Sonografie

Principy, indikace, kontraindikace, terminologie

Petr Nádeníček

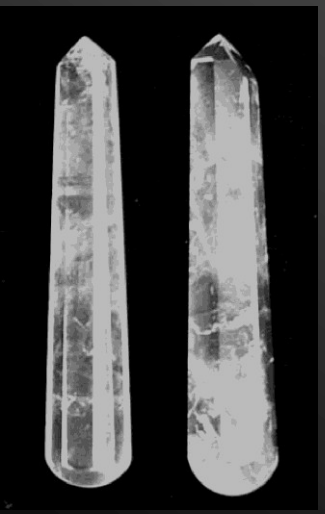
Radiologická klinika, FN Brno

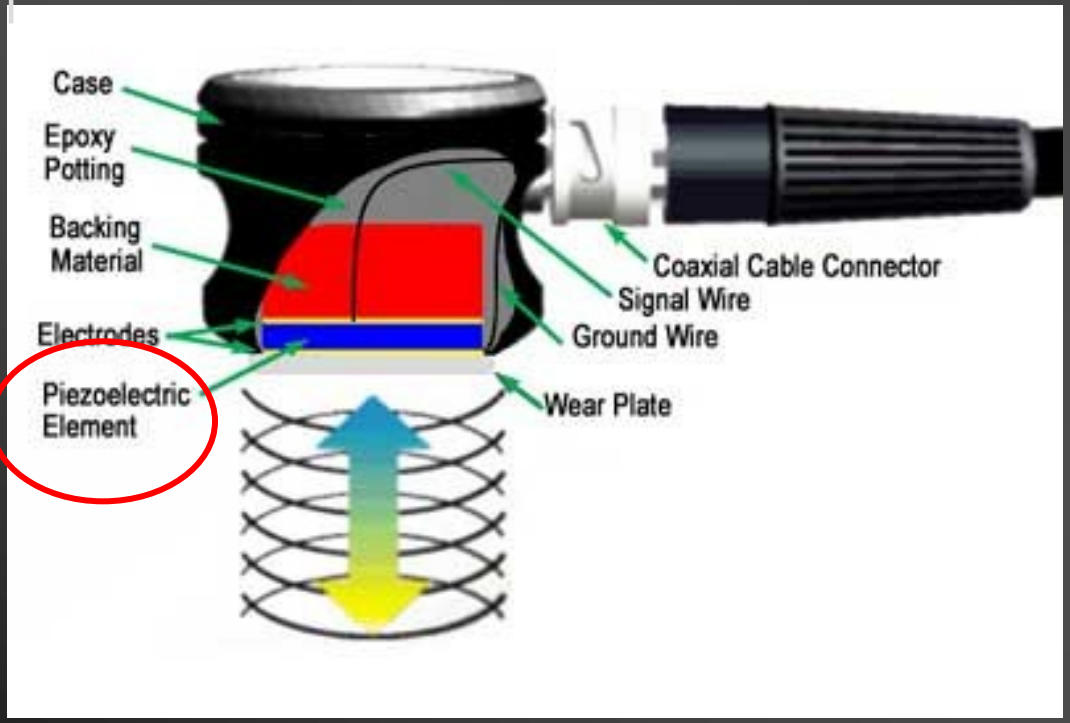
2010/2011– všeobecná sestra + porodní asistentka 1 ročník

Přednáška prezenční forma, UKB,A9, KUK, 324, Kamenice 5 , 10.20-12h

zdroj UZ vlnění

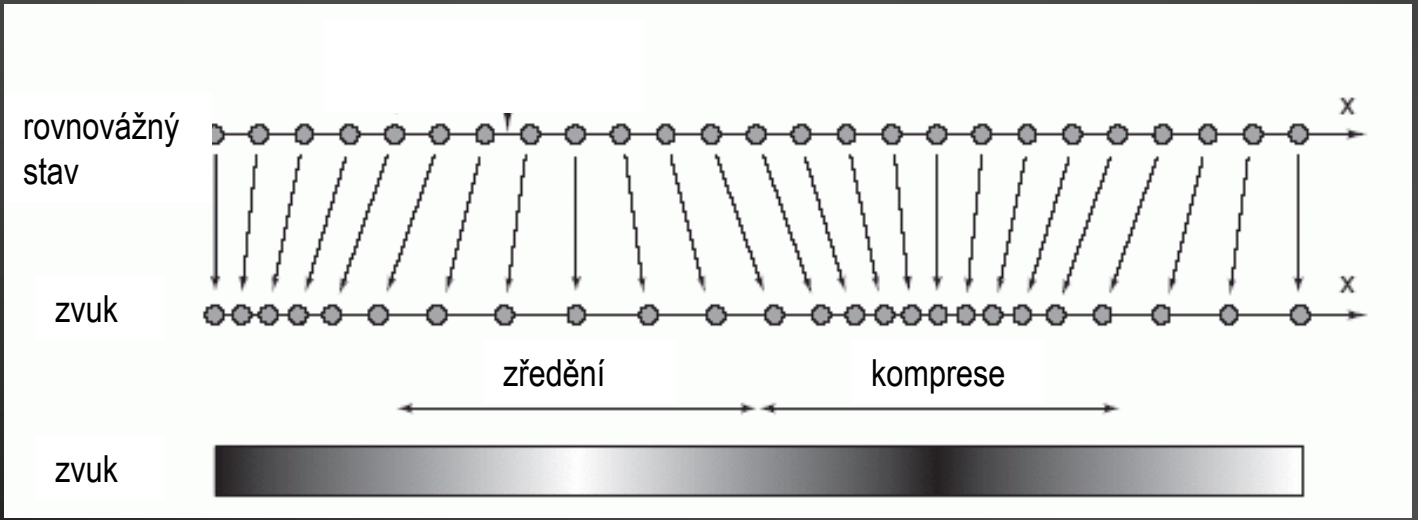
- piezoelektrický efekt
  - rozkmitání měniče pomocí vysokofrekvenčního napětí
  - polykrystalický ultrazvukový měnič – zdroj mechanického vlnění





zvuk - šíření

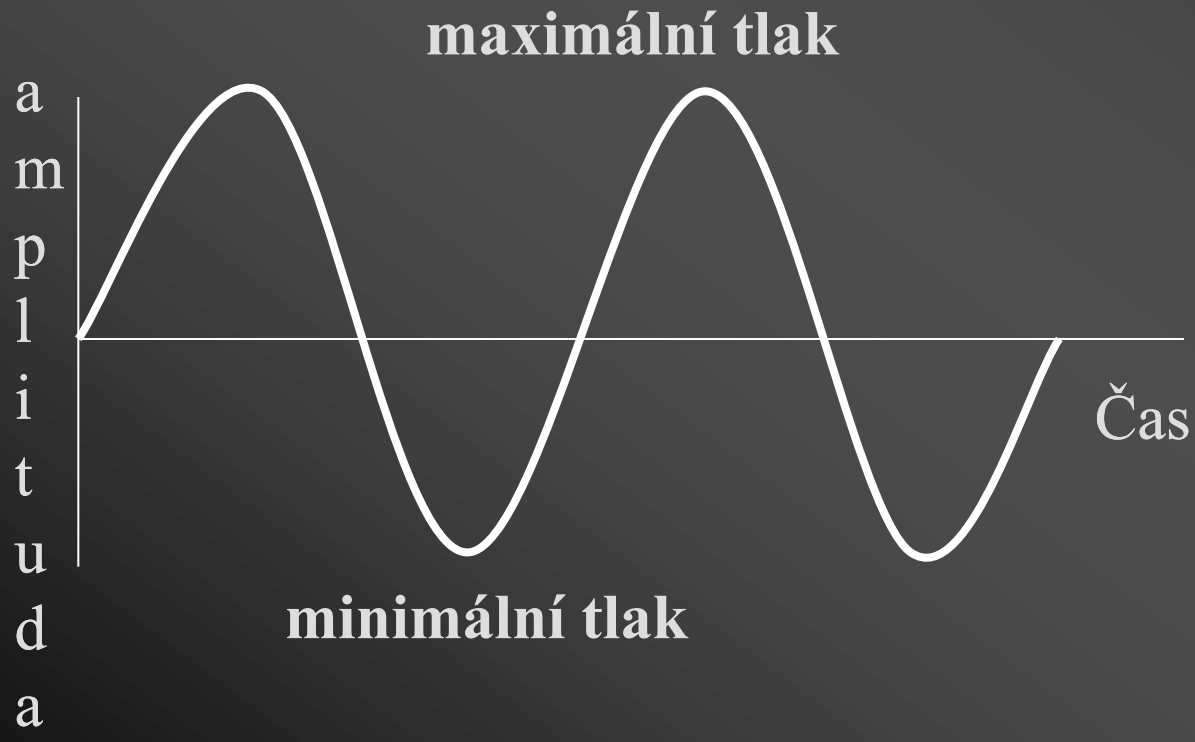
- zvukové vlny se šíří cyklickým stlačováním a zřeďováním částic v prostředí
- šíří se formou
  - podélného vlnění (v plynu a kapalině)
  - příčného vlnění (v pevném prostředí)

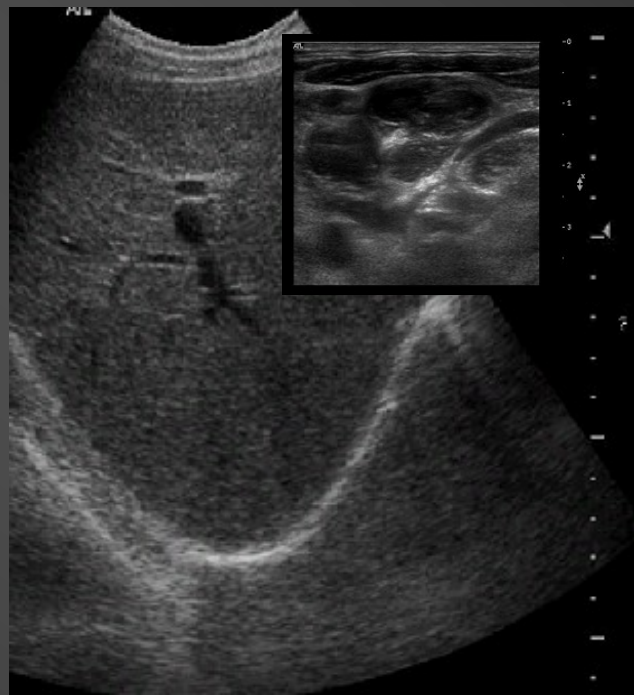


frekvence

- počet cyklů za 1 vteřinu

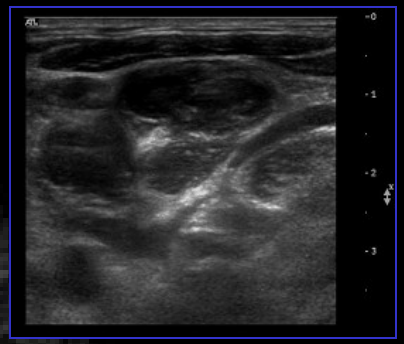
infrazvuk	0-16 Hz
slyšitelný zvuk	20 Hz-20 kHz
ultrazvuk	20 kHz-10 MHz
hyperzvuk	>10 MHz



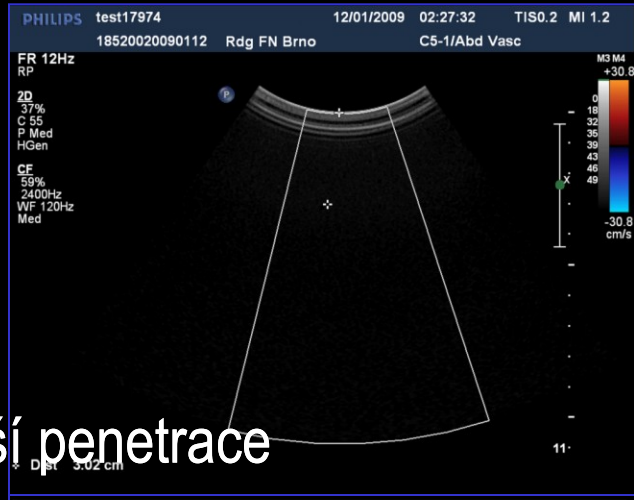


frekvence

- vyšší frekvence

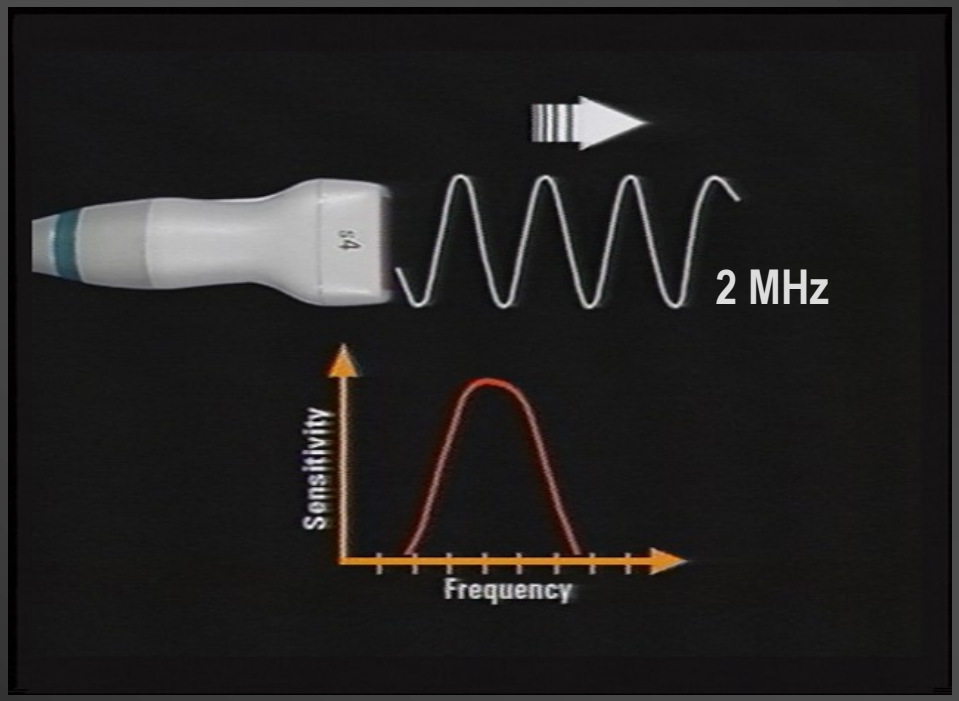


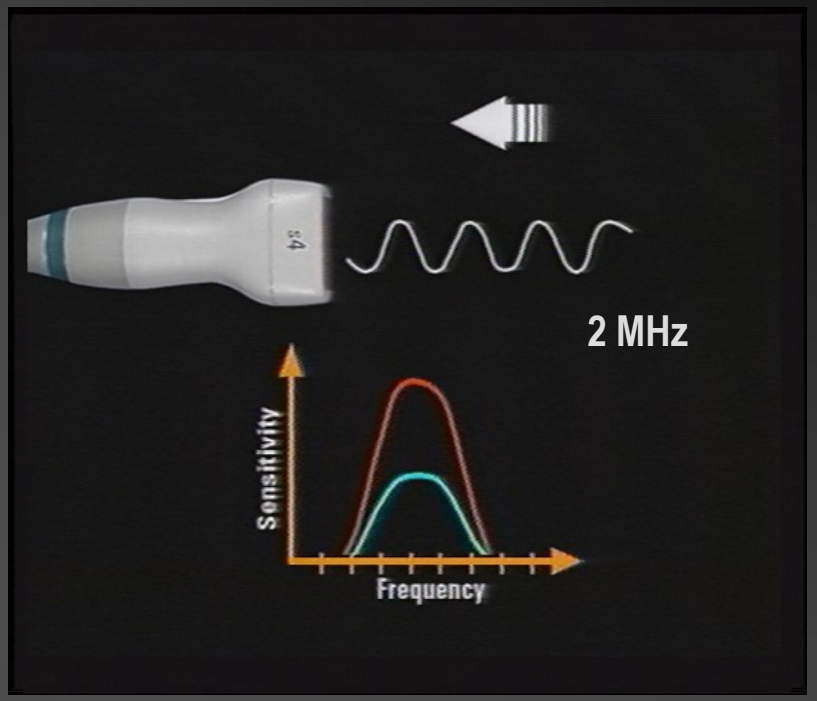
= vyšší rozlišení, horší penetrace



- nižší frekvence = vyšší penetrace, horší rozlišení

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, akustická impedance

- závisí na hustotě prostředí

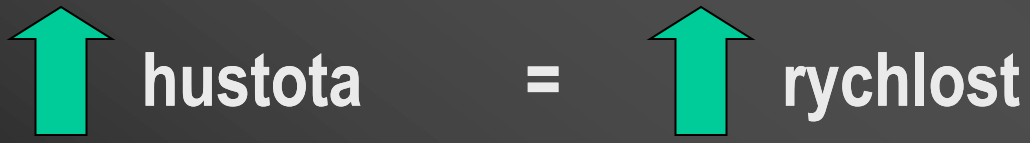
Prostředí	Rychlost [$m.s^{-1}$]	Akustická impedance [$Pa.s.m^{-1}$]*
Vzduch	330	0,0004
Destilovaná voda	1480	1,52
Sklivec	1532	–
Játra	1550	1,62
Měkké tkáně	1550	1,65–1,74**
Ledviny	1560	1,62
Kost	3500	3,75–7,38

**svalová tkáň

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

zvuk – rychlost šíření

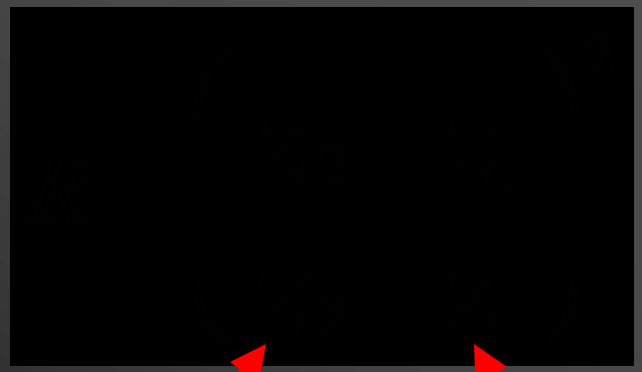
- rychlost šíření je určena charakteristikou prostředí
  - zejména **hustotou**
  - jak daleko jsou od sebe jednotlivé částice a jak rychle jsou schopné si předat svůj kmitavý pohyb



CEUS

Contrast Enhanced UltraSound

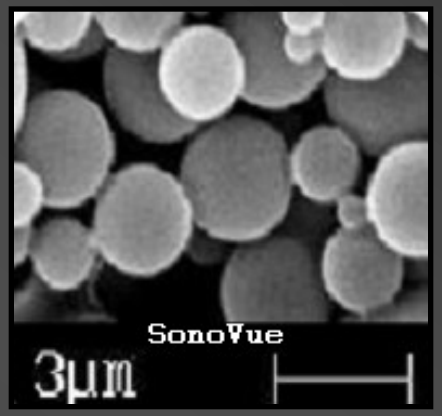
- vysoký rozdíl akustické impedance
- vysoká odrazivost UZ vlnění
- vysoký kontrast



voda 1,52

vzduch 0,0004

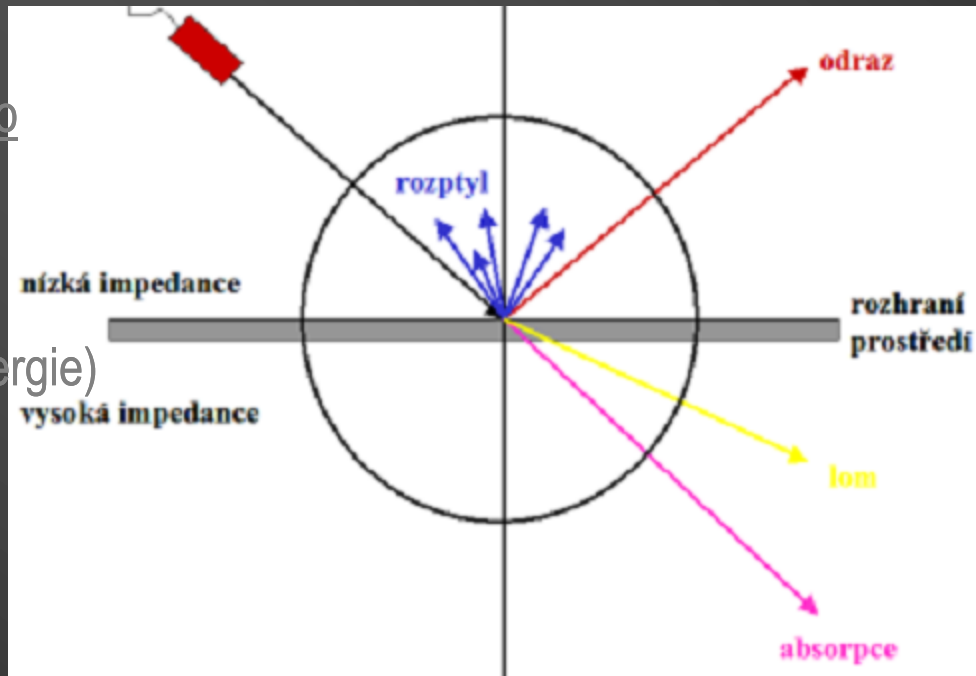
[Pa.s.m^{-1}]



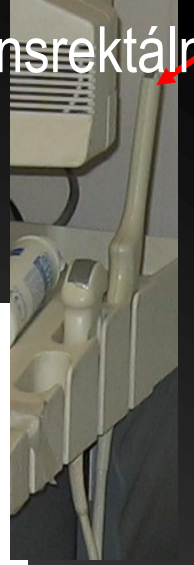
Čech, E. a spol.: Ultrazvuk v lékařské diagnostice a terapii. 1982, s. 44.

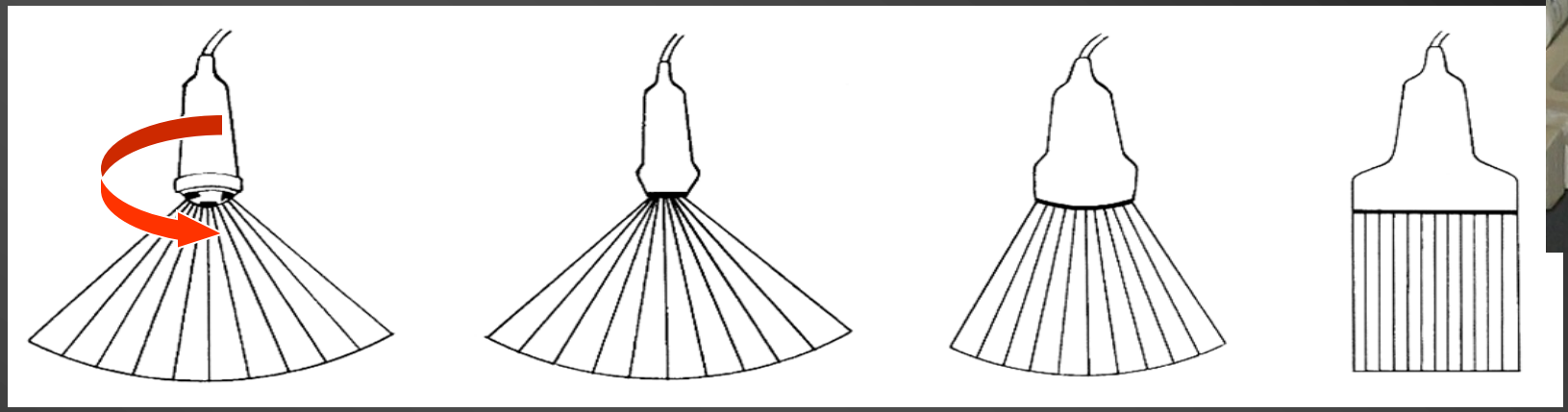
průchod uz vlnění tkáněmi

- odraz
  - na rozhraní dvou prostředí s výrazně rozdílnou hustotou, a to tím více, čím větší je rozdíl mezi jejich hustotami
- rozptyl
  - vzniká na mikroskopických rozhraních, kterých velikost je menší než vlnová délka vysílaného ultrazvuku
- ohyb, lom
  - vzniká na rozhraní dvou prostředí, když vlnění nedopadá kolmo
- absorpce
  - postupně ztrácí svoji energii při průchodu hmotou (formou tepelné energie)



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 uspořádáné 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 uspořádáné do konvexně vyklenuté řady

Lineární sonda: 5-10 MHz

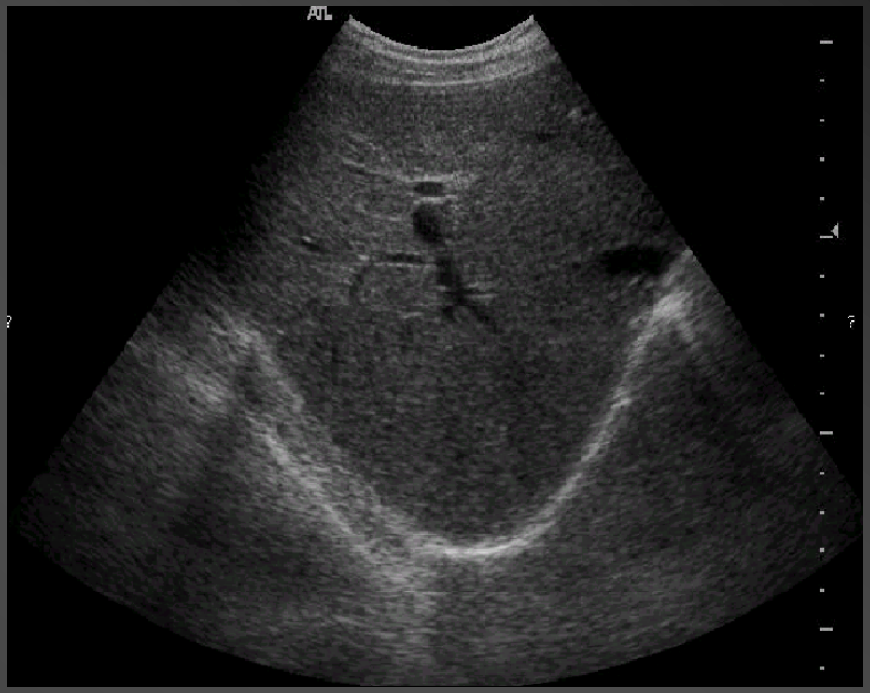
- měniče jsou uspořádáné v jedné řadě
- počet vertikálních obrazových řádků je úměrný počtu měničů

umožňují spektrální i barevný dopplerovský záznam

NE-DOPPLEROVSKÉ MODALITY

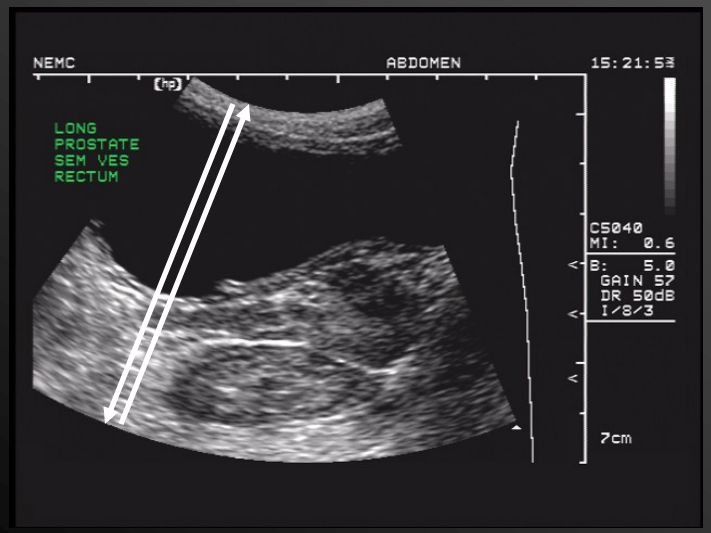
B zobrazení (B-mode)

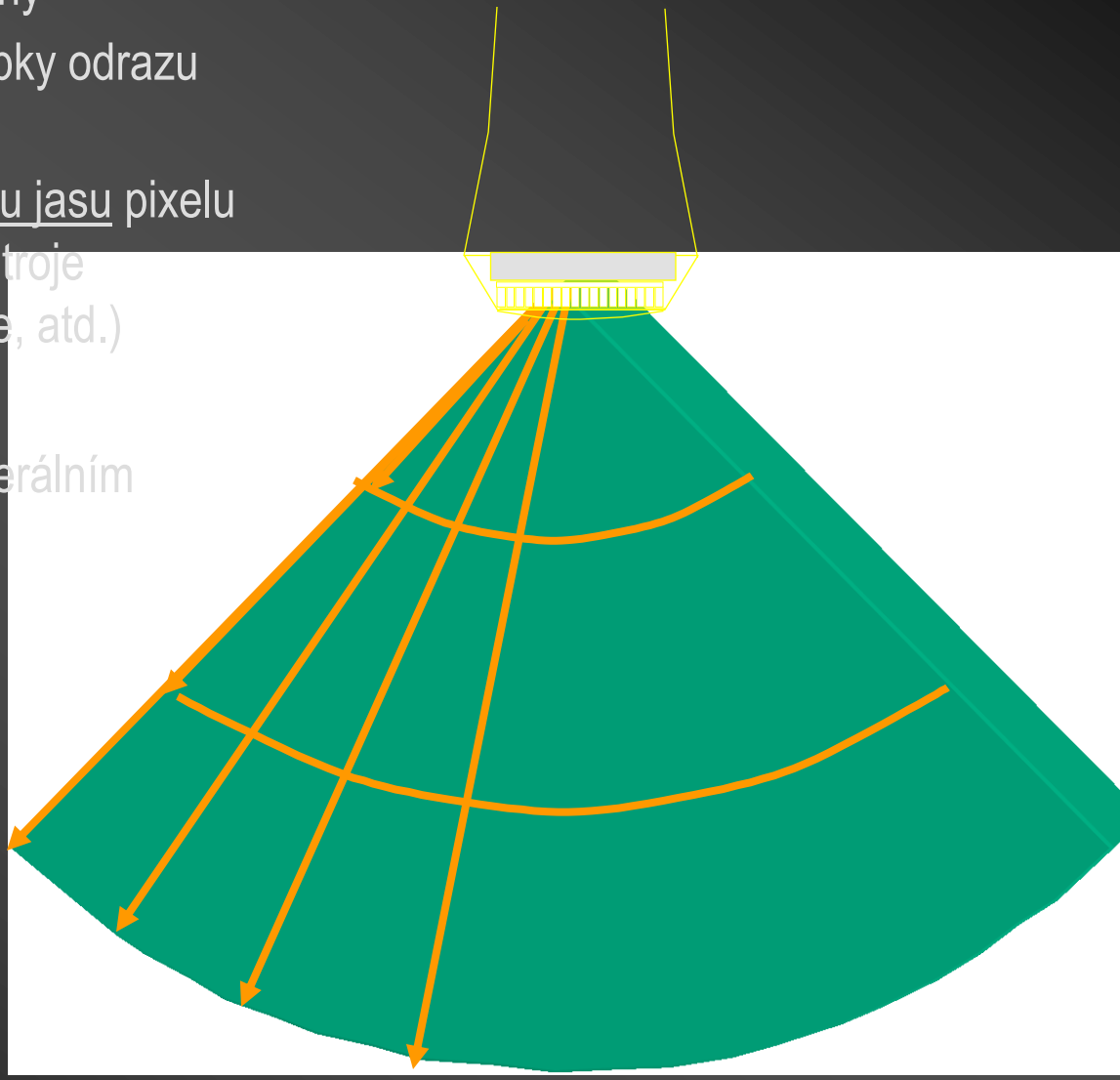
- „B“ – brightness
- dvourozměrné zobrazení
- v reálném čase
  - intenzita obrazu – echogenita
  - směr a hloubka odrazu



vznik UZ obrazu

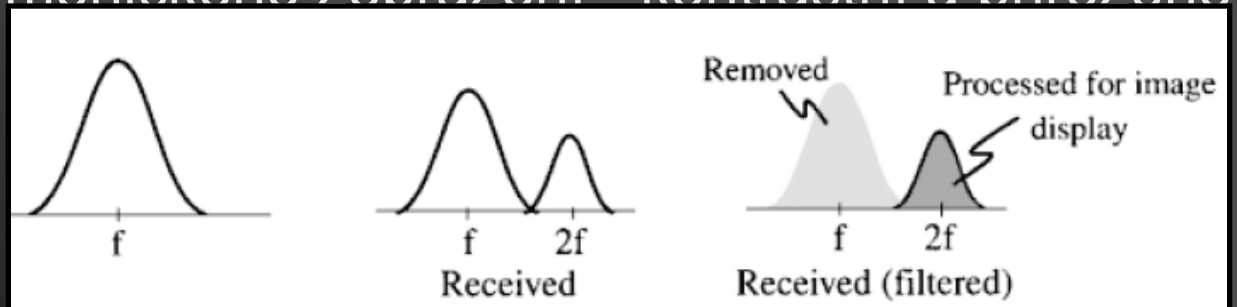
- detekce amplitudy vyslané uz vlny
- dle doby návratu - výpočet hloubky odrazu signálu
- dle amplitudy - přiřazení intenzitu jasu pixelu na obrazovce dle nastavení přístroje (postprocessing, gain, komprese, atd.)
- zobrazení bodu
- totéž se opakuje několikrát v laterálním směru





harmonické zobrazení - princip

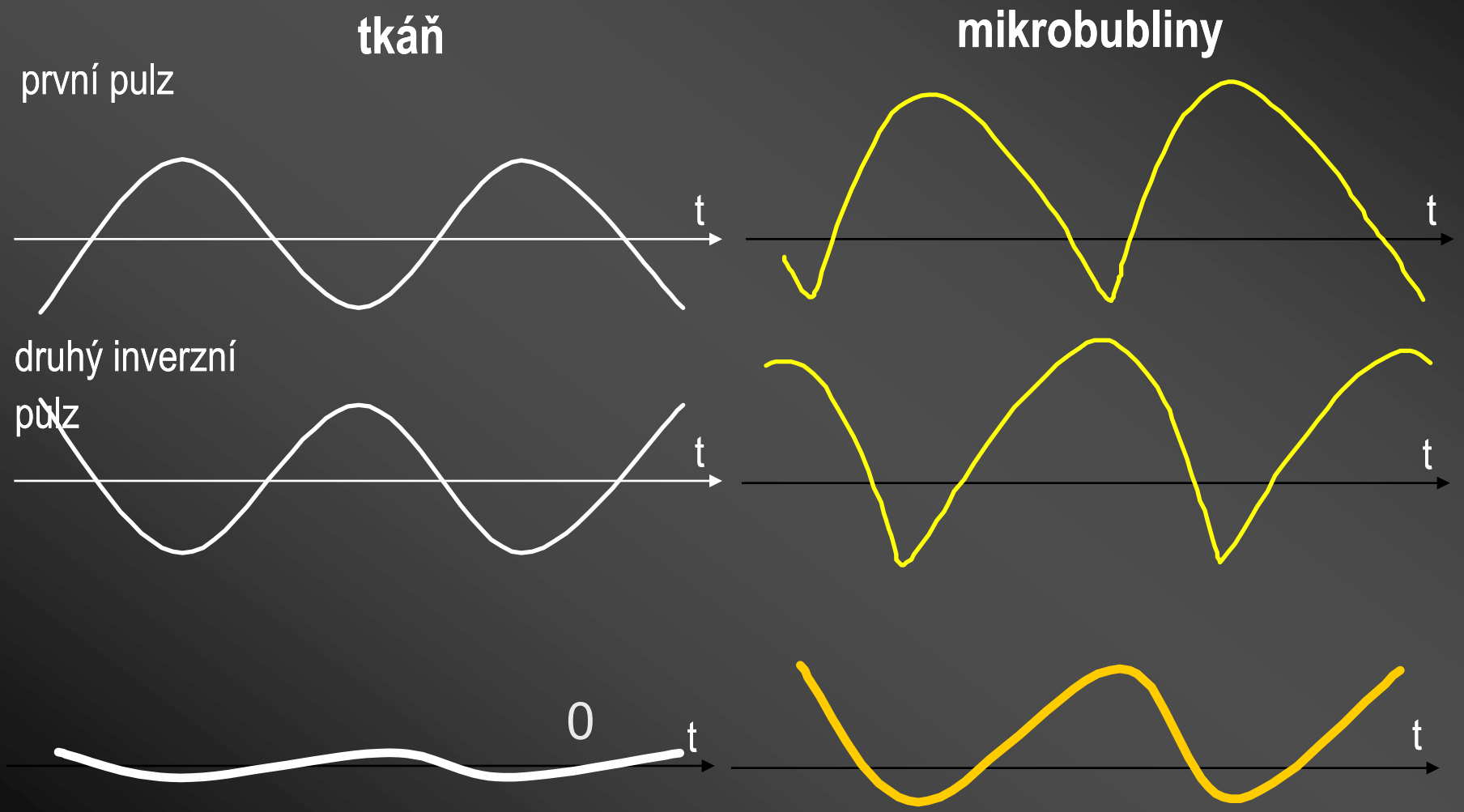
- spočívá v **detekci 2. harmonického kmitočtu a potlačení základního kmitočtu vysílaného sondou**
  - výrazné zlepšení poměru signál/šum a tím ke zvýšení kontrastu a prostorového rozlišení
- 2. harmonický kmitočet vzniká buď **kmitáním bublin kontrastních látek** vpravených do krevního oběhu nebo **kmitáním samotných tkáňových struktur** v důsledku nelineárního šíření ultrazvuku ve tkáních
- dvě formy harmonického zobrazení - kontrastní a přirozené



pulzní inverze

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

- dva zrcadlové pulsy s rozdílnou fází
- sonda detekuje odražené pulsy a sečte je
- mikrobubliny odráží asymetricky
- signál normální tkáně (bez bublin) = 0



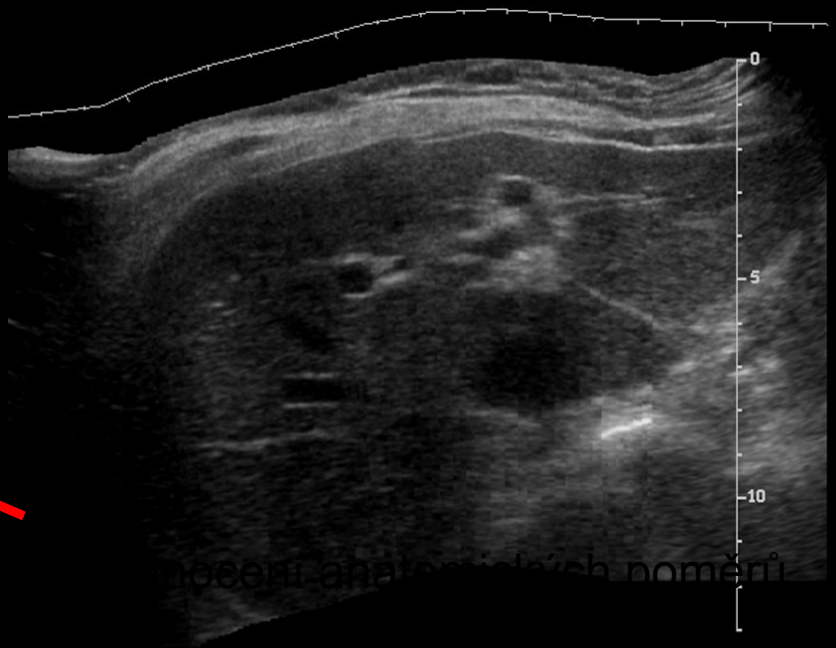
panoramatické zobrazení

- jedná se o rekonstrukci složeného obrazu z množství B–skenů, které jsou snímány ve stejné rovině.
- náběr dat je ukládán do paměti přístroje, rozdělený na jednotlivé pixely
- opakující se pixely jsou zprůměrovány
- pixely jsou uloženy do matrice z níž je následně vytvořen panoramatický obraz

porovnání nízkofrekvenční sondy a panoramatického uz

panoramatické zobrazení - technika

- sonda je vedena jedním směrem v souhlasné rovině s její podélnou osou
- nesmí dojít k odchýlení od skenované oblasti
- pohyb musí být plynulý, nesmí se vracet
- nutný ideální kontakt s povrchem těla nad vyšetřovanou oblastí



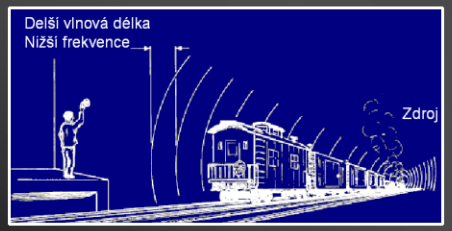
Mechl M., Neubauer J., Nadenicek P., Sprlakova A.: Panoramic ultrasound and its clinical use. VIII.naukovy zjazd polskiego towarzystwa ultrasonograficznego, Zamosc 25-38.5.2006, Ultrasonografia, Suppl 1/2006, p.21, ISSN 1429-7930.

DOPPLEROVSKÉ MODALITY

Dopplerův princip

Dopplerův princip

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



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

Dopplerův princip

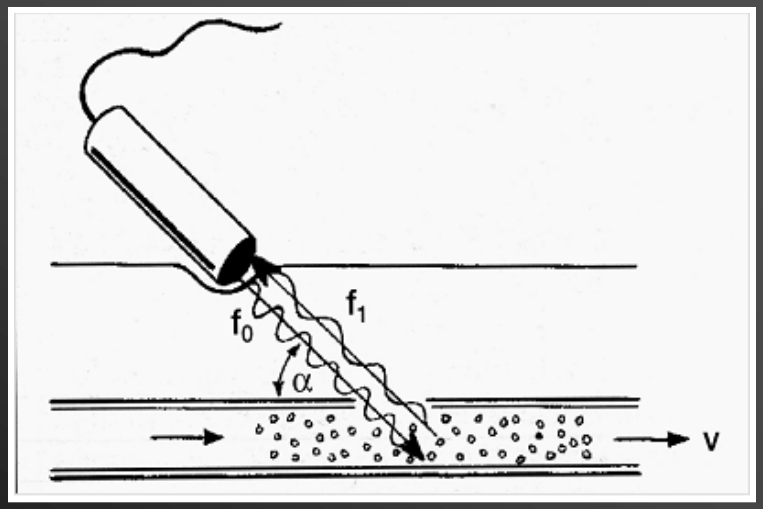
přibližuje-li se zdroj zvuku o konstantní výšce (frekvenci) tónu směrem k pozorovateli, vnímá pozorovatel výšku tónu vyšší, rozdíl mezi frekvencemi záleží na rychlosti pohybu

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 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



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

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° = 0,5*

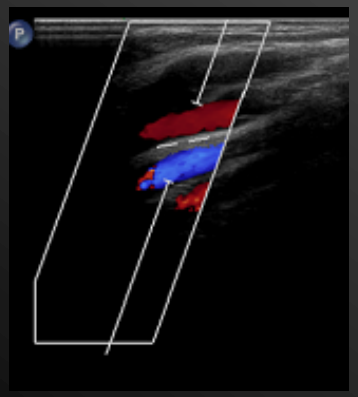
$$\Delta f = \frac{2 \cdot 5000000\ s^{-1} \cdot 0{,}3\ ms^{-1} \cdot 0{,}5}{1580\ ms^{-1}} = 949\ s^{-1}\ (Hz)$$

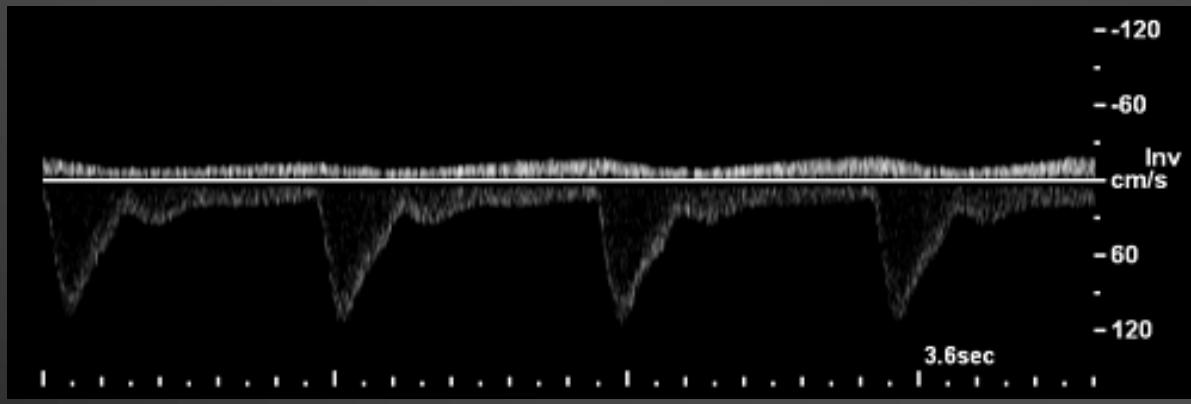
rychlost šíření zvuku v měkkých tkáních

Silbernagl S., Despopoulos A.: Atlas fyziologie člověka, Praha, Avicenum, 1984, 735 21 – 08/5,s. 140–142.
Hrazdira, I., Mornstein, V.: Úvod do obecné a lékařské biofyziky, 1998, ISBN 80–210–1822–4.

Dopplerův efekt

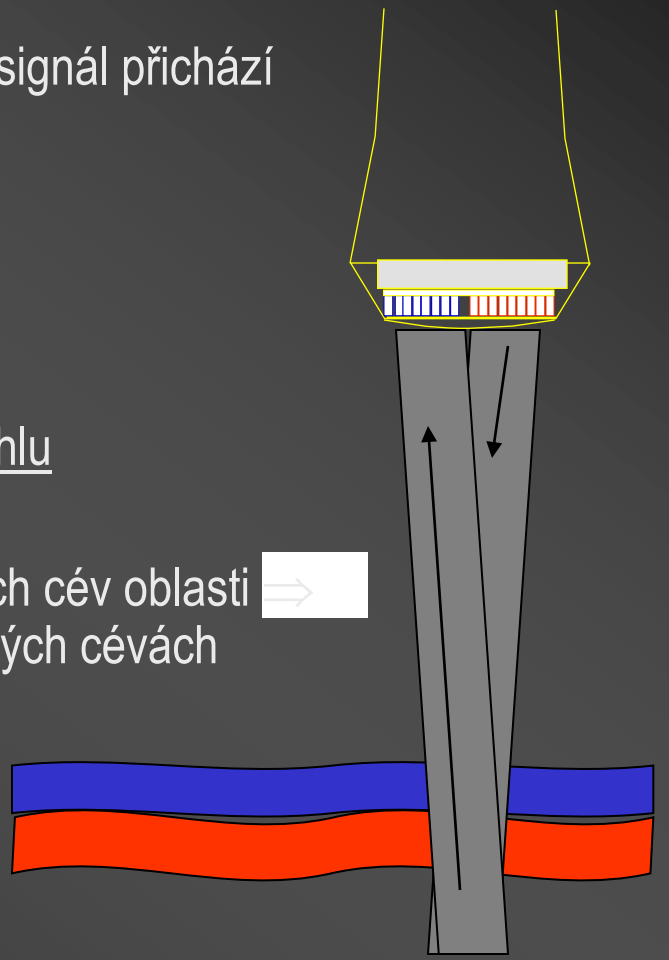
- ***změna <u>frekvence</u> je determinována <u>rychlostí</u>***
- ***<u>intenzita</u> signálu je determinována množstvím pohybujících se <u>elementů</u> (např. krvinek)***
- **směr průtoku** při pohybu k sondě (od sondy) - **BART**
- průtok směrem k sondě je zobrazen ve spektru nad nulovou linií
- průtok směrem od sondy je zobrazen ve spektru pod nulovou linií



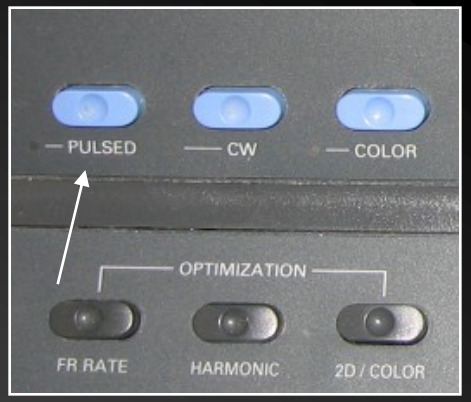


kontinuální Doppler

- 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 ⇒ záchyt signálu ze všech cév oblasti ⇒ součet signálu ⇒ nelze odlišit rychlost toku v jednotlivých cévách
- využití: tužkové Dopplery, cévní chirurgie
- měří libovolně velké rychlosti

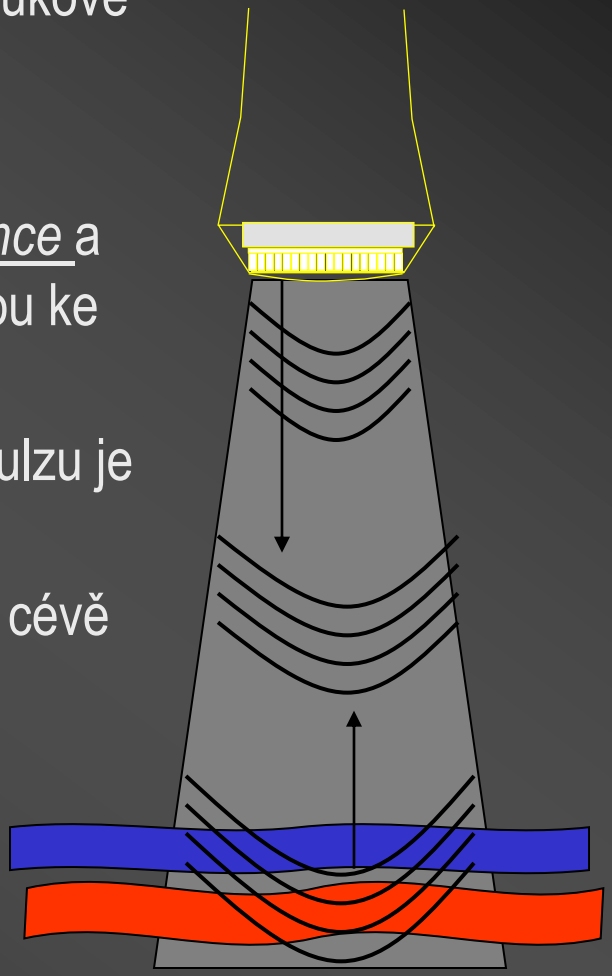


pulzní Doppler



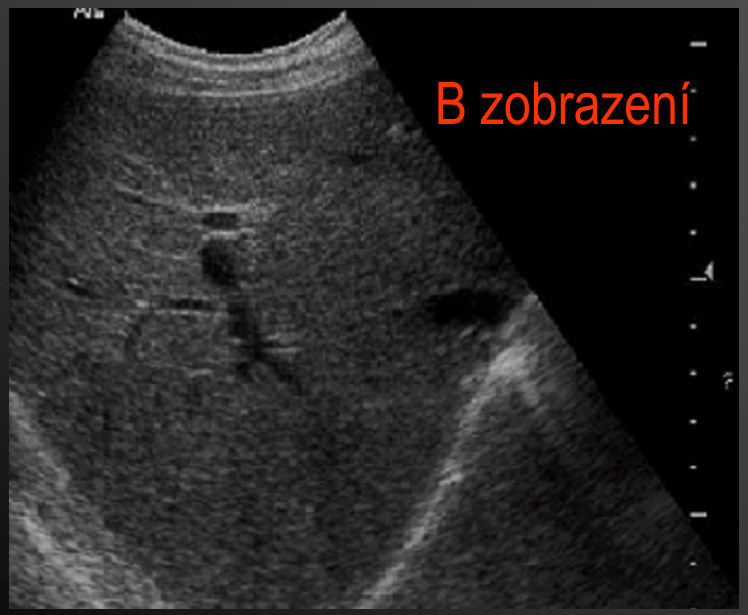
- pulzní dopplerovské systémy (PW)
- jeden elektroakustický měnič, který střídavě ultrazvukové vlnění vysílá a přijímá
- sonda pracuje ve střídavém, tj. pulzním režimu
- rytmus vysílání se označuje jako *opakovací frekvence* a je v horní oblasti frekvencí omezen dobou potřebnou ke zpětnému návratu odraženého 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

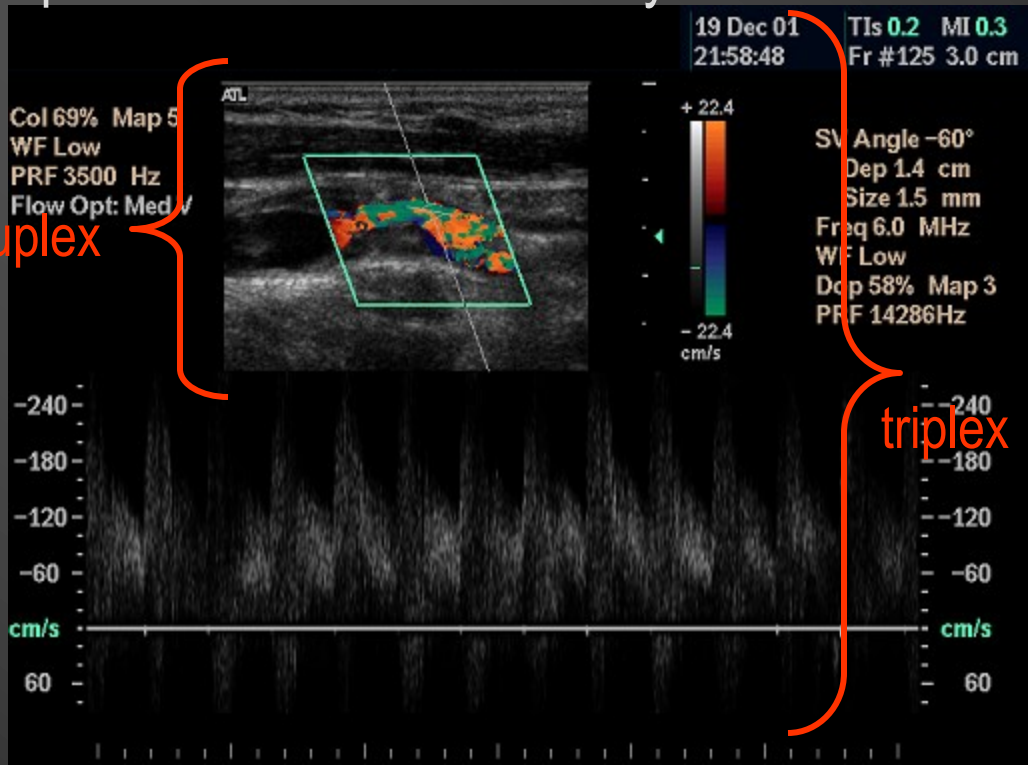
1/1000 vysílač, 999/1000 přijímač



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





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 kvantifikací 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

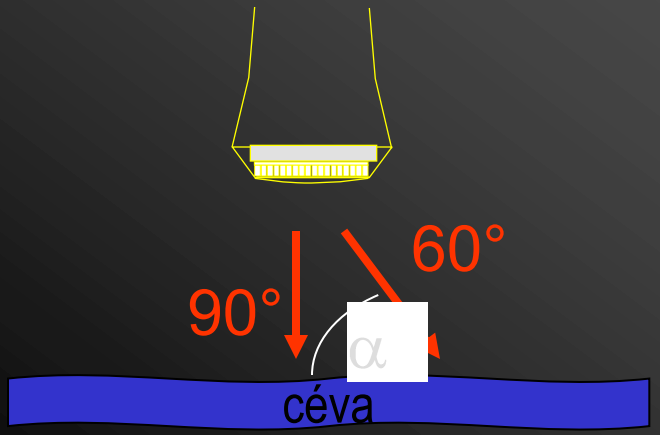
NEVÝHODY:

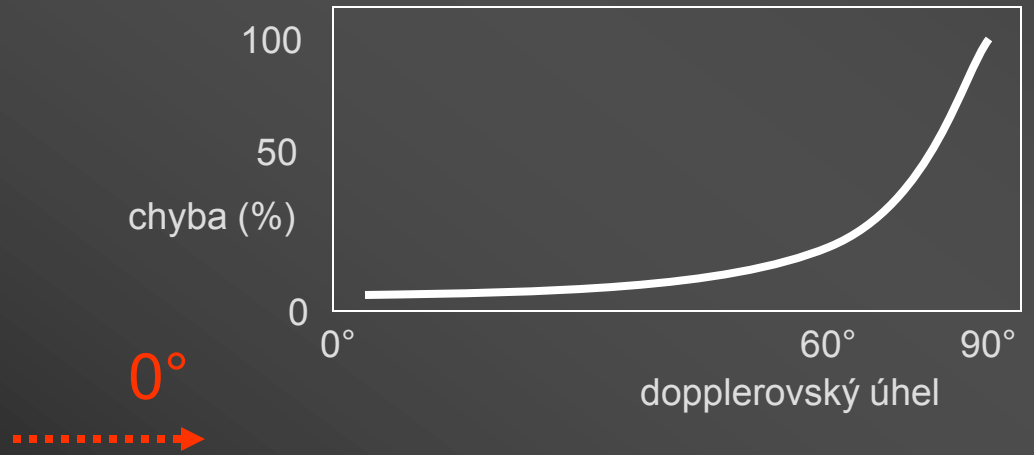
- zobrazení střední rychlosti toku
- ↓ frame rate (50-150ms)
- sklon k artefaktům při pohybech

dopplerovský úhel

- sklon vysílaných uz vln
- α = 0° = maximum frekvenčního posuvu = absolutní hodnota rychlosti měřeného toku (cos 0° = 1)
- úhel > 60° ~ nelze přesně kvantifikovat toky
- 90° ~ žádný signál (cos 90° = 0)
- 90° ~ krev není vůči sondě v pohybu

nevyšetřovat při dopplerovském úhlu výrazně přesahujícím hodnotu 60°

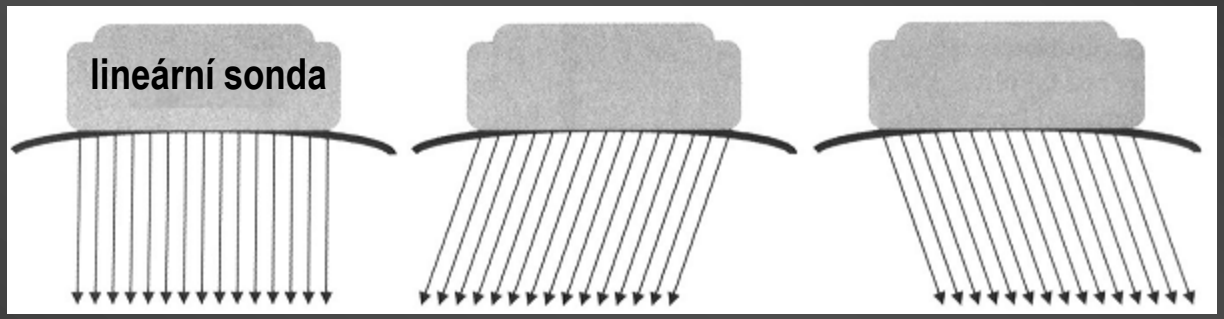


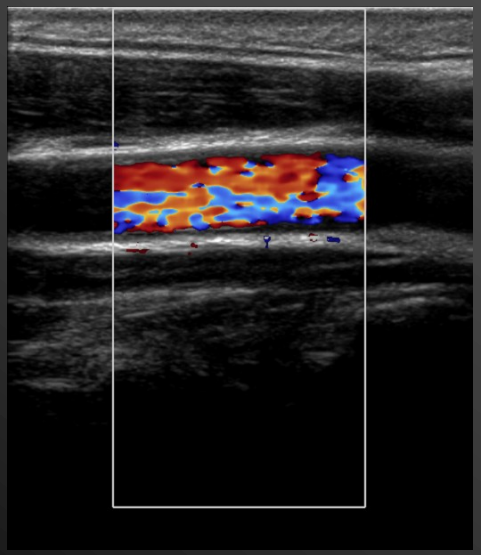


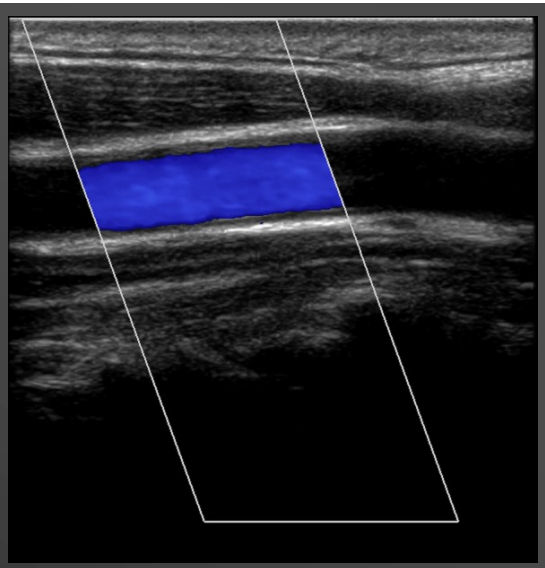
0°

steering

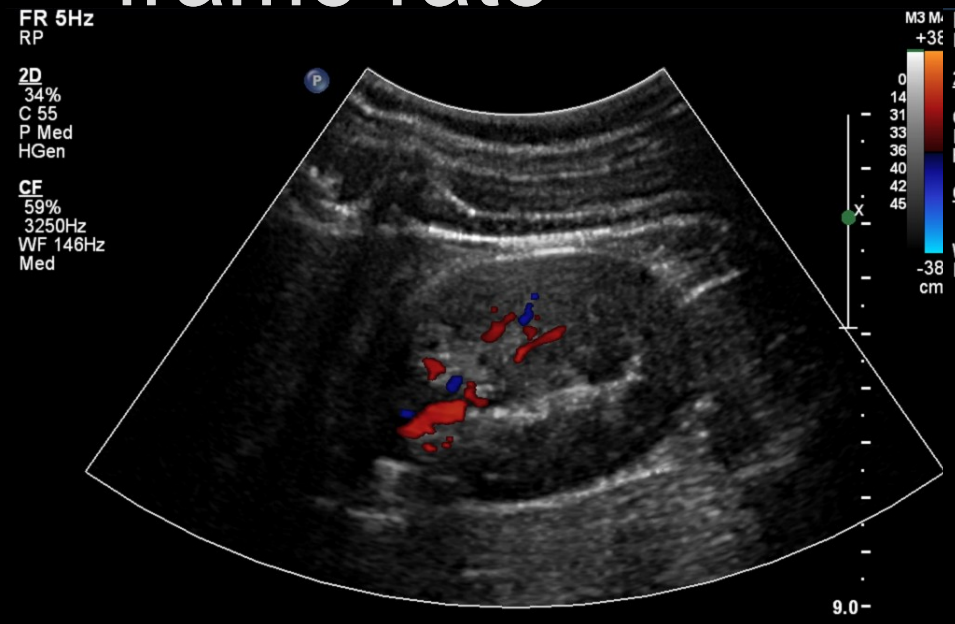
- lineární sondy
- malá možnost sklopení
- elektronické sklopení dopplerovských vln

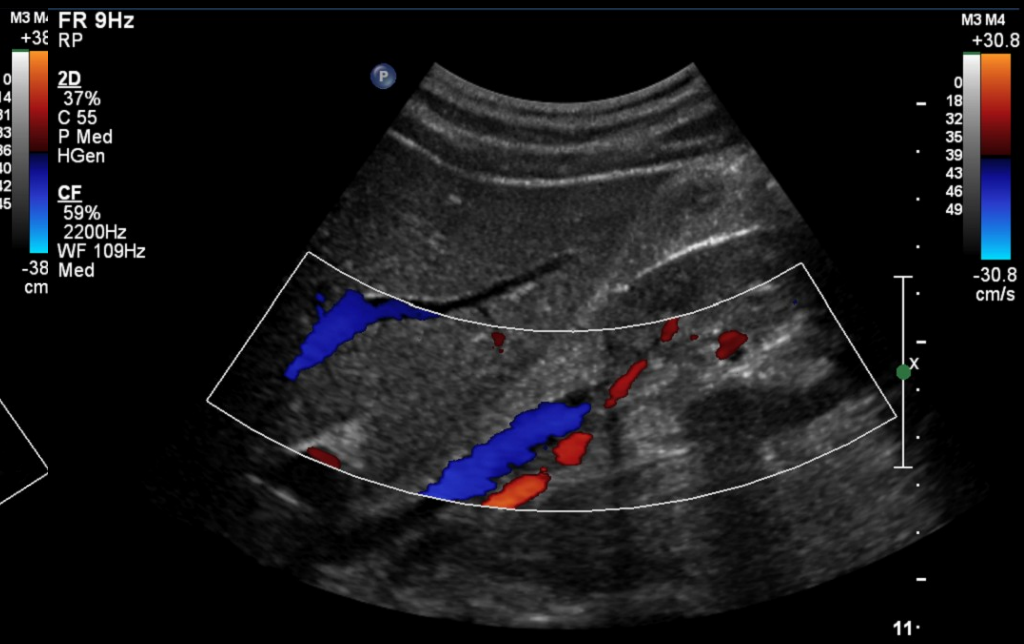




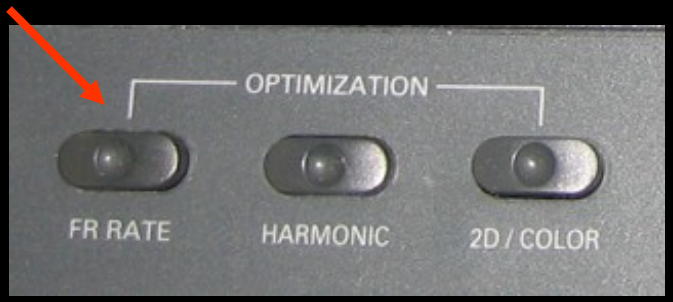


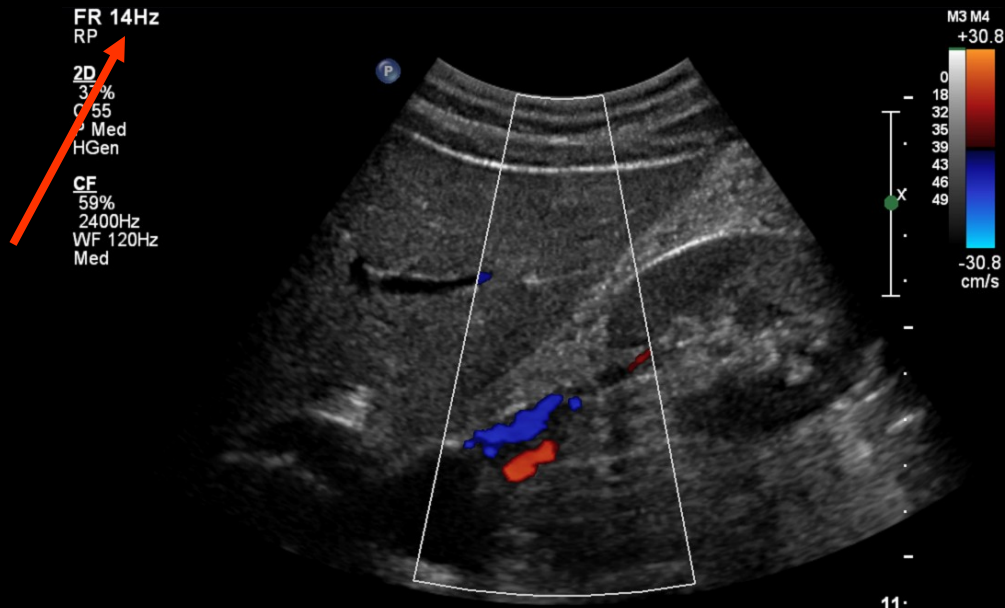
frame rate



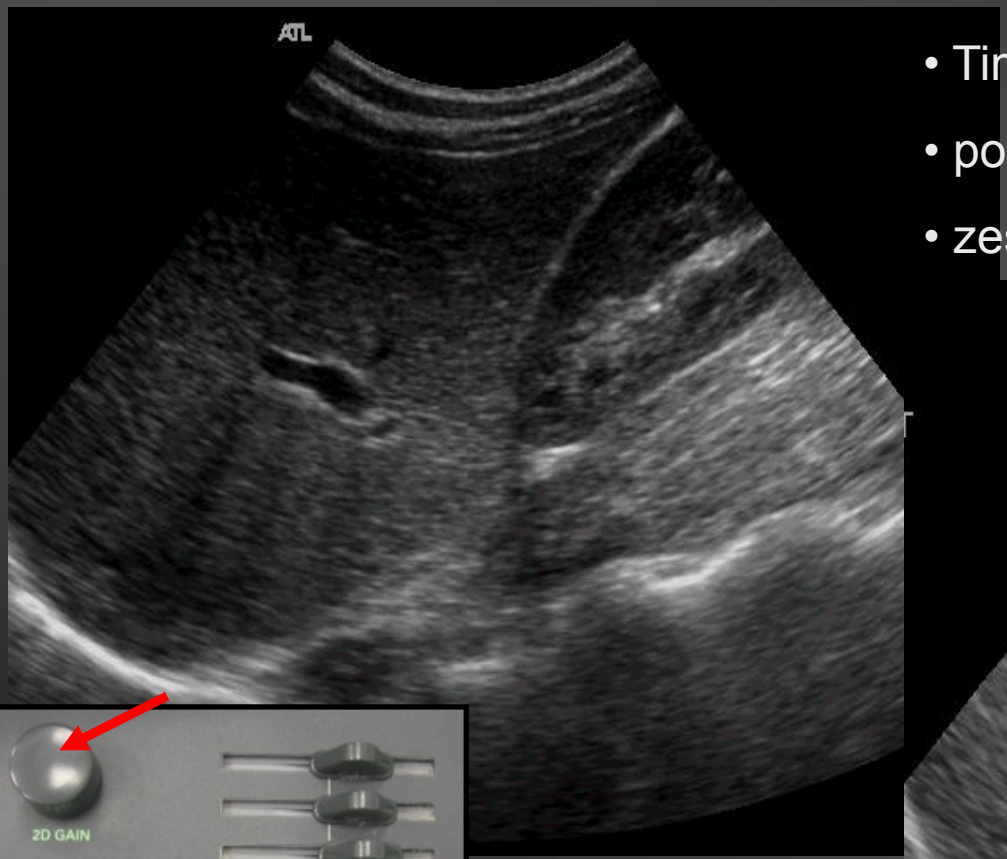


- frekvence obnovy obrazu
- vyšší FR ~ více energie ~ větší destrukce bublin

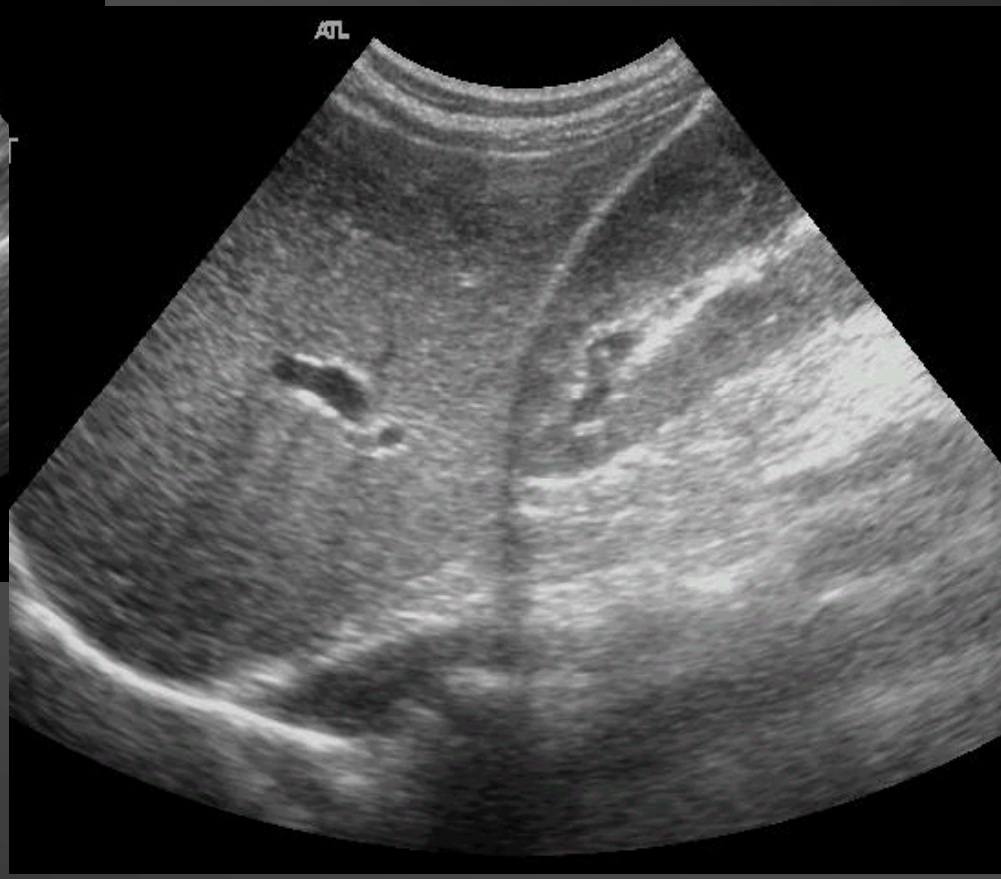




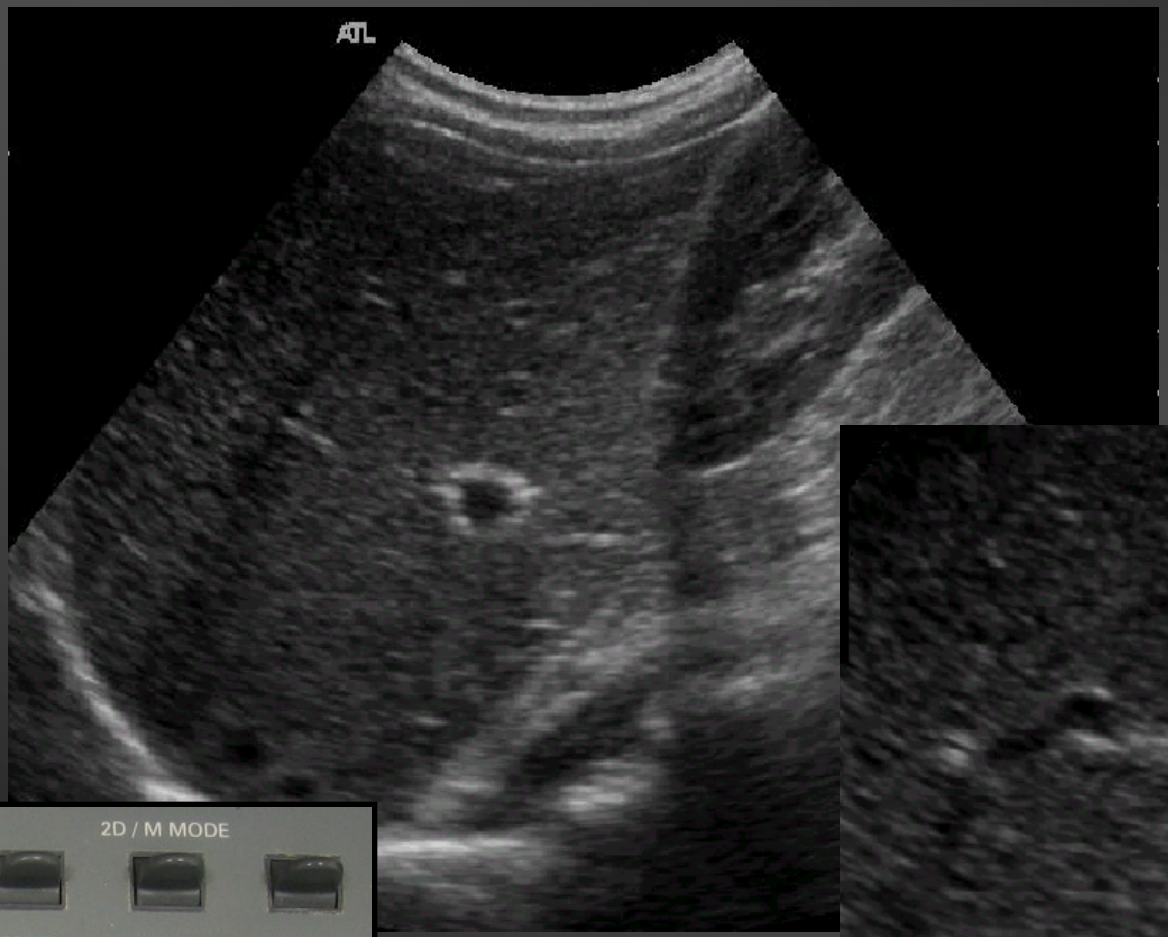
Gain a TGC tahové ovladače



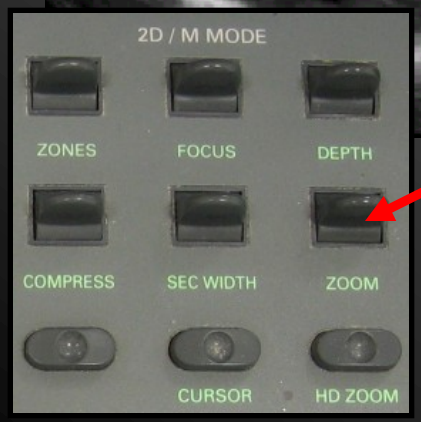
- Time Gain Compensation
- potenciometry
- zesílení ech



Zoom

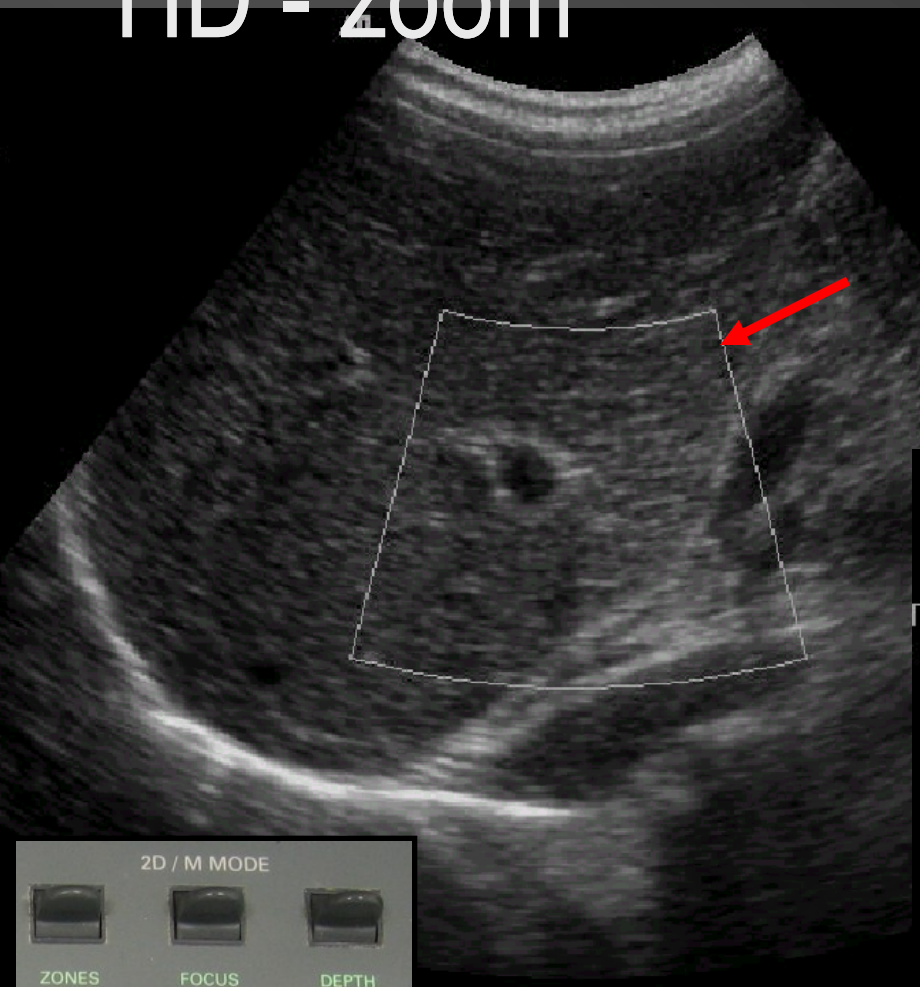


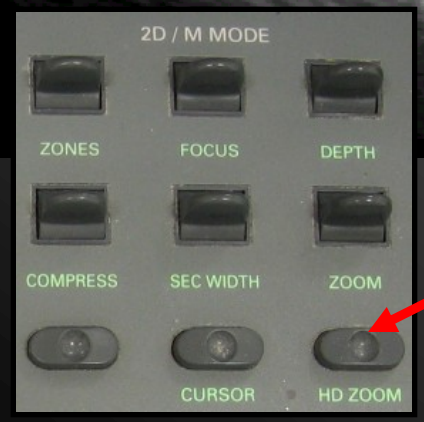
- lupa
- 8 úrovní

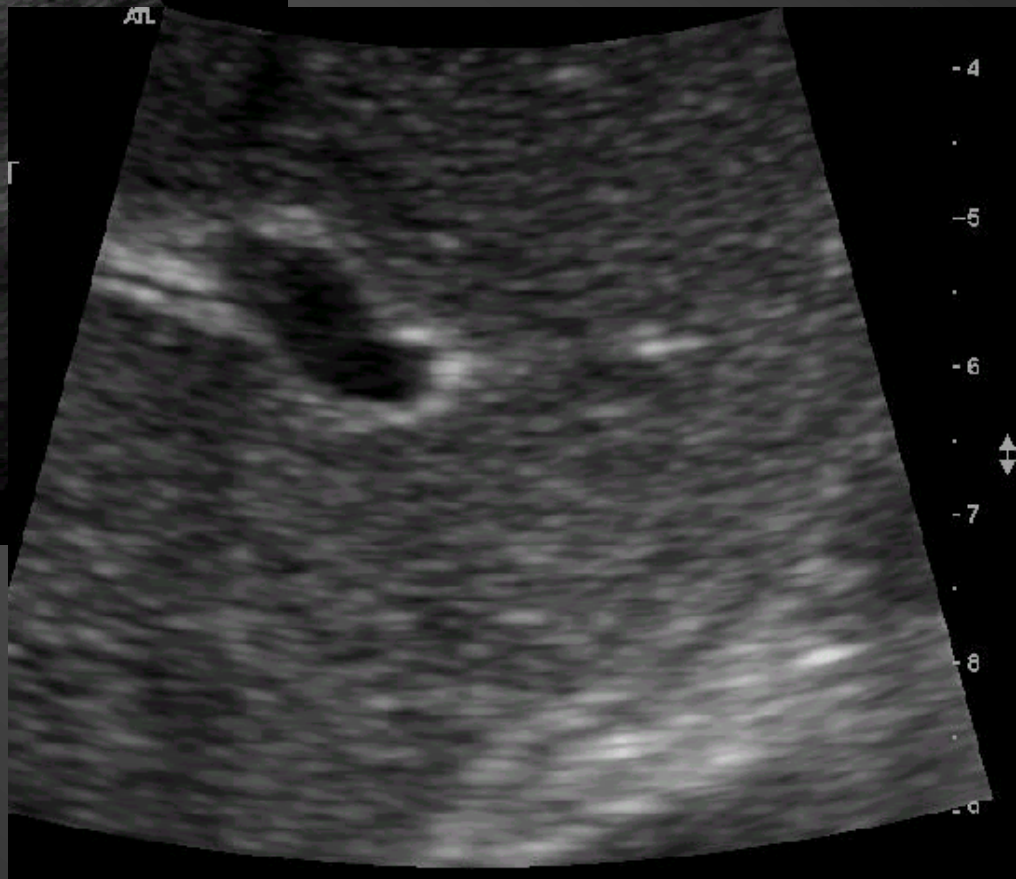


HD - zoom

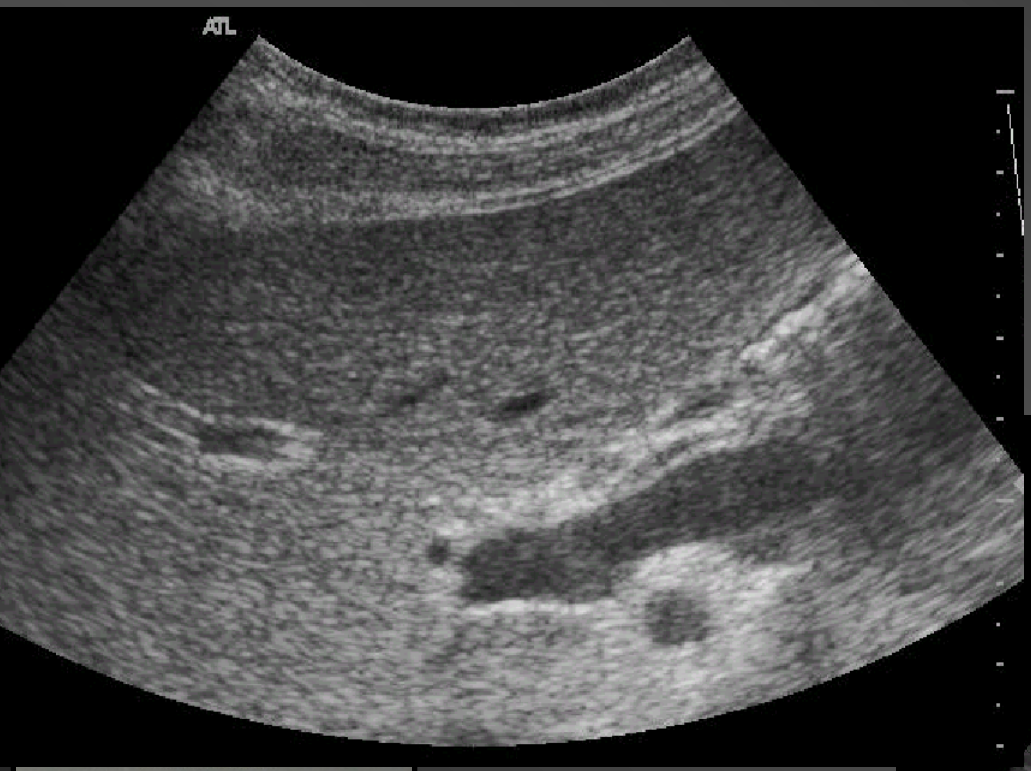
- High Definition



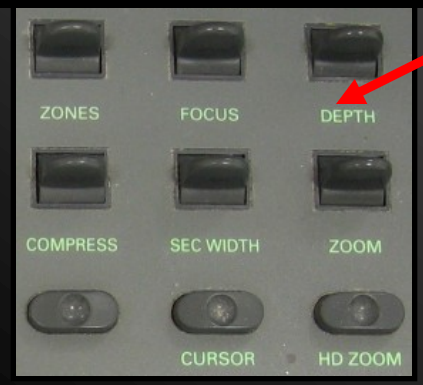


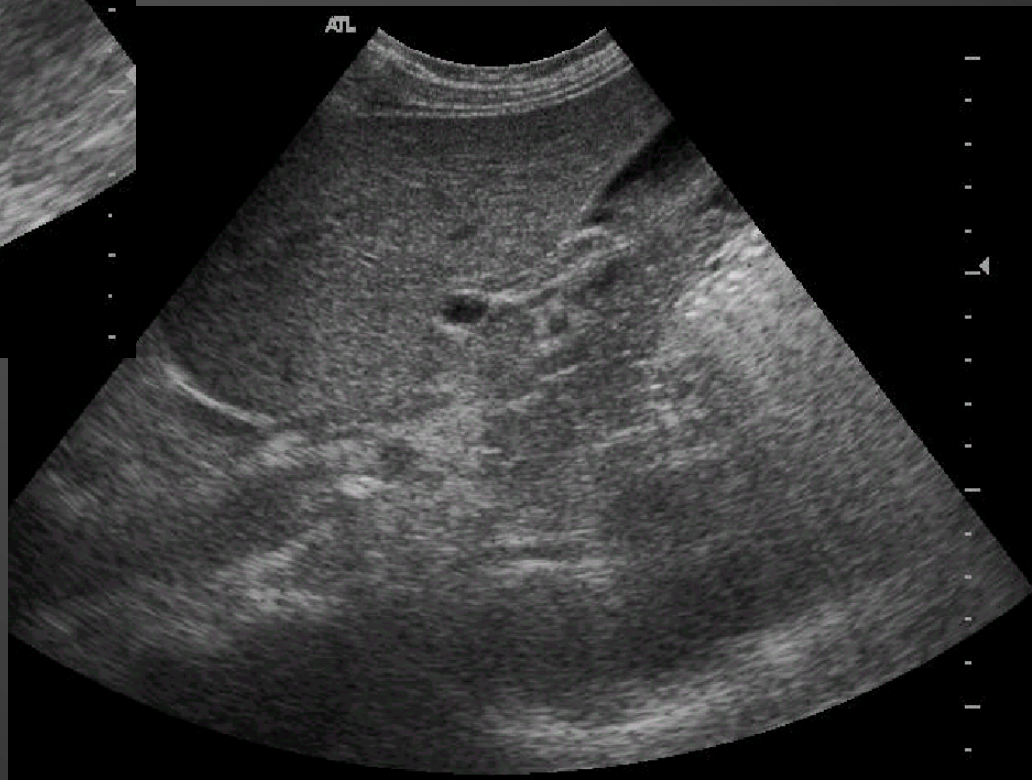


Depth – hloubka zobrazení

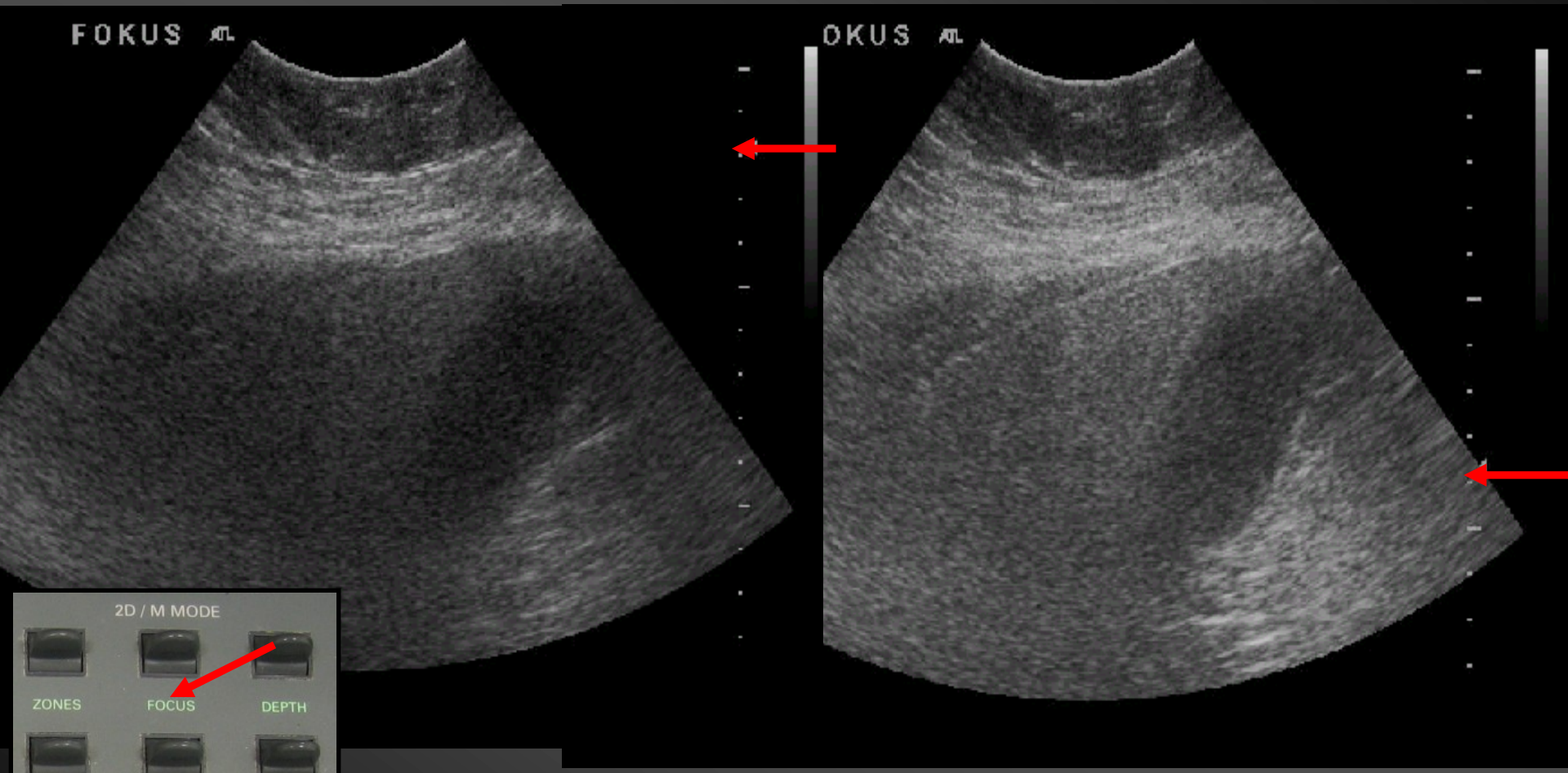


- MI
- snímkovací kmitočet
- hloubka fokusace

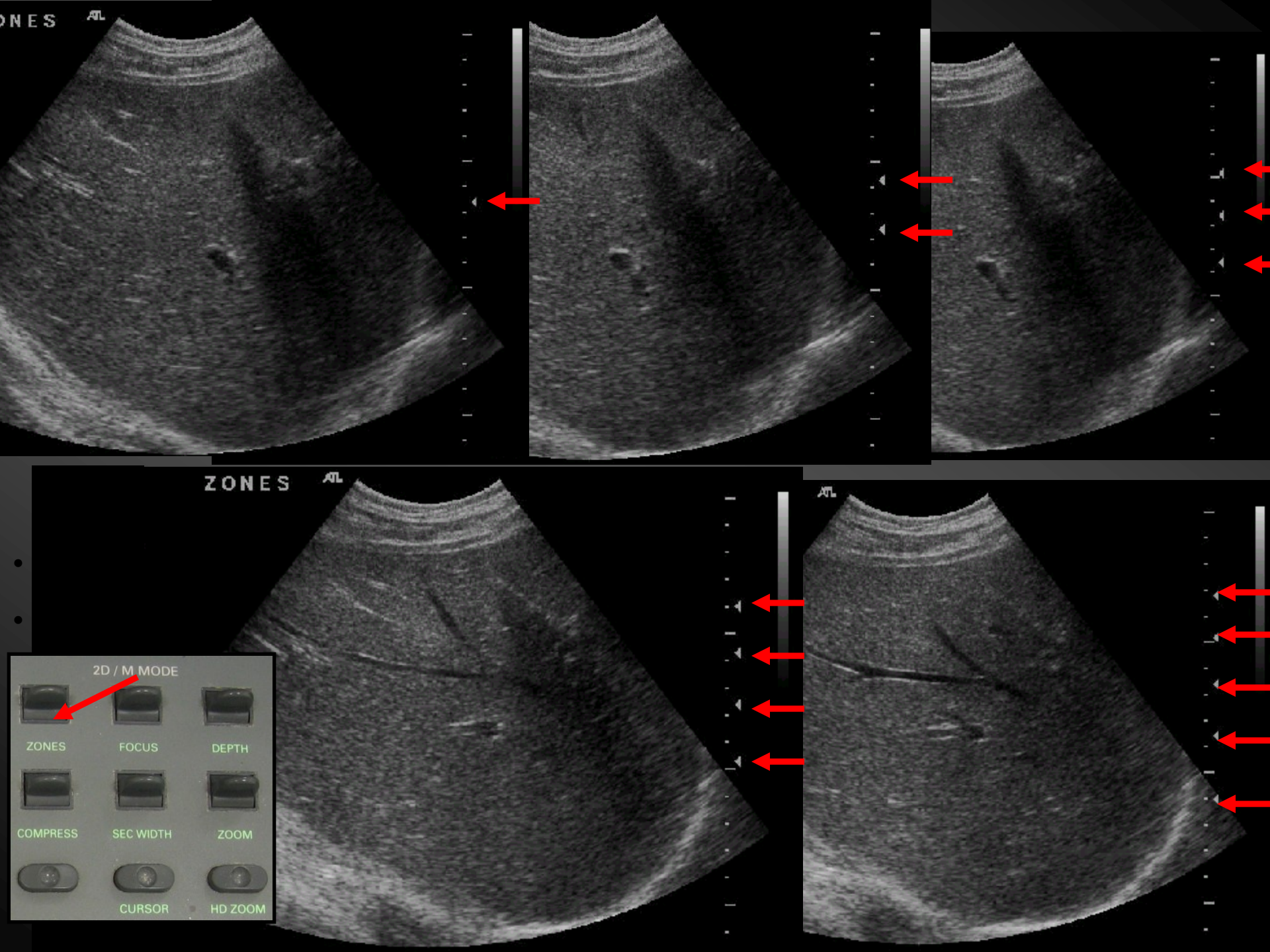




Fokus



- optimální „zaostření“ uz svazku


ONES
ATL
ZONES
ATL
ATL
2D / M MODE
ZONES
FOCUS
DEPTH
COMPRESS
SEC WIDTH
ZOOM
CURSOR
HD ZOOM

Chrome Maps

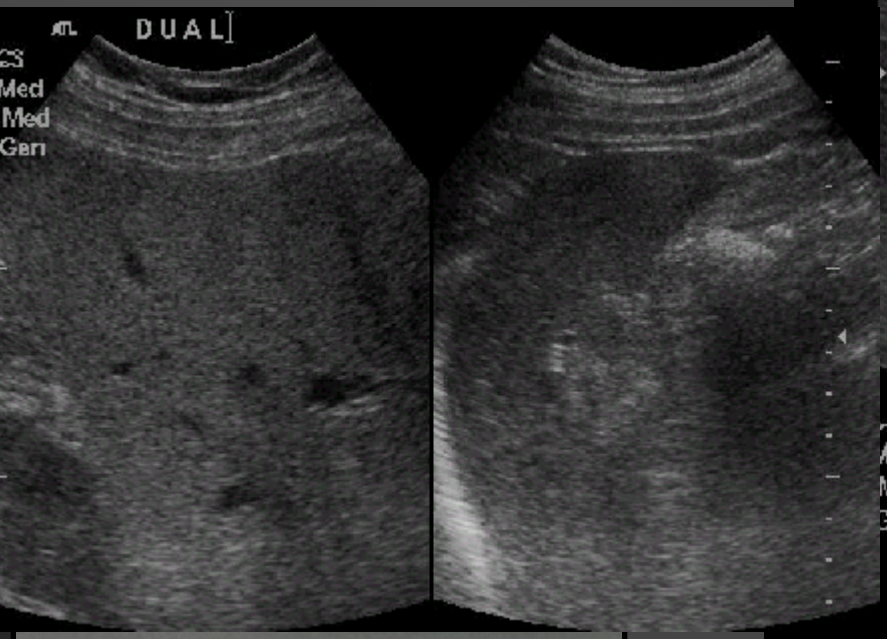
skotopické vidění

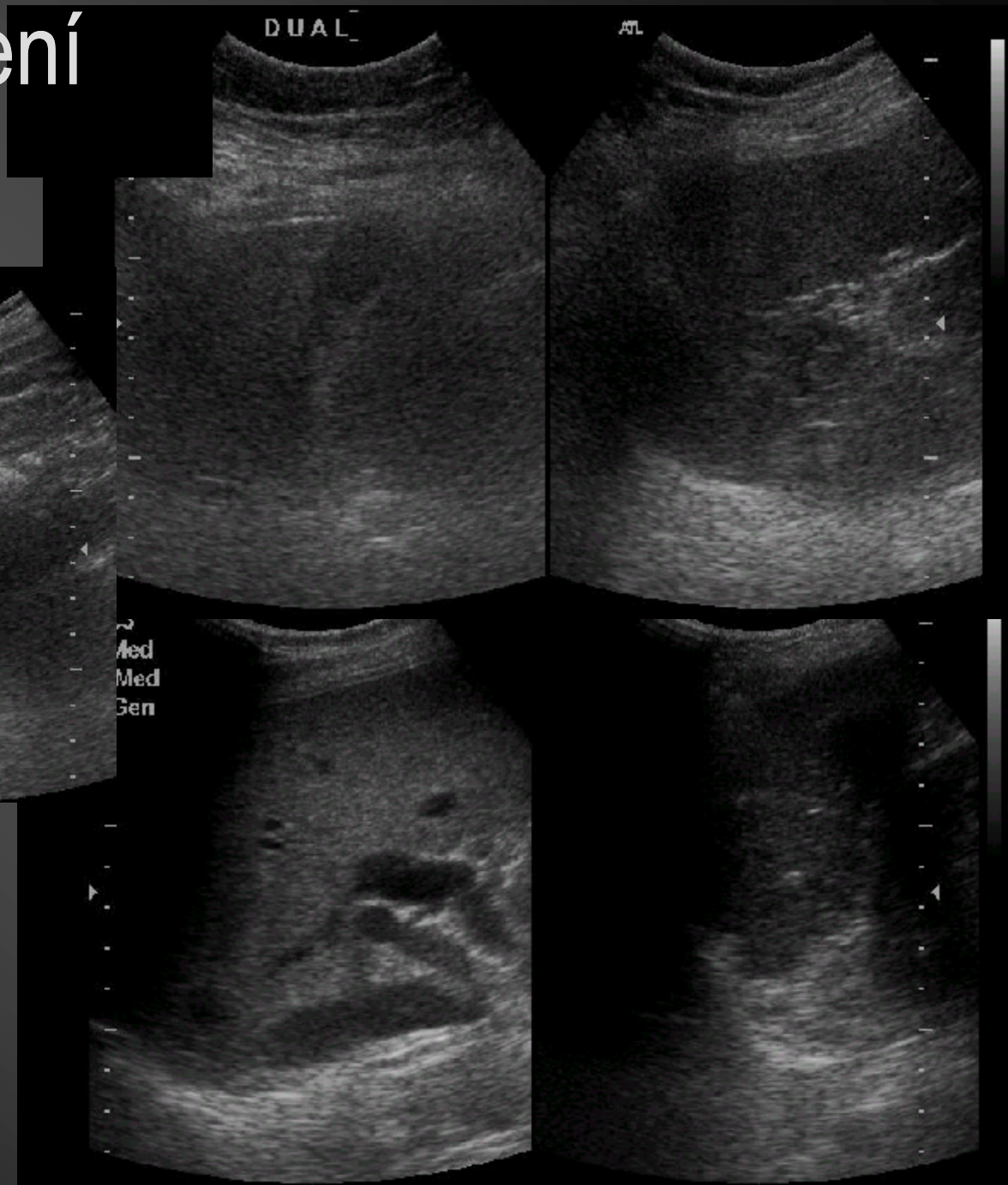
- tyčinky
- adaptace !
- asi 25 stupňů šedi
- horší rozlišovací schopnost

fotopické vidění

- čípky, mil. barev
- lepší rozlišení detailů

Dualní zobrazení





doporučené intenzity ultrazvuku FDA a intentizy 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 – prostorově špičková, časově průměrná intenzita

Barnett S. B. et al. 2000

děkuji za pozornost