

Princip sonografie, techniky vyšetření

Foukal J., Nádeníček P.

Radiologická klinika 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. klinické využití při detekci mozkových tumorů (Karl a Friederich Dussik)**
- **1950 - B-zobrazení**
- **1965 - UZ vyšetření v reálném čase**
- **1974 - duplexní technika**

Fyzik. vlastnosti

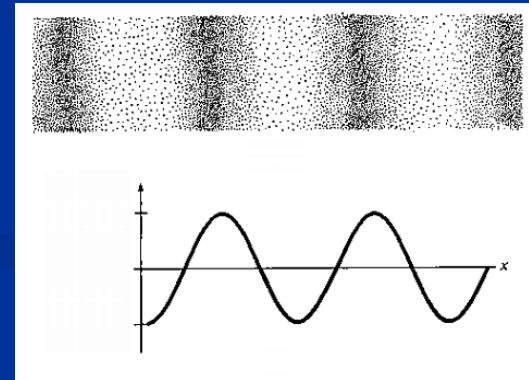
■ Ultrazvuk (zvuk) = mechanické vlnění

- šíření kmitů pružným prostředím stlačováním a zředováním částic
- nepřenáší se částice
- vzdálenost 2 bodů kmitajících se stejnou fází = vlnová délka

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

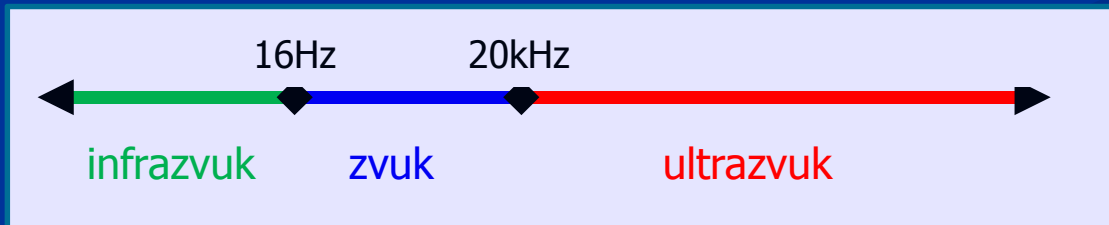
■ typy vlnění

- **podélné**, příčné, ohybové, objemové, povrchové
 - v kapalinách a plynech jen podélné



■ frekvence >20 kHz

- diagnostika 2-18MHz



Vznik/příjem UZ vlnění

piezoelektrický jev

- vznik el. náboje na povrchu krystalu po jeho deformaci

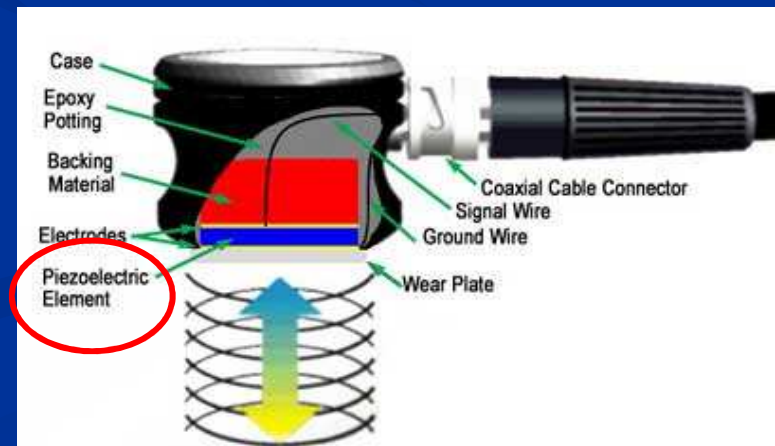
nepřímý piezoelektrický jev (elektrostrikce)

- změna tvaru krystalu vlivem vnějšího elektrického pole



■ Polykrystalický měnič (v sondě)

- rozkmitání měniče pomocí vysokofrekvenčního napětí -> UZ
- odraz, rozptyl, ohyb, lom UZ vlnění a návrat zpět
- deformací měniče vzniká el. náboj

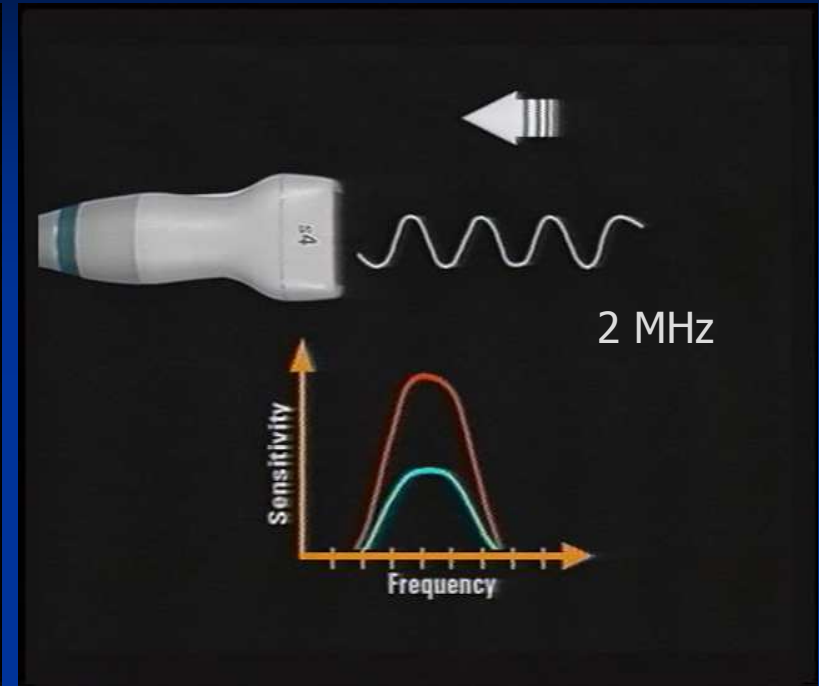
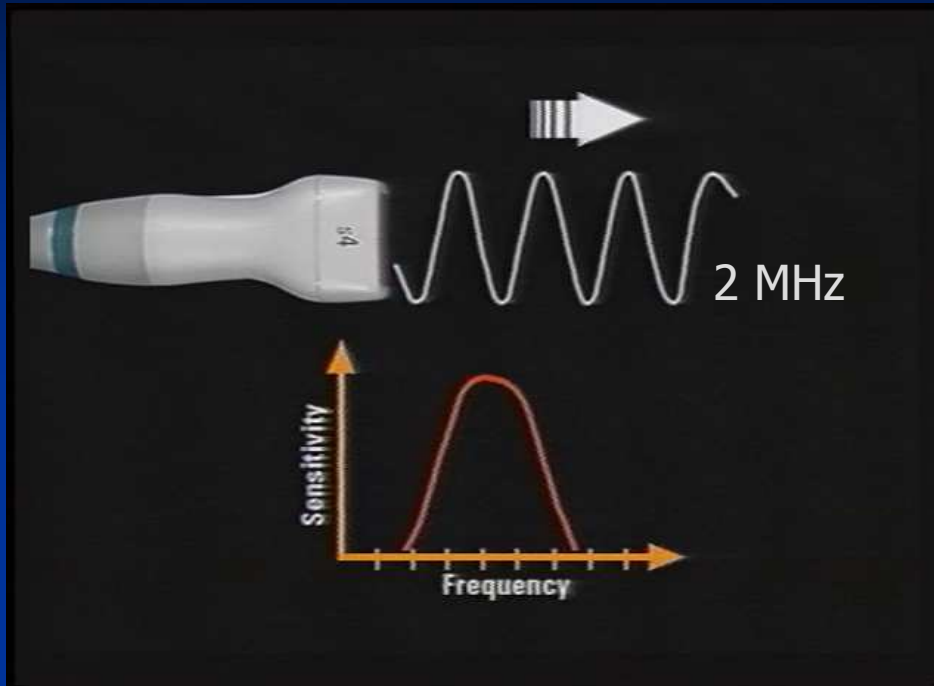


Frekvence

- 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

- závisí na hustotě prostředí

Prostředí	Rychlost [m.s ⁻¹]	Akustická impedance [Pa.s.m ⁻¹]*
Vzduch	330	0,0004
Destilovaná voda	1480	1,52
Sklivec	1532	—
Játra	1550	1,62
Měkké tkáně	1550	1,65–1,74**
Ledviny	1560	1,62
Kost	3500	3,75–7,38

**svalová tkáň

* Hrazdira I. a L., Malý, Z. Nevrtal M., Toman J., Veselý T.: Úvod do ultrazvukové diagnostiky, Brno, 1993
(Wells, 1977)

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 odrazu a přenosu UZ energie

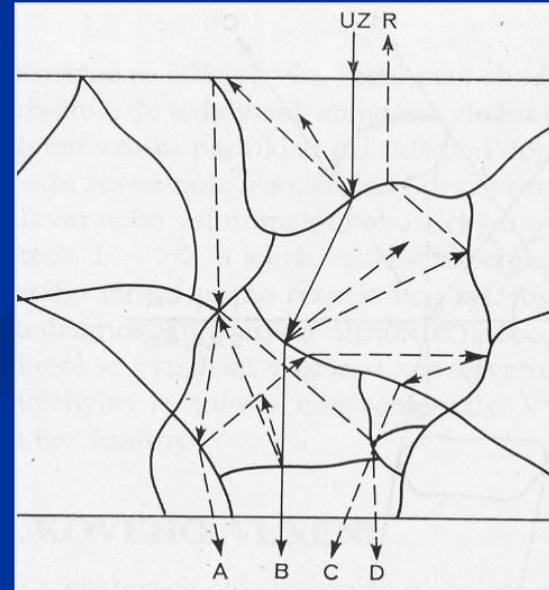
- vztah vyjadřující poměr intenzit odražené a dopadající UZ vlny na rozhraní dvou tkání o rozdílné ak. impedanci:

$$R = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2$$

R ... činitel odrazu

z ... akustická impedance

$1,2$... různá prostředí



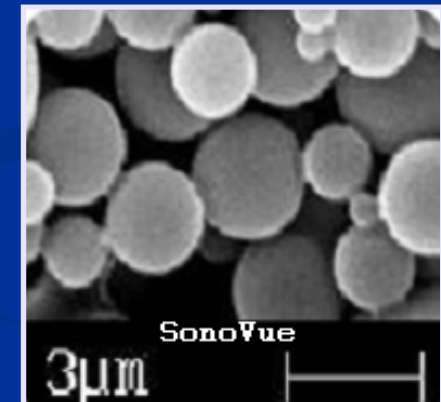
CEUS

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

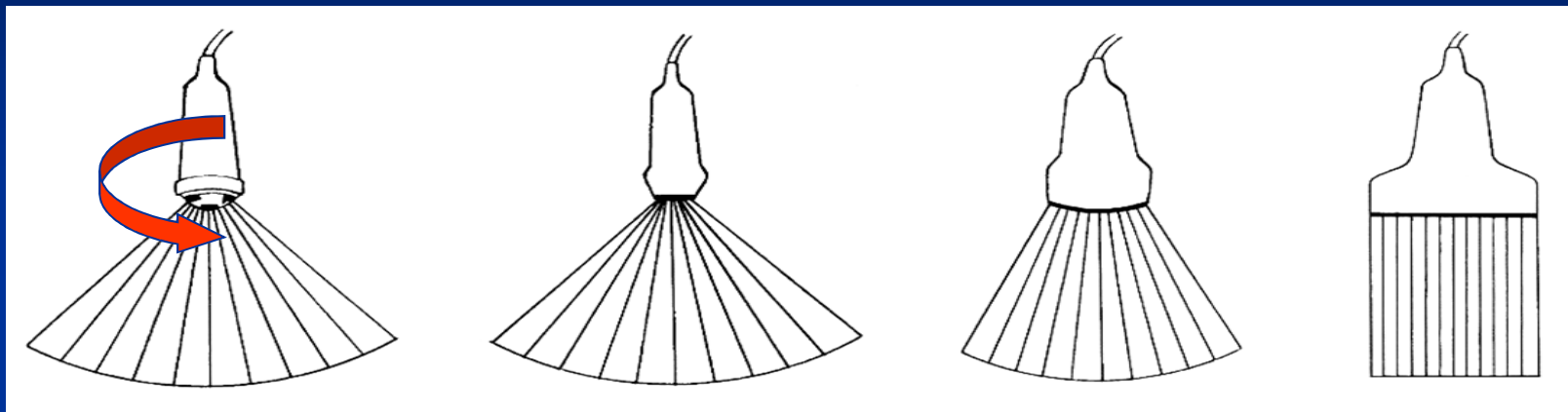
$$R = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2$$

voda 1,52

vzduch 0,0004 [Pa.s.m⁻¹]



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: 2,5-5 MHz

- měniče jsou uspořádané do konvexně vyklenuté řady

Lineární sonda: 5-50 MHz

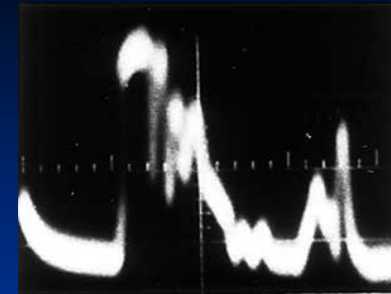
- měniče jsou uspořádané v jedné řadě
- počet vertikálních obrazových řádků je úměrný počtu měničů

umožňují spektrální i barevný dopplerovský záznam

Módy

- **A mód (Amplitude modulated)**

- jednorozměrný UZ paprsek

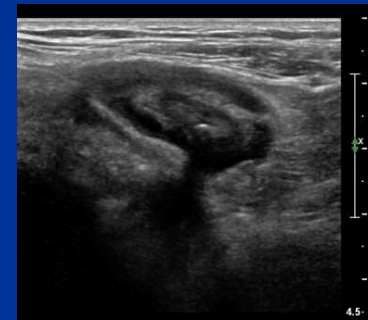


1949 - John Julian Wild, MD, PhD

- **B mód (Brightness)**

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

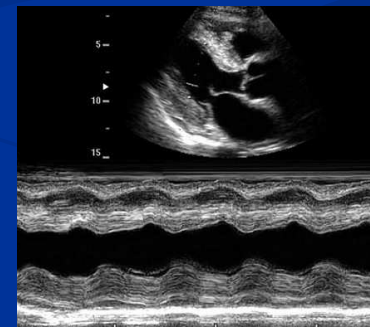
- **3D, 4D**



- **M mód (Motion)**

- Jednorozměrný B-mód + čas

- **Doppler**

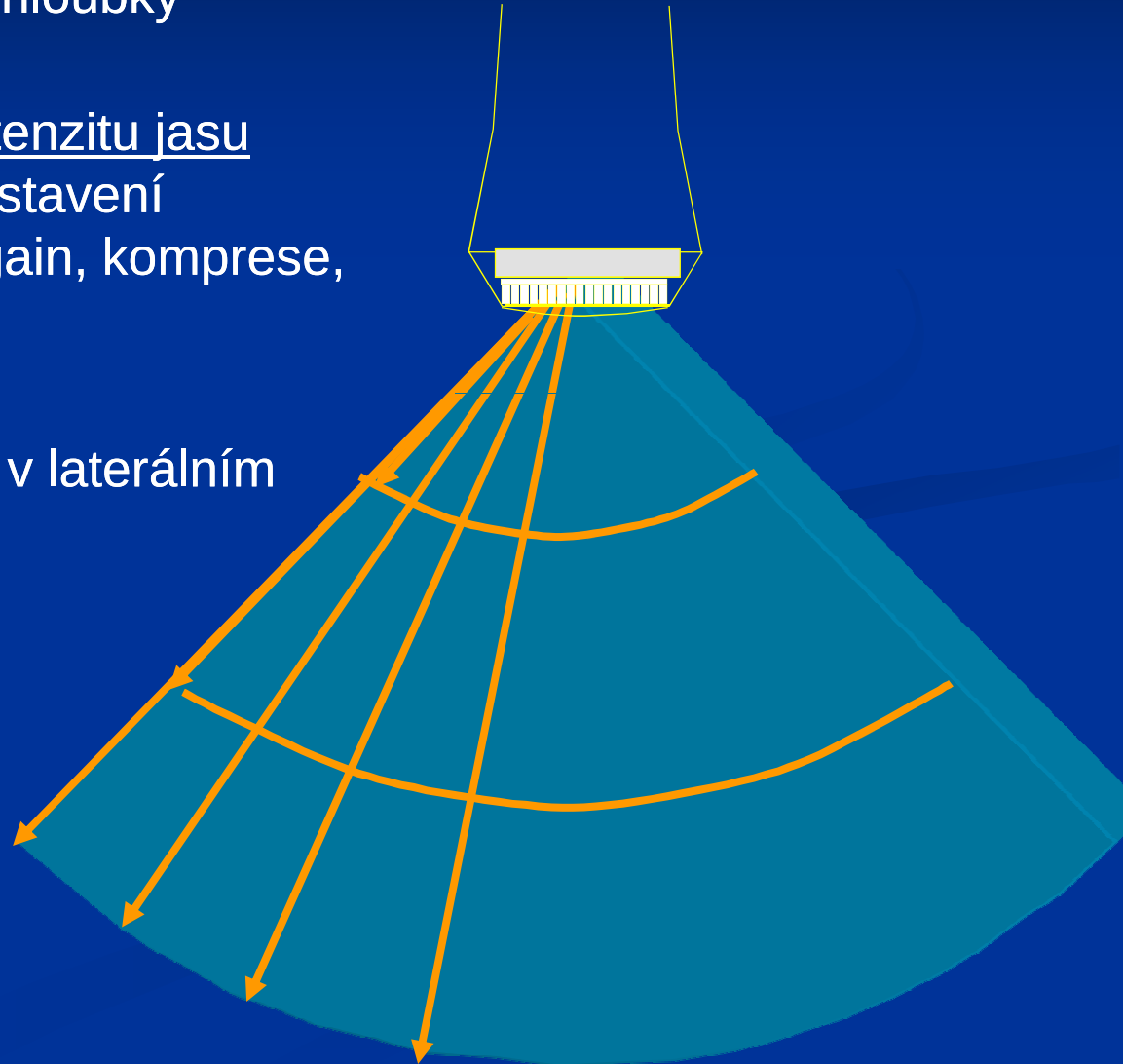
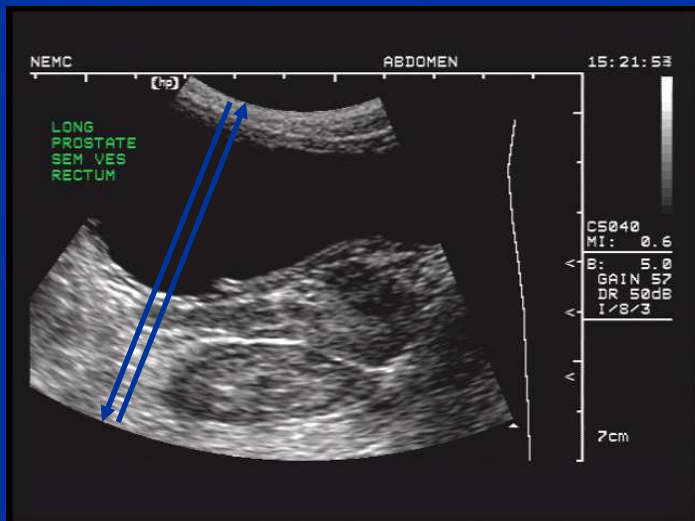


- **Pulzní inverze** – 2 pulzy s opačnou fází

- **Harmonické zobrazení** – detekce vyšších harmonických frekvencí

vznik 2D obrazu

- detekce amplitudy vyslané UZ vlny
- 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



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 konstatní výšce (frekvenci) tónu směrem k pozorovateli, vnímá pozorovatel výšku tónu vyšší, rozdíl mezi frekvencemi záleží na rychlosti pohybu



f_p - pozorovatel přijímaná frekvence vlnění

c - rychlost šíření vlnění v daném prostředí

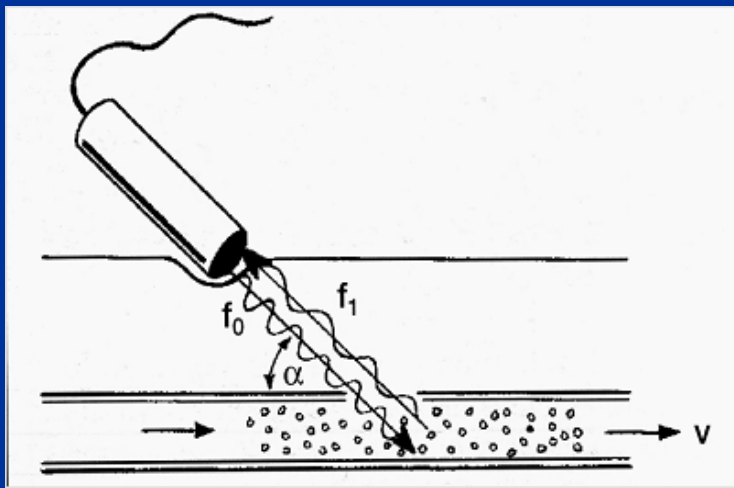
v - rychlost pohybu zdroje směrem k pozorovateli

f_v - zdrojem vyslaná frekvence vlnění

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

Dopplerův efekt - frekvenční posuv

- 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



Eliáš, Žižka: Dopplerovská ultrasonografie. 1998

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

Δf – frekvenční posuv

c – rychlost šíření uz vlnění

f_0 – frekvence sondy

α – úhel insonace

v – rychlost toku

Dopplerův efekt - frekvenční posuv

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

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

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

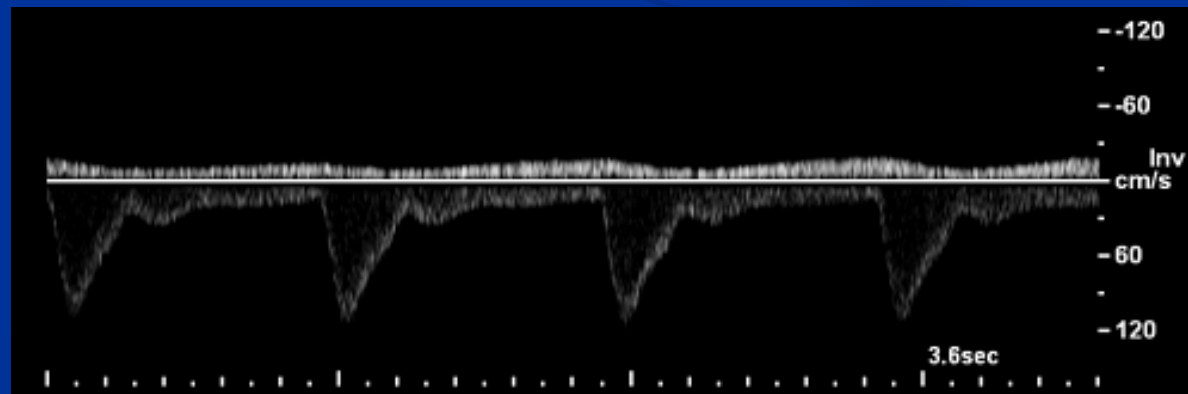
$$\Delta f = \frac{2 \cdot 5000000 \text{ s}^{-1} \cdot 0,3 \text{ ms}^{-1} \cdot 0,5}{1580 \text{ ms}^{-1}} = 949 \text{ s}^{-1} (\text{Hz})$$

1580 ms⁻¹

rychlost šíření zvuku v měkkých tkáních

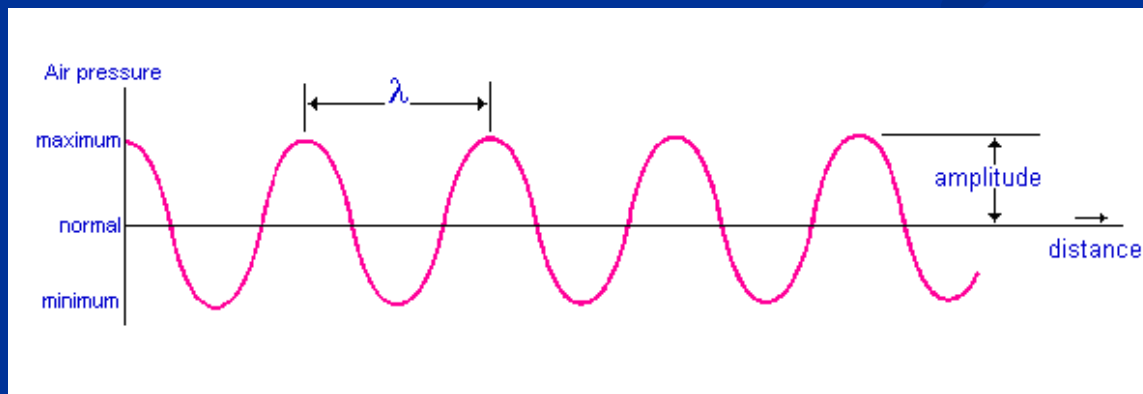
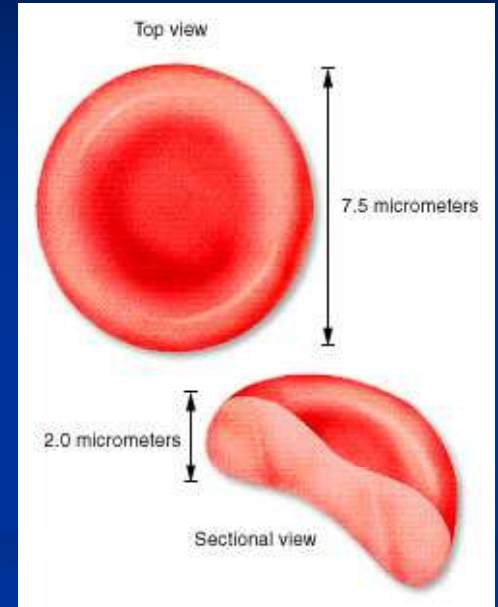
Dopplerův efekt

- změna frekvence je determinována rychlostí
- intenzita signálu je determinována množstvím pohybujících se elementů (např. krvinek)
- 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**



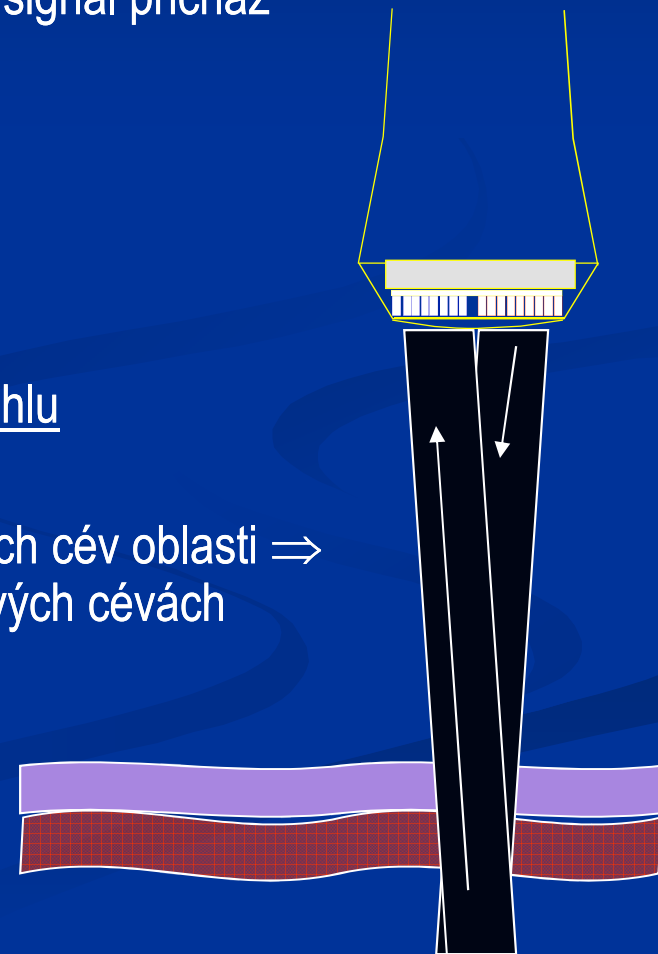
Rayleighův-Tyndallův rozptyl

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



kontinuální Doppler

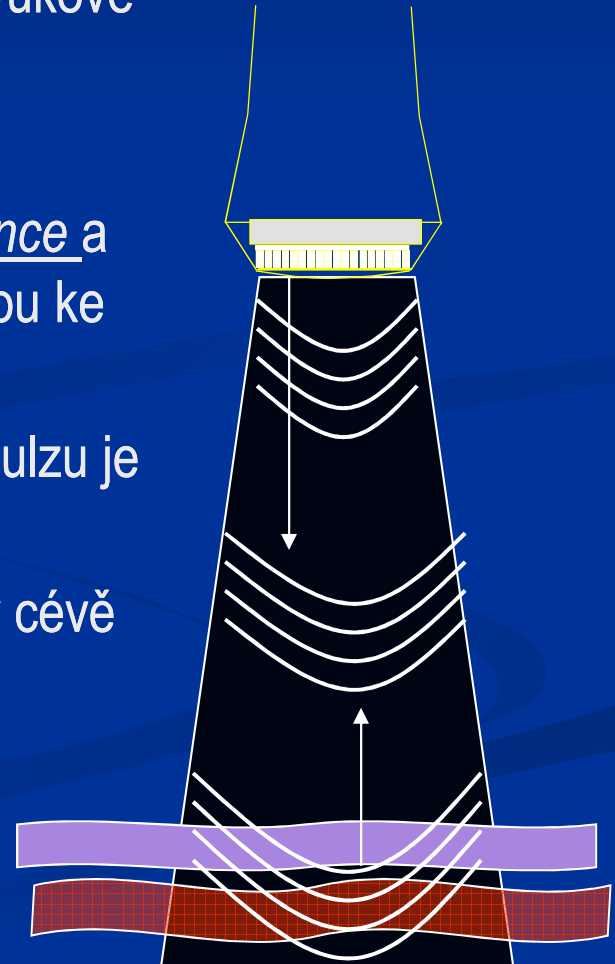
- *dopplerovské systémy s kontinuální nosnou vlnou (CW)*
- nejjednodušší zařízení
- chybí axiální rozlišení, tj. nelze určit hloubka, ze které signál přichází
- dva elektroakustické měniče (krystaly)
 - vysílač
 - přijímač
- oba měniče jsou vůči sobě skloněny ve velmi tupém úhlu
- v oblasti zájmu se překrývají
- je-li v oblasti zájmu více cév $\Rightarrow$ zachyt 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**



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



barevný Doppler

- barevné dopplerovské mapování průtoku, Color Doppler Imaging (CDI), Color Flow Mapping (CFM).
- kombinace B obrazu s pulzním Dopplerem
- v B-obrazu je definovaná výseč, ze které je dopplerovská informace o pohybu (rychlosti toku) analyzována a zobrazena v podobě barevných pixelů, které jsou graficky zakomponovány do nezávislého B-obrazu
- sběr dat podél jedné linie **minimálně 3x** – snížení obnovovací frekvence
 - sady odrazů jsou porovnávány na fázové posuny
 - průměrný frekv. Posun
- semikvantitativní
 - **barva – směr**
 - **odstín - rychlost**
- zobrazí tok i v malých cévách, tj. tam, kde již nelze použít spektrální křivku



barevný Doppler

■ VÝHODY:

- snadná identifikace cévy
- určení směru toku krve
- semikvantitativní, přibližné stanovení rozsahu rychlostí toku

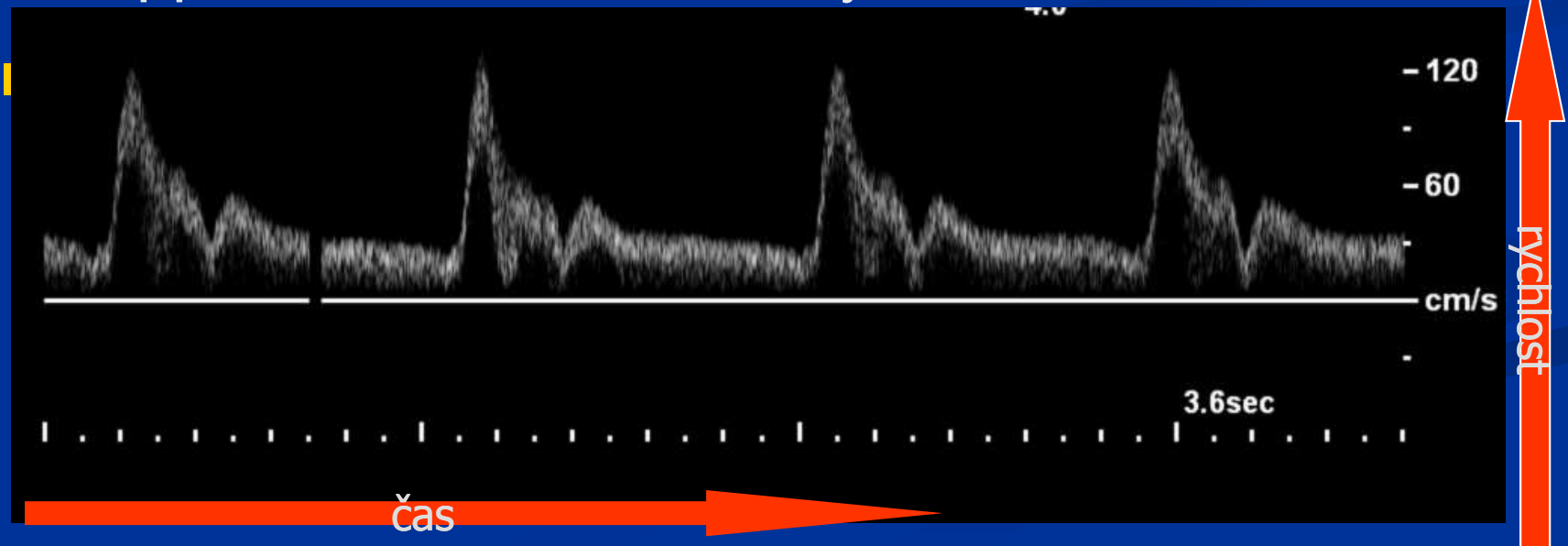
■ NEVÝHODY:

- zobrazení střední rychlosti toku
- ↓ citlivost pro pomalé toky
- sklon k barevným artefaktům při pohybech
- ↓ frame rate (50-150ms)



spektrální záznam

- časový průběh rychlosti
- podél jediné vertikální obrazové linie jsou vysílány opakované impulzy
- dopplerovská informace o rychlosti toku



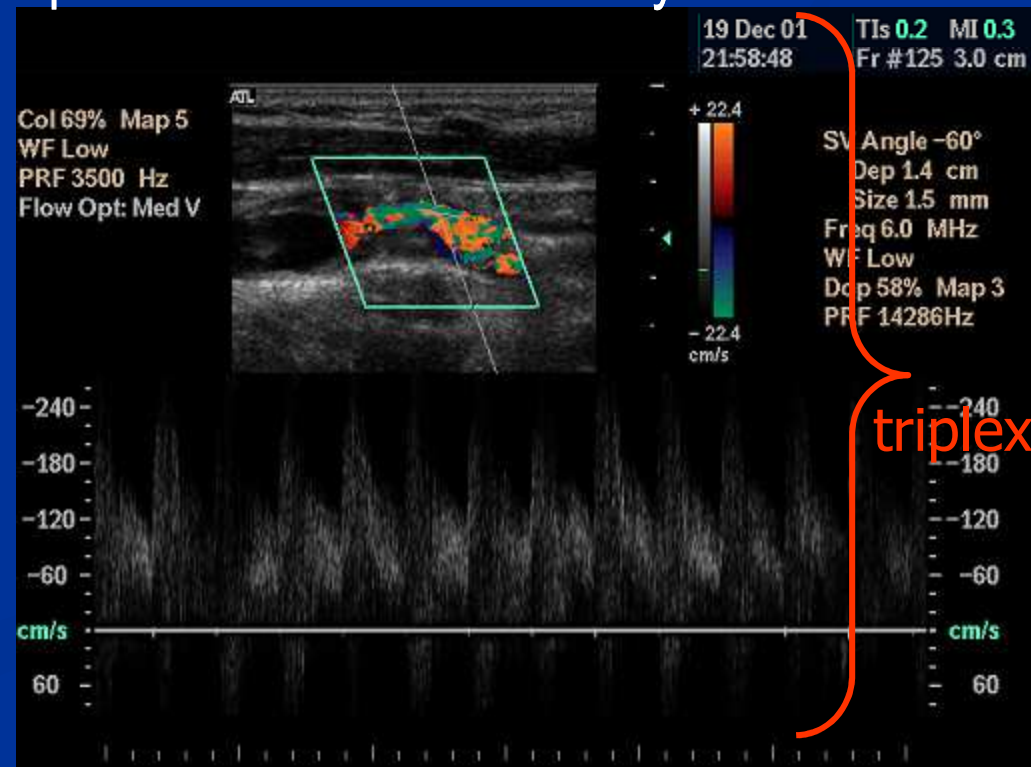
duplexní a triplexní zobrazení

■ duplexní

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

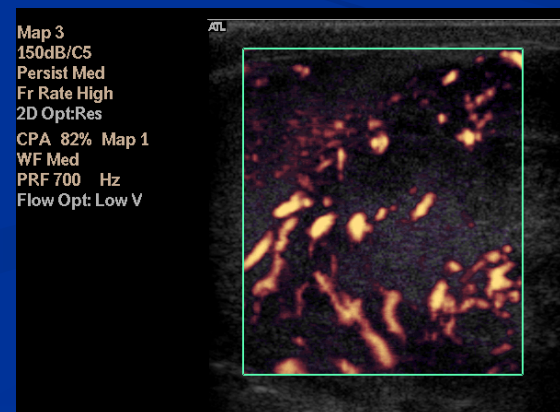
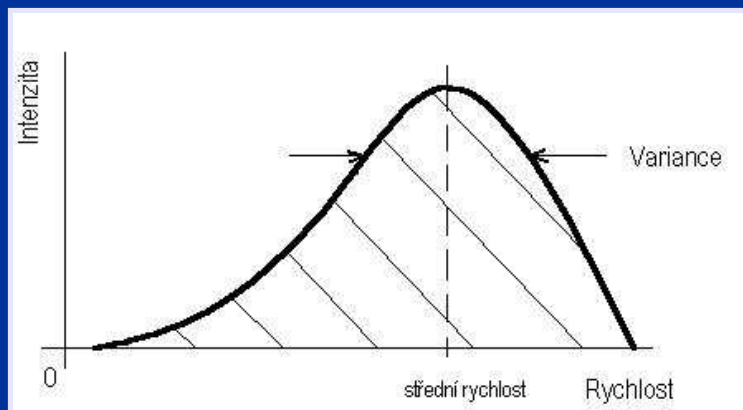
■ triplexní

- kombinace B zobrazení se spektrální křivkou a barevným dopplerem



energetický Doppler

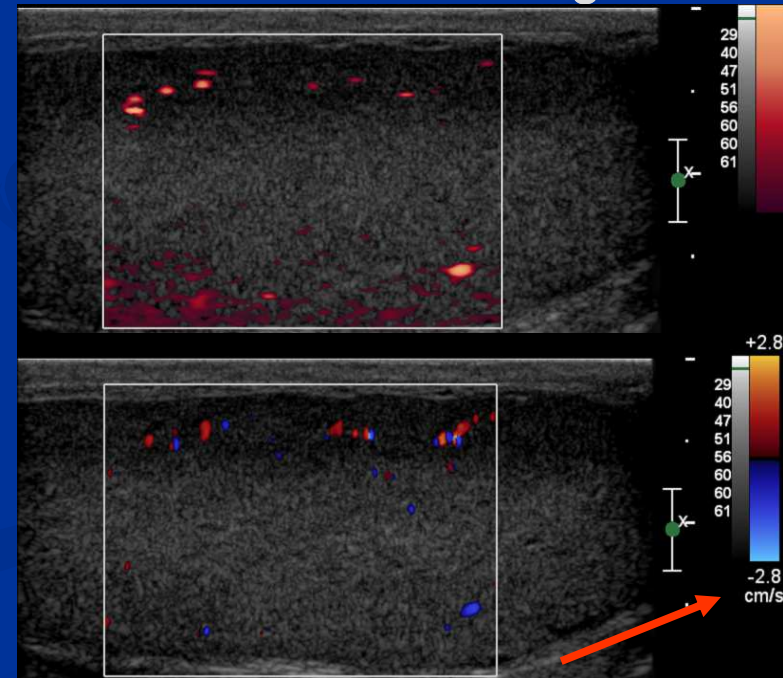
- *Color Doppler Energy (CDE), Color Power Angio (CPA), Color Amplitude Imaging (CAI), Color Angiography, Doppler Power Mode, Power Mapping, Amplitude Mapping.*
- zobrazuje celou energii dopplerovského signálu
 - úměrná ploše vymezené spektrální křivkou
- **nezávislost na**
 - **dopplerovském úhlu** (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 aliasing efektu
- vysoká citlivost k artefaktům
- ~~neurčí směr toku ani rychlost~~

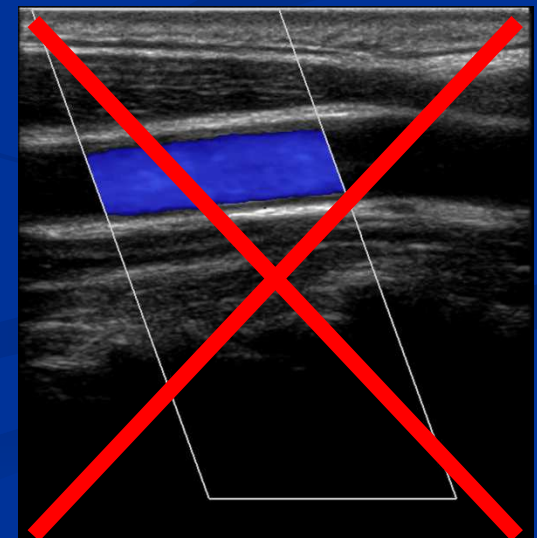
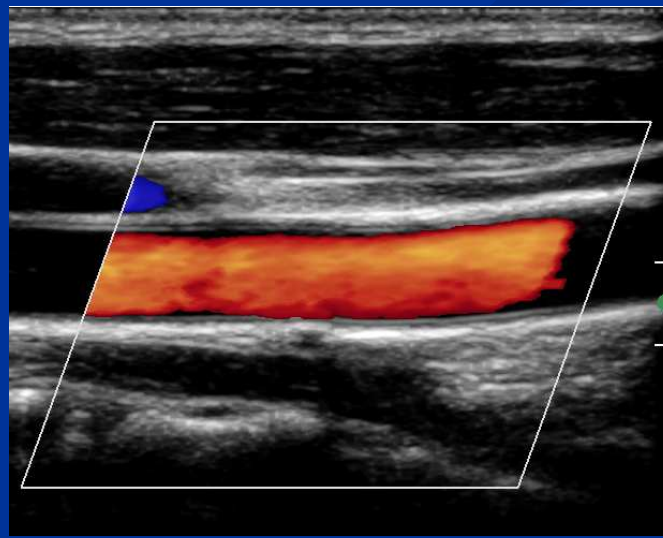
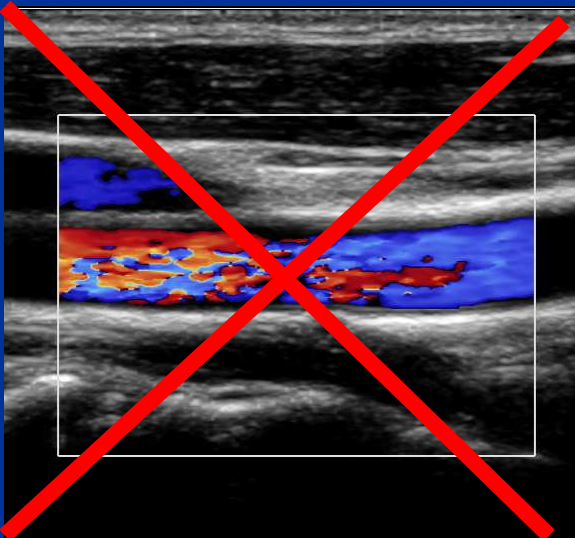
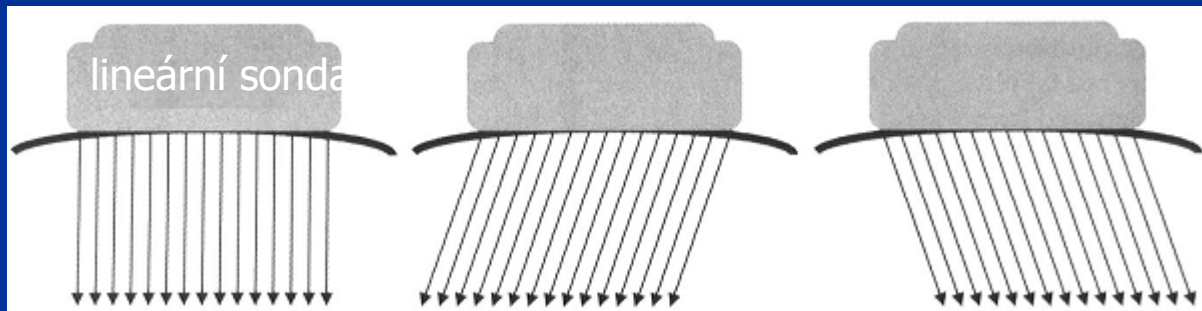
směrový energetický Doppler



Dopplerovská USG - nastavení parametrů

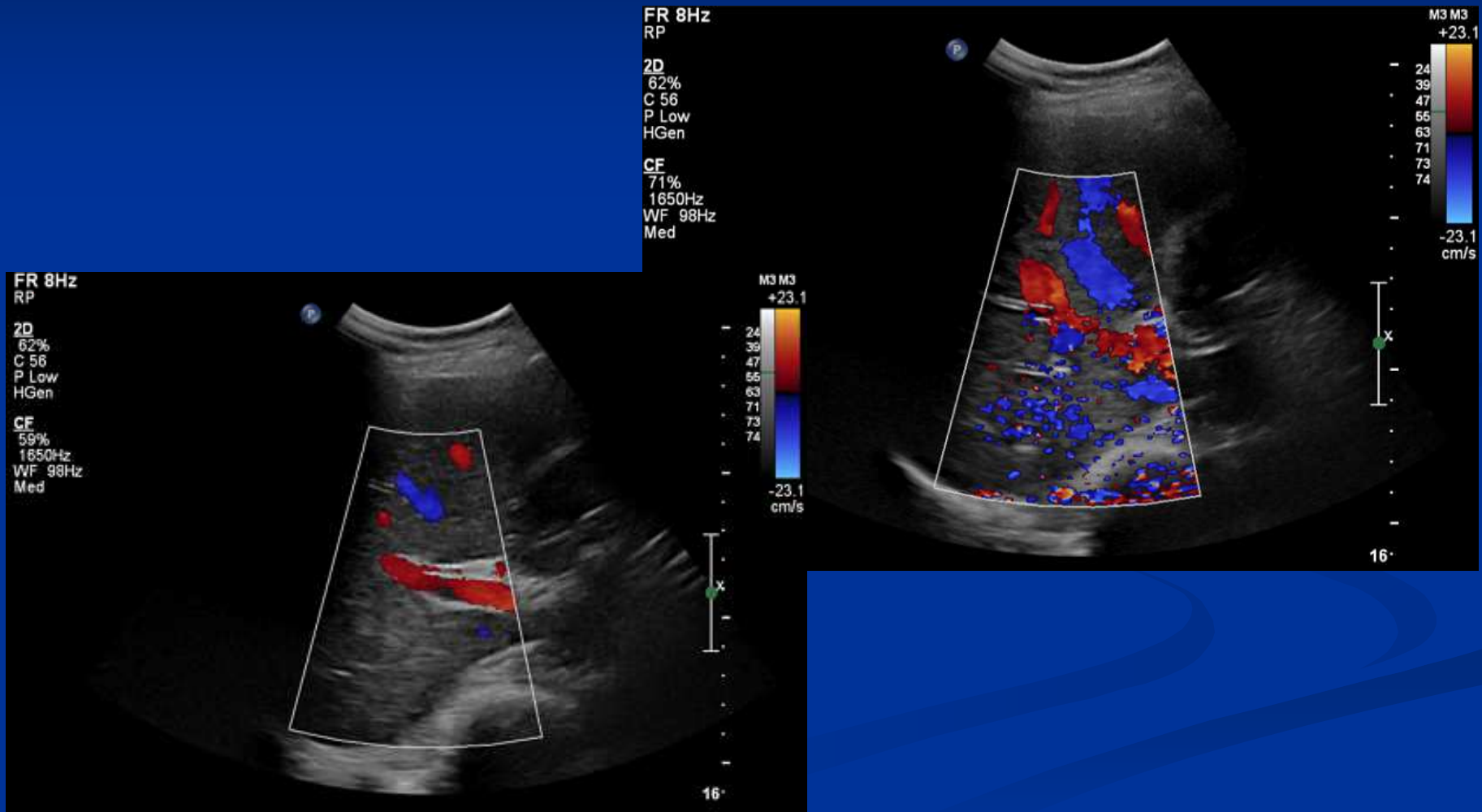
steering

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



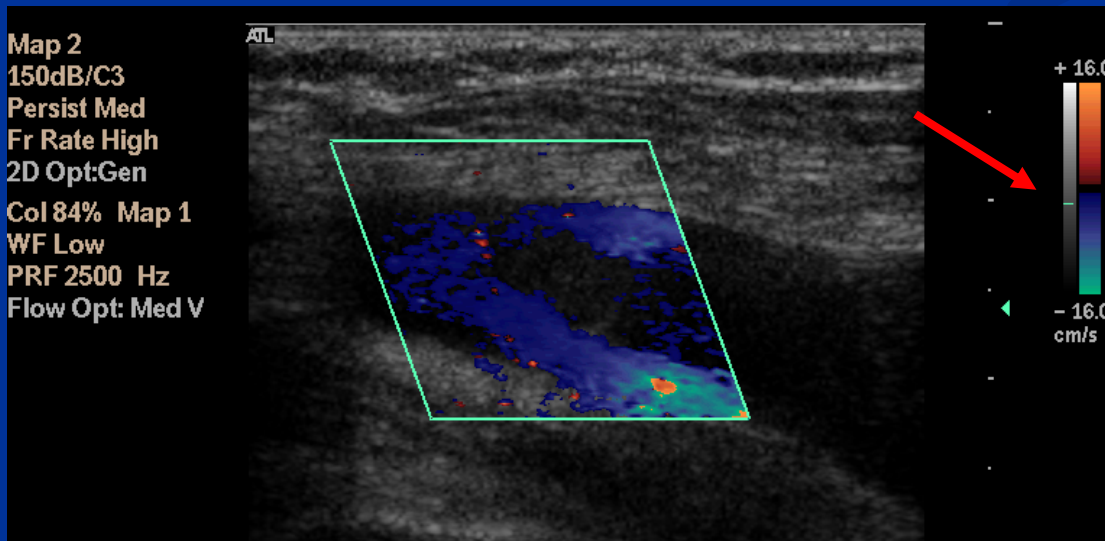
Doppler gain

- nezávisle od 2D Gain, a Color Gain



Priorita barevného záznamu

- *Color versus Gray Scale, Gray Scale - Color Supression, Color versus Echo 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*
- 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

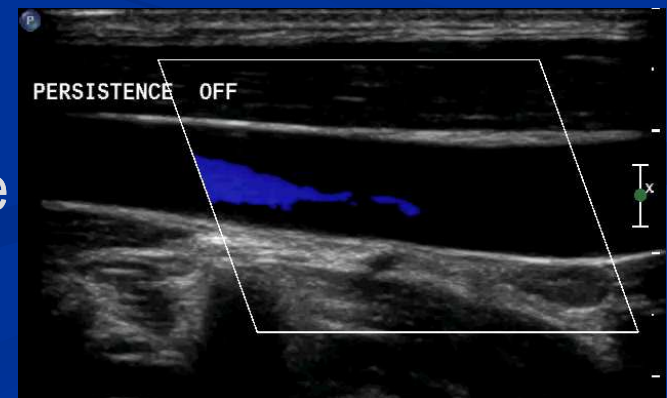
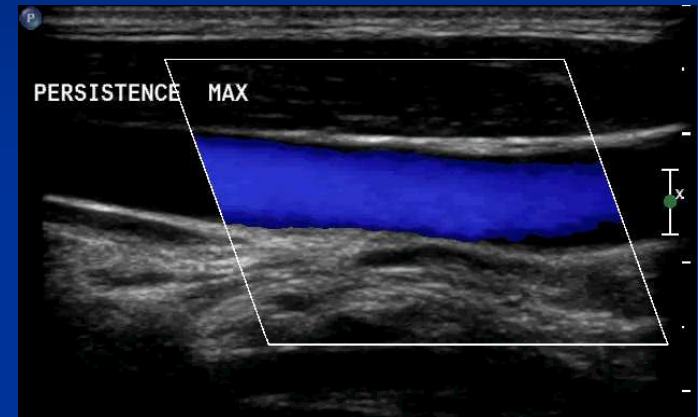
- *color persistence, frame averaging*

- ↑ persistence

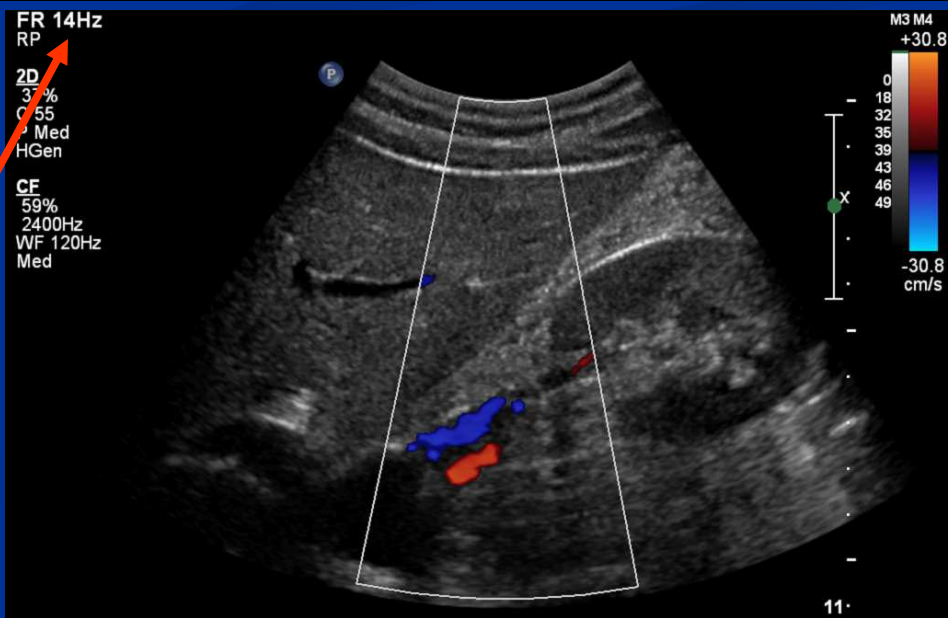
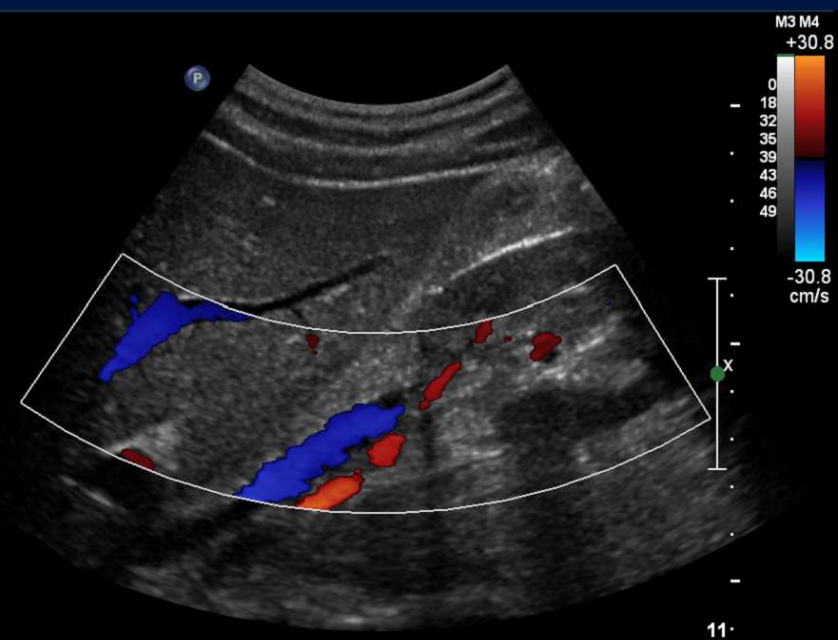
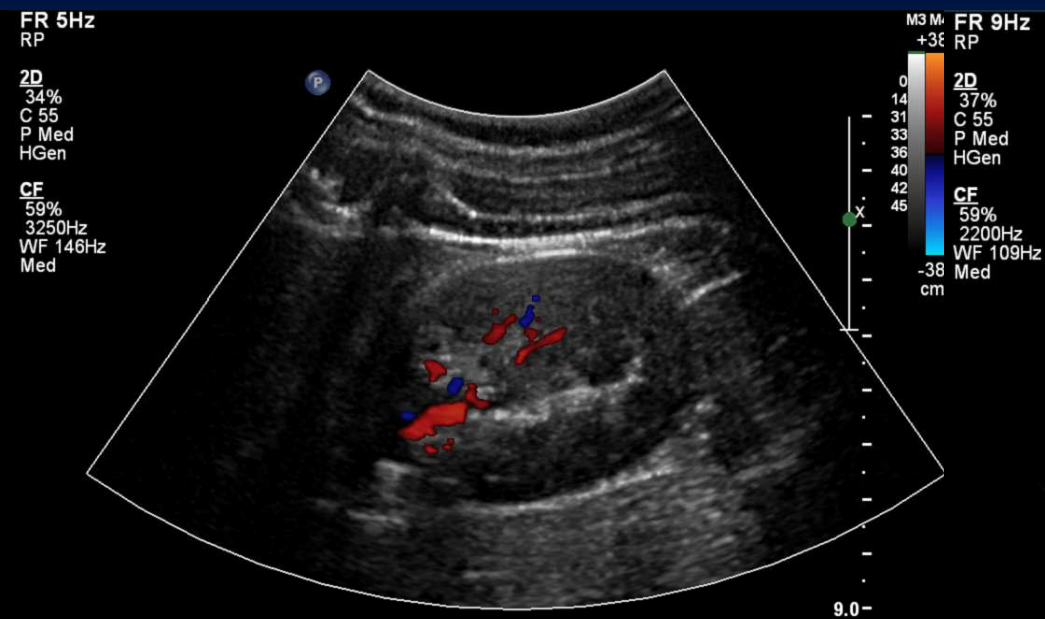
- lepší **poměr S/Š**
- snazší detekce krátce trvajících hemodynamických dějů
- lepší **vykreslení cévních kontur**

- nevýhody:

- **stírání** variací barevného obrazu v čase
- pulzatilní x žilní tok



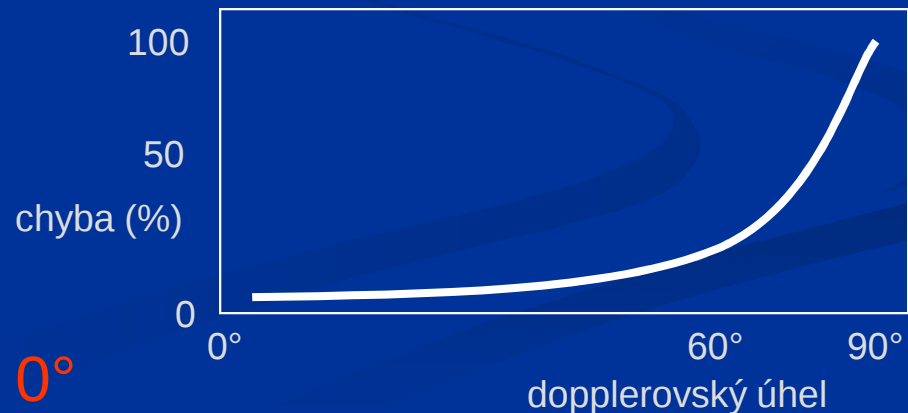
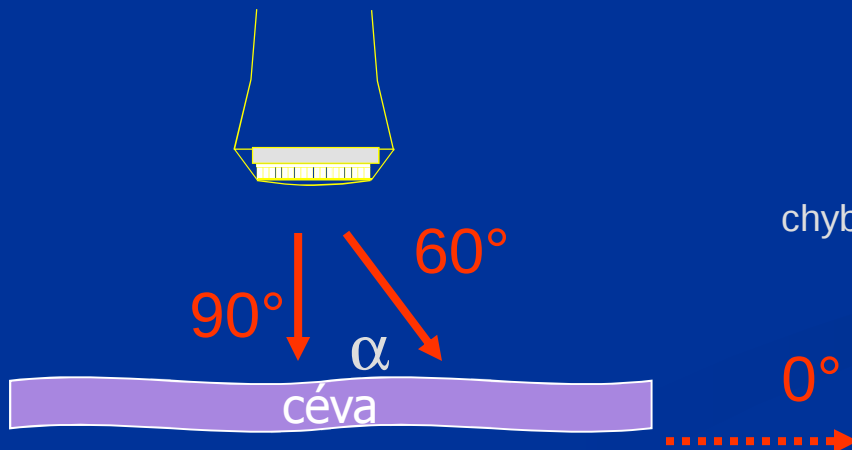
frame rate



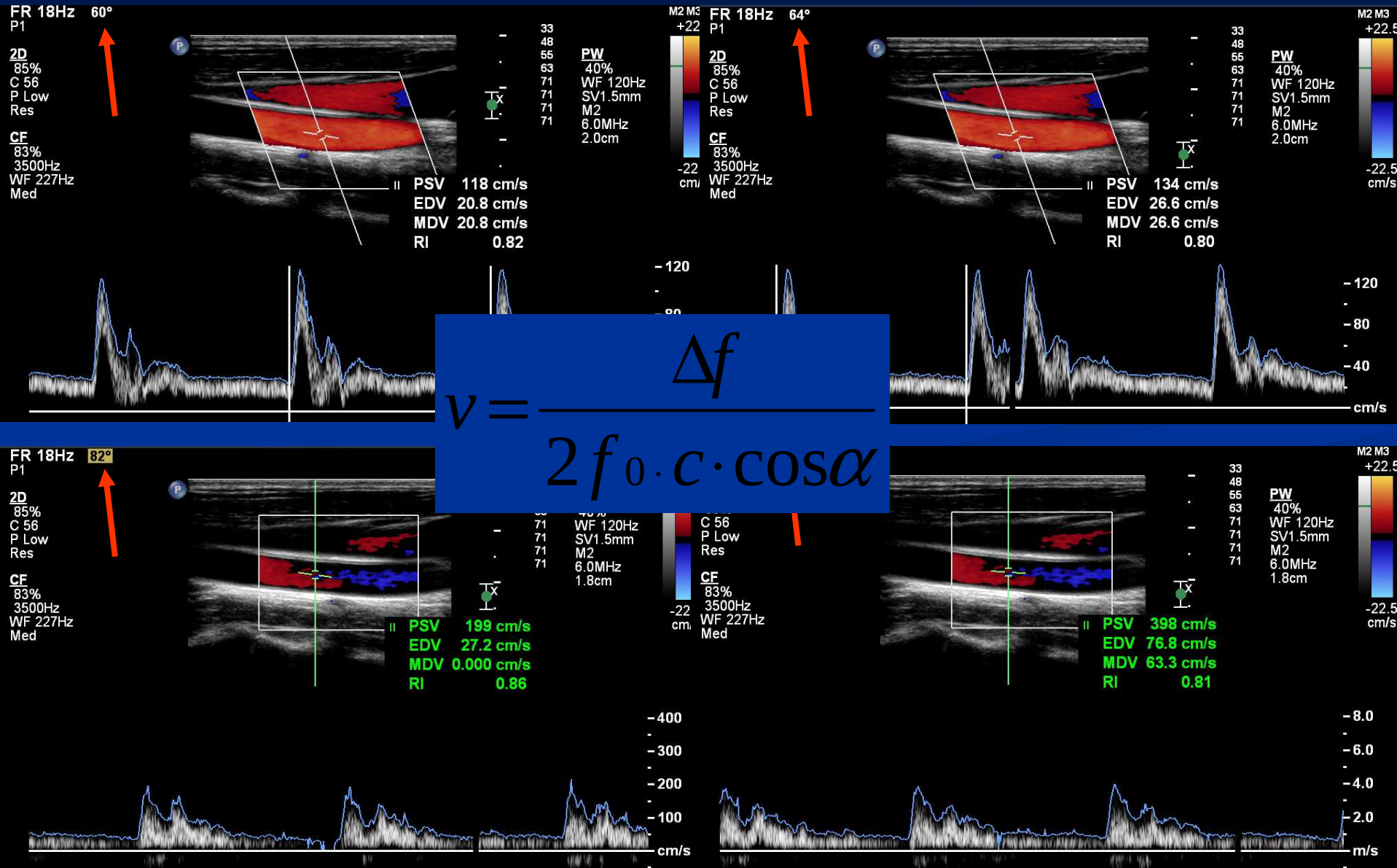
dopplerovský úhel

- úhel mezi směrem vysílaných UZ vln a směrem toku krve
- $\alpha = 0^\circ$ = maximum frekvenčního posuvu = absolutní hodnota rychlosti měřeného toku ($\cos 0^\circ = 1$)
- úhel $> 60^\circ$ ~ nelze přesně kvantifikovat toky
- 90° ~ žádný signál ($\cos 90^\circ = 0$)
- 90° ~ krev není vůči sondě v pohybu

nevyšetřovat při dopplerovském úhlu výrazně přesahujícím hodnotu 60°

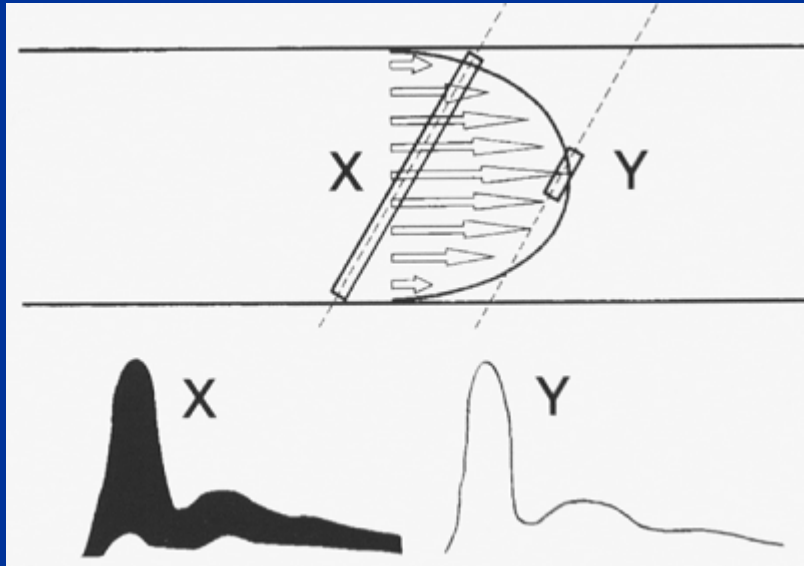


dopplerovský úhel

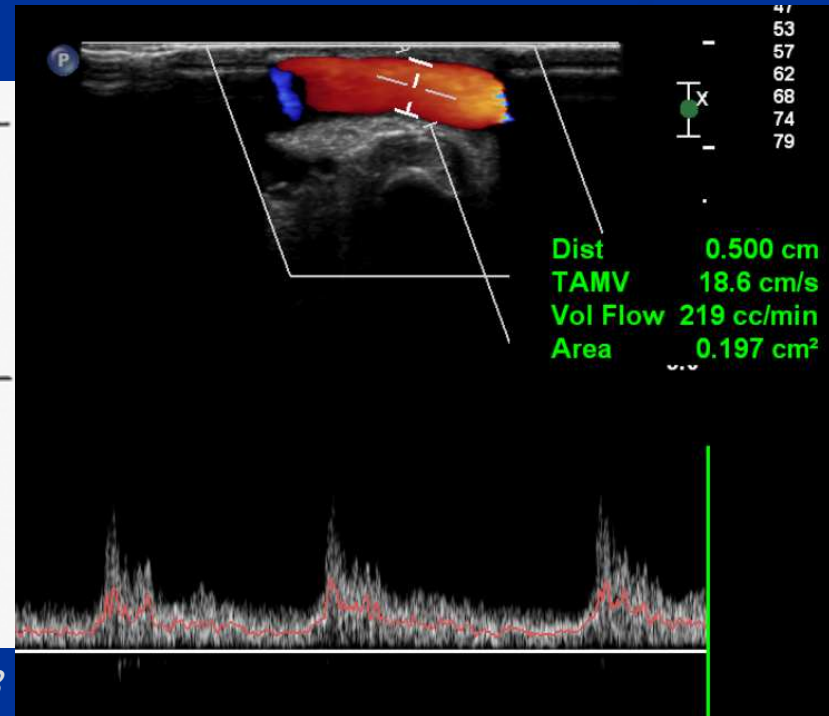


vzorkovací objem

- oblast, kde se měří signál (rychlost toku)
 - nastavuje se umístění, tj. hloubka
 - velikost
 - měla by odpovídat šíři cévy



Eliáš, Žižka: Dopplerovská ultrasonografie. 1998



frekvence vzorkování signálu

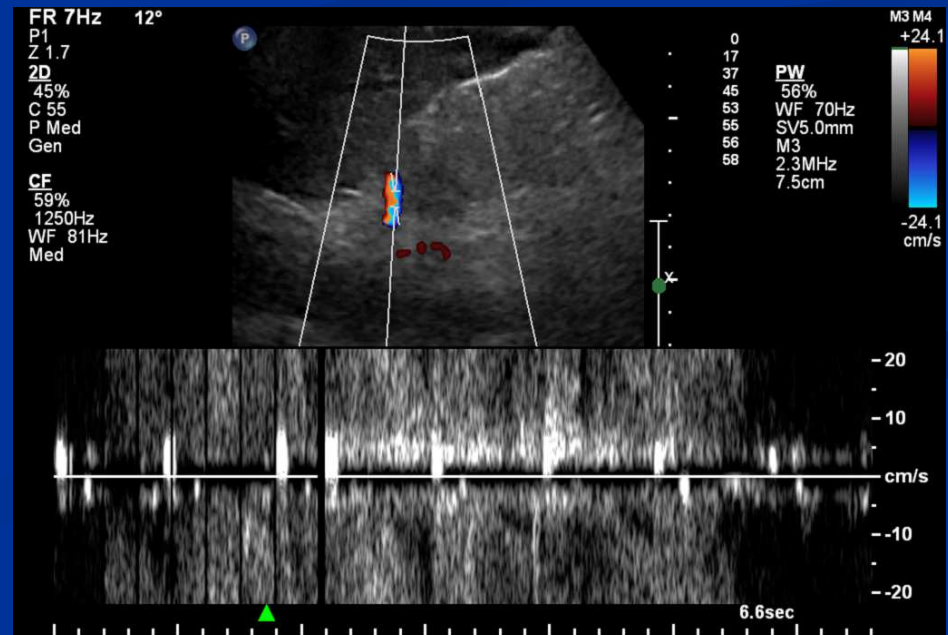
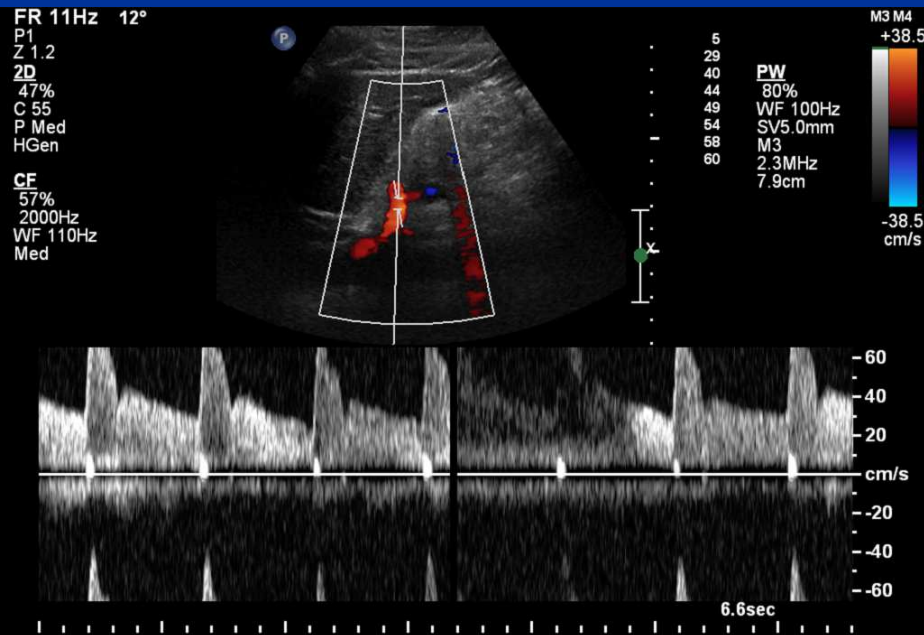
- vzorkovací frekvence $\cong$ počet UZ impulsů za sekundu
- Shannon-Kotelnikovův vzorkovací teorém
 - vzorkovací frekvence musí být minimálně **dvojnásobkem nejvyššího kmitočtu**, který zobrazujeme
 - první signál se musí vrátit před vysláním dalšího
- mezní hodnota $\sim$ Nyquistův limit

platí pro spektrální i barevné zobrazení



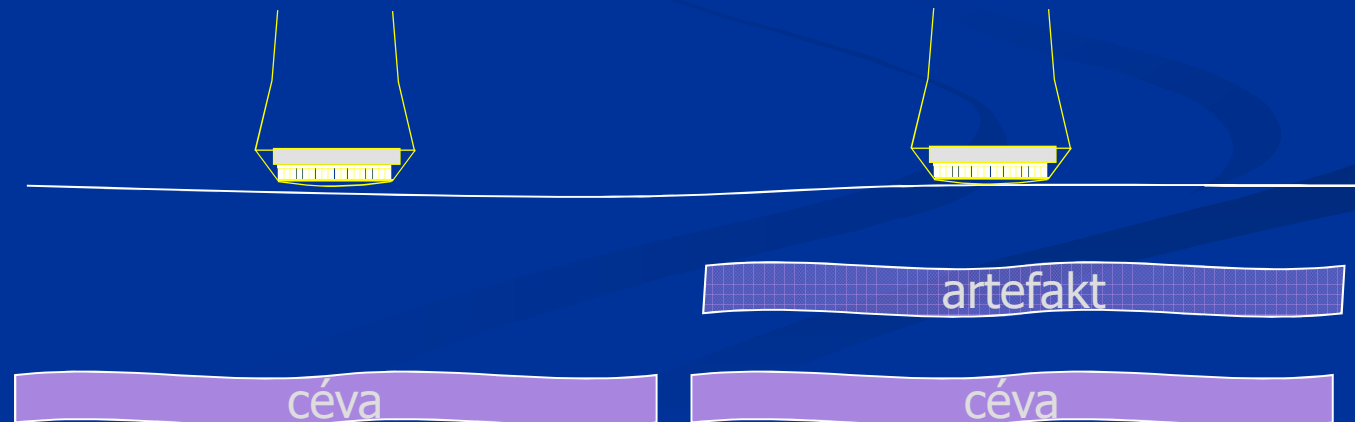
Aliasing efekt

- podstatná **ztráta** informace, její **zkreslení**
- přestřelování“
- závisí na
 - frekvenci sondy
 - úhlu cévy k UZ svazku
 - vzdálenosti od cévy



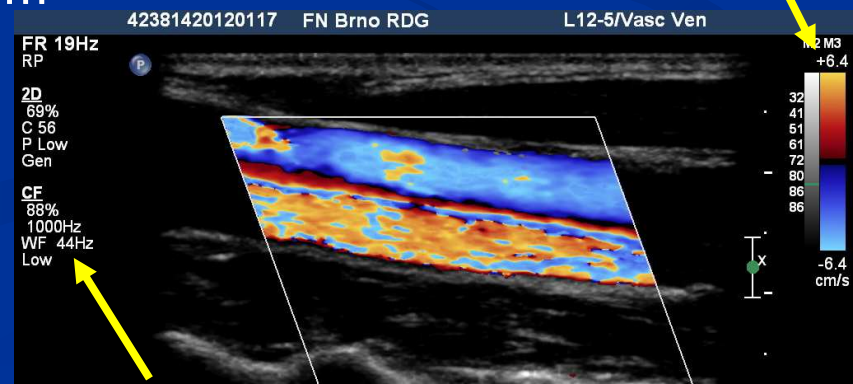
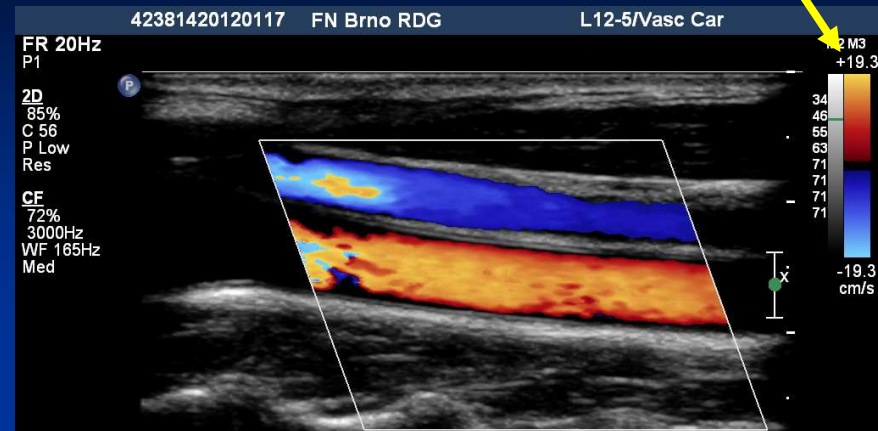
artefakt vysoké PRF

- ↑ 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



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



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)
Dvojrozměrné 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

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**
- $TI < 4$
- 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“

Hrazdira I. 1992, Eliáš P. a Žižka J. 1998

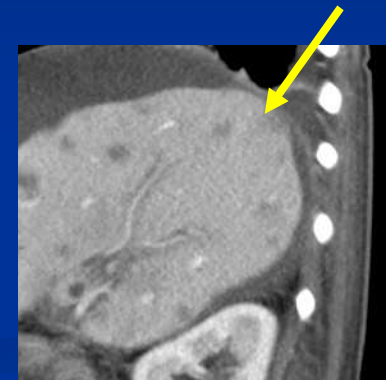
ALARA

- „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**

Anatomie jater

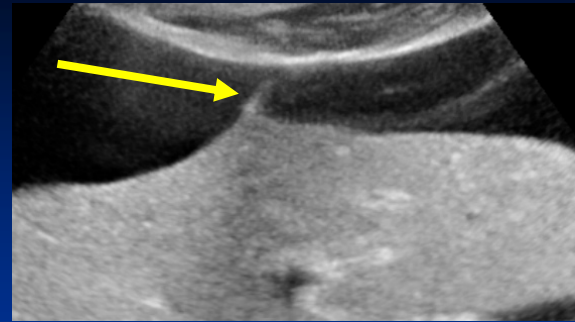
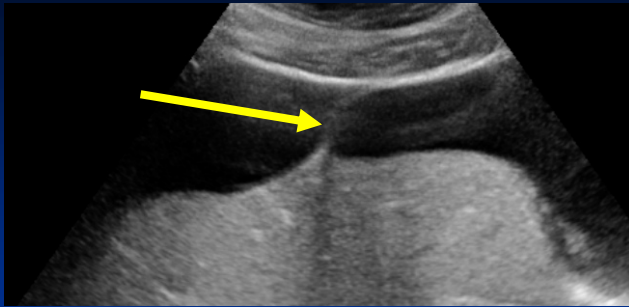
Játra

- největší a nejtěžší žláza (1500g)
- uložena v supramesokolickém prostoru peritoneální dutiny
- pokryta tunica serosa
- **area nuda** – chybí serosa, srostlá s bránicí

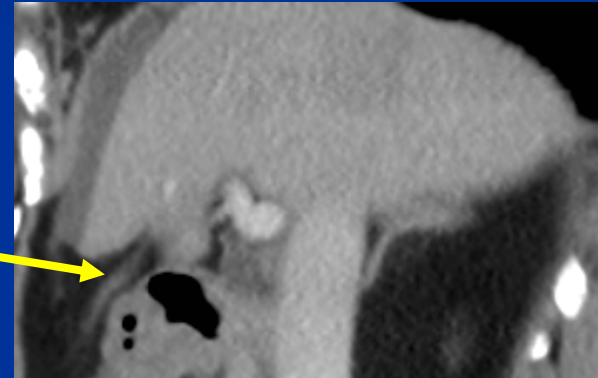
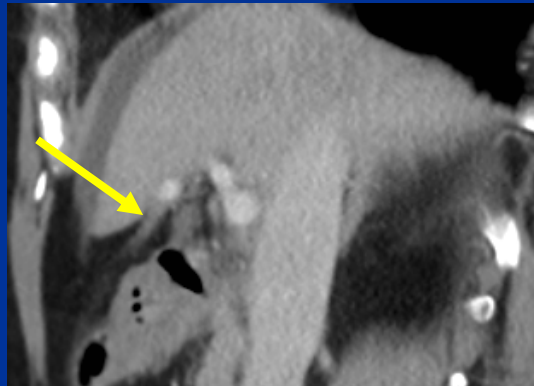


- **lig. coronarium (dx et sin.)** – lemuje area nuda, jednoduchý přechod nástěnného peritonea do tun. serosa jater
z rohů pokračují duplikatury peritonea
 - **lig. falciforme hepatis**
 - **lig. triangulare dx**
 - **lig. triangulare sin**

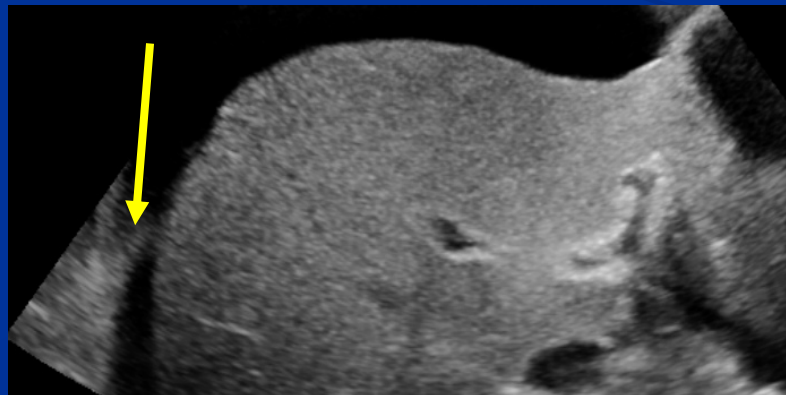
- **lig. falciforme hepatis**



- **lig. teres hepatis** – pokračování lig. falciforme pod játry, obliterated v. umbilicalis

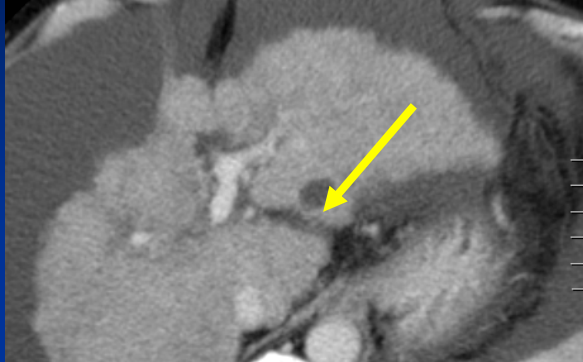


- **lig. hepatorenale** - přechod lig. coronarium dx. na nástěnné peritoneum před ledvinou



■ ligamentum venosum

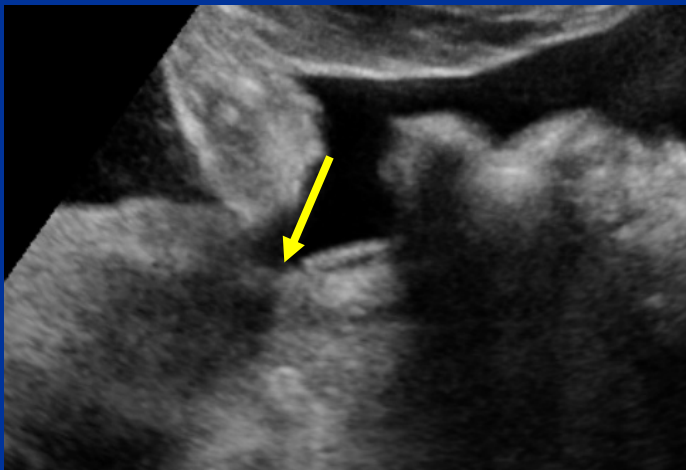
- probíhá od porta hepatis na zadní stranu jater podél levé části lobus caudatus, zpravidla se spojuje se stěnou VCI
- pozůstatek ductus venosus



■ omentum minus

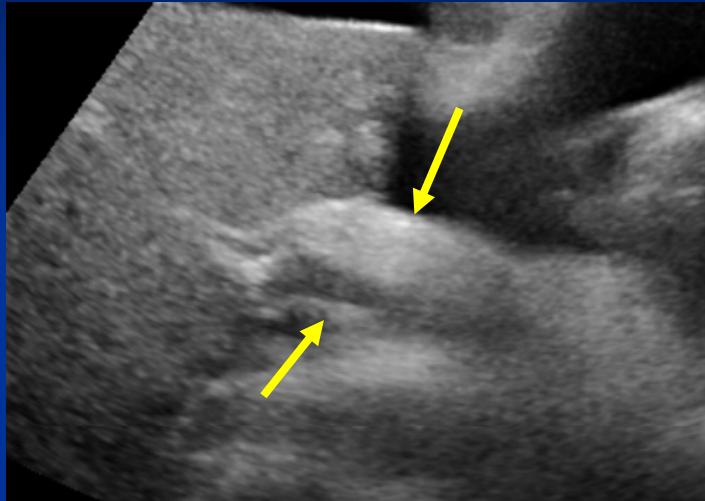
- duplikatura peritonea
- od porta hepatis na břišní jícn, curvatura minor ventriculi, bulbus duodena

lig. hepatogastricum



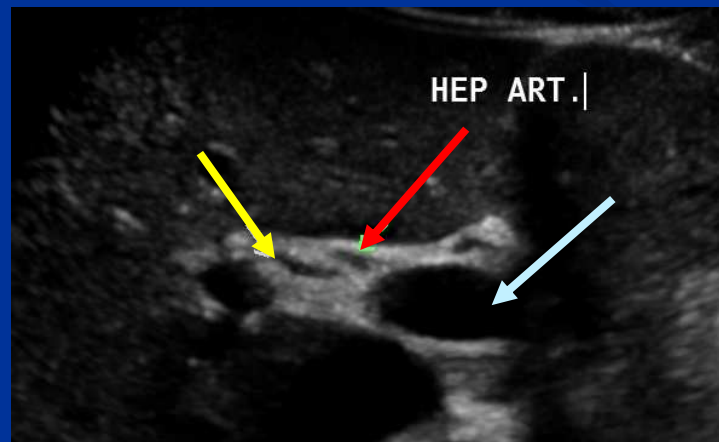
- omentum minus

lig. hepatoduodenale



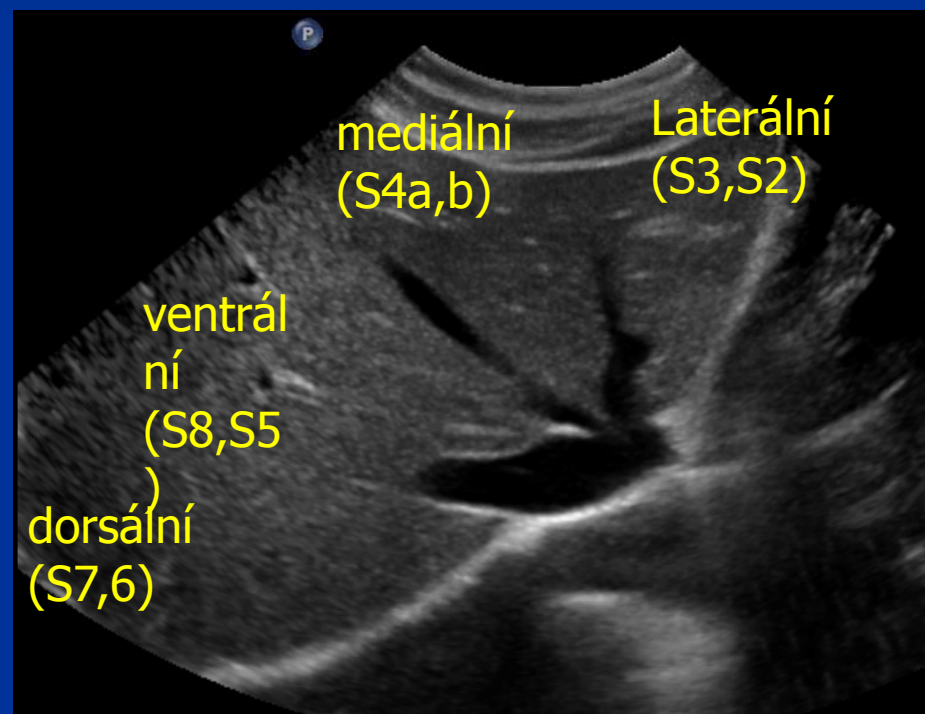
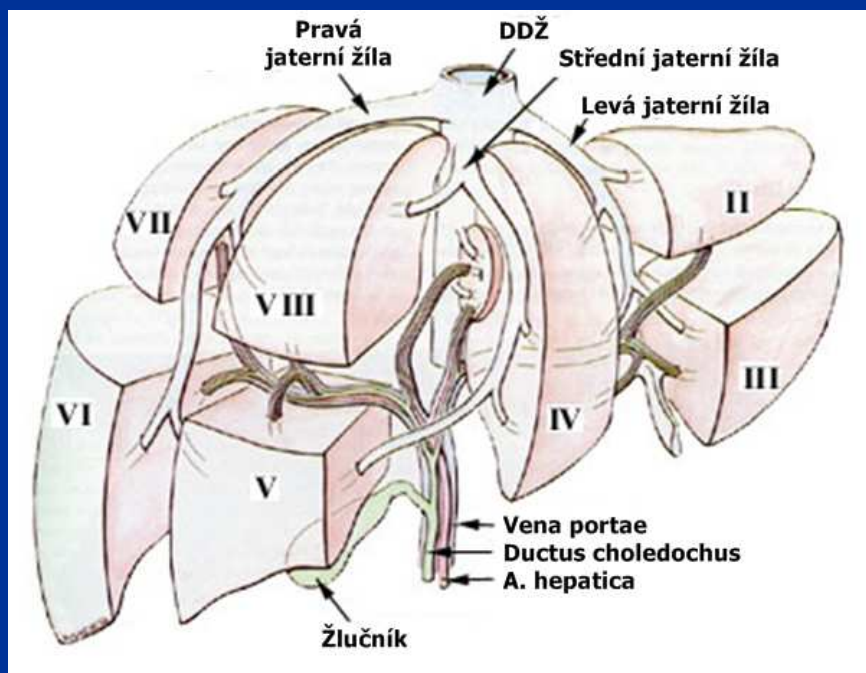
- porta hepatis

- vstupují do jater **a. hepatica propria** (vpředu vlevo), **v. portae** (vzadu), vystupuje ductus hepaticus dx. et. sin., spojují se v **d. hepaticus communis** (vpředu vpravo)



Játra – funkční segmenty

- Couinaud, Bismuth
- rozdělení na 8 segmentů podle větvení trias hepatis (v. portae, a. hepatica propria, žlučovody)
- hranice jednotlivých segmentů nejsou přesně vymezené



Test

1. Světlost bodu v UZ obraze v B-módu je určena:
 - a) frekvencí přijaté UZ vlny
 - b) nastavením celkového zesílení obrazu – gain
 - c) dobou návratu UZ vlny
 - d) amplitudou přijaté UZ vlny

2. Při pohybu zdroje UZ vlnění směrem k přijímači se frekvence:
 - a) snižuje
 - b) zvyšuje
 - c) nemění

3. Při jakém dopplerovském úhlu je měření rychlosti toku zatíženo nejmenší chybou:
 - a) 0°
 - b) 60°
 - c) 90°
 - d) na velikosti úhlu nezáleží

Děkuji za pozornost