

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

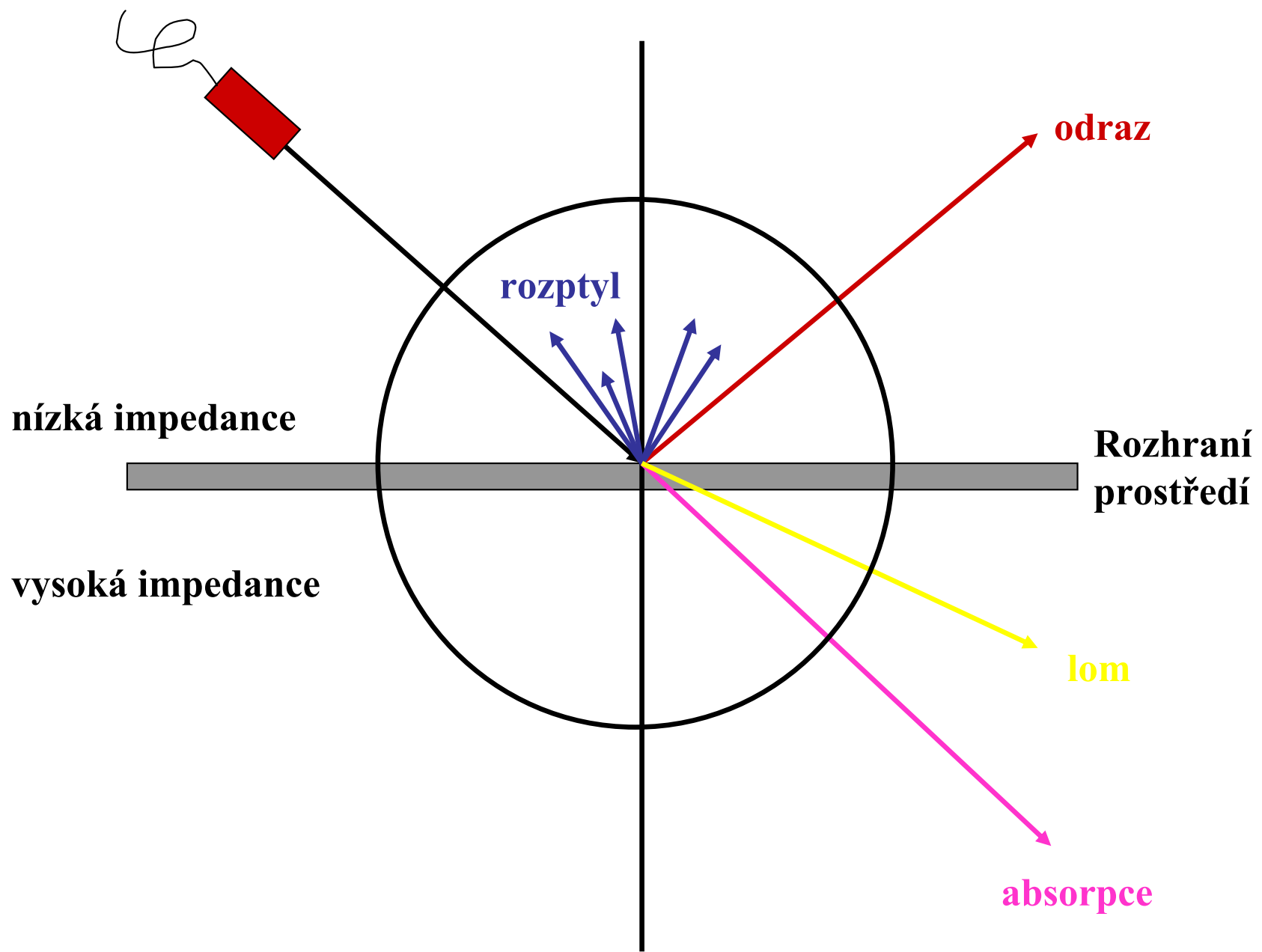
- Infrazvuk 0-16 Hz
- Slyšitelný zvuk 20 Hz-20 kHz
- Ultrazvuk 20 kHz-10 MHz
- Hyperzvuk >10 MHz

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

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)



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

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.
- Tyto rozdíly v akustické impedanci umožňují tvorbu dvourozměrného obrazu.

typy zobrazení

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

echogenita

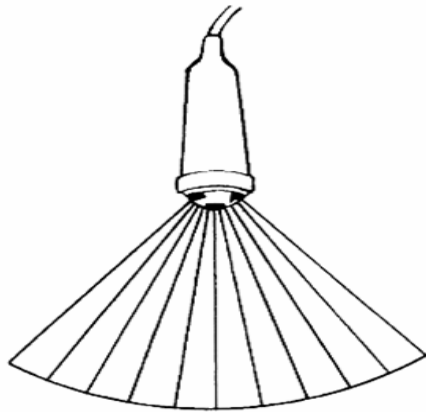
- nezávisí na fyzikální hustotě látek
- hyperechogenní
- hypoechogenní
- anechogenní
 - krev, moč, žluč, výpotek, cysty

popis přístroje



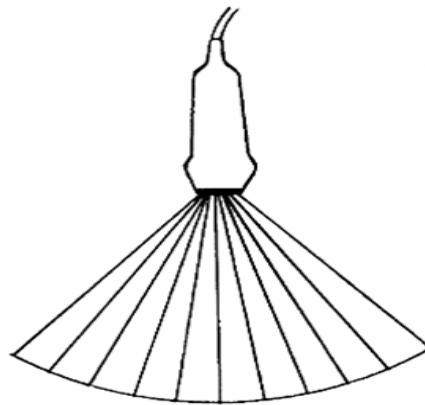
- zobrazovací jednotka
- záznamové jednotky
- sondy
- ovládací panel + klávesnice
- elektronické obvody – buzení piezoelektrických elementů sondy

typy ultrazvukových sond



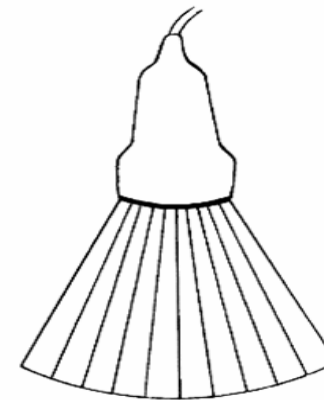
Mechanická sonda:

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



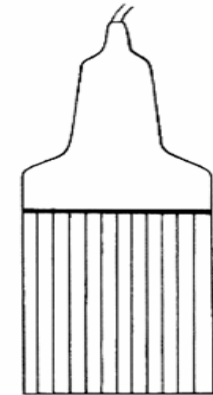
Sektorová sonda: 2-3 MHz

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

- transvaginální, esofageální, transrektální, endoluminální

vytváření ultrazvukového vlnění

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

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
- 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

artefakty

- reverberace
- akustický stín
- dorsální akustické zesílení
- zrcadlení
- skvrnové artefakty – při velkém zvětšení – neodpovídá struktuře tkáně

Doppler



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

význam dopplerova jevu v ultrasonografii

- dopplerovský frekvenční posun, Tyndalův rozptyl
- spektrum posuvů při rychlostech v těle a použité frekvenci sondy – rozmezí stovek – tisíců Hz – slyšitelný frekvenční rozsah

duplexní a triplexní metoda

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

dopplerovské měniče

- s nemodulovanou nosnou vlnou
(kontinuální nosná vlna)
- s impulsně modulovanou nosnou vlnou
(pulzní systémy)

přístrojové nastavení

- pulsní repetiční frekvence
 - počet pulsů za sekundu
 - omezení aliasingu, nyquistův limit – limit, kdy přijímáme ještě neskreslené frekvenční posuny (rychlostní limit, frekvence posunu)
 - vysoká PRF – snižuje citlivost k pomalým tokům
- dopplerovský kurzor
- dopplerovský úhel
- wall filtr
- priorita barevného záznamu – barva
- citlivost barevného záznamu – počet UZ impulsu podél jedné vertikální linie – nejméně 3

přístrojové nastavení

- persistence barevného záznamu
 - průměrování barevné informace
- příjmové zesílení
- výstupní výkon
- frekvence UZ – volba sondy

doplerovské spektrum

- ve vzorkovacím objemu je doplerovská informace o rychlosti toku analyzována pomocí Fourierovy transformace a zobrazena jako doplerovské spektrum – časový průběh rychlosti
- rozdíl mezi vyslanou a přijatou frekvencí je úměrný rychlosti krve a kosinu úhlu, který svírá směr doplerovského signálu a tok krve – krit. mez nad 60st.
- při vzniku doplerovských odrazů se uplatňuje rozptyl – Tyndalův
- doplerovský frekvenční posun
- grafické vyjádření závislosti rychlosti krevního toku na čase

barevný dopler

- barevně vyjádřená dopplerovská informace vložená do standardního B obrazu
- semikvantitativní, přibližný rozsah rychlostí

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

artefakty u dopplerovského vyšetření

- Aliasing
 - nízká pulzní repetiční frekvence
 - zvýšit PRF
 - posun nulové linie
 - sonda s nižší frekvencí, zvýšit úhel insonace
- nejednoznačnost lokalizace zdroje
 - vysoká PRF
- artefakty relativního směru toku
- pohybové artefakty
- barevné artefakty z anechogenních struktur
 - nastavení priority barevného záznamu

artefakty u dopplerovského vyšetření

- zrcadlový artefakt
 - pokud se vyšetřovaná céva nachází proximálně od výrazně odrazivé struktury

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
 - $RI = s-d/s$

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

- Panorama
- 3D zobrazení
- Photopic imaging

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

postup vyšetření

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