

Ultrazvuk

Principy, základy techniky

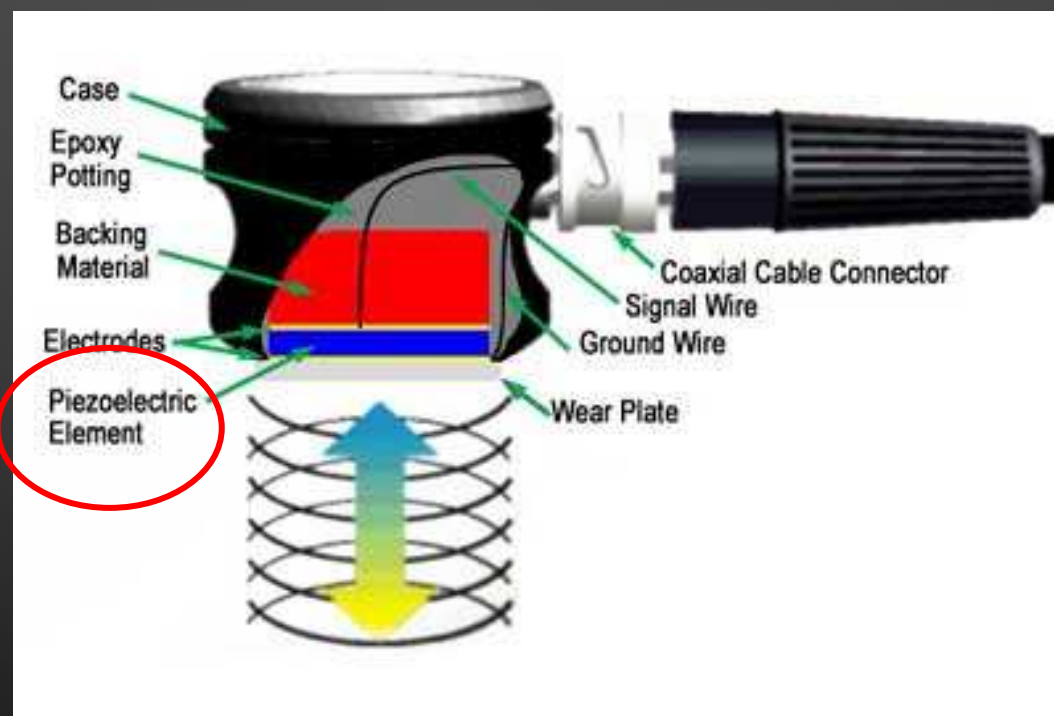
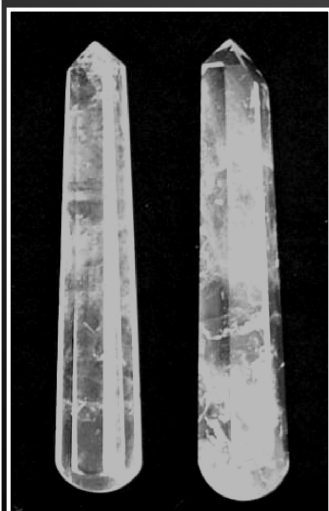
Petr Nádeníček¹, Martin Sedlář²

¹ Radiologická klinika, FN Brno

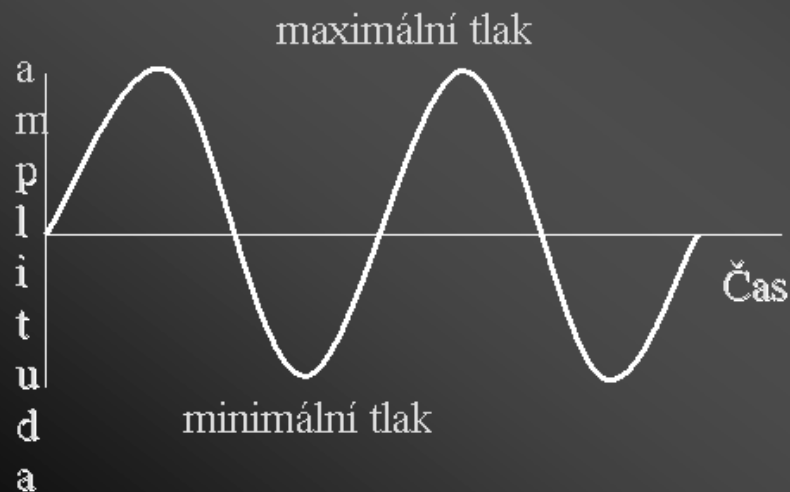
² Biofyzikální ústav, LF MU Brno

zdroj UZ vlnění

- piezoelektrický efekt
 - rozkmitání měniče pomocí vysokofrekvenčního napětí
 - polykrystalický ultrazvukový měnič – zdroj mechanického vlnění



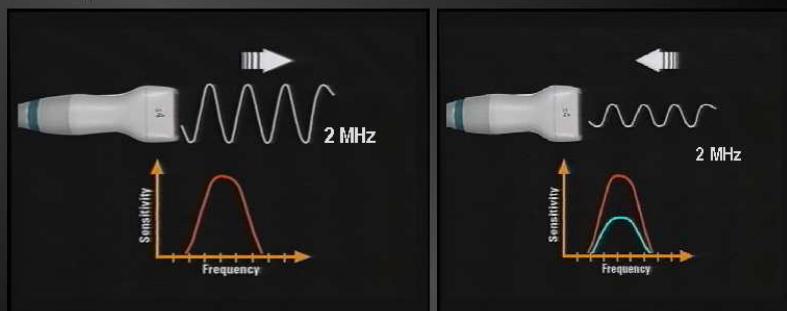
frekvence, amplituda



infrazvuk	0-16 Hz
slyšitelný zvuk	20 Hz-20 kHz
ultrazvuk	20 kHz-10 MHz
hyperzvuk	>10 MHz

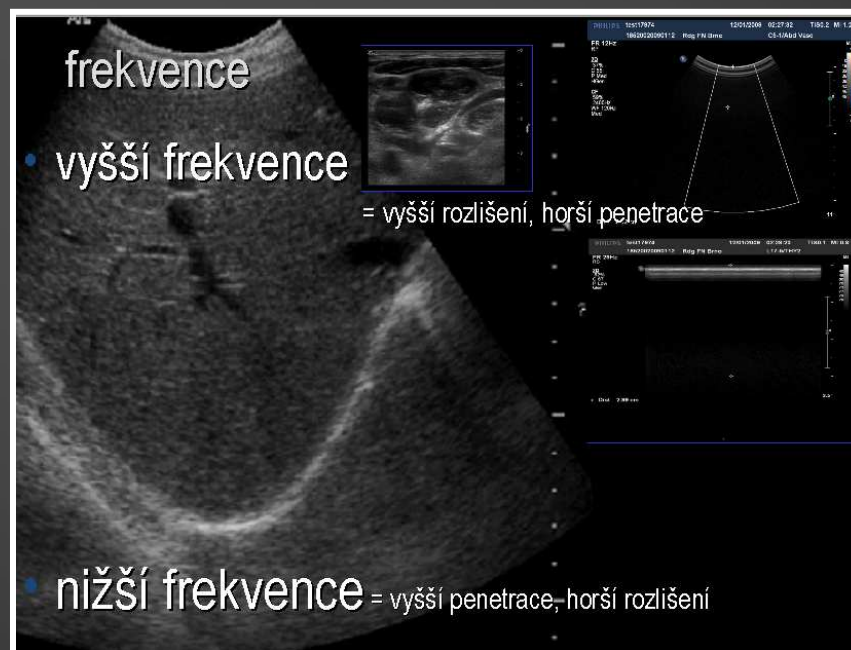
- frekvence - počet cyklů za 1 vteřinu

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



rychlost šíření



hustota

=



rychlost

akustická impedance

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

$$z = \frac{p}{v} = \rho c$$

z ... akustický vlnový odpor [N.s.m⁻³]

v ... akustická rychlost [m.s⁻¹]

p ... akustický tlak [Pa]

ρ ... hustota prostředí [kg.m⁻³]

c ... rychlost šíření ultrazvuku prostředím [m.s⁻¹]

rozdíly v akustické impedanci umožňují tvorbu dvourozměrného obrazu

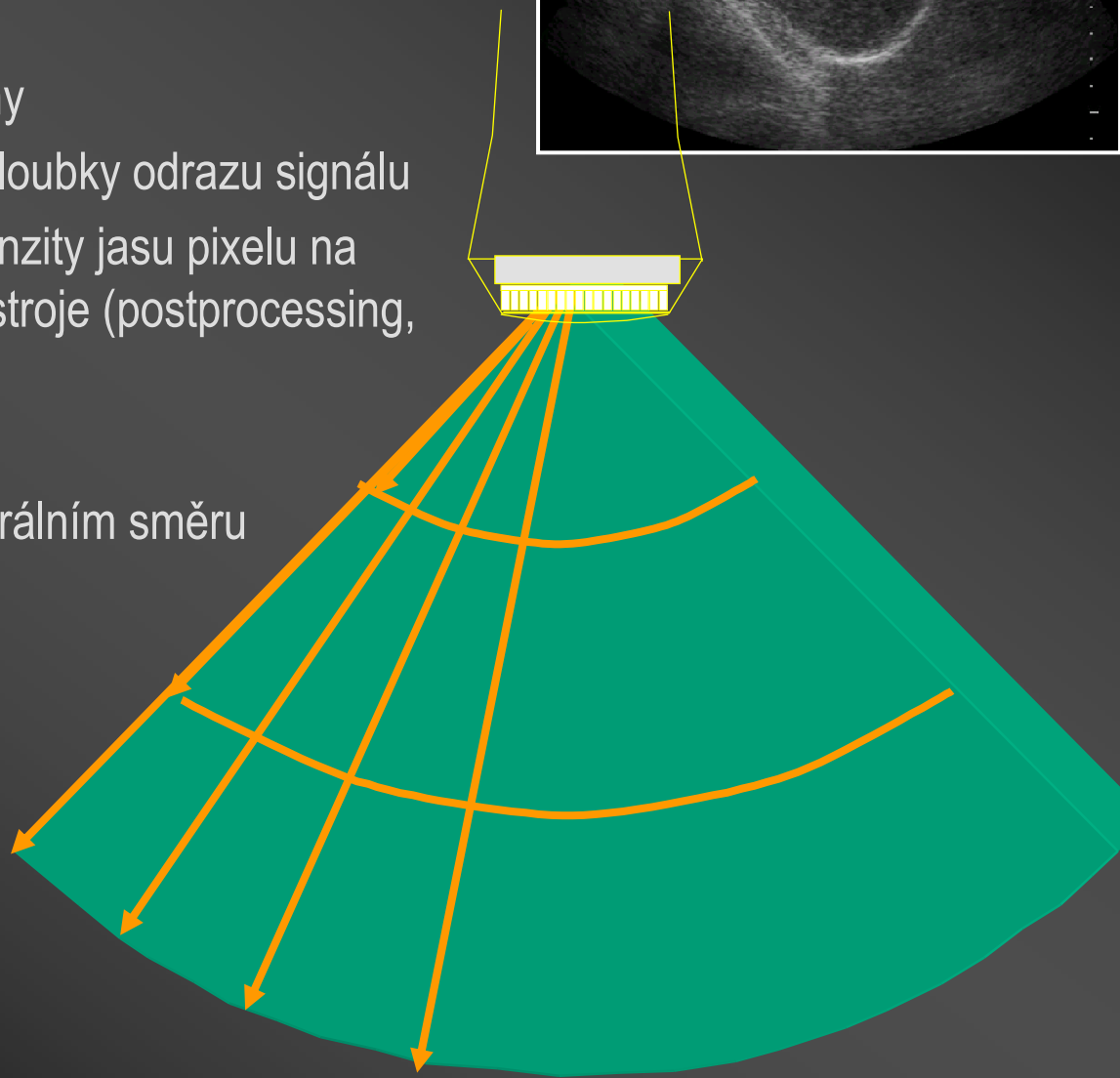
Prostředí	Rychlost [m.s ⁻¹]	Akustická impedance [Pa.s.m ⁻¹]*
Vzduch	330	0,0004
Destilovaná voda	1480	1,52
Sklivec	1532	—
Játra	1550	1,62
Měkké tkáně	1550	1,65–1,74**
Ledviny	1560	1,62
Kost	3500	3,75–7,38

**svalová tkáň

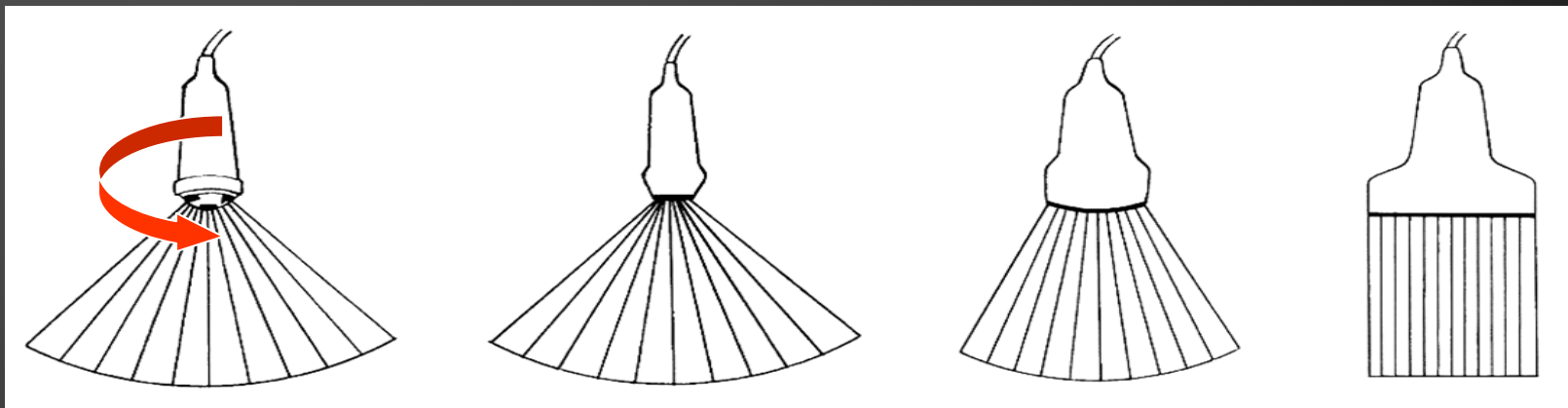
* Hrazdila I. a L., Malý, Z. Nevrtal M., Toman J., Veselý T.: Úvod do ultrazvukové diagnostiky, Brno, 1993 (Wells, 1977)

vznik UZ 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
- výsledný obraz



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: 5-10 MHz

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

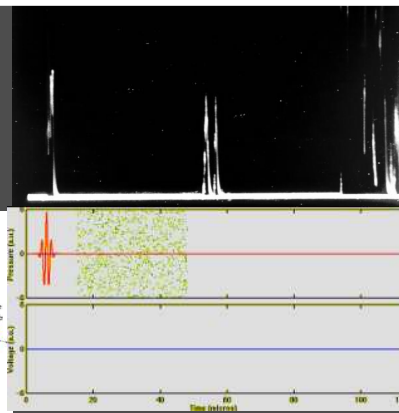
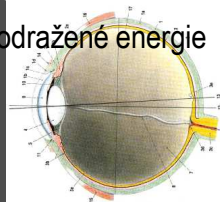
umožňují i spektrální a barevný dopplerovský záznam

NE-DOPPLEROVSKÉ MODALITY

A-mód, M- mód

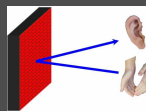
A zobrazení (A-mode)

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

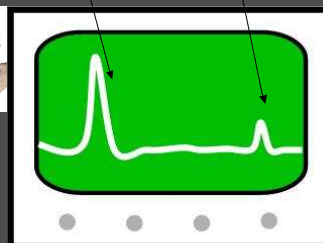


NEVÝHODA:

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



vyslaný puls → ← echo



$$\text{vzdálenost} = \frac{\text{čas od aplikace pulsu} \times \text{rychlost zvuku}}{2}$$

M zobrazení (M-mode)

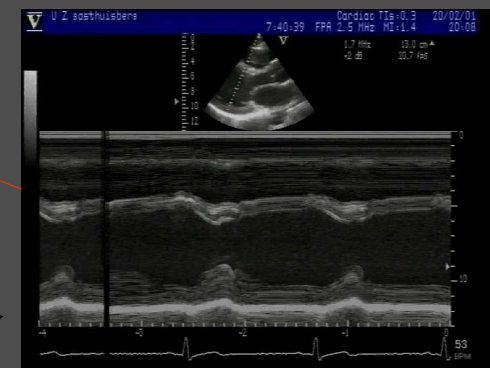
- „M“ – motion - pohyb
- zachycení pohyblivé struktury A obrazem
- nahrazení výchylek časové základny obrazovými body
- velmi vysoká vzorkovací frekvence: až 1000 pulsů za sekundu
 - kardiologie
 - zobrazení srdce plodu

pohyb srdeční stěny
během kontrakce

krev

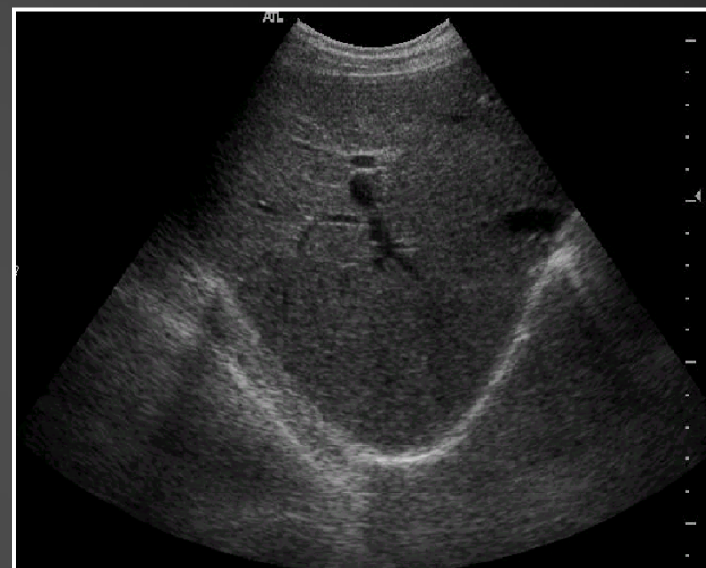
srdeční sval

perikard



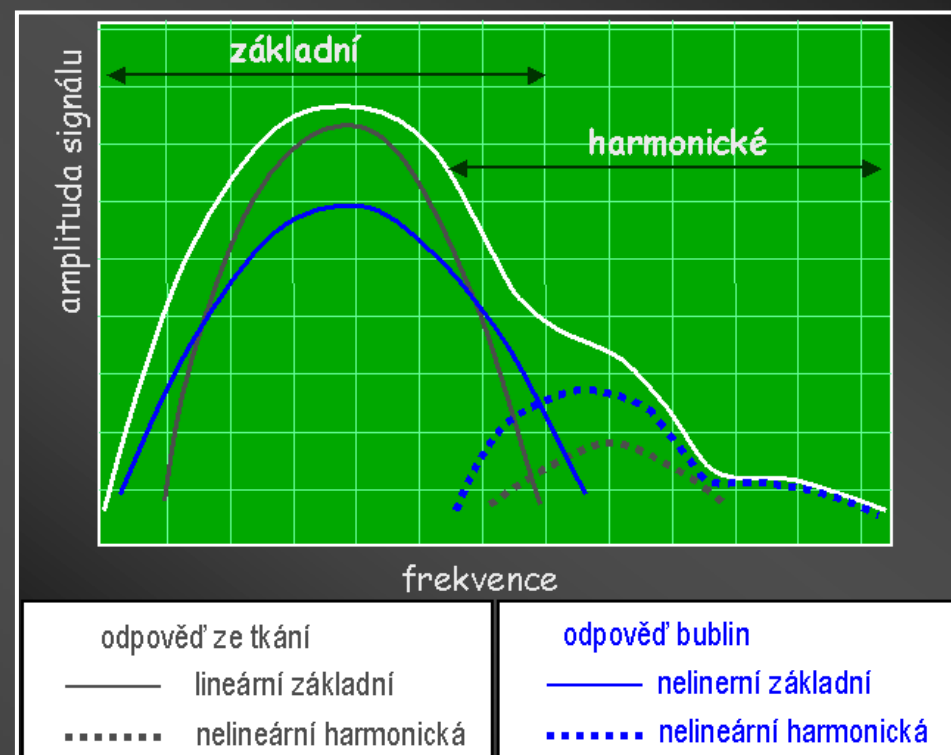
B-mód

- „B“ – brightness
- dvourozměrné zobrazení
- v reálném čase
- „frame rate“ - frekvence obnovy obrazu



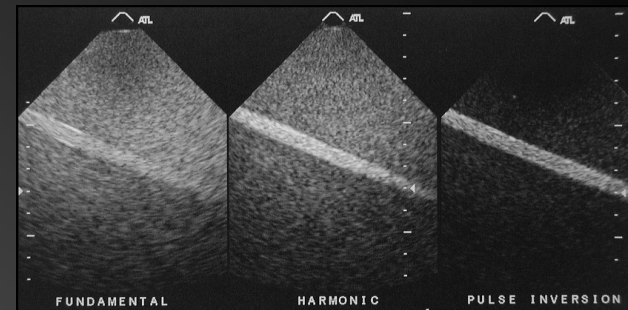
harmonické zobrazení

- detekce 2. harmonického kmitočtu a potlačení základního kmitočtu vysílaného sondou
 - lepší poměr signál/šum
 - zvýšení kontrastu a prostorového rozlišení
- dvě formy harmonického zobrazení: kontrastní a přirozené
- 2. harmonický kmitočet vzniká:
 - **kmitáním samotných tkáňových struktur** v důsledku nelineárního šíření ultrazvuku ve tkáních
 - **kmitáním bublin kontrastních látek** vpravených do krevního oběhu



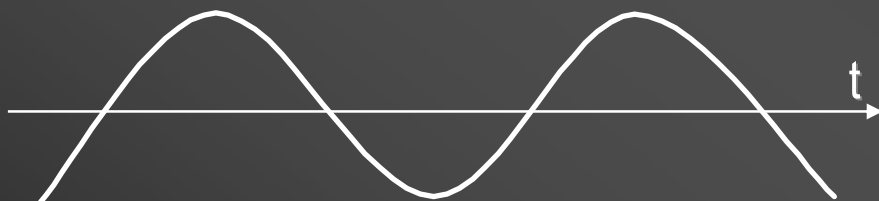
pulzní inverze

- dva zrcadlové pulsy s rozdílnou fází
- detekce a součet odražených pulsů
- mikrobubliny odráží asymetricky
- signál normální tkáně (bez bublin) $\cong 0$

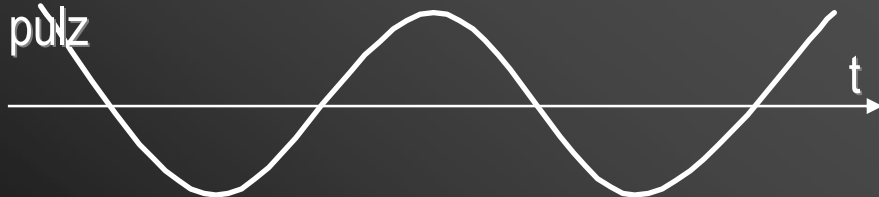


„pulzní inverze“ zcela potlačuje frekvenci základní a zůstávají pouze frekvence harmonické.

první pulz tkáň



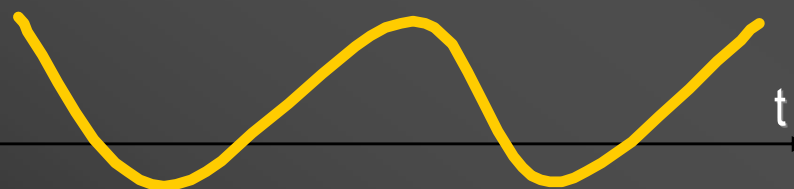
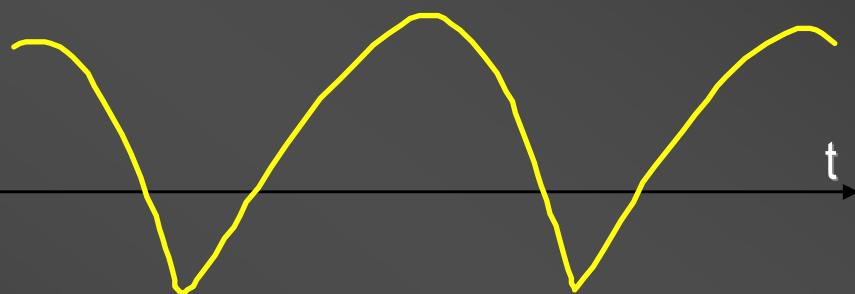
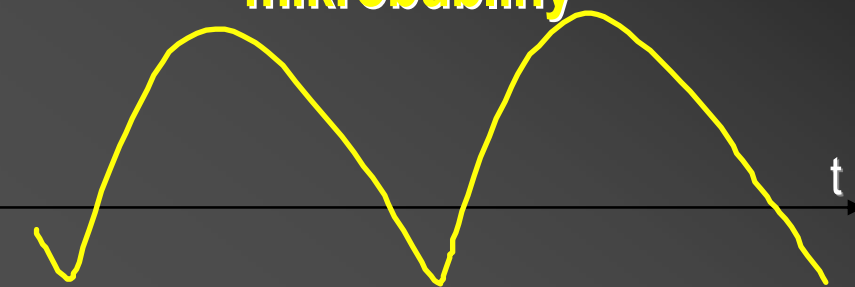
druhý inverzní pulz



0

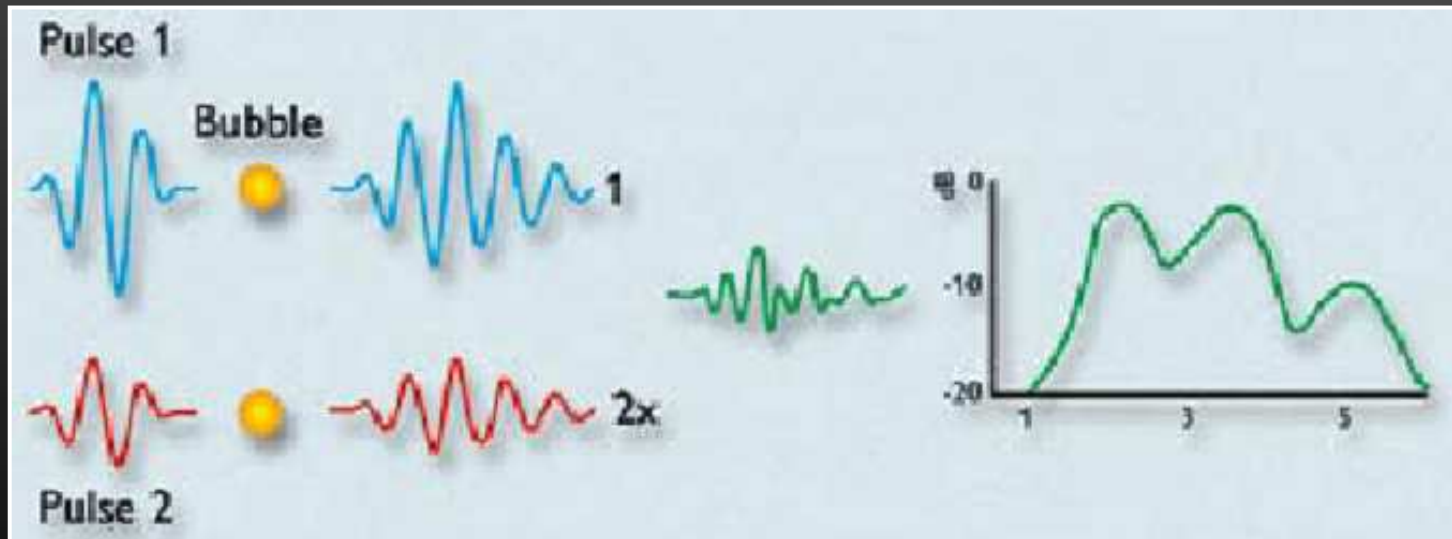


mikrobubliny



power modulation (PM)

- synonymum: *amplitudová modulace*
- změna jeho amplitudy UZ vlnění
- v subtrahovaném spektru detekce nelineární složky základní frekvence
- signál pozadí pak není potlačen zcela, nicméně je nízký oproti harmonickému
- hlouběji uložená ložiska
- nižší rozlišení ve srovnání s PI



power modulated pulse inversion (PMPI)

- synonymum: Contrast pulse sequence (CPS)
- kombinace předchozích metod
- mění se amplituda i fáze
- subtrakce signálu
- výhodou je, že druhá harmonická echa jsou relativně zachována (oproti PI)
- PMPI detekuje nelineární signál základní i druhé harmonické frekvence

DOPPLEROVSKÉ MODALITY

Dopplerův princip

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 vůči pozorovateli
 f_v - zdrojem vyslaná frekvence vlnění

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

Dopplerův princip

vzdaluje-li se zdroj zvuku o konstantní výšce (frekvenci) tónu směrem od pozorovatele, vnímá pozorovatel výšku tónu nižší



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

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

sonda 5 MHz

rychlost toku krve 30cm/s

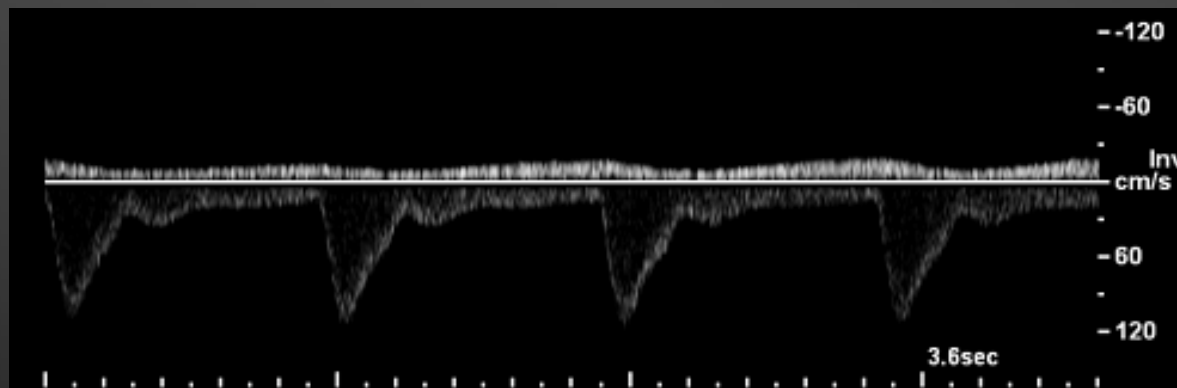
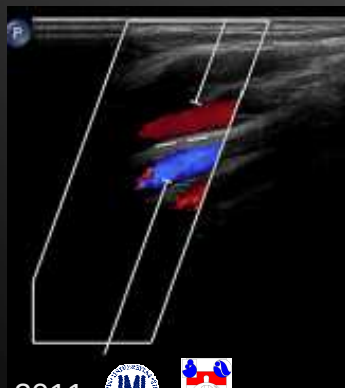
$\cos 60^\circ = 0,5$

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

rychlost šíření zvuku v měkkých tkáních

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**



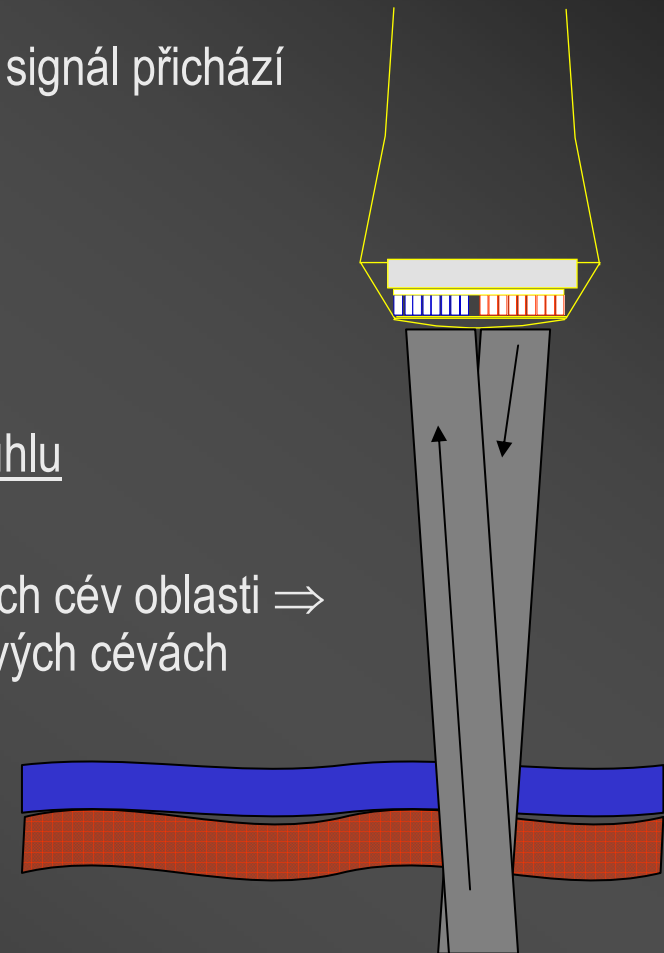
kontinuální Doppler

- dopplerovské systémy s kontinuální nosnou vlnou (CW)
- nejjednodušší zařízení
- nemodulovaná nosná vlna
- chybí axiální rozlišení, tj. nelze určit hloubka, ze které signál přichází
- dva elektroakustické měniče (krystaly)

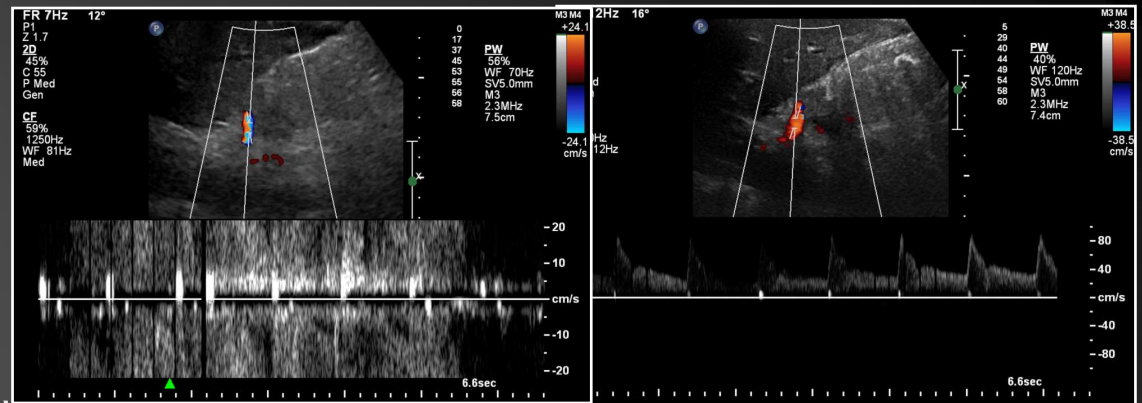
– vysílač

– 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**

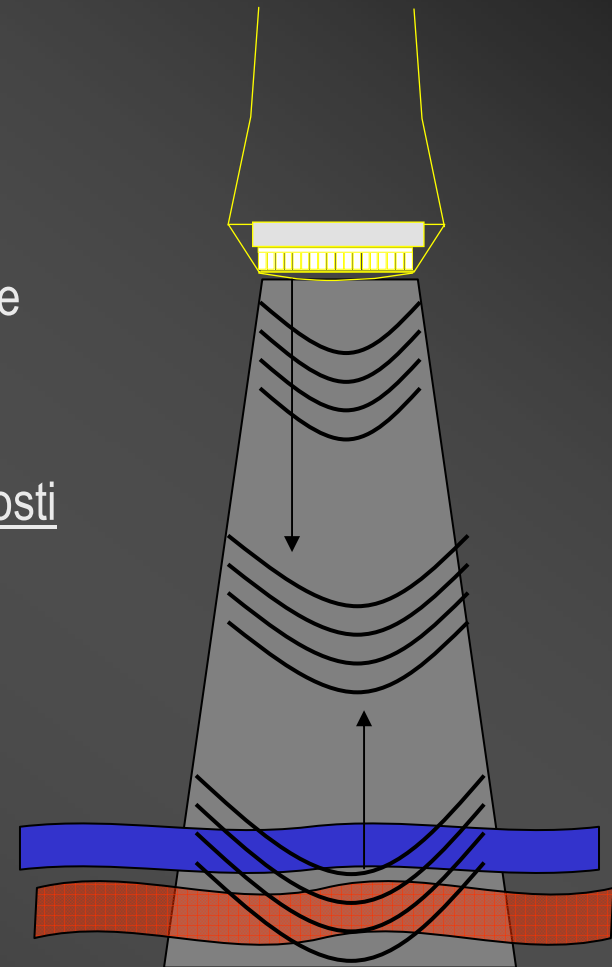


pulzní Doppler



- 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
- dobu návratu ultrazvukového impulsu je úměrná vzdálenosti
- záznam rychlostního spektra toku v cévě
- vyšší mechanická energie
- aliasing efekt

1/1000 vysílač, 999/1000 přijímač



barevný Doppler

- *Synonyma: barevné dopplerovské mapování průtoku, Color Doppler Imaging (CDI), Color Flow Mapping (CFM).*
- kombinace B obrazu s pulzním Dopplerem
- **výseč**
 - ze které je dopplerovská informace analyzována a zobrazena barevných pixelech, které jsou graficky zakomponovány do nezávislého B-obrazu
 - sběr dat podél jedné linie min. 3x
 - snížení obnovovací frekvence
- sady odrazů jsou **porovnávány na fázové posuny**
- neumožňuje přesnou kvantifikaci rychlostí
- zobrazí toky i v cévách, kde již nelze použít spektrální křivku

VÝHODY:

- identifikace toků i v malých cévách
- určení směru toku krve
- přibližné stanovení rozsahu rychlostí

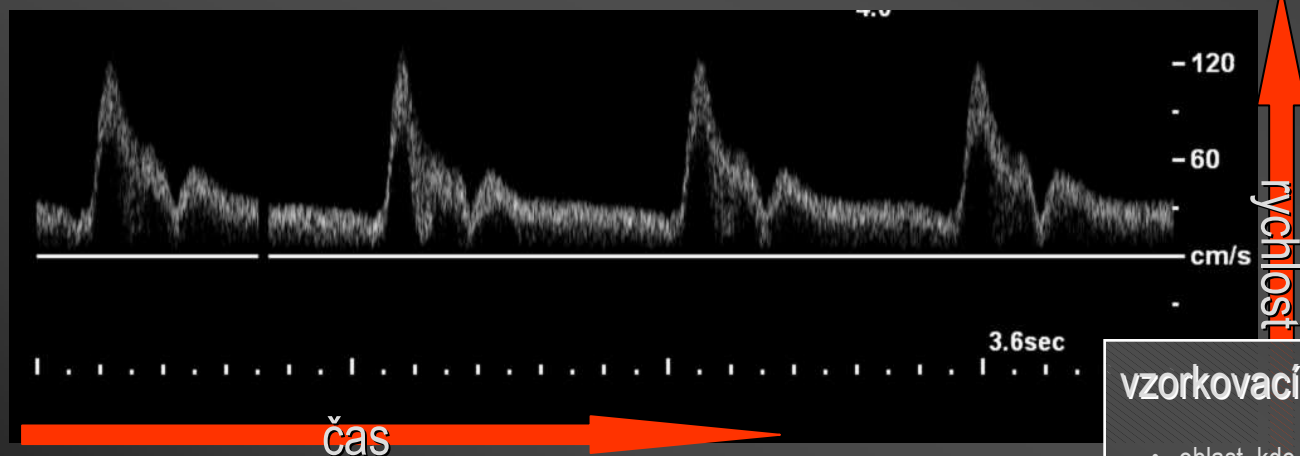
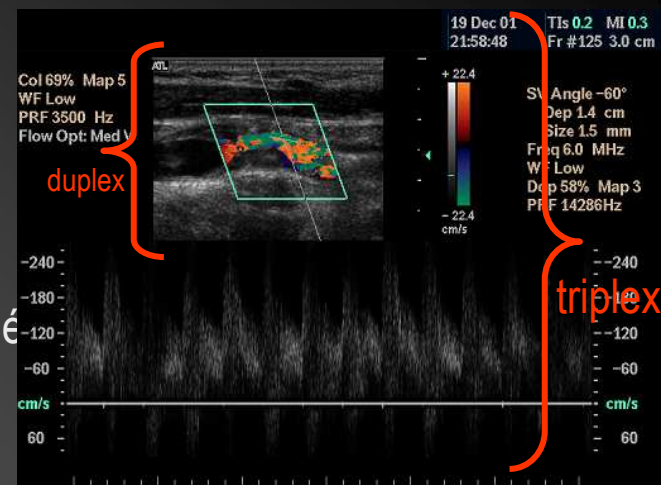
NEVÝHODY:

- zobrazení střední rychlosti toku
- ↓ frame rate (50-150ms)
- sklon k artefaktům při pohybech



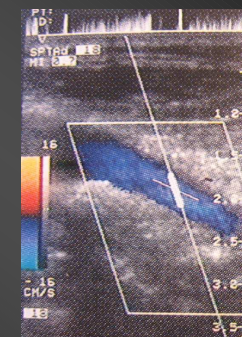
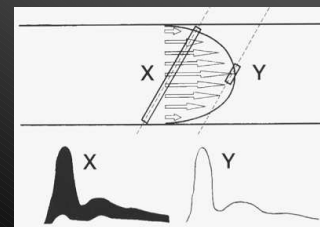
spektrální záznam

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



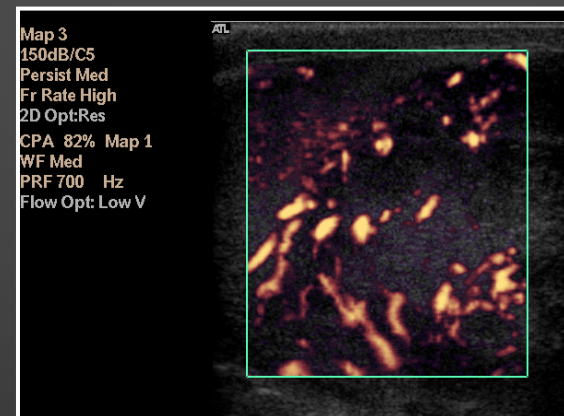
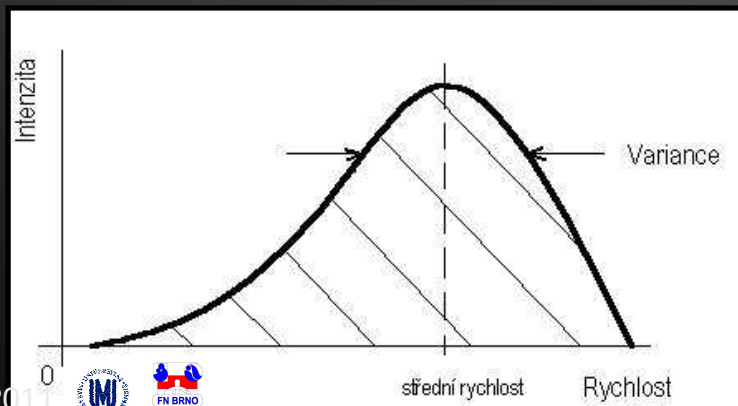
vzorkovací objem

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



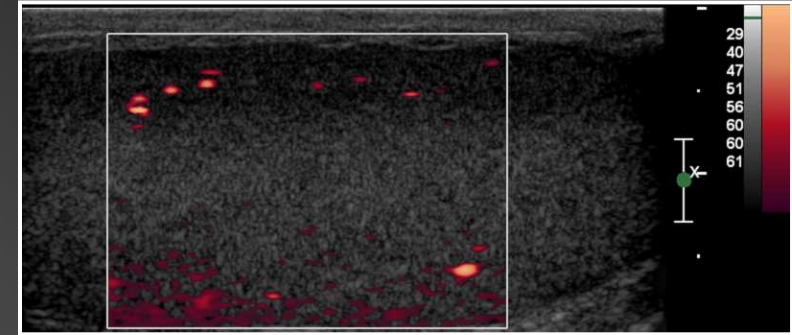
energetický Doppler

- synonyma: Color Doppler Energy (CDE), Color Power Angio (CPA), Color Amplitude Imaging (CAI), Color Angiography, Doppler Power Mode, Power Mapping, Amplitude Mapping. 1993
- 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**



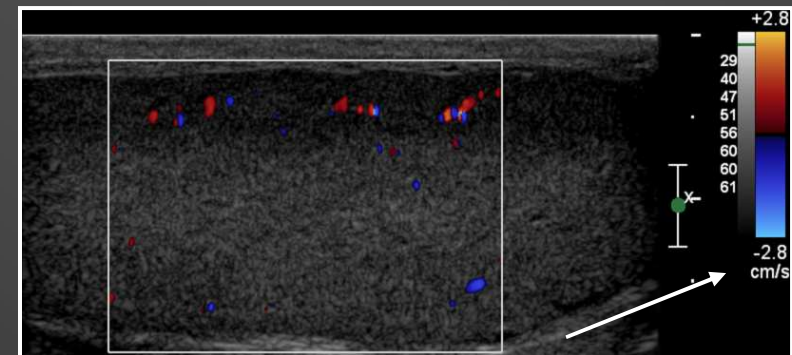
energetický Doppler

- pouze jedna barva
- barevný odstín pixelu
 - přímo odpovídá amplitudě (energii) dopplerovského signálu
 - vyjadřuje množství pohybujících se elementů
- neovlivněn Niquistovým limitem $\Rightarrow$ nedochází k aliasing efektu
- vysoká citlivost k artefaktům



směrový energetický Doppler

určí směr toku i rychlost
barva určuje rychlost i směr toků



Děkuji za pozornost