

Ultrazvuk/Diagnostické aplikace ultrazvuku

< Ultrazvuk

Ultrazvuk lze diagnosticky využít v řadě aplikací. Protože jde o metodu zatíženou jen minimálním rizikem a metodou snadno dostupnou, jde o poměrně rozšířenou techniku spadající do řady oborů. Jedná se zejména o:

- **Ultrazvukové zobrazování** – pořizování tomografických řezů na podkladě rozdílných akustických parametrů tkání
- **Dopplerovské zobrazování** – využití Dopplerova jevu k měření a vizualizaci pohybu nebo toku
- **Dopplerovský průtokoměr** – měření toku krve
- **Ultrazvuková elastografie** – vizualizace pružnosti (tuhosti) tkání
- **Ultrazvuková kostní densitometrie** – méně vhodná než rentgenové měření
- **Akustická mikroskopie** – víceméně experimentální zobrazování s velmi vysokou frekvencí



K diagnostice má ultrazvuk dále nepřímý vztah jako laboratorní nástroj. V laboratořích se ultrazvuku používá například při následujících činnostech:

- čištění nástrojů
- homogenizace a disperze látek
- rozptyl buněk do suspenze

Ultrazvukové zobrazování

Fyzikální princip

Piezoelektrický jev

Pro diagnostické účely je obvykle využíváno generování ultrazvuku pomocí piezoelektrického jevu. K pochopení piezoelektrického jevu je třeba vědět, že v krystalech mohou být jednak elektrické náboje volně pohyblivé, těm se říká **volné nosiče náboje**, a jednak pevně vázané v krystalové mřížce, těm se říká **vázané náboje**. Dojde-li k pružné deformaci krystalu, změní se krystalová struktura a tím i vzájemná poloha vázaných nosičů náboje. Vzájemným posuvem nábojů se od sebe mohou oddálit "těžiště" kladných a záporných nábojů v krystalu se objevuje nenulové elektrické pole. To pak lze změřit na povrchu krystalu jako elektrické napětí. Děj může probíhat i opačně, totiž pokud se krystal z vhodného materiálu umístí do dostatečně intenzivního elektrického pole, dojde k jeho měřitelné deformaci. Tento jev se někdy nazývá obrácený piezoelektrický jev nebo elektrostriční jev. Pokud je vnější elektrické pole časově proměnné, krystal mění svůj tvar se stejnou periodou a sám se tak stává zdrojem mechanického vlnění. Vedle některých krystalů může piezoelektrický jev nastávat i u některých keramických materiálů.

Vznik signálu a šíření ve tkáni

Jeden piezoelektrický prvek nazývaný **ultrazvukový měnič** může být současně zdrojem i detektorem ultrazvukového vlnění. U běžných ultrazvukových přístrojů je uspořádání takové, že měnič po dobu několika milisekund generuje ultrazvukové vlnění s frekvencí obvykle z rozsahu 3 až 10 MHz, poté se stává detektorem a zachycuje odražené vlnění.

Vlastní akustické vlnění, které je vysíláno do tkání, se šíří jako podélné vlnění. Na rozhraní dvou prostředí s rozdílnou akustickou impedancí se částečně odráží zpět ke zdroji a částečně prochází. Odražený signál, tzv. echo, je zachycen měničem a převeden na elektrický signál, kterému se pro jeho vysokou frekvenci obvykle říká radiofrekvenční signál.

Protože je známa doba, která uplynula mezi vysláním akustického signálu do tkáně, lze určit, v jaké hloubce došlo k odrazu. K tomu je ovšem třeba znát, s jakou rychlostí se šíří ultrazvuk ve tkáních. Tato rychlost se v měkkých tkáních pohybuje kolem 1540 ms^{-1} .

Frekvence ultrazvuku je velmi důležitý faktor. S rostoucí frekvencí klesá vlnová délka ultrazvuku a tak lze principiálně vidět i větší detaily a získat kvalitnější obraz. Na druhou stranu s frekvencí roste i disipace energie, takže při použití příliš vysokých frekvencí pro vyšetření orgánů uložených v hloubce by docházelo k neúměrnému ohřevu kůže a povrchově uložených orgánů. Z toho důvodu se k vyšetření orgánů uložených např. v břišní dutině užívají frekvence v jednotkách MHz, k vyšetření štítné žlázy a povrchově uložených lymfatických uzlin a cév frekvence kolem 10 MHz. Ultrazvukové vyšetření s frekvencí vyšší je pak ne zcela rutinním výkonem např. v dermatologii (až několik desítek MHz - akustický mikroskop).

Speckle

Speckle představují fenomén, který je pro ultrasonografii charakteristický. Ultrazvuková vlna ve skutečnosti prostupuje tkání poměrně složitým způsobem, protože drobné tkáňové struktury mají rozměry srovnatelné s vlnovou délkou prostupujícího ultrazvuku. Tak dochází k nezanedbatelnému rozptylu vlnění. Protože jde o vlnění monochromatické, rozptýlené vlny interferují jak mezi sebou, tak i s vlnou užitečnou. Výsledný signál je tak "zarušen" interferenčními vzorci.

Přístup ke specklům není zcela jednoznačný. Na jedné straně snižují přehlednost řezu tkání pro neškolené oko, na straně druhé nesou alespoň část informace o struktuře tkáně. V odborném písemnictví lze proto nalézt jak práce, které se pokoušejí speckle eliminovat potlačit tak, že má upravený snímek charakter "anatomického" řezu, tak práce, které se pokoušejí speckle využít k počítačové podpoře diagnostiky.

Ultrazvukové sondy

Obvykle nepostačuje, aby na sondě byl pouze jeden měnič, proto jsou na sondě umístěny měniče ve větším počtu. Podle tvaru sondy a uspořádání rozlišujeme několik typů sond. Základními sondami jsou sondy lineární, konvexní a sektorová, pro speciální aplikace se používá např. sonda tužková, cirkulární nebo sonda typu array.

Lineární sonda

V lineární sondě jsou měniče uspořádány v jedné řadě, podkladem je úsečka. Výsledný obraz má tvar obdélníku. Lineární sondy se typicky používají k vyšetření povrchových orgánů, proto jsou obvykle konstruovány na vyšší frekvence.

Konvexní sonda

V konvexní sondě jsou měniče opět v řadě, ovšem jejich podklad je mírně konvexní. Výsledný obraz má tvar výseče z mezikruží s poměrně malým vrcholovým úhlem. Jde o nejběžnější typ sond používaných k vyšetření orgánů dutiny břišní.

Sektorová sonda

Sektorová sonda je uzpůsobena k tomu, aby přes poměrně malé okno (kontakt sondy s tělem pacienta) zobrazila poměrně široký řez tkání. Technicky toto může být řešeno dvojím způsobem:

1. **Sonda s rotačním měničem** představuje starší řešení. Měnič rychle rotuje a tak je ultrazvukové vlnění vysíláno z poměrně malého bodu širokým směrem.
2. **Sonda s elektronickým vychylováním** představuje moderní řešení. Na sondě je několik málo měničů, vychýlení je zajištěno přesně definovaným fázovým posunem jimi generovaných vln, které vede ke konstruktivní interferenci právě v žádoucím směru.

Obraz ze sektorové sondy vypadá podobně jako obraz ze sondy konvexní, má však mnohem větší vrcholový úhel. Sektorových sond se používá zejména v echokardiografii a v gynekologii.

Tužková sonda

Tužková sonda obsahuje jeden jediný měnič. Používá se obvykle jako součást přenosného ultrazvukového průtokoměru. Výsledkem měření pochopitelně není obraz ale křivka nebo akustický signál.

Cirkulární sonda

V cirkulární sondě jsou měniče uspořádány tak, aby byl pořízen velmi široký až kruhový řez tkání v rovině kolmé na osu sondy. Používá se především k transrektálnímu vyšetření prostaty, může být však natolik malá, že lze provádět i intravaskulární ultrazvukové vyšetření např. aterosklerotických plátů.

Sonda typu array

Sonda typu array je jednou z cest, jak získat 3D obraz. Měniče jsou rozmístěny v matici (array) a jejich součinnostmi jsou získávána data pro celý objem pod sondou.

Módy zobrazení

A mód

A mód (*Amplitude*) je jednorozměrné zobrazení, typicky jde o signál pouze z jednoho měniče. Jednotlivé odrazy registrované ultrazvukovou sondou jsou zobrazeny na monitoru jako impulzy na časové ose. Amplituda impulzů odpovídá intenzitě odražených ultrazvukových vln. Aby nepůsobil rušivě výraznější útlum závislý na hloubce, je ještě radiofrekvenční signál zesílen tzv. TGC zesilovačem (*Time Gain Control*), jehož zesílení roste s časem uplynulým od vyslání echa.

A mód má v současnosti jen omezené využití, např. při biometrii oka. A mód je ovšem východiskem všech dalších metod, protože ty si lze představit tak, že jde o jednotlivé "paprsky" v A módu, jehož hodnoty grafu jsou převedeny na stupně šedi.

B mód

B mód (*Brightness*) je základem tomografických zobrazení. V zásadě existují dva typy zobrazení - statické a dynamické.

▪ Statické zobrazení

Statické zobrazení je historicky starší, technicky snazší a již delší dobu opuštěné díky dostupnosti elektroniky a výpočetní techniky umožňující realizovat rutinní dynamické zobrazení. Měření bylo prováděno pomocí jednoho měniče, který byl posouván po těle pacienta. Postupnou sumací jednotlivých měření byl získán obraz.

▪ Dynamické zobrazení

Při dynamickém zobrazení je v jedné sondě řada měničů, které pracují v součinnosti a jejichž echa jsou vyhodnocována tak, že výsledný obraz vidíme jako obraz pořízený v reálném čase. Dnes se jedná o jednoznačně nejobvyklejší způsob zobrazení.

M mód

M mód (*Motion*) slouží k vyšetření pohybu anatomických struktur, zejména srdce. V principu nejde o nic jiného než o to, že se v pravidelných časových intervalech pořizuje jednorozměrný záznam. Naměřená echa jsou pak zakódována do stupňů šedi a zobrazena pod sebou podle času.

3D zobrazení

Trojrozměrný snímek lze získat v principu dvěma způsoby, trojrozměrnou sondou a rekonstrukcí.

▪ Trojrozměrné sondy

V principu se trojrozměrná sonda neliší běžně od sondy dvojrozměrné, pouze měniče nejsou uspořádány v řadě ale v matici. Taková sonda pak umožňuje nasnímat data z celého objemu v poměrně krátké době, takže je dokonce možné zobrazení v reálném čase, někdy se označuje jako 4D zobrazení. Nevýhodou je, že sondy jsou poměrně neohrabané, je třeba zaručit dobrý kontakt pacientova těla s poměrně velkou plochou.

▪ Rekonstrukční přístupy

Trojrozměrný obraz lze získat i matematickým zpracováním snímků pořízených pomocí sondy. První pokusy spočívaly v tom, že se sonda připevnila s rámu s řízeným posunem a veškeré zpracování spočívalo pouze v synchronizaci posunu a záznamu obrazů do paměti. Flexibilnější byl systém čidel snímajících polohu sondy v prostoru. Na základě řady řezů doplněných o informaci o poloze sondy se pak dopočítaly hodnoty jednotlivých voxelů. Moderní přístroje jsou ještě sofistikovanější, vyšetřující lékař pouze volně "projede" sondou přes oblast zájmu a ze získaných řezů je matematicky určena nejprve jejich pozice a poté je rekonstruován trojrozměrný obraz.

Metody zobrazení rychlosti toku krve - dopplerovské metody

Dopplerovské metody vycházejí ze vztahu změny frekvence. Cílem těchto metod je měření rychlosti pohybujících se struktur.

Spojité dopplerovské zobrazení - průtokoměry

Při tomto měření musíme použít odděleného vysílače a přijímače ultrazvukového vlnění. Vysílač s jedním měničem spojitě generuje akustický signál a nelze ho proto přepínat do režimu přijímače. Průtokoměry mají akustický výstup, neboť změna frekvence je pro rychlosti porudění krve v lidském těle ve slyšitelné oblasti. Průtokoměry zobrazují rychlost toku krve v závislosti na čase. Nevýhodou této metody je, že nelze zobrazit uspořádání a umístění sledovaných cév. Proto v případě dvou překrývajících se cév nevíme, ve které z nich rychlost krve měříme.

Pulzní dopplerovské metody

Tyto metody používáme v kombinaci s odrazovými metodami (B). Používáme sondy, které mohou pracovat v různých režimech, mluvíme pak o duplexním měření. Sledujeme časový i frekvenční posun odraženého vlnění. Na monitoru pak vidíme jakou rychlost měříme a kde ji měříme.

- **Duplexní metoda** je kombinací dvojrozměrného dynamického zobrazení a pulzní dopplerovské metody měření rychlosti. Dvojrozměrné dynamické zobrazení nám poskytuje informaci o morfologii sledované oblasti (i o morfologii cév). Pulzní dopplerovské měření poskytuje záznam rychlostního spektra toku krve v cévě.
- **Barevná duplexní ultrasonografie** – Obraz je složen z barevné a černobílé části. Černobílá část poskytuje morfologickou informaci o odrazivosti, barevná část informaci o pohybu ve sledovaném řezu (pohyb toku krve). Tok krve od sondy je zobrazen modře, tok k sondě červeně. Jas barvy pak udává rychlost toku. Čas k získání barevného obrazu je větší než čas potřebný k získání obrazu černobílého. Proto je obrazová frekvence barevných obrazů menší než obrazová frekvence černobílého obrazu.

Odkazy

Související články

- Dopplerovská echokardiografie

Citováno z „https://www.wikiskripta.eu/index.php?title=Ultrazvuk/Diagnostické_aplikace_ultrazvuku&oldid=441454“