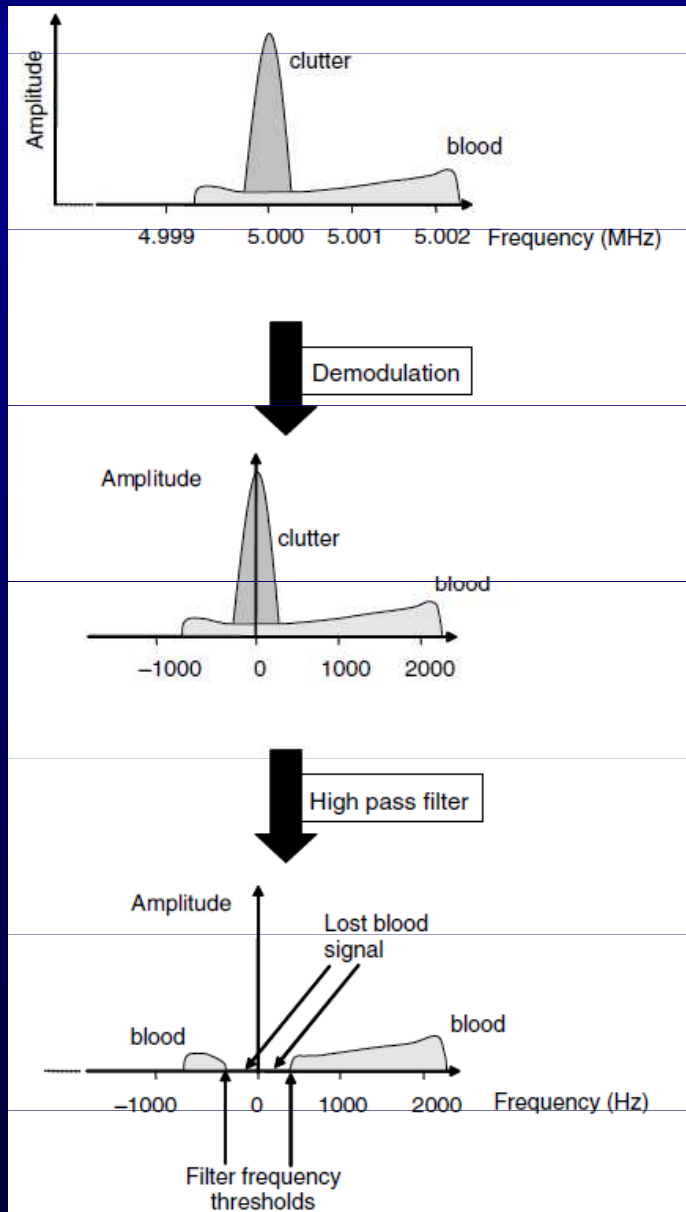
Referenční signál

Detekovaný signál s frekv.
posunem

Součin obou signálů

Výsledný signál, vysokofrekvenční
složka odstraněna low-pass filtrem

Kontinuální Doppler – demodulace a high-pass filtr

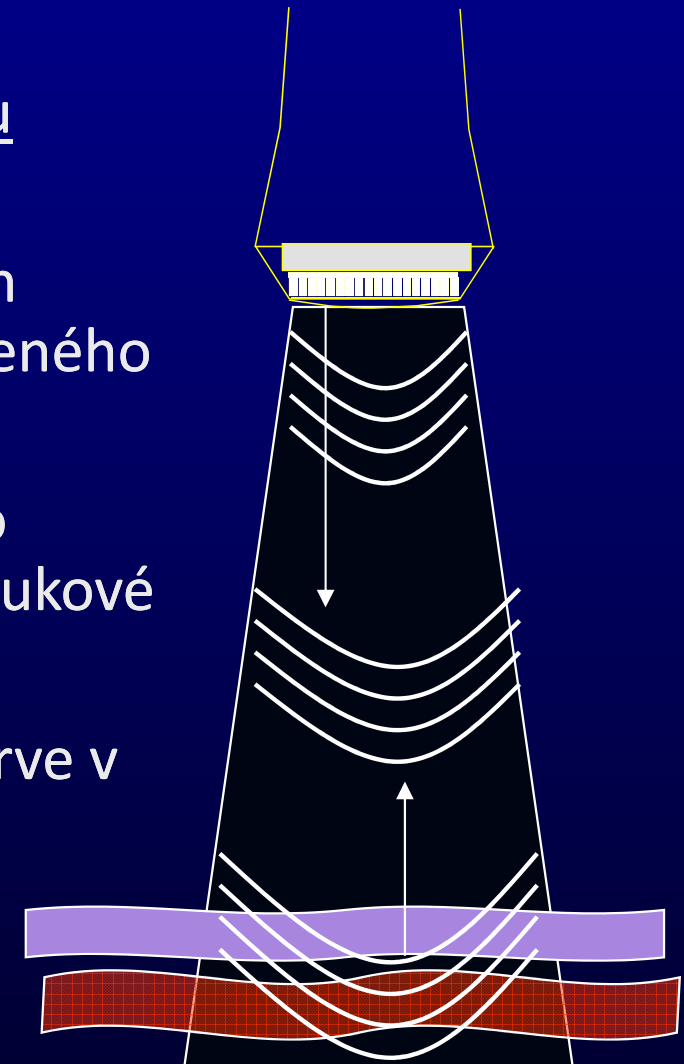
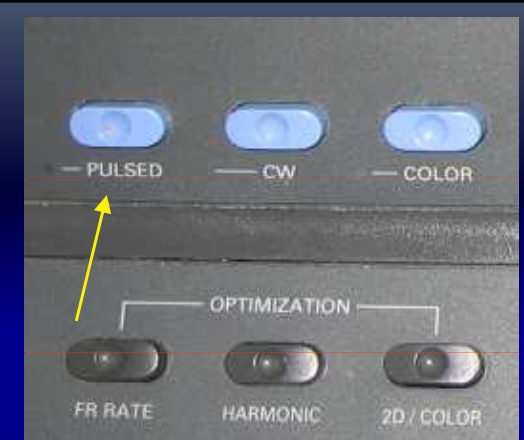


- Změřený signál
 - vysokoamplitudová složka ze stacionárních tkání a nejpomalejších rychlostí
 - Nízkoamplitudová složka s dopl. Posunem
- Signál bez vysokofrekvenční složky
- Odstraněny nejnižší frekvence – stacionární tkáně, ale i nejnižší rychlosti

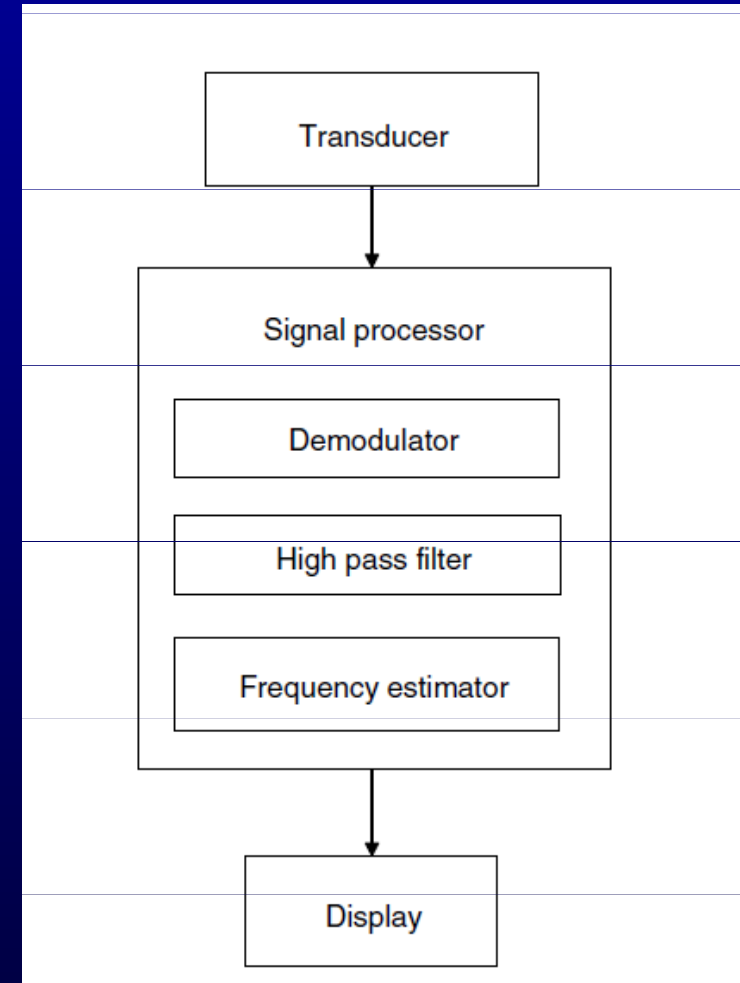
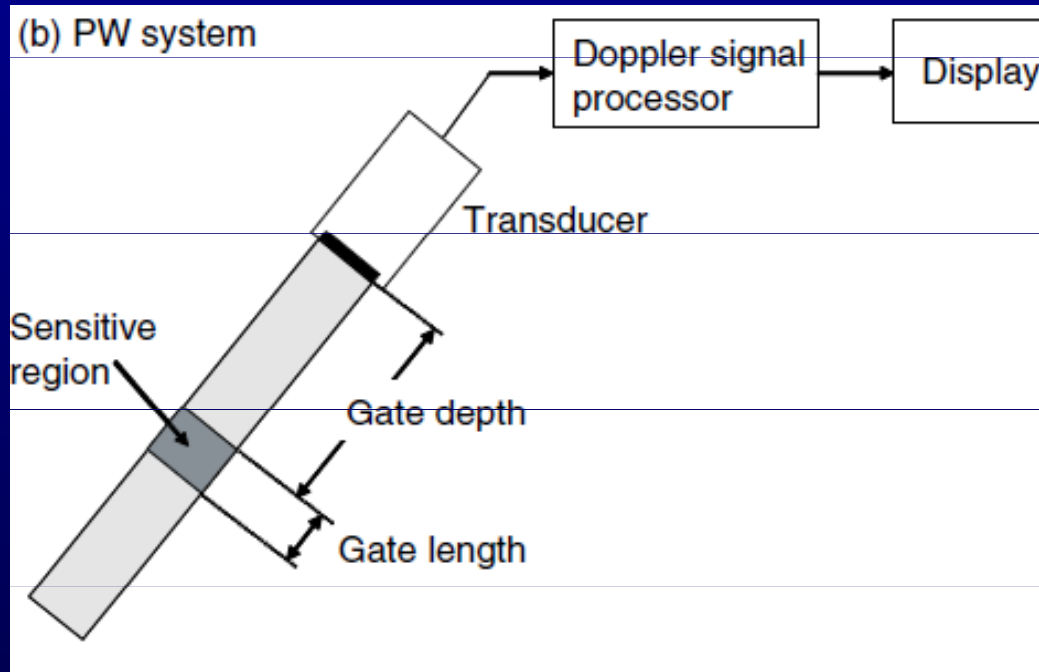
Pulzní Doppler

- *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

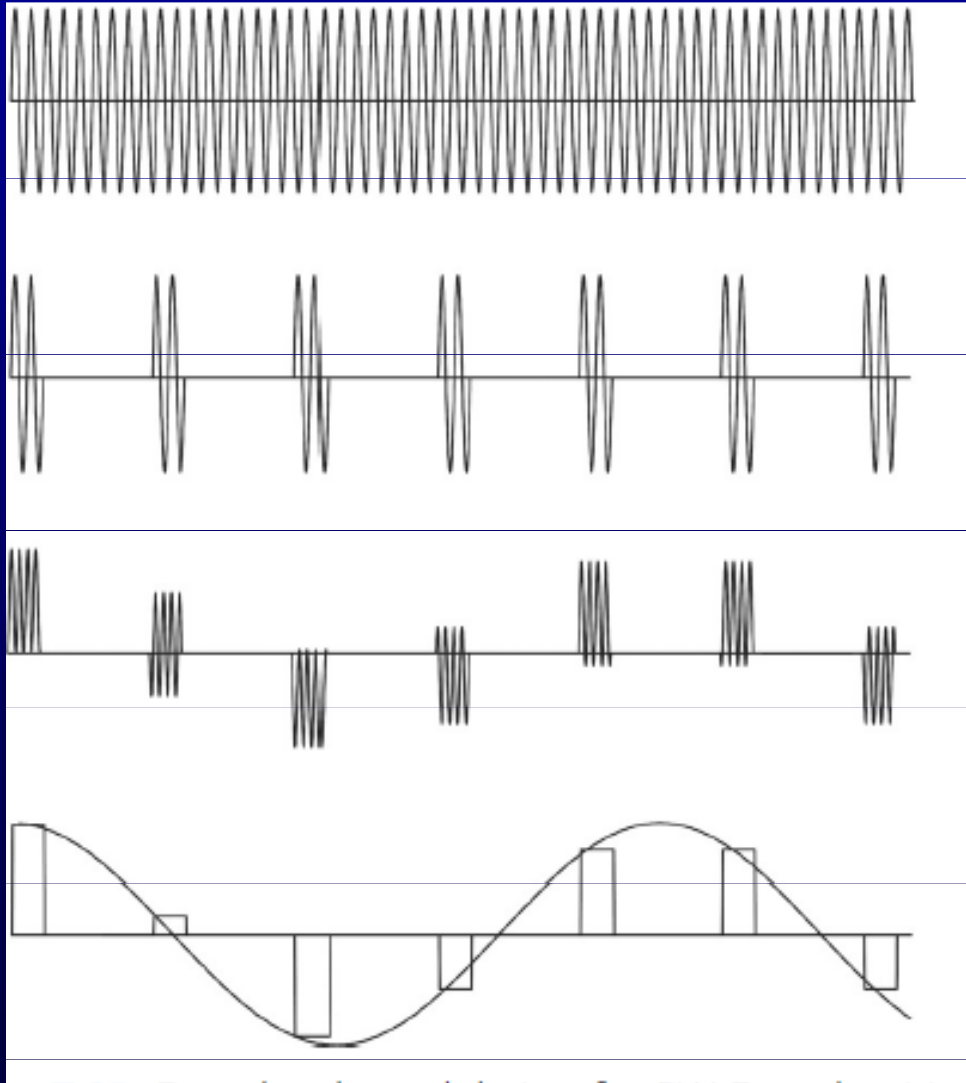
1/1000 vysílač, 999/1000 přijímač



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

Pulzní Doppler

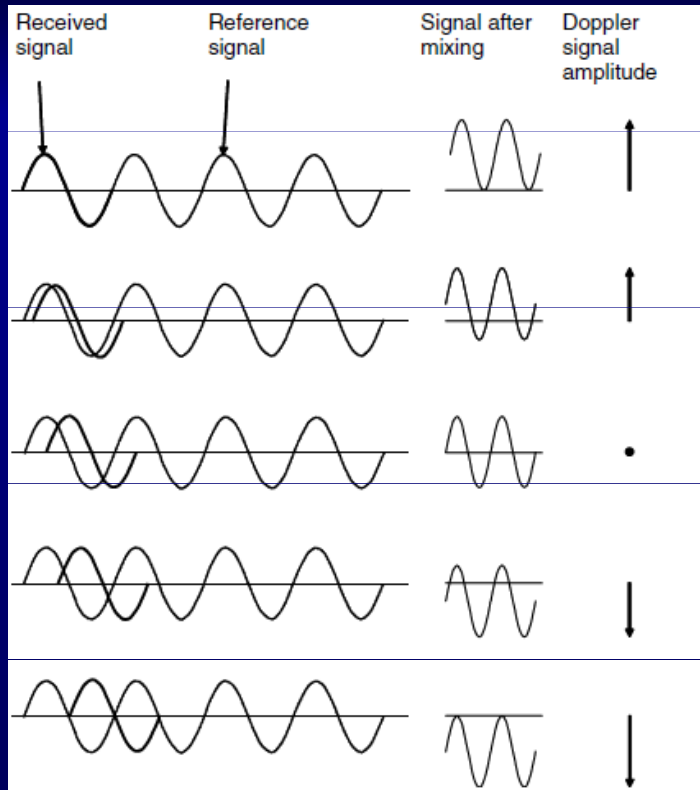


Fig. 7.13 PW Doppler is a 'phase-domain process'. The received ultrasound signal is shown in comparison to the reference signal for five consecutive ultrasound pulses. Also shown are the signal after the reference and received signal have been multiplied, and the final detected Doppler signal after low-pass filtering. The first ultrasound signal is in phase with the reference signal and the detected Doppler amplitude achieves its peak positive value. For consecutive echoes the received and reference signals become misaligned until, in the 5th pulse of this example, they are 'out of phase' and the detected Doppler amplitude reaches its peak negative value.

- 5 následných pulzů
- V přijatých signálech je zvětšující se posun fáze

Aliasing

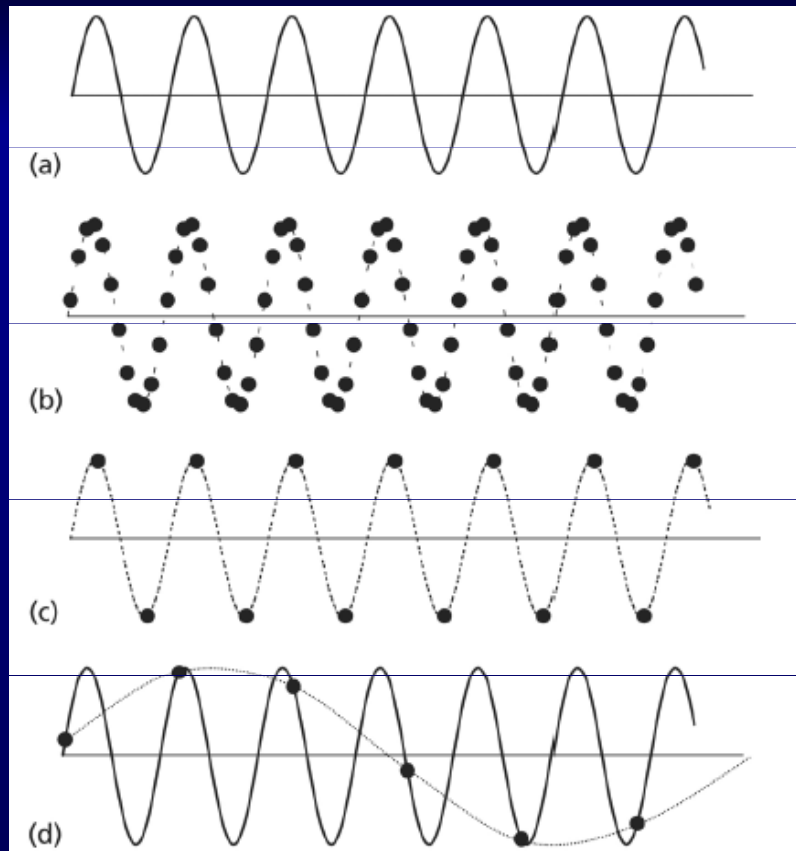
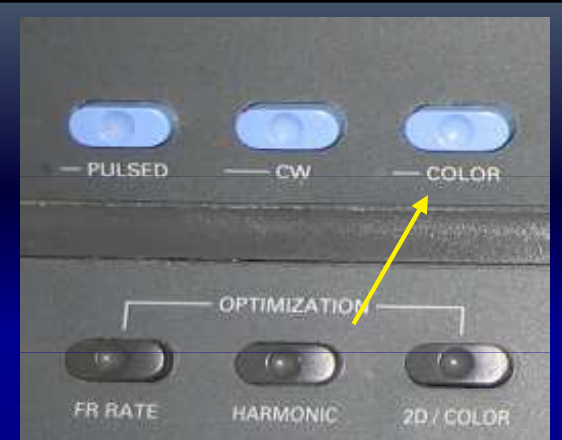


Fig. 7.14 Aliasing. (a) Doppler signal from CW system with a single-frequency f_d . (b) PW Doppler, $\text{PRF} > f_d/2$: there are many samples for each cycle of the Doppler signal, and as a consequence the Doppler frequency is correctly detected. (c) PW Doppler; $\text{PRF} = f_d/2$: there are two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

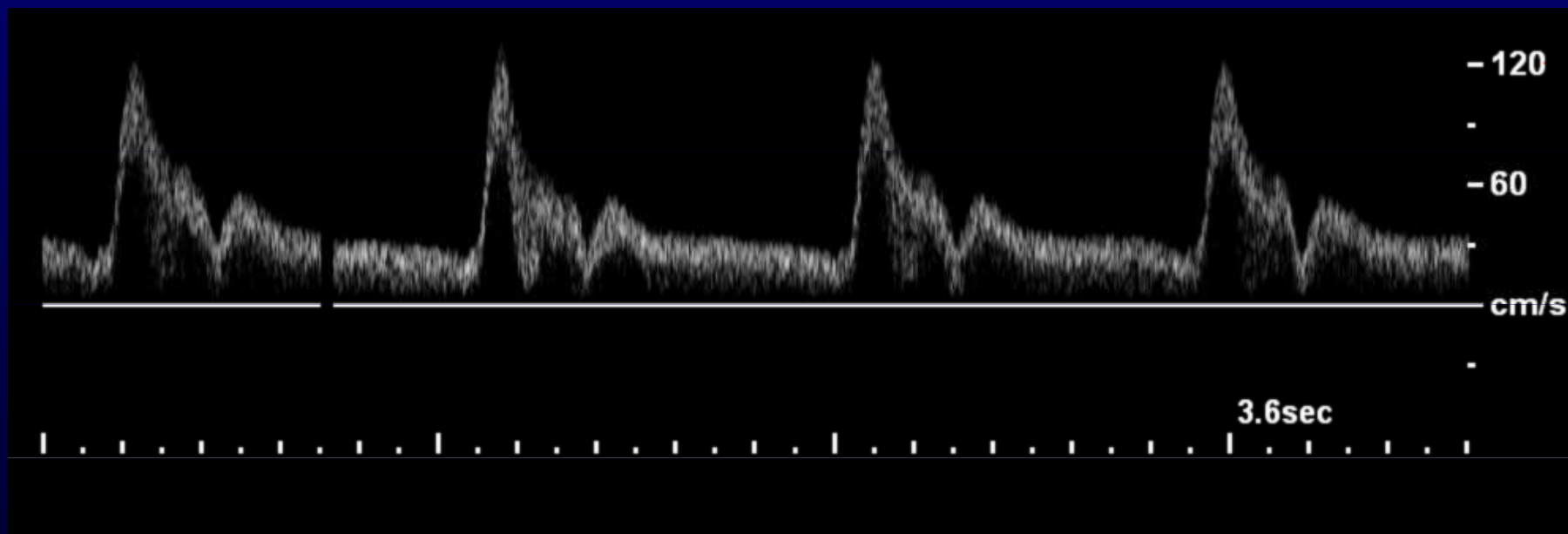
Barevný Doppler

- 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



čas

rychlost

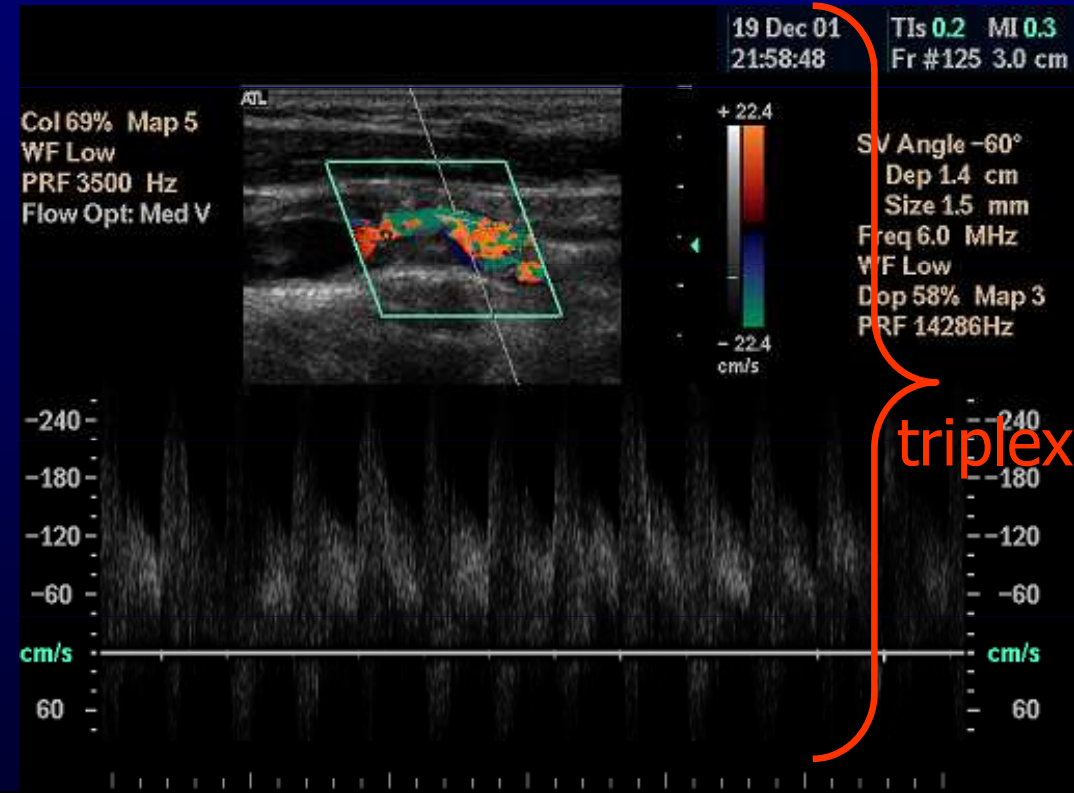
Duplexní a triplexní zobrazení

- duplexní

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

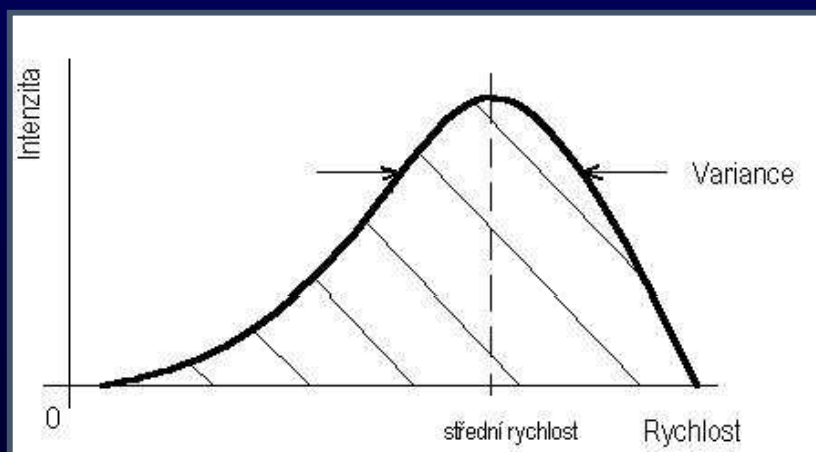
- triplexní

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



Energetický Doppler

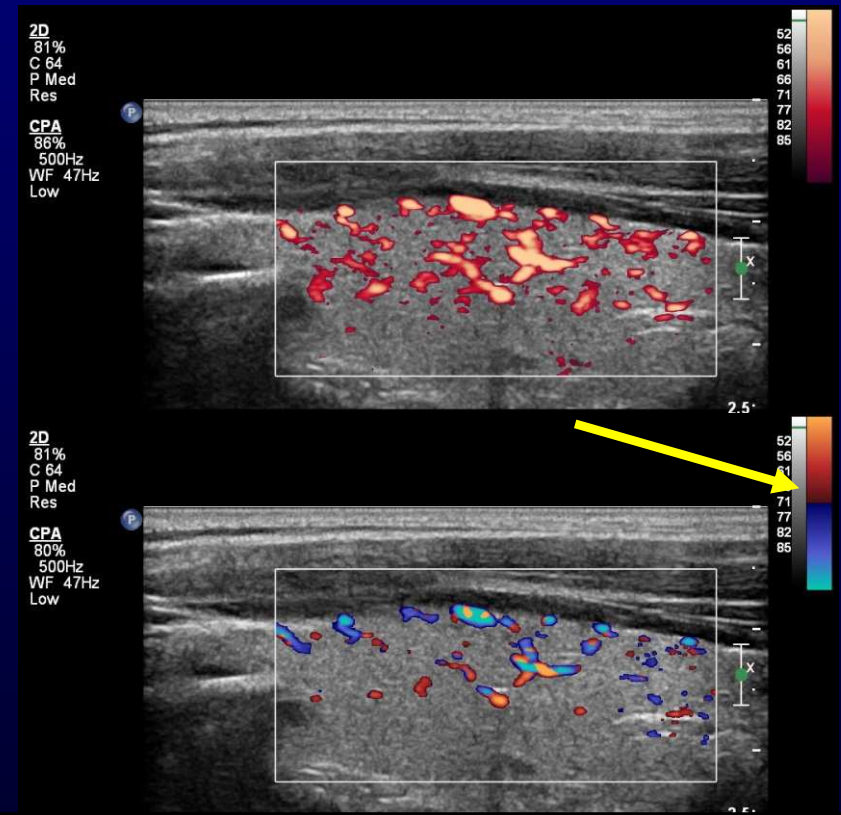
- *Color Doppler Energy (CDE), Color Power Angio (CPA), Color Amplitude Imaging (CAI), Color Angiography, Doppler Power Mode, Power Mapping, Amplitude Mapping.*
- zobrazuje celou energii dopplerovského signálu
 - úměrná ploše vymezené spektrální křivkou
- **nezávislost** na
 - dopplerovském úhlu (kromě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



Energetický Doppler

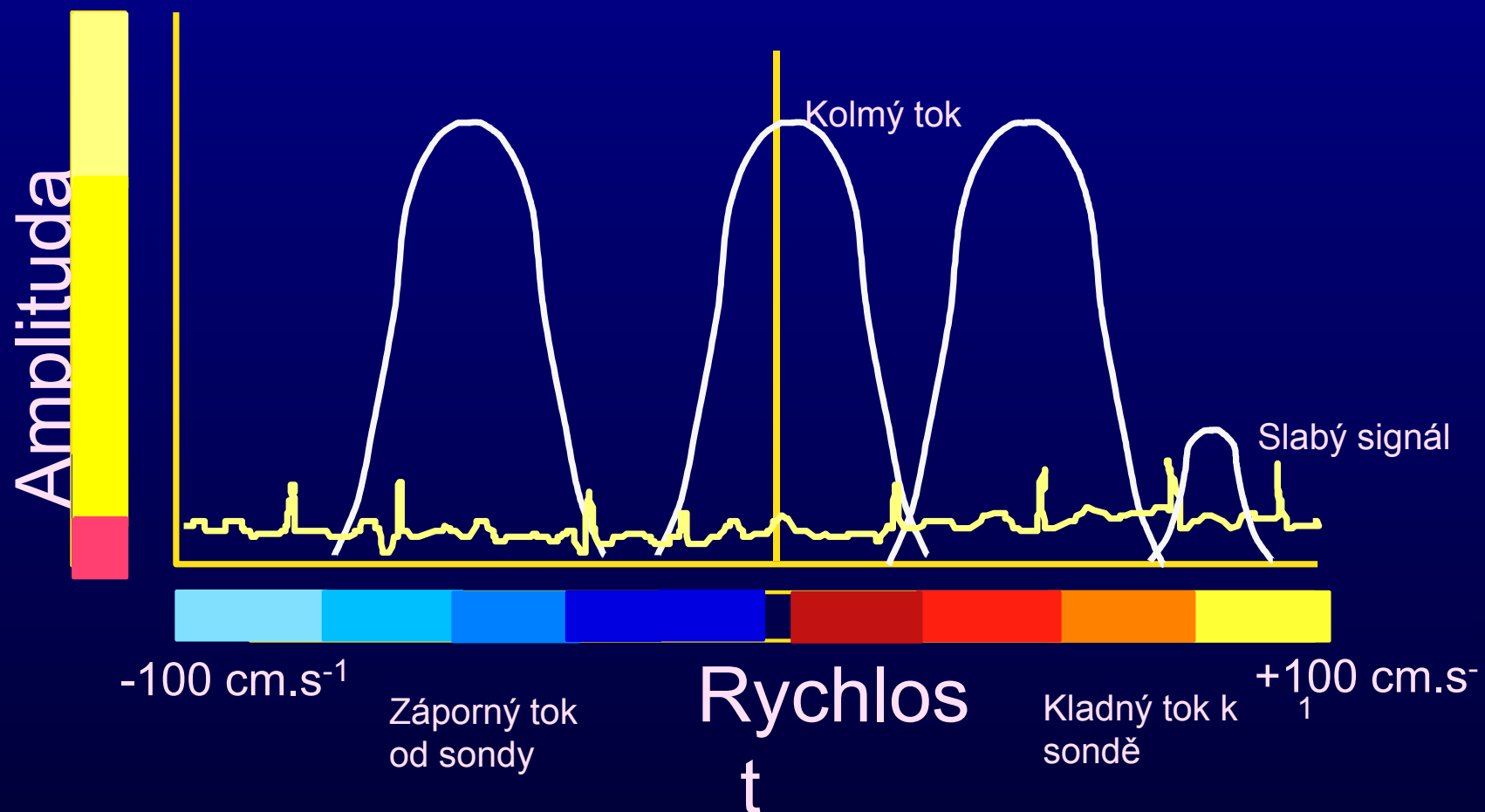
- pouze jedna barva
- barevný **odstín** pixelu
 - přímo odpovídá **amplitudě** (energii) dopplerovského signálu
 - vyjadřuje množství pohybujících se elementů
- neovlivněn Nyquistovým limitem \Rightarrow nedochází k aliasingu
- vysoká citlivost k artefaktům
- neurčí ~~směr toku ani rychlost~~

směrový energetický Doppler



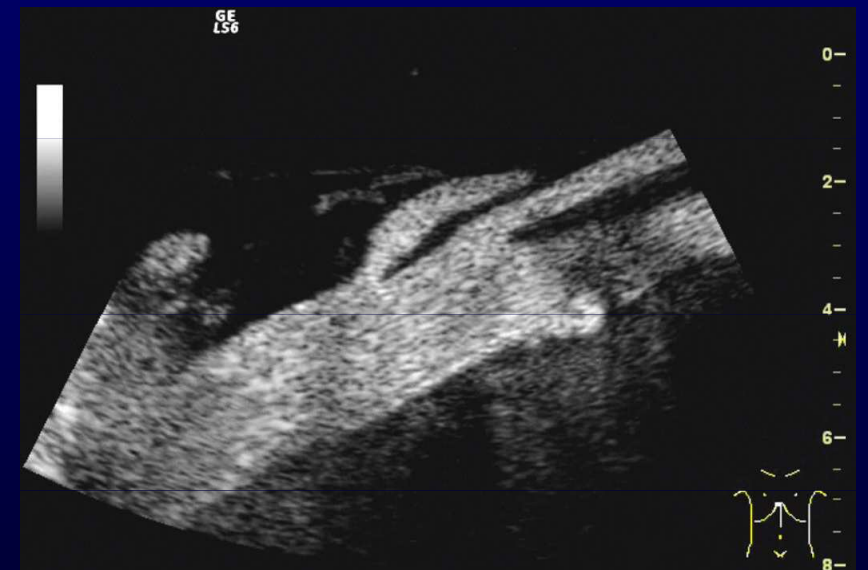
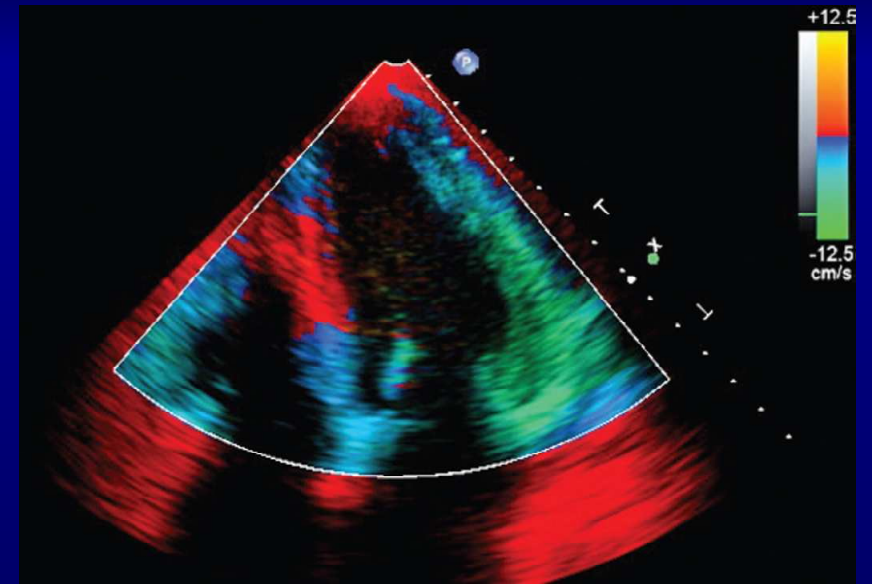
Směrový energetický Doppler

- synonyma: Directional Power Doppler
- umožňuje určení směru toků i rychlostí



Další způsoby zobrazení pohybu struktur

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

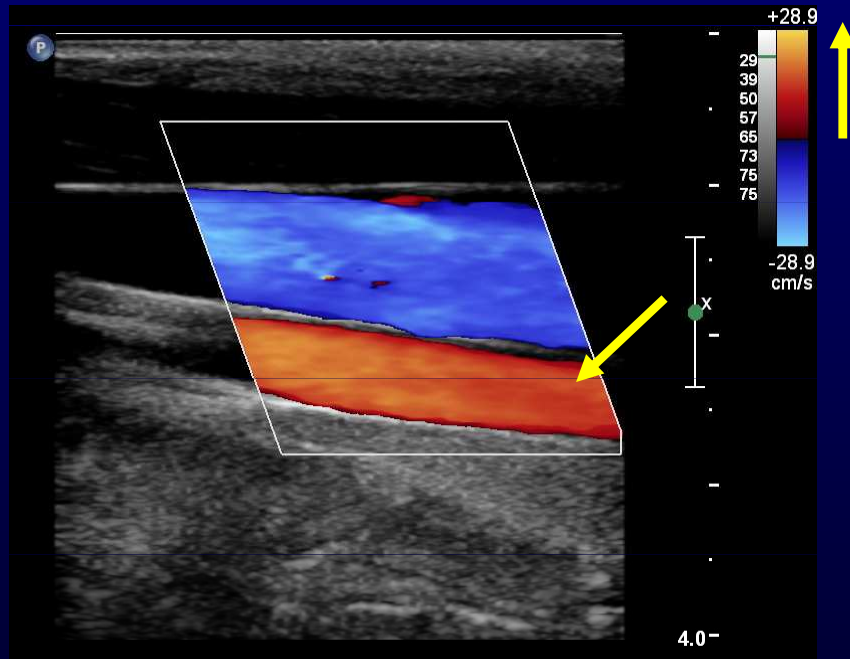


Hoskins, P. R., et al. (2010). Diagnostic ultrasound: physics and equipment. .

Dopplerovská USG - nastavení parametrů

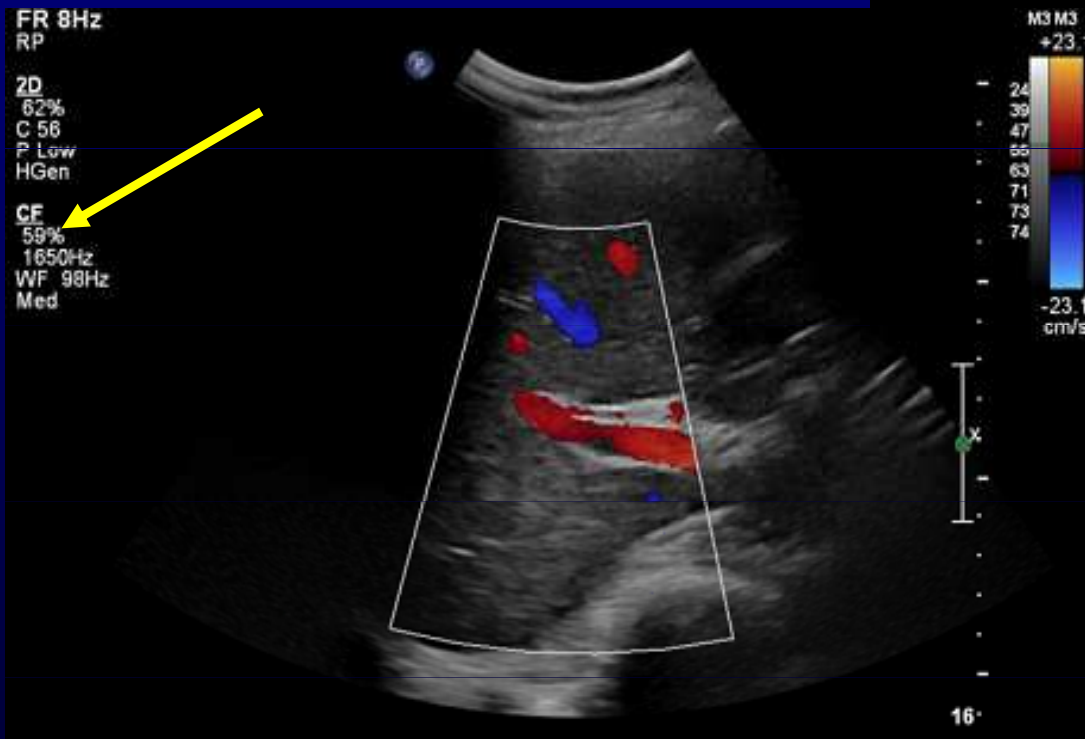
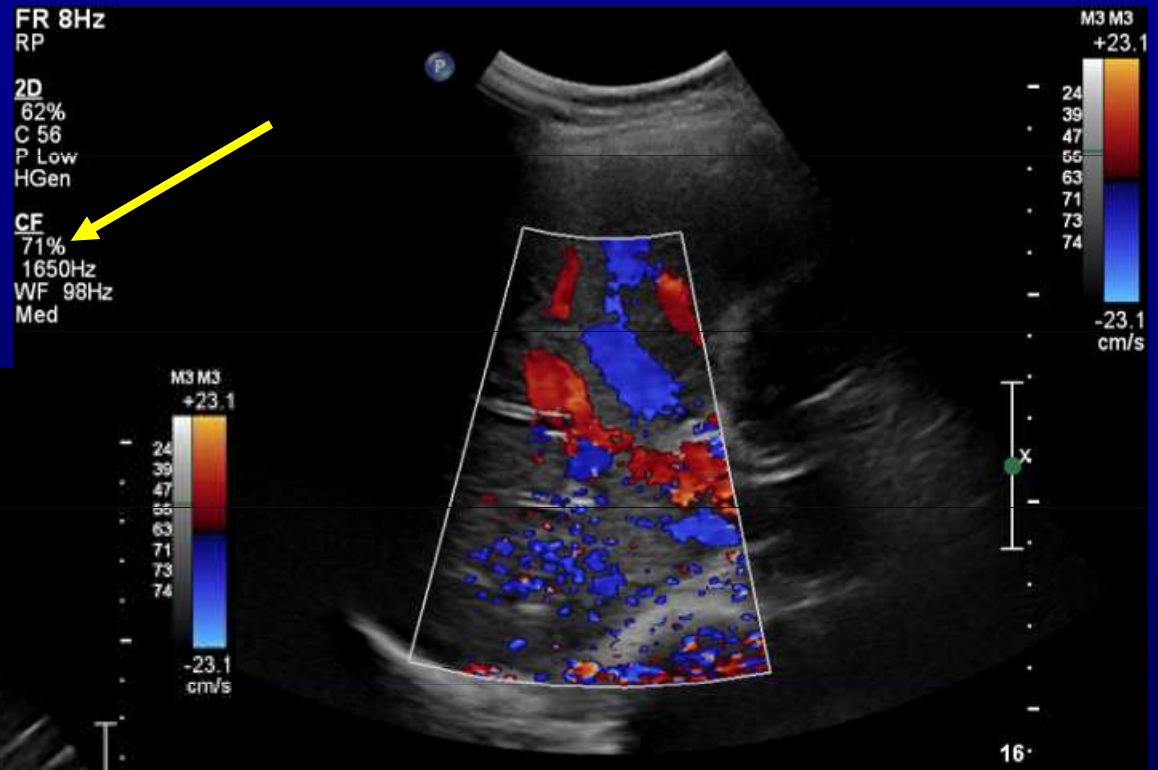
Konvence značení

- 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**



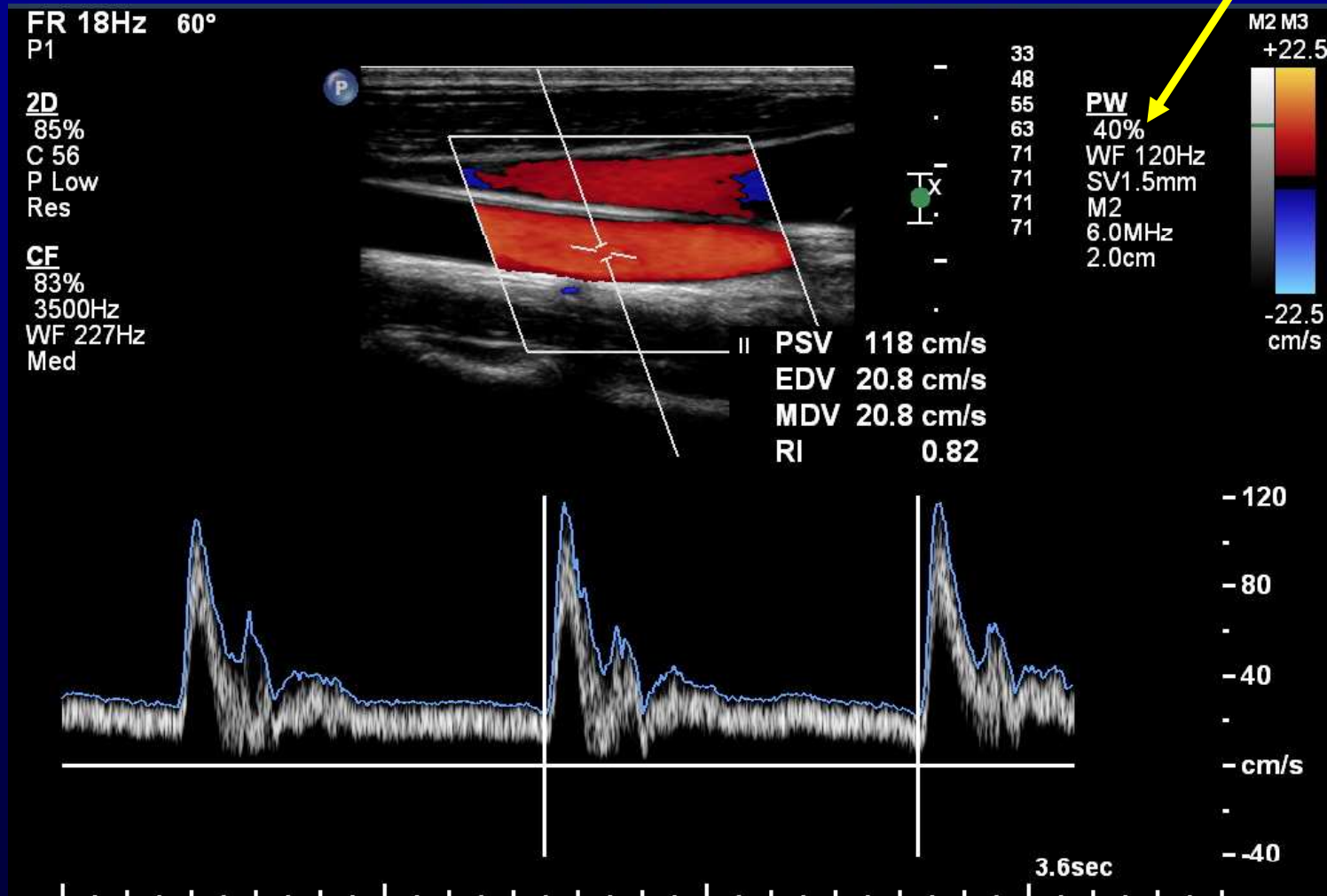
Color gain

- nezávisle od 2D Gain



PW gain

- nezávisle od 2D Gain, Color Gain



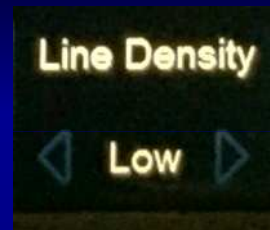
Priorita barevného záznamu

- *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



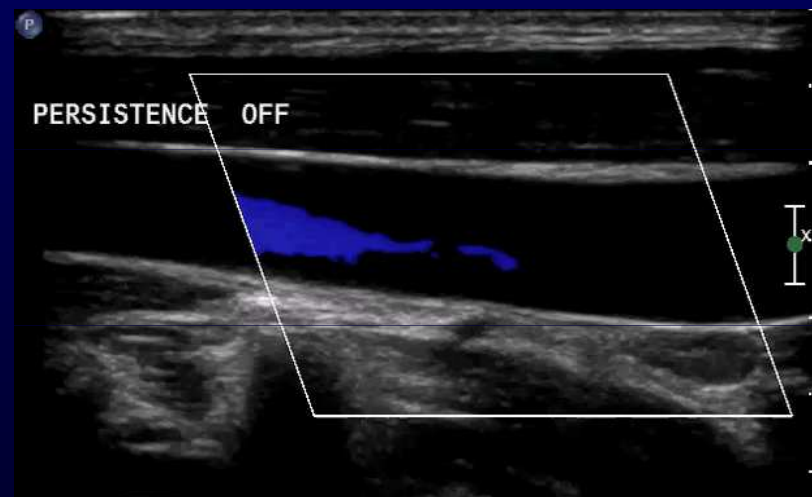
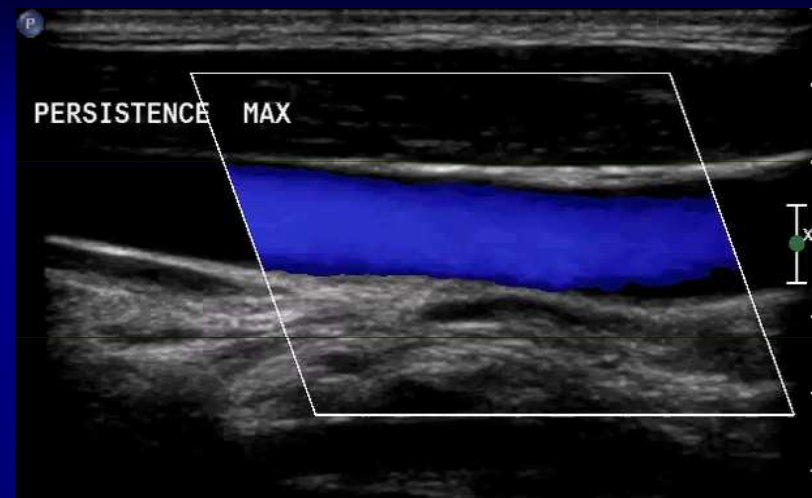
Citlivost barevného záznamu

- *color sensitivity, pulse number, line density*
- počet UZ impulzů podél vertikální obrazové linie (min. 3)
- více impulzů (např. 14 impulzů/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

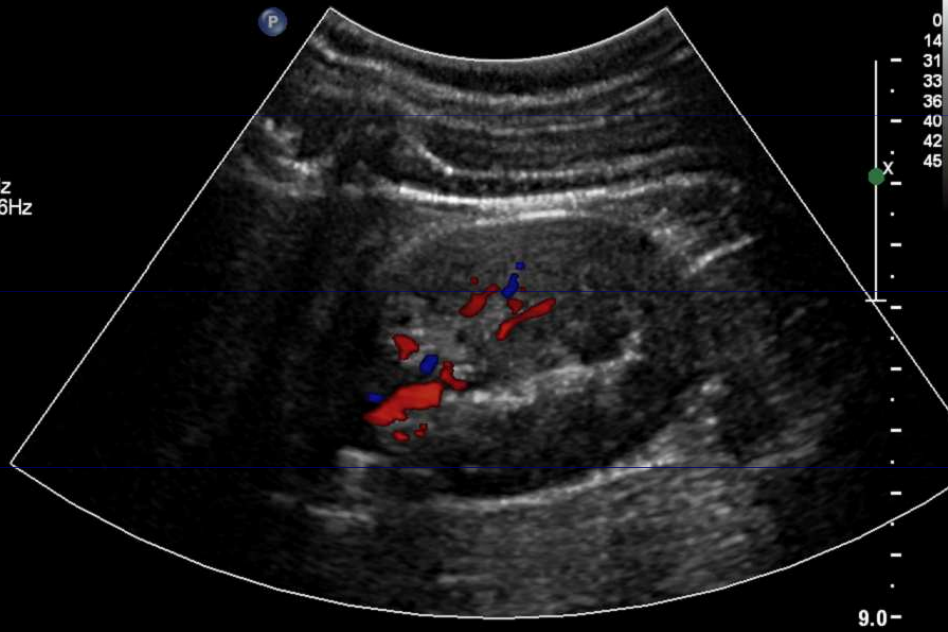


Výseč vs. frame rate

FR 5Hz

2D
34%
C 55
P Med
HGen

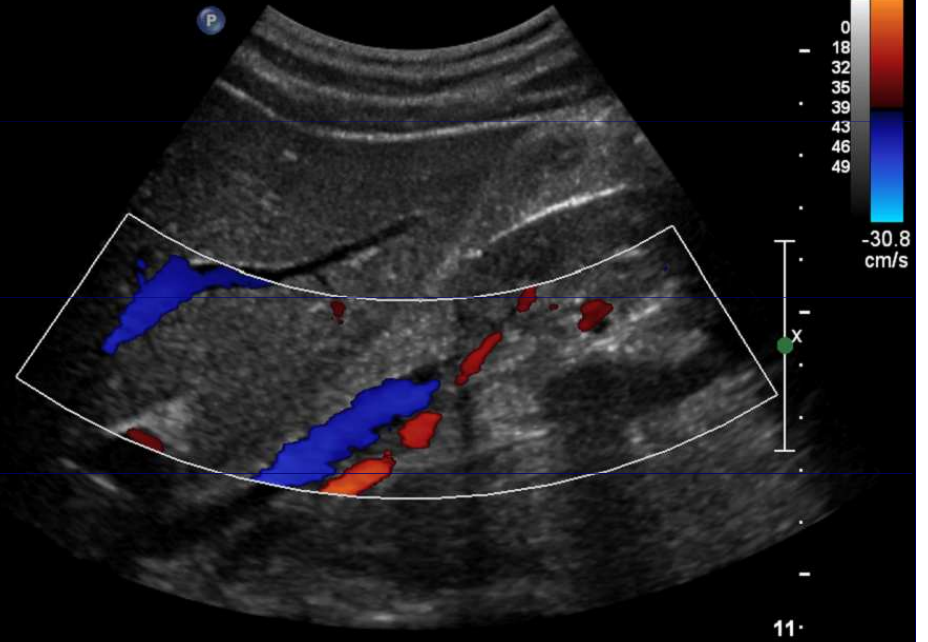
CF
59%
3250Hz
WF 146Hz
Med



FR 9Hz

2D
37%
C 55
P Med
HGen

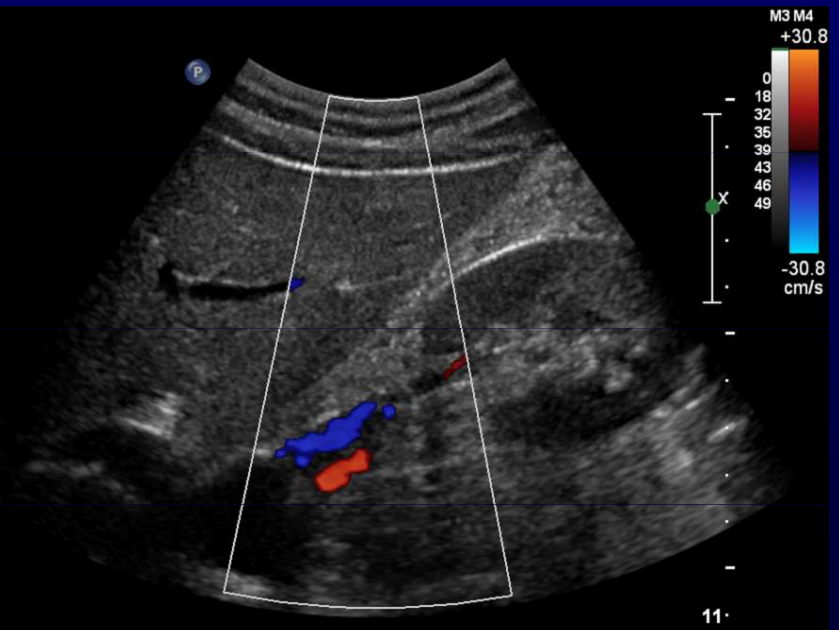
CF
59%
2200Hz
WF 109Hz
Med



FR 14Hz

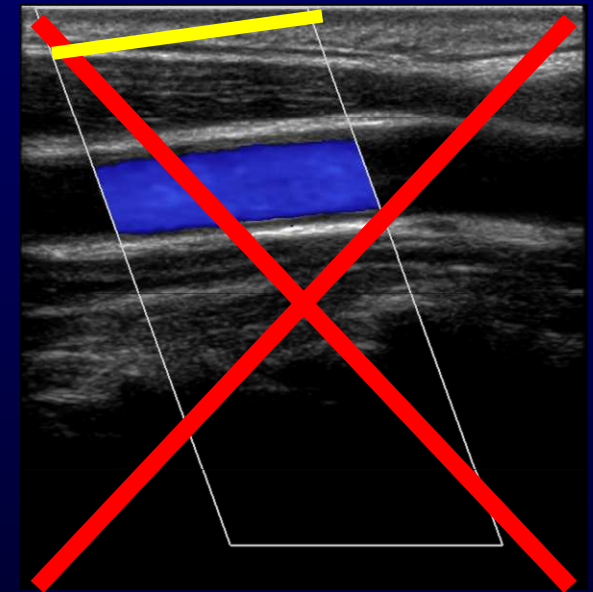
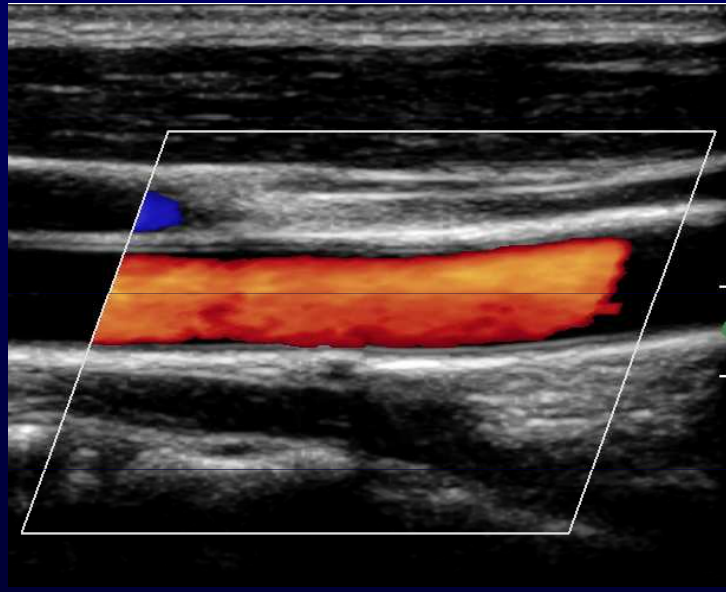
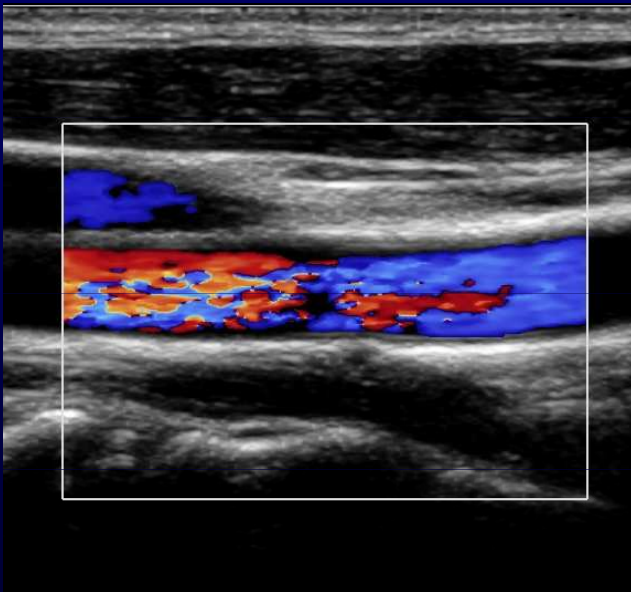
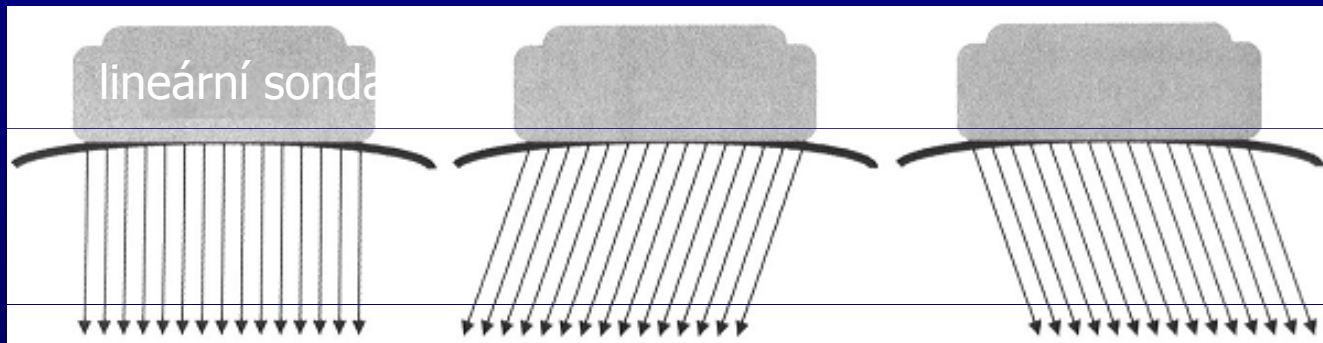
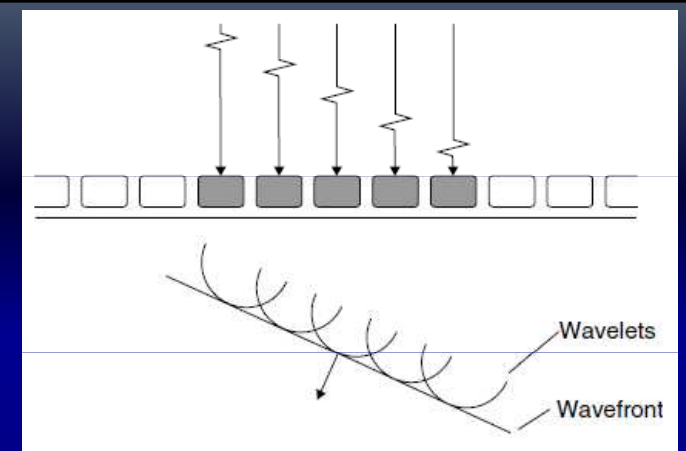
2D
37%
C 55
P Med
HGen

CF
59%
2400Hz
WF 120Hz
Med



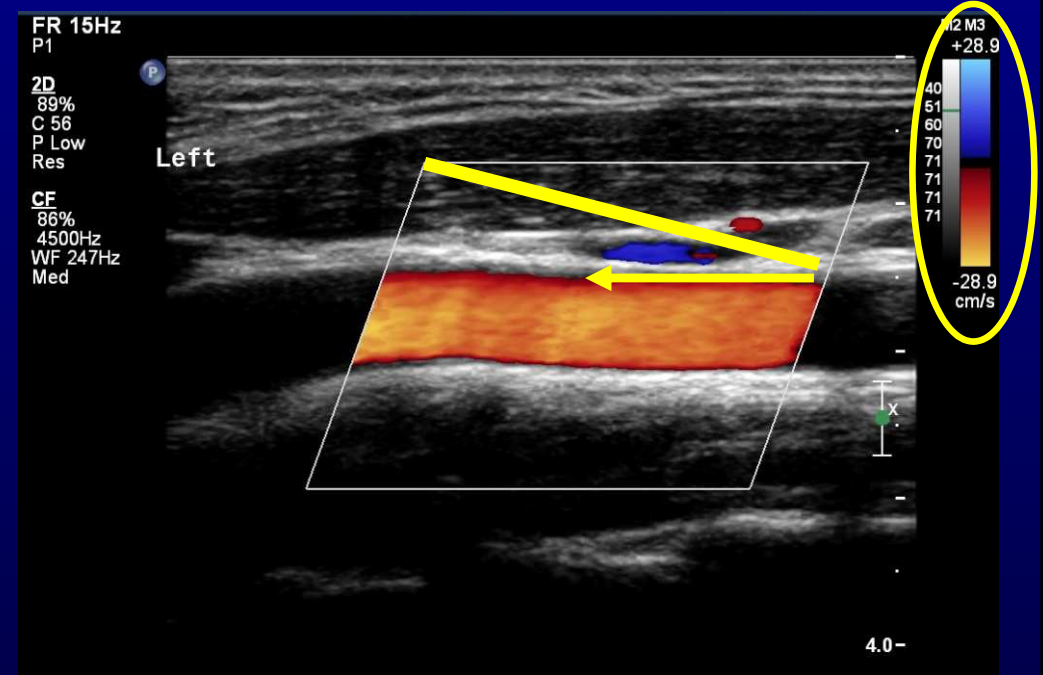
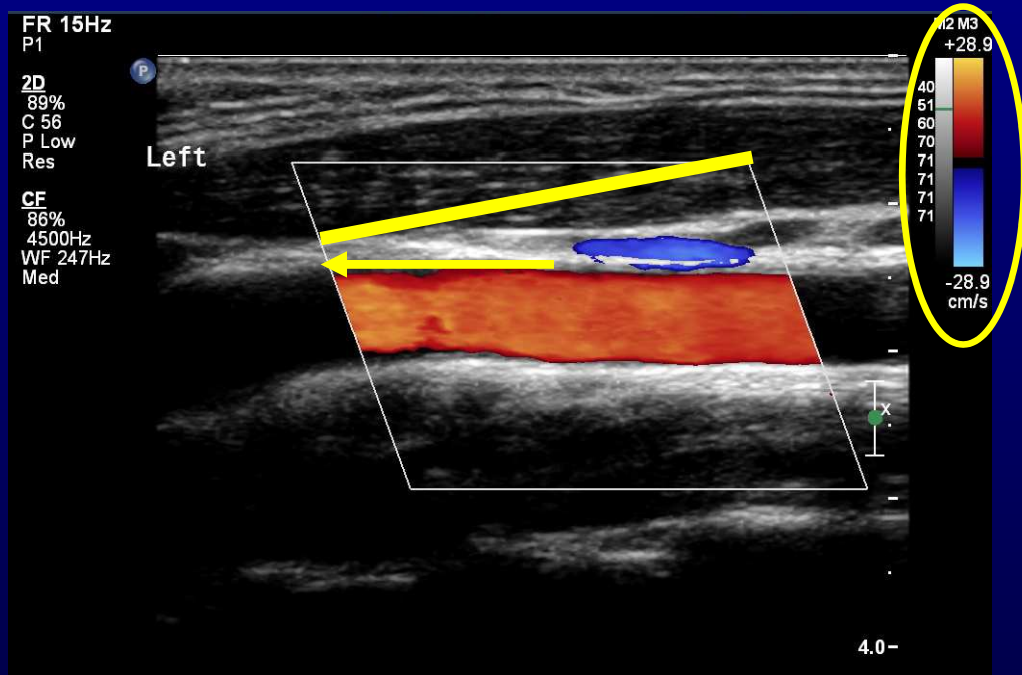
Steering

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



Steering

- Automatická inverze barevného spektra (nastavení)



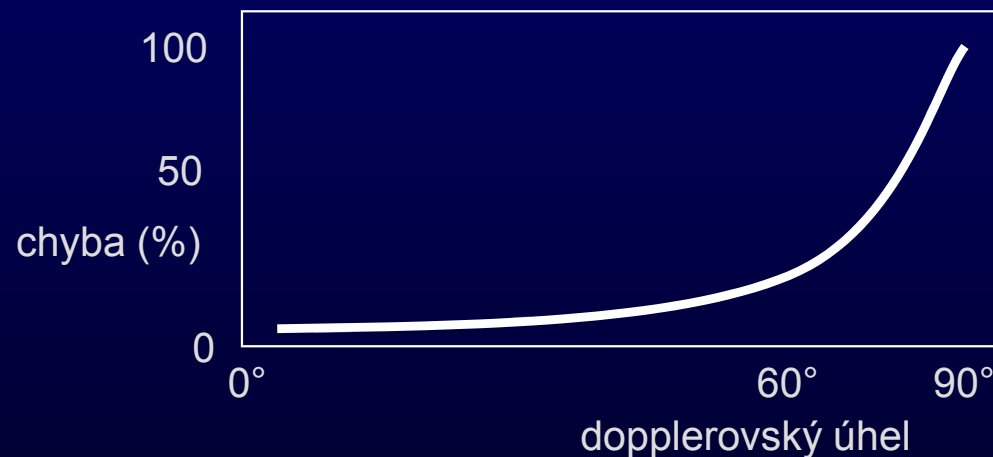
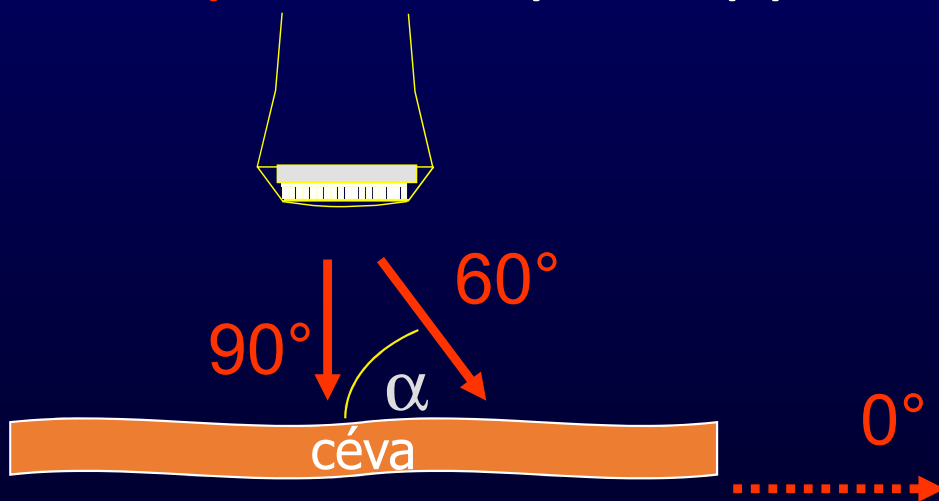
Dopplerovský úhel

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

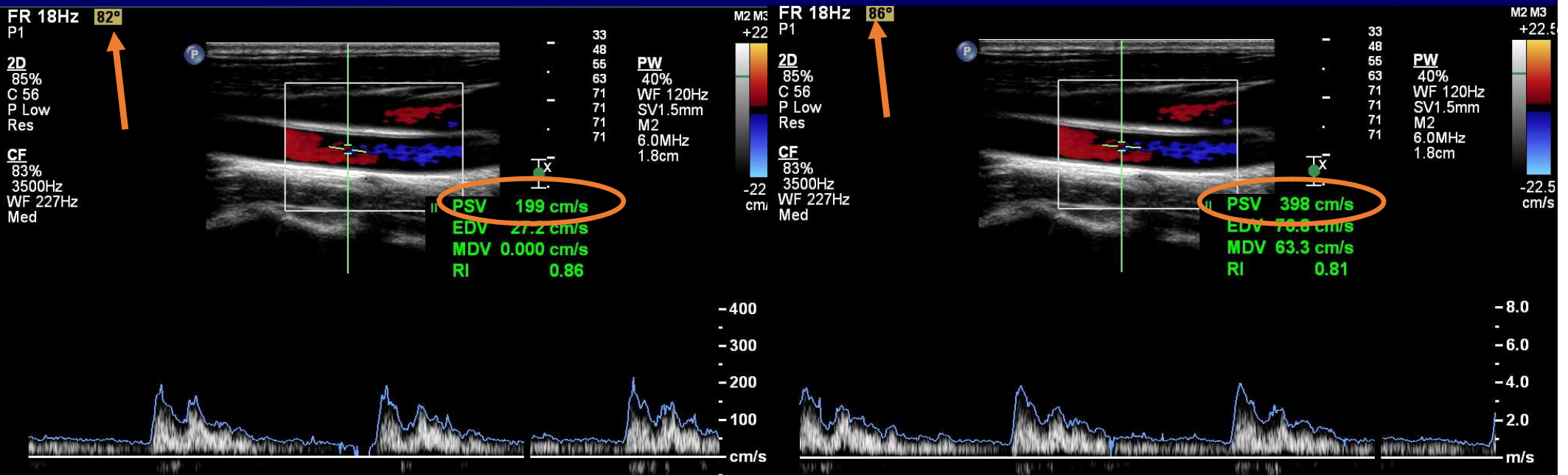
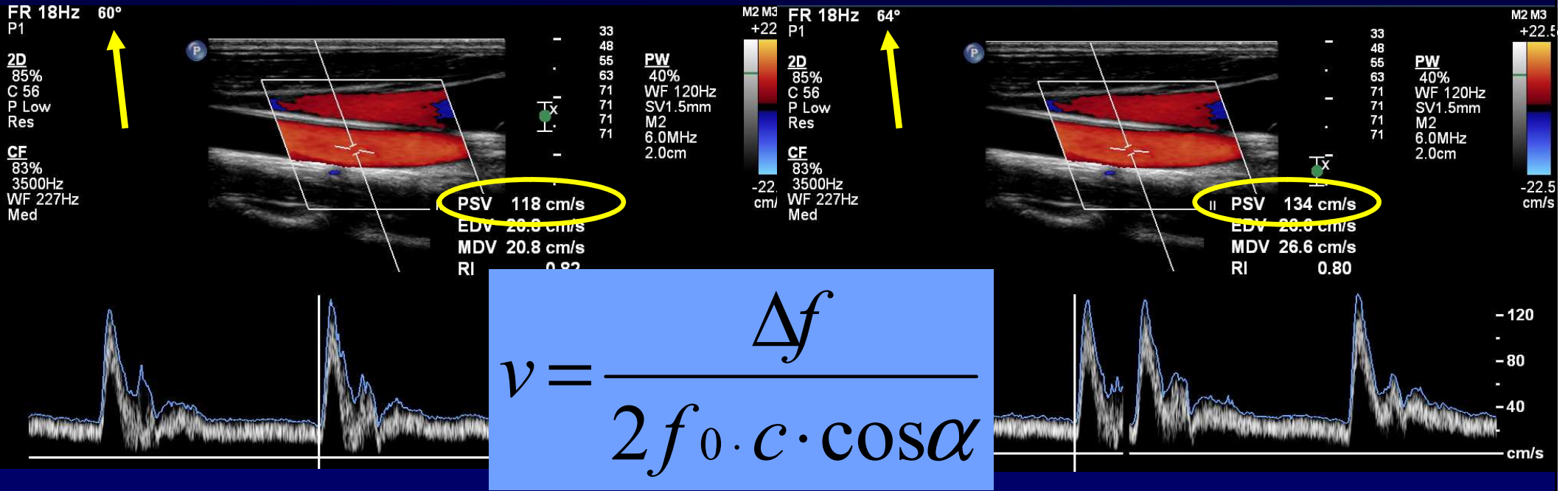
$$v = \frac{\Delta f}{2f_0 \cdot c \cdot \cos \alpha}$$

Využívat co nejmenší úhel!!!

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

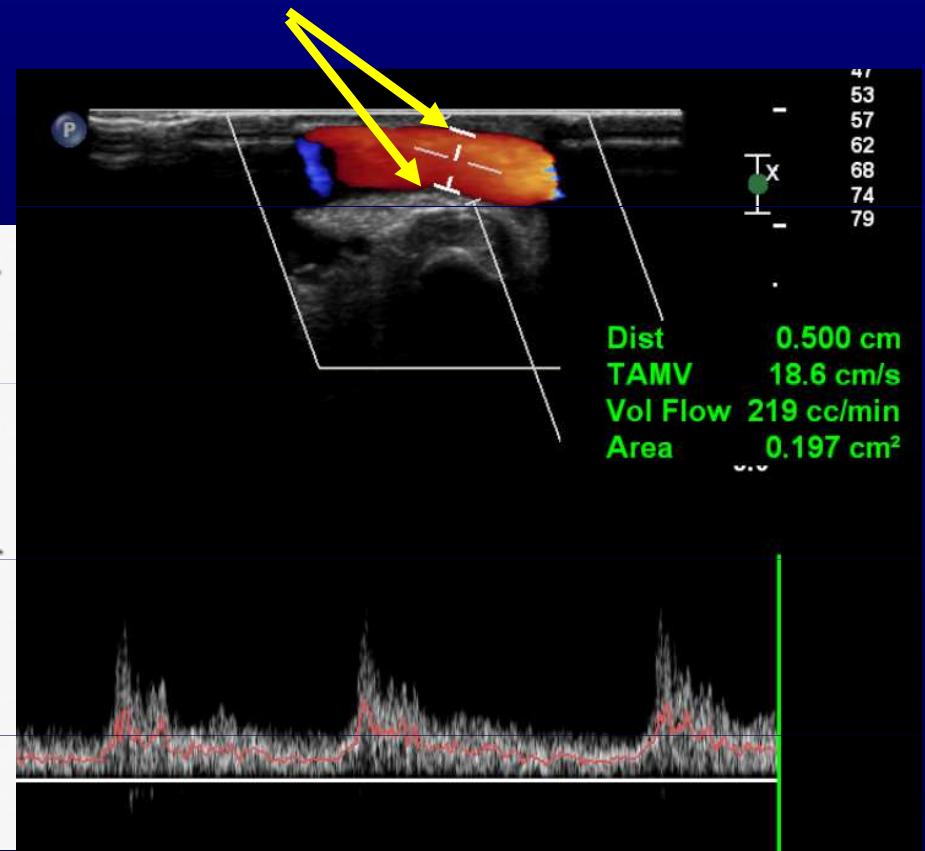
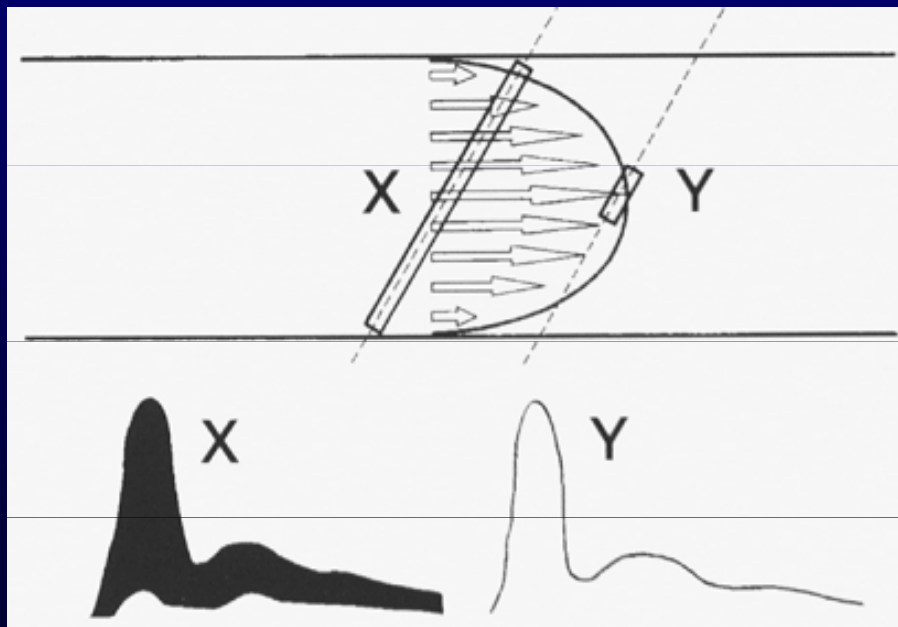


Dopplerovský úhel + chyba 4°



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 \cong 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 \sim Nyquistův limit



Aliasing

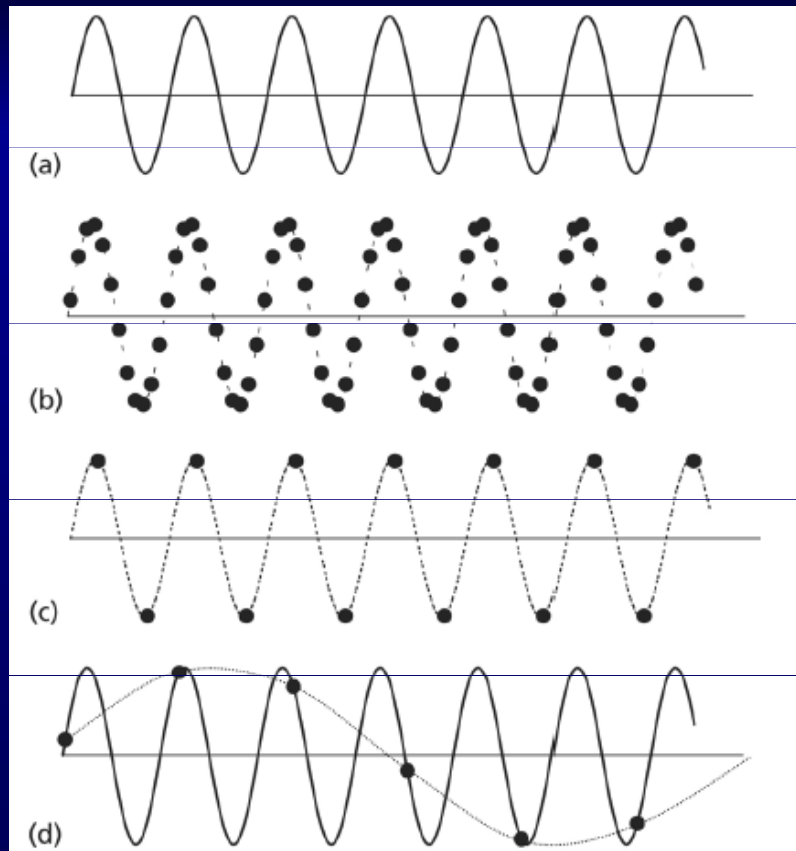
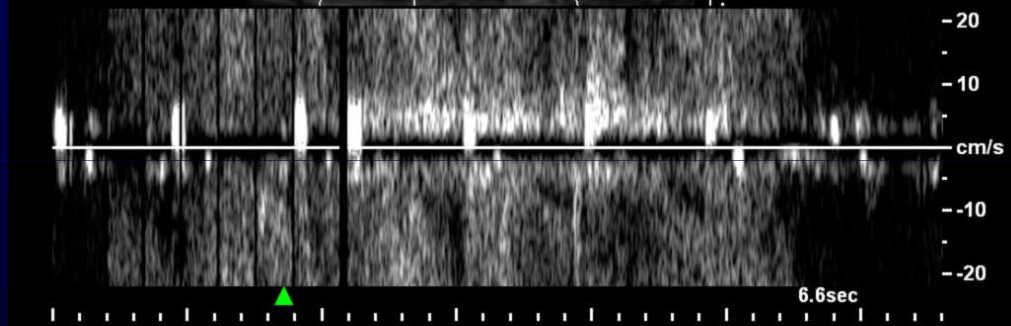
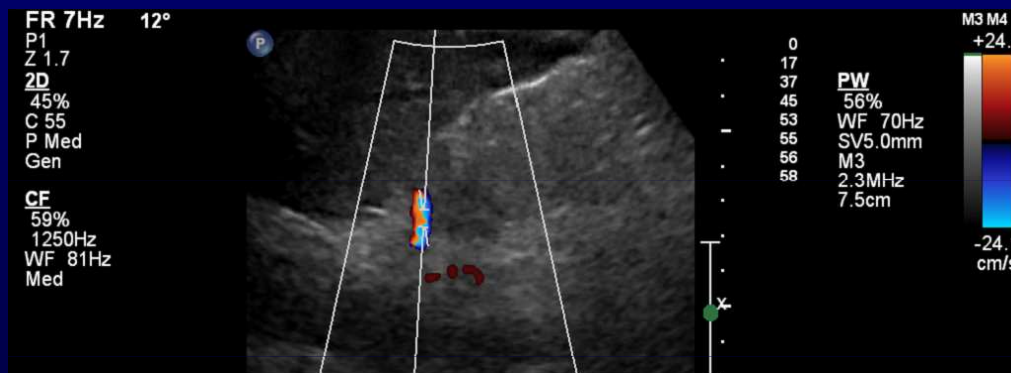
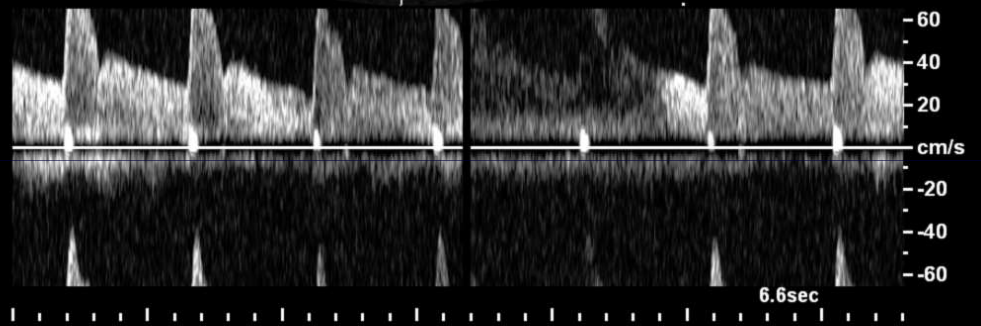
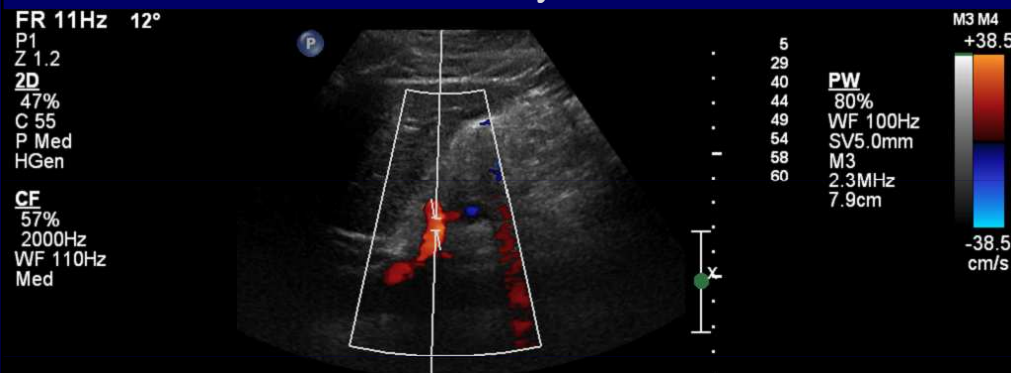
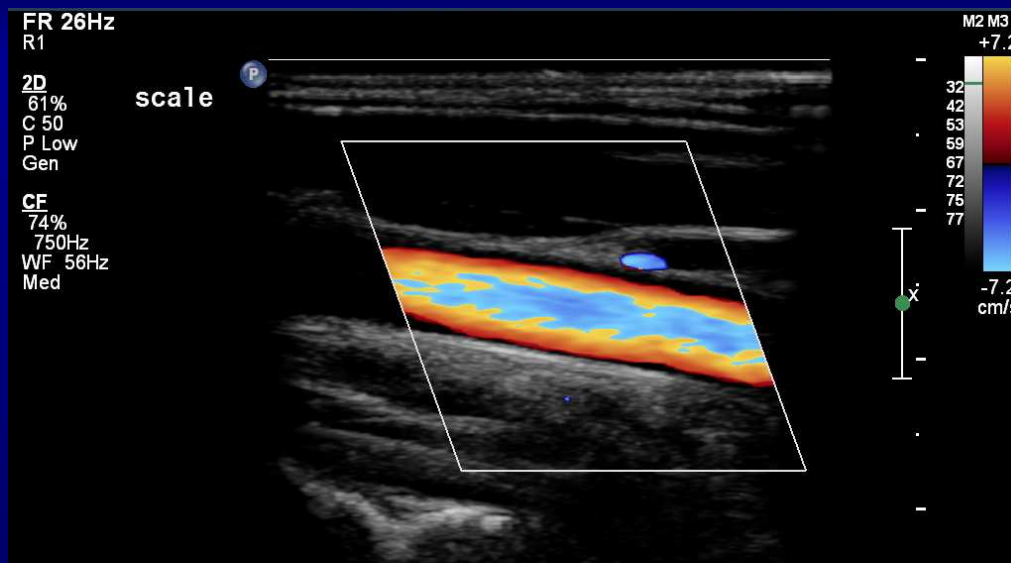


Fig. 7.14 Aliasing. (a) Doppler signal from CW system with a single-frequency f_d . (b) PW Doppler, $\text{PRF} > f_d/2$: there are many samples for each cycle of the Doppler signal, and as a consequence the Doppler frequency is correctly detected. (c) PW Doppler; $\text{PRF} = f_d/2$: there are two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

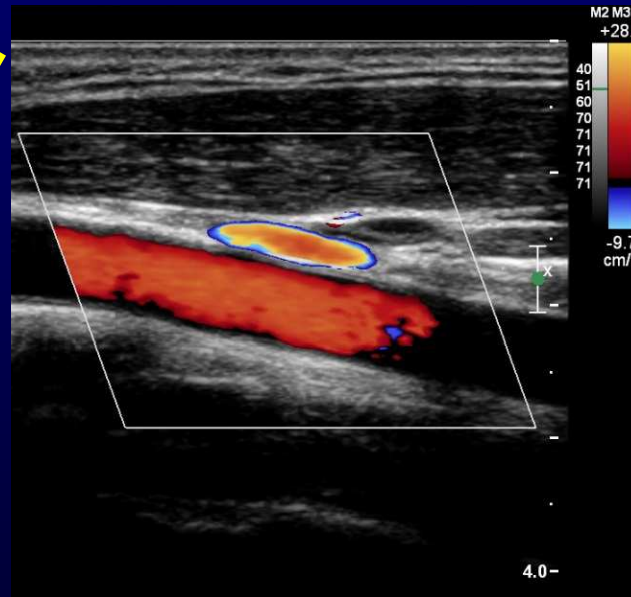
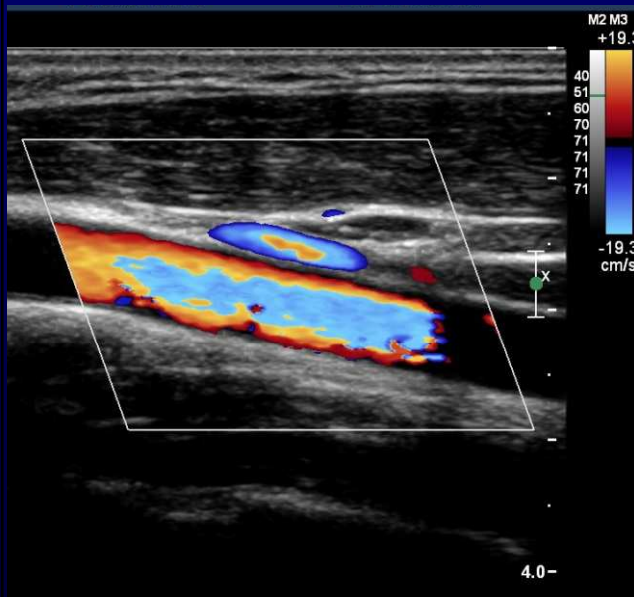
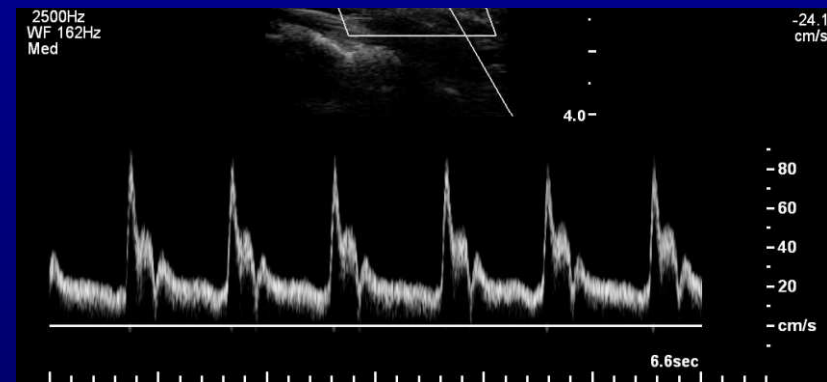
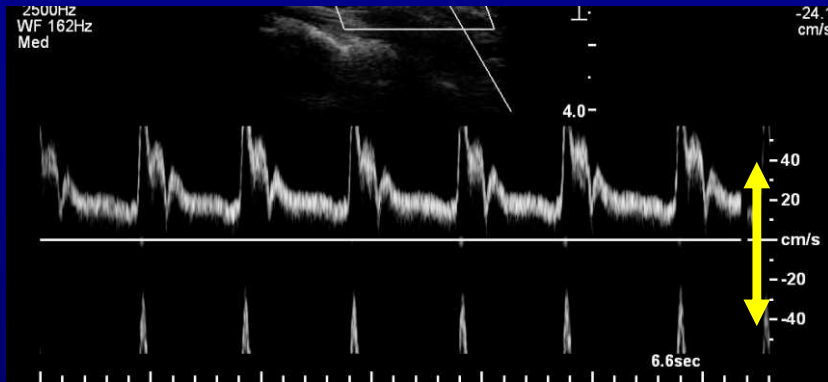
Aliasing efekt

- „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



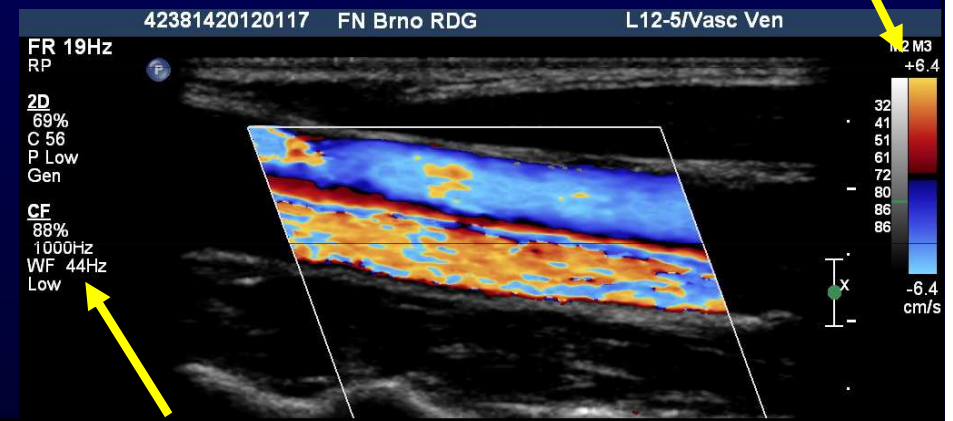
Baseline

- 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

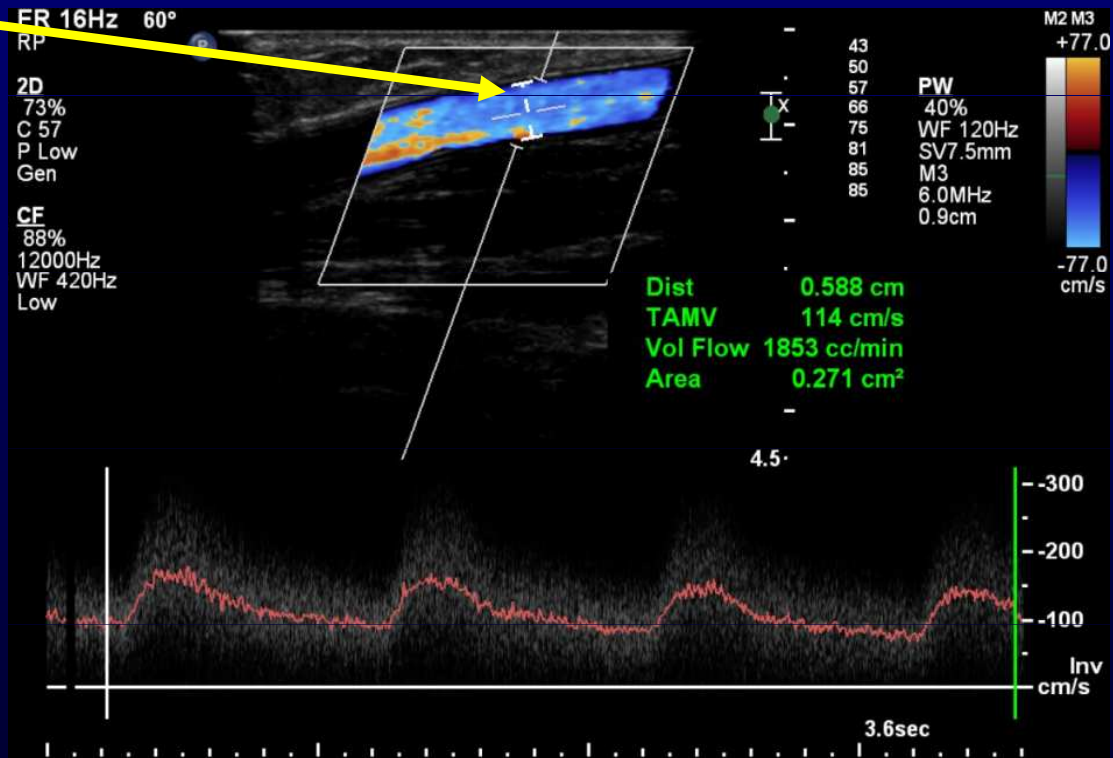
Volume
Flow

- Při správném nastavení lze změřit **objemový průtok krve** danou cévou
- Q_v [ml/min] = TAMV [cm/s] x S [cm²] x 60

TAMV.....Time-averaged mean velocity

S.....plocha

- **Vzorkovací objem!**



color gain úhel vzork. objem PW gain priorita barev. záznamu

FR 18Hz
P1

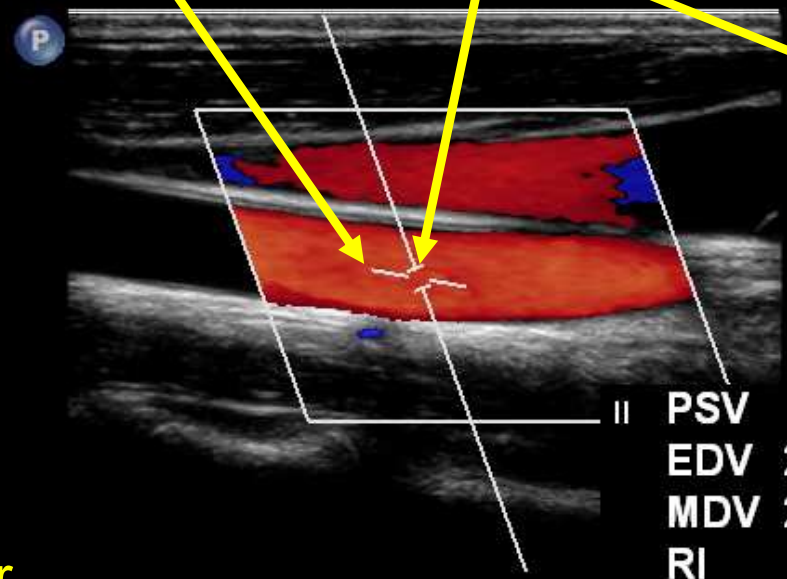
60°

2D
85%
C 56
P Low
Res

CF
83%
3500Hz
WF 227Hz
Med

PRF

wall filtr



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

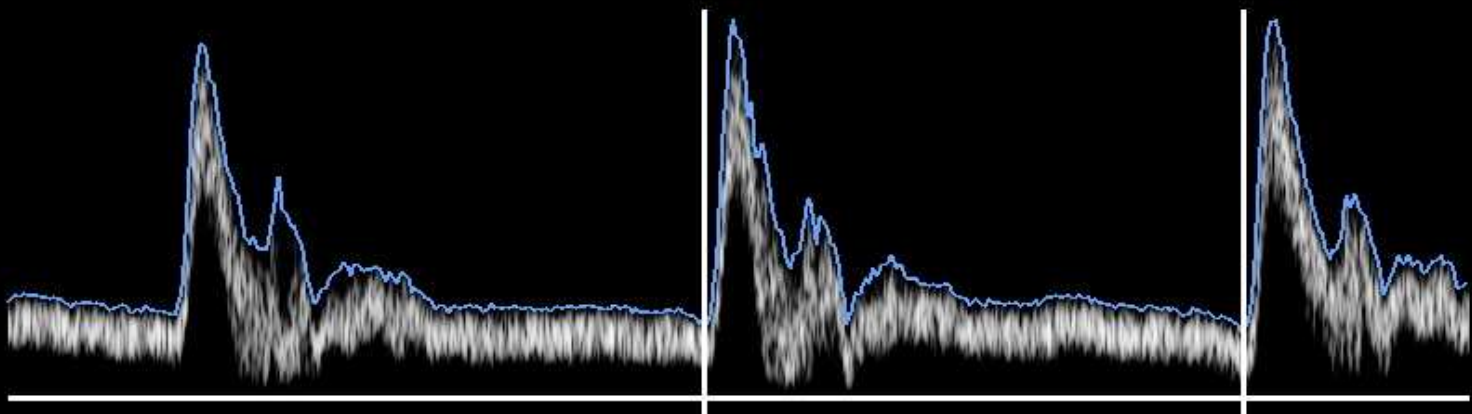
33
48
55
63
71
71
71
71

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



směr
toku

PRF
(scale)



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

3.6sec

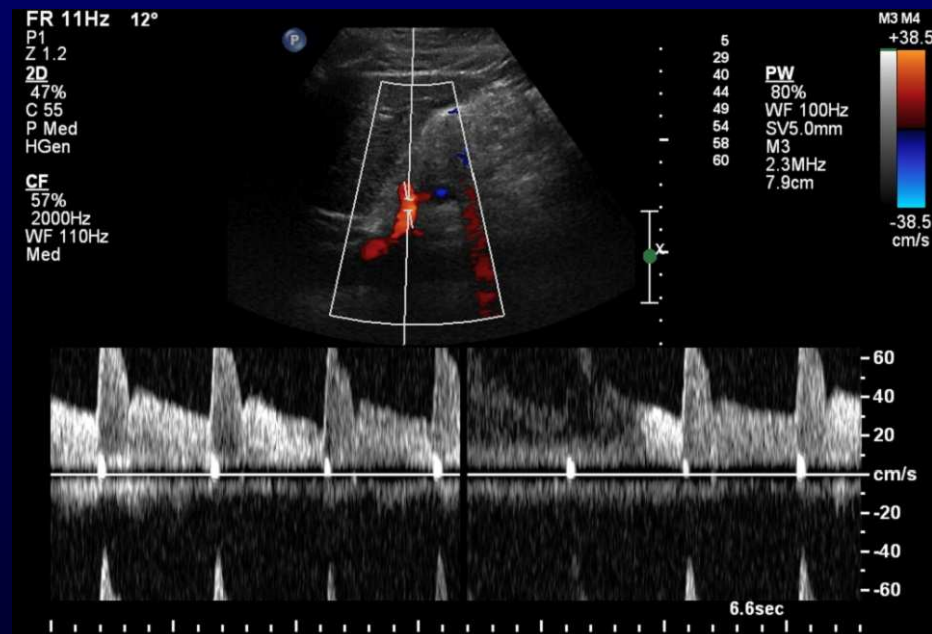
Artefakty při dopplerovském zobrazení

Odstranění aliasingu

- Úprava **Baseline**
- Zvýšení PRF – **Scale** – má limit
- Mít sample volume **blíže povrchu** (Ize mít vyšší PRF)
- Snížení **frekvence sondy** – zmenší se frekvenční posun
 - Volba sondy s nižší frekvencí (**konvexní**)
- Zvýšit **úhel** mezi cévou a UZ svazkem (ale $< 60^\circ$)
 - ale ne jen nastavený úhel!

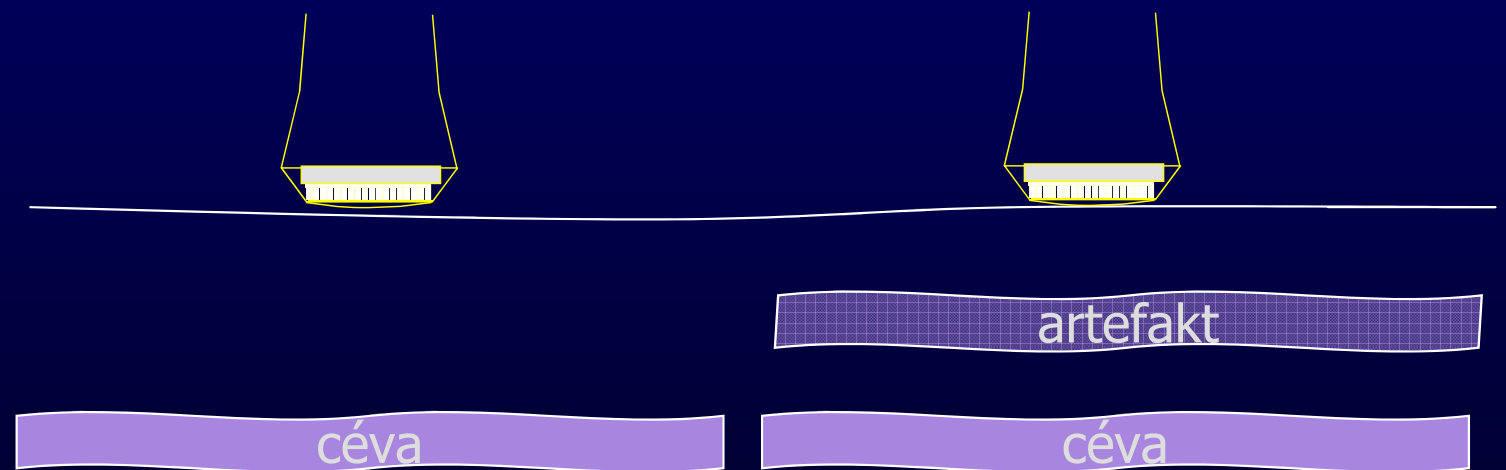
$$\Delta f = \frac{2f_0 v \cos\alpha}{c}$$

Red arrow points to f_0 , green arrow points to α .



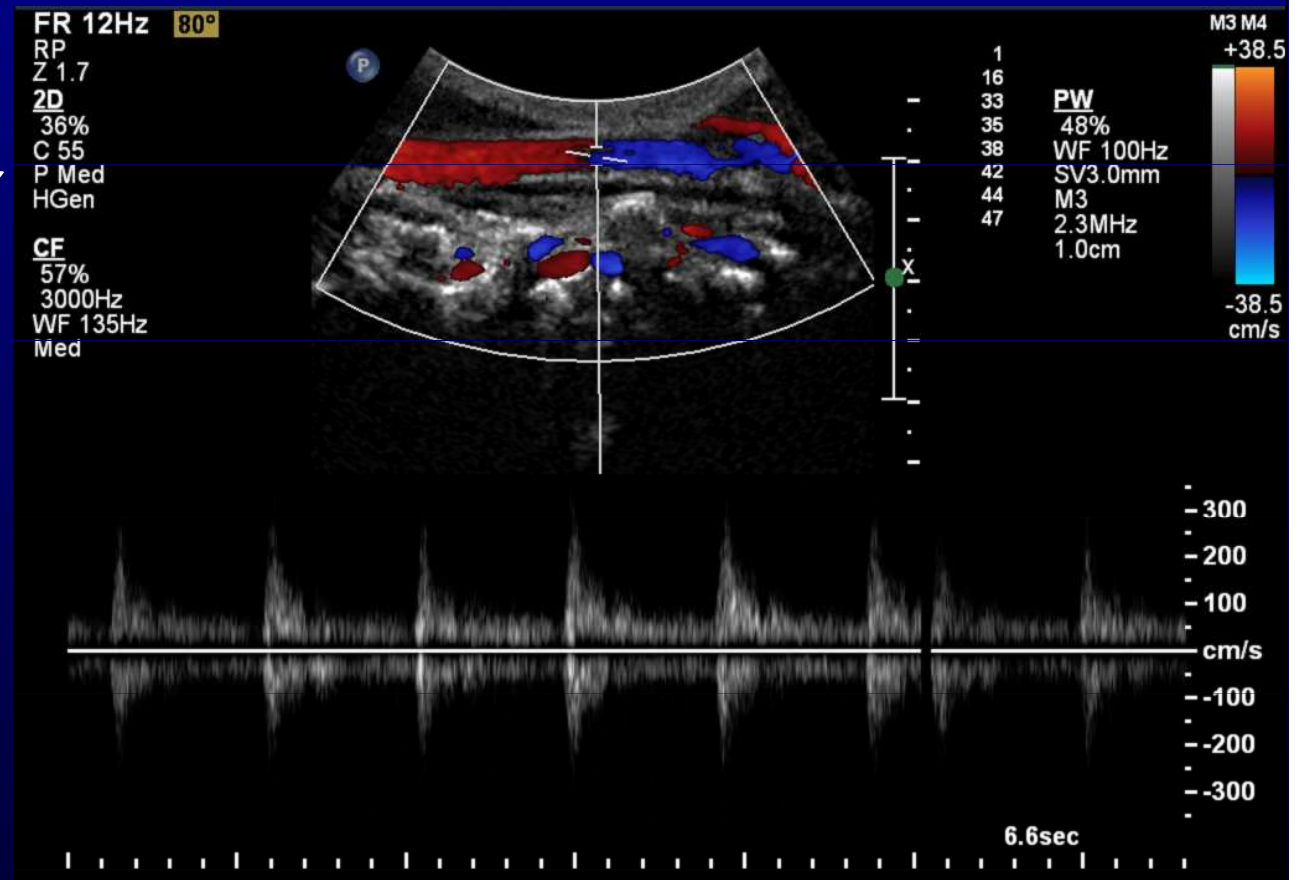
Artefakt vysoké PRF

- ↑ 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



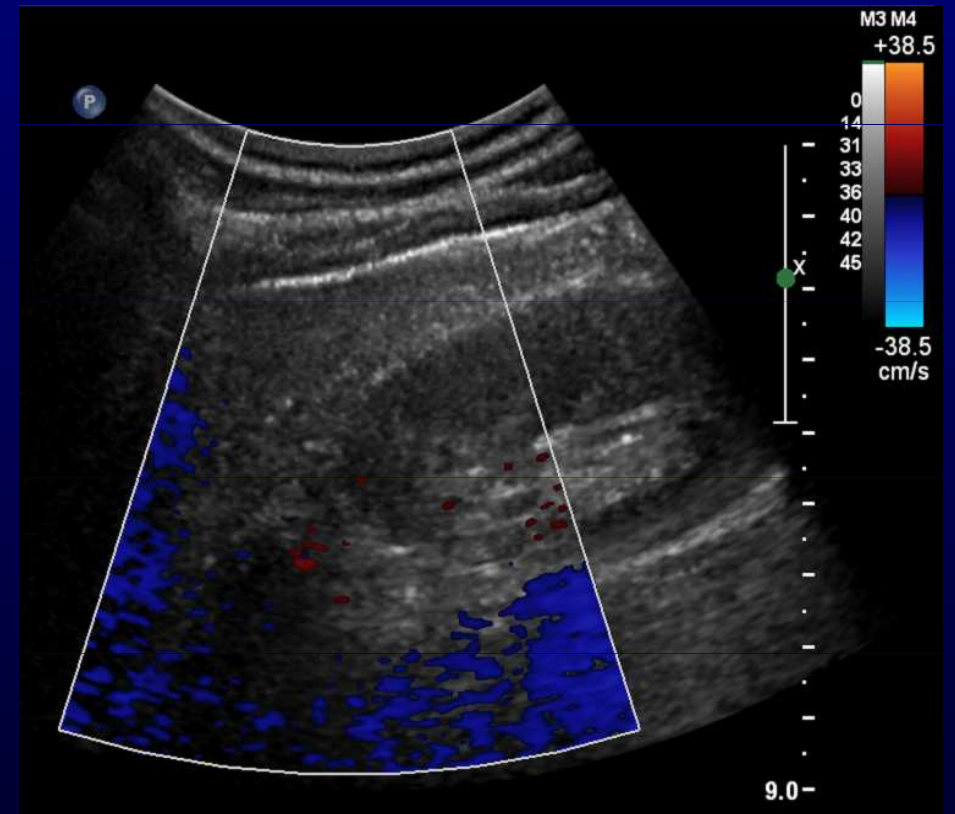
„Artefakt“ relativního směru toku

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



Artefakty pohybové

- srdeční činnost, cévní pulzace, respirace
- \uparrow amplituda \sim \uparrow intenzita
- \downarrow 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

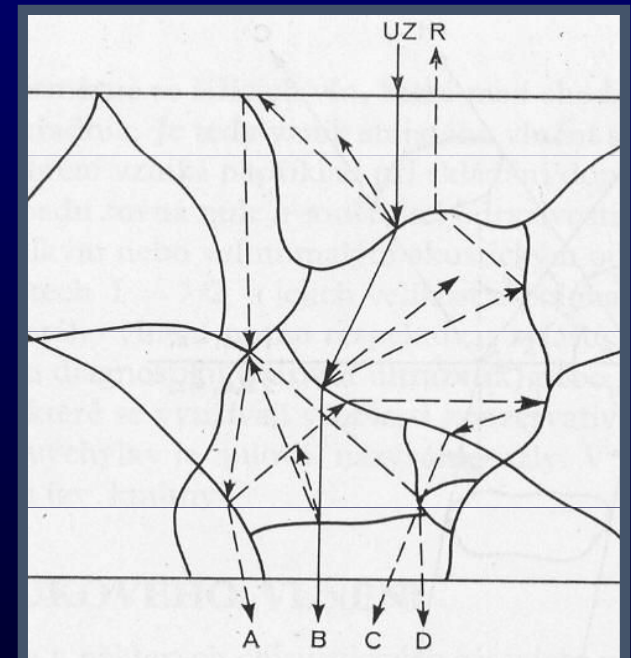
Output Display Standard

biofyzikální účinky ultrazvuku

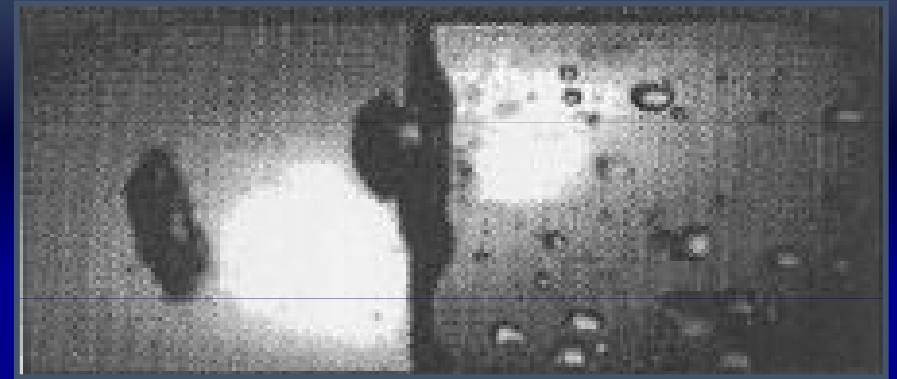
- tepelné účinky
- netepelné účinky
- netepelné-nekavitační účinky

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**

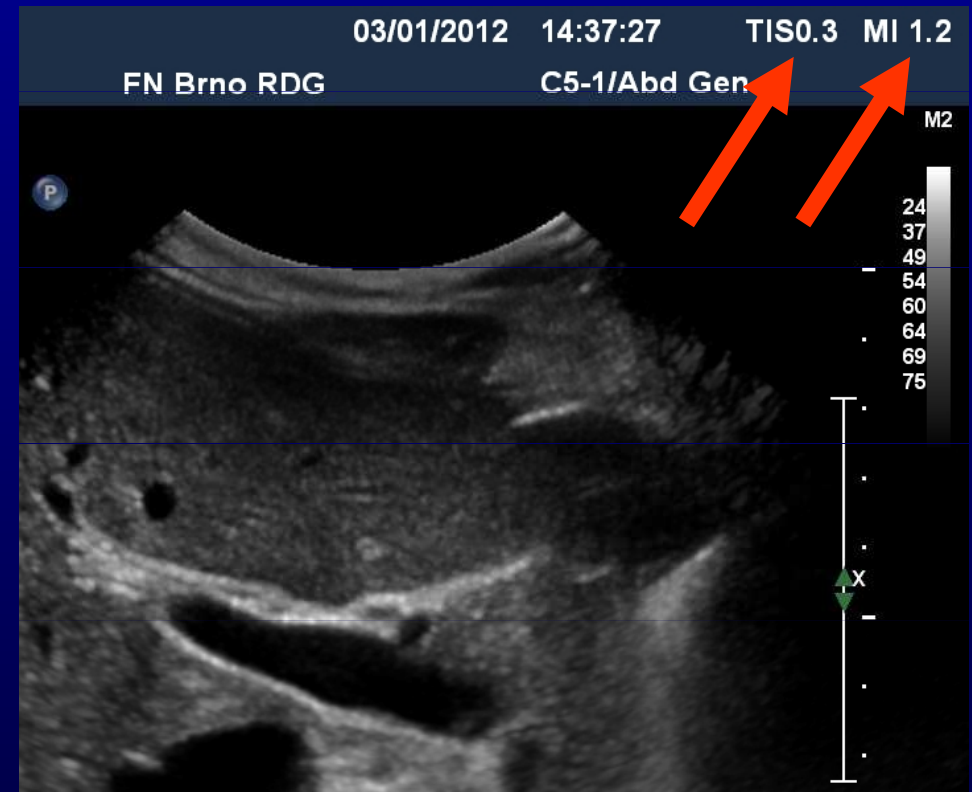
- narušení kontinuity tekutého prostředí v podtlakové fázi ultrazvukové vlny, spojené se vznikem plynových (kavitačních) bublin
- Rezonanční kavitace – oscilace bublin s frekvencí UZ
- Kolapsová kavitace – kolaps, nárůst teploty, tlakový ráz

- **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

$$MI = \frac{P_{r3}(Z_{sp})}{\sqrt{f_c}}$$

- 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