

Sonografie

Principy, indikace, kontraindikace, terminologie

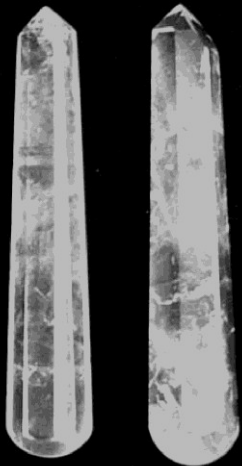
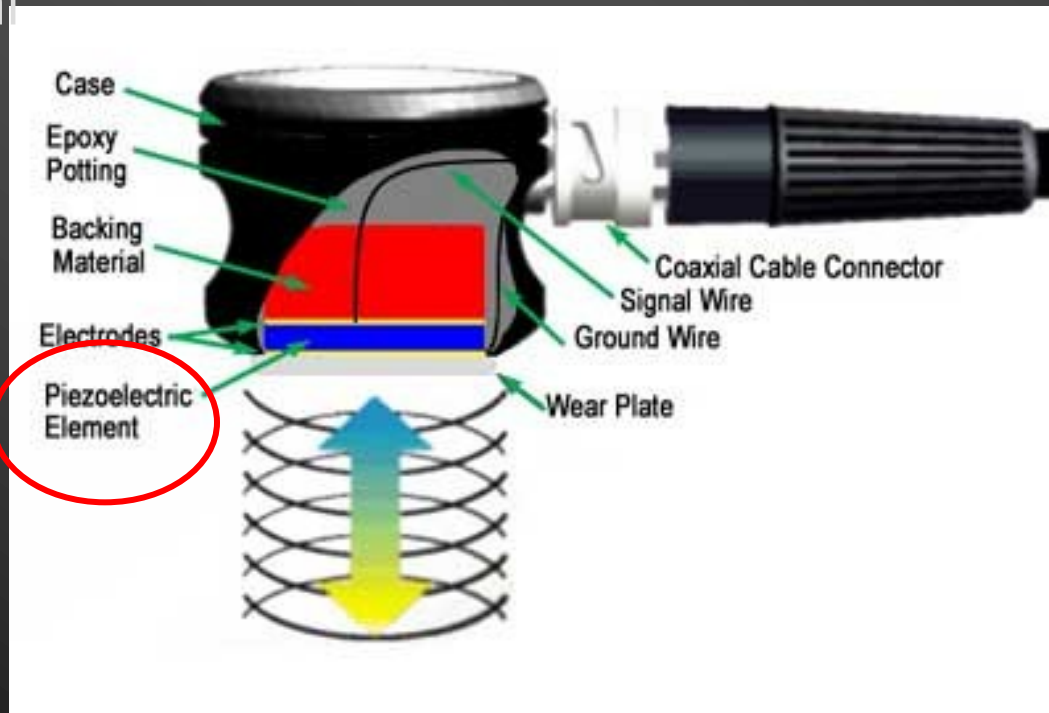
Petr Nádeníček

Radiologická klinika, FN Brno

zdroj UZ vlnění

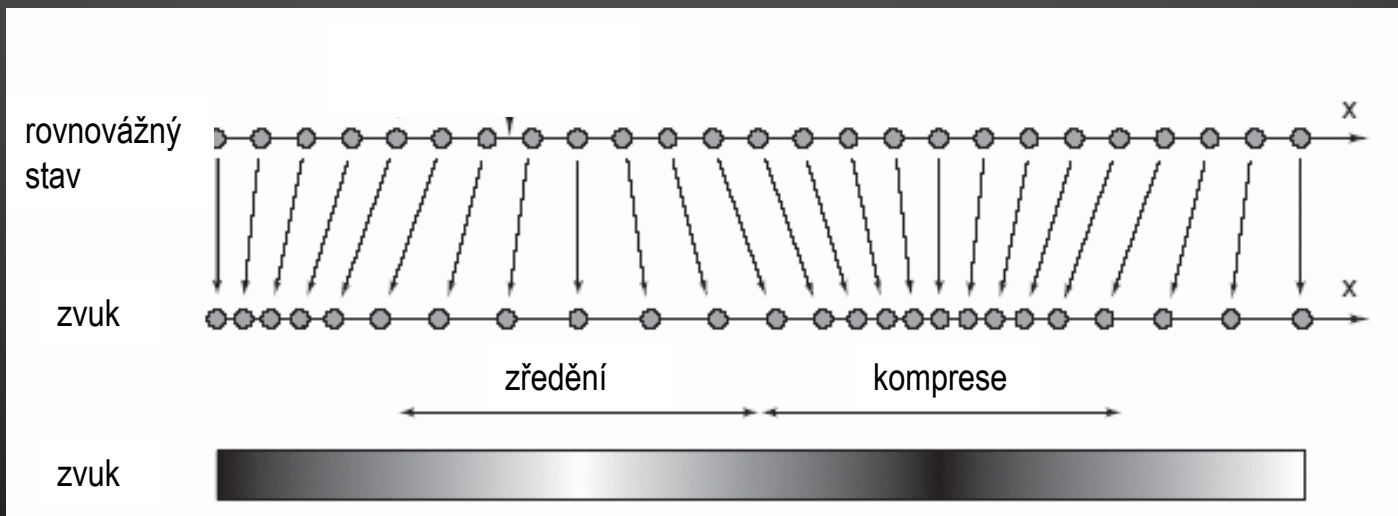
- piezoelektrický efekt

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



zvuk - šíření

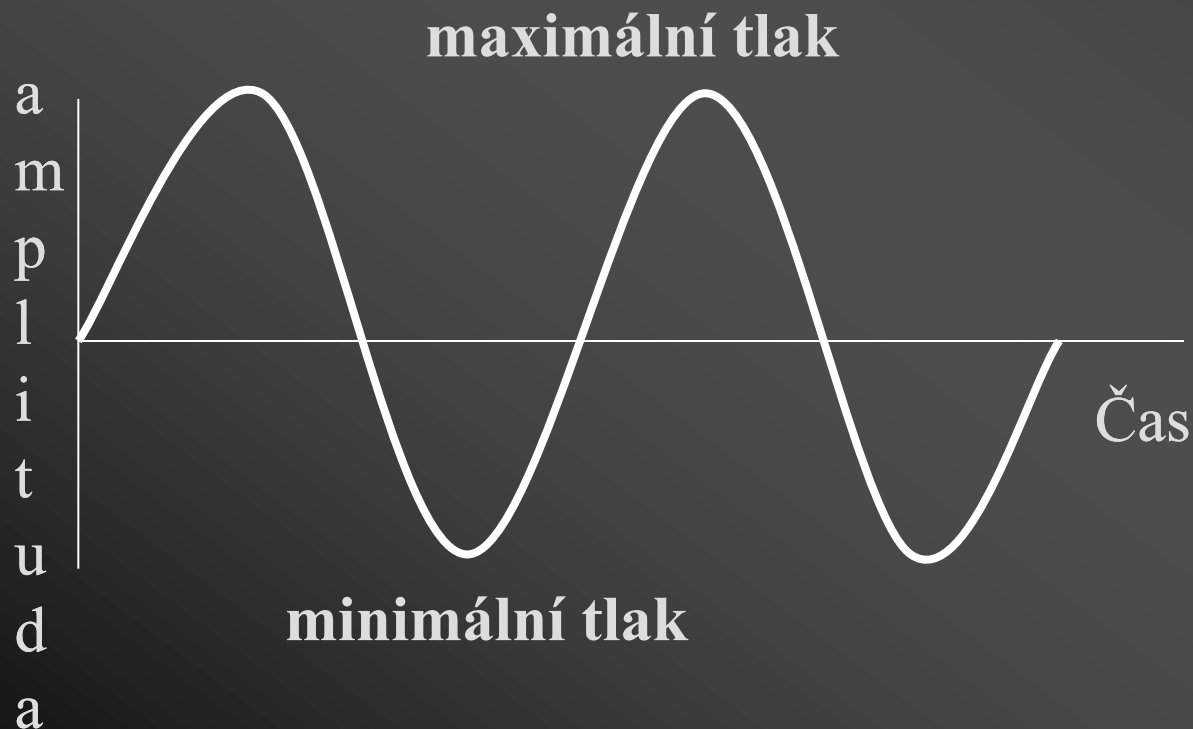
- zvukové vlny se šíří cyklickým stlačováním a zředováním částic v prostředí
- šíří se formou
 - podélného vlnění (v plynu a kapalině)
 - příčného vlnění (v pevném prostředí)



frekvence

- počet cyklů za 1 vteřinu

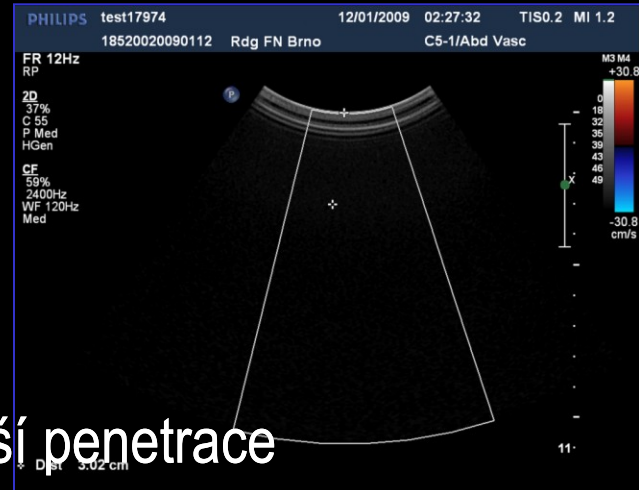
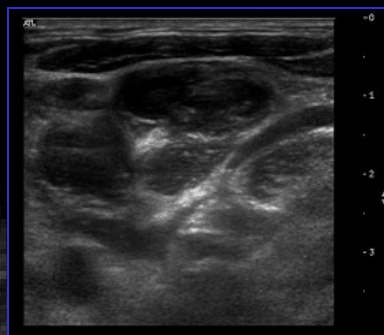
infrazvuk	0-16 Hz
slyšitelný zvuk	20 Hz-20 kHz
ultrazvuk	20 kHz-10 MHz
hyperzvuk	>10 MHz



frekvence

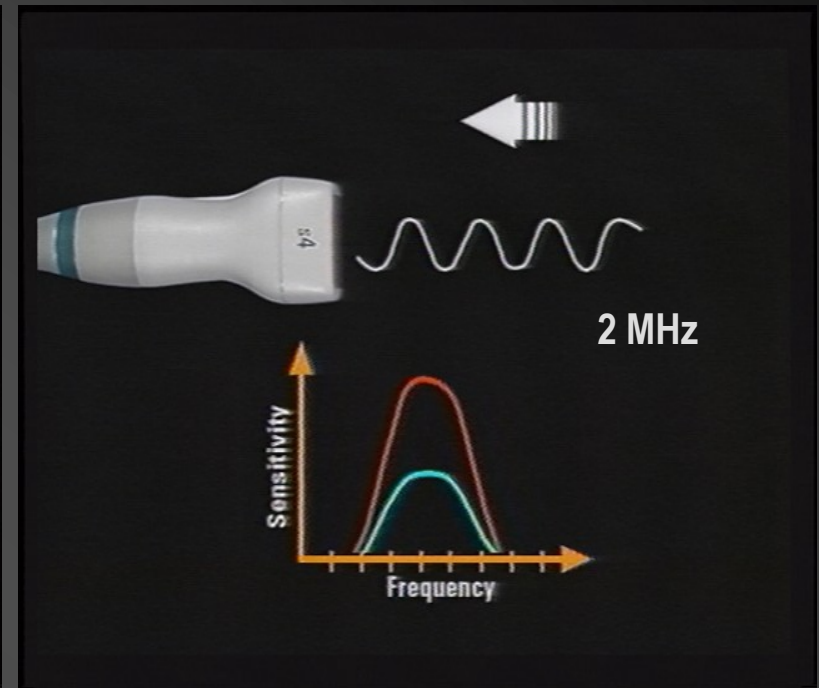
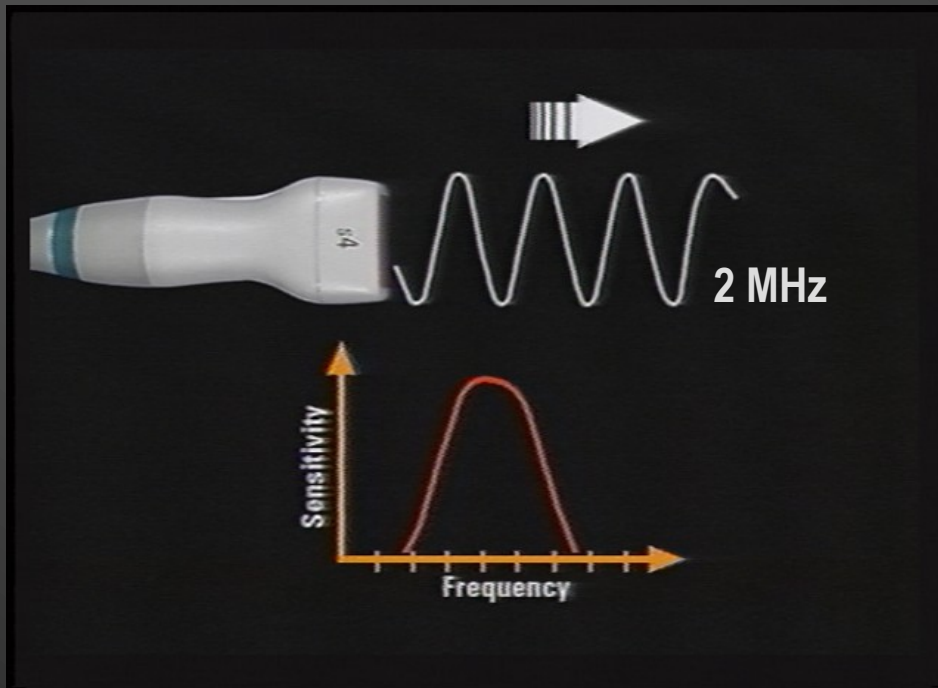
- vyšší frekvence

= 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

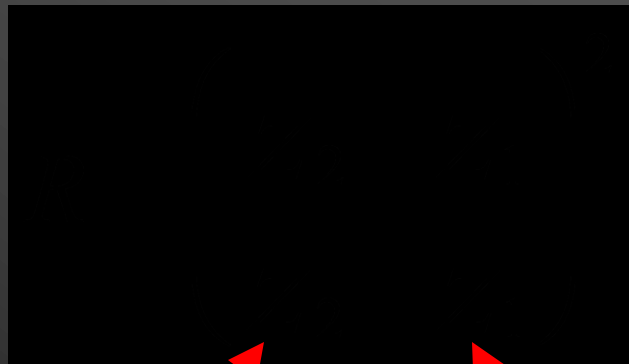
- rychlost šíření je určena charakteristikou prostředí
 - zejména **hustotou**
 - jak daleko jsou od sebe jednotlivé částice a jak rychle jsou schopné si předat svůj kmitavý pohyb

 **hustota** =  **rychlost**

CEUS

Contrast Enhanced UltraSound

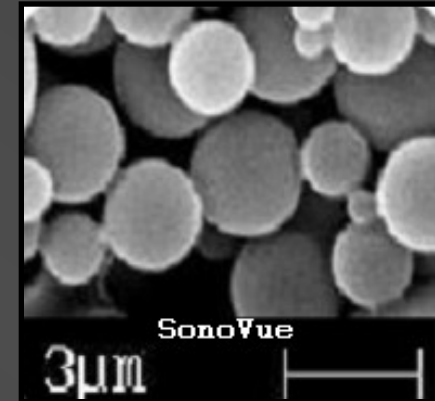
- vysoký rozdíl akustické impedance
- vysoká odrazivost UZ vlnění
- vysoký kontrast



voda 1,52

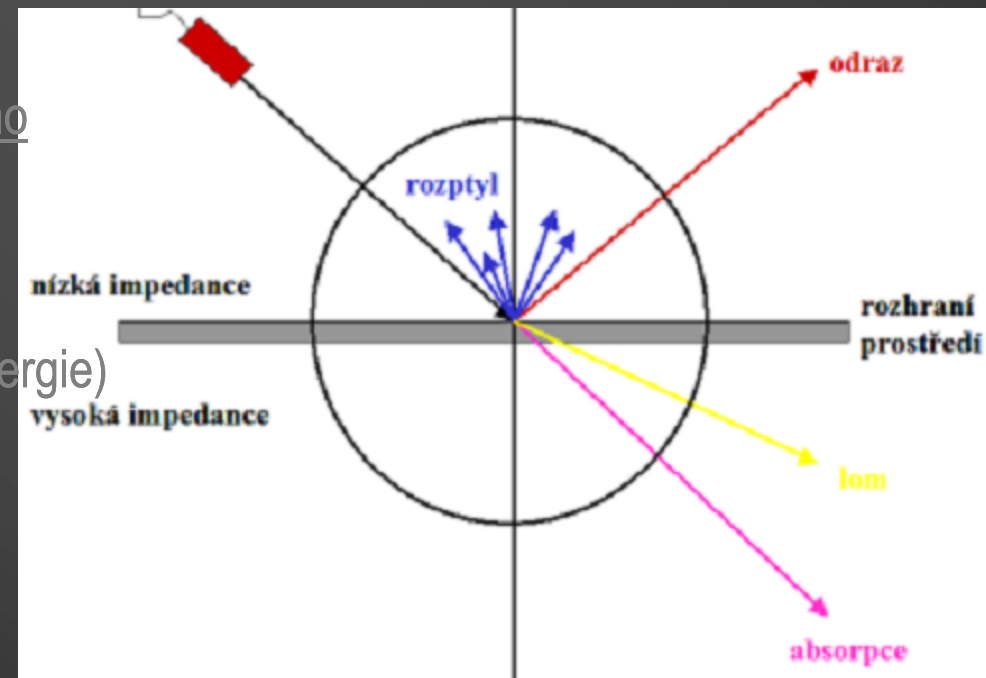
vzduch 0,0004

$\text{Pa}\cdot\text{s}\cdot\text{m}^{-1}$

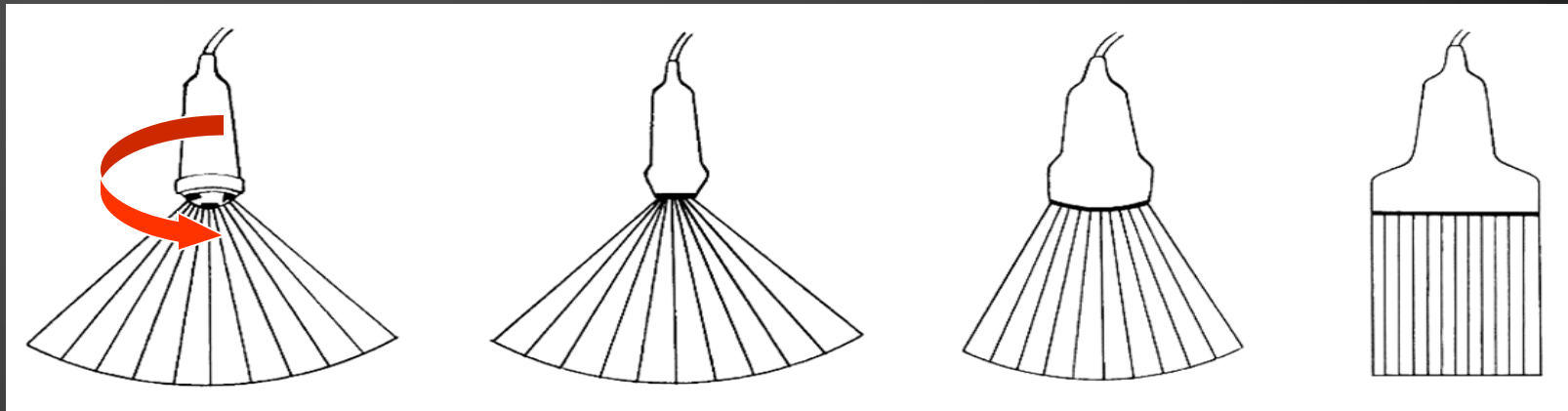


průchod uz vlnění tkáněmi

- 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 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

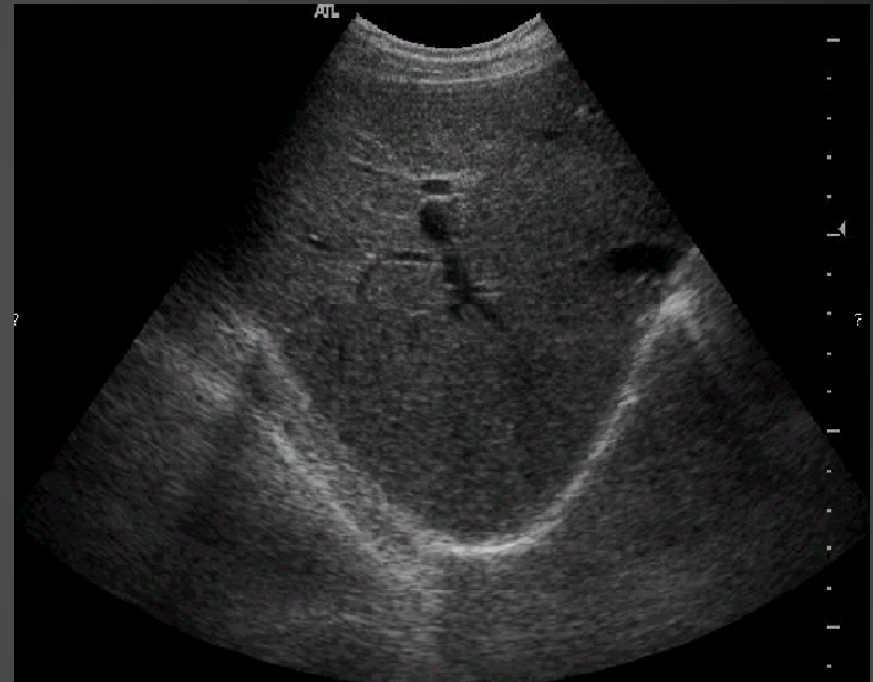
- měniče jsou uspořádané v jedné řadě
- počet vertikálních obrazových řádků je úměrný počtu měničů

umožňují spektrální i barevný dopplerovský záznam

NE-DOPPLEROVSKÉ MODALITY

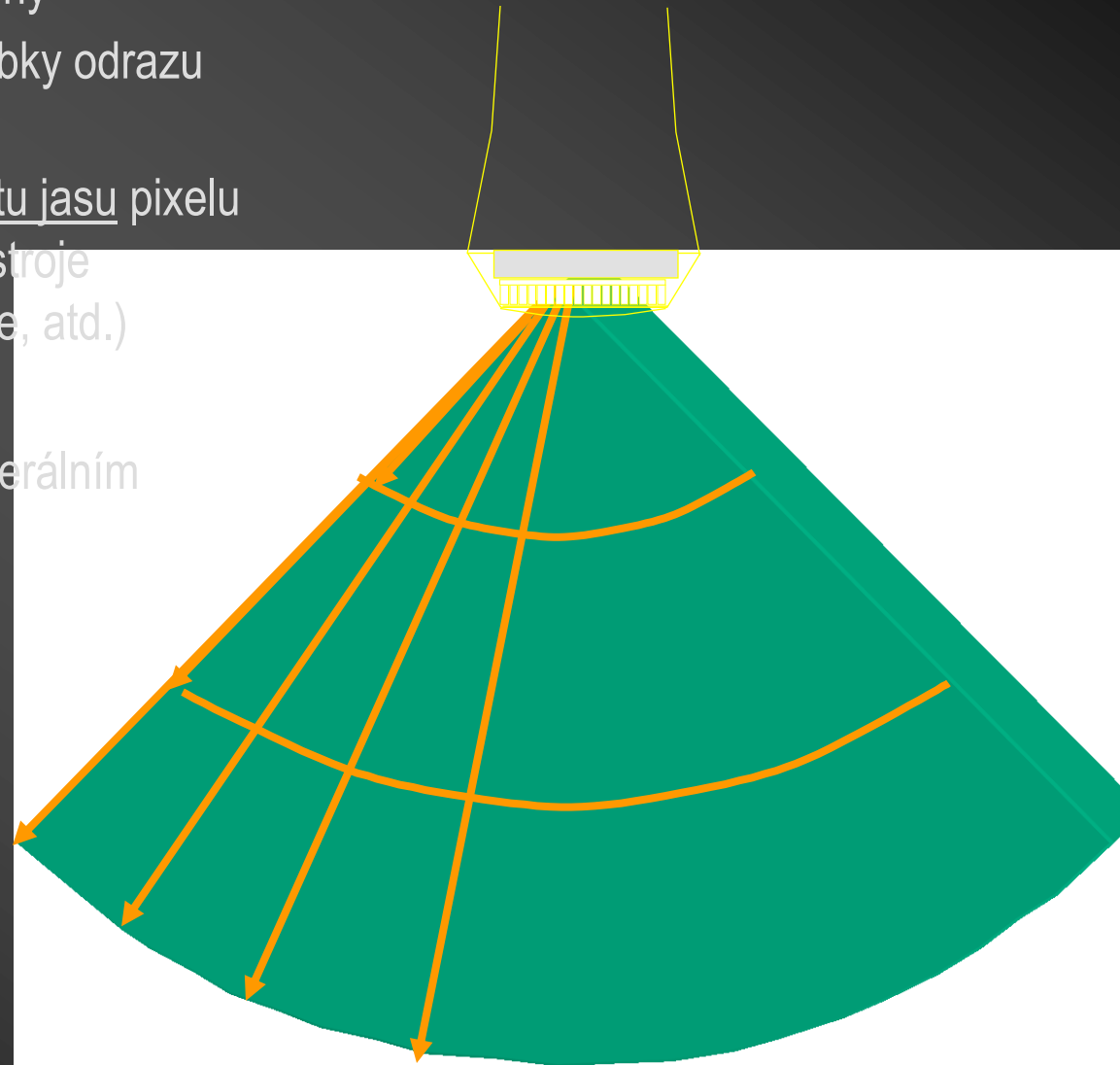
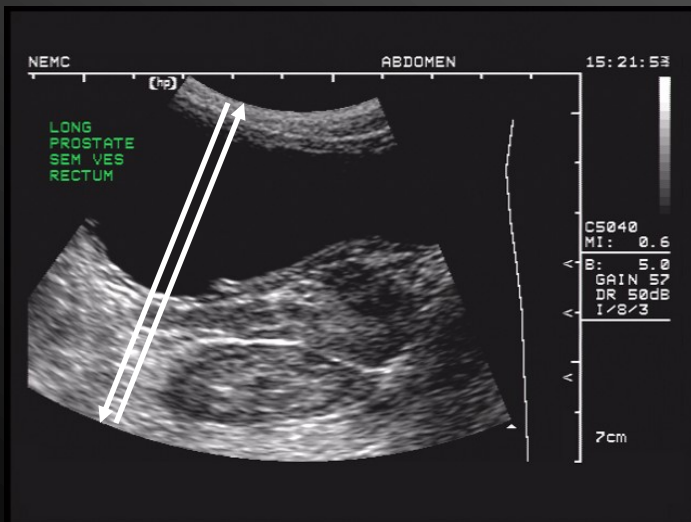
B zobrazení (B-mode)

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



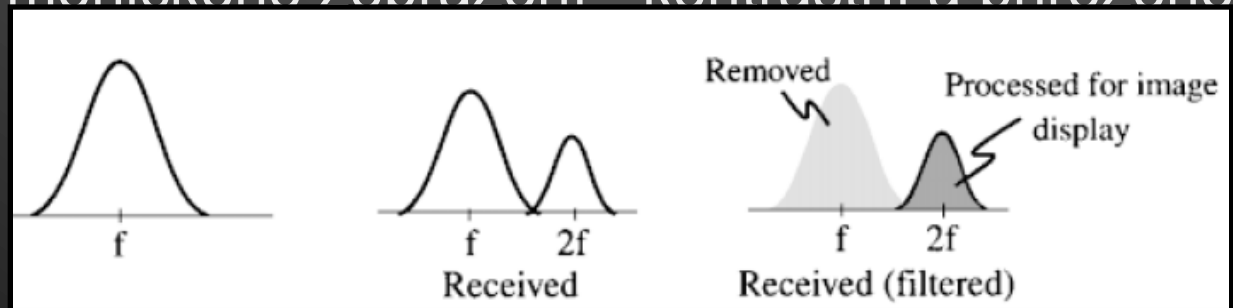
vznik UZ obrazu

- detekce amplitudy vyslané uz vlny
- dle doby návratu - výpočet hloubky odrazu signálu
- dle amplitudy - přiřazení intenzity 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



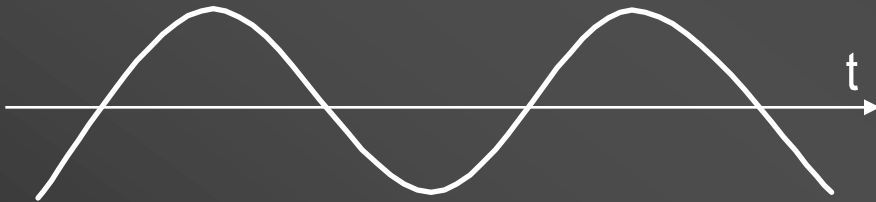
pulzní inverze

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

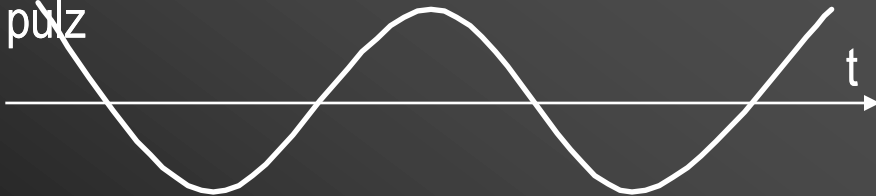
- dva zrcadlové pulsy s rozdílnou fází
- sonda detekuje odražené pulsy a sečte je
- mikrobubliny odráží asymetricky
- signál normální tkáně (bez bublin) = 0

tkáň

první pulz



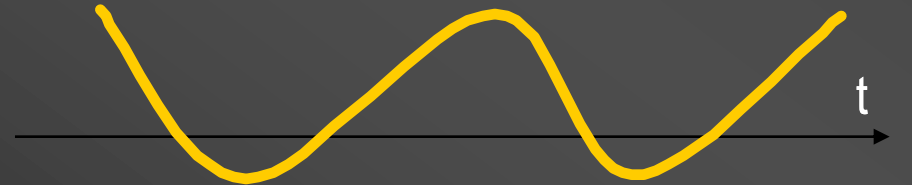
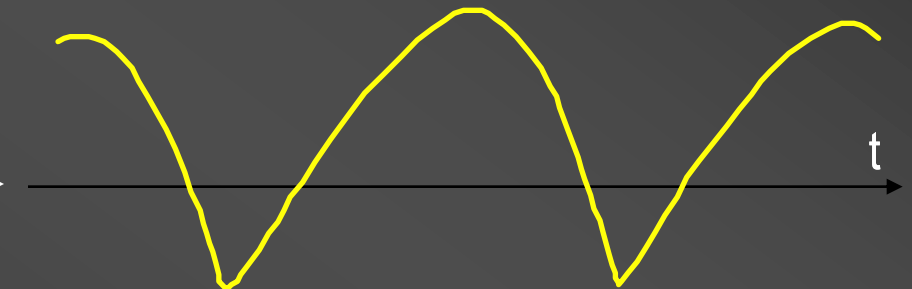
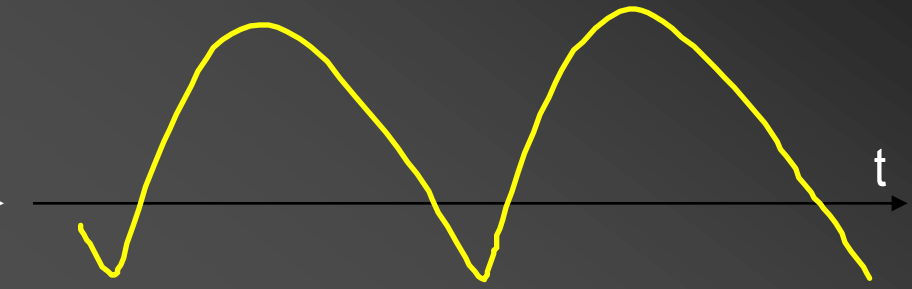
druhý inverzní pulz



0



mikrobubliny



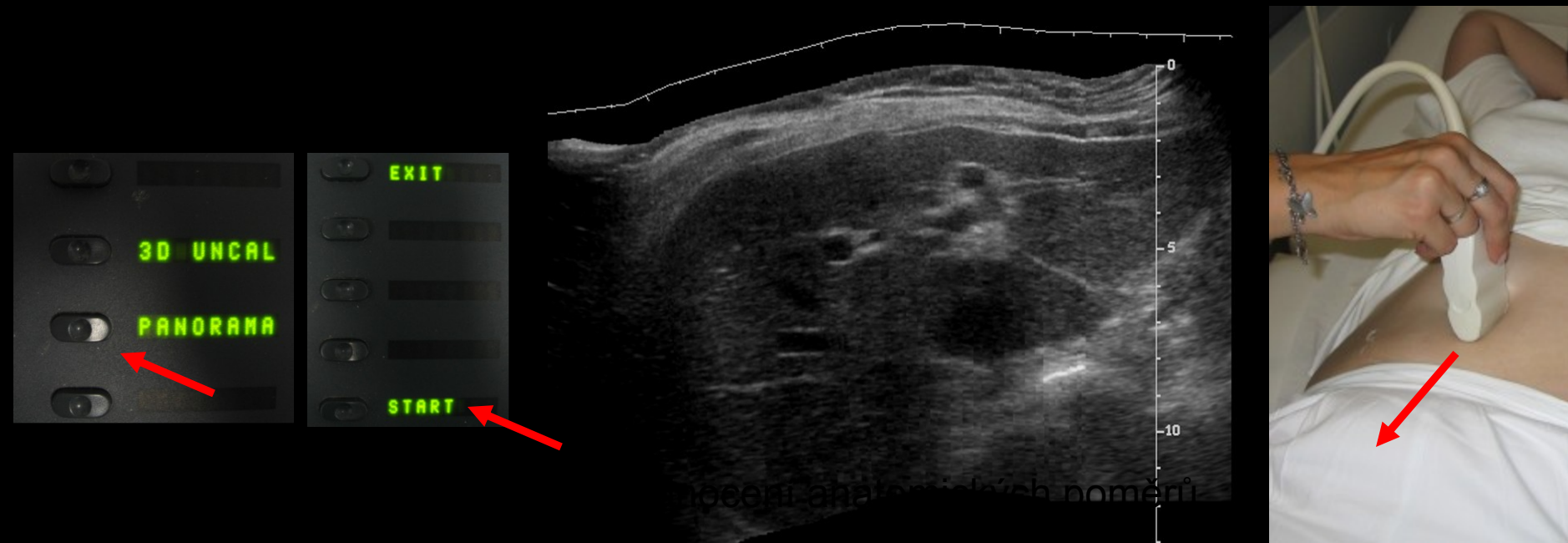
panoramatické zobrazení

- 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



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

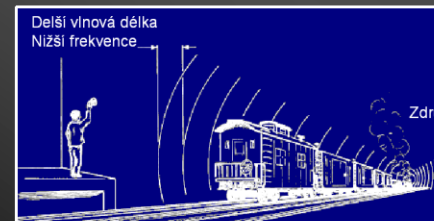


DOPPLEROVSKÉ MODALITY

Dopplerův princip

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 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

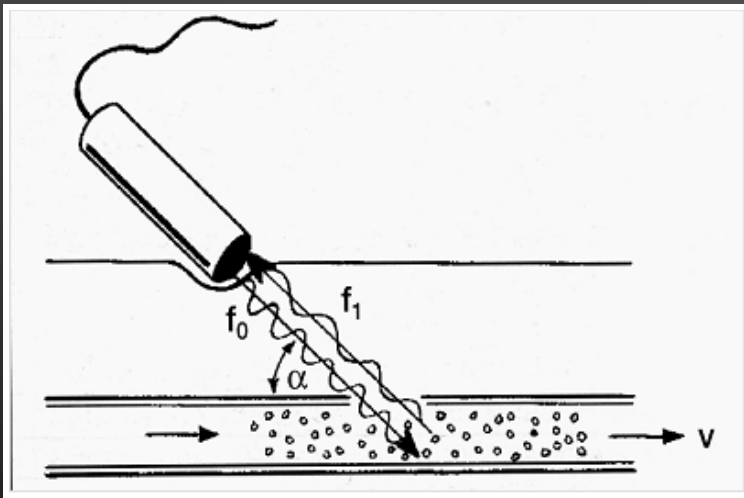


- f_p - pozorovatelem přijímaná frekvence vlnění
- c - rychlost šíření vlnění v daném prostředí
- v - rychlost pohybu zdroje vůči pozorovateli
- f_v - zdrojem vyslaná frekvence vlnění

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

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

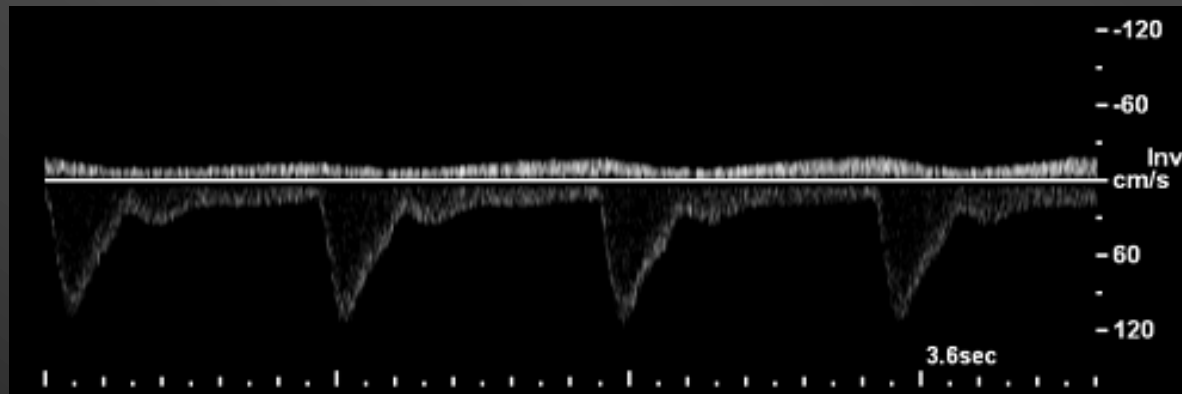
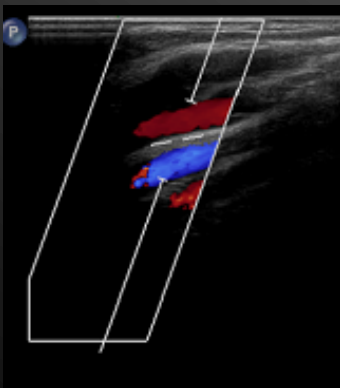
$\cos 60^\circ = 0,5$

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

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**



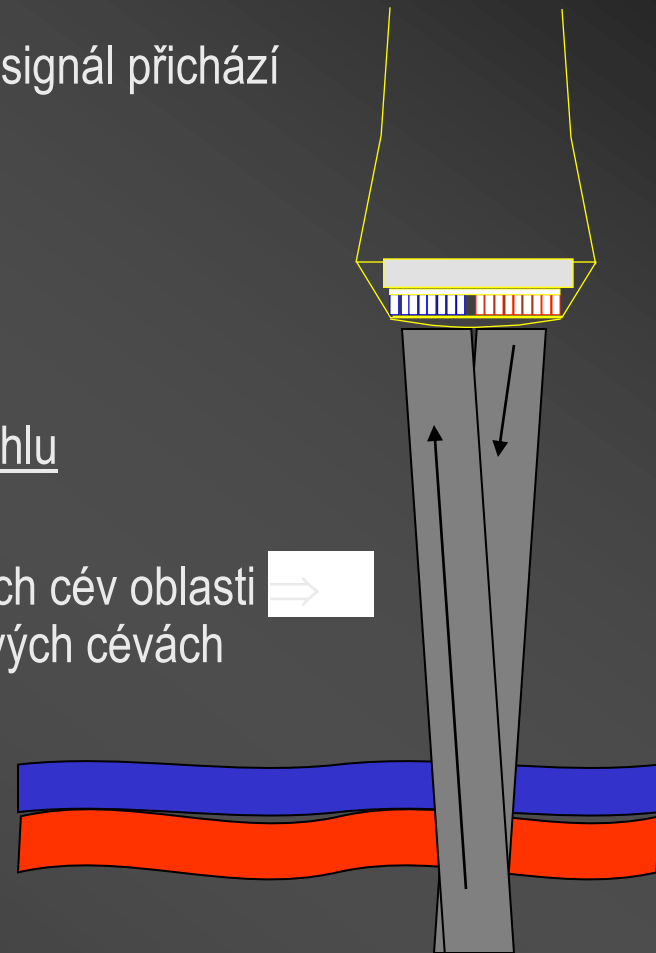
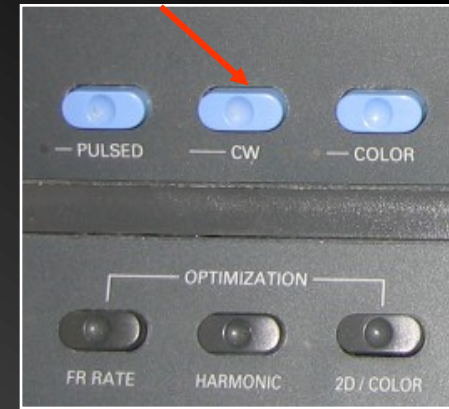
kontinuální Doppler

- 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

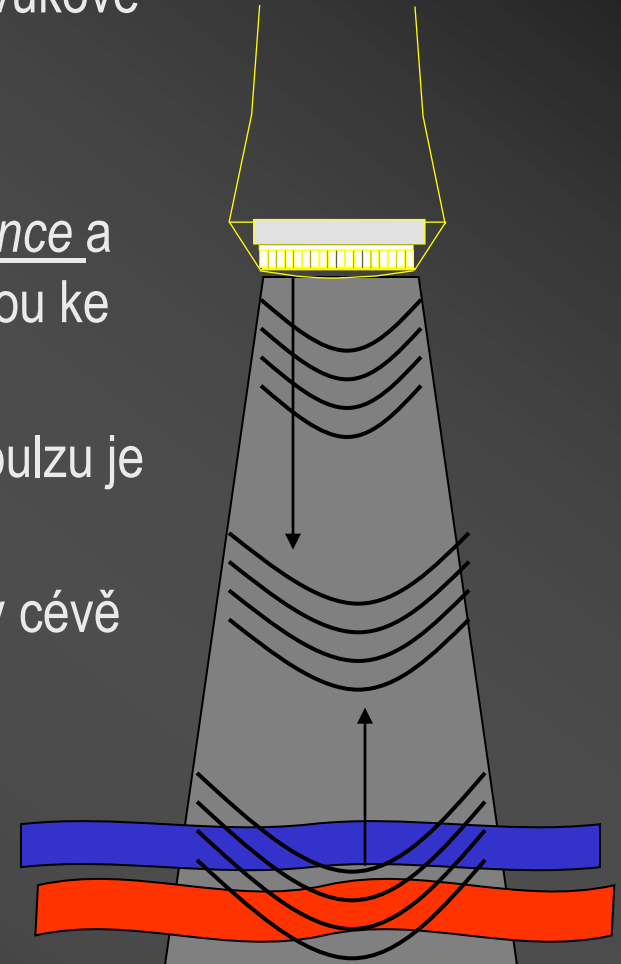
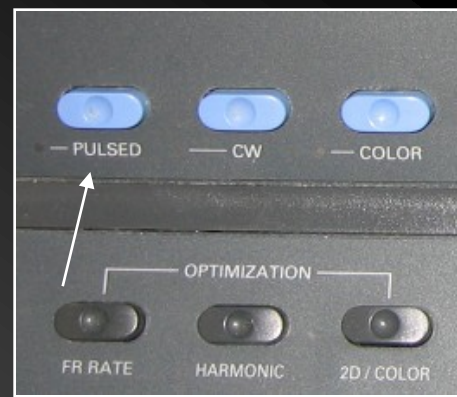
- oba měniče jsou vůči sobě skloněny ve velmi tupém úhlu
- v oblasti zájmu se překrývají
- je-li v oblasti zájmu více cév ⇒ zachyt signálu ze všech cév oblasti ⇒ součet signálu ⇒ nelze odlišit rychlost toku v jednotlivých cévách
- využití: tužkové Dopplery, cévní chirurgie
- měří libovolně velké rychlosti



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 přijmem ultrazvukového impulsu je úměrná vzdálenosti cévy od ultrazvukové sondy
- umožňuje záznam rychlostního spektra toku krve v cévě
- vyšší mechanická energie

1/1000 vysílač, 999/1000 přijímač



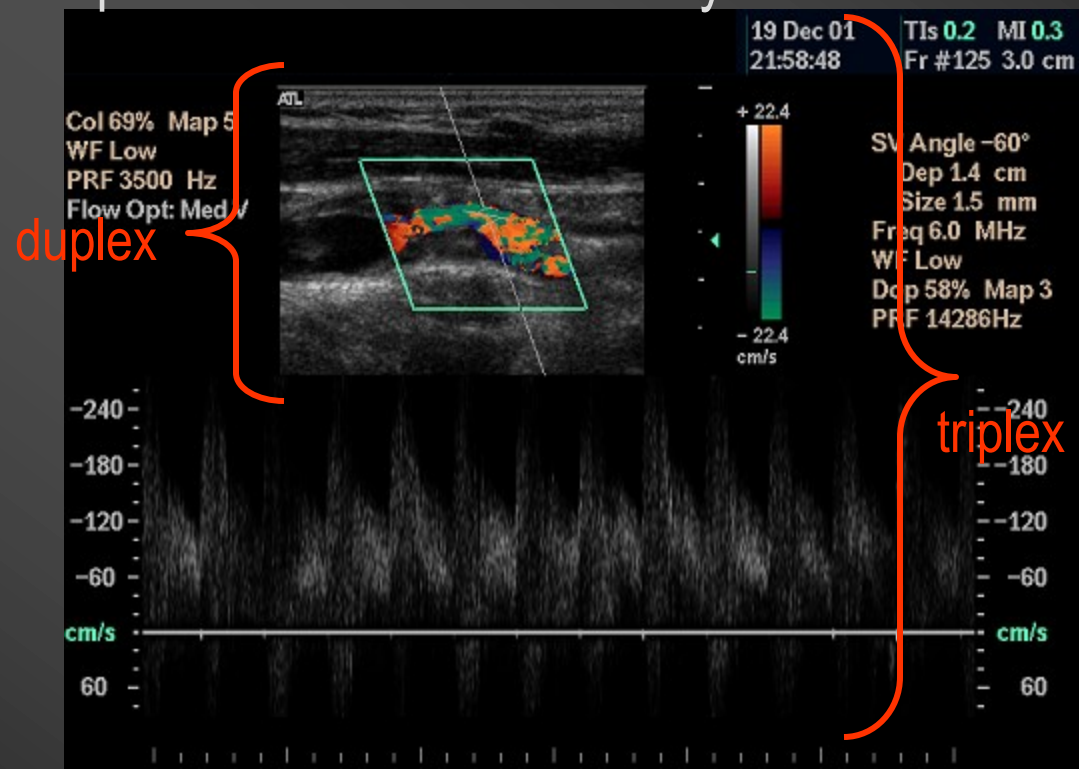
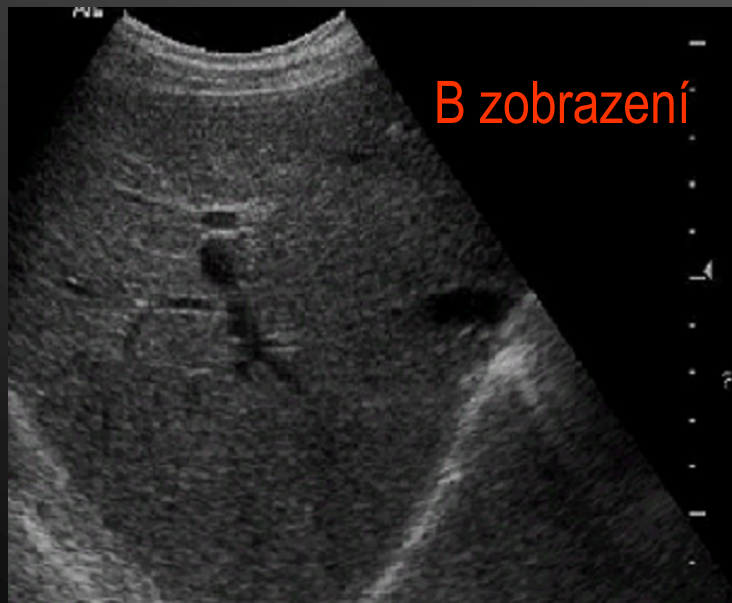
duplexní a triplexní zobrazení

- 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 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:

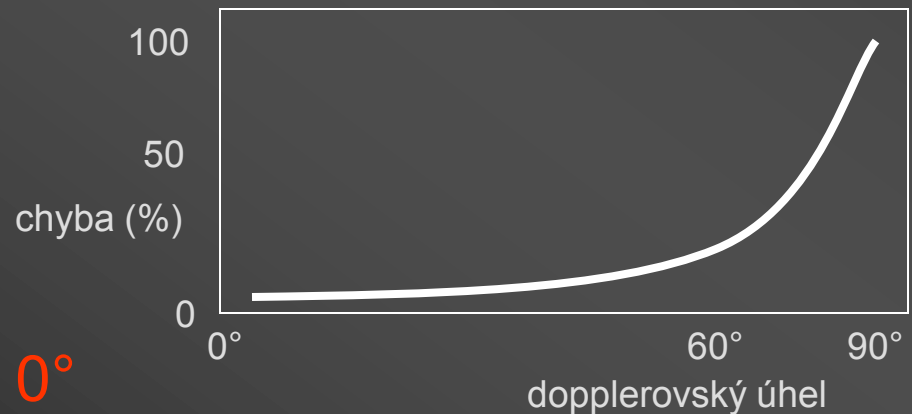
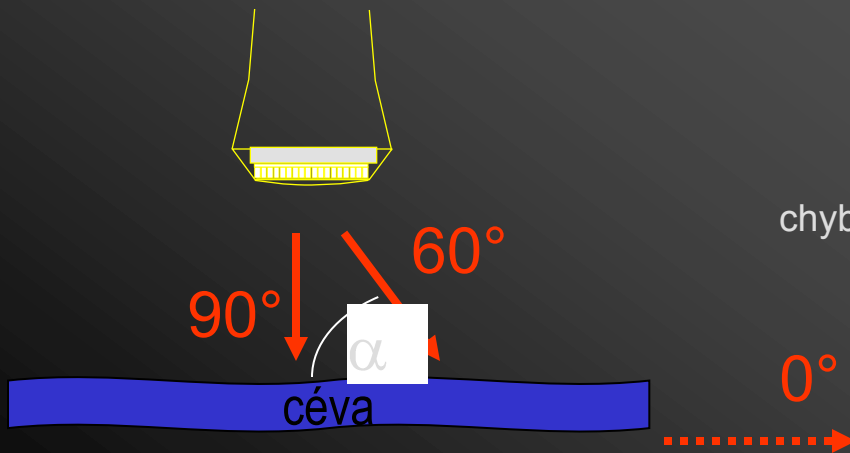
- zobrazení střední rychlosti toku
- ↓ frame rate (50-150ms)
- sklon k artefaktům při pohybech



dopplerovský úhel

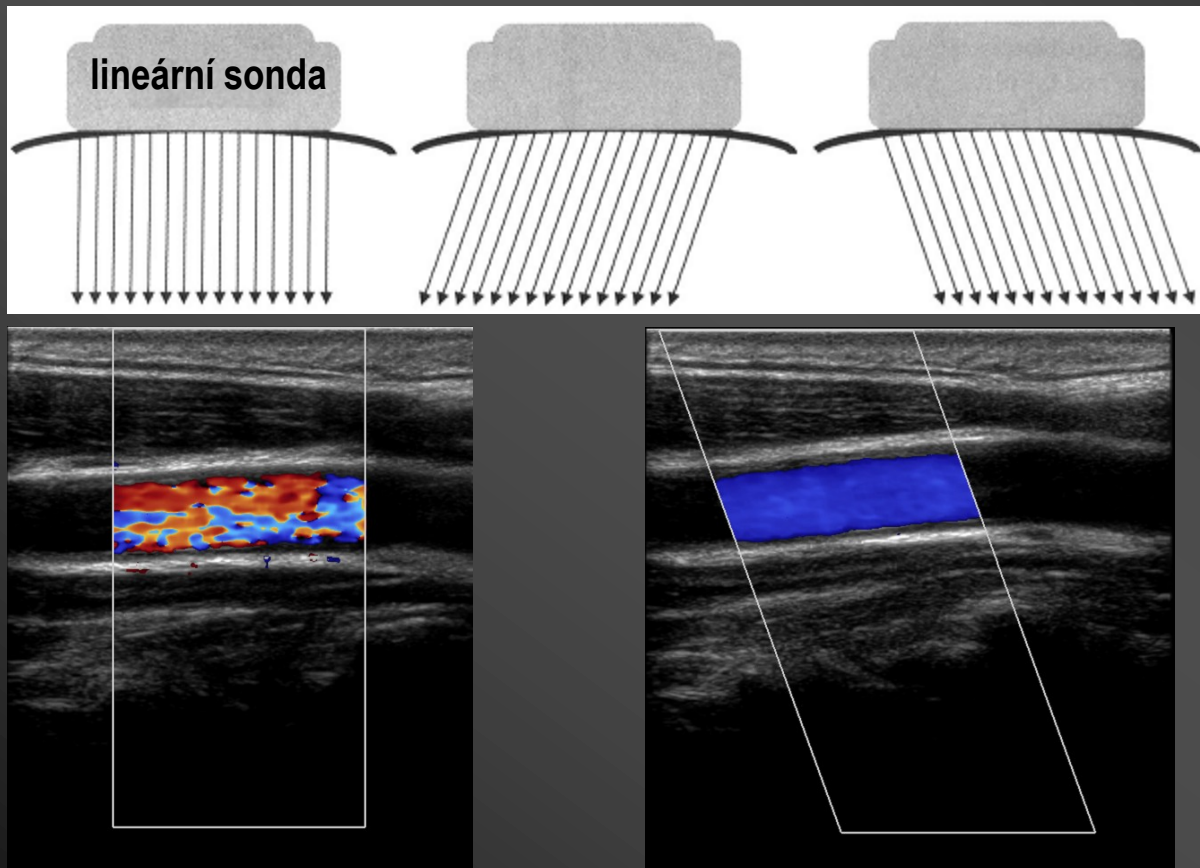
- sklon vysílaných uz vln
- $\alpha = 0^\circ$ = maximum frekvenčního posuvu = absolutní hodnota rychlosti měřeného toku ($\cos 0^\circ = 1$)
- úhel $> 60^\circ$ ~ nelze přesně kvantifikovat toky
- 90° ~ žádný signál ($\cos 90^\circ = 0$)
- 90° ~ krev není vůči sondě v pohybu

nevyšetřovat při dopplerovském úhlu výrazně přesahujícím hodnotu 60°



steering

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

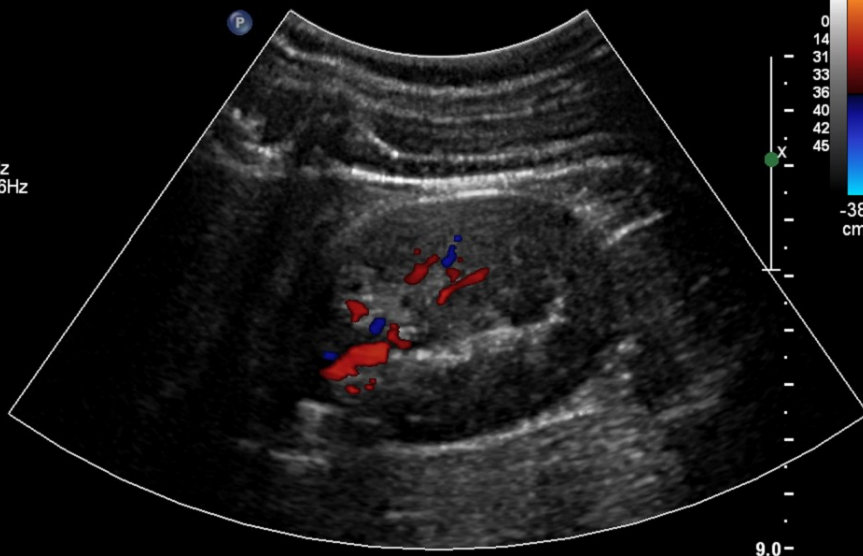


frame rate

FR 5Hz
RP

2D
34%
C 55
P Med
HGen

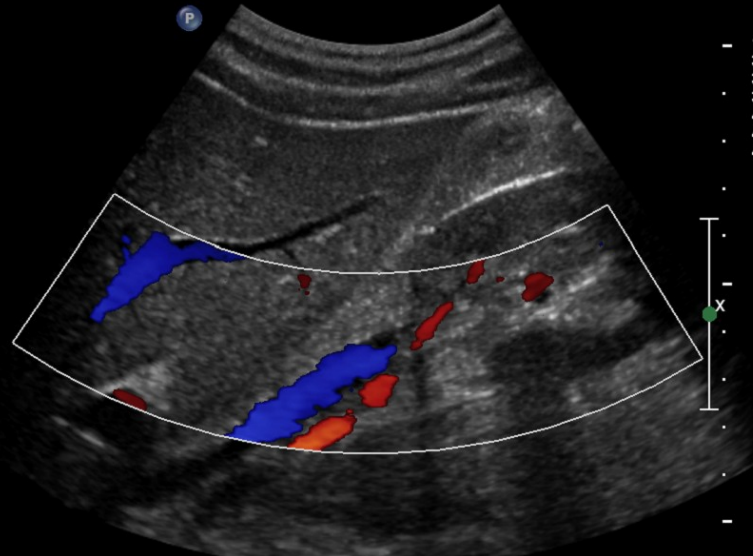
CF
59%
3250Hz
WF 146Hz
Med



FR 9Hz
RP

2D
37%
C 55
P Med
HGen

CF
59%
2200Hz
WF 109Hz
Med

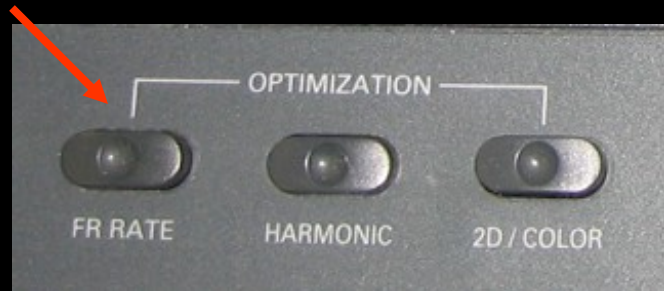
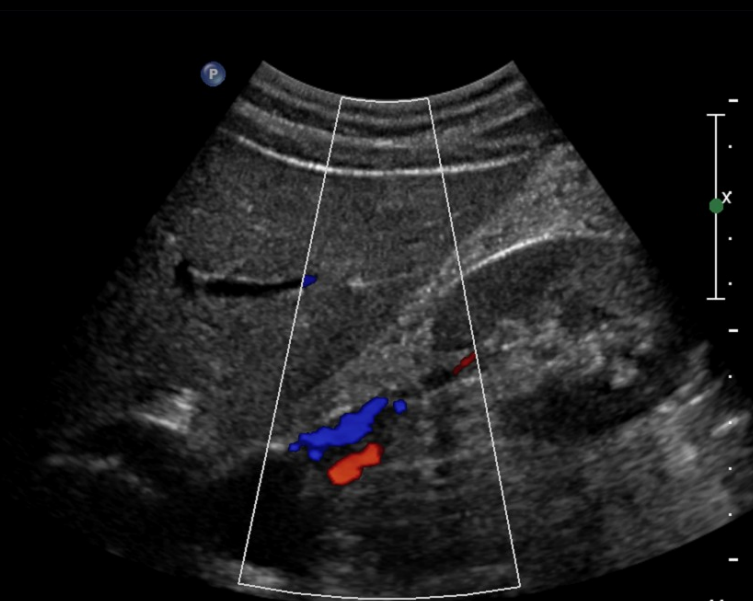


- frekvence obnovy obrazu
- vyšší FR ~ více energie ~ větší destrukce bublin

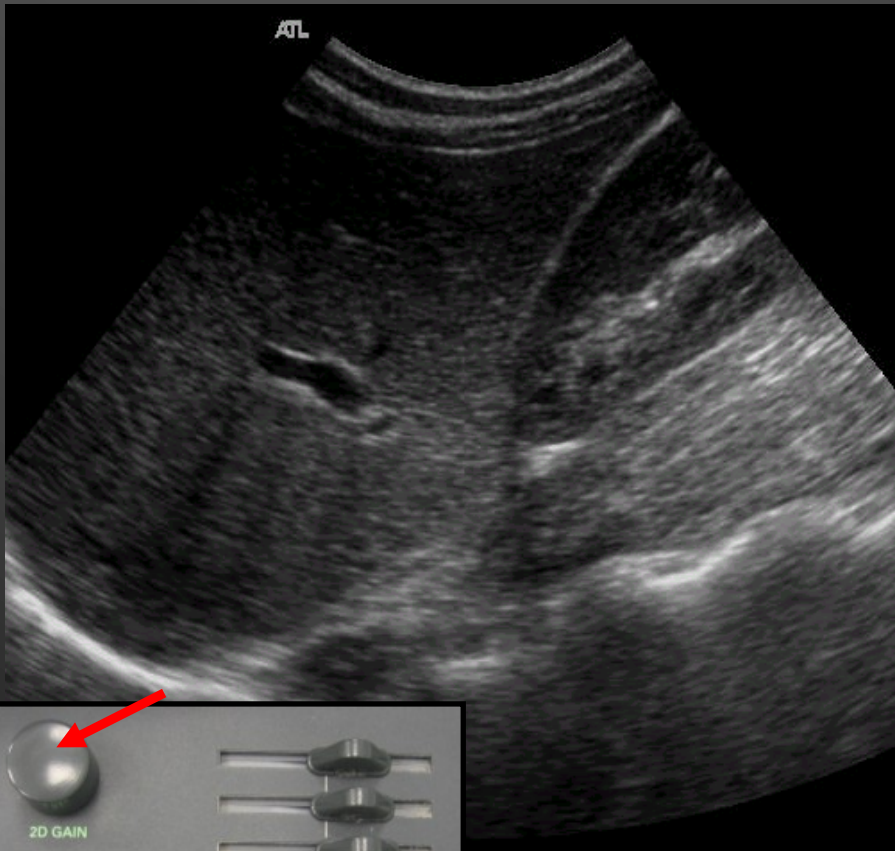
FR 14Hz
RP

2D
37%
C 55
P Med
HGen

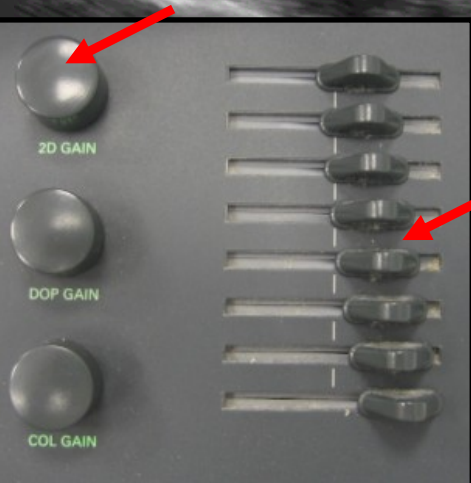
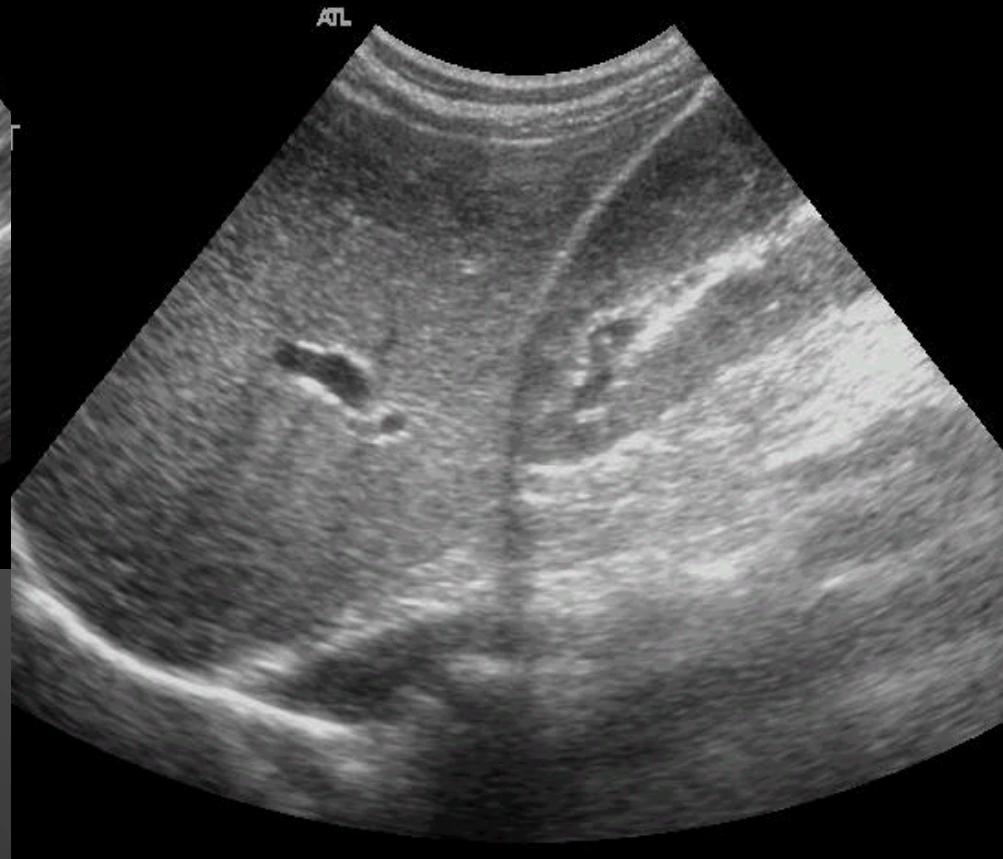
CF
59%
2400Hz
WF 120Hz
Med



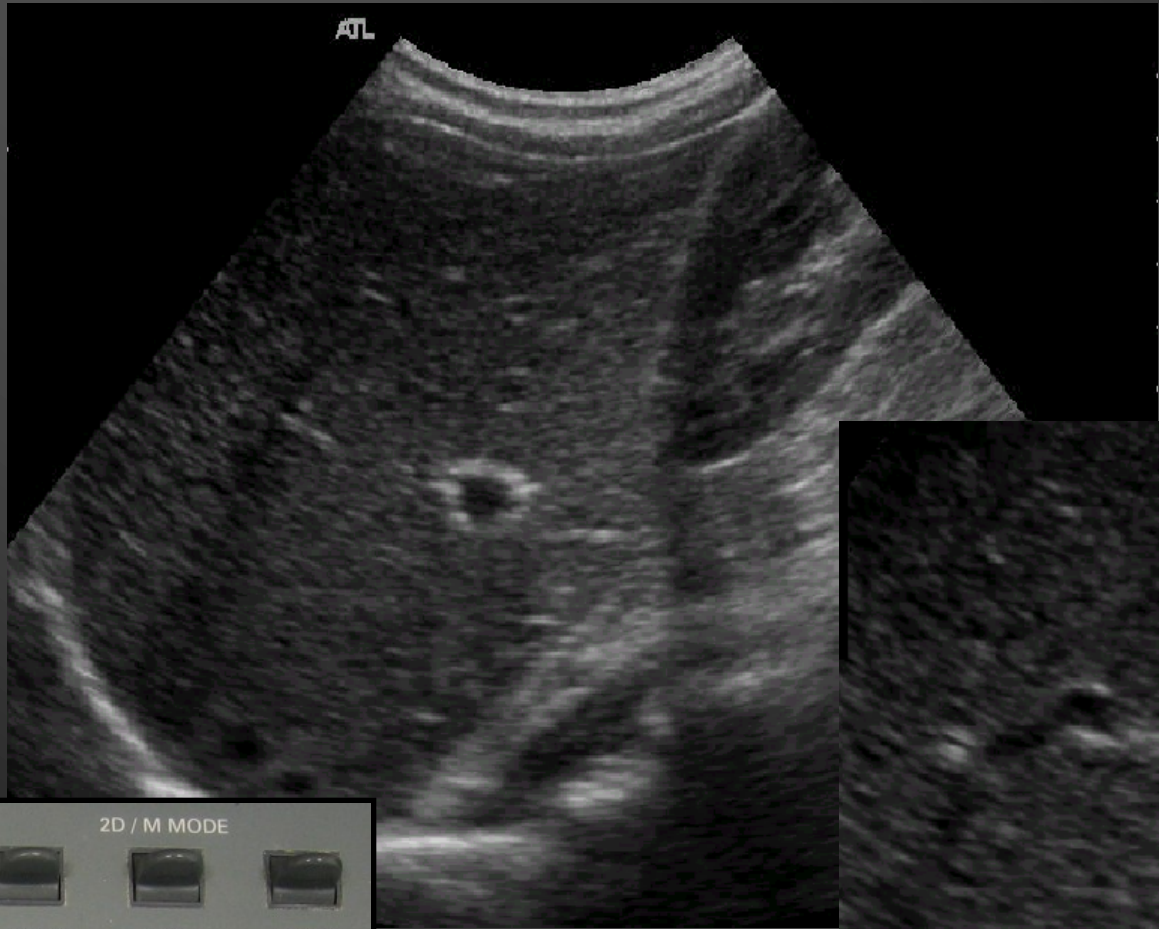
Gain a TGC tahové ovladače



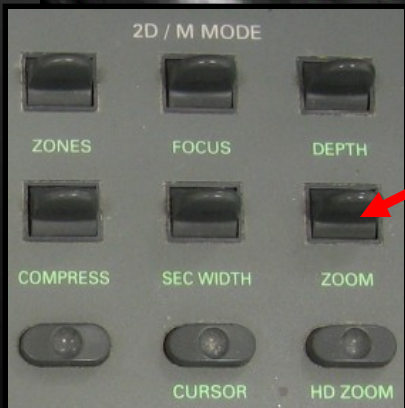
- Time Gain Compensation
- potenciometry
- zesílení ech



Zoom



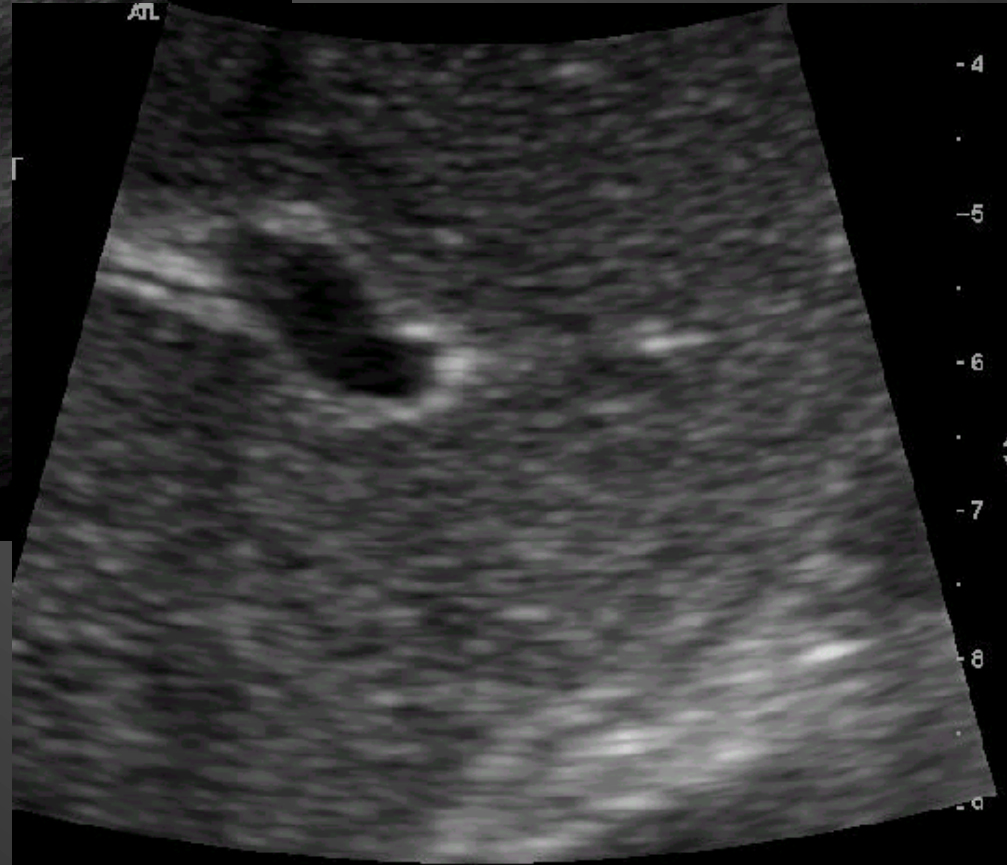
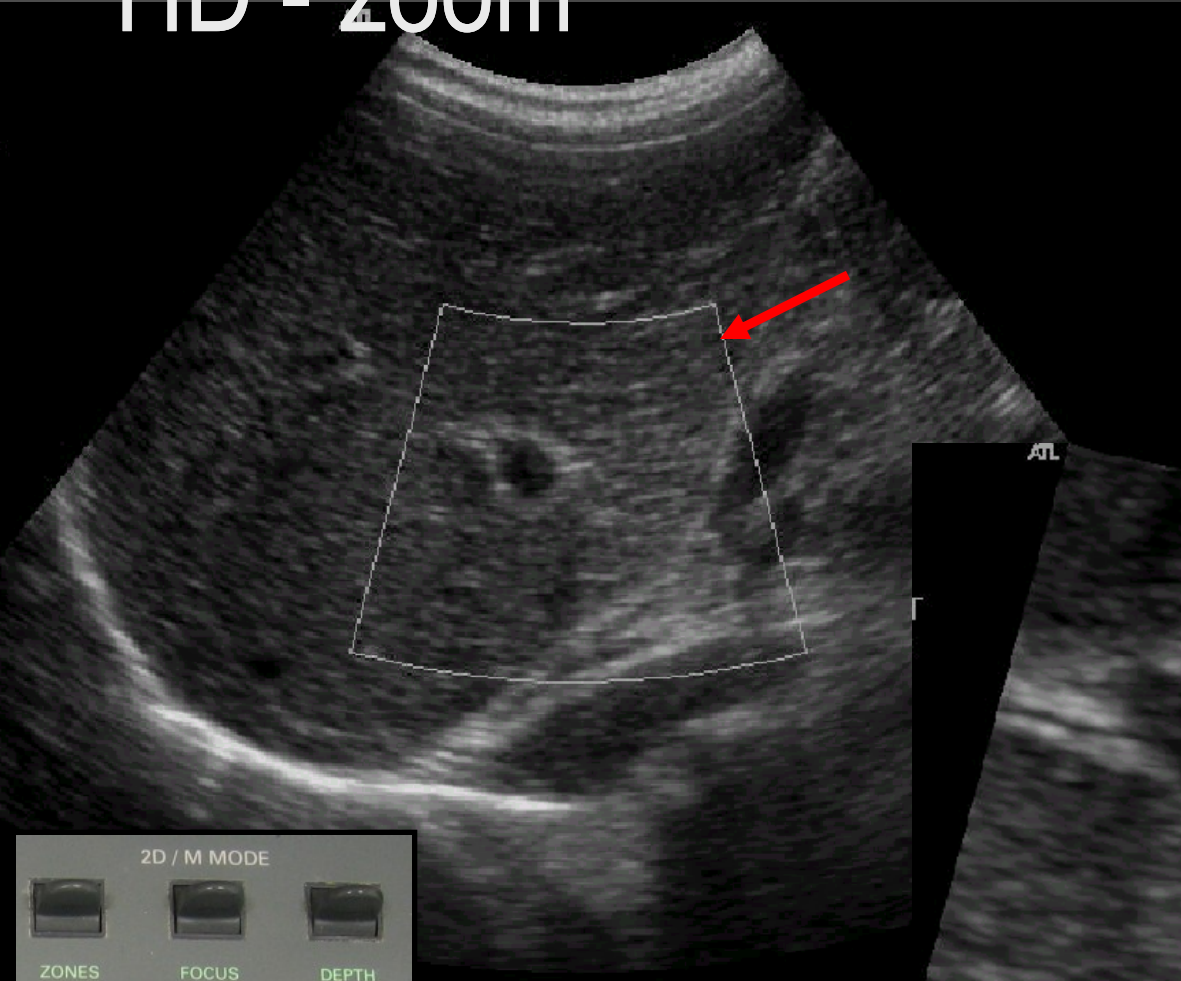
- lupa
- 8 úrovní



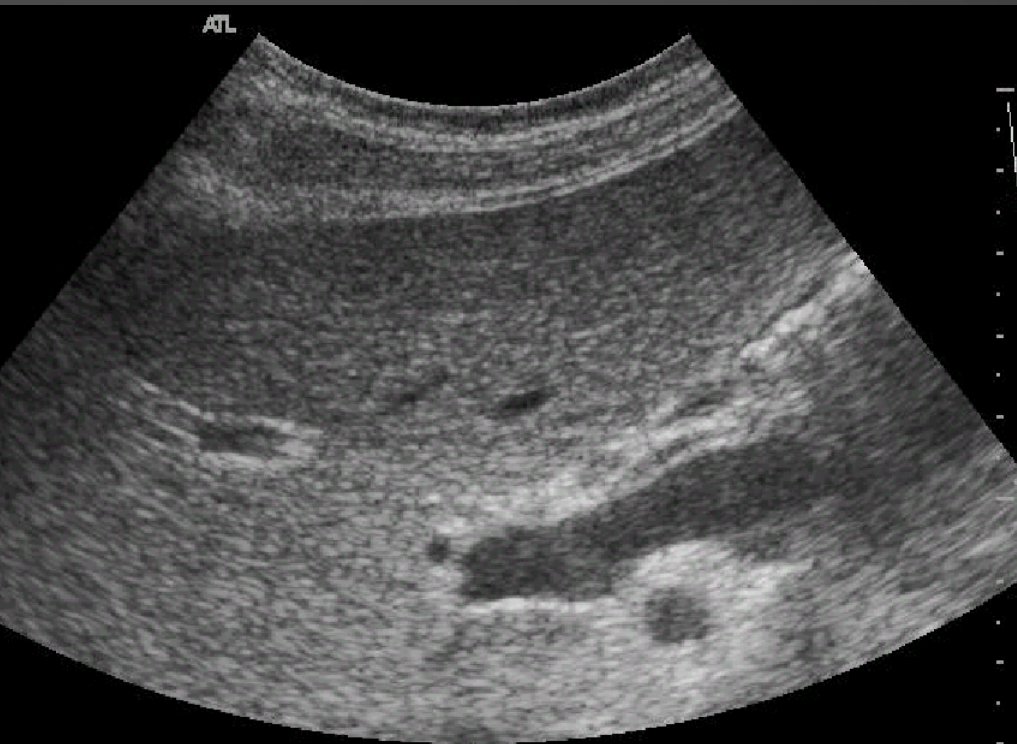
-10

HD - zoom

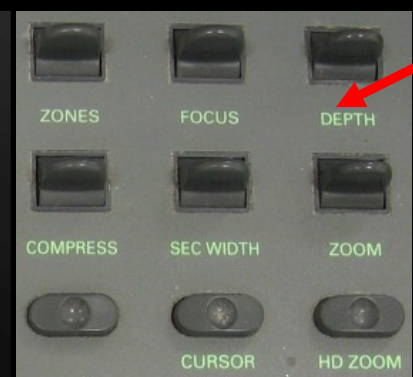
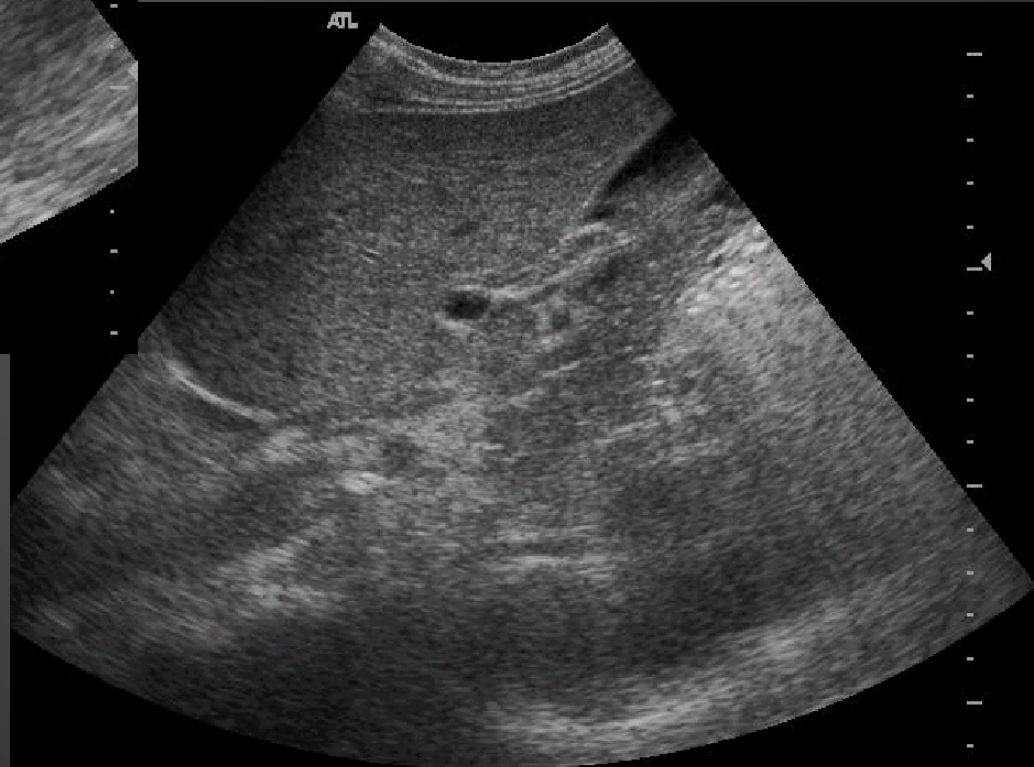
- High Definition



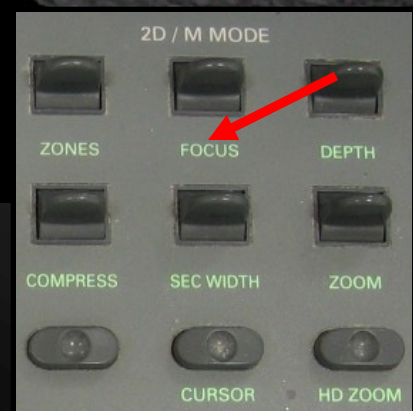
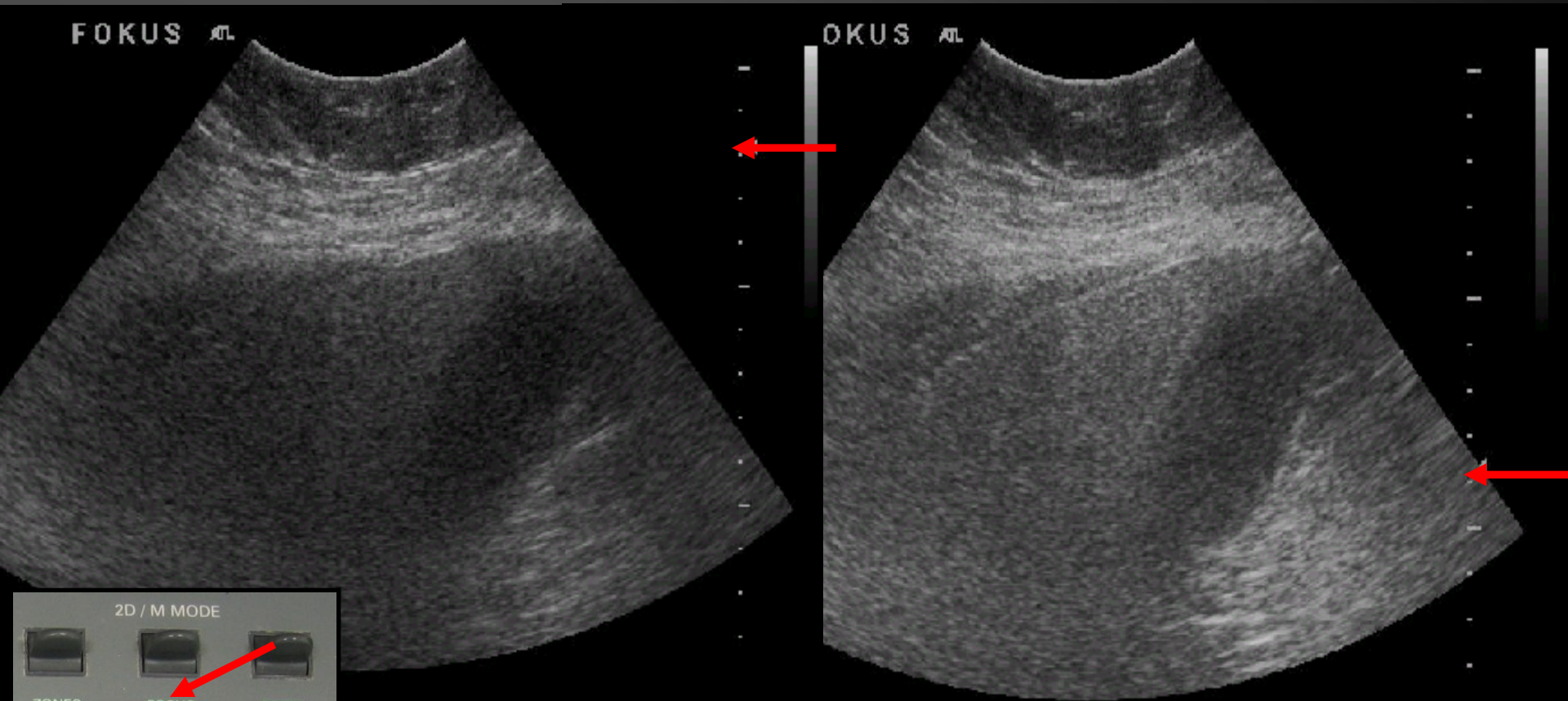
Depth – hloubka zobrazení



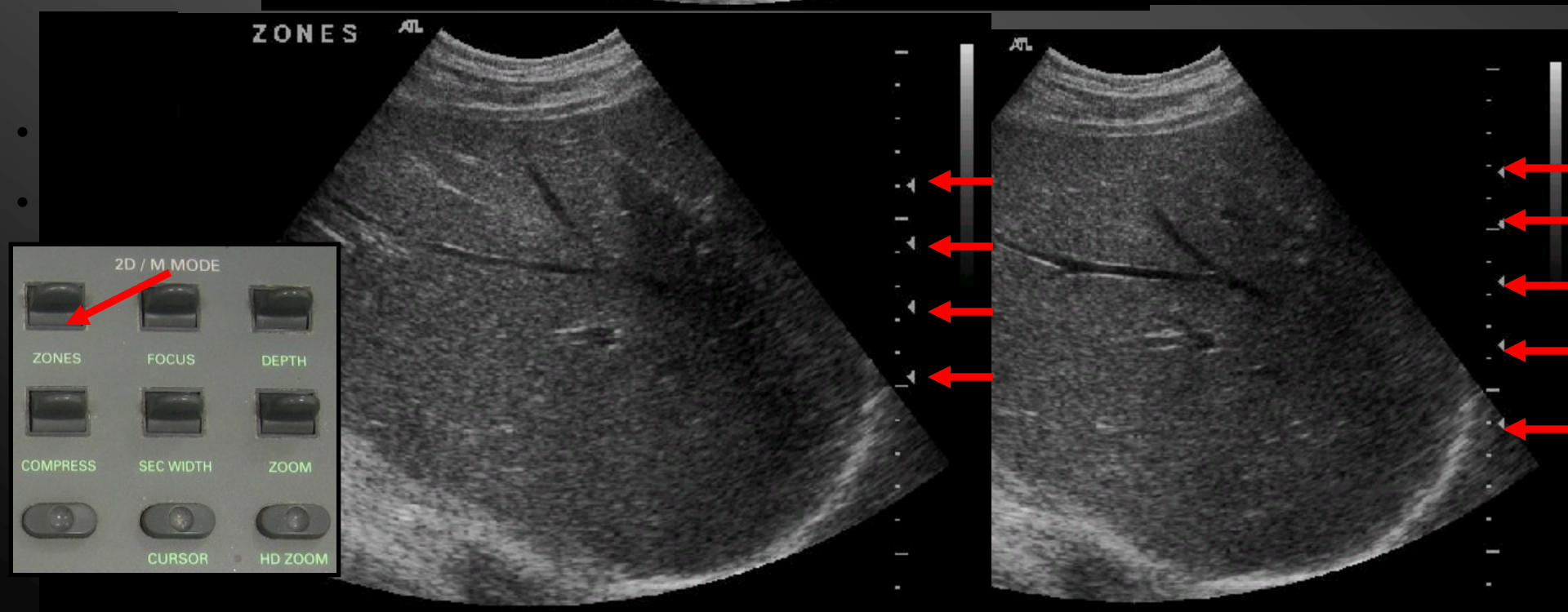
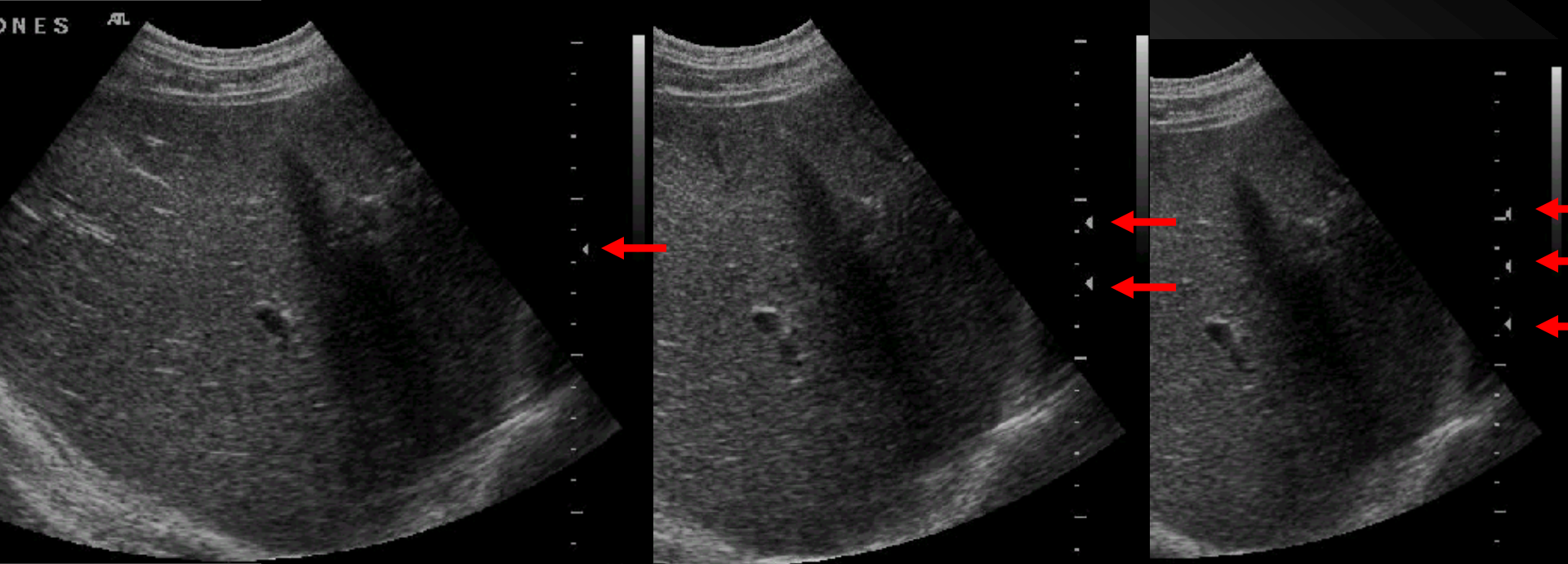
- MI
- snímkovací kmitočet
- hloubka fokusace



Fokus



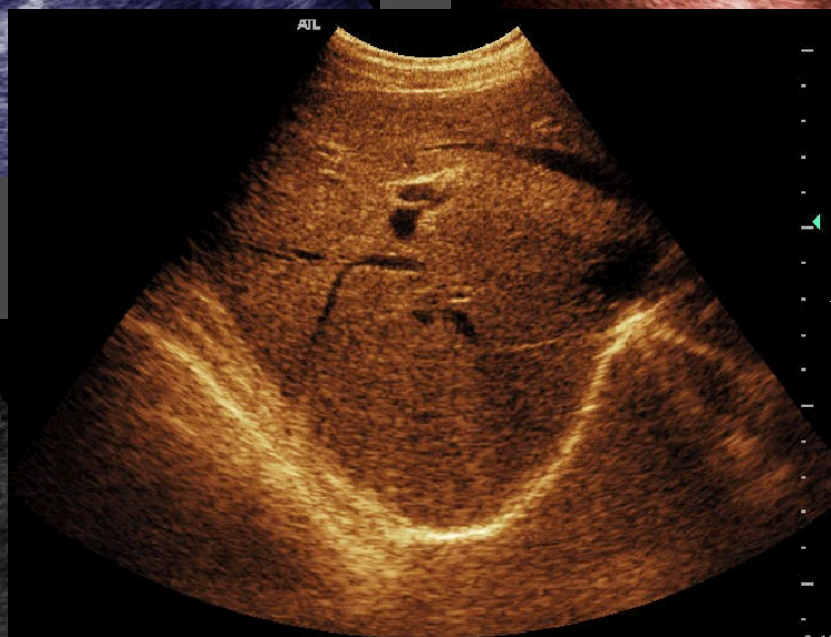
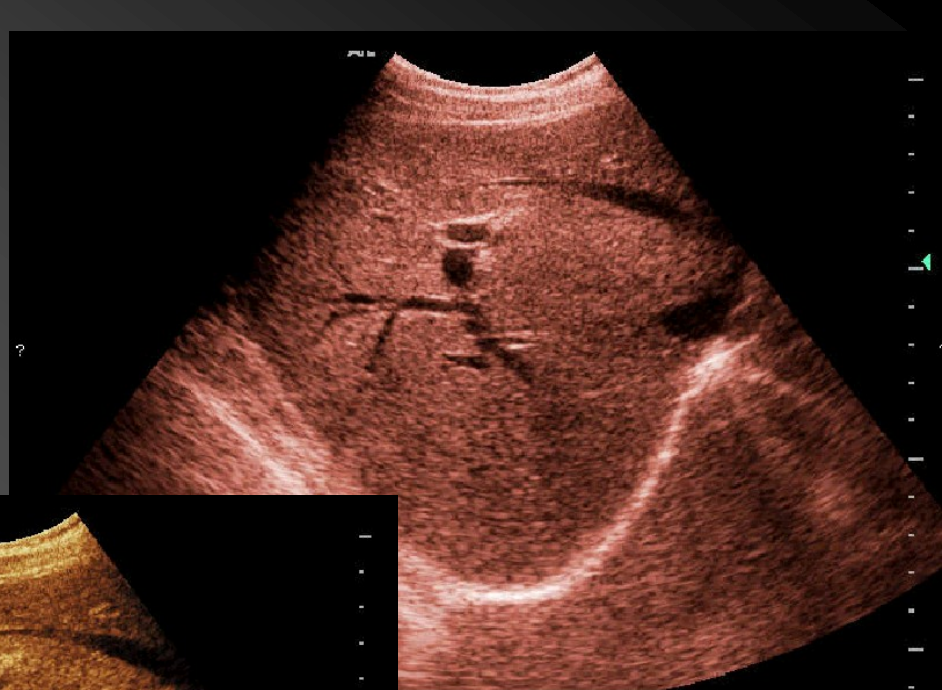
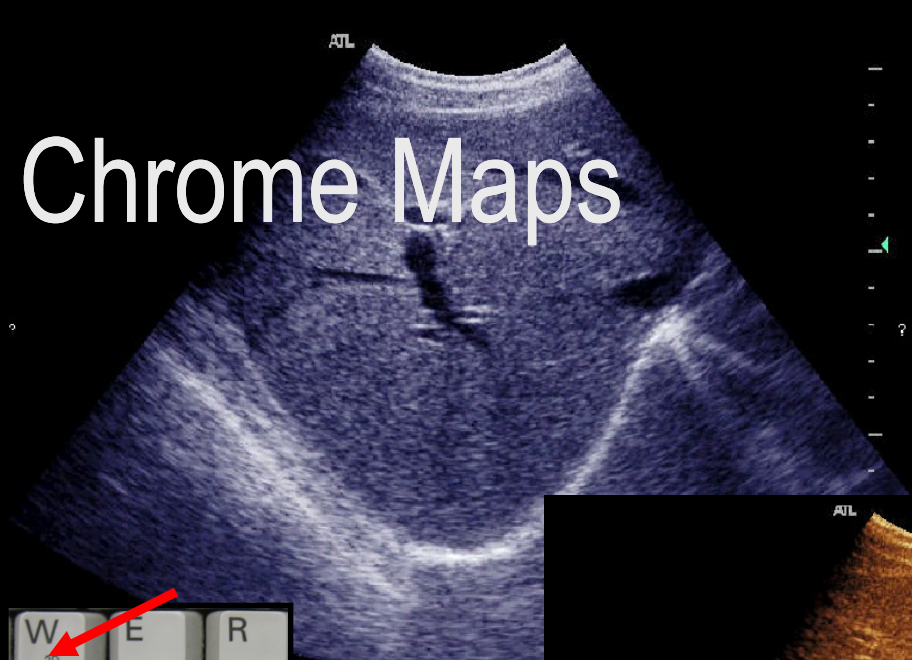
- optimální „zaostření“ uz svazku



2D / M MODE

<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
ZONES	FOCUS	DEPTH
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
COMPRESS	SEC WIDTH	ZOOM
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
CURSOR	HD ZOOM	

Chrome Maps



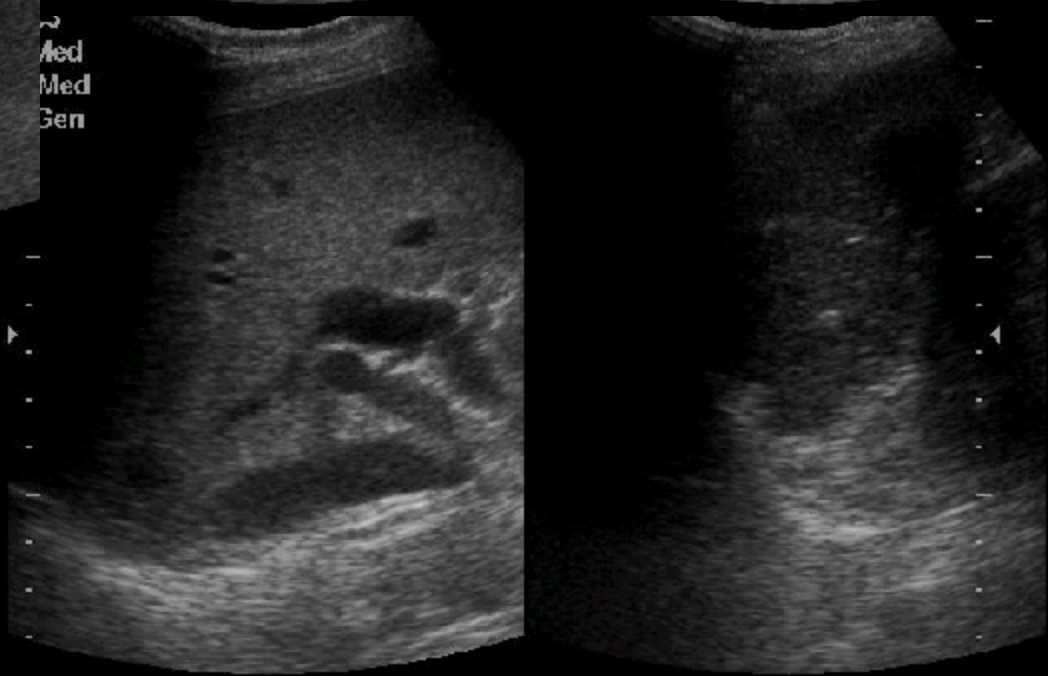
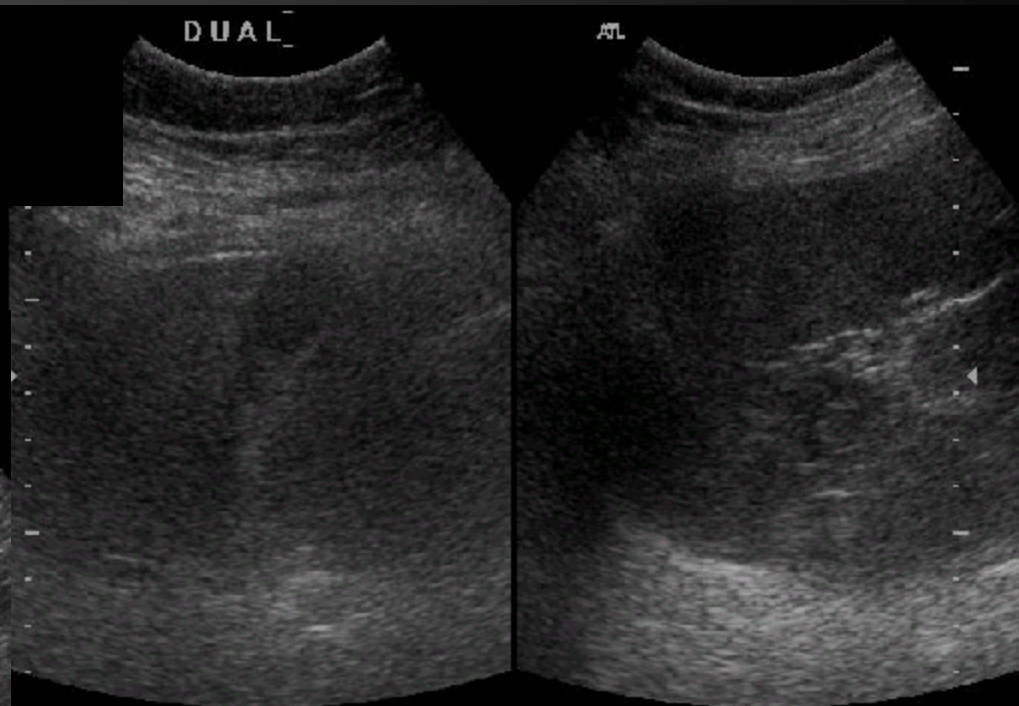
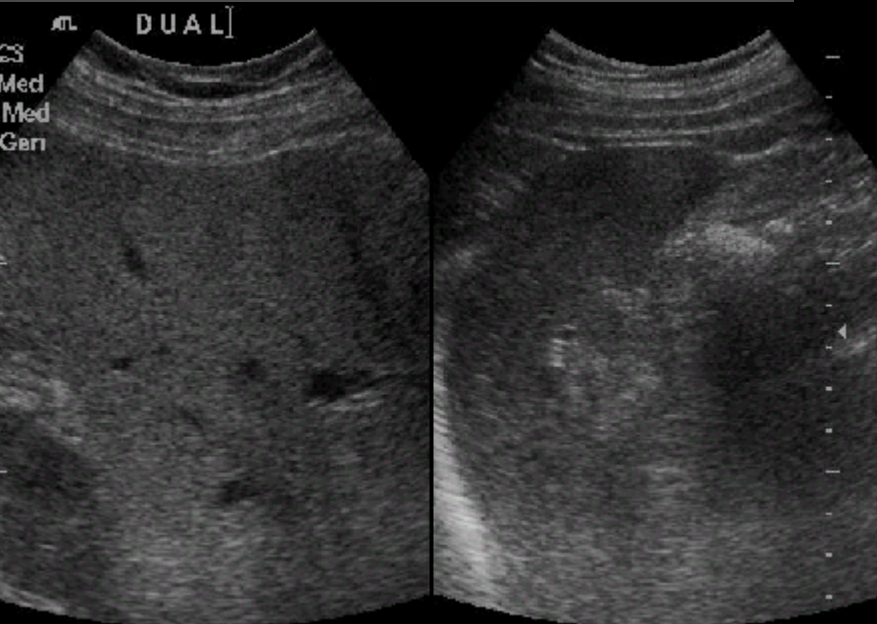
skotopické vidění

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

fotopické vidění

- čípky, mil. barev
- lepší rozlišení detailů

Dualní zobrazení



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

děkuji za pozornost