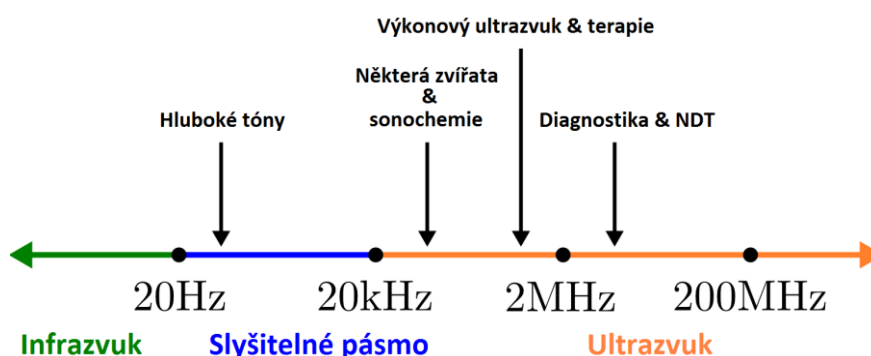


Ultrasonografie

1. Fyzikální princip

Ultrazvuk je akustické vlnění stejné fyzikální podstaty, jako je zvuk, jehož frekvence leží nad hranicí slyšitelnosti lidského ucha (nad 20kHz). Pro lékařské aplikace je vhodné frekvenční pásmo 2 až 30 MHz. Zdrojem UZ vlnění jsou destičky z vhodného materiálu (např.: křemene). Tyto destičky se vlivem periodického nabíjení el. proudem smršťují a rozpínají (deformují) čímž vzniká mechanické vlnění (piezoelektrický jev). Ultrazvukové vlny procházejí tělem a odrážejí se od jednotlivých orgánů, resp. od přechodů mezi tkáněmi s různou akustickou impedancí (prostupnost ultrazvuku prostředím). Užití ultrasonografie je limitováno fyzikálními parametry tkání – nelze vyšetřovat porézní tkáně (plíce, kosti), které velmi dobře tlumí UZ vlny a vytváří akustický stín.



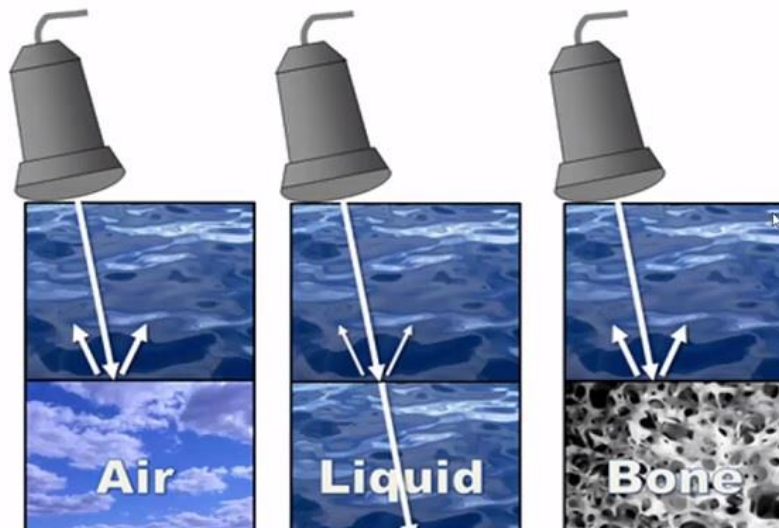
Rychlost šíření

UZ signál je přímo vázán na prostředí ve kterém se šíří. Rychlost šíření UZ vlnění je dána obsahem vody ve tkáních. V homogenním prostředí se šíří konstantní rychlostí, která závisí na fyzikálních vlastnostech a teplotě prostředí. Šíření je podélné (kmitání částic paralelně se směrem šíření vlny) příčné (kmitání částic kolmo ke směru šíření vlny) a objemové. V měkkých tkáních se šíří zejména podélné vlny, příčné vlny se šíří zejména v kostech.

Šíření v: Pevných látkách: V pevných látkách se ultrazvukové vlny šíří rychleji, protože látka má vysokou hustotu a větší soudržnost. Pevné látky mají však větší odpor, tudíž je omezen dosah šíření UZ vln.

Kapalinách: Živá tkáň se svými vlastnostmi se více blíží kapalině, a proto se v ní šíří pouze podélné ultrazvukové vlny. Kapaliny jsou nejvodivějším prostředím. Hustota, elasticita a soudržnost elementárních částic je větší.

Plynech: V plynech je tomu naopak oproti pevným látkám. Rychlost šíření UZ vln je malá, protože soudržnost a hustota prostředí je malá.



Akustická impedance (vlnový odpor)

Každé prostředí klade UZ vlnám různý odpor, což má vliv na chování ultrazvukových vln na rozhraní dvou prostředí. V případě, že UZ vlny kolmo dopadají na rozhraní dvou prostředí s různou akustickou impedancí je část vlny odražena a část přechází do jiného prostředí. Při šikmém dopadu vlnění nastává odraz a lom. V případě že jedna látka je pevná (kost) nastane transformace podélného vlnění na příčné. K minimalizování ztrát přenosu energie a vyrovnání nerovností je zapotřebí použití speciálních ultrasonografických gelů. Bez použití ultrasonografických gelů by nebylo možné kvalitní zobrazení dutiny břišní, protože je zde velké množství vzduchu ve střevě a tuku v mesogastriu (rozhraní plyn/tuk odrazí 98% UZ energie, kost/tuk odrazí 50% UZ energie).

UZ obraz vzniká na základě těchto předpokladů (v naprosto ideálním případě):

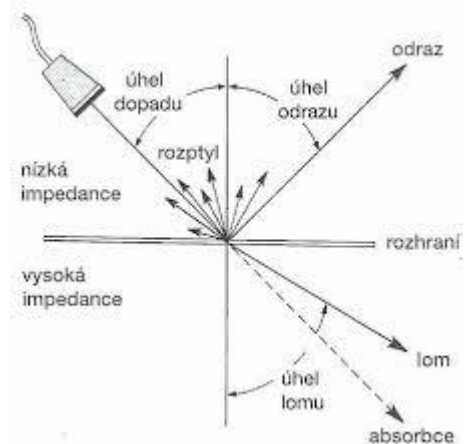
- rychlost šíření UZ je ve všech tkáních stejná
- UZ impulz se šíří přímočaře a odráží se jen jednou
- všechny odrazy se odehrávají v centrální části UZ pole
- vzdálenost a zesílení vracejícího se echa závisí na době jeho návratu

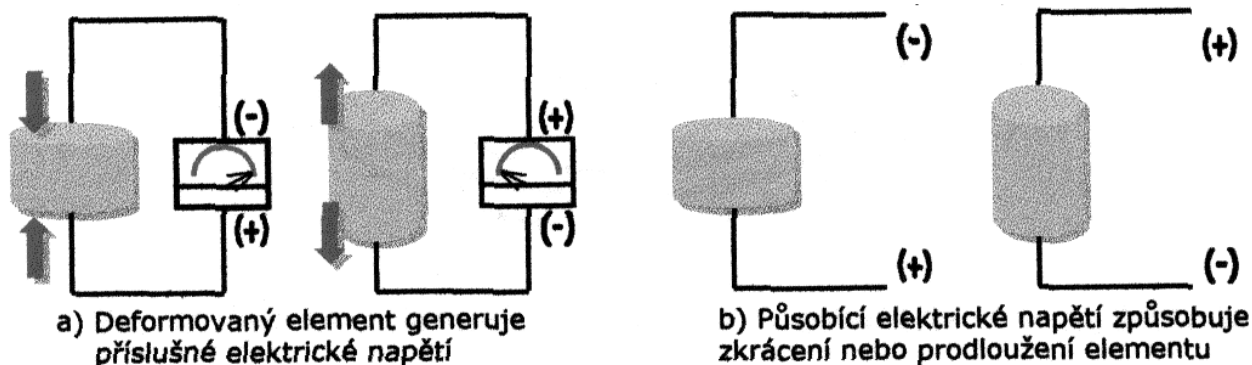
Ve skutečnosti tyto předpoklady nejsou zcela 100% splněny. -> vznik artefaktů

Vznik a příjem UZ vlnění

V sondě se nachází polykrystalický měnič. Ten je rozkmitán pomocí vysokofrekvenčního napětí a vznikne ultrazvukové vlnění. Piezoelektrický jev je schopnost krystalu generovat el.napětí při jeho deformaci.

Nepřímý piezoelektrický jev (elektrostriktce) je změna tvaru krystalu vlivem vnějšího elektrického pole. Generátorem UZ vln je elektricky buzený piezoelektrický měnič.





2. Artefakty

Reverberace – je komplexem stejně vzdálených ech, jejichž jas do hloubky klesá. Reverberační echa jsou závislá na úhlu dopadu a na akustickém výkonu přístroje.

Akustický stín - veškerá energie dopadajícího signálu nebo alespoň její podstatná část je danou strukturou odražena nebo absorbována. Oblast ležící v akustickém stínu nelze echograficky posoudit. Akustický stín je průkazem konkrementu, kalcifikace nebo silně absorbující infiltrace, nejčastěji nádorové.

Dorzální akustické zesílení – je zesílení odrazivosti docházející za strukturami s malým útlumem, jako jsou např. cystické útvary. Ultrazvukový signál, který prochází málo tlumivým tekutým obsahem cysty má větší energii než stejný signál procházející okolní tkání o větším útlumu.

Zrcadlení – vzniká u silně odrazivé struktury plošného charakteru (např. Bránice). Zrcadlový obraz však bývá téměř vždy slabší a někdy i méně ostrý.

3. Módy zobrazení

A mód (amplituda)

je jednorozměrné zaznamenávání amplitudy (výchylky) elektrických signálů vzniklých na přijímacím měnič po příjmu UZ odrazů z jednotlivých rozhraní tkáně. Výstupem vyšetření je křivka zobrazující závislost korigované intenzity odraženého signálu na čase uplynulém od vyslání signálu. Poloha výchylek odpovídá místu odrazu ultrazvuku, a velikost amplitudy odpovídá množství odražené akustické energie. Tento mód umožňuje přesné měření vzdáleností. Uplatňuje se např.: v oftalmologii nebo otorinolaryngologii.

B mód (brightness mode)

je 2D obraz tkáně v podobě bodů (pixelů) o různém stupni jasů. Každý bod má jas odpovídající amplitudě od něj odraženého echa a jeho poloha odpovídá poloze odrážející struktury. Jas se typicky kóduje škálou šedosti o 256 odstínech, příp. barevnou škálou. Zobrazení může být statické nebo dynamické a 2D nebo 3D. 3D zobrazení se získá počítačovou rekonstrukcí ze série 2D obrazů nebo pomocí tzv. 3D sond.

M mód (motion mode)

je způsob jednorozměrného zobrazení umožňující zachycení pohybujících se struktur, nejčastěji srdce. Výsledkem je soubor křivek zaznamenávajících pohyb nejčastěji srdečních chlopní.

3D mód

Tuto techniku nejčastěji používáme v porodnictví, ale také např. v ortopedii. Trojrozměrný obraz vzniká počítačovou rekonstrukcí z řady za sebou ležících dvojrozměrných řezů.

Aby bylo možné 3D rekonstrukce provádět, je nutné mít informace o poloze všech vyšetřovaných vrstev:

- použitím zařízení s řízeným posunem sondy nad sledovanou oblastí (dnes se již nepoužívá)
- použití běžné sondy doplněné o snímač polohy

- použití jednorozměrné řady s úhlovým vychylováním (manuálním, mechanickým nebo elektronickým),
- použití dvojrozměrné řady (matice) měničů – snímání je velmi rychlé, lze získat data v reálném čase (real-time sonografie nebo 4D sonografie)

Stupeň jasu odrazového bodu určuje **echogenitu**:

- Hyperechogenní – jsou tkáně, které silně odrážejí UZ vlny. Zobrazují se jako světlé až bílé pixely (játra se steatózou, fibrózou nebo cirhózou, obsah abscesu...).
- Hypoechogenní – jsou tkáně, které slabě odrážejí UZ vlny. Zobrazují se tmavými šedými pixely (homogenní tkáně - slezina, pankreas...).
- Anechogenní – jsou tkáně, které neodrážejí ultrazvuk. Jsou zobrazeny jako černé pixely (tekutiny).
- Izoechoenní – struktury se stejnou echogenitou.
- Hyperechogenní s akustickým stínem - je kost, kalcifikace či kámen.

Echogenitu lze zvýšit pomocí kontrastní látky v podobě mikrobublin, které se vpravují intravenózně do těla pacienta.

4. Sondy

Zdrojem ultrazvuku je piezoelektrický krystal, který působením střídavého proudu deformuje svůj tvar. Intenzita odrazu nás informuje o velikosti rozdílu rozhraní tkání a čas od vyslání k návratu o vzdálenosti rozhraní od zdroje. Piezoelektrické krystaly v ultrazvukových sondách pracují střídavě jako vysílač (asi 99,5 % provozní doby) a přijímač (asi 0,5 %) ultrazvuku.

Sondy dělíme do dvou skupin: sondy s lineární geometrií
sondy se sektorovou geometrií

Lineární

Sonda je tvořena řadou 64 až 128 lineárně uspořádaných piezoelektrických krystalů. Měniče jsou buzeny současně. UZ paprsky se šíří navzájem paralelně a vytvářejí pravoúhlý obraz. Lineární sonda používá frekvence cca od 5 do 15 MHz a používá se pro diagnostiku měkkých tkání a štítné žlázy.

Sektorové

Elektronické sektorové sondy jsou tvořeny více měniči. Vhodným časovým řízením buzení lze vytvořit ultrazvukové pole o úhlu typicky 80° a 90°. Produkují sektorový obraz (tvar vějíře). Sondami lze snímat z velmi malé plochy (tzv. akustického okna), což je důležité např. při vyšetření srdce nebo jater z mezižebních prostor. Frekvence sektorové sondy je asi 2 až 3 MHz.

Konvexní

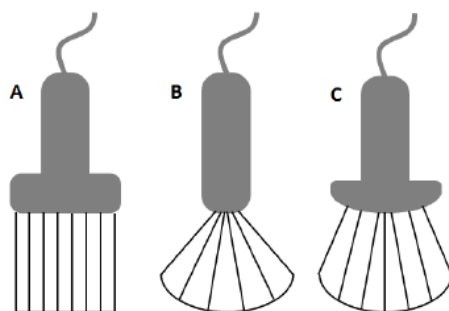
Uspořádání měničů odpovídá uspořádání v lineární sondě, konvexní tvar plochy s měniči poskytuje obraz ve tvaru výseče mezikruží, což odpovídá sektorovému záběru. Výsledný tvar obrazu je kombinací pravoúhlého i sektorového zobrazení. Ultrazvukové pole má většinou úhel mezi 60 a 90°. Frekvence konvexní sondy je asi 2,5 až 5 MHz.

Speciální

Používají se při speciálních vyšetřeních.

Endoskopické sondy (zavádějí se do těla): intravaskulární sondy, rektální sondy, vaginální sondy, esophageální sondy

3D sondy: vhodné pro 3D a 4D objemové zobrazení

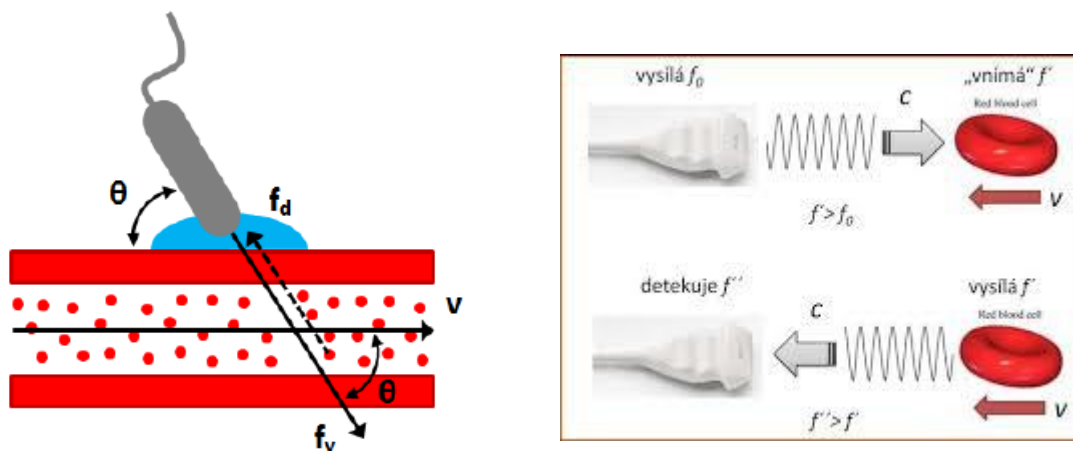


Obrázek 2.14: (A) Lineární sonda, (B) Sektorová sonda, (C) Konvexní sonda.

5. Dopplerův princip

Dopplerův jev popisuje změnu frekvence a vlnové délky přijímaného (odražený signál od pohybujících se objektů) oproti vysílanému signálu. Ze změny frekvence vlnění lze určit rychlost a směr pohybu objektu. Přibližuje-li se zdroj zvukového vlnění, vnímá pozorovatel vyšší kmitočet, vzdaluje-li se zdroj, vnímá kmitočet nižší. Ke stejnému jevu dochází i v případě, že zdroj vlnění svoji polohu nemění a pohybuje se reflektor, na němž se akustické vlnění odráží.

V Klasická sonografie umožňuje získat obraz statických tkání. Využitím Dopplerova jevu lze získat informaci o rychlostech pohybu tkání, zejména krve. Základními odrazovými strukturami v proudící krvi jsou erythrocyty.



Obecně lze dopplerovské měření provádět ve dvou módech:

C W (continuouswave) – vysílající měnič stále vysílá UZ,

PW (pulsedwave) - vysílající měnič vysílá UZ v pulzech.

CW mód (s kontinuální nosnou vlnou) je jednodušší na technické řešení, dává však informaci pouze o průměrné rychlosti podél ultrazvukového paprsku. Nelze určit hloubka, ze které signál přichází. Sonda obsahuje dva elektroakustické měniče (krystaly). Jeho současné využití je obvykle v tužkových průtokoměrech sloužících zejména k měření krevního tlaku na dolních končetinách a k orientačnímu hodnocení cévního řečiště.

PW mód (pulzní Doppler) umožňuje měřit navíc změnu frekvence mezi vysílaným a přijímaným signálem, ale i dobu, za jakou se odražený signál vrátí k sondě. To umožňuje určit nejen rychlost toku, ale i hloubku,

ve které došlo k odrazu. Sonda má jeden elektroakustický měnič, který střídavě UZ vlnění vysílá a přijímá (sonda pracuje v pulzním režimu).

Výsledek se zobrazuje jako dvojrozměrný obraz naměřených rychlostí.

Výsledky se obvykle kódují barevně (**barevně kódovaná dopplerovská sonografie**) - čím vyšší je v daném bodě rychlost k sondě, tím jasnější odstín červené je zobrazen v odpovídajícím místě na monitoru, a čím je větší rychlost od sondy, tím je zobrazen jasnější odstín modré. Je to kombinace B módu a pulzního Dopplera.

Spektrální záznam je časový průběh rychlosti podél jediné vertikální obrazové linie. Umožňuje semikvantitativní analýzu krevního toku

Duplexní zobrazení je kombinace dvojrozměrného dynamického zobrazení (B-mode) a pulzního dopplerovského měření. B mód poskytuje informace o morfologii zájmové oblasti a pulzní dopplerovský modul umožňuje záznam rychlostního spektra toku krve v dané cévě.

Triplexní zobrazení je kombinace B zobrazení se spektrální křivkou a barevným Dopplerem.

6. Biologické účinky

Kavitace: děj kdy v prozvučeném prostředí vznikají mikrobubliny plynu. Tyto bubliny ihned kolabují v důsledku rychlých změn tlaku v ultrazvukovém poli. Vzniká při vysokých akustických rychlostech a tím i vysoké energii.

Mechanický efekt: je způsoben tlakovými vlnami, které vyvolávají mechanický nebo fyzikální pohyb tkání a jejich komponent (tekutina, buňky). V důsledku tlakových vln komponenty tkání oscilují. (např.: litotrypse – ultrazvukové drcení močových kamenů)
mechanický index – MI: vyjadřuje stupeň nebezpečí poškození tkáně kavitací, závisí na frekvenci a energii vysílaného

Teplný efekt: vzniká dlouhodobým vystavením tkání UZ vlnění – dochází tak k zahřívání tkání a vysokému riziku poškození v důsledku zahřívání,
teplný index – TI: poměr aktuálně nastaveného celkového výkonu k hodnotě energie, která by zvýšila teplotu tkáně o 1°C energií vysílaného ultrazvuku

Bezpečné jsou tedy expozice, které nezvýší teplotu tkáně o více než 1°C nad fyziologickou úroveň. Vysokému riziku poškození vznikajícím teplem je vystaven například plod ve stádiu formace kostí. Nastavení prvků ovlivňujících výkon přístroje musí být co nejnižší pro dosažení adekvátní diagnostické informace v nejkratší možné době – princip ALARA.

7. Konstrukce přístrojů

Generátory el. impulzů - přeměňují el. energii ze sítě na energii el. impulzů, které slouží k buzení piezoelektrických měničů

Hardware a software pro zpracování signálů - slouží ke zpracování a zaznamenání signálů a jejich zobrazení. Důležité jsou systémy pro okamžité zmrazení (freeze) obrazu, dynamickou fokusaci sondy a algoritmy pro manipulaci s obrazem, výpočty, měření...

Zobrazovací jednotky - obrazovka či displej pro zobrazení výsledků

Záznamové jednotky - umožňují zhotovení trvalých záznamů vyšetření (tiskárny a paměťová media).

8. Typy ultrasonografických přístrojů

- kardiologické
- porodnické
- multioborové
- urgentní
- mobilní



Autor textu: Ing. Mariana Kleinová, RA - KRNM FN Brno

Doporučená a použitá literatura:

1. SEIDL, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4108-2
2. ZUNA, Ivan a Lubomír POUŠEK. *Úvod do zobrazovacích metod v lékařské diagnostice*. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2000. ISBN 80-010-2152-1.
3. CHMELOVÁ, Jana a Lubomír POUŠEK. *Základy ultrasonografie pro radiologické asistenty*. Ostrava: Ostravská univerzita, Zdravotně sociální fakulta, 2006. ISBN 80-736-8221-4.
4. HRAZDIRA, Ivo. *Biofyzikální základy ultrasonografie: jak pracovat s ultrazvukovým diagnostickým přístrojem : praktická příručka s teoretickým úvodem pro stáž připravenou v rámci projektu: "Prohloubení odborné spolupráce a propojení ústavů lékařské biofyziky na lékařských fakultách v České republice"*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011. ISBN 978-80-244-2895-6.

Zdroje obrázků:

1. TOKAR, Daniel. *Ultrazvuk: Fyzikální principy, využití v medicíně a terapii* [online]. In: . České vysoké učení technické v Praze [cit. 2020-10-30]. Dostupné z: http://aldebaran.feld.cvut.cz/vyuka/fpt/prednasky/05_FPT_Ultrazvuk.pdf
2. Ultrasonografie – co to je a jak funguje? In: *Rehabilitace.info* [online]. [cit. 2020-10-30]. Dostupné z: <https://www.rehabilitace.info/zdravotni-zarizeni/ultrasonografie-co-to-je-a-jak-funguje/>
3. *Ultrazvuková diagnostika: Biofyzikální ústav LF MU, Projekt FRVŠ 911/2013* [online]. In: . 2013 [cit. 2020-10-30]. Dostupné z: <http://www.med.muni.cz/biofyz/files/vlzl/lectures/UltrazvukovaDiagnostika.ppt>.
4. *Jak se měří rychlost toku krve v cévách?* [online]. In: . [cit. 2020-10-30]. Dostupné z: http://old.lf.upol.cz/fileadmin/user_upload/LF-kliniky/hippokrat/Pracoviste/Biofyzika/03_Jak_se_meri_rychlost_toku_krve_v_cevach.pdf
5. Přenosné refabrikované ultrazvukové přístroje. In: *Elektronic medical service s.r.o.* [online]. [cit. 2020-10-29]. Dostupné z: <https://www.ultrazvuky.cz/zbozi/30/refabrikovane-prenosne-pristroje/>