

Ultrazvuk

Základní fyzikální princip, typu UZ, rizika. Ukázky na přístroji.

Petr Nádeníček¹, Martin Sedlař²

¹ Radiologická klinika, FN Brno

² Biofyzikální ústředí LF MU Brno



historie

- **1880** - objev piezo-elektrického jevu (Pierre Curie)
– produkce a detekce ultrazvukových vln
- 1. světová válka - praktické využití při detekci ponorek
- **1942** - klinické využití při detekci mozkových tumorů (Karl Dussik, Friederich Dussik)
- **1950** - B-zobrazení (grayscale)
- **1965** - UZ vyšetření v reálném čase
- **1974** - duplexní technika
- triplex, harmonické zobr., CEUS, PM, PI, 3D, elastografie



Pierre Curie
1859 - 1906

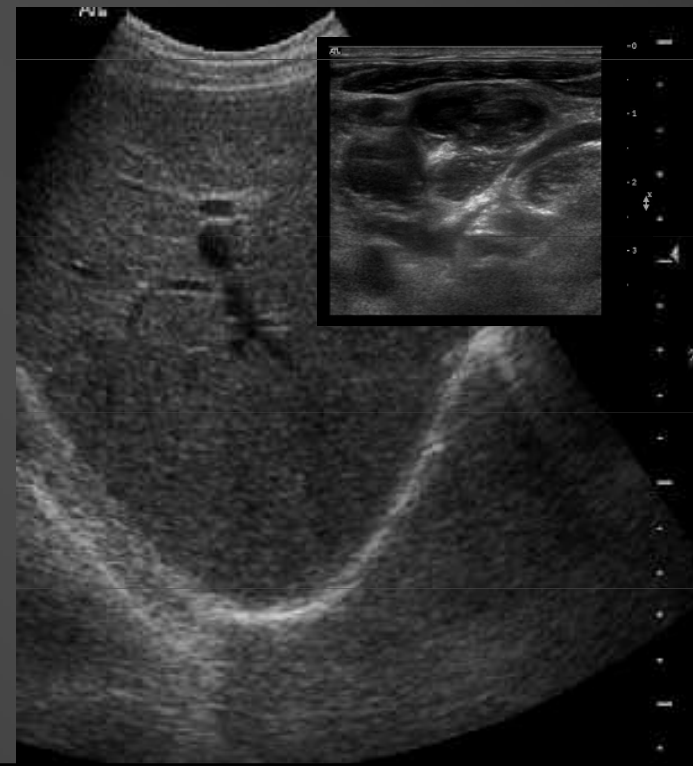
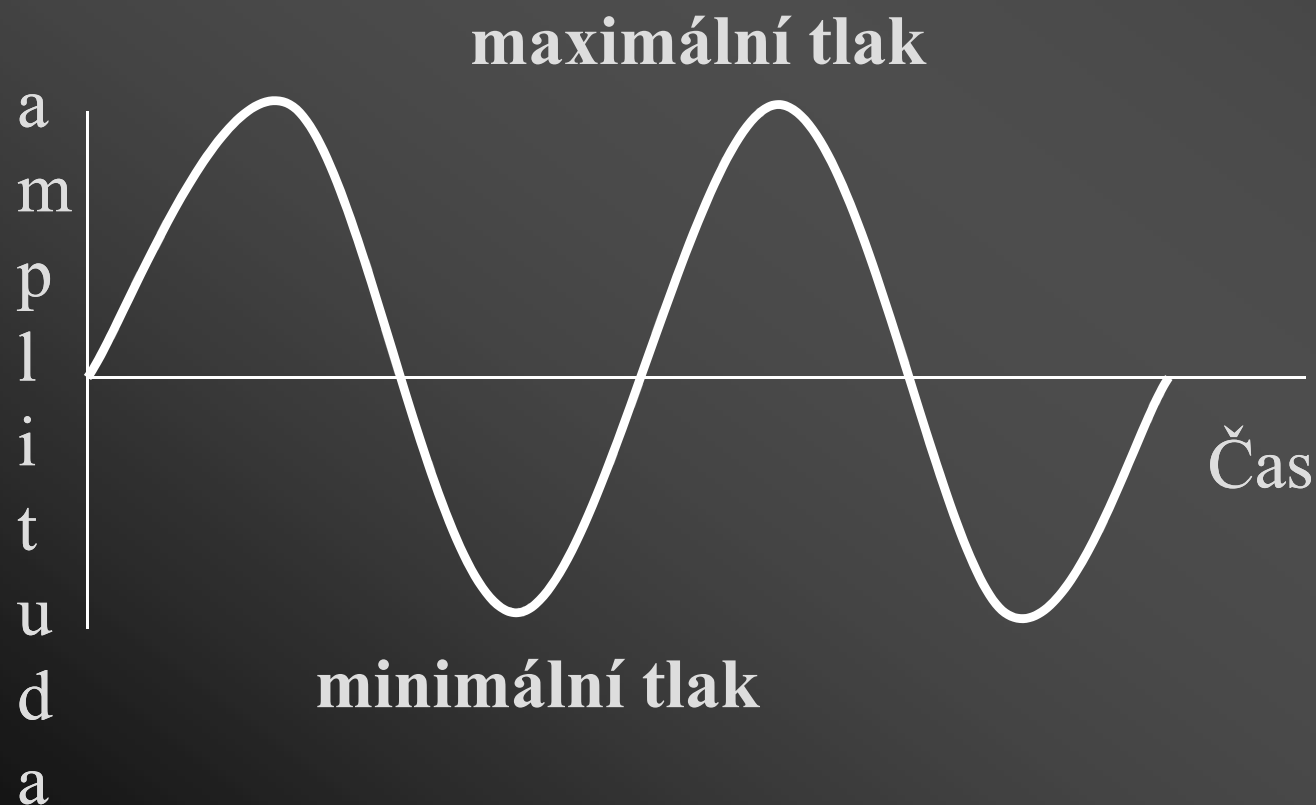


Karl Theodore Dussik

frekvence

- počet cyklů za 1 vteřinu

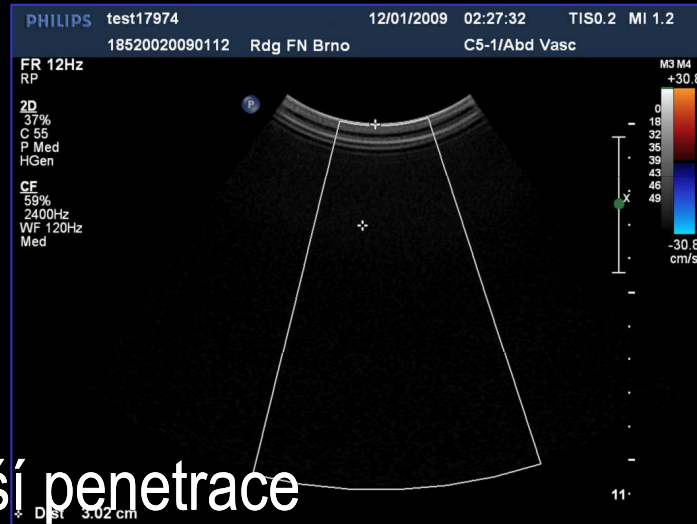
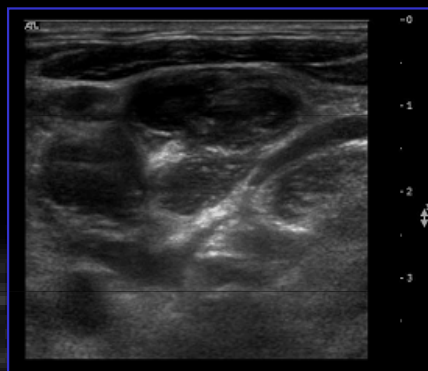
infrazvuk	0-16 Hz
slyšitelný zvuk	20 Hz-20 kHz
ultrazvuk	20 kHz-10 MHz
hyperzvuk	>10 MHz



frekvence

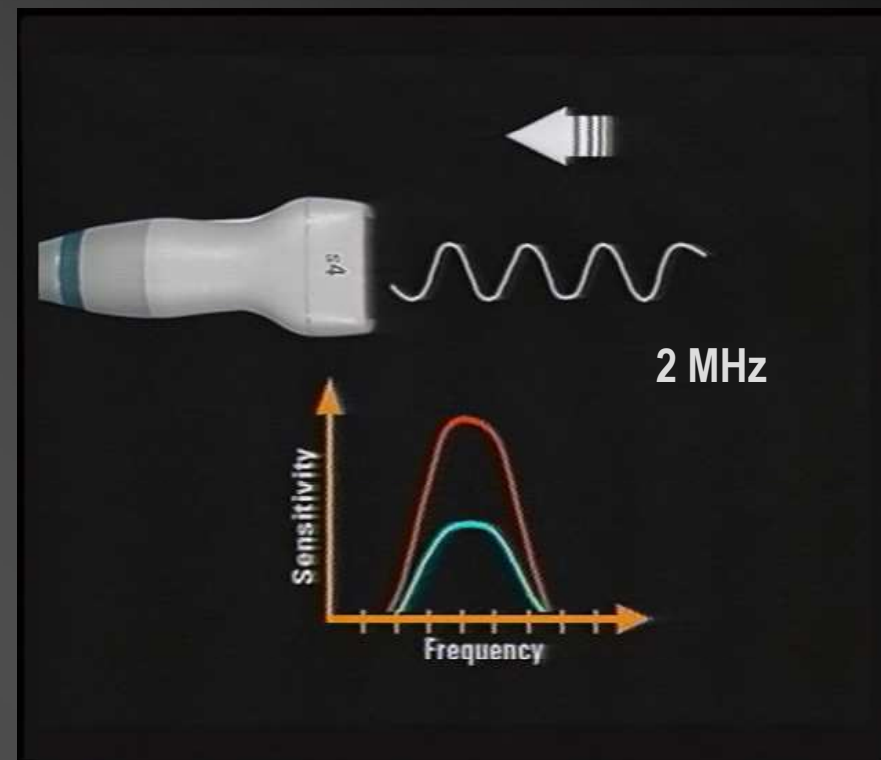
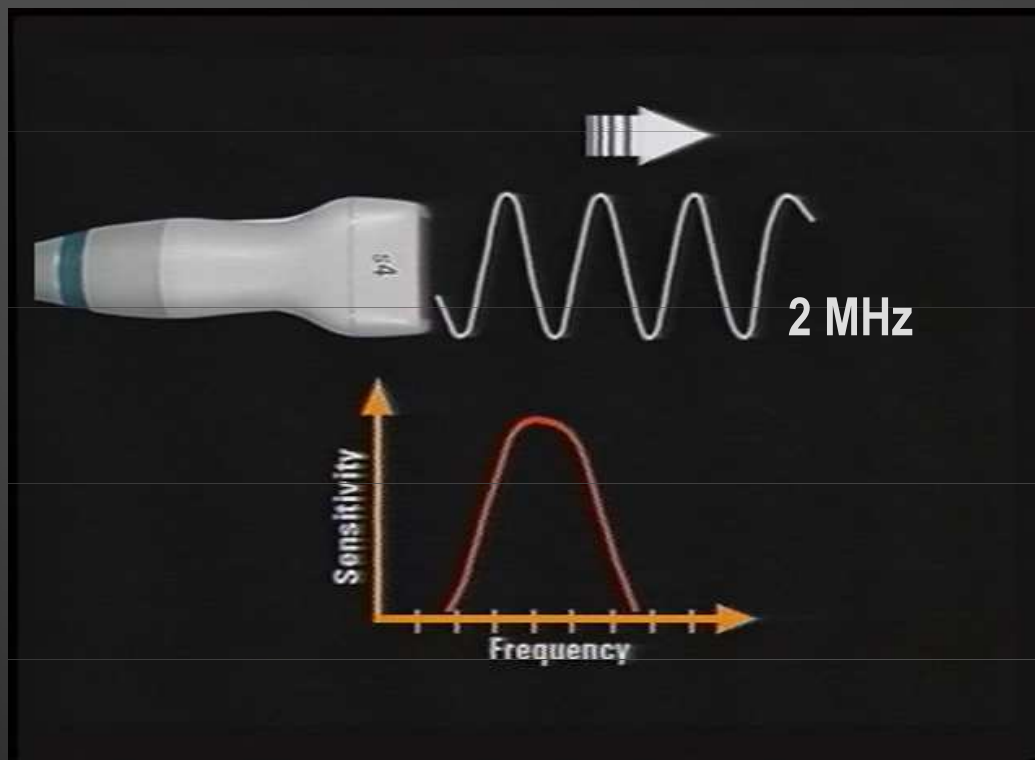
- vyšší frekvence

= 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)

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]

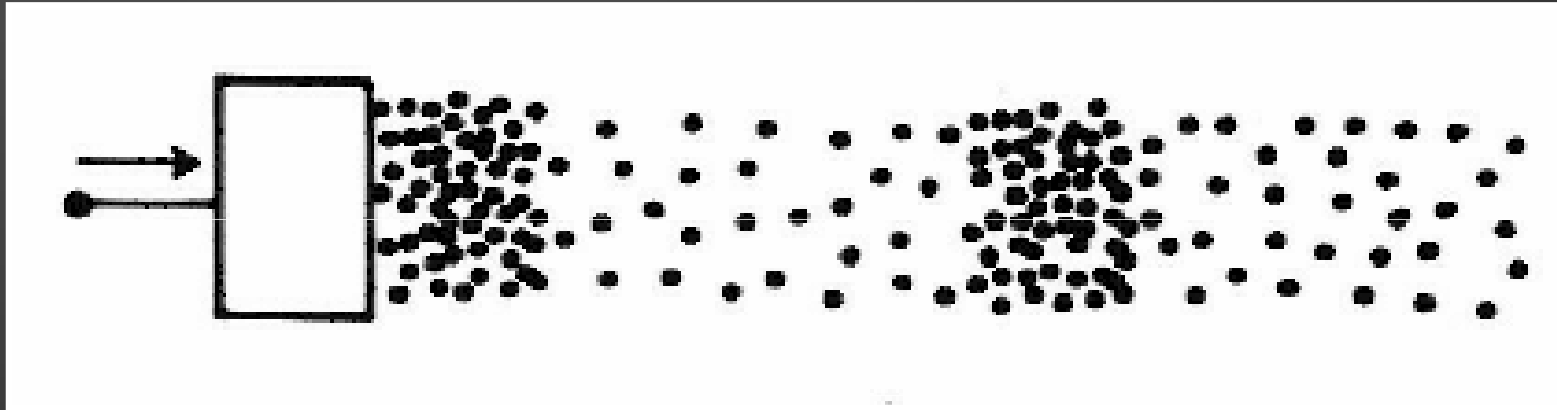
p ... akustický tlak [Pa]

ρ ... hustota prostředí [kg.m⁻³]

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

rozdíly rozdíly v akustické impedanci umožňují tvorbu dvourozměrného obrazu

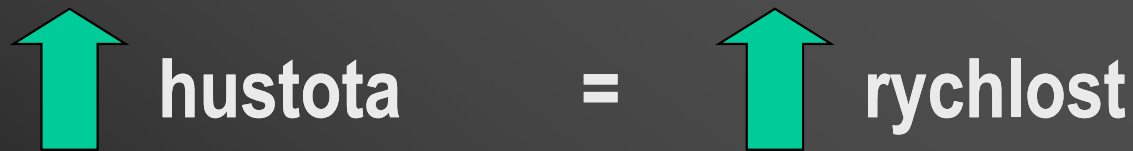
akustická impedance



- 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.

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



koeficient odrazu a přenosu uz energie

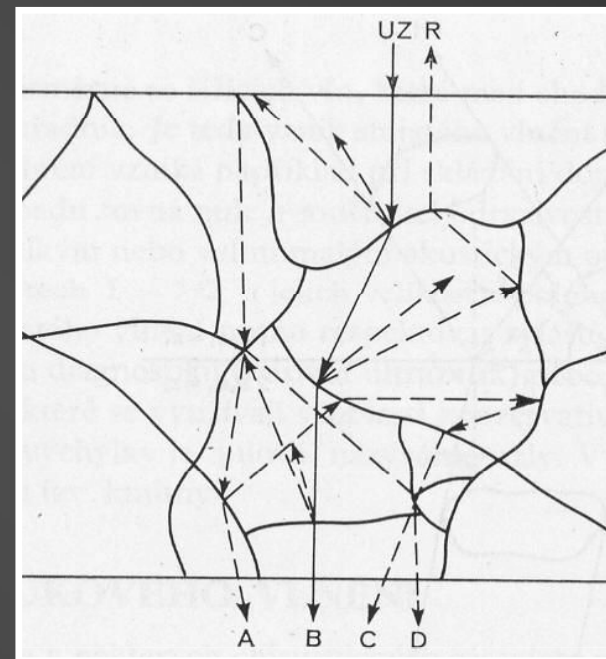
- vztah vyjadřující poměr intenzit odražené a dopadající UZ vlny na rozhraní dvou tkání o rozdílné ak. impedanci:

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

R ... činitel odrazu

Z ... akustická impedance

$1,2$... různá prostředí



CEUS

Contrast Enhanced UltraSound

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

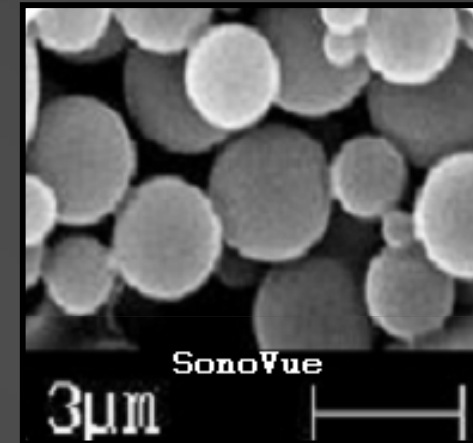


$$R = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2$$

voda 1,52

vzduch 0,0004

[Pa.s.m⁻¹]



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

útlum *absorpcí*

- pokles intenzity ultrazvukové vlny při průchodu prostředím
- koeficient útlumu α je komplexním vyjádřením dvou základních mechanismů – absorpce a rozptylu
- útlum absorpcí představuje pokles energie ultrazvukové vlny jeho 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

$$I_x = I_0 \cdot \exp(-2\alpha x)$$

I_x ... intenzita v místě x

I_0 ... intenzita v místě $x = 0$

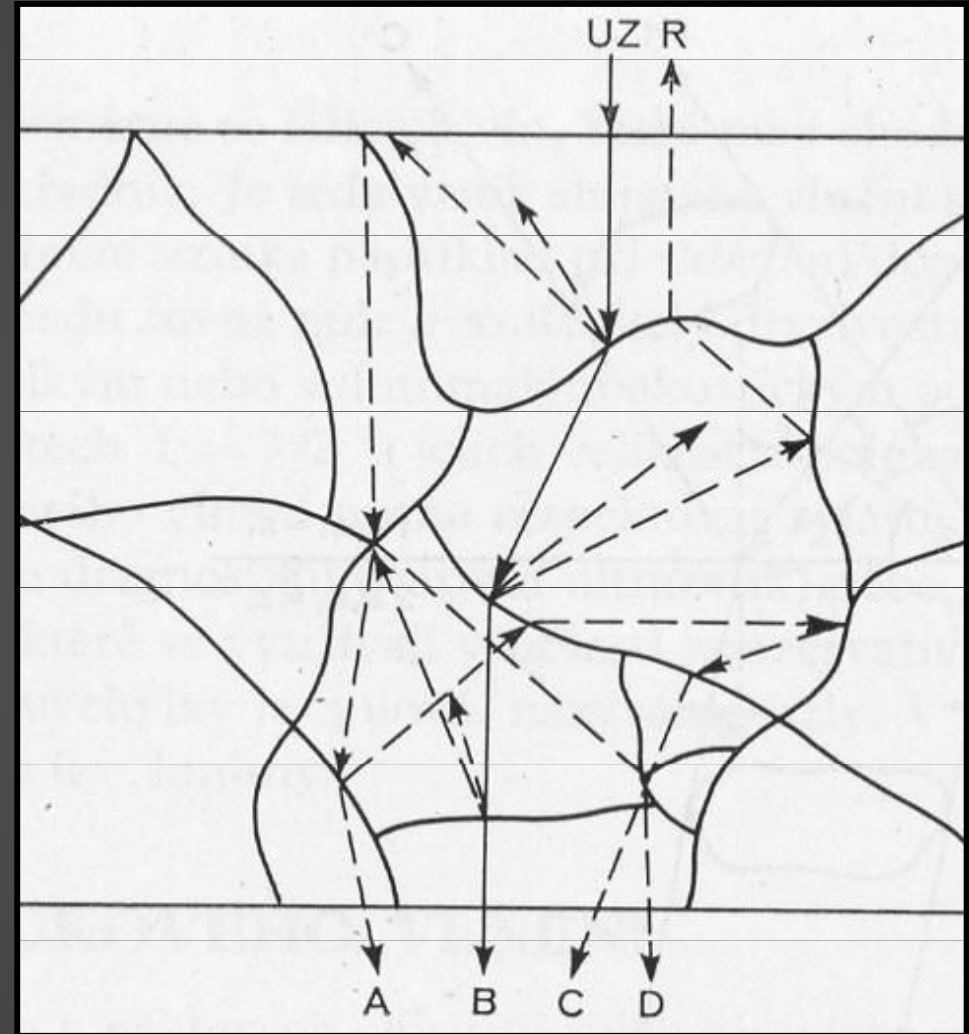
α ... koeficient útlumu prostředí

x ... tloušťka absorpční vrstvy

Rozměr útlumu je decibel na metr [dB.m⁻¹] (Čech, E., 1982).

útlum *rozptylem*

- je mírou ztrát akustické energie, které vznikají při různosměrném odrazu a lomu ultrazvukové vlny (obrázek)
- tento druh útlumu je charakteristický pro nehomogenní látky a závisí jednak na počtu rozptylujících struktur, jednak na vztahu jejich velikosti k délce ultrazvukové vlny



Obrázek - schéma difuzních odrazů ultrazvukového vlnění ve složité struktuře (Čech E. et al., 1982, s. 43)

intenzita ultrazvuku

- přepočítání hodnoty akustického tlaku v Pascalech
- intenzita ultrazvuku ve wattech na centimetr čtvereční

$$I = \left(\frac{P}{1,71} \right)^2$$

$$P = 1,71 I^{0,5}$$

P ... amplituda atmosferického tlaku [atm]
 I ... intenzita ultrazvuku [$\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$]

přepočítání atm na Pa (Hrazdira, I. et al., 1990):

1 atm = $1,03 \cdot 10^5$ Pa

1 Pa = $9,8 \cdot 10^{-6}$ atm

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

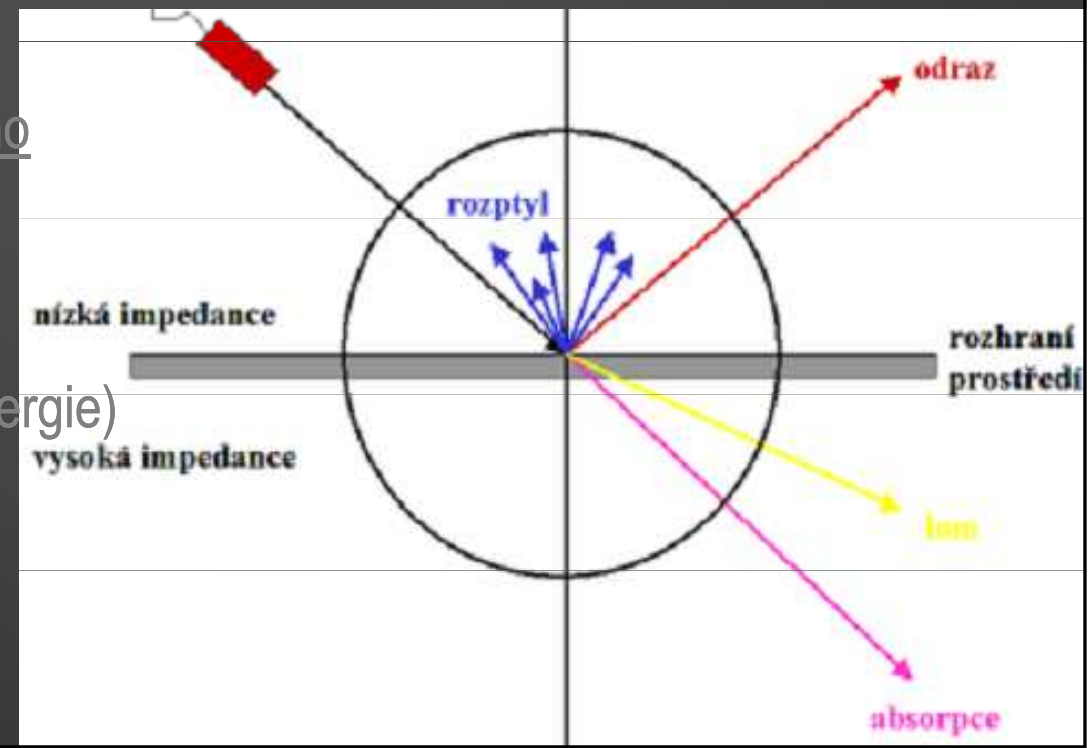
- vzniká na mikroskopických rozhraních, kterých velikost je menší než vlnová délka vysílaného ultrazvuku

- ohyb, lom

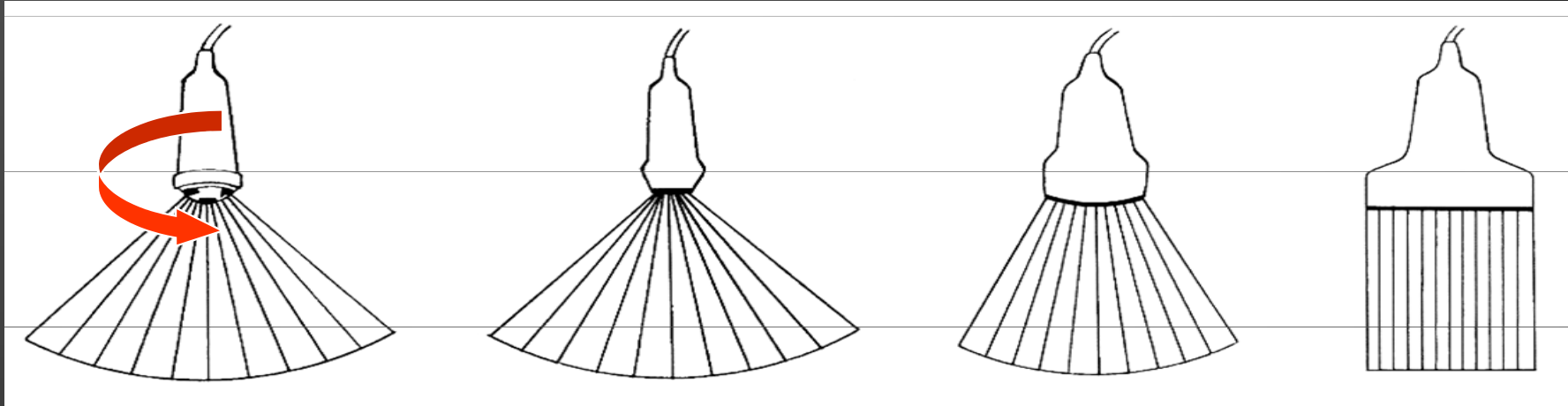
- vzniká na rozhraní dvou prostředí, když vlnění nedopadá kolmo

- 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:

5-17 MHz

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

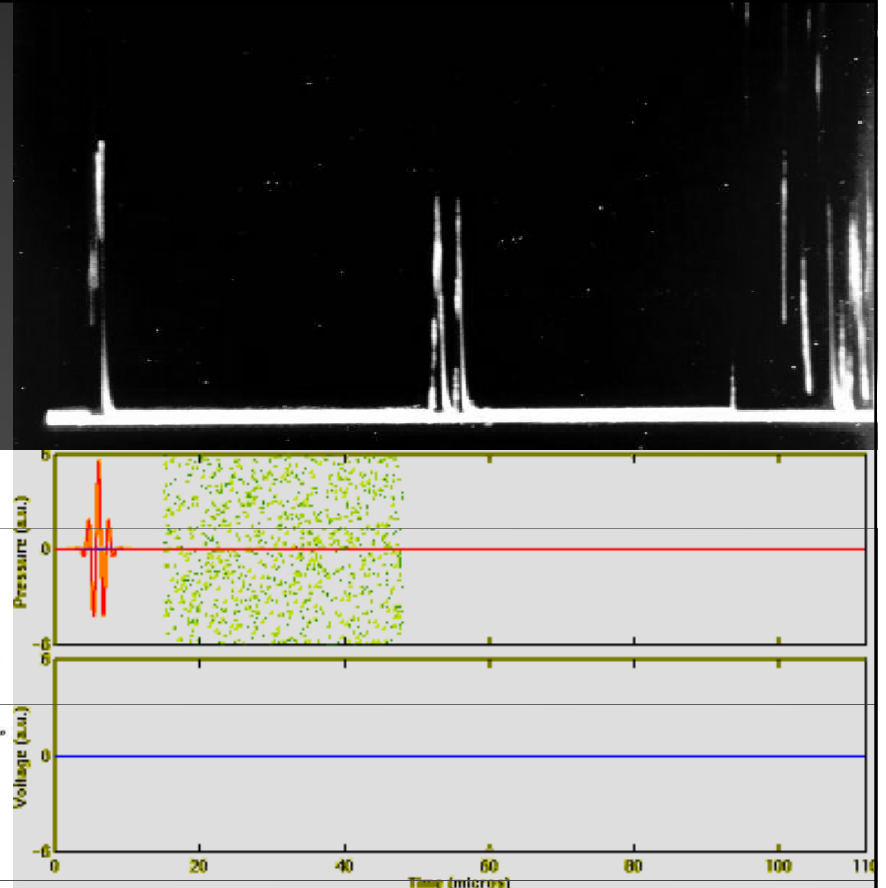
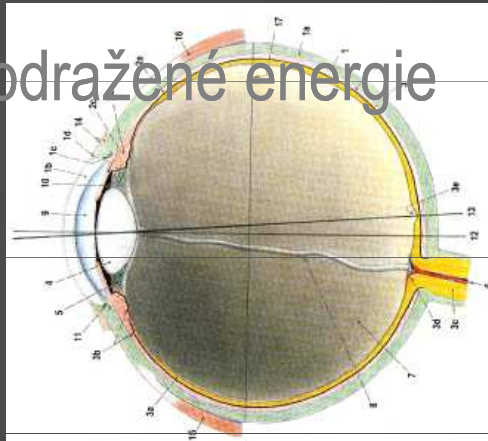
umožňují spektrální i barevný dopplerovský záznam

NE-DOPPLEROVSKÉ MODALITY



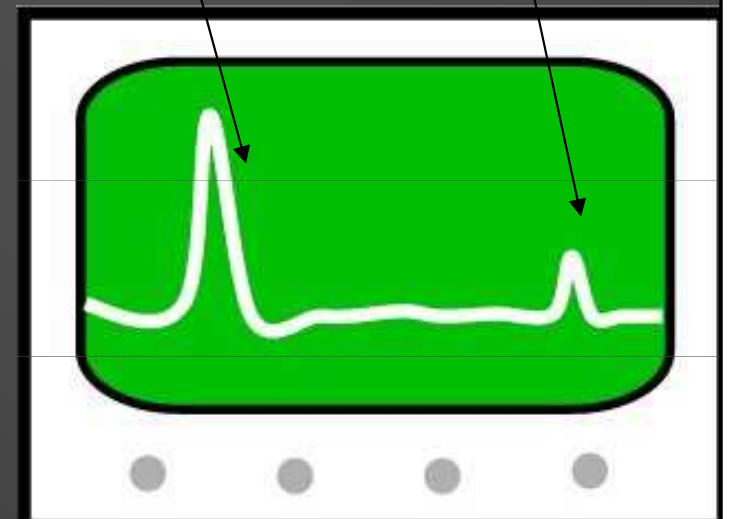
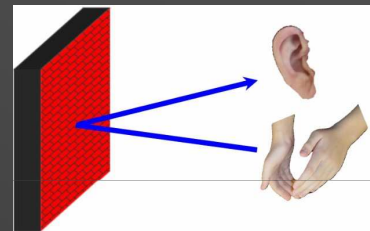
A zobrazení (A-mode)

- „A“ - amplituda
- nejjednodušší metoda
- amplituda, množství odražené energie
- oční
- NEVÝHODA:
 - není jednoznačné od jaké struktury se vlny odráží
 - tvar objektu nejasný
 - linie + amplituda



vyslany puls →

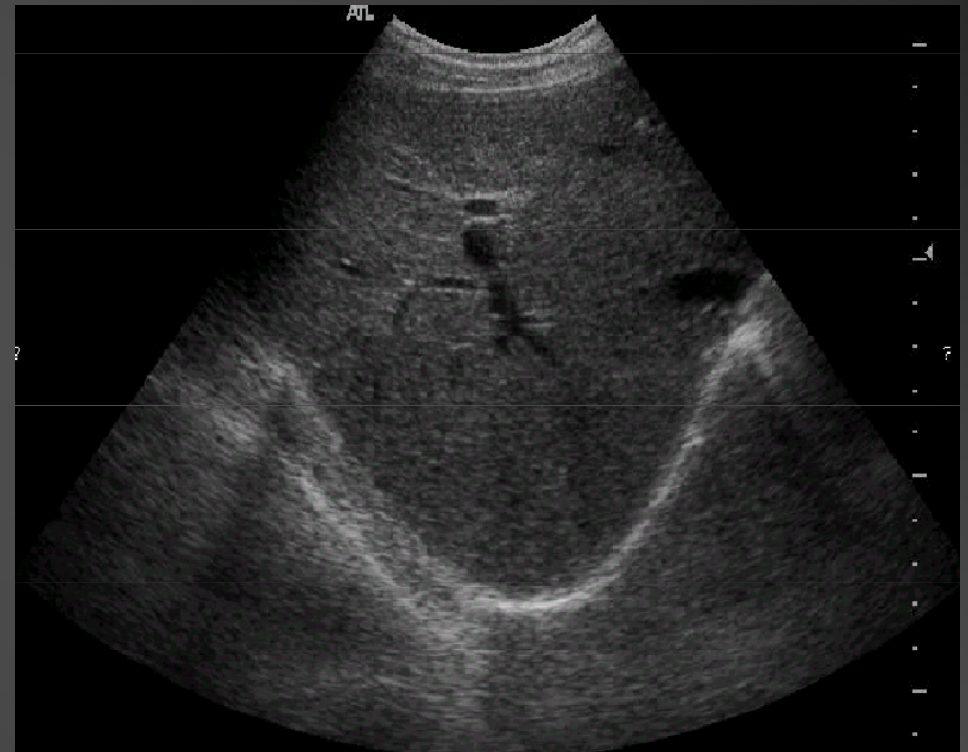
← echo



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

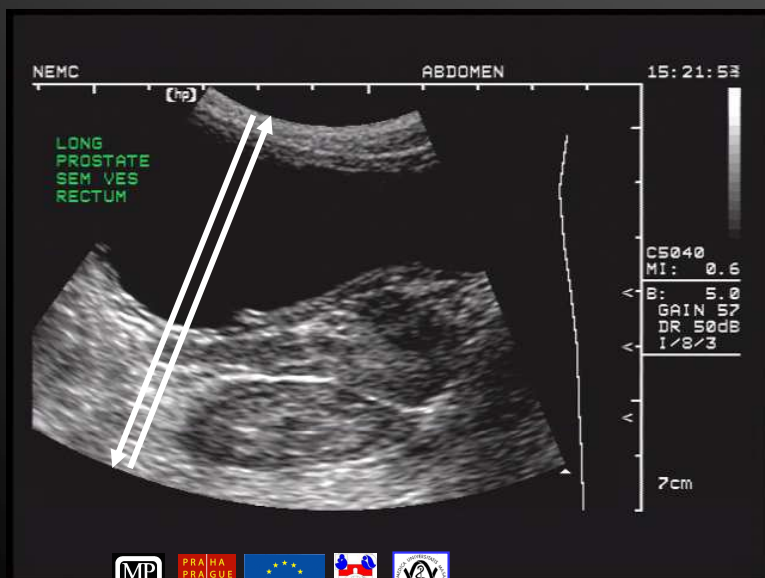
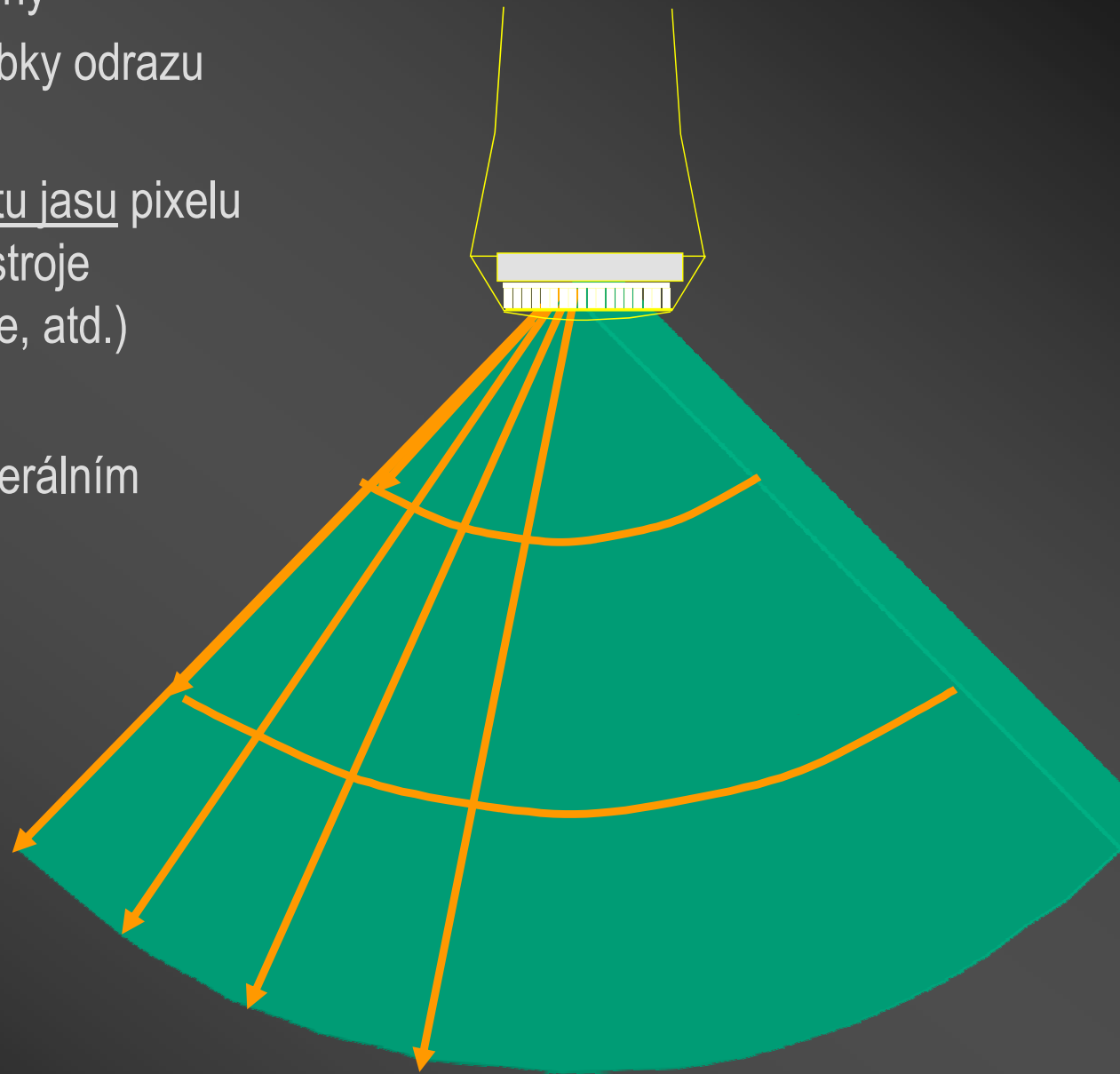
B zobrazení (B-mode)

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



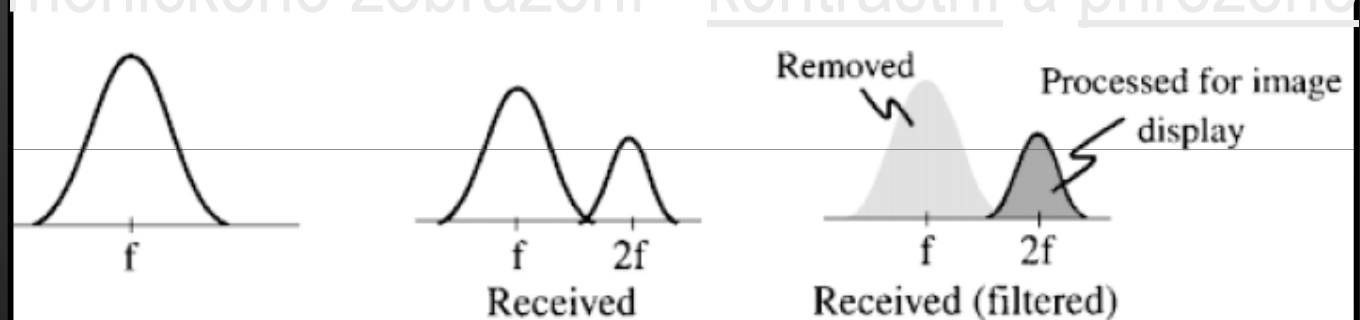
vznik UZ obrazu

- 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

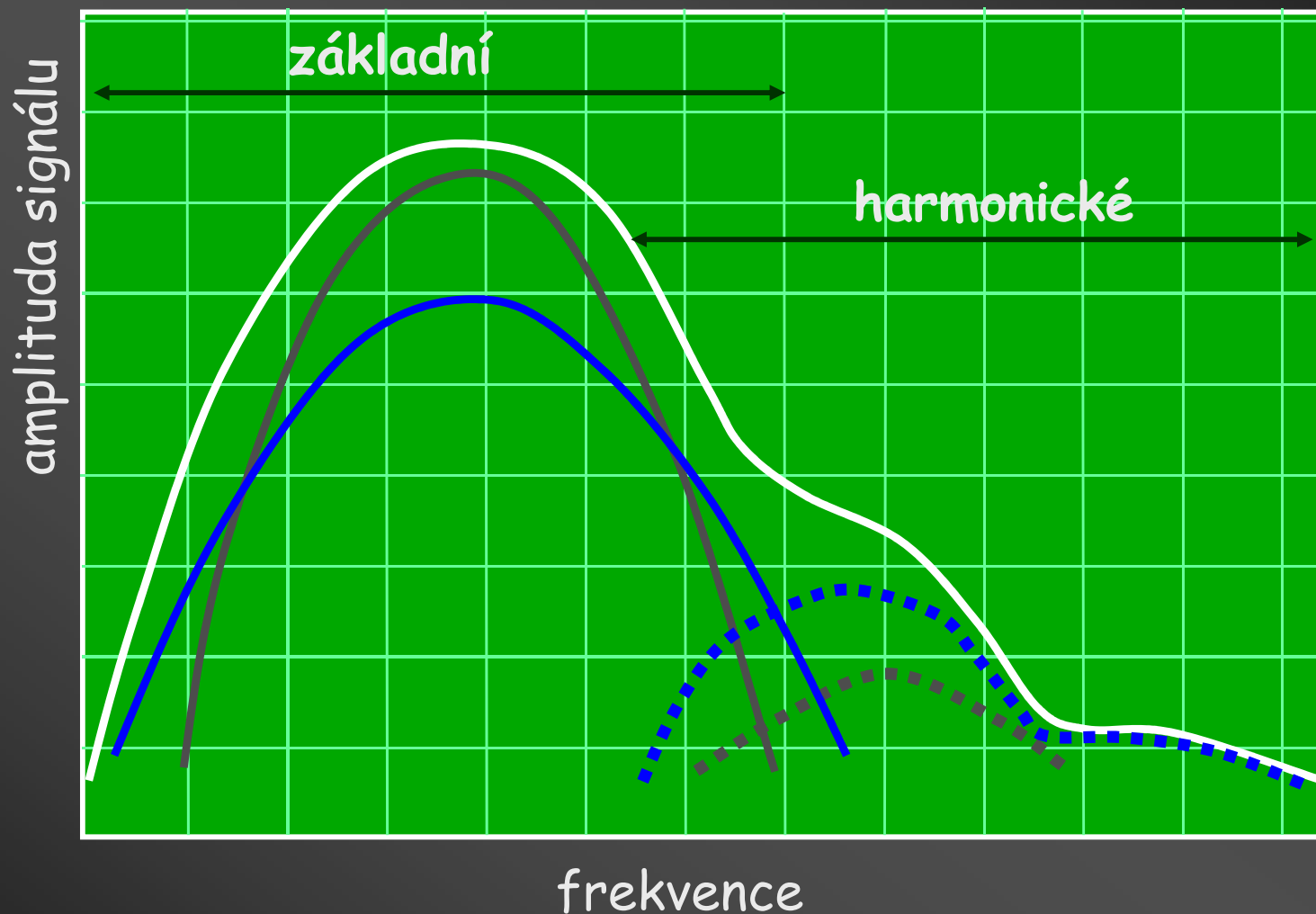


harmonické zobrazení - princip

- 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**



harmonické zobrazení - frekvenční spektrum



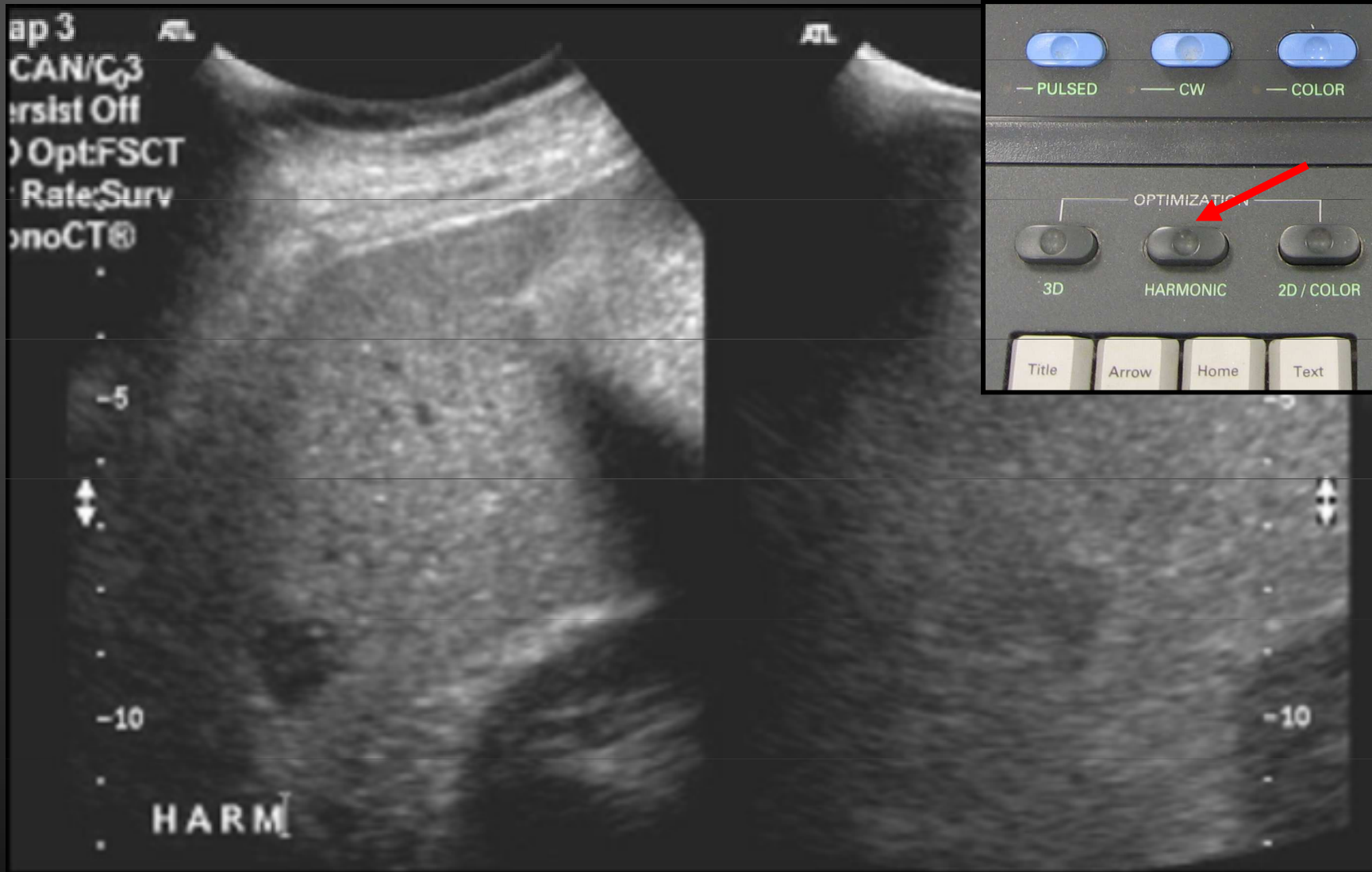
odpověď ze tkání

- lineární základní
- nelineární harmonická

odpověď bublin

- nelineární základní
- nelineární harmonická

harmonické zobrazení - přirozené





pulzní inverze

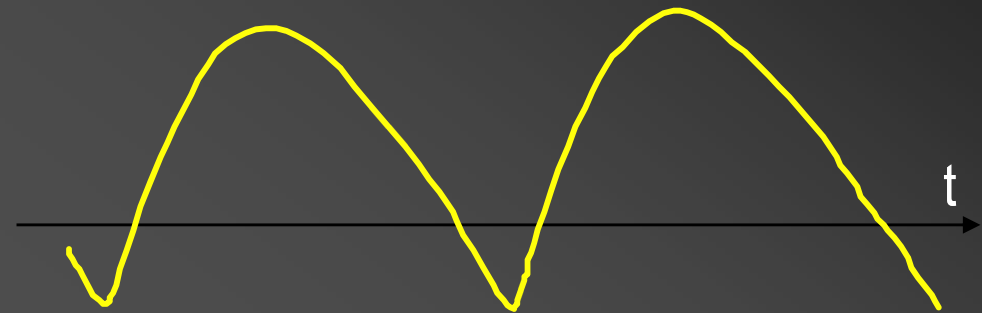
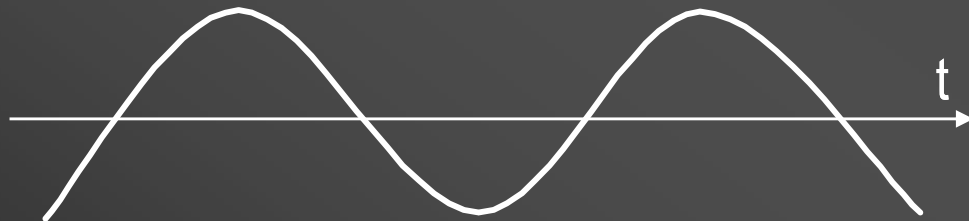
„pulzní inverze“ zcela potlačuje frekvenci základní a zůstávají pouze frekvence harmonické.

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

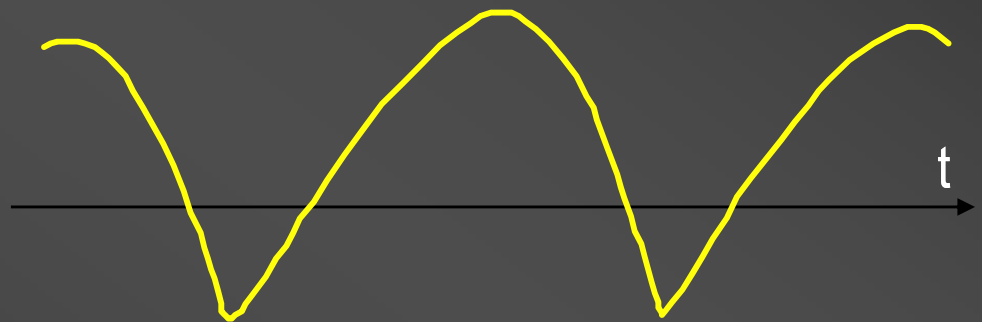
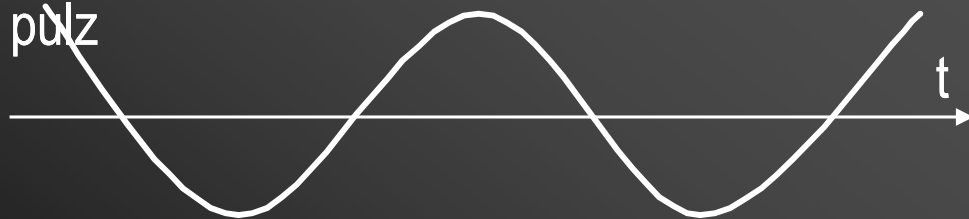
tkáň

mikrobubliny

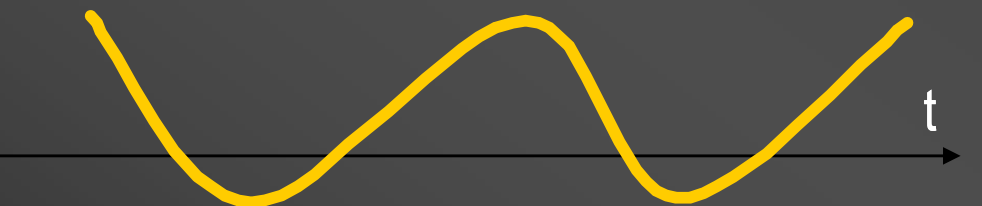
první pulz



druhý inverzní pulz

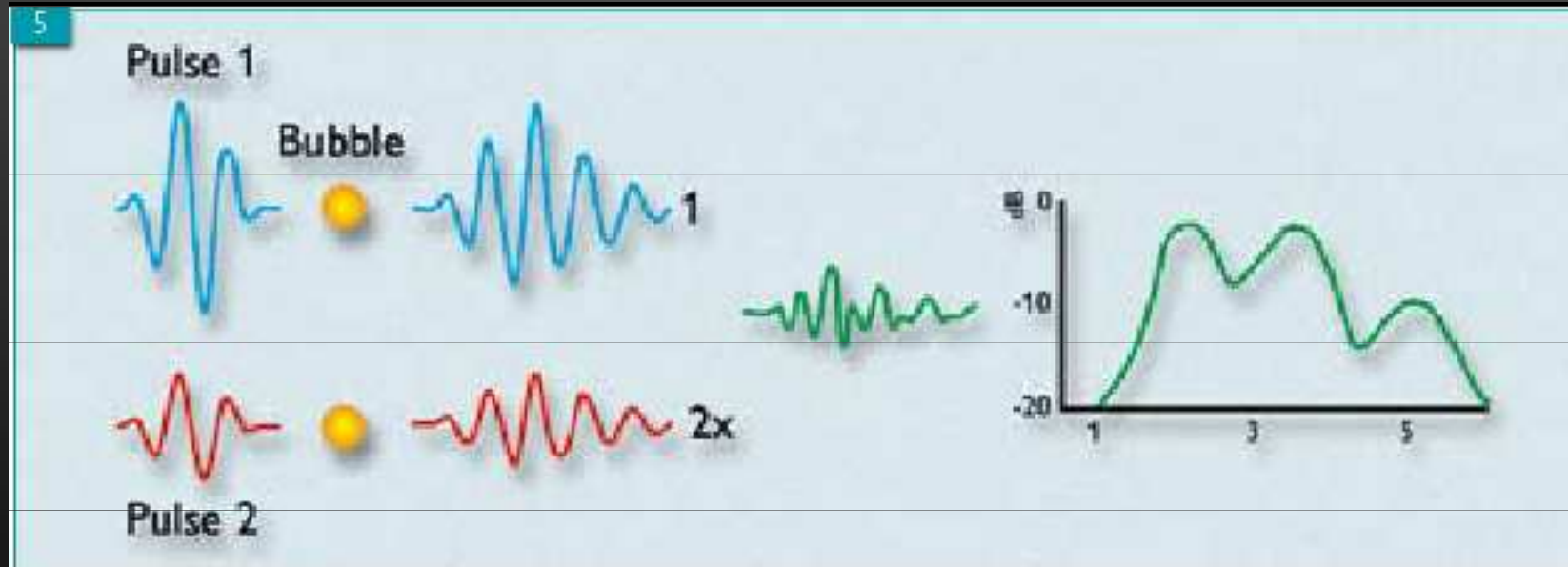


0



Power modulation (PM)

- změna UZ amplitudy
- v subtrahovaném spektru je pak zachycena nelineární složka základní frekvence
- signál pozadí pak není potlačen zcela, nicméně je nízký oproti harmonickému
- využívá se pro hlouběji uložená ložiska, případně při vyšetřování cirhotických jater apod.
- nevýhodou je poněkud nižší rozlišení oproti PI

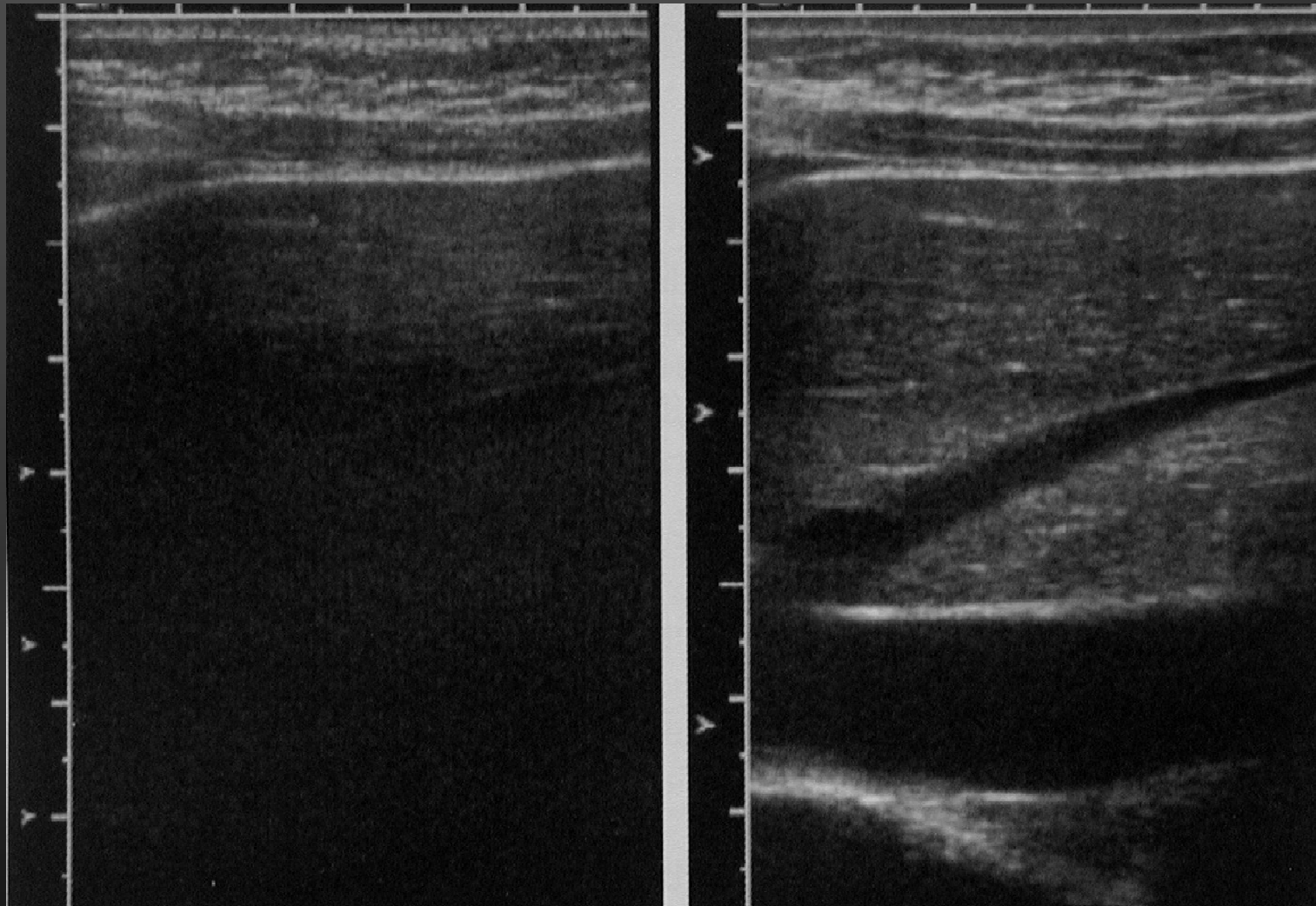


Power modulated pulse inversion (PMPI)

- kombinace obou předchozích metod
- také nazývána Contrast pulse sequence (CPS)
- během pulsů se zde mění jak amplituda tak fáze, rovněž pak dochází k subtrakci signálu
- výhodou je, že druhá harmonická echa jsou relativně zachována (oproti PI)
- PMPI detekuje nelineární signál jak základní, tak druhé harmonické frekvence

Coded pulse imaging

Nosná vlna o nižší frekvenci (penetrance) nese zakódovanou energii vyšší frekvence (rozlišení)



Coded harmonic imaging (Philips ...)

- použit je déletrvající puls (podobně jako např. radiofrekvenční pulsy), s postupně se zvyšující frekvencí z cca 1,3 na 2,7MHz
- zvyšování frekvence je však nelineární, má exponenciální průběh
- výhodou je relativně vysoké kontrastní rozlišení i z hluboko uložených tkání

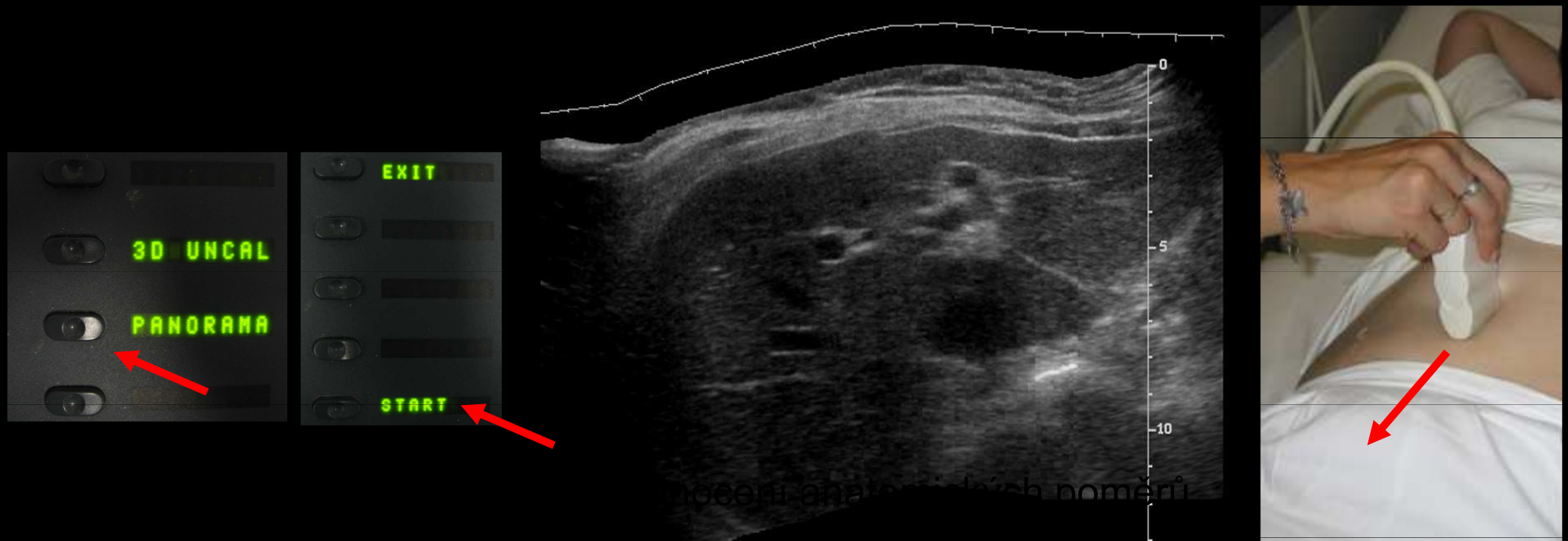
panoramatické zobrazení

- 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



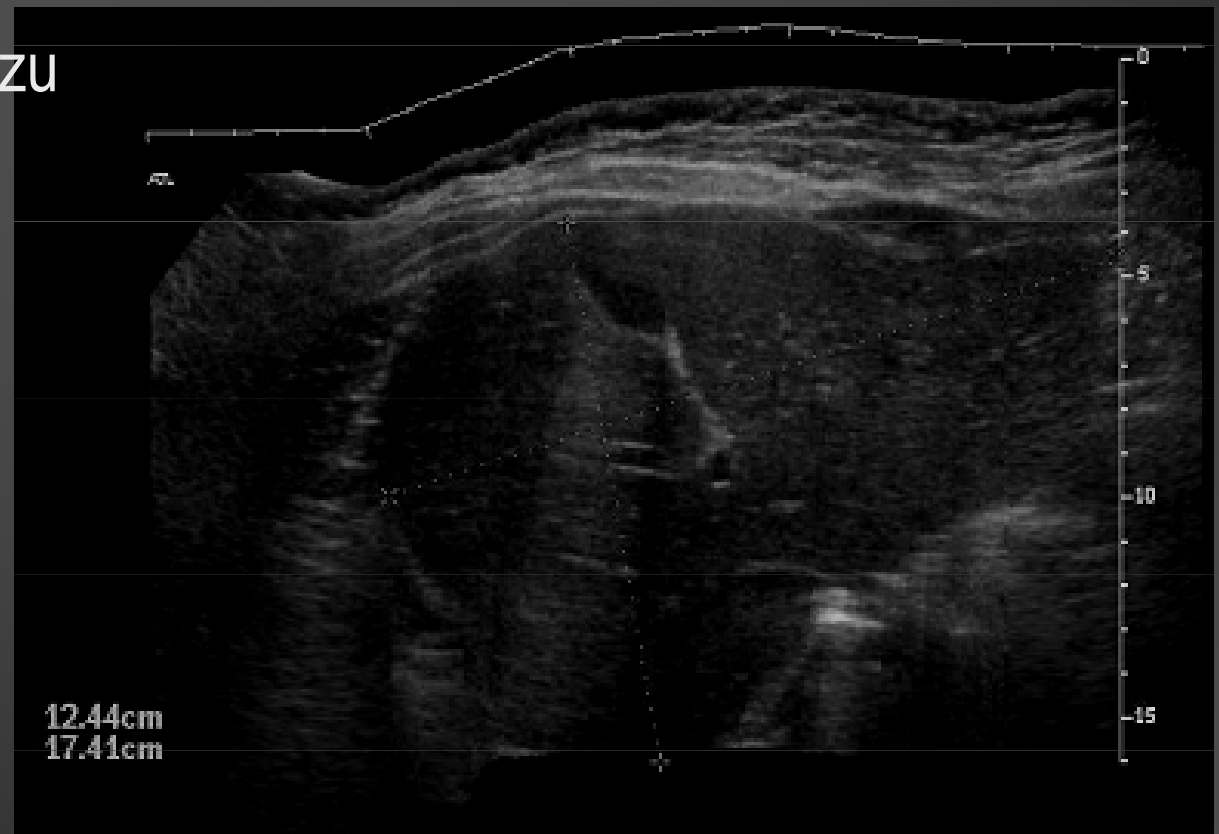
panoramatické zobrazení - technika

- 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



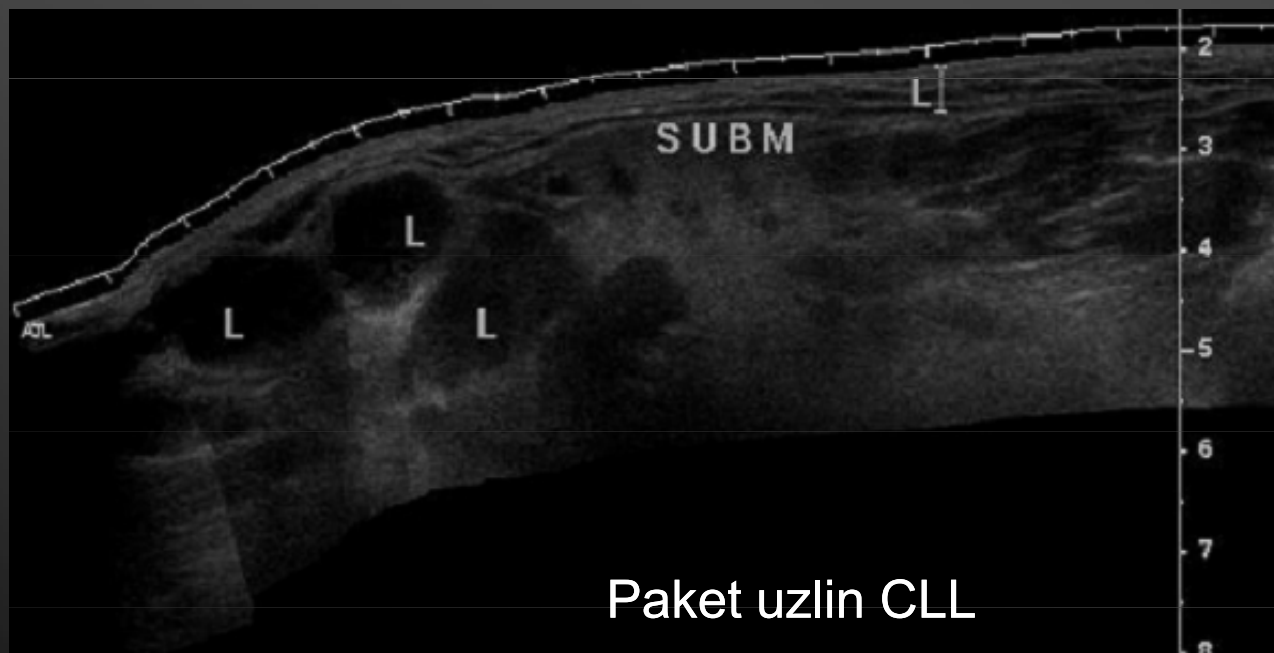
panoramatické zobrazení - postprocessing

- výsledný obraz je možné dále zpracovávat
- otáčení
- „vyhlazení“ přechodových nerovností
- měření
- popisování, export obrazu



panoramatické zobrazení - výhody

- zlepšit topograficko anatomickou orientaci
- umožní zobrazení rozsahu léze, která velikostí přesahuje vstupní pole sondy
- není ztráta kvality rozlišení v B modu jako u 3D rekonstrukce
- usnadní stanovení počtu jednotlivých lézí



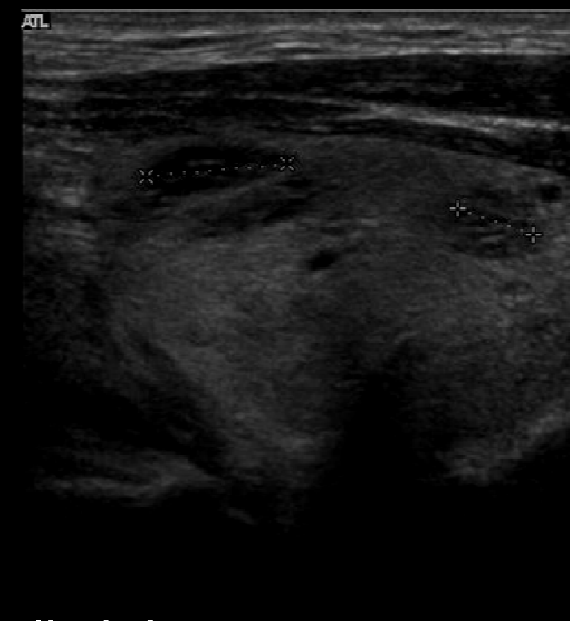
panoramatické zobrazení - nevýhody

- časově náročnější
- nutná kvalitní spolupráce pacienta – zadržetí dechu, pohybu, atd.
- nerovnosti na povrchu těla – okraj žeber, krk, klíček, atd.

Map 3
170dB/C 4
2D Opt:FSCT
SonoCT®



Map 3
170dB/C 4
Persist Off
2D Opt:FSCT
Fr Rate:Surv
SonoCT®
XRes™



panoramatické zobrazení

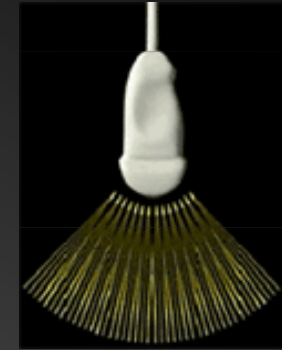
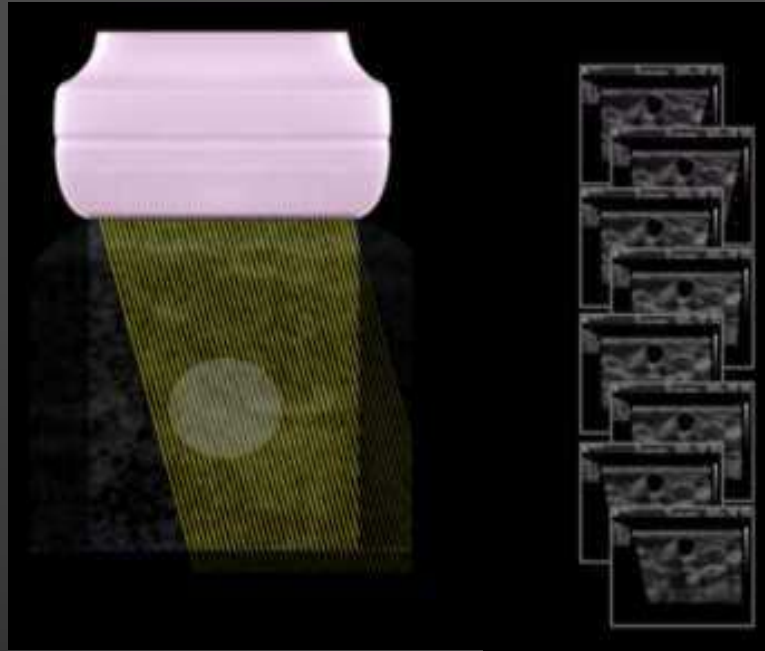
měření velikosti jater

přehlednutí celých jater

12.44cm
17.41cm

játra nejsou zobrazena celá

Sono-CT



CT

ATL



X-res

resolution

postprocessing obrazu

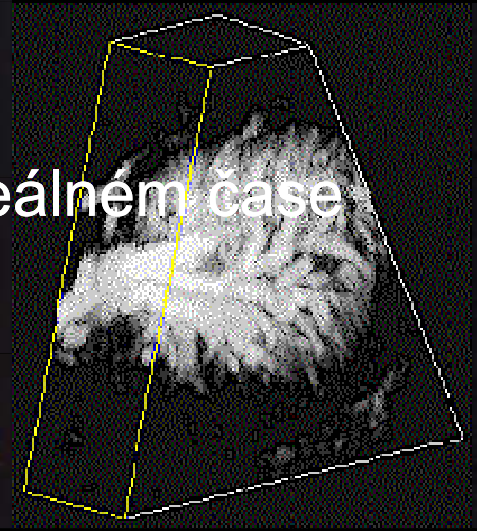
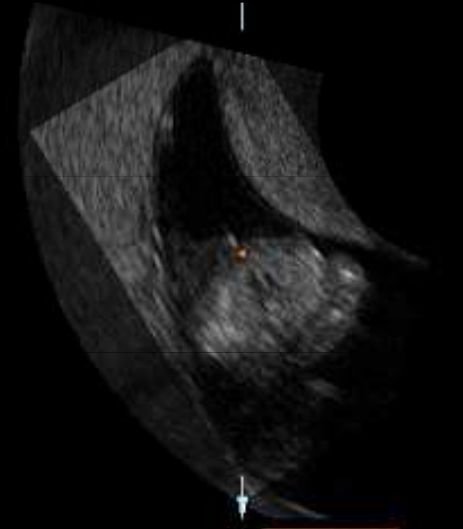
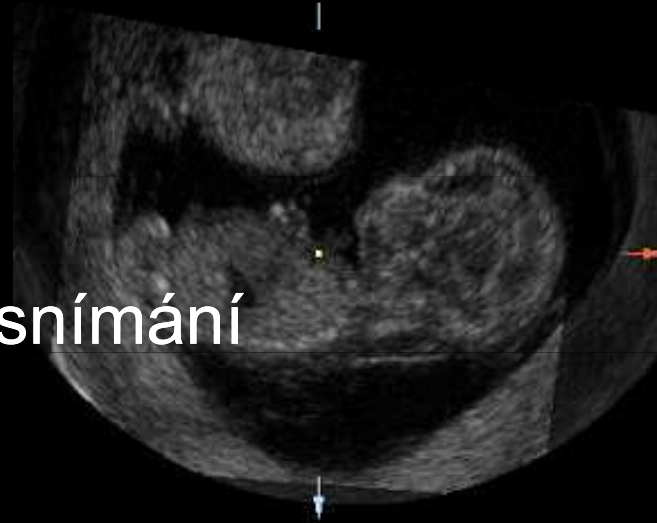
+ 13%



3D zobrazení

- pohyb sondy během snímání
 - lineární posun
 - naklánění
 - rotace
- údaje o odrazivosti tkání do paměti
- matematická rekonstrukce obrazu
- NEVÝHODA:
 - náročné časově

– vyvíjejí se **4D**, tj. v reálném čase

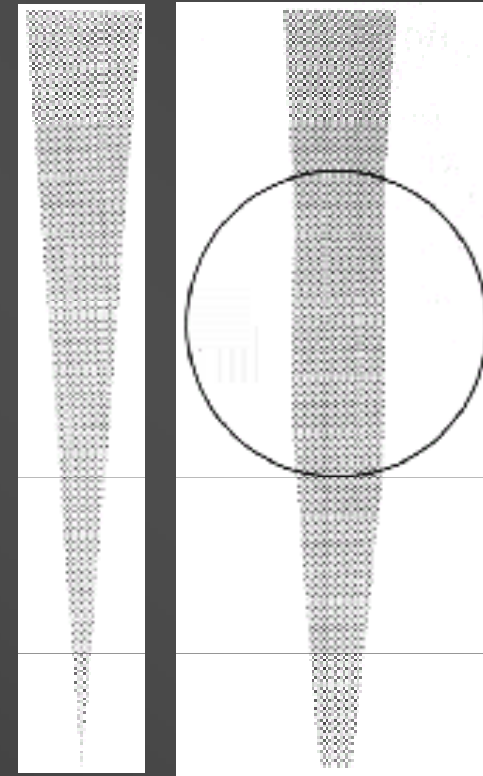


Artefakty a způsob jejich eliminace

dorzální akustické zesílení

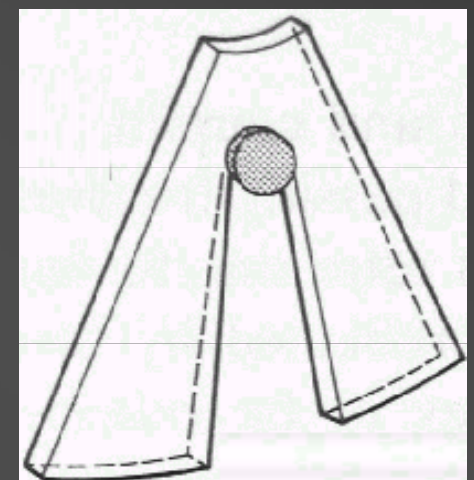
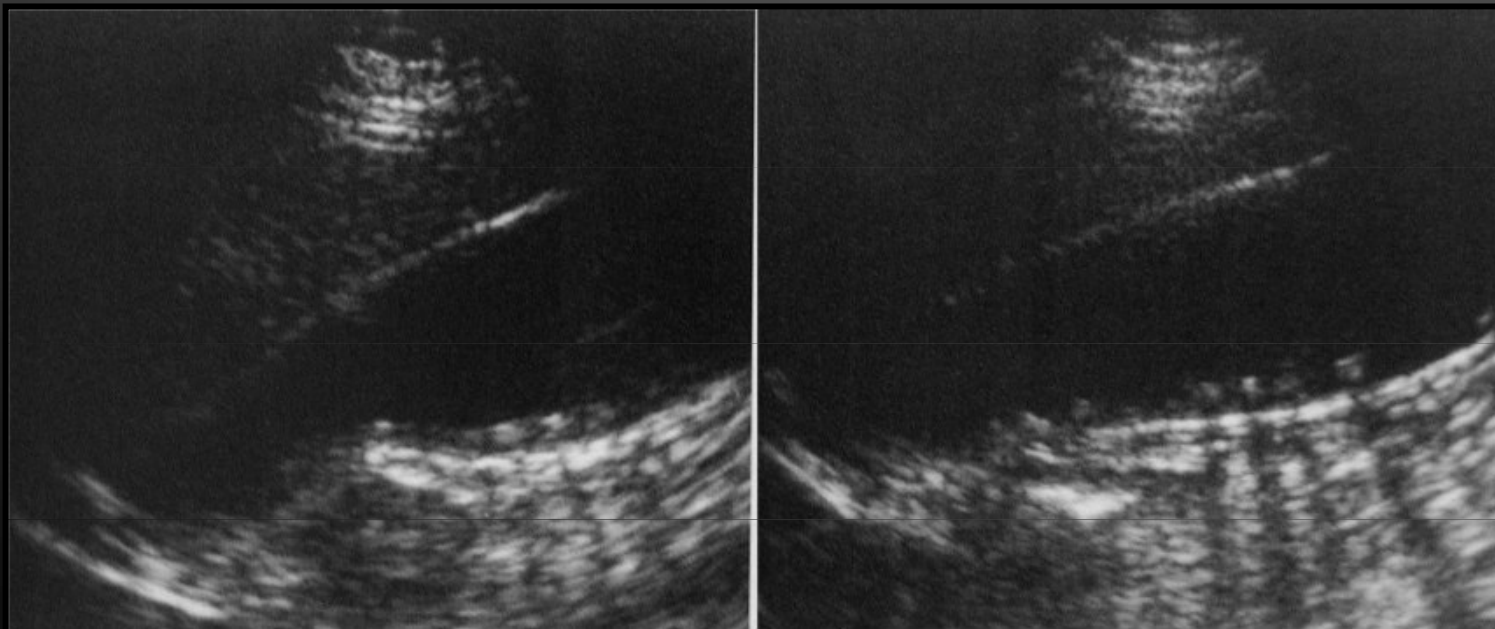
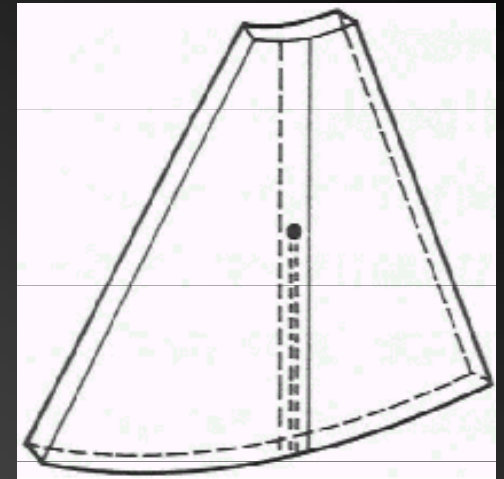


- za strukturami s malým útlumem (např. cysty)
- větší energie prošlého signálu
- odrazy za cystou jsou silnější



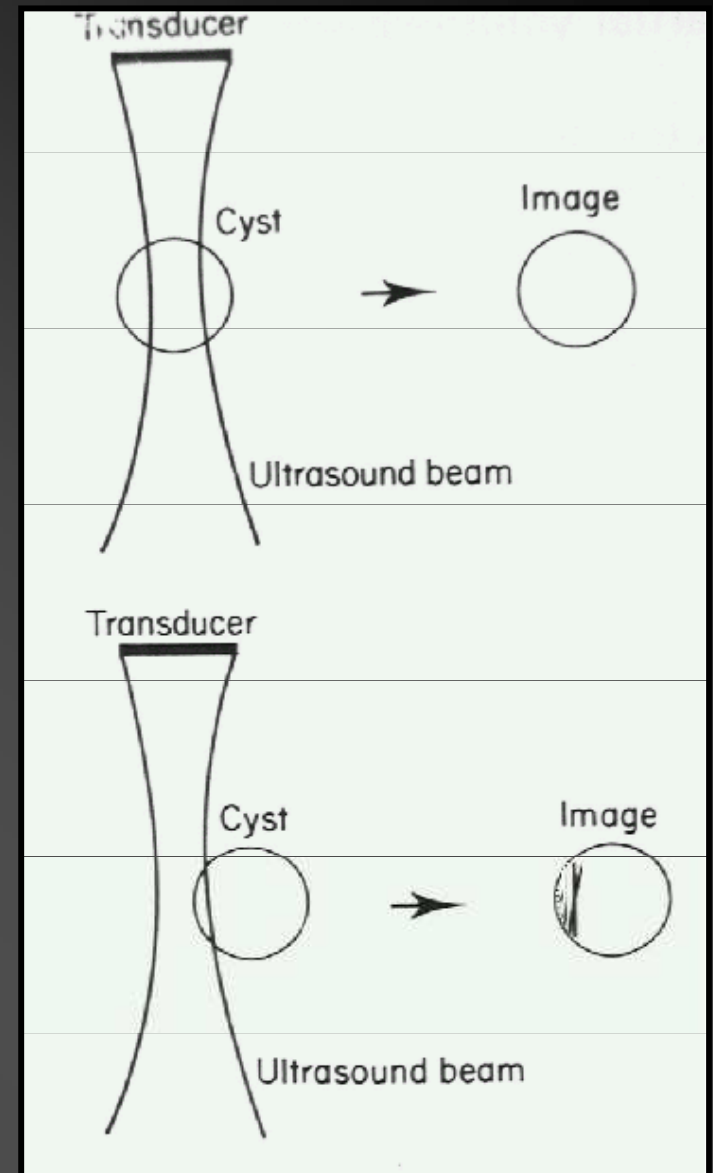
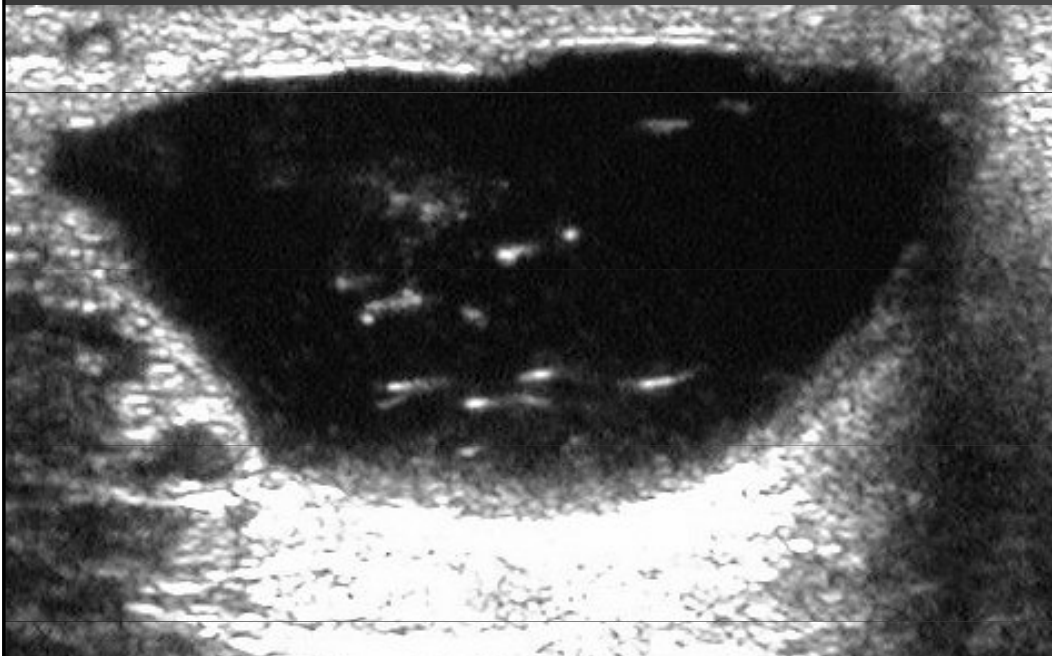
akustický stín

- odraz signálu zpět nebo absorpce
- oblast v akustickém stínu nelze hodnotit
- nepřímý průkaz např. konkrementu, kalcifikace, infiltrace



artefakt zadní stěny

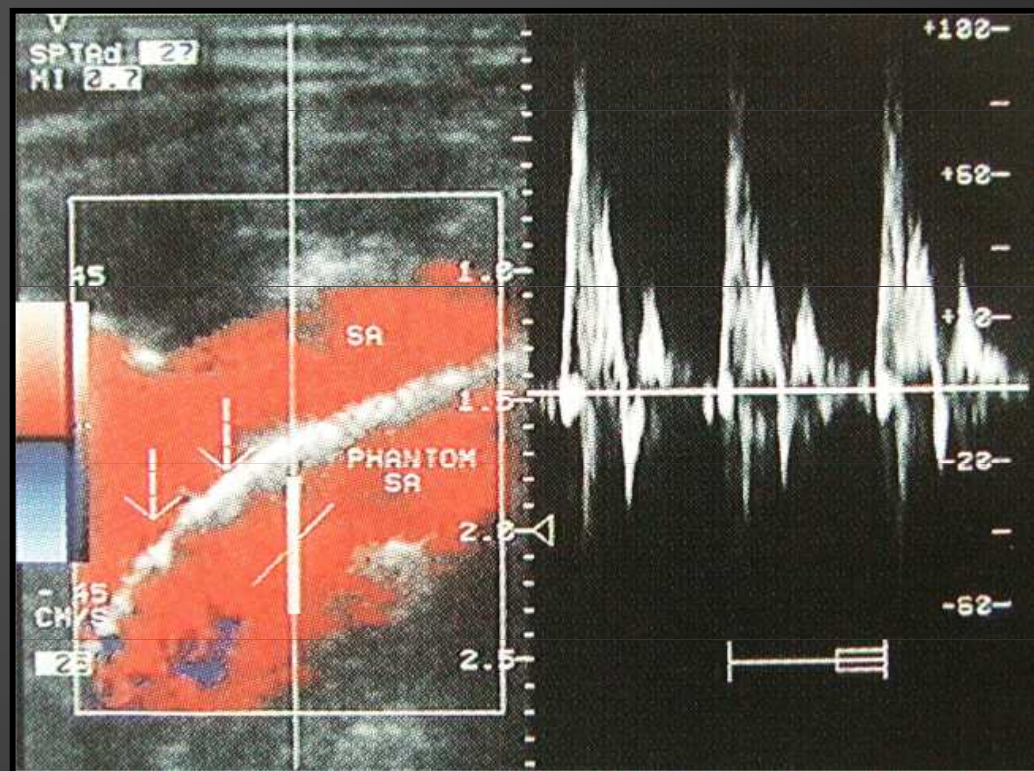
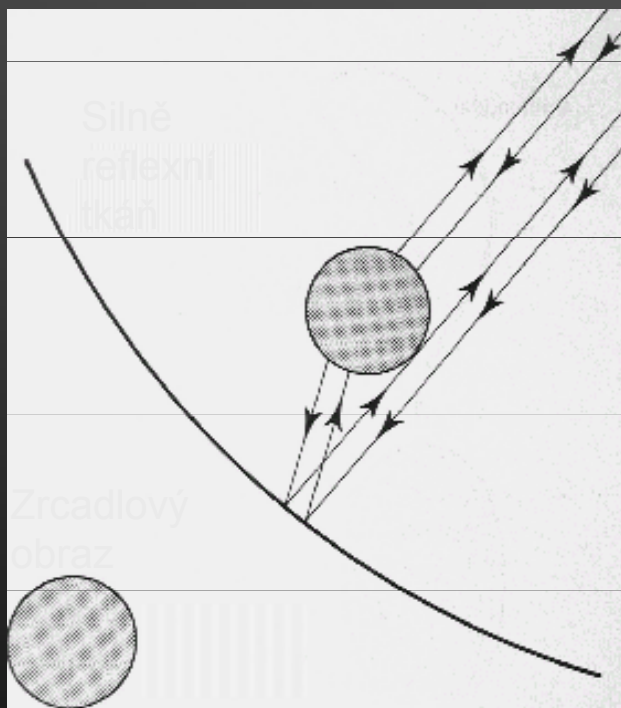
- šikmý průchod uz vlnění stěnou, např. žlučníku, cysty
- neostré zobrazení
- nutno odlišit např. od sedimentujícího materiálu (drobných konkrementů, drtě, krevního koagula)



Matthias Hofer: Kurz sonografie, 2005, ISBN 80-247-0956-2v

zrcadlení

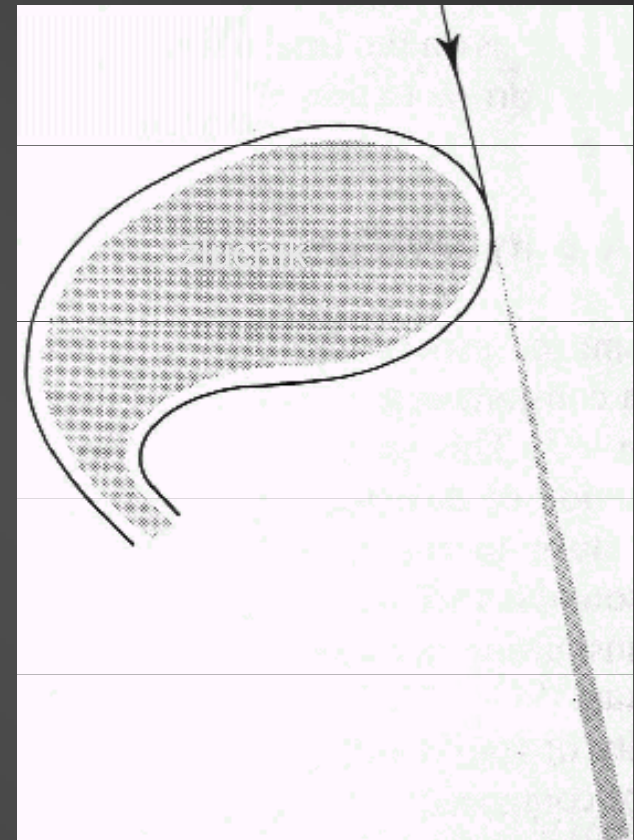
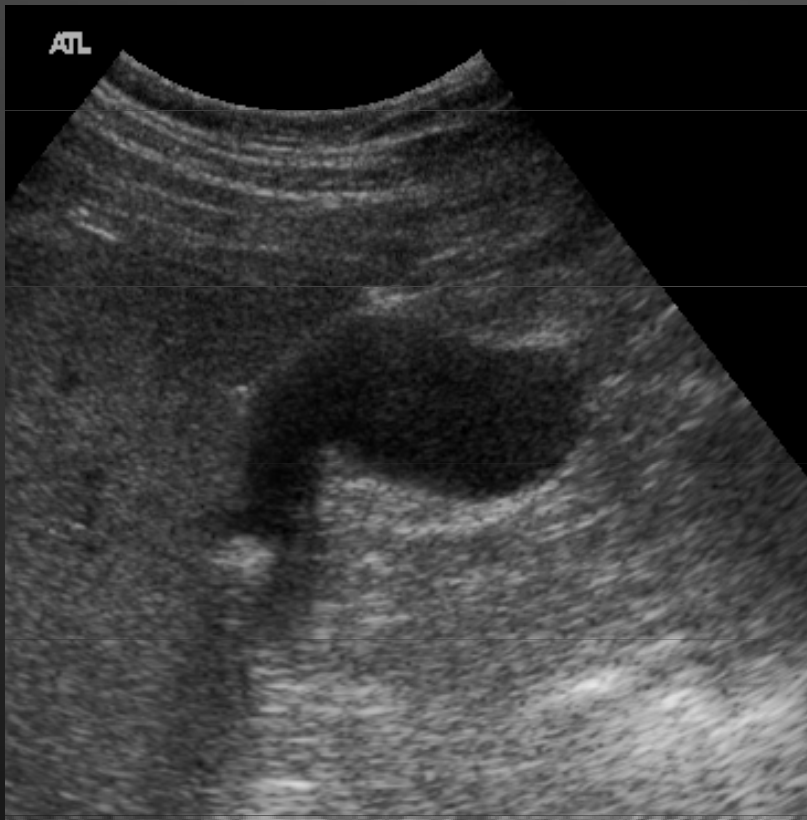
- zrcadlové artefakty
- zdvojení obrazů



Hrazdira Ivo: Stručné repetitorium ultrasonografie. 2003.

fenomén okrajového stínu

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



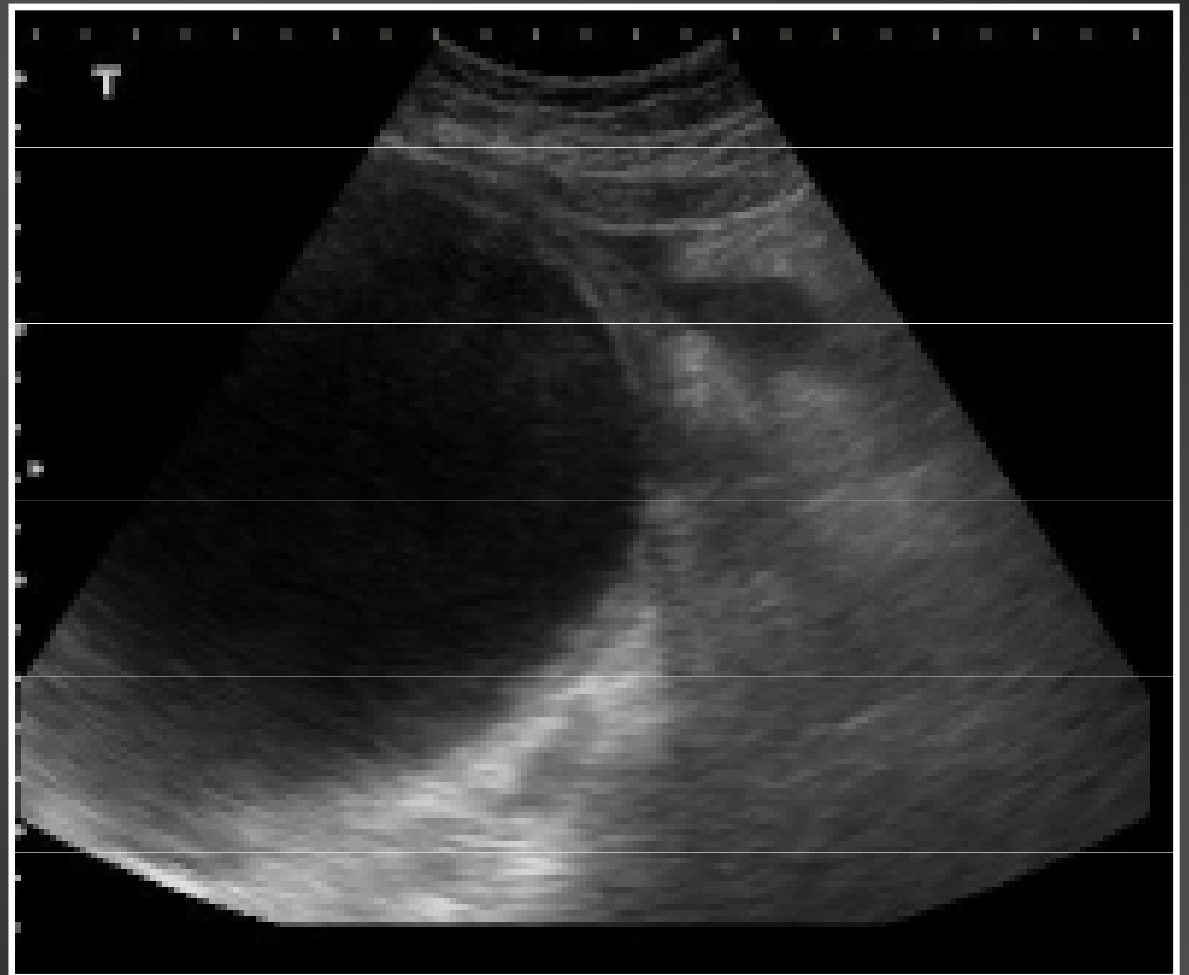
skvrnové artefakty

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

Hrazdira Ivo: Stručné repetitorium ultrasonografie. 2003.

šum - electronic noise

- interferencí jiných částí přístroje, mobilní telefon
- 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 konstatní 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

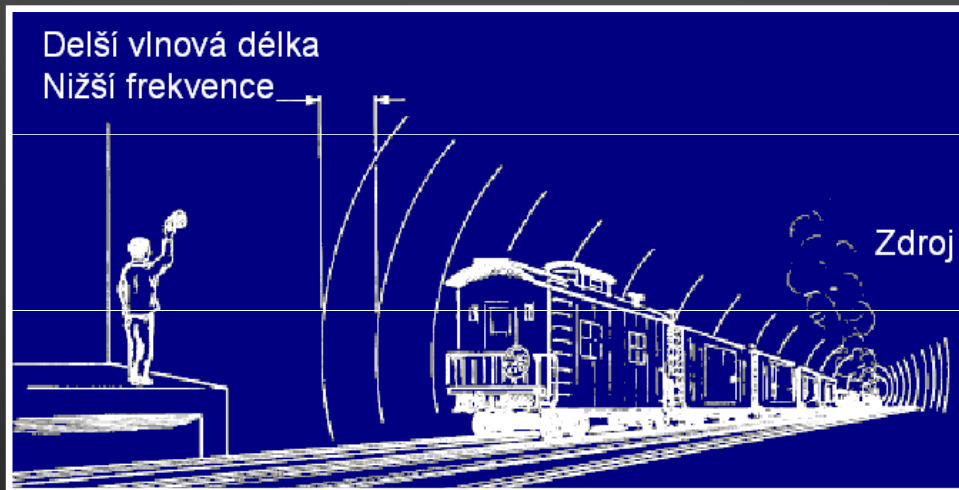
v - rychlost pohybu zdroje vůči pozorovateli

f_v - zdrojem vyslaná frekvence vlnění

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

Dopplerův princip

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



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

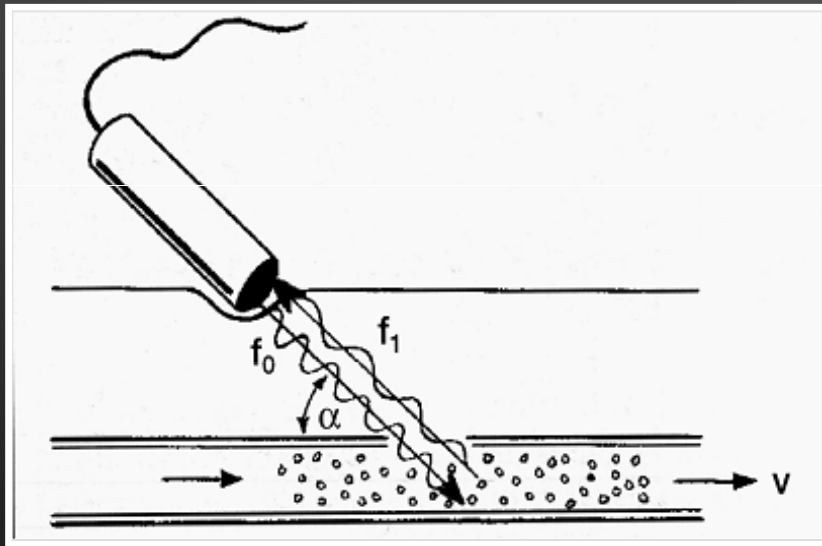
$$f_p = \frac{c}{c + v} \cdot f_v$$

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

sonda 5 MHz

rychlost toku krve 30cm/s

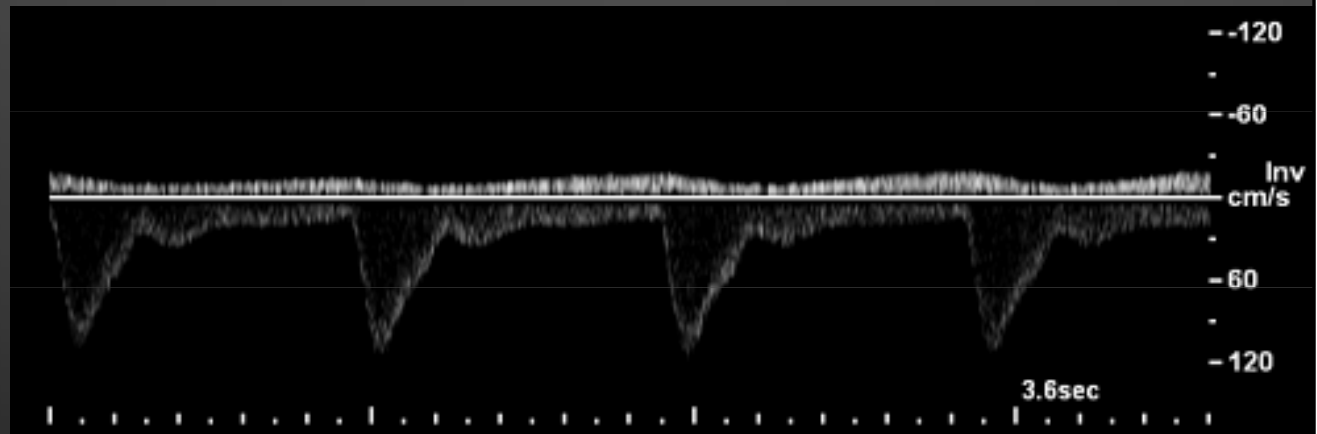
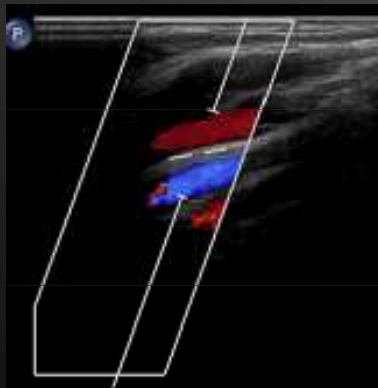
cos 60° = 0,5

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

rychlost šíření zvuku v měkkých tkáních

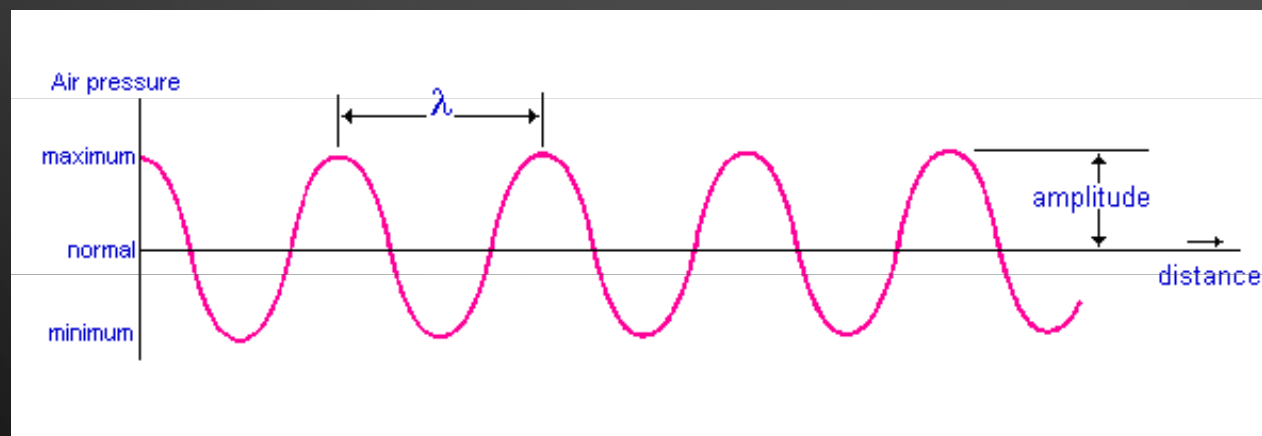
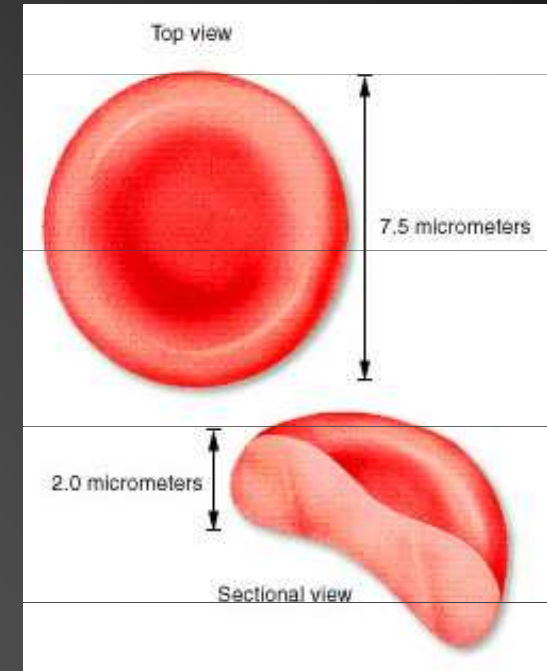
Dopplerův efekt

- 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**



Rayleighův-Tyndallův rozptyl

- od čeho se uz vlny v cévách odráží?
- velikost erytrocytů ($7 \times 2 \mu\text{m}$)
- vlnová délka uz 5 MHz = $300 \mu\text{m}$
- odraz vlnění x rozptyl

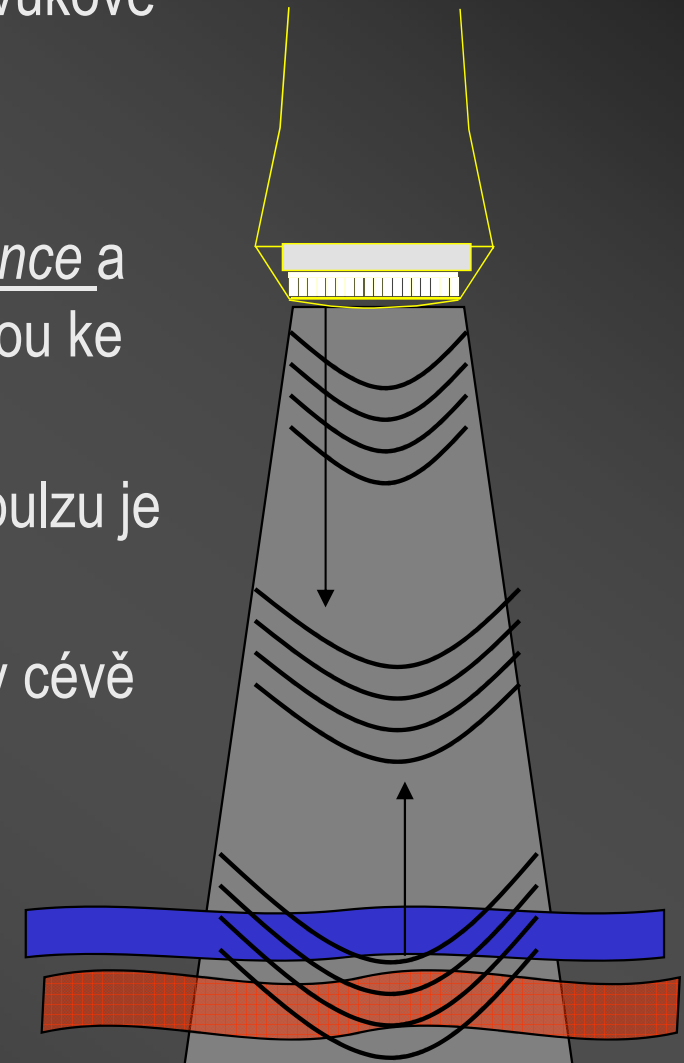
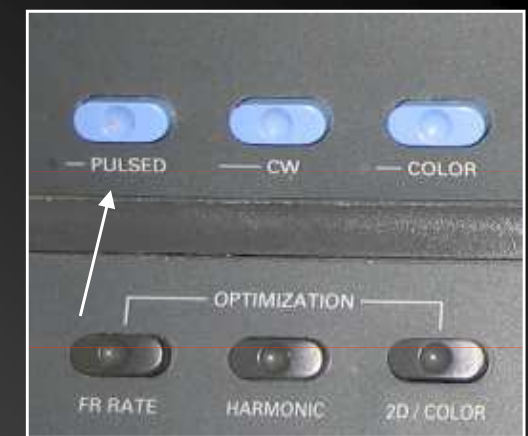


http://www.mhhe.com/biosci/esp/2001_saladin/folder_structure/tr/m1/s4/

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



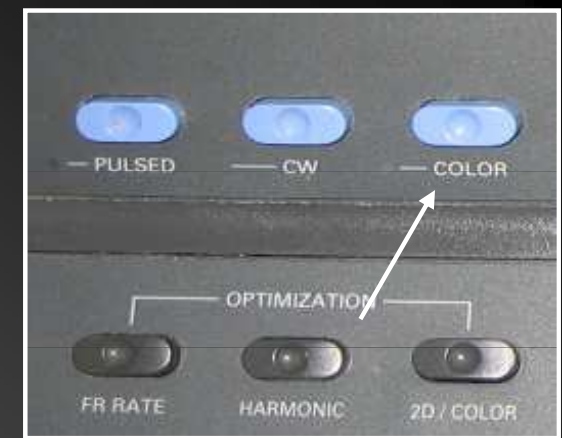
barevný Doppler

- Synonyma: 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

– B obraz (1 vzorek)

– autokorelace

- sady odrazů jsou **porovnávány na fázové posuny**
- neumožňuje přesnou kvantifikaci rychlostí
- zobrazí tok i v malých cévách, tj. tam, kde již nelze



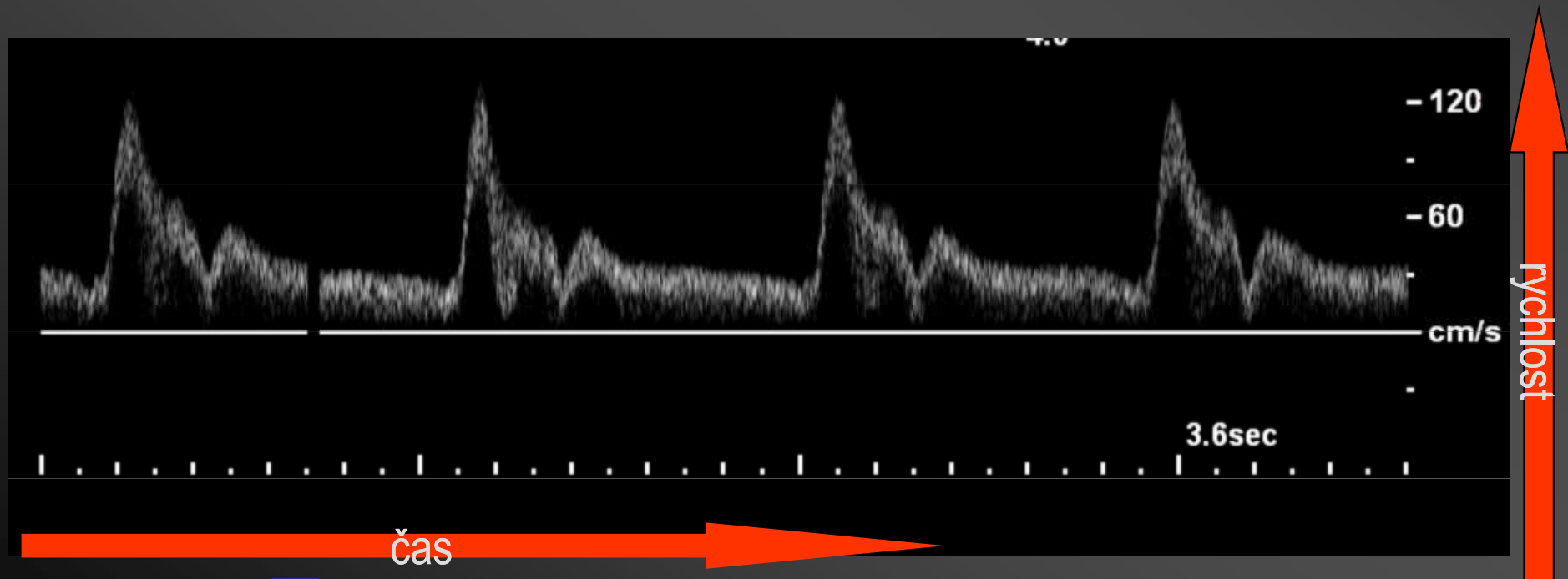
barevný Doppler

- 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)



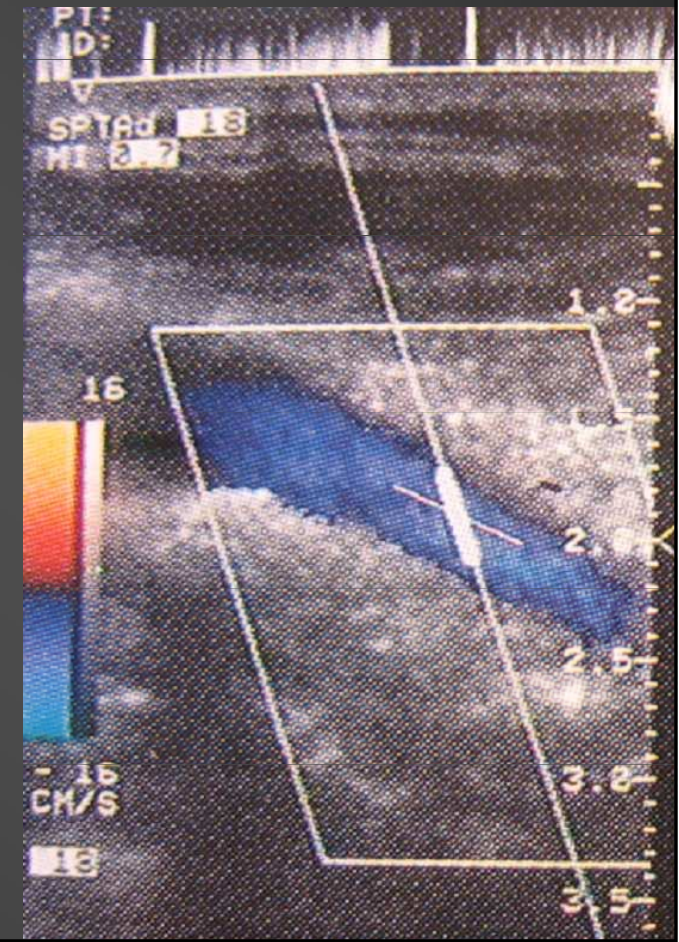
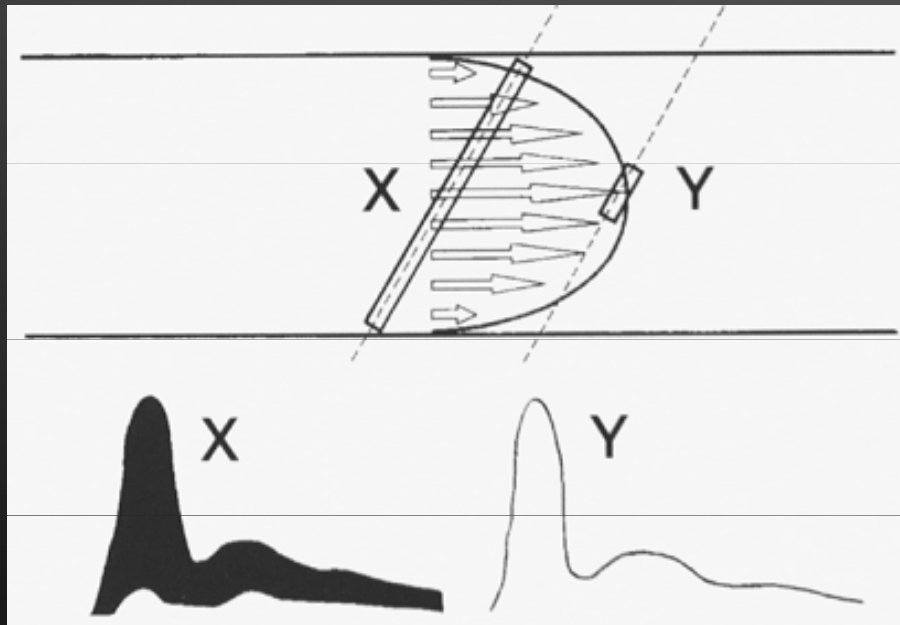
spektrální záznam

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

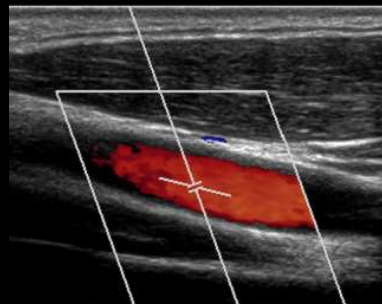
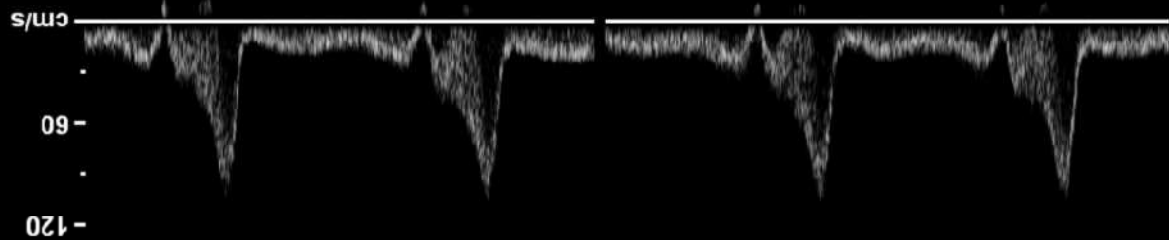


vzorkovací objem

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



vzorkovací objem



45
56
66
73
80
80
80
80

PW
56%
WF 130Hz
SV0.5mm
M2
7.0MHz
1.8cm

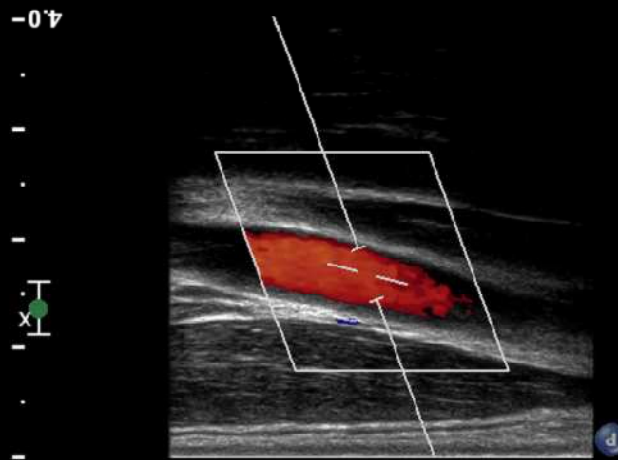
M3 M3
+19.3
-19.3
cm/s

-19.3
cm/s

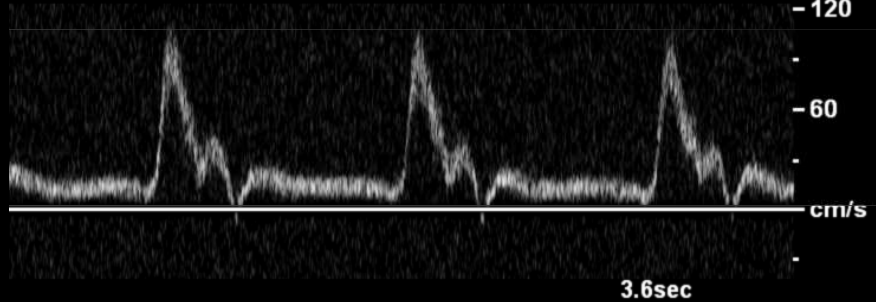
45
56
66
73
80
80
80
80

PW
56%
WF 130Hz
SV5.0mm
M2
7.0MHz
1.8cm

+19.3
cm/s



Med
WF 175Hz
3500Hz
85%
CF
P Low
Res
C 50
87%
ZD

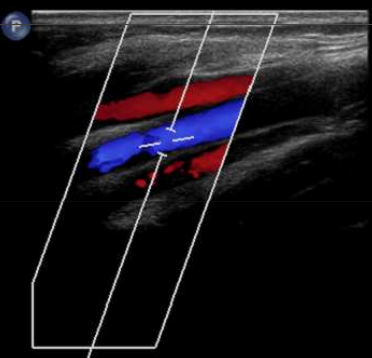


3.6sec

FR 17Hz 60°
P1

2D
86%
C 52
P Low
Res

CF
82%
3000Hz
WF 105Hz
Med

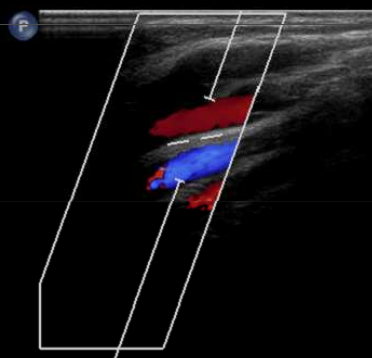


43
54
64
71
79
80
80
80

PW
56%
WF 160Hz
SV3.0mm
M2
7.0MHz
1.6cm

M3 M3
Z 60°
+16.5
-16.5
cm/s

M3 M3
Z 60°
+16.5
-16.5
cm/s

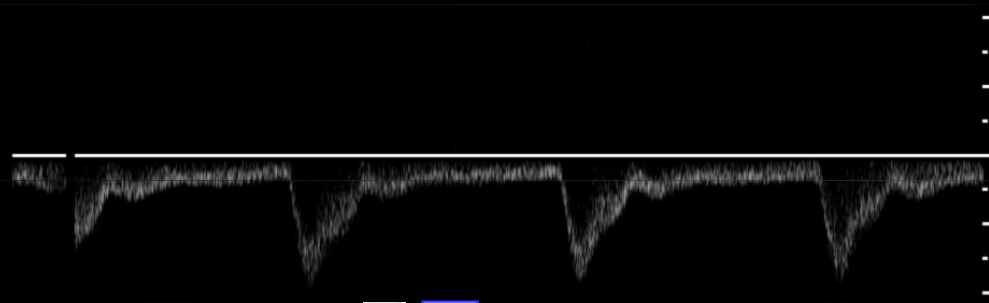


43
54
64
71
79
80
80
80

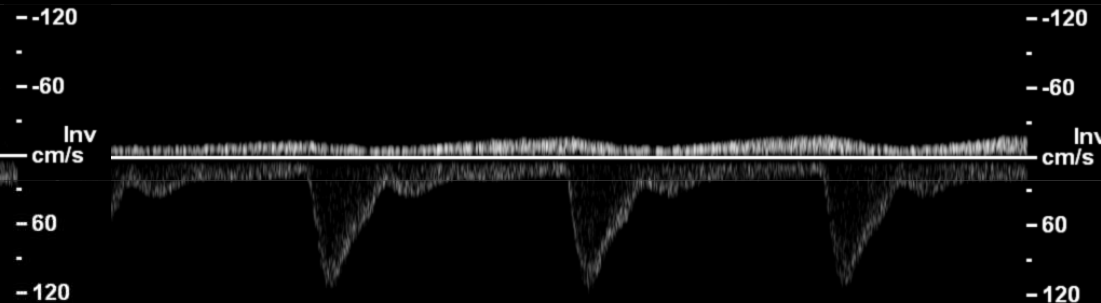
PW
56%
WF 160Hz
SV10.0mm
M2
7.0MHz
1.6cm

M3 M3
+16.5
-16.5
cm/s

M3 M3
+16.5
-16.5
cm/s



3.6sec

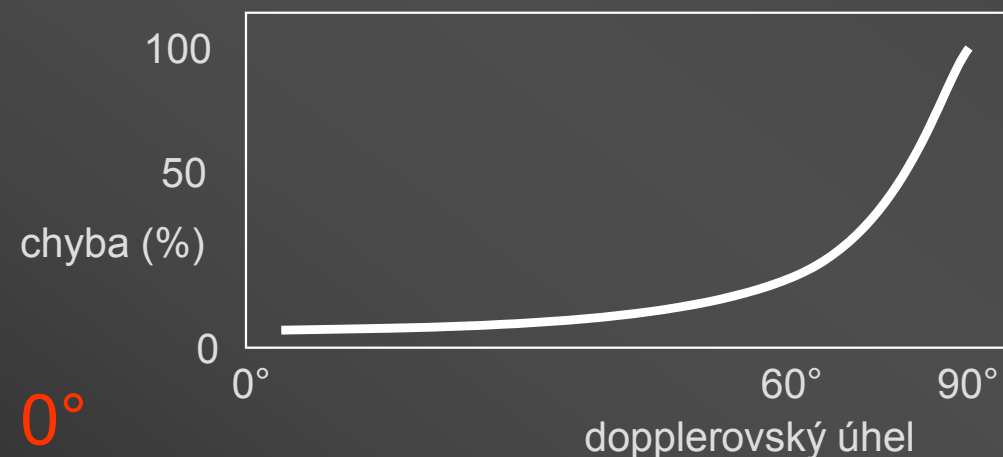
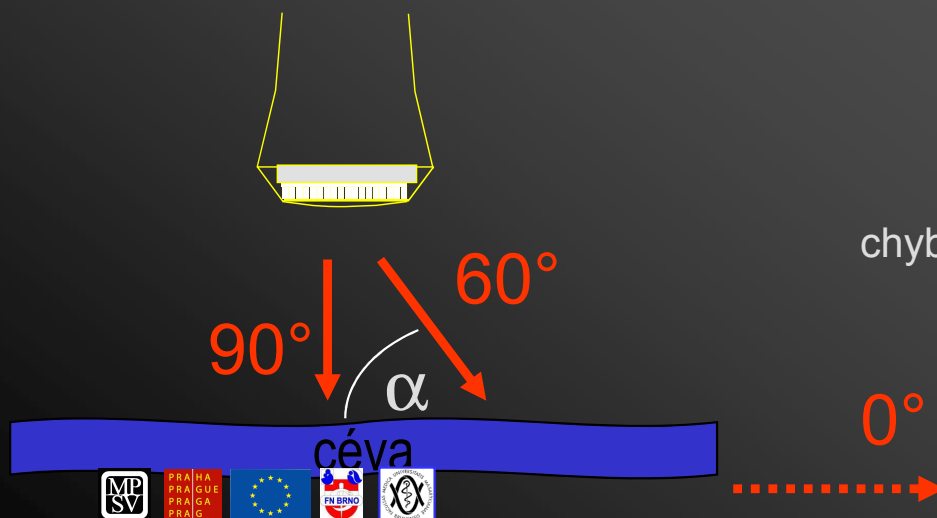


3.6sec

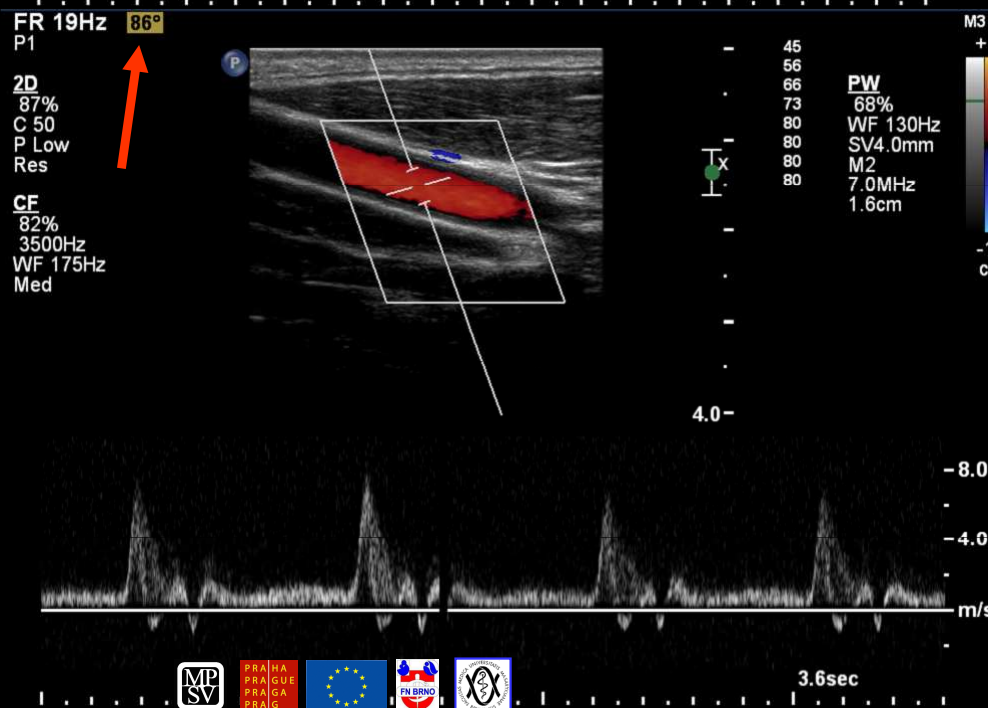
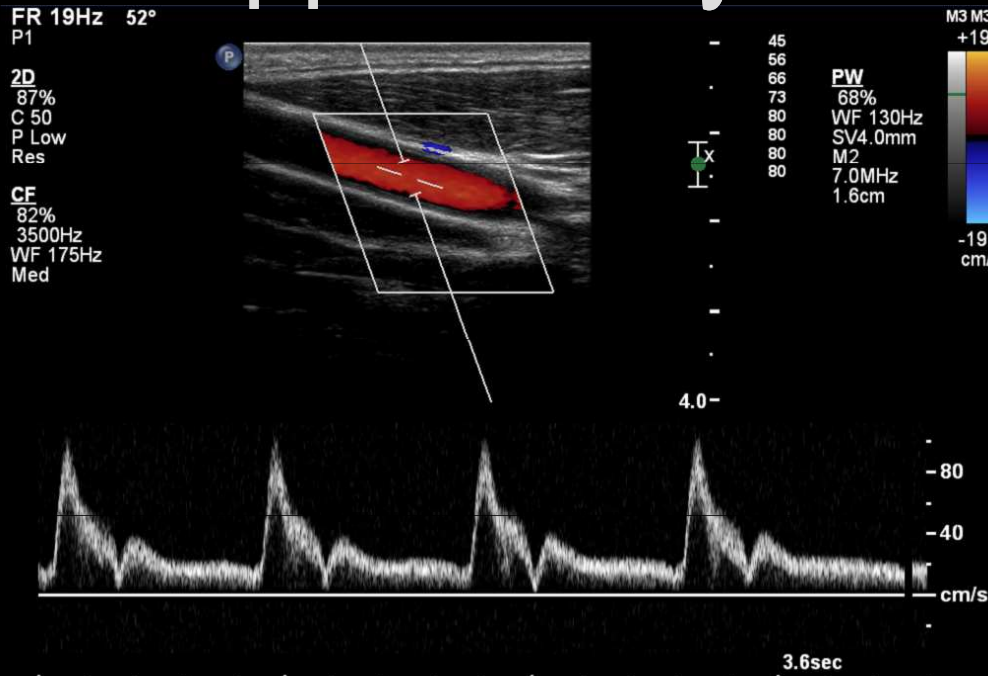
dopplerovský úhel

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

nevyšetřovat při dopplerovském úhlu výrazně přesahujícím hodnotu 60°

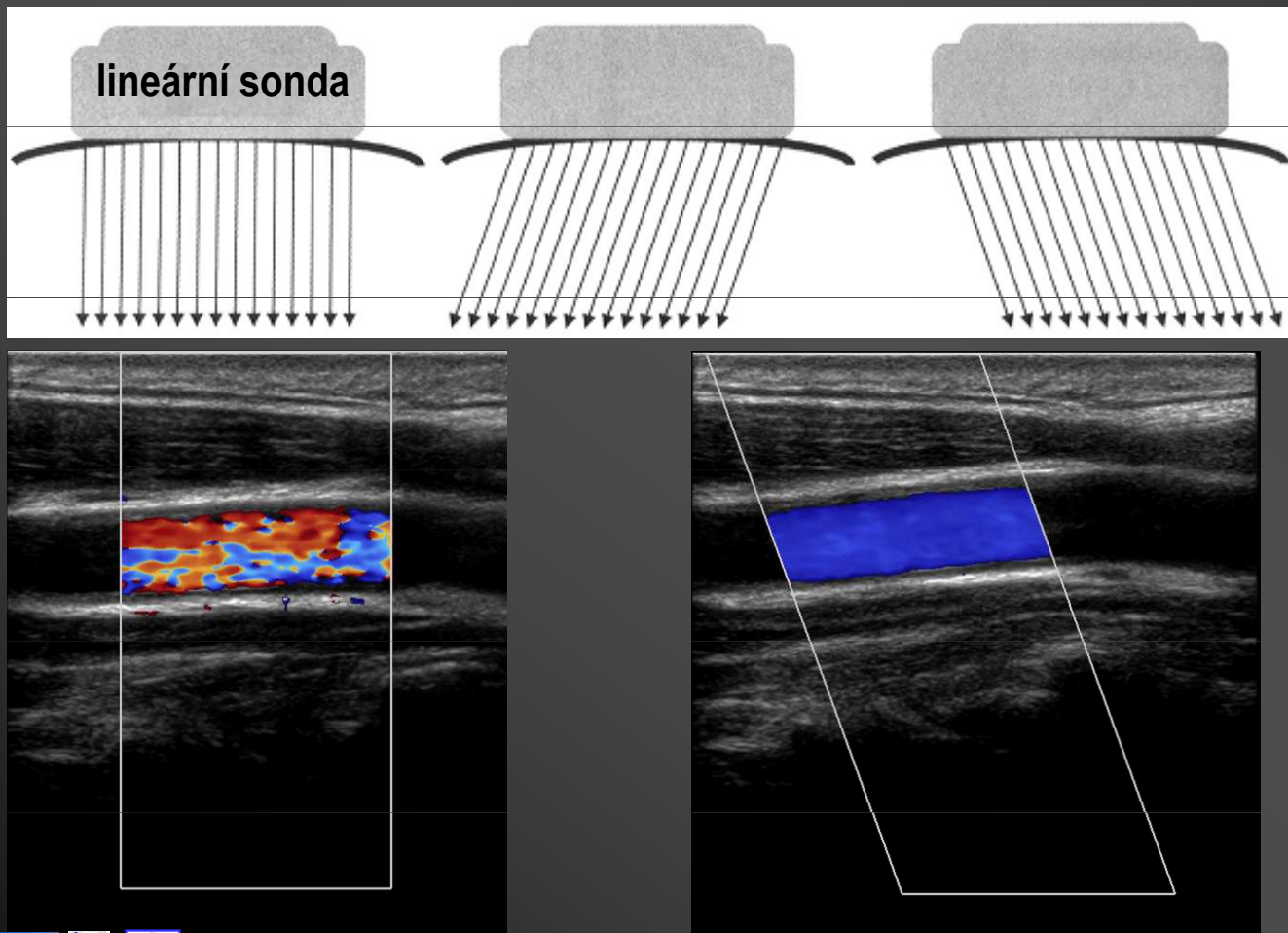


dopplerovský úhel

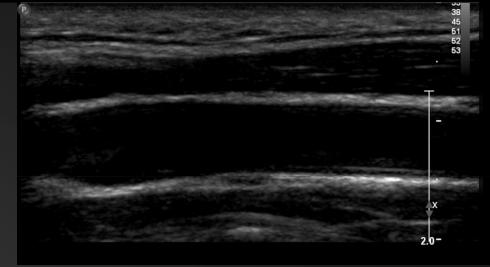


steering

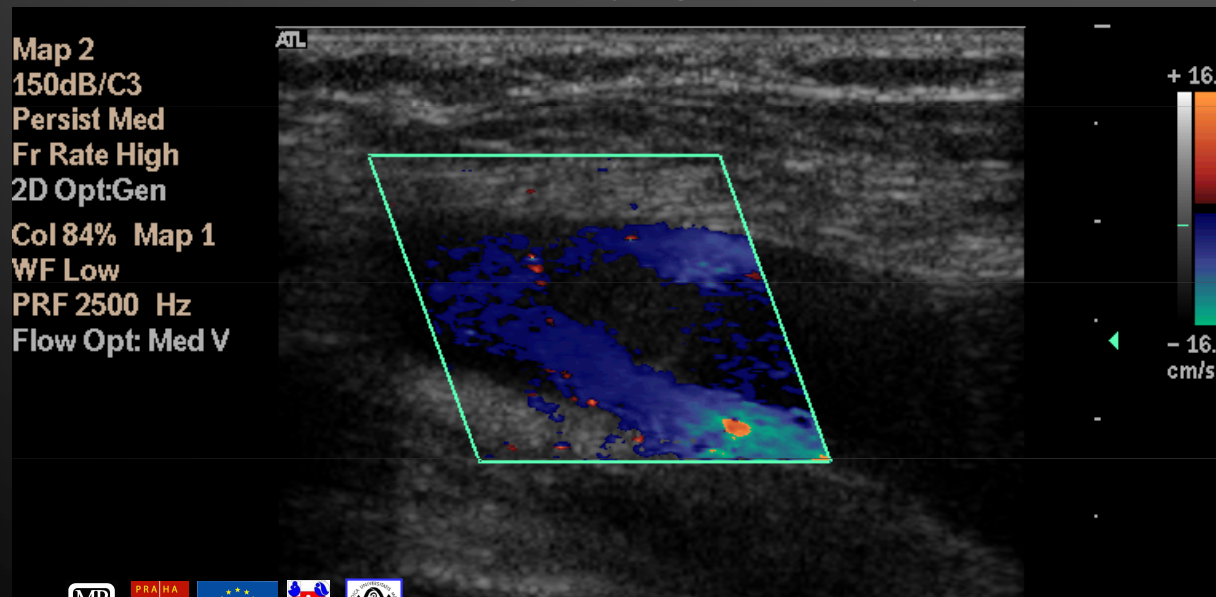
- lineární sondy
- malá možnost sklopení
- elektronické sklopení dopplerovských vln



barevný Doppler - priorita



- Color versus Gray Scale, Gray Scale - Color Supression, Color versus Echo Priority
- B obraz - céva - černá barva
- hlouběji uložené cévy - se signálem v B obraze
- zobrazení i malých cév
- **prahová hodnota**
- dopplerovské signály ignorovány



barevný Doppler - citlivost

- color sensitivity, pulse number
- počet uz impulzů podél vertikální obrazové linie (min. 3)
- více impulzů ~ vyšší barevná citlivost (pomalé toky)
 - ↓ frame rate, tj. frekv. výstavby obrazu
 - ↓ citlivost (např. 9 impulsů/linii) ~ rychlé toky
 - ↑ citlivost (14) ~ pomalé toky v oblastech bez pohybu, např. skrótum, lýtkové žily

barevný Doppler - perzistence

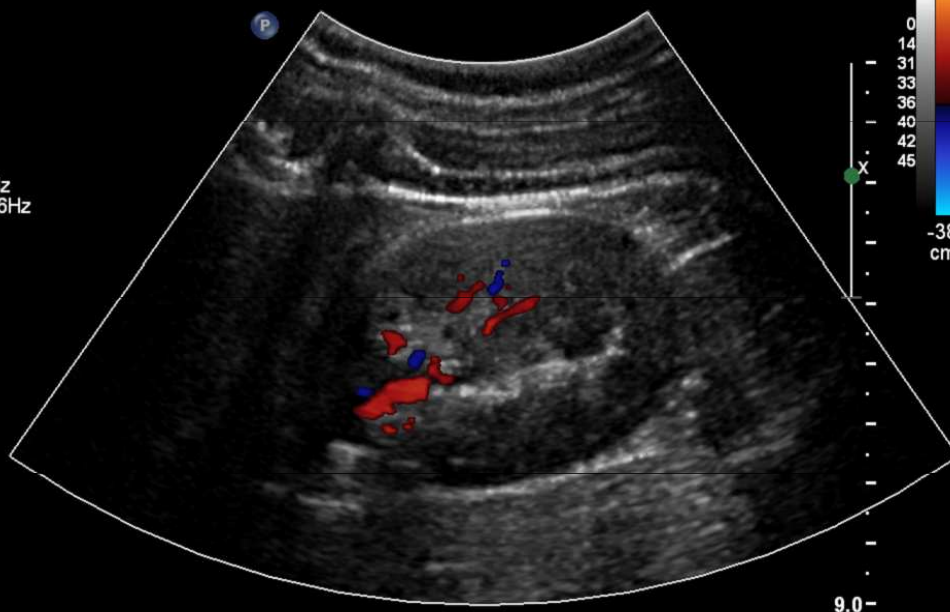
- color persistence, frame averaging
- ↑ persistence
 - lepší **poměr S/Š**
 - snažší detekce krátce trvajících hemodynamických dějů
 - lepší **vykreslení cévních kontur**
- nevýhody:
 - **stírání** variací barevného obrazu v čase
 - pulzatilní x žilní tok

frame rate

FR 5Hz
RP

2D
34%
C 55
P Med
HGen

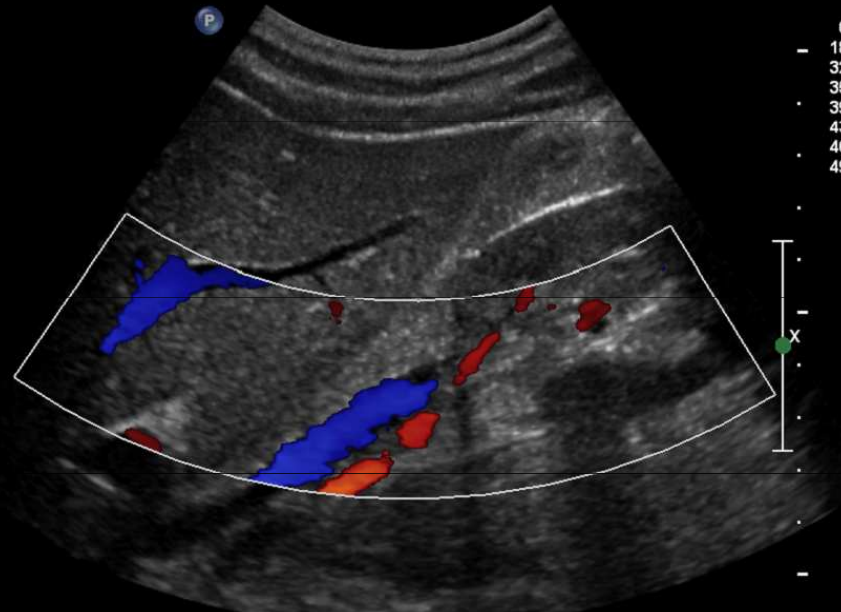
CF
59%
3250Hz
WF 146Hz
Med



M3 M4
+30.8
FR 9Hz
RP

2D
37%
C 55
P Med
HGen

CF
59%
2200Hz
WF 109Hz
Med



M3 M4
+30.8

2D
37%
C 55
P Med
HGen

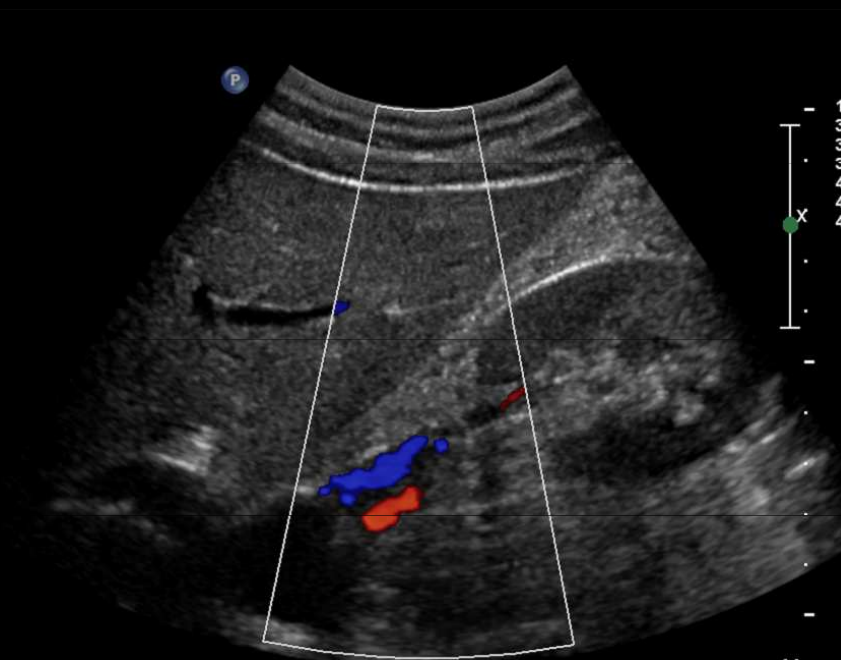
CF
59%
2200Hz
WF 109Hz
Med

- 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



M3 M4
+30.8

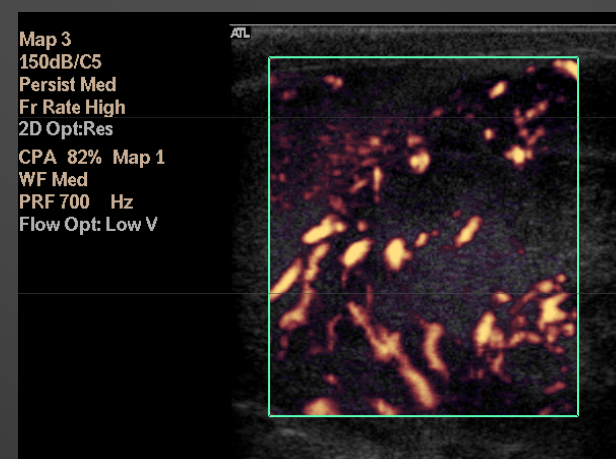
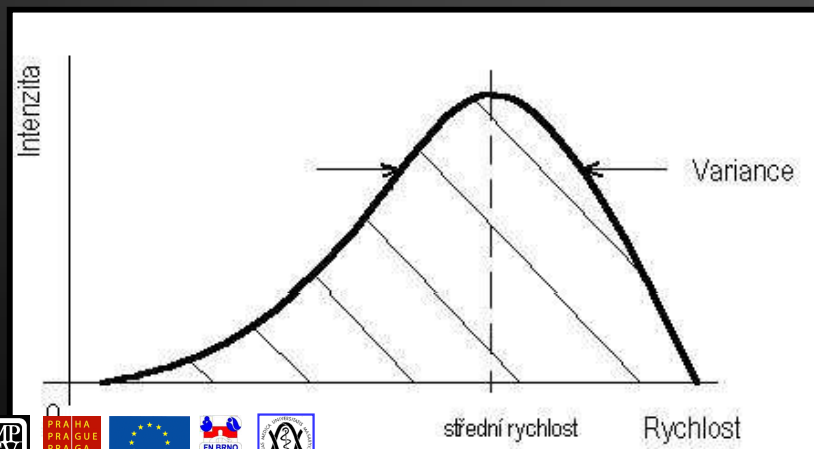
2D
37%
C 55
P Med
HGen

CF
59%
2400Hz
WF 120Hz
Med



energetický Doppler

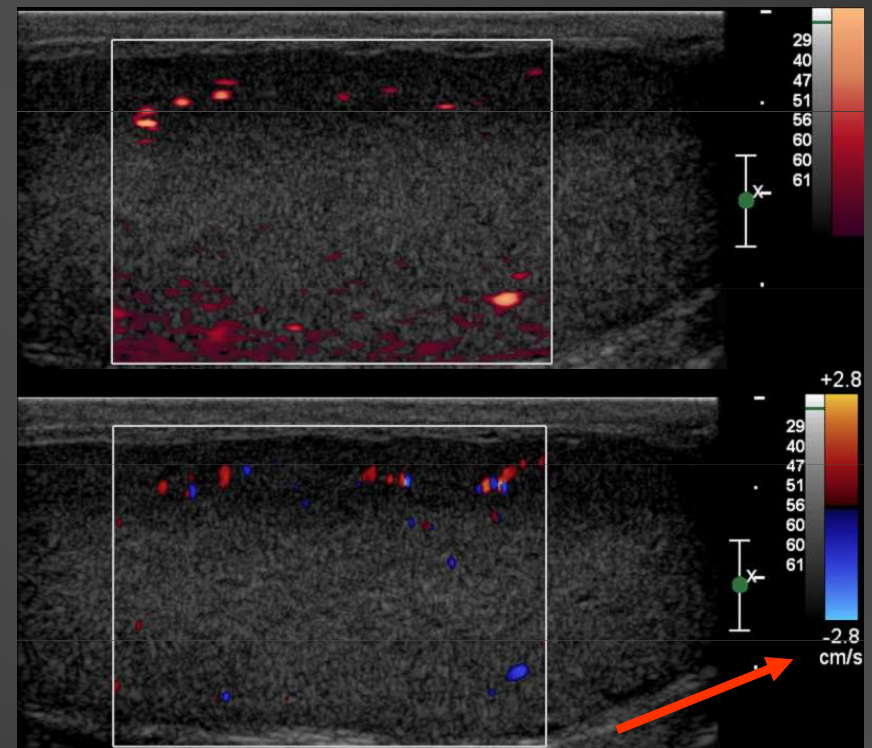
- synonyma: Color Doppler Energy (CDE), Color Power Angio (CPA), Color Amplitude Imaging (CAI), Color Angiography, Doppler Power Mode, Power Mapping, Amplitude Mapping. 1993
- zobrazuje celou energii dopplerovského signálu
 - úměrná ploše vymezené spektrální křivkou
- **nezávislost na**
 - **dopplerovském úhlu** (kromě 90°)
 - **rychlosti**
- umožní zobrazit větší dynamický rozsah energie = i **velmi pomalé toky**



energetický Doppler

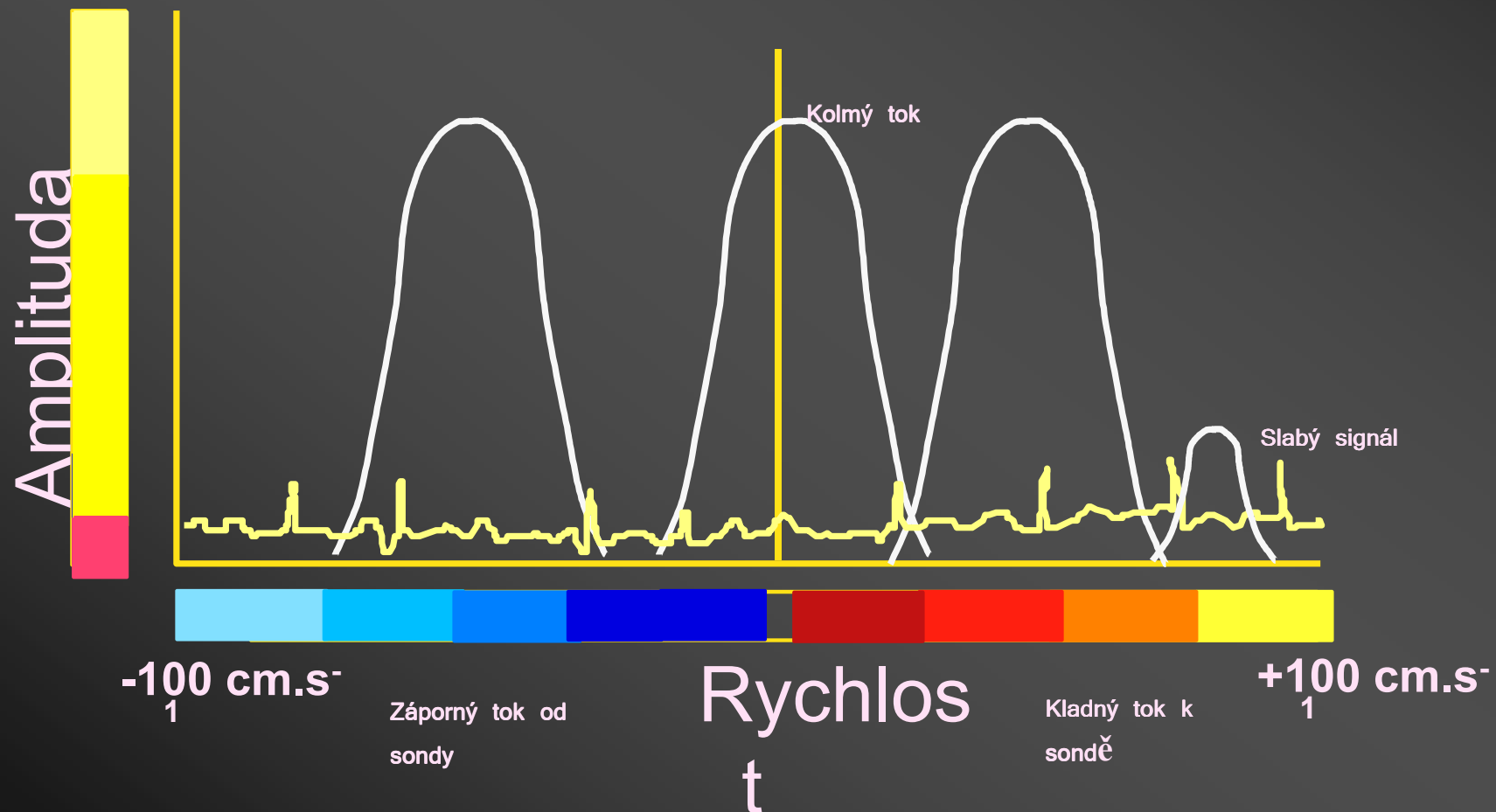
- pouze jedna barva
- barevný odstín pixelu
 - přímo odpovídá amplitudě (energii) dopplerovského signálu
 - vyjadřuje množství pohybujících se elementů
- neovlivněn Niquistovým limitem \Rightarrow nedochází k aliasing efektu
- vysoká citlivost k artefaktům
- ~~neurčí směr toku ani rychlost~~

směrový energetický Doppler



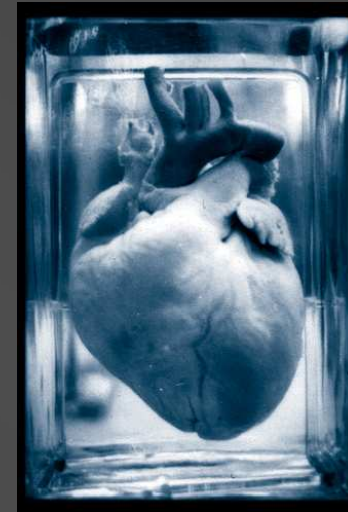
směrový energetický Doppler

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



barevné zobrazení tkání

- synonyma: Tissue Doppler Imaging
- barevná informace o rychlosti a směru **pohybu tkání**
- **pomalé rychlosti** srdeční či cévní stěny nebo jiné tkáně v rozmezí **1-10 mm.s⁻¹**
- ultrazvukové **odrazy** od pohybujících se tkání jsou poměrně **silné**, jejich **rychlost** je však velmi **malá**
- **potlačení vysokých rychlostí** proudící krve
- použití především **v kardiologii**: diagnostika
 - koronárních arterií
 - ventrikulárních arytmií
 - kardiomyopatií a infarktu myokardu
 - elastických vlastností cévních stěn (Hrazdira, I. et al., 1998, Hrazdira, I., 2003)



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





3x



1,5x



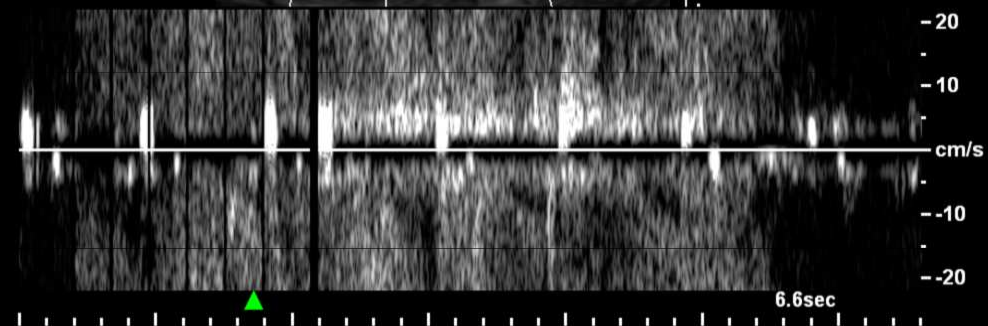
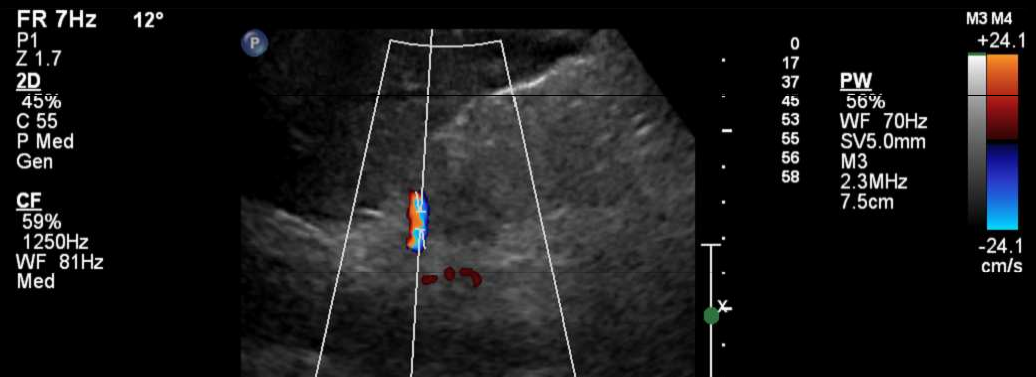
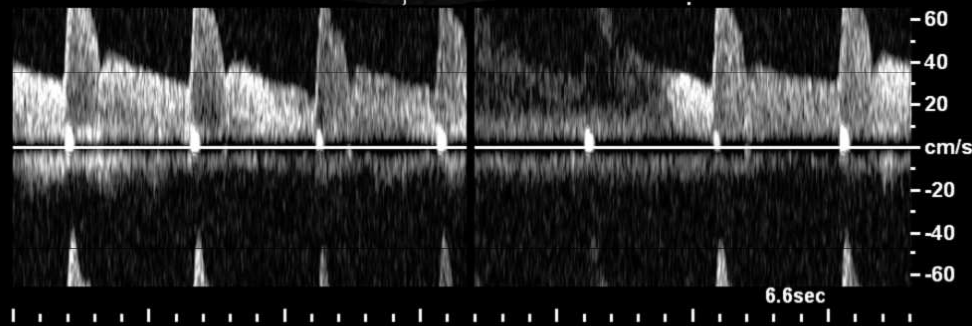
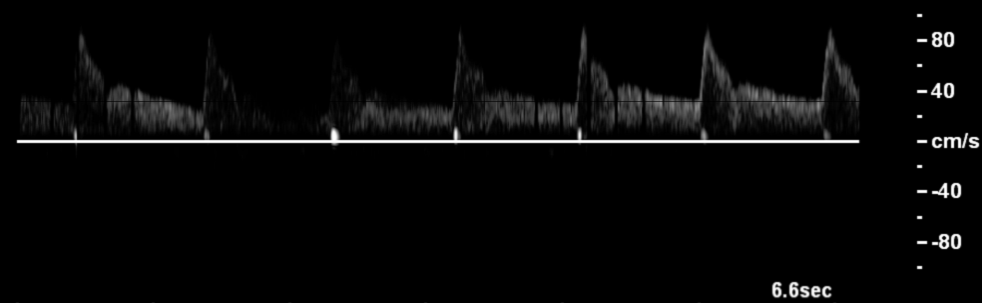
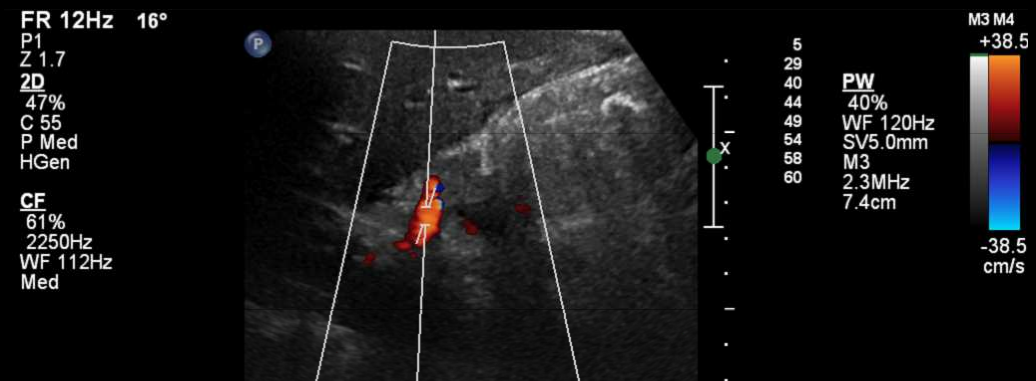
Aliasing efekt

- podstatná **ztráta** informace, její **zkreslení**
- „přestřelování“
- závisí na

– frekvenci sondy

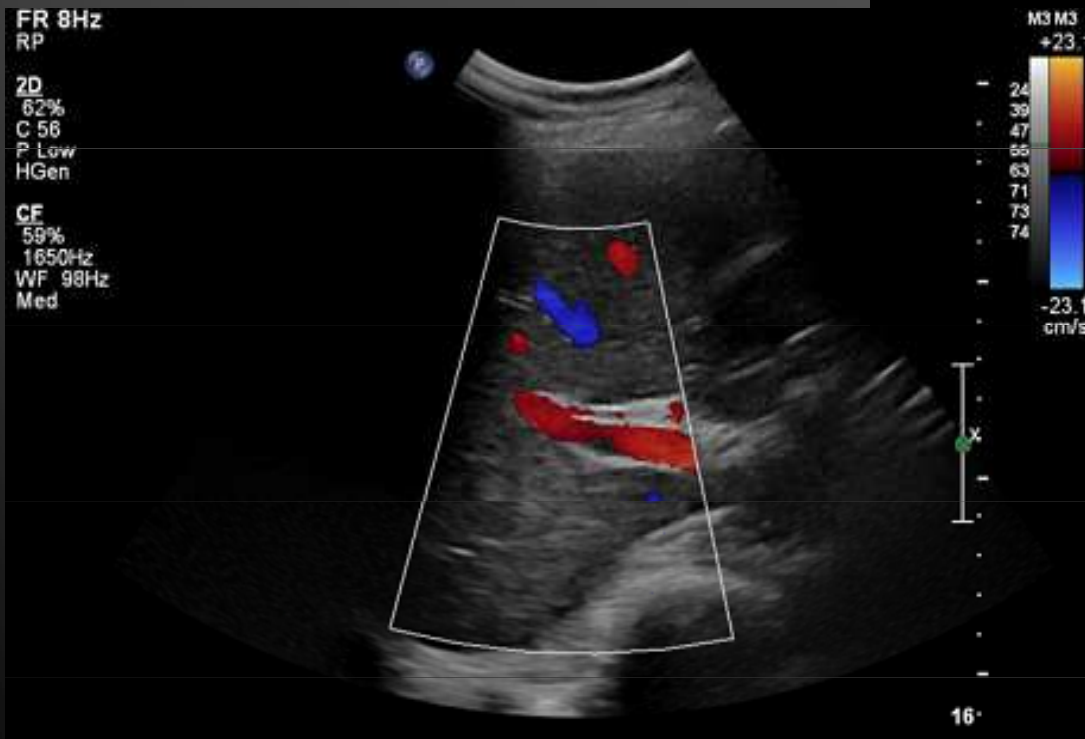
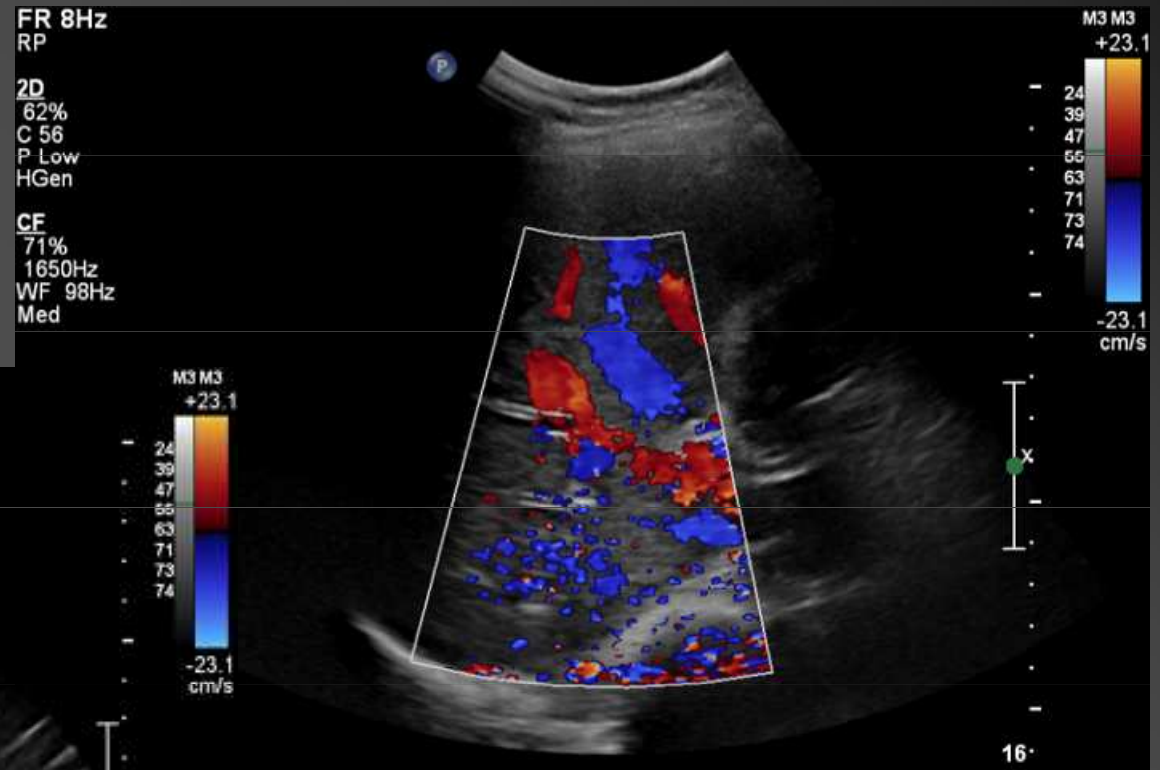
– úhlu cévy k UZ svazku

– vzdálenosti od cévy



Doppler gain

- synonymum: příjmové zesílení



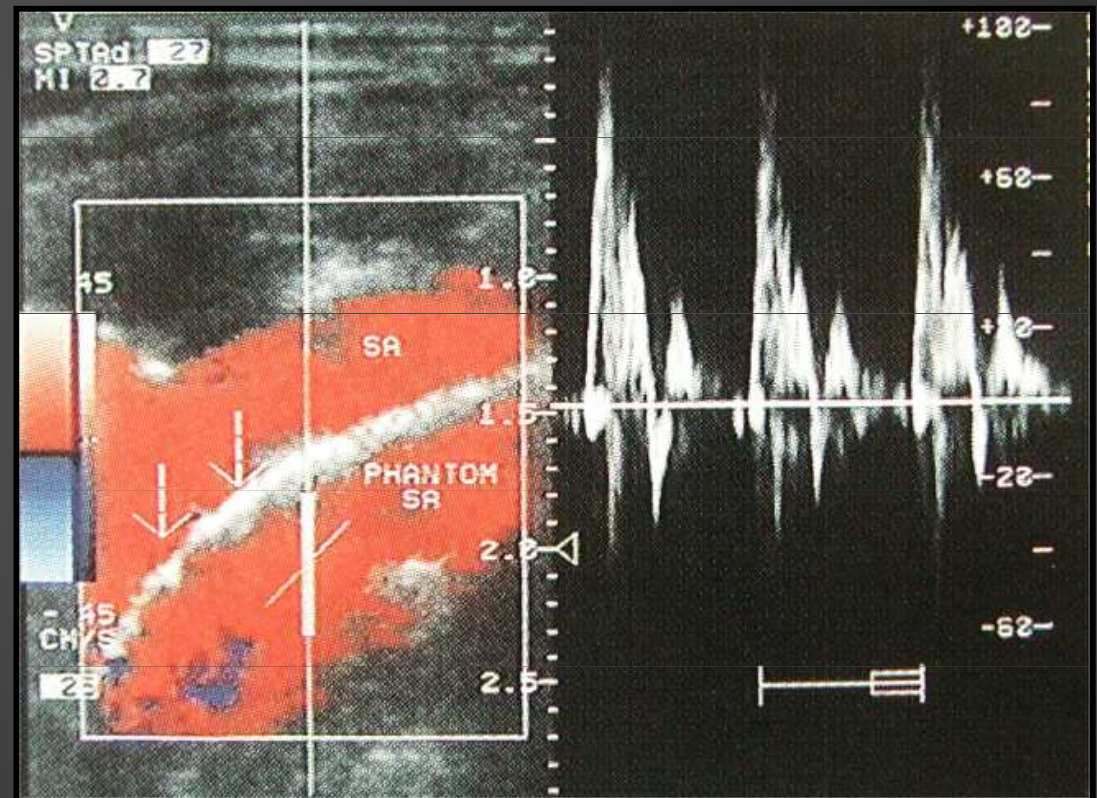
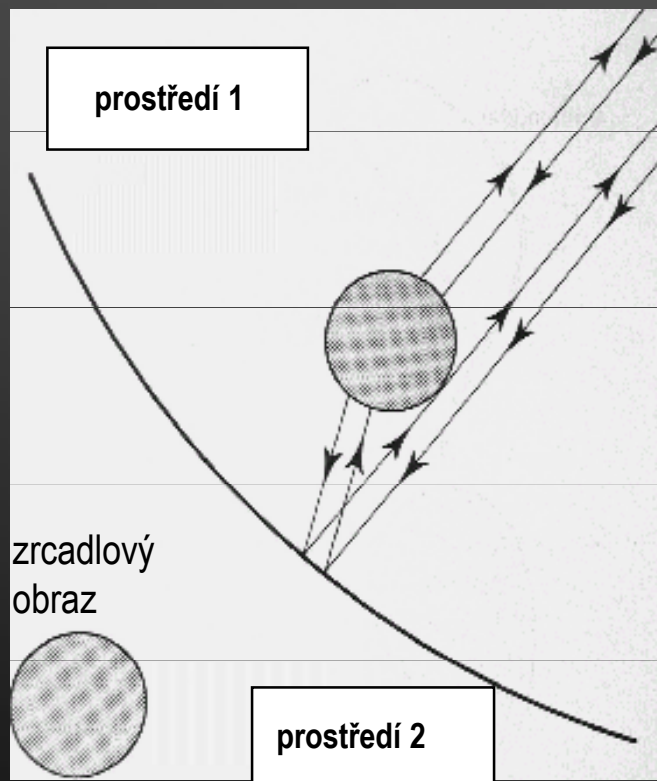
filtr

- wall filter, high pass filter, thump filter
- zdroj signálu
- krevní tok x pohyb okolních tkání
- **nízkofrekvenční pohyby** měkkých tkání
- **srdeční** pulzace, pulzace **tepen**, **dýchací** pohyby
- desítky Hz
- 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

artefakty

artefakt zrcadlení

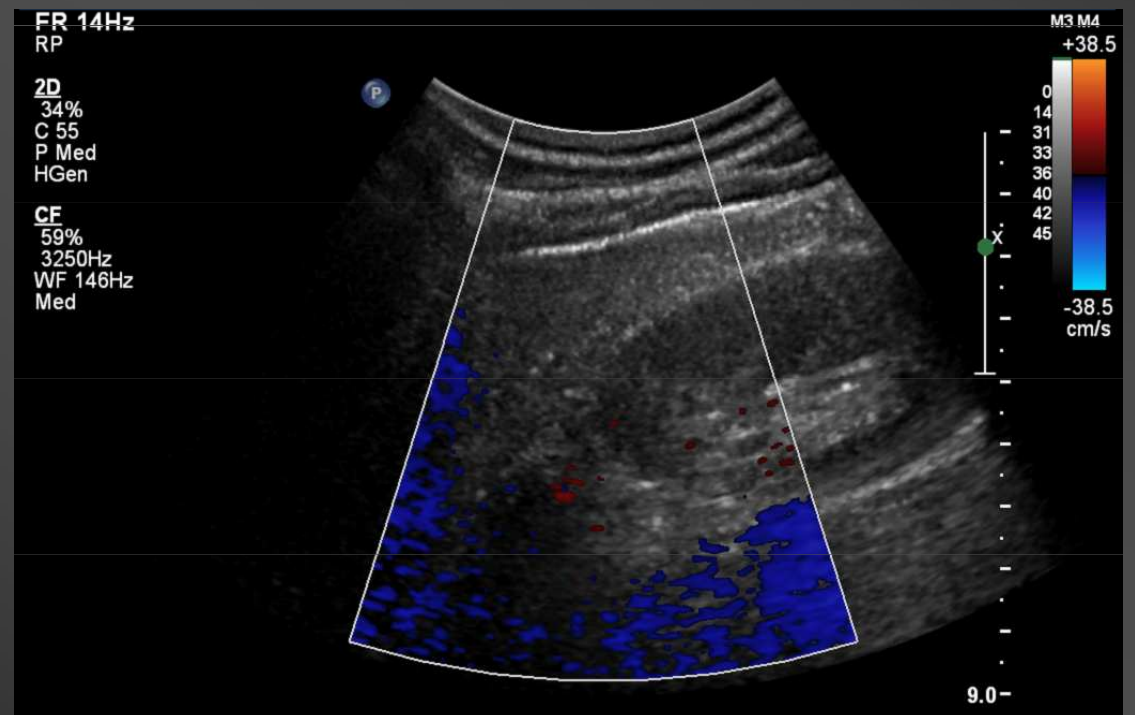
- zrcadlové artefakty
- zdvojení obrazů



Hrazdira Ivo: Stručné repetitorium ultrasonografie. 2003.

artefakty pohybové

- mimocévní etiologie
- 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



Biofyzikální účinky ultrazvuku

Output Display Standard

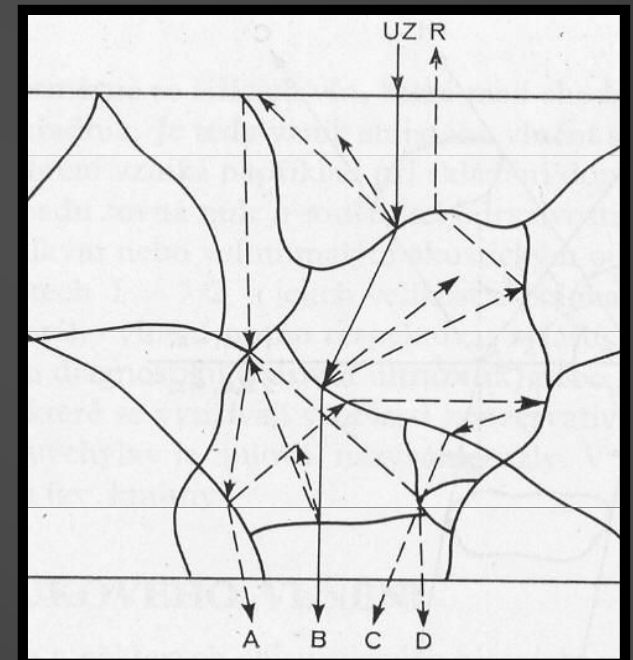
biofyzikální účinky ultrazvuku

- tepelné účinky
- netepelné účinky
- netepelné-nekavitační účinky

tepelné účinky

- absorpce a přeměna akustické energie v teplo.
- vnitřní tření ve tkáních, relaxační procesy
- nehomogenita struktury
- akustický odpor tkáně
- ohřev na akustických rozhraních
- intenzita a frekvence ultrazvuku

Hrazdira I. 1993, Čech E. a spol. 1982



netepelné účinky – kavitace

1. Mechanické

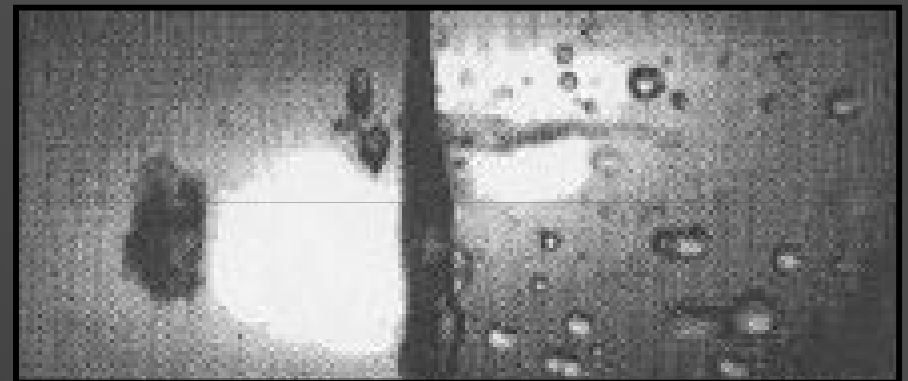
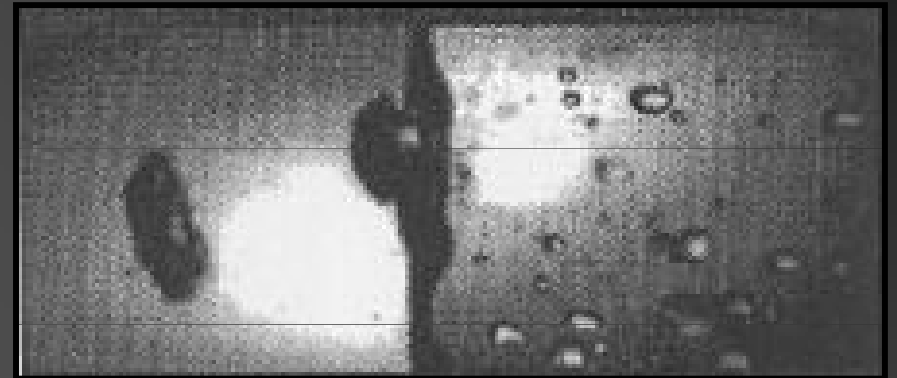
- kavitace

2. Chemické

- volné radikály, snížení pH prostředí



N_3 , tryptofan, fenylalanin



Mornstein V. et al. 1994, Morstein V. 1982,
Leighton T.G. 1989, Gavrilov L.R. 1988,
Holland Ch.K. 1989

netepelné - nekavitační účinky

- mechanické jevy vázané na vysokou frekvenci ultrazvuku při nepřítomnosti kavitace
- „**mechanický stres**“
- **viskózní tlak, radiační síla**
- mikroproudění v blízkosti fázových rozhraní, hydrodynamické tlakové síly
- ovlivnění propustnosti membrán, rychlosti difúze, elektrických vlastností buněčného povrchu, aktivity enzymů

Škorpíková J. 2000, Hrazdira, Čech E. a spol. 1982, Hrazdira I. 2003, Škorpíková J. 2000

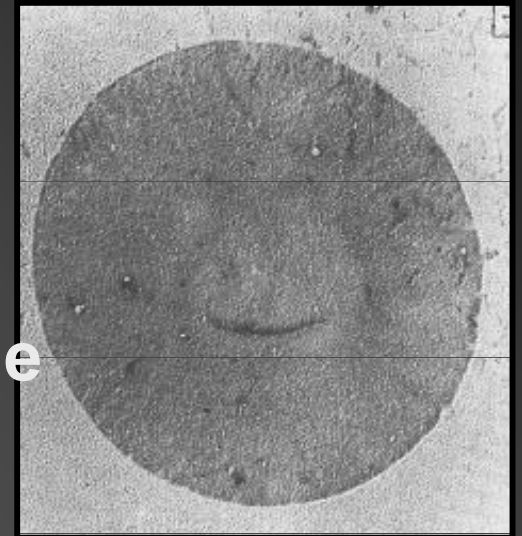
účinky na úrovni makromolekul

- bílkoviny, nukleové kyseliny, sacharidy, lipidy
- makromolekuly jsou menší než ultrazvukové vlny
- mechanický síly, volné radikály
- terciální struktura makromolekul

Chetveriková E.P. et al. 1985, Mett H. et al. 1988

účinky na úrovni buněk

- Inhibiční, stimulační
- Jádro, membránové struktury, **mitochondrie**
- Hemolýza erytrocytů (2 W.cm^{-2}), odpověď „vše nebo nic“



Čech E. 1982, Hrazdira I. 1998, Hrazdira I. 1979, Carstensen E.L.

účinky na úrovni tkání a orgánů

- Petechie myšního střeva (400 kHz, 1000 s), práh vzniku petéchií – $2,6/1,4 \text{ W.cm}^{-2}$
- Hemoragie jater (CW, 0,8-3 MHz, 2-5 min) – 2 W.cm^{-2}
- Krvácení v plicních kapilárách při expozici diagnostickým ultrazvukem ($< 100 \text{ mW.cm}^{-2}$)

Miler D.L. et al. 1998, Martin C.J. 1981, Child S.Z. 1990, EFSUMB 1998

interakce ultrazvuku s genetickým aparátem?

- Výměna sesterských chromatid? (1 W.cm^{-2} , CW, 0,87 MHz, 80-160 s) – Dr. Liebeskind, 1979
- Incidence levorukosti, incidence karcinomů v dětství, porodní hmotnost, vývoj řeči, porucha sluchu → odraz poškození nervové tkáně
- Newhnam et al. 1993 - snížení porodní hmotnosti novorozenců
- Salvesen et al. 1995, Kieler et al. 1998 – zvýšená incidence levorukosti u chlapců
- Naznačení souvislosti

Liebeskind D. 1979, Gebhart E. 1981, Haupt M. 1981, Brulfert A. 1984,
Ciaravino V. et al. 1986, Nigel P. 1998, Salvesen K.A. et al. 1993, Salvesen et
al. 1995

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 – střední frekvence ultrazvuku 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 - za nejméně příznivých podmínek
- 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

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)
Dvojměrné 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

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

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

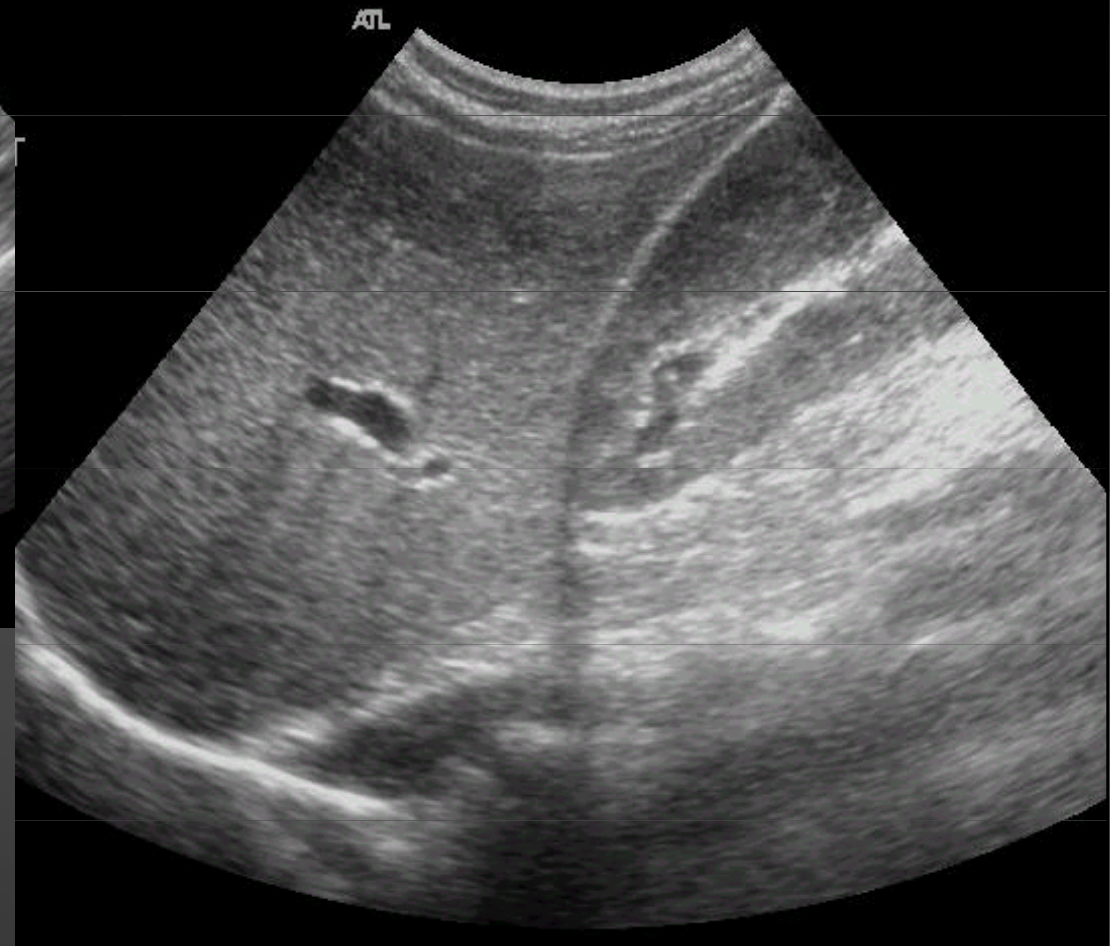
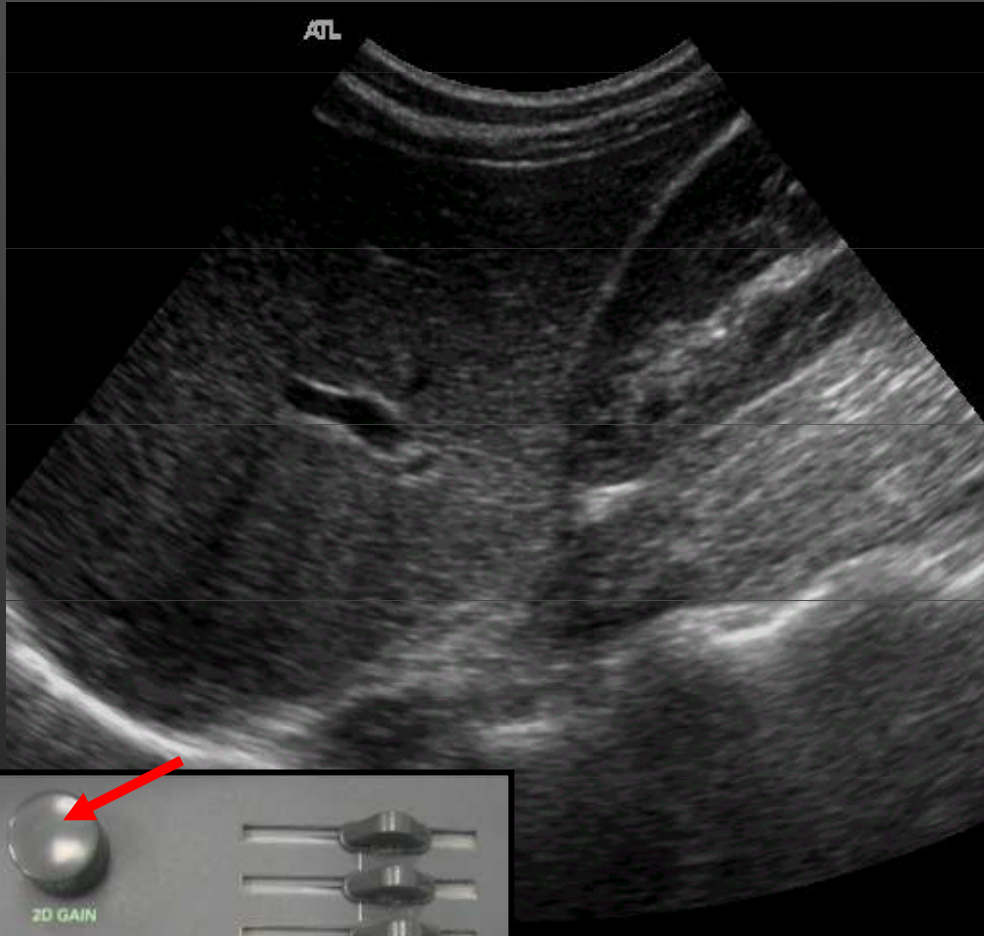
lege artis

- **Ultrazvuk je bezpečná a efektivní diagnostická metoda**
- Neexistují studie potvrzující kauzální souvislost mezi diagnostickým ultrazvukem a potenciálními nežádoucími účinky
- Indikace **LEGE ARTIS** - zvláště při vyšetřování plodu pulsním Dopplerem

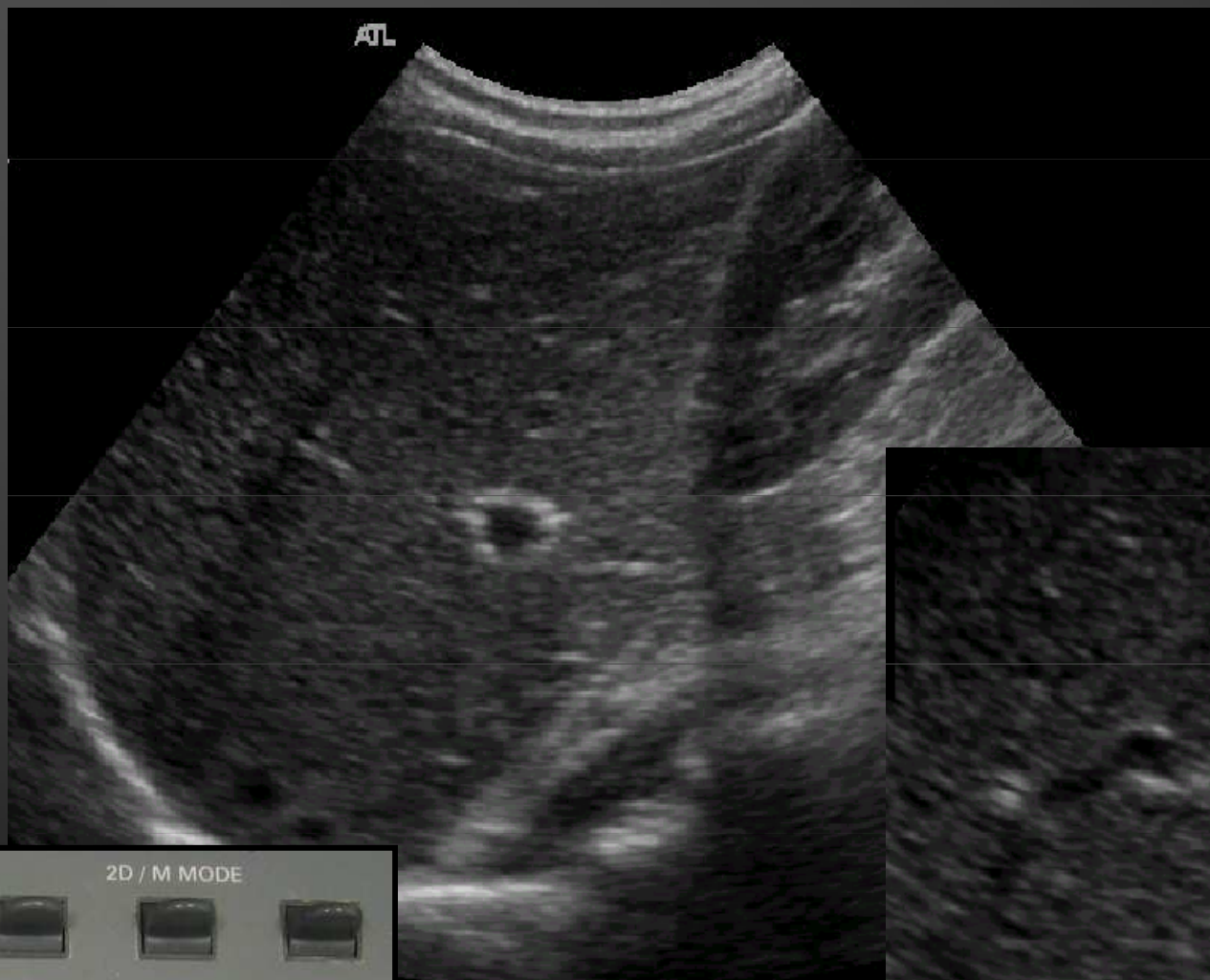


Gain a TGC tahové ovladače

- Time Gain Compensation
- potenciometry
- zesílení ech



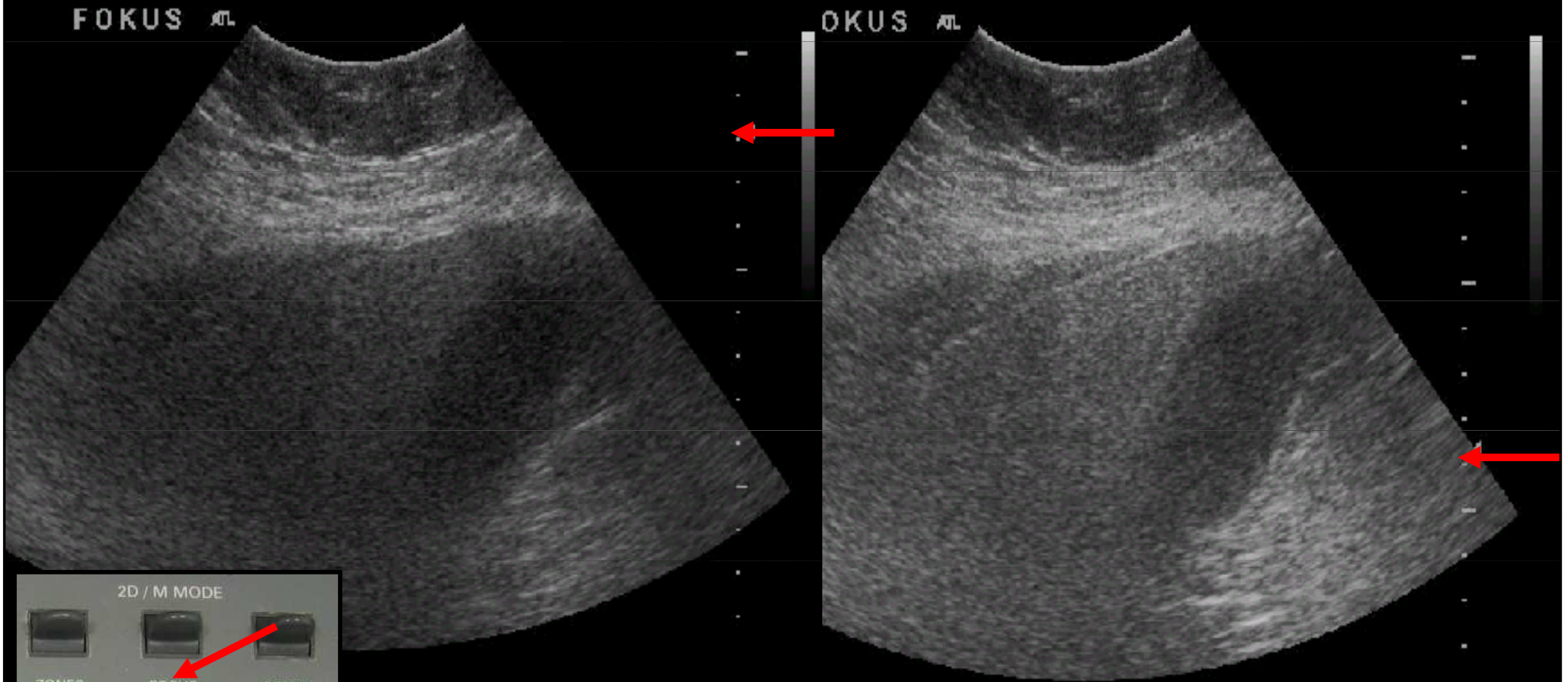
Zoom



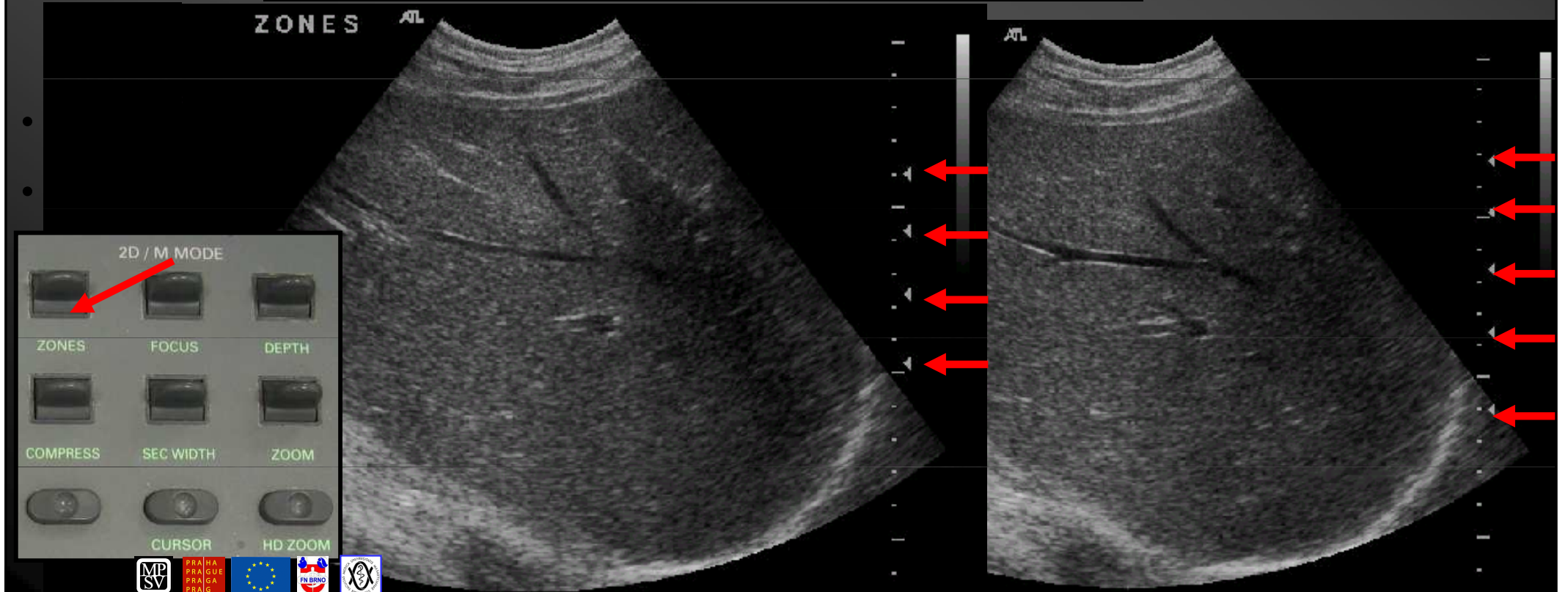
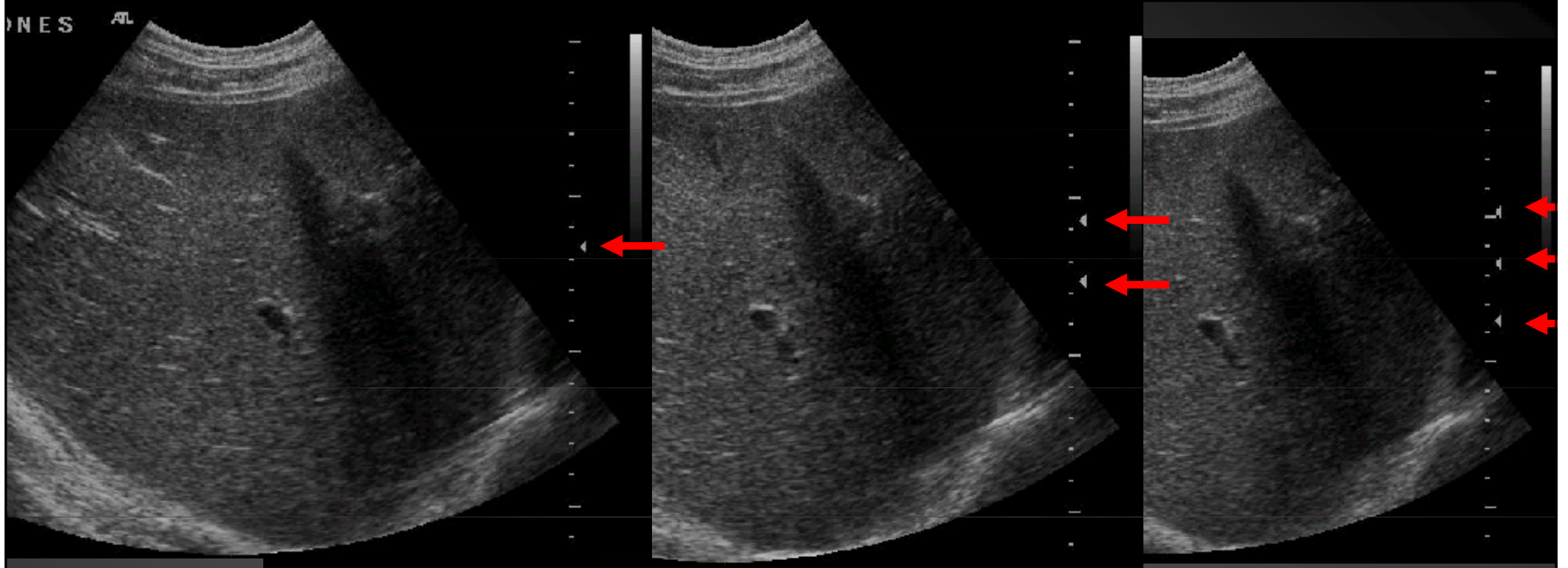
- lupa
- více úrovní



Fokus



- optimální „zaostření“ uz svazku



Map 3
150dB/C1
Persist Med
Fr Rate Med
2D OptGen

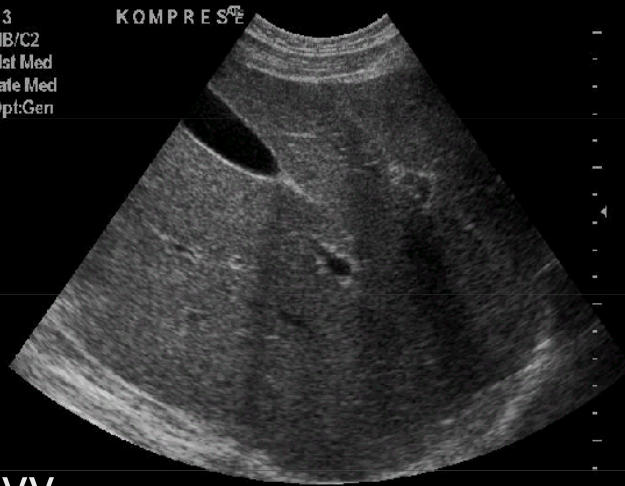
KOMPRESSE



- kontrast, senzitivita
- např. hluboké a malé cévy

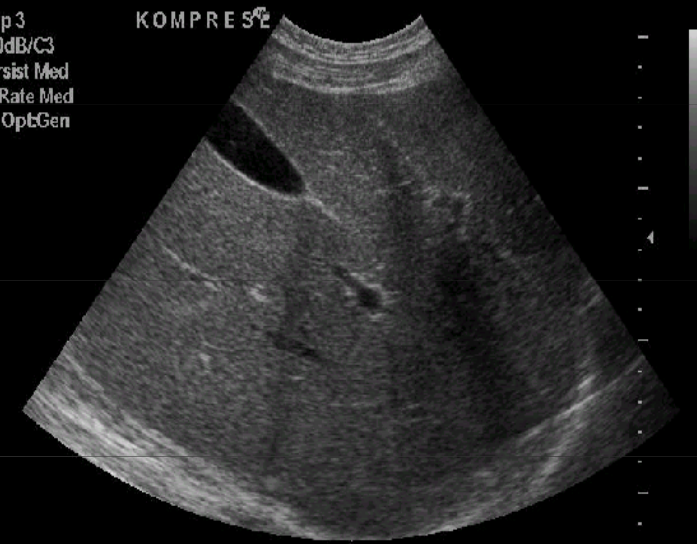
Map 3
0dB/C2
rsist Med
Rate Med
OptGen

KOMPRESSE



Map 3
150dB/C3
Persist Med
Fr Rate Med
2D OptGen

KOMPRESSE

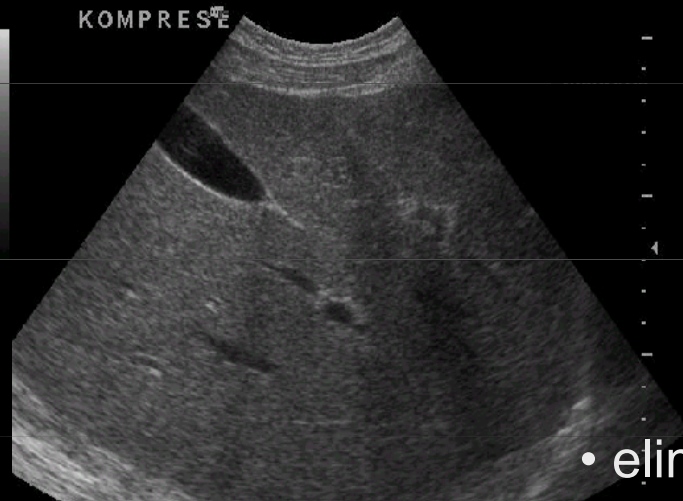


Map 3
150dB/C4
Persist Med
Fr Rate Med
2D OptGen

KOMPRESSE



KOMPRESSE



KOMPRESSE



- eliminace šumu
- povrchové cévy s rychlým tokem



Kompresse

- poměr nejvyššího a nejnižšího signálu v dB

Chrome Maps



skotopické vidění

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

fotopické vidění

- čípky, mil. barev
- lepší rozlišení detailů

děkuji za pozornost