

Ultrazvuk



A. Neumann
Radiologická klinika FN Brno

literatura

- **Radiologie**
(J. Nekula, Olomouc)
- Kompendium diagnostického zobrazování
(J. Neuwirth, Triton)
- Dopplerovská ultrasonografie
(P. Eliáš, J. Žižka, Nucleus)
- Stručné repetitorium ultrasonografie
(I. Hrazdira, Audioscan)
- Kurz sonografie
(M. Hofer, Grada)



historie

- B mode od 1952
- konec 60 let – dynamické zobrazení
- 1974 duplexní technika



zvuk

- mechanické vlnění ve hmotném prostředí
- rychlost šíření ve vzduchu 330 m/s

- Infrazvuk 0-16 Hz
- Slyšitelný zvuk 20 Hz-20 kHz
- **Ultrazvuk** **20 kHz-10 MHz**
- Hyperzvuk >10 MHz



ultrazvuk

- **podélné mechanické vlnění** s frekvencí nad 20 kHz
 - částice kmitají ve stejném směru kolem své rovnovážné osy a to ve směru šíření zvuku
 - nositelem energie jsou samotné molekuly prostředí
 - šíření vlnění není spojené s přenosem hmoty, přenáší se pouze energie
 - může se šířit jen hmotou, nikdy ne ve vakuu
 - jde o periodické zahušťování a zředování prostředí, ve kterém se šíří



rychlost šíření

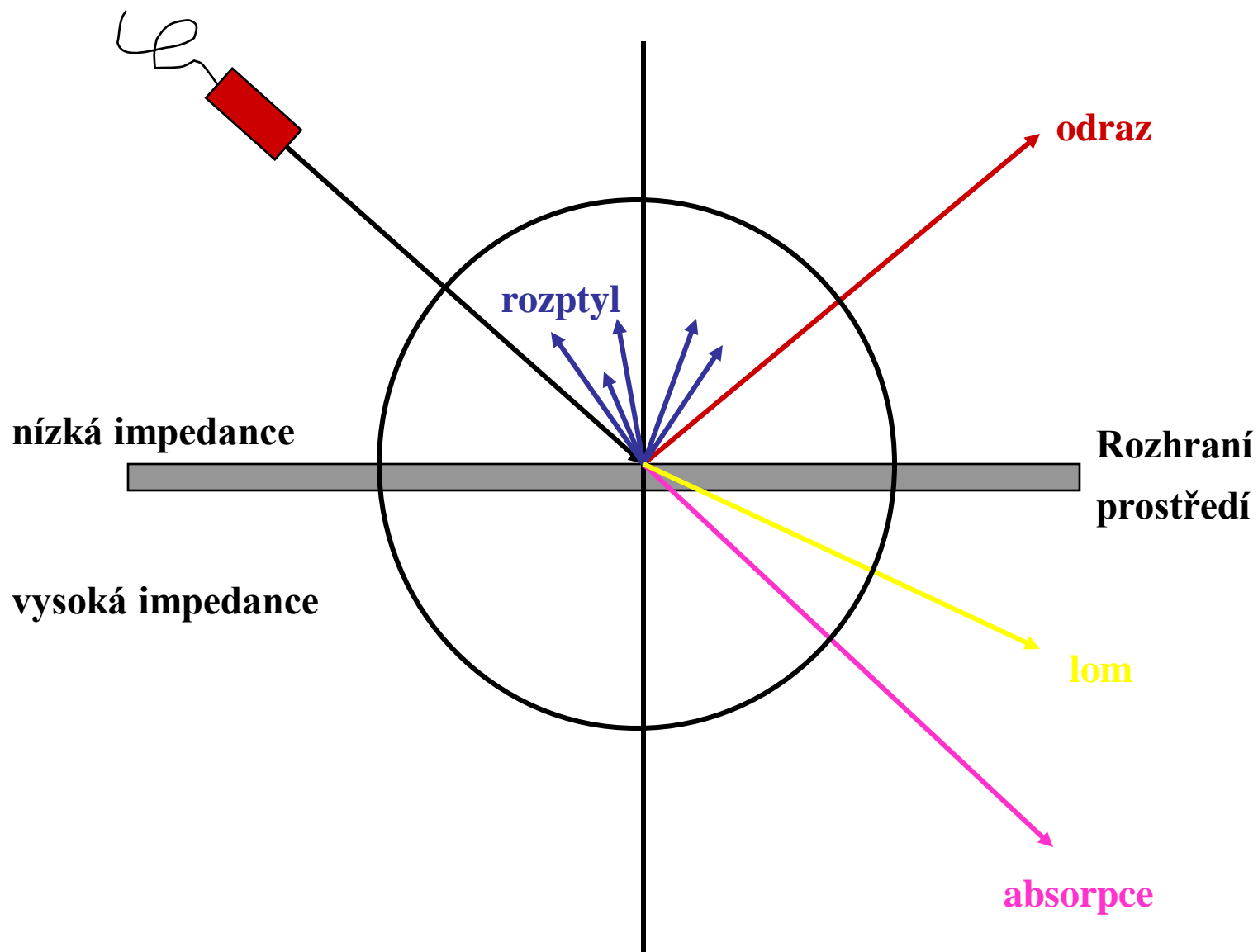
- závisí na hustotě prostředí
(jak daleko jsou od sebe jednotlivé částice a jak rychle jsou schopné si předat svůj kmitavý pohyb)
- měkké tkáně 1540 m/s
- kosti 4000 m/s
 - mají vysokou hustotu a blízko u sebe uložené molekuly
- vzduch 330 m/s
 - molekuly daleko od sebe



fyzikální vlastnosti

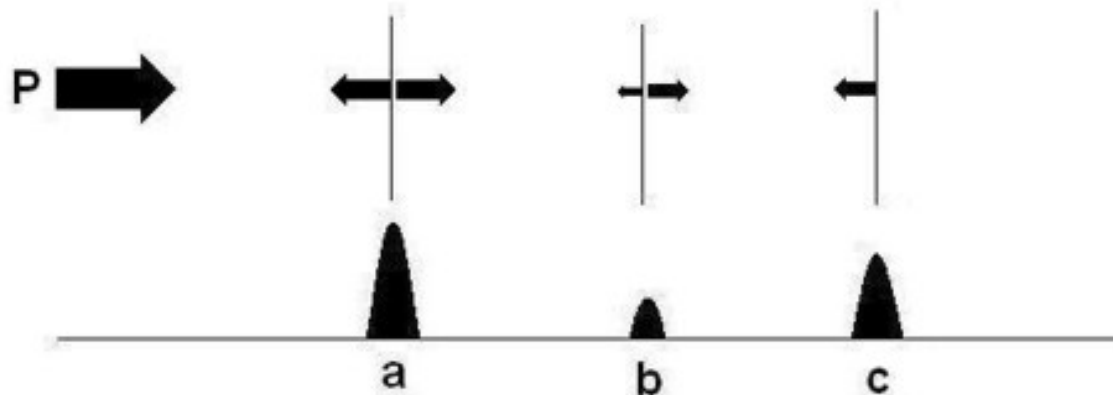
- **odraz**
 - na rozhraní dvou prostředí s výrazně rozdílnou hustotou, a to tím více, čím větší je rozdíl mezi jejich hustotami
- **rozptyl**
 - vzniká na mikroskopických rozhraních, kterých velikost je menší než vlnová délka vysílaného ultrazvuku
- **ohyb, lom**
 - vzniká na rozhraní dvou prostředí,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





princip

- Na rozhraní dvou prostředí se část energie odráží a část postupuje hlouběji. Množství odražené energie závisí na rozdílu impedancí dvou tkání.



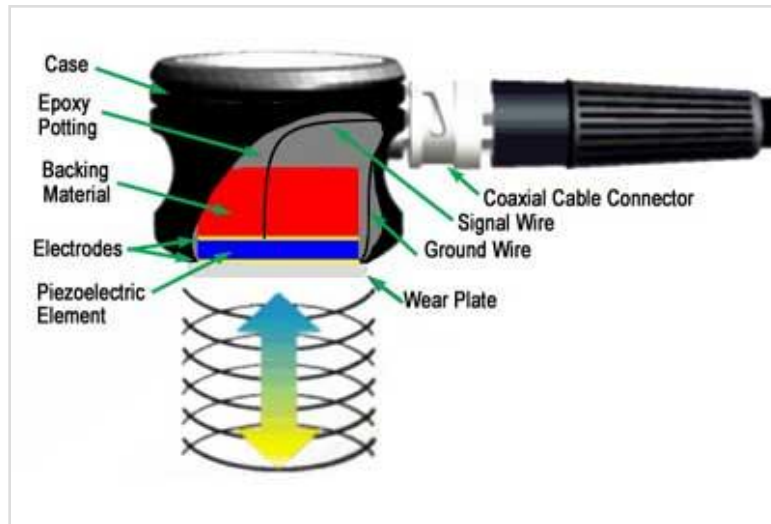
akustická impedance

- interakci mezi ultrazvukovým vlněním a prostředím, popisuje veličina akustická impedance (Z)
 - akustická impedance je daná součinem hustoty prostředí a rychlosti, kterou se ultrazvuk v tkáni šíří
 - označuje **odpor, který klade prostředí šíření ultrazvuku**
 - 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.
- rozdíly v akustické impedanci umožňují tvorbu dvourozměrného obrazu



vytváření UZ vlnění

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

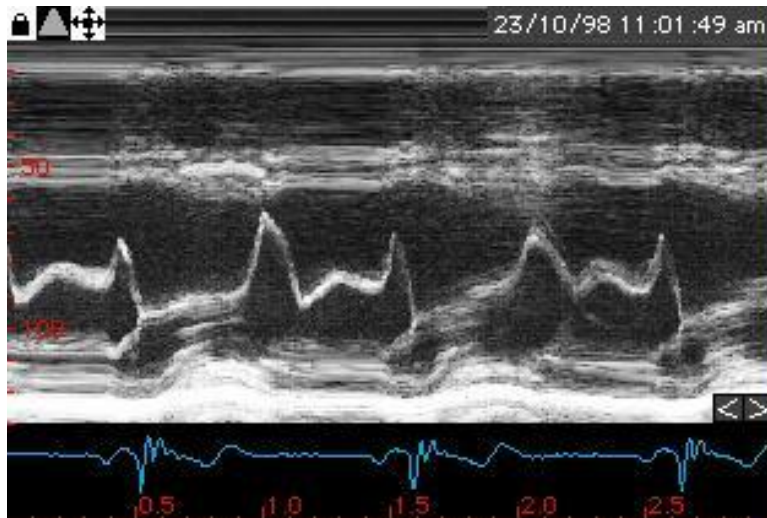
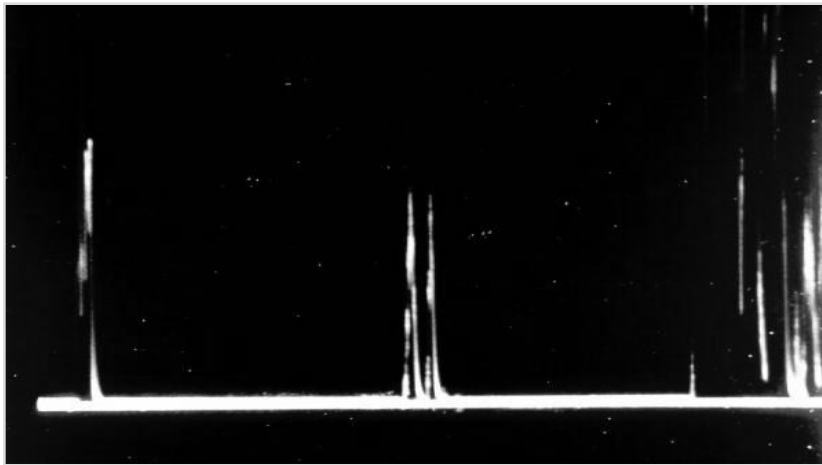


typy zobrazení

- A – **amplituda**, množství odražené energie
- M – **motion**, zachycení pohyblivé struktury A obrazem, nahrazení výchylek časové základny obrazovými body
- B – **brightness**, dvourozměrné zobrazení
 - intenzita odrazu – echogenita
 - směr a hloubka

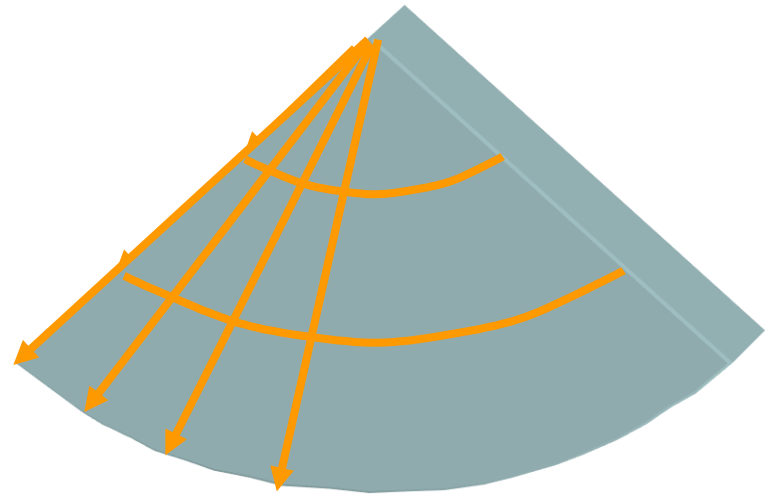


typy zobrazení



B mode

- sonda vyšle UZ vlnu a detekuje s jakou amplitudou se vrací
- dle doby návratu vypočítá z jaké hloubky byl signál odražen
- dle amplitudy přiřadí bodu intenzitu jasu na obrazovce
- tento bod zobrazí
- totéž se opakuje několikrát v laterálním směru



echogenita

- nezávisí na fyzikální hustotě látek
 - hyperechogenní \neq hyperdenzní
- hyperechogenní - **světlé**
- hypoechogenní - **tmavé**
- anechogenní - **černé**
 - krev, moč, žluč, výpotek, cysty

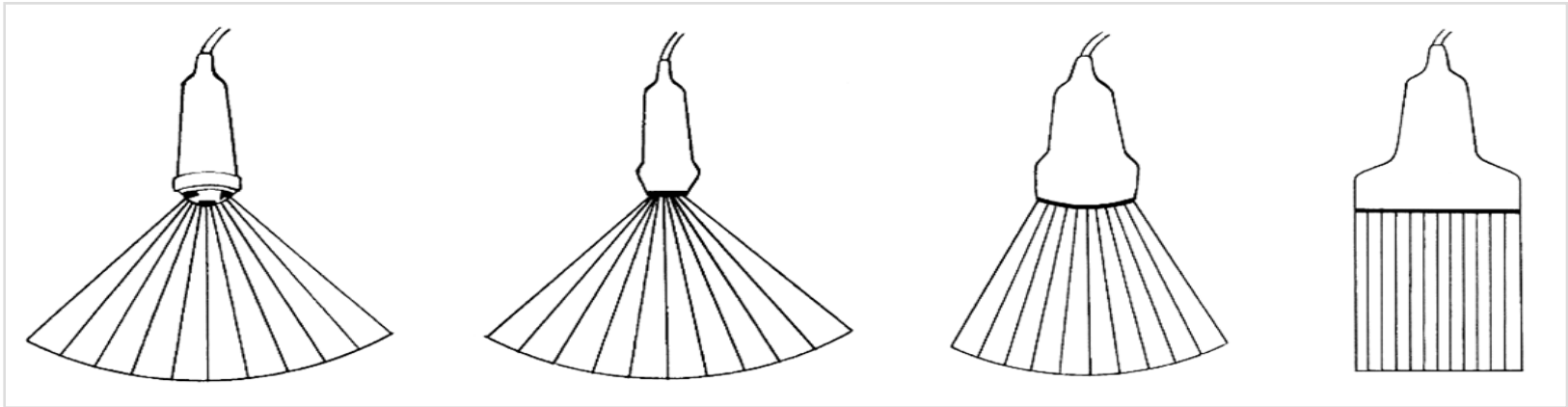


popis přístroje



- zobrazovací jednotka
- záznamové jednotky
- sondy
- ovládací panel + klávesnice
- elektronické obvody – buzení piezoelektrických elementů sondy

typy ultrazvukových sond



Mechanická sonda:

umožňují B zobrazení v reálném čase na principu mechanického vychylování svazku, který je generován jedním měničem umístěným na otočné hlavici

Sektorová sonda: 2-3 MHz

všechny měniče jsou uspořádána do krátké lineární řady a jsou buzeny současně, ale s různou fází. Dochází k elektronickému vychylování svazku v sondě s úzkou základnou

Konvexní sonda: 2,5-5 MHz

měníče jsou uspořádány do konvexně vyklenuté řady

Lineární sonda: 5-10 MHz

měníče jsou uspořádány v jedné řadě a počet vertikálních obrazových řádků je úměrný počtu měničů

Umožňují spektrální i barevný dopplerovský záznam



jiné typy sond

- podle použití
 - povrchová – lineární
 - břišní – konvexní
 - transvaginální
 - esofageální
 - transrektální
 - endoluminální,...



biologické účinky

- **tepelné**
 - v důsledku absorpce akustické energie
- **netepelné biologické účinky**
 - kavitace – prahový jev, vznik plynových bublin v podtlakové fázi UZ vlny – rezonují nebo kolabují
- princip ALARA (as low as reasonably achievable)
- indexy akustického výkonu
 - TI kostní, měkkých tkání, lebeční poměr nastaveného akustického výkonu k výkonu vyvolávajícímu vzestup teploty o 1st. - do 4
 - MI do 1,9



Doppler



- Christian Doppler (1803-1853)
- princip formulován v roce 1842
- přibližuje-li se zdroj zvuku o konstantní výšce tónu (frekvenci) směrem k pozorovateli, vnímá pozorovatel výšku tónu vyšší, rozdíl mezi frekvencemi záleží na rychlosti pohybu
- platí pro všechny druhy vlnění
 - astronomie

význam dopplerova jevu v UZ

- odraz od suspenze krvinek
- velikost erytrocytů je menší než vlnová délka ultrazvuku – Raileighův – Tyndallův
- rozdíl, mezi přijímanou a vysílanou frekvencí označujeme jako dopplerovský frekvenční posun
- spektrum posuvů při rychlostech v těle a použité frekvenci sondy – rozmezí stovek – tisíců Hz – slyšitelný frekvenční rozsah



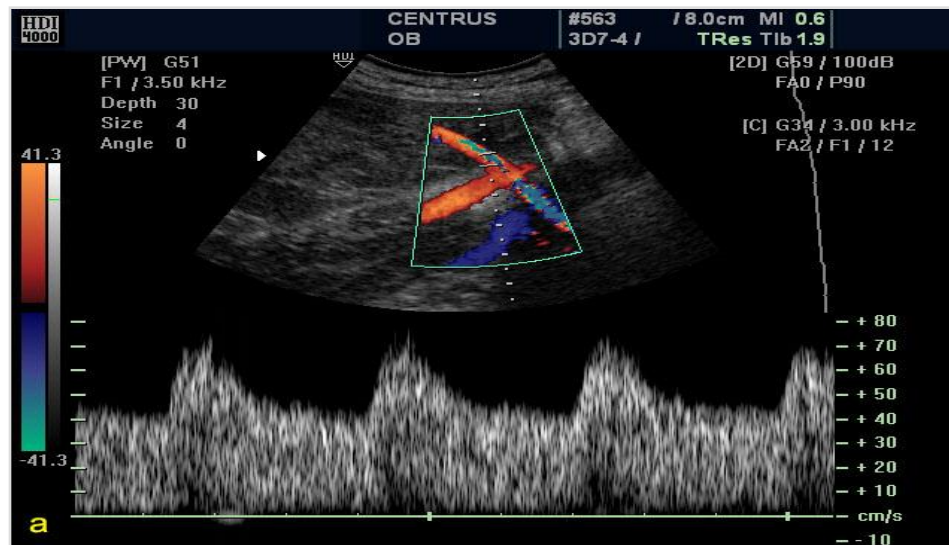
typy dopplerovských záznamů

- barevný záznam
 - umožňuje určit směr a přibližnou rychlost toku
- spektrální záznam
 - grafické vyjádření závislosti rychlosti krevního toku v čase (umožňuje tak přesnou kvantifikaci průtokových parametrů)
- power Doppler



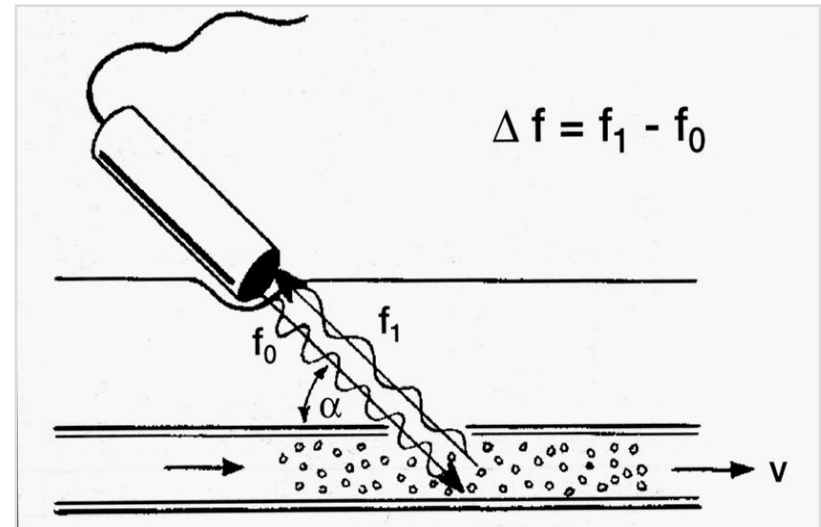
duplexní a triplexní metoda

- duplexní
 - kombinace dvojrozměrného dynamického zobrazení a impulsního dopplerovského měření
- triplexní
 - kombinace B zobrazení se spektrální křivkou a barevným dopplerem



spektrální záznam

- velikost frekvenčního posuvu je přímo úměrná rychlosti krevního toku a kosinu úhlu, který svírá směr doppler. signálu a tok krve
 - kritická mez nad 60st.
- grafické vyjádření závislosti rychlosti krevního toku na čase
- tok směrem k sondě se zobrazuje nad nulovou linií



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

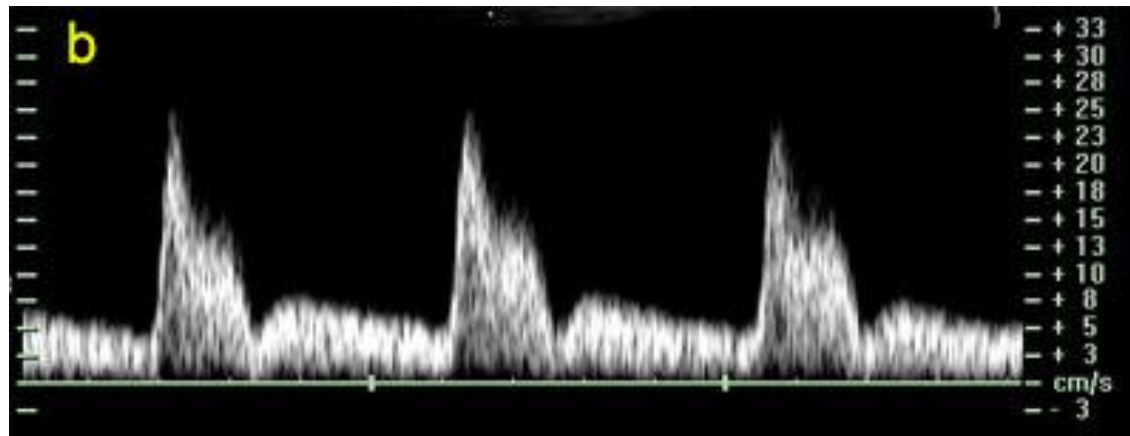
dopplerovské měniče

- s nemodulovanou nosnou vlnou
(kontinuální nosná vlna)
 - 2 piezoelektrické elementy
 - chybí jim axiální rozlišení
 - měří libovolně velké rychlosti
- s impulsně modulovanou nosnou vlnou
(pulzní systémy)
 - střídání vysílání a příjmu
 - přesné určení hloubky, vzorkovací objem
 - rychlostní limit – Nyquistův limit / aliasing
 - neschopnost zaznamenat frekvenční posuny větší než je $\frac{1}{2}$ hodnota aktuální pulzní repetiční frekvence



spektrální záznam

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



barevný doppler

- barevně vyjádřená dopplerovská informace vložená do standardního B obrazu
- semikvantitativní, přibližný rozsah rychlostí
- tok směrem k sondě se zobrazuje červeně



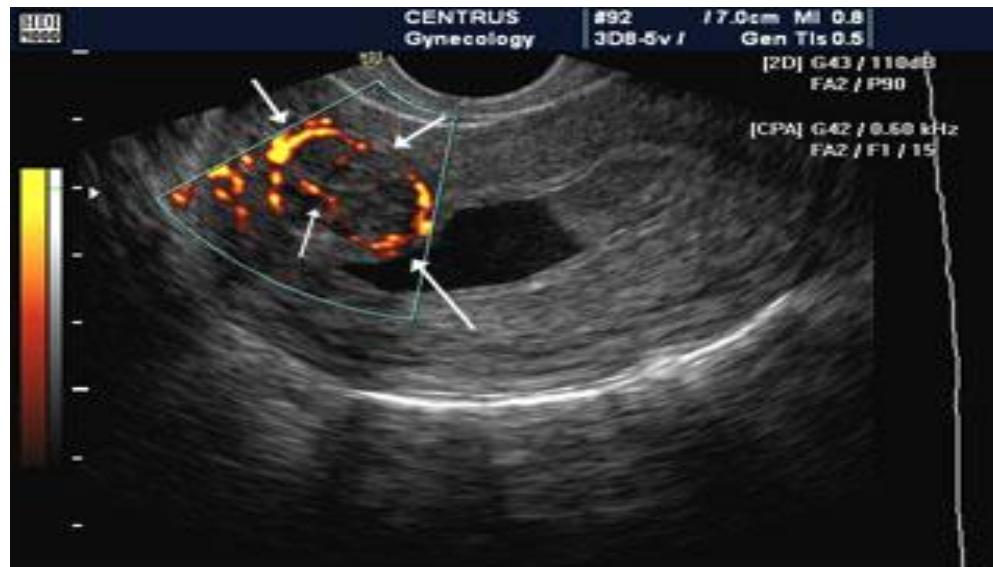
barevný doppler

- po každém impulzu vyslaném podél jedné vertikální obrazové linie následuje příjem více vzorků odrazů vracejících se s různým zpožděním
- sběr dat podél jedné linie minimálně 3x – snížení obnovovací frekvence
- sady odrazů jsou porovnávány na fázové posuny



energetický doppler

- zobrazuje celou energii dopplerovského signálu
 - úměrná ploše vymezené spektrální křivkou
- málo závislá na dopplerovském úhlu, nedochází k aliasing efektu
- množství pohybujících se krvinek - energie (amplituda) dopplerovského signálu



interpretace dopplerovského záznamu

- přítomnost toku
- směr toku
- rychlost toku



charakteristika toků

- rychlostní profily
 - zátkový profil
 - stejná rychlost v celém profilu, ascendentní aorta, spektrální okno
 - parabolický profil
 - v malých cévách
 - oploštělý parabolický profil
 - střední velikost tepen, úzké spektrální okno
- laminární, turbulentní proudění – Reynoldsovo číslo
 - viskozita krve, průměr cévy, hustota krve
 - ve spektr. záznamu – rozšíření spektra na obě strany



charakteristika toků

- kvantifikace impedance
 - úhrnný odpor
 - nízkoodporový tok – orgány s potřebou vysokého minutového průtoku – vnitřní karotidy, aa. renales
 - vysokoodporový tok – končetinové tepny
 - $RI = s \cdot d / s$



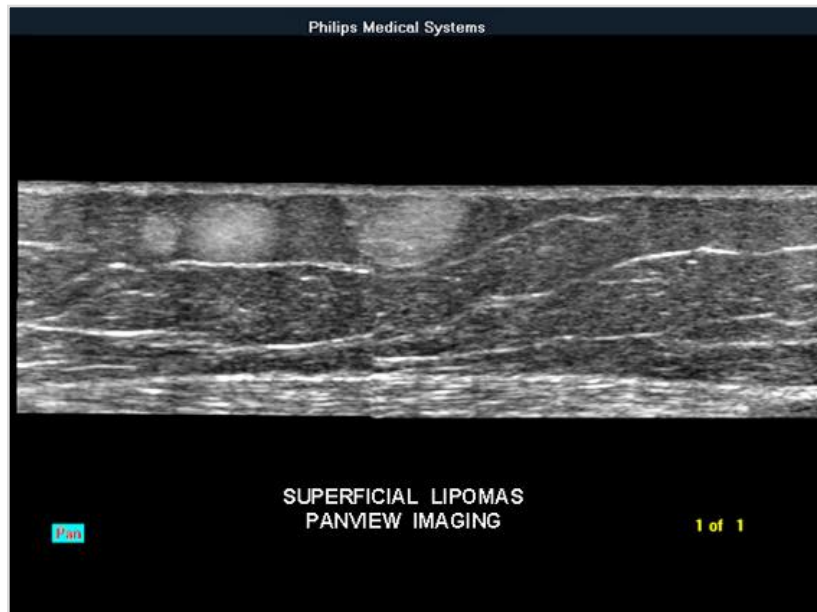
nové techniky

- Tissue harmonic imaging
 - přijímač zachycuje kmity harmonické – násobky vysílané frekvence, narůstají s hloubkou, nízká amplituda
 - kmity vznikají ve tkáňových strukturách v důsledku nelineárního šíření budícího impulsu
 - dvojnásobky frekvencí – úzkopásmový signál, aby se oblast harmonických frekvencí nepřekrývala s frekvencemi základními
 - technika inverzní fáze – umožňuje použít větší šíři pásma
- kontrastní látky
- sono CT – obraz skládán z několika úhlů



nové techniky

- panoramatické zobrazení
- 3D zobrazení



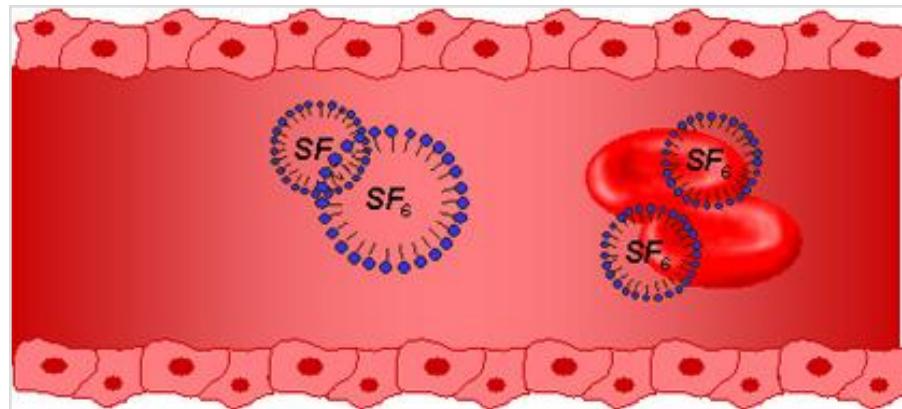
kontrastní látky

- 1968 - po fyziologickém roztoku
 - rezonance mikrobublin, velikost 1-10um
- první generace – sekundy
- druhá generace – průnik plicním řečištěm, ne změny v echogenitě tkání
- třetí generace – zvyšují echogenitu i tkání
- výhodná kombinace s harmonickým zobrazením

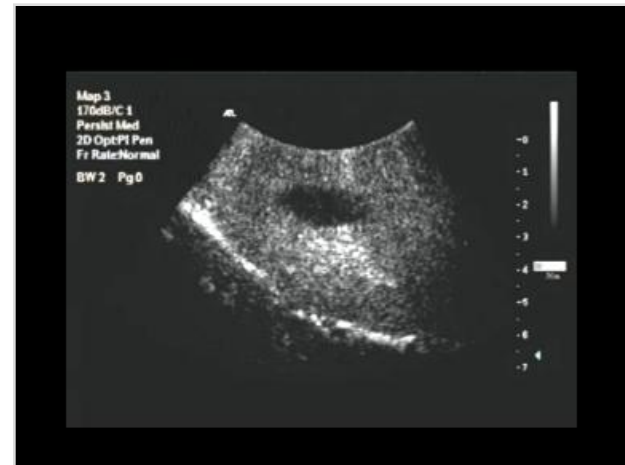
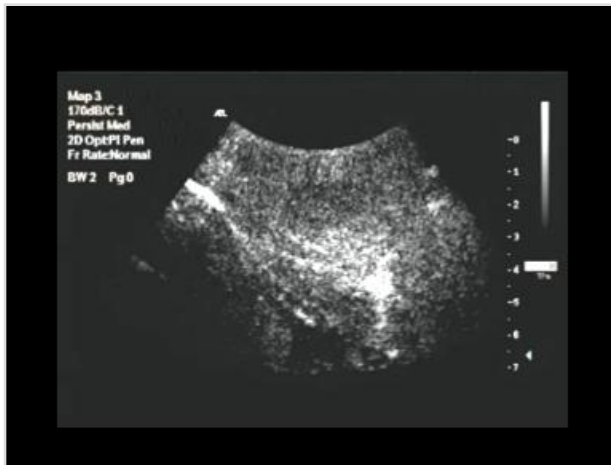
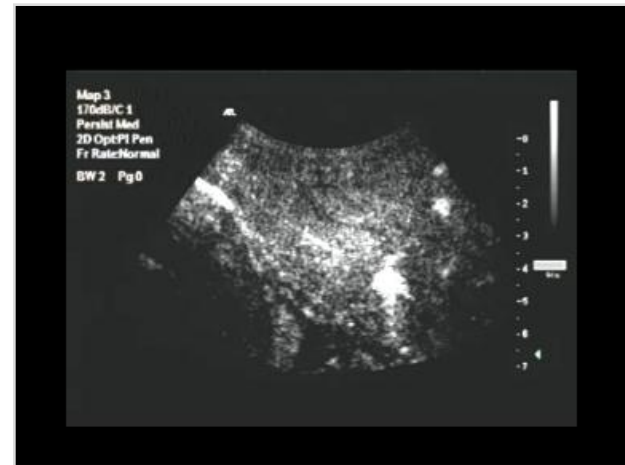
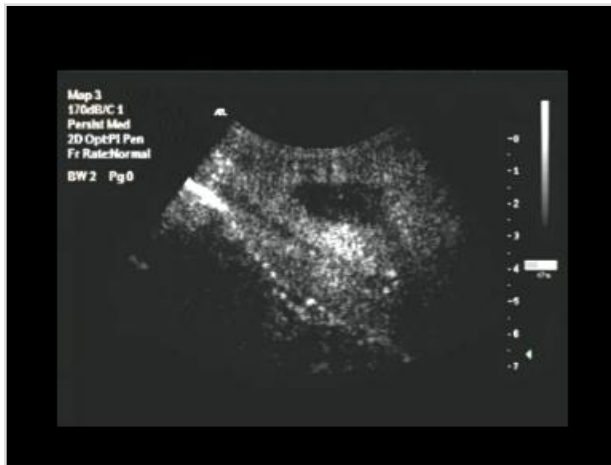


SonoVue

- UZ kontrastní látka III. generace
- prášek, který po smíchání s fyz. roztokem tvoří disperzi fluoridu sírového v mikrobublinách velikosti kolem $8\mu\text{m}$
- zvyšuje echogenitu krve, což vede ke zlepšení koeficientu signál – šum
- zvýšení intenzity signálu 3-8 min.



SonoVue – hepatocellular carcinoma



postup vyšetření

- zadání údajů o pacientovi
- výběr sondy
- orientace sondy
- vyšetření ve třech směrech
- záznam



použití UZ

- dutina břišní
 - hlavně parenchymové orgány, ale i tenké a tlusté střevo
- štítnice, prsa, prostata, varlata
- povrchové měkké tkáně obecně
- klouby, šlachy, svaly
- UZ mozku u malých dětí (fontanela)



výhody UZ vyšetření

- bezpečná, levná a dostupná metoda
- prakticky neexistují kontraindikace
- dostupnost u lůžka pacienta
- značné prostorové rozlišení, především u vysokofrekvenčních sond
- možnost Doppler. zobrazení toku, prokrvení



nevýhody, limitace

- množství artefaktů
- subjektivní vyšetření
- omezená vyšetřitelnost u obézních pacientů
- špatná přehlednost DB při zvýšené plynatosti GIT (pankreas)

