

8 Diagnostika smyslových orgánů. Audiometry. Analyzátory oka. Diagnostika pomocí ultrazvuku - ultrasonografie.



Čas ke studiu: 4 hodiny



Cíl:

Po prostudování tohoto odstavce budete umět
definovat princip činnosti ultrasonografického přístroje
popsat vznik a šíření ultrazvuku v měkkých tkáních
vyřešit systém vysílání a příjmu ultrazvukového paprsku



Výklad

Sluchové ústrojí a jeho biosignály

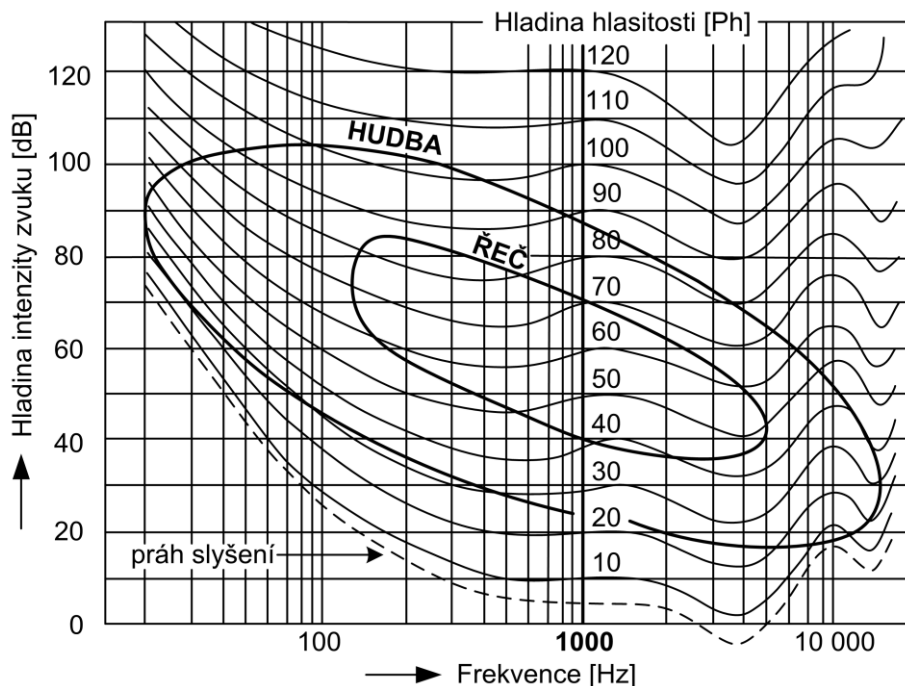
□ Zpracování zvukového signálu sluchovým analyzátorem

Působením zvuku nadprahové intenzity se vždy maximálně dráždí ta nervová vlákna sluchového nervu, která jsou příslušná specifickému (charakteristickému) kmitočtu. Dopadne-li na sluchový orgán zvuková vlna jiného kmitočtu, pak se tato nervová vlákna buď vůbec neaktivují, nebo se jejich práh minimální excitace překročí pouze při odpovídajícím zvýšení úrovně akustického tlaku.

Trvání zvukového stimulu se kódují trváním nervové aktivity. Intenzitě zvuku odpovídá (v určitém oboru akustických tlaků) stupeň excitace. Při zvýšení akustického tlaku vzrůstá i opakovací kmitočet podráždění. V některých případech se využívá i časová struktura stimulu (pravidelně se opakující změna akustického tlaku) – tj. organismus provádí analýzu periodicity.

□ Vlastnosti lidského sluchu

Citlivost sluchu je značně kmitočtově závislá, přičemž je tato závislost různá při různých hlasitostech (Ph). Pro inženýrskou praxi o tom poskytují názornou informaci Kingsburyho křivky konstantní hlasitosti (Obr. 167). Vyplývá z nich, že ucho je nejcitlivější v oblasti 2 000 – 2 500 Hz. Na Obr. 167 jsou také vyznačeny kmitočtově-intenzivní oblasti používané v hudební praxi a v lidské řeči.



Obr. 167. Kingsburyho křivky konstantní hlasitosti a oblasti hudby a řeči.

Ztrátou sluchu L_p rozumíme pro dané ucho a daný signál rozdíl mezi prahem slyšení a normálním prahem slyšení. Hlavní jednotkou ztráty sluchu je 1 dB. Připomeňme, že ztráta sluchu do 20 dB je ještě považována za normální – tj. sluch se považuje za sluch bez poškození.

Aby se urychlil proces hypoakusie (slábnutí sluchu), stačí pobývat několik hodin denně v hlučném prostředí. Člověk s normálním sluchem rozezná průměrně tři až čtyři tisíce zvuků různých kmitočtů. Nejvyšší schopnost rozlišovat výšku zvuku připadá na oblast 80 – 800 Hz.

Zvuk vnímáme za 35 – 175 ms po vstupu do vnějšího zvukovodu. Dalších 180 – 350 ms potřebuje ucho k “přeladění” na příjem dalšího zvuku. Z těchto experimentálně zjištěných hodnot vyplývá mj. omezení při lokalizaci pohybujícího se zvukového zdroje.

▣ Často používané jednotky

Intenzita zvuku J je časová střední hodnota měrného akustického výkonu N :

$$J = \frac{1}{\Delta t} \cdot \int_{\Delta t} N dt \quad (8.1)$$

Hlavní jednotkou je $1 \text{ W} \cdot \text{m}^{-2}$.

Měrný akustický výkon N je diferenciální podíl akustického výkonu P a průmětu plochy A , kterou se zvuková vlna šíří, do směru šíření:

$$N = \frac{dP}{dA \cdot \cos \alpha} \quad (8.2)$$

kde α je úhel sevřený kolmicí k uvažované elementární ploše velikosti dA a směrem šíření. Hlavní jednotkou měrného akustického výkonu je $1 \text{ W} \cdot \text{m}^{-2}$.

□ **Audiometrie zvuková**

Máme několik postižení sluchu. Rozlišuje se **hluchota** (surditas), a to buď úplná nebo snížená ztráta sluchu. Pokud je ztráta sluchu jen v určité kmitočtové oblasti (např. na kmitočtech nad 4 kHz), nazýváme tuto patologii **nedoslýchavost**.

Stupeň nedoslýchavosti se v lékařské praxi často odhaduje ze vzdálenosti, z níž nemocný rozumí hlasité řeči nebo šepotu.

- Jestliže člověk rozumí hlasité řeči (vyslovují se slova s převahou samohlásek, např. brána, mouka apod.) alespoň na vzdálenost 6 m, pak se jedná o **mírnou nedoslýchavost**.
- Při **středně těžké nedoslýchavosti** se vzdálenost od zdroje hlasité řeči zkracuje na 2 – 4 m.
- Jsou-li potíže s porozuměním i na vzdálenost kratší než 2 m, pak jde o **těžkou nedoslýchavost**.

Jestliže nemocný nerozumí slovům ani při mluvení přímo do ucha, jde o **praktickou hluchotu**. Při **úplné hluchotě** pacient neslyší ani extrémně silné zvuky.

Podle lokalizace jsou sluchové vady:

- **převodní** – vada je od zevního zvukovodu až k oválnému okénku,
- **percepční** – poruchy činnosti vláskových buněk a vláken sluchového nervu,
- **centrální** – tj. v centrálních etážích sluchové dráhy.

Při **audiometrickém vyšetřování** se poslechovou zkouškou zjišťuje podnět v prahové oblasti, tzn. zjišťuje se hranice mezi přímým ještě neslyšeným a právě již slyšeným zvukem. Při měření prahový křivky sluchu je nutné minimalizovat rušivý zvuk jak z vnějšího prostoru (dopravní hluk apod.), tak i z vlastní vyšetřovací komory (vhodné akustické úpravy). Optimální je proto dvoukomorový systém, kdy je pacient se sluchátky nebo s reproduktorem kombinací ve vyšetřovací komoře (zvukově dobře oddělené) a vyšetřující s přístroji je ve druhé místnosti. Kontakt mezi vyšetřujícím a pacientem je jednak prostřednictvím zvukově izolovaného okna, jednak hovorovým kanálem.

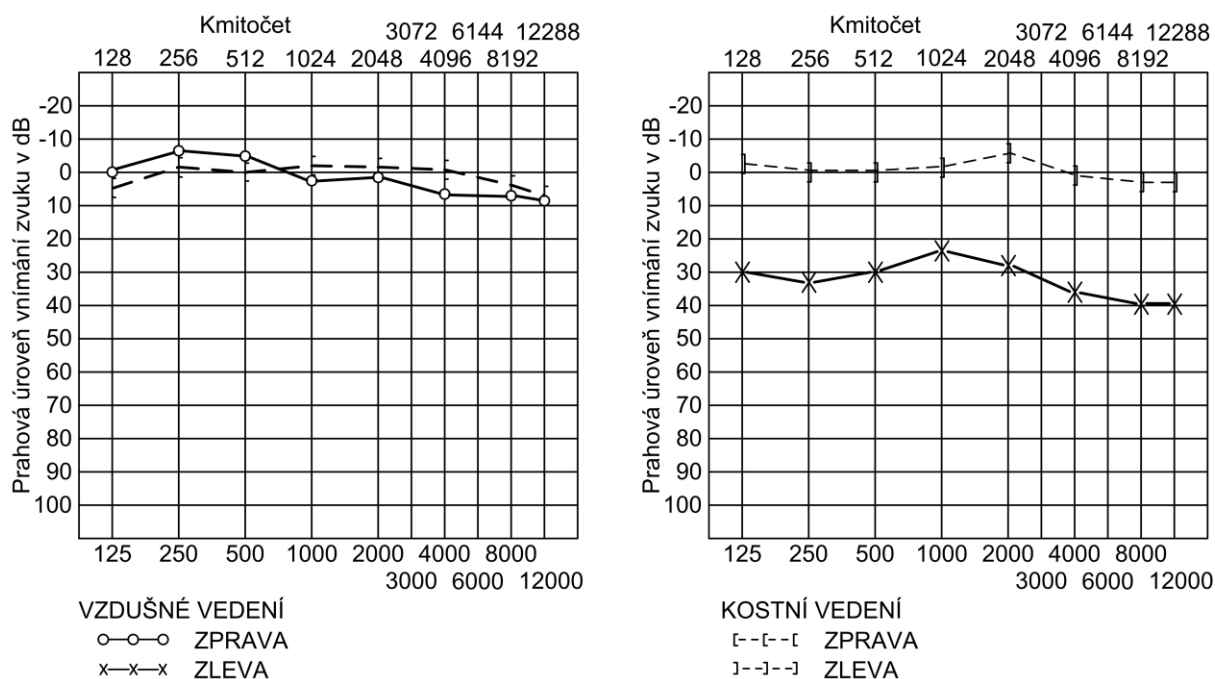
Tónový audiometr

Zvukový audiometr musí zajišťovat generování čistého tónu s nastavením jeho kmitočtu (pevný, proměnný spojitě nebo po skocích), přičemž reprodukce tónu je buď s konstantní úrovní, nebo se hlasitost tónu automaticky mění podle zvoleného programu.

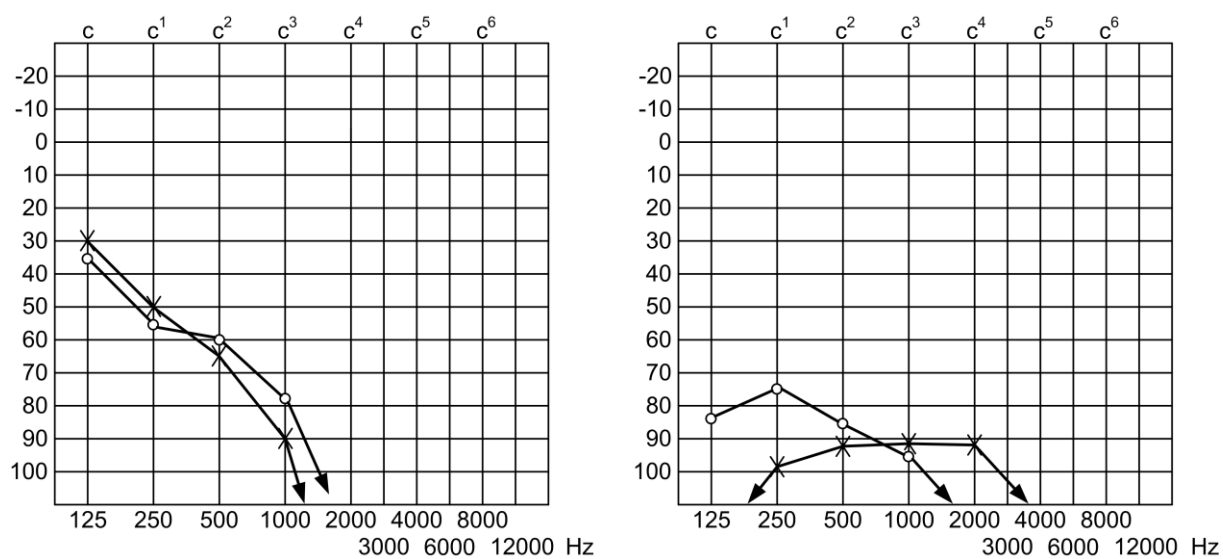
Při zjišťování časových charakteristik sluchového vjemu se nastaví zvolený kmitočet a vyšetřovaná osoba porovnává délku měřicího signálu s délkou referenčního tónu (0,3 – 1 s). Vyšetřovaná osoba má za úkol rozhodnout, kdy posloupnosti impulsů mají stejnou délku.

Audiogram

Audiogramem rozumíme grafické znázornění výsledků prahové slyšitelnosti jednoduchých tónů. Na vodorovné ose jsou kmitočty po oktávách (obvykle od oktávy malé do šestičárkované), na vertikální ose jsou vyznačeny změřené úrovně intenzity zvukového pole (podnětu) obvykle v rozsahu 100 dB až -20 dB. Výsledky pro levé ucho se kreslí modrou čarou, pro pravé ucho červenou čarou. Na jmenovitých kmitočtech se v audiogramu vyznačí symbol – zda se jedná o vzdušné nebo kostní vedení (zprava či zleva). Nejužívanější symboly jsou na Obr. 168.



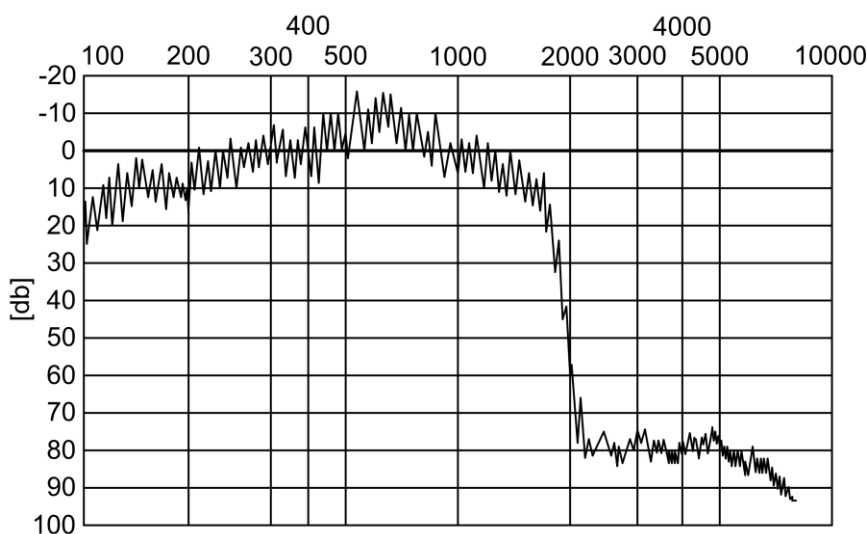
Obr. 168. Příklad audiogramu pro obě uši a oba typy vedení. Vlevo mladý zprava normálně slyšící člověk, vpravo narušení vzdušného vedení zleva.



Obr. 169. Vlevo audiogram oboustranné nedoslýchavosti percepčního typu, vpravo příklad audiogramu hluchoněmého.

Békésyho audiometr

U Békésyho audiometru se intenzita zkušebních tónů postupně mění skokem. U skokové změny kmitočtu se obvykle používá řada těchto sedmi kmitočtů: 500 Hz; 1; 2; 3; 4; 6; 8 kHz. Pacient obvykle poslouchá se sluchátky a manuálně řídí intenzitu zkušebních tónů mezi „SLYŠÍM“ a „NESLYŠÍM“. Kromě toho je možno přepnout smysl změny intenzity. Vnímaná úroveň se registruje v diagramu tak, že se stoupající hlasitostí se pisátko pohybuje směrem dolů. Kmitočet jednotlivého zkušebního tónu zůstává konstantní po dobu trvání zvoleného časového kroku. U kontinuálního Békésyho audiogramu jakmile vyšetřovaná osoba pustí tlačítko, dochází k plynulé změně kmitočtu.



Obr. 170. Příklad audiogramu vyšetření Békésyho audiometrem.

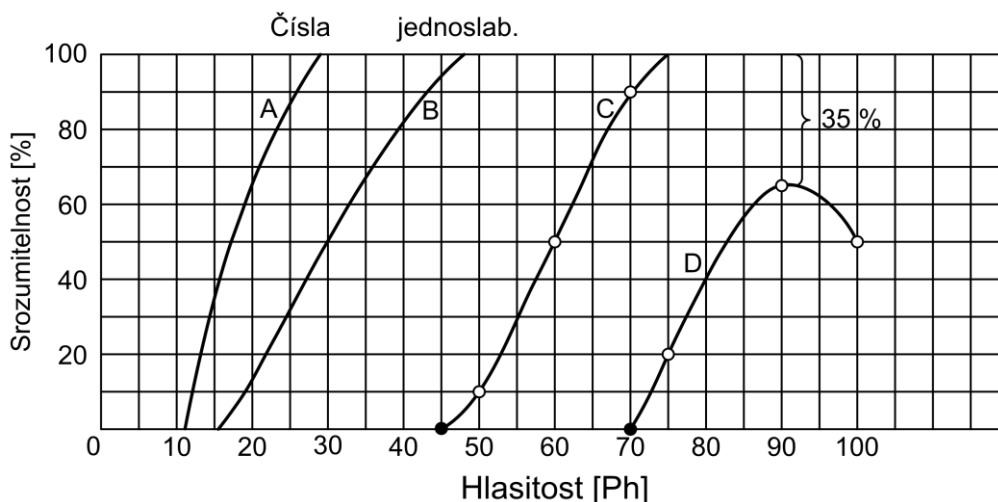
□ Audiometrie řečová

Významným doplňkem předchozích vyšetření je řečová audiometrie. Ze záznamu se reprodukuje foneticky vyvážené prvky řeči (čísla, slabiky, slova, věty) a tak se může současně testovat celá řada osob se sluchátky na uších.

Poměr počtu správně zachycených fonetických prvků k celkovému počtu vyslaných fonetických prvků nazýváme poznatelnost (S). Od této veličiny je nutno odlišit srozumitelnost, která je měřítkem správného porozumění číslům, jednoslabičným slovům, víceslabičným slovům, větám nebo souvislému textu.

Na Obr. 171 platí pro normální sluch křivka A pro číselnou a B pro slovní srozumitelnost.

U převodní vady je odpovídající křivka C posunuta do vyšších hlasitostí. U percepční vady je posuv ještě větší, navíc má křivka menší strmost. V maximu došlo v tomto případě k poklesu srozumitelnosti o 35 %.



Obr. 171. Závislost slabikové srozumitelnosti na hlasitosti.

□ Impedanční audiometrie

U impedanční audiometrie se pomocí elektroakustického můstku na základě dopadajícího a odraženého akustického signálu měří akustická impedance, eventuálně její reálná a imaginární složka (případě jejich změny). K měření akustické impedance se sondou neprodyšně uzavře vnější zvukovod. Vlivem akustického podnětu dochází ke kontrakci třmínkového svalu a napínače bubínku, což vede prostřednictvím změny mechanického odporu systému bubínek-sluchové kůstky ke změně akustické impedance.

Pro klinickou praxi má význam relativní změna akustické impedance vůči klidové hodnotě při změně tlaku vzduchu ve zvukovodu při určité intenzitě dopadajícího zvuku.

Tympanometrie je nepřímá metoda měření poddajnosti bubínku a systému sluchových kůstek za podmínek pozitivního, normálního a negativního tlaku ve zvukovodu.

Tympanogram, který graficky vyjadřuje hodnotu akustické vodivosti (mS) v závislosti na tlaku vzduchu ve vnějším zvukovodu, má v normě svoje maximum při obvyklé hodnotě atmosférického tlaku (odpovídá 0 mm H₂O). Při podtlaku (-) nebo přetlaku (+) dochází k poklesu akustické vodivosti. Ke změně tvaru a polohy tympanogramu dochází:

- u řady onemocnění (např. u akutního zánětu středního ucha, kdy dochází k blokádě Eustachovy trubice),
- u převodních poruch sluchu, je-li poškozen nebo patologicky pozměněn převodní aparát středního ucha. Mezi onemocnění této skupiny náleží otoskleróza.

Impedanční audiometr

Impedanční audiometr se v podstatě sestává ze tří jednotek, které zajišťují následující funkce:

- Generování zvukové vlny dopadající na bubínek. Zvuková vlna se vysílá pomocí malého reproduktoru k bubínku, kde se zvuk částečně absorbuje a částečně odráží.
- Měření odraženého zvuku. Odražená zvuková vlna má za následek zvýšení akustického tlaku v připojeném akustickém vedení.
- Nastavení tlaku vzduchu ve vnějším zvukovodu se uskutečňuje vhodnou pumpou (tlak se měří manometrem). Obvykle je tlak nastavován mezi -400 až +400 mm H₂O (dnešní přístroje umožňují klouzavý „průjezd“ tímto oborem tlaků).

Tympanometrie

Známe-li hodnotu statické akustické impedance při atmosférickém tlaku vzduchu ve vnějším zvukovodu, pak měření s proměnným tlakem vzduchu (tj. při negativních a pozitivních odchylkách) odhaluje řadu patologií.

□ **Akusticky evokované potenciály (AEP)**

Akusticky evokované potenciály jsou biosignály vyvolané vhodným zvukovým nadprahovým stimulem. Podle místa snímání (resp. podle délky sluchové dráhy) je rozdělujeme do pěti hlavních skupin. Jejich přehled uvádí Tab. 16.

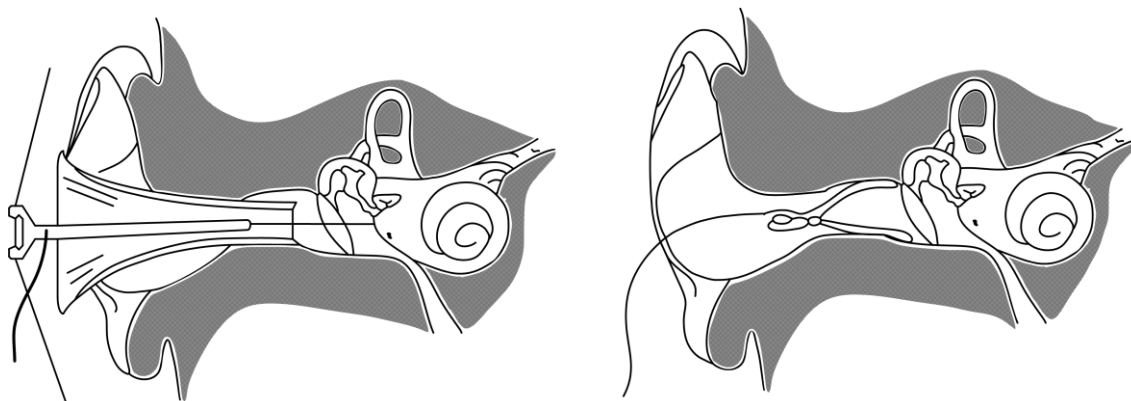
latence ms	odpověď	biosignál
0 – 4	první	Elektrokochleogram, ECochG
10	časná	Kmenové sluchové evokované potenciály, BAEP, BERA
10 – 50	středních latencí	MLR – middle latency response, neurogenní odpovědi z oblasti mozkového kmene
50 – 300	pomalé korové odpovědi	SAEP – slow ocoustic evoked potentials, slow corticals waves
300 – 600	pozdní korové odpovědi	Odpovědi z korové projekční a asociační oblasti

Tab. 16. Rozdělení akusticky evokovaných potenciálů dle latence.

V oblasti kochley se v podstatě bez zpoždění vytváří výchylkami zevních vláskových buněk kochleární mikrofonní potenciál CM. Ve vnějších i vnitřních vláskových buňkách po celou dobu stimulace vzniká druhá složka presynaptického potenciálu – sumační potenciál SP, který má polaritu variabilní a na rozdíl od CM je jeho amplituda závislá na intenzitě podnětu. Při zvukové stimulaci se posléze aktivizuje sluchový nerv, a tak dochází ke vzniku akčního potenciálu sluchového nervu APOD. V klinické praxi se z oblasti hlemýždě snímá elektrokochleogram (ECochG).

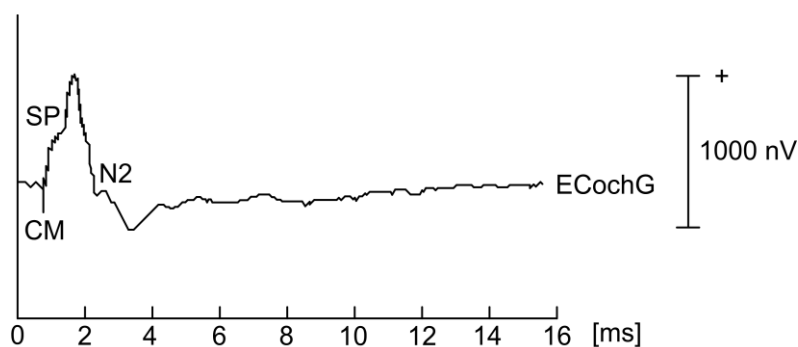
Elektrokochleogram (EcochG)

Elektrokochleogram (sestavající z uvedených třech složek CM, SP a AP) se snímá pomocí mikroelektrody. U transtympanální techniky (viz Obr. 172) je aktivní mikroelektroda umístěná v promontoriu, tj. v blízkosti receptorů Cortiho orgánu. Tento invazivní test vyžaduje anestézii d (perforace bubínku), avšak snímaná amplituda akčního potenciálu je asi 3x vyšší než u extratympanální techniky (viz Obr. 172). U této neinvazivní techniky je snímací elektroda v blízkosti bubínku ve vnějším zvukovodu. Výhodou ECochG je možnost hodnotit sluchové vady jak percepční tak převodní, přičemž je hodnověrné monaurální vyšetření.



Obr. 172. Snímání EcochG. Vlevo transtympanální technika. Vpravo extratympanální technika.

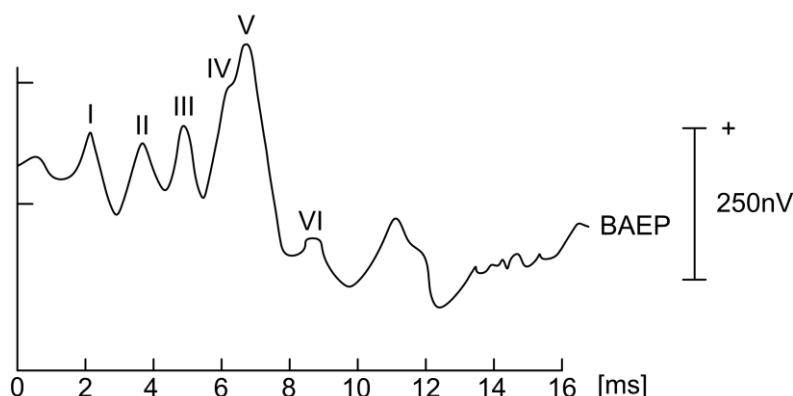
Pro odpověď se obvykle používá akustický impuls, případně i krátké tónové impulsy 1, 2, 4, i 8 kHz. Typický průběh ECochG je na Obr. 173. Se vzrůstající intenzitou podnětu stoupá amplituda první negativní vlny N1. Se vzrůstající intenzitou podnětu se objevuje i druhá negativní odpověď N2. S ohledem na nízkou dynamiku je celkový počet podnětů obvykle až 1000, aby se vhodnou kumulační metodou zlepšila dynamika ECochG.



Obr. 173. Typický průběh elektrokochleogramu.

Audiometrie mozkového kmenu (kmenové vyvolané sluchové potenciály)

Vyšetřování kmenových vyvolaných sluchových potenciálů je dnes na ORL klinických pracovištích důležitou diagnostickou metodou, neboť umožňuje objektivně zjistit řadu příčin sluchových poruch. Podnět je většinou monaurální stimul. Při rychlém sledu stimulů se získá spolehlivější odpověď s větší amplitudou. Úroveň odpovědi je však obvykle nízká (často i méně než $0,1 \mu\text{V}$). Snímání se obvykle provádí pomocí tří povrchových elektrod. Jedna je umístěna na vrcholu hlavy (vertex) nebo ve středu čela. Druhá elektroda je připevněna buď na bradavkovém výběžku spánkové kosti (mastoid) nebo na ušním lalůčku na stimulované straně. Třetí elektroda je umístěna na opačném mastoidu případně na ušním lalůčku.



Obr. 174. Příklad kmenové sluchové evokované odpovědi BAEP (BERA).

Kortikální vyvolané sluchové potenciály

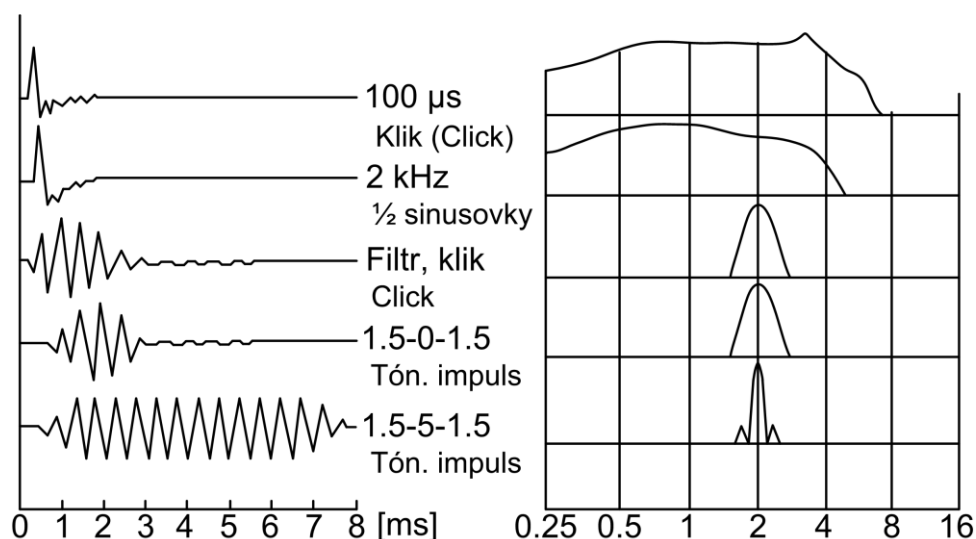
V tomto případě se registrují mozkové proudy, které jsou odpovědí na totální podnět úrovně 75 eventuálně 80 dB SPL (nebo bílého šumu stejné intenzity). Korové sluchové evokované potenciály se podle latence obvykle rozdělují do dvou skupin (viz Tab. 16 výše). Snímací elektroda (elektrody) jsou na skalpu.

Audiometrie korové odezvy prověřuje celou sluchovou dráhu, vyšetření je neinvazivní a je kmitočtově specifické. Nevýhodou této metody je její velká citlivost na spánek a anestézii. Metoda je nespecifická pokud jde o topologickou diagnostiku. Ke změnám zpoždění korových odpovědí dochází např. u tumorů mozečku a mozečkového kmene, u mentálních poruch, vývojových vad, u mnohých chromosomálních aberací a při úrazech hlavy.

□ Otoakustické emise

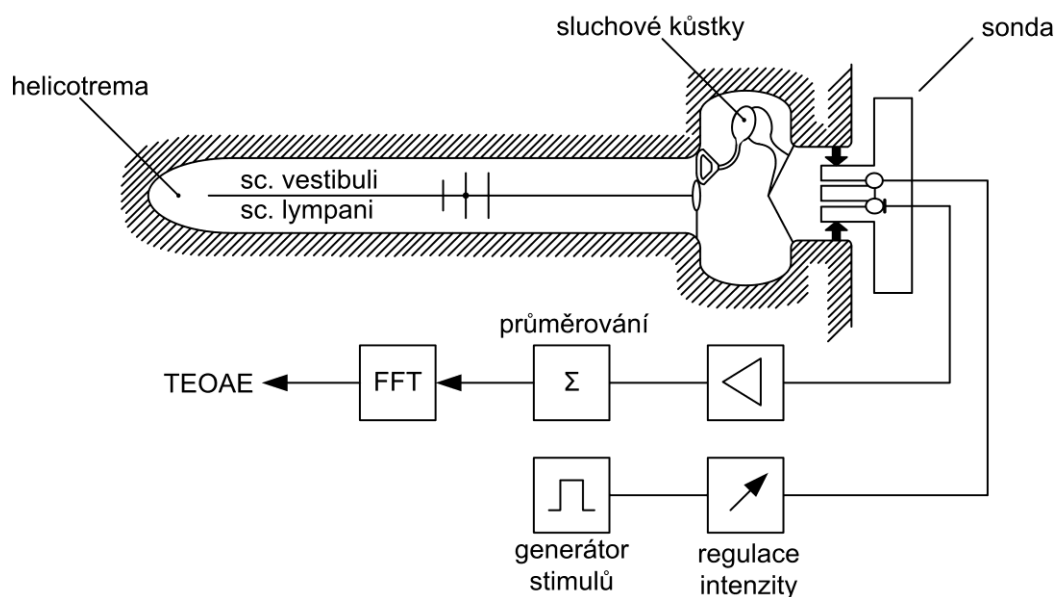
David Thomas Kemp po stimulaci sluchového orgánu krátkými přerušovanými akustickými podněty s určitou latencí citlivým miniaturním mikrofonom (umístěným ve vnějším zvukovodu) zaregistroval vyzařovanou akustickou odpověď. Tyto otoakustické emise pravděpodobně vyvolávají zevní vláskové buňky Cortiho orgánu.

Objev otoakustických emisí je velmi důležitý vzhledem k tomu, že se jedná o jednoduchou neinvazivní metodu, která poměrně rychle umožňuje rychlé vyšetření sluchu. Základní tvary akustických stimulů jsou znázorněny v levé části Obr. 175 (vpravo jsou příslušná Fourierova spektra).



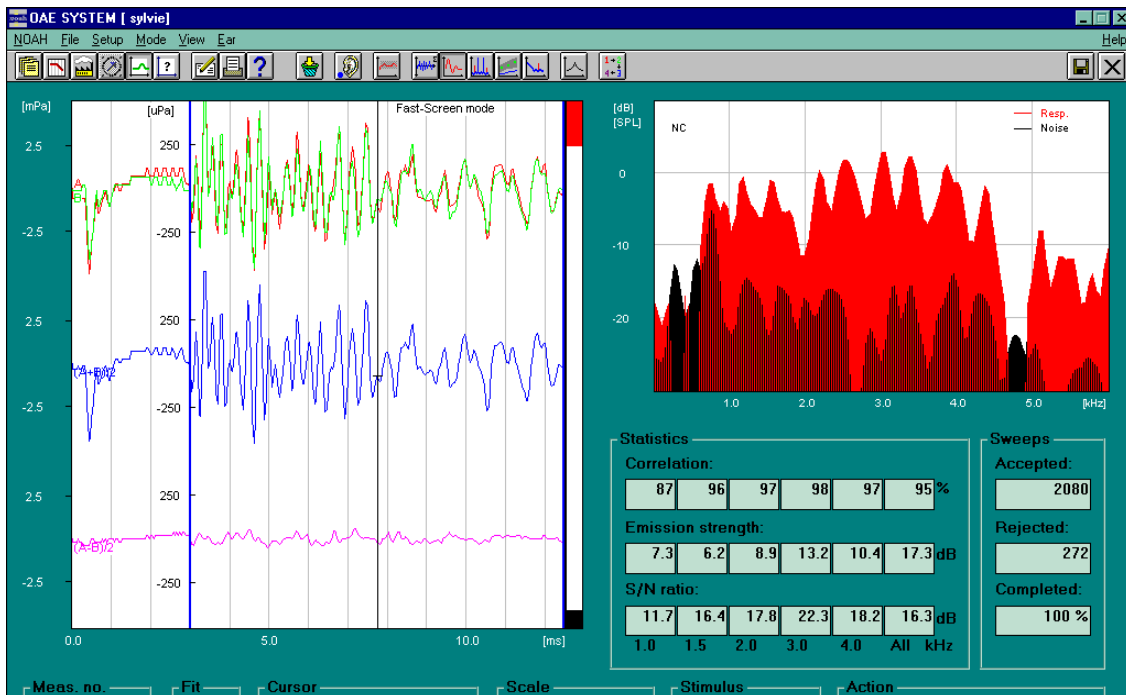
Obr. 175. Základní akustické stimuly a jejich Fourierova spektra.

Otoakustické emise evokované uvedenými krátkými akustickými impulsy se označují TEOAE (Transient Evoked Otoacoustic Emission). Koncepce jejich měření je znázorněna na Obr. 176. Lze je vyhodnocovat téměř u všech normálně slyšících lidí, i když dominantní postavení mají v pediatrii a zejména u novorozenců. Po stimulaci se po určité latenci (5 – 20 ms) snímají. Intenzita stimulu je tudíž velmi nízká (obvykle 10 dB peSPL).

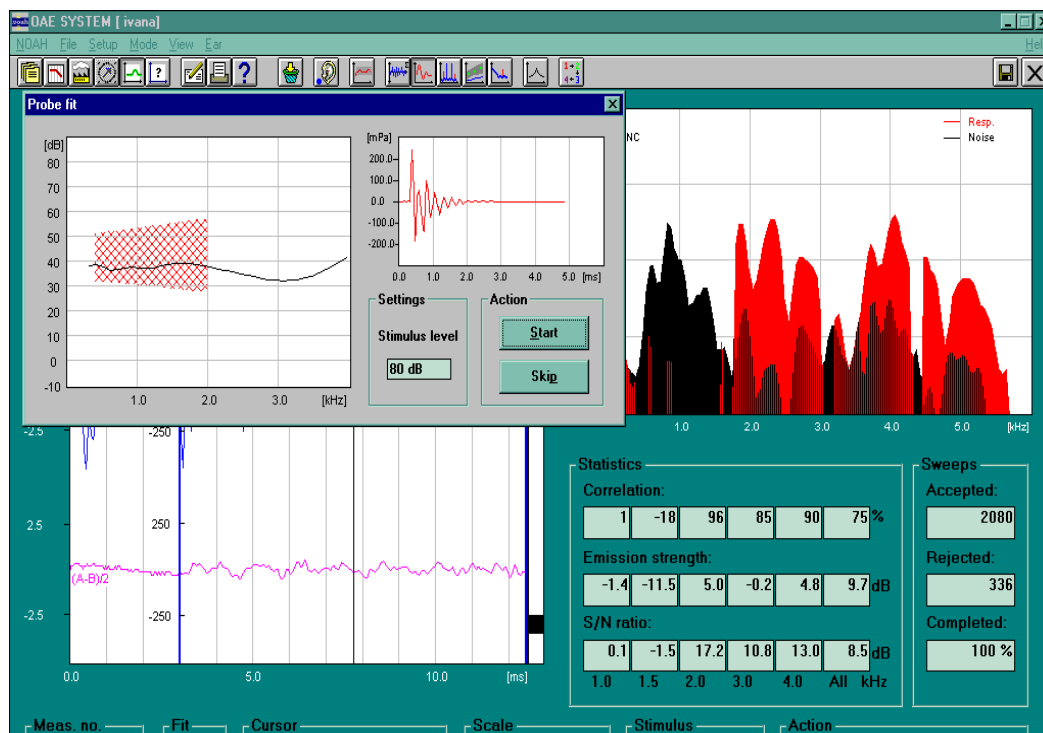


Obr. 176. Blokové schéma měření TEOAE.

Pro počítačové zpracování otoakustických emisí se signál z mikrofону (po zesílení a průměrování) obvykle vzorkuje se vzorkovacím kmitočtem 25 kHz.



Obr. 177. Příklad vyšetření výbavných otoakustických emisí.



Obr. 178. Příklad vyšetření nevýbavných otoakustických emisí s ověřením správného umístění sondy ve zvukovodu.

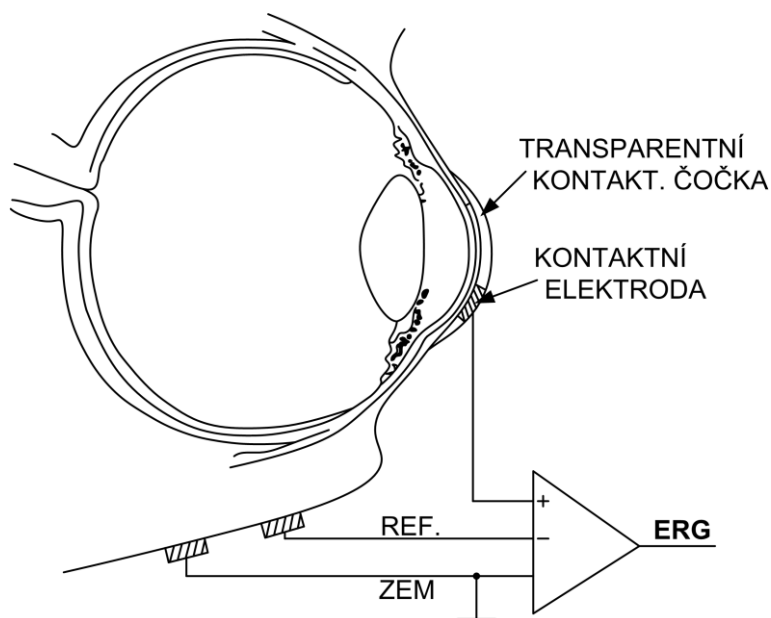
Zrakové ústrojí a jeho biosignály

Informaci o činnosti zrakového systému lze získat z průběhu elektrických signálů generovaných v různých částech zrakové dráhy elektrofyziologickými vyšetřovacími metodami.

□ Elektroretinografie (ERG)

Pomocí mikroelektrod je možné v oční kouli změřit stejnosměrný potenciál mezi rohovkou a mnohem zápornější sítnicí. Tento potenciál je vytvořen především v důsledku regulace přechodu iontů z cévnatky k fotoreceptorům. Výsledkem pohybu iontů vzniká tak mezi cévnatkou a sítnicí stálý elektrický potenciál (klidový potenciál), který není závislý na pohybu oka. Mění se ale při změně úrovně adaptace.

Při snímání lidského elektroretinogramu (ERG) je vyšetřovací elektroda umístěna buď na vnitřním povrchu sítnice nebo častěji na rohovce. Např. vyšetřovací elektroda zhotovená z Ag/AgCl je na oko přiložena ve speciální kontaktní čočce (viz Obr. 179). Takové kontaktní čočky, aby měly dobrý elektrický kontakt s rohovkou (která je velmi tenká) a jejím prostřednictvím s nitrooční tekutinou oka, mívají slanou výplň.

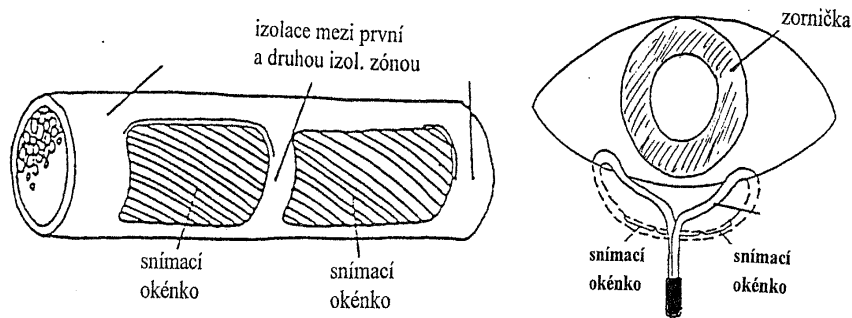


Obr. 179. Princip snímání ERG.

Druhým způsobem (používaným např. v Hradci Králové prof. Peregrinem a spolupracovníky) je speciální přísavná elektroda. Vztažná (indiferentní) elektroda je umístěna buď na spánku, čele, nebo na ušním lalůčku.

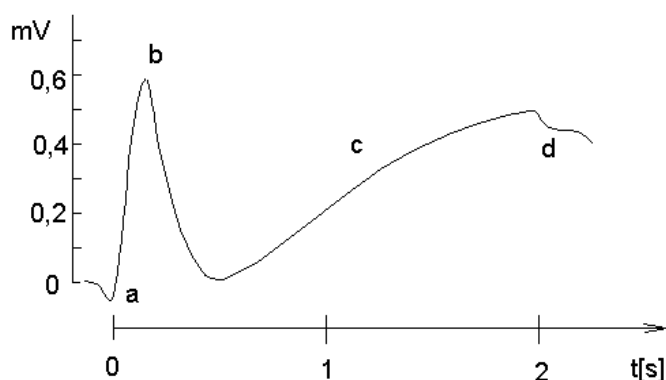
Vysokou úroveň snímacího signálu zajišťuje zlatá fólie připevněná ke spodnímu víčku tak, aby byla v kontaktu s rohovkou. Nevýhodou je křehkost – tu odstraňuje řešení naznačené na Obr. 180.

Tato elektroda, která se nechá snadno formovat podle tvaru vyšetřovaného oka, je tvořena velkým množstvím vláken (ze zlata, stříbra nebo platiny). Celý úsek mikro vodičů je izolován tenkou teflonovou vrstvou mimo dvě pravouhlá okna.



Obr. 180. Přísavná elektroda pro snímání ERG.

Podle toho, je-li oko adaptované na tmou nebo na světlo, rozlišujeme **skotopický** (tyčinkový) a **fotopický** ERG (čípkový). Čtyři nejčastěji identifikovatelné složky ERG signálu (které jsou společné pro většinu obratlovců) označujeme jako vlny a, b, c, d (viz Obr. 181).



Obr. 181. Křivka ERG.

Počáteční a a b vlny jsou kombinací potenciálů fotoreceptorů sítnice, potenciálních příspěvků vytvářených proudem K^+ iontů. K podobnému zvýšení metabolické aktivity tyčinek a čípků dochází při terapeutických dávkách ultrazvuku.

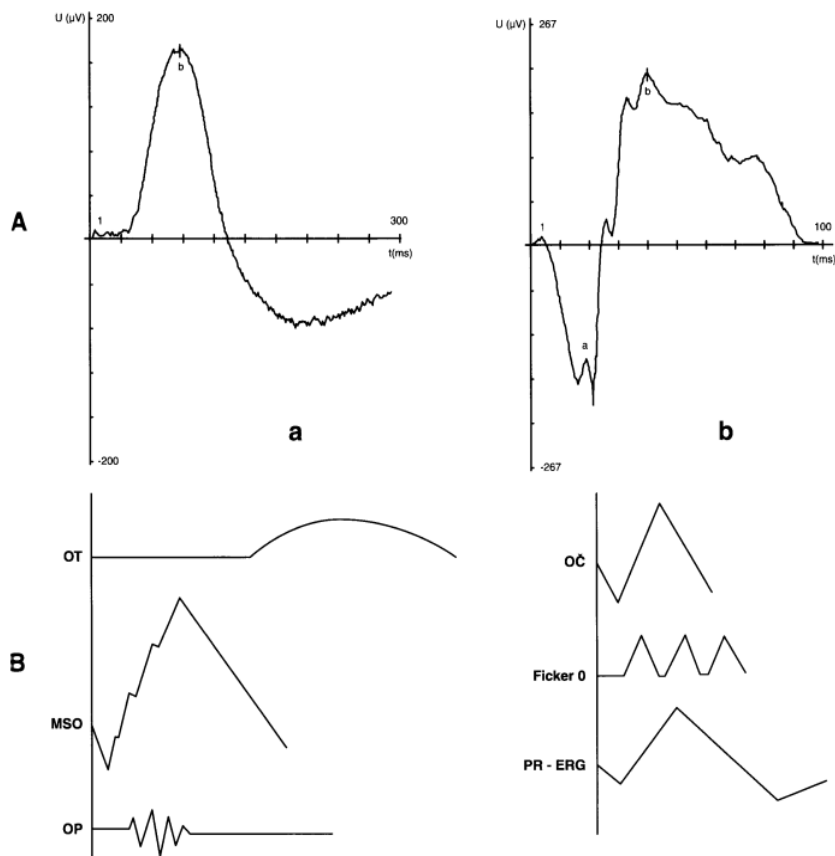
Fotostimulace je obvykle monokulární, tj. druhé oko je zakryto. Při 30 Hz opakovacím kmitočtu záblesků je amplituda vln zábleskového ERG (nazývaného někdy AC-ERG) vyšší než u D-ERG, u kterého je stimulace vytvářena jediným zábleskem. Tyto odchylky jsou zejména patrné u různých degenerativních onemocnění sítnice.

Je-li fotopický ERG snímán (po 10-minutové adaptaci na tmou) přes celé 24-hodinové období u vlny b dochází k významným změnám. V noci byl vrchol vlny b více zpožděn (o 20 – 40 %) oproti vrcholu vlny ve dne. Tyto rozdíly vysvětlují fyziologové aktivací fotoreceptorů tyčinkového typu v noci.

Zábleskový ERG osob krátkozrakých (myopie) má amplitudu vln a a b významně menší než mají osoby s normálním zrakem. Pokud je krátkozrakost nižší, nedochází ke zpoždění vln a, b. Patologická redukce čípků ve žluté skvrně se projeví silnou

krátkozrakostí a v tomto případě kromě snížení amplitudy vln a, b dochází navíc k prodloužení jejich časového zpoždění.

Během anestézie se výrazně zvětšuje zpoždění vln a a b, přitom se navíc redukuje amplituda vlny a (kdežto u vlny b se amplituda nemění).



Obr. 182. Záznamy elektroretinografie:

(A) a) skotopický (tyčinkový) ERG oka adaptovaného na tmu, b) fotopický ERG, maximální odpověď čípků i tyčinek s oscilačními potenciály na vzestupném rameni vlny b,

(B) a) adaptace na tmu: OT – odpověď tyčinek po 20 – 30 minutách adaptace na tmu, MSO – maximální skotopická odpověď, OP – skotopický oscilační potenciál, b) adaptace na světlo: OČ – odpověď čípků, Flicker O – flicker odpověď, PR – ERG – odpověď na strukturovaný podnět.

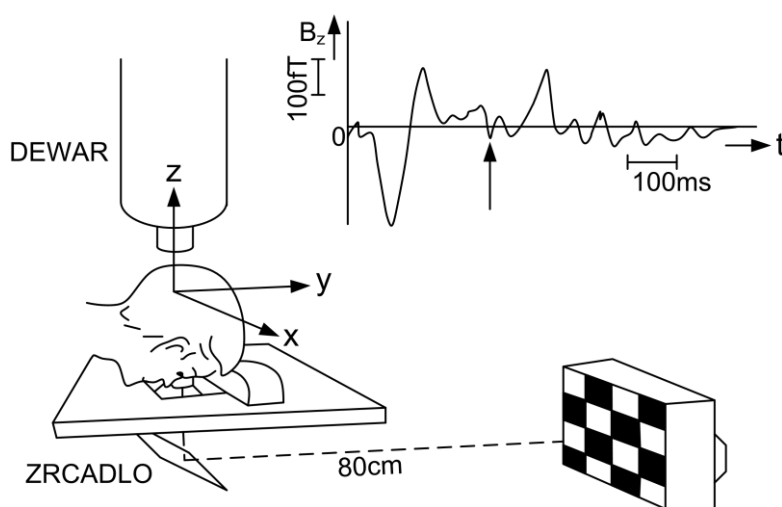
Mikroelektroretinogram (μ ERG)

Zábleskový ERG reprezentuje potenciál sítnice snímaný po stimulaci celé sítnice. Použije-li se však v úloze stimulačního zdroje světla (v omezeném oboru vlnových délek) luminiscenční dioda, je možno zvoleným řídicím napětím získat požadovaný tvar světelného stimulu. Navíc vhodným světlovodem je možno stimulovat jen malou zvolenou oblast sítnice. Za uvedených podmínek sejmutý elektroretinogram se označuje μ -ERG. Používaný světelný podnět má nízkou úroveň jasu, takže μ -ERG je také možné použít k určení kmitočtové charakteristiky zraku.

Elektroretinogram na šachovnicové reverzní podněty (P-ERG)

V letech 1964 – 66 P. E. Johnson a L. A. Riggs se spolupracovníky popsali metodu, jak získat lokální ERG z různých míst sítnice tím, že na sítnici vytvořili obraz prostorově strukturovaného světelného podnětu (např. šachovnicové pole nebo pole složené z černých a bílých pruhů). V pravidelných časových intervalech se tmavá místa stávají bílými a naopak. Vlastním stimulem je tato reversace. Metoda eliminuje problém rozptýleného světla. Tento typ elektroretinogramu se označuje P-ERG (pattern – elektroretinogram).

Fotostimulace je obdobně jako u zábleskového ERG monokulární. Snímací kontaktní přísavnou elektrodu umístili na znečitlivěné temporální bulbární spojivce. Indiferentní elektroda je obvykle na kůži 3 cm laterálně od zevního koutku stimulovaného oka. Jako zdroj šachovnicově strukturovaných světelných podnětů je obvykle používán televizní monitor. Velikost čtverců šachovnice se používá volitelná (Obr. 183).



Obr. 183. Princip P-ERG.

P-ERG může být použit jako test pro včasnou diagnostiku chronického glaukomu s otevřeným úhlem. Je dobrá korelace mezi amplitudou P-ERG a difusními a lokalizovanými změnami v zorném poli. Tyto změny se objevují zejména v okolí slepé skvrny, které s ní později splynou. Všeobecně dochází u glaukomatiků k progresivnější redukci amplitudy P-ERG se zmenšováním čtverců šachovnice.

K redukci amplitud vlny P-ERG dochází také u osob s vyšším nitroočním tlakem, při atrofii zrakového nervu, u Alzheimerových pacientů apod. Všeobecně je možno říci, že P-ERG může objektivně prokázat onemocnění zrakového nervu a gangliových buněk.

ERG	vlna a	vlna b	fyziologická příčina
Supernormální	zvětšená	zvětšená	Intoxikace, hypoxie, metabolické poruchy
Subnormální	zmenšená	zmenšená	Dystrofické změny sítnice, cévnatky, chronická cévní insuficience
Plus negativní	zachovaná	zmenšená do izolinie	Akutní cévní insuficience
Minus negativní	zachovaná	zmenšená pod izolinii	Akutní cévní insuficience
Nevýbavný	minimální až zaniklá	minimální až zaniklá	Těžké inverzibilní změny ve fotoreceptorech a jiných buňkách sítnice

Tab. 17. Klasifikace abnormálních ERG.

□ Vizuální evokované potenciály (VEP)

Evokované potenciály zrakové patří v neurologii k novým, neinvazivním vyšetřovacím metodám, které vycházejí z elektroencefalografie. EEG je záznamem spontánní aktivity mozku, evokované potenciály obsahují navíc odpověď na příslušnou senzorkou stimulaci. Registraci umožnila teprve počítačová technika, která ze záznamů uložených v paměti dokáže technikou elektronického zprůměrnění získat výslednou stopu bez průvodních šumů. Využívá při tom fakt, že elektrická odpověď přichází ve stabilním časovém intervalu po podnětu.

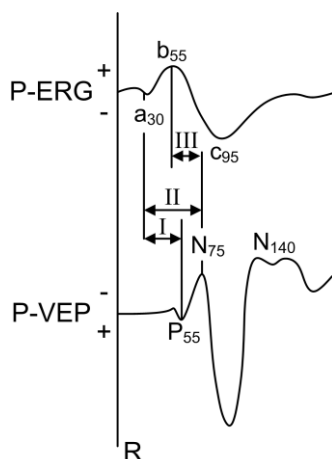
Vizuální evokované potenciály lze vybavit jak světelným zábleskem, tak pravidelnou reverzací strukturovaných zrakových podnětů, většinou černobílých šachovnicových polí. Na rozdíl od předchozích metod, pomocí tohoto vyšetření sledujeme funkci zrakového nervu. Hlavním přínosem metody je testování zrakových funkcí v případech, kdy s nemocným chybí dostatečný kontakt, např. pacienti v bezvědomí, narkóze, monitorování během operačních výkonů apod.

Zrakové vyvolané odpovědi mozku na strukturované světelné podněty (P-VEP)

Používají se u této metody v podstatě stejné podněty jako při měření P-ERG. Snímání evokovaných potenciálů – obvykle se označují P-VEP (pattern – visual evoked potential) se obvykle uskutečňuje povrchovými elektrodami Ag/AgCl rozmístěnými EEG elektrod. Snímání je buď unipolární (kdy indiferentní elektroda je např. na ušním lalůčku) nebo bipolární (nejčastěji jsou elektrody umístěny v polohách O₁, O₂, P₂, P₃, P₄).

Amplituda napětí P-VEP je malá (0,3 – 20 μ V) a je závislá na úhlové velikosti podnětu, velikosti čtverců použitých v šachovnici, jejich kontrastu a průměrném jasu podnětu. Obecně se stoupajícím jasnem podnětu se zkracuje zpoždění a zvětšuje amplituda P-VEP. Poněvadž jednotlivé P-VEP mají v porovnání se základním EEG (na které se superponují) velmi malou amplitudu, pak je zapotřebí poměrně mnoho opakujících se podnětů, aby bylo možno s použitím vhodného algoritmu oddělit P-VEP od nativního EEG.

Každé oko se pomocí P-VEP testuje separátně (monokulární test). Opakovací kmitočet stimulů je obvykle 10 Hz. Pro klinickou praxi mají jistý význam hodnoty tzv. retinokortikálních časů. Stanoví se ze současného záznamu P-ERG a P-VEP na šachovnicově strukturovaný zrakový podnět. Vrcholy vln P-ERG se označují malými písmeny s indexy, které vyjadřují zpoždění v ms od okamžiku reverzace. Korové odpovědi P-VEP mají pozitivní vrcholy označené písmenem P, negativní vrcholy jsou označeny písmenem N. Indexy u těchto písmen opět vyjadřují latenci příslušné vlny v ms (oproti reverzaci).



Obr. 184. Tři nepoužívanější retinokortikální časy (retino – cortical time, RTC):

$$I = P_{55} - a_{30}, II = N_{75} - a_{30}, III = N_{75} - b_{55}.$$

Tyto retinokortikální časy v podstatě reprezentují čas, který uplyne od stimulace sítnice do aktivace neuronů v korovém zrakovém ústředí. Hodnota (průměrného) III. retinokortikálního času je $21,20 + 5,18$ ms. P-VEP potenciály se u řady očních chorob výrazně mění (např. při atrofii očního nervu). V řadě případů existuje vysoký stupeň korelace mezi změnami P-VEP a ostrostí vidění, s velikostí zrakového pole, barevným vnímáním a kontrastní citlivostí zraku. Jejich včasná diagnostika je důležitá zejména u dětí předškolního věku a k objektivnímu hodnocení zraku je v těchto případech vhodná právě P-VEP technika.

Monochromatické stimuly se stejnou energií, ale různých vlnových délek, vyvolávají P-VEP s různými odchylkami, které je možno medicínsky využít (např. pro objektivní posouzení poruch barvocitu nebo v pracovním lékařství).

□ Elektronystagmografie (ENG)

Elektronystagmogram je záznam EOG signálu, vybuzený drážděním rovnovážného vestibulárního systému člověka. Využívá se skutečnosti, že výstup z receptorů umístěných ve vestibulárních kanálcích má vliv i na aktivitu okohybných svalů. Dráždění může být mechanické (otáčením, kýváním hlavy či celého těla), termální, stejnosměrným elektrickým proudem. Díky buzení dosahuje frekvenční pásmo ENG signálu až k 2 kHz, rozsah napětí zůstává stejný, jednotky mV.

□ Elektrokulografie (EOG)

Elektrokulogram je záznam změn elektrického napětí vyvolaných spontánním nebo řízeným pohybem oka. Tyto změny vyplývají z rozložení stejnosměrného elektrického potenciálu v oku - rohovka oka má kladnější potenciál než sítnice v zadní části oka (rozdíl potenciálů je asi 9 – 12 mV) a při pohybu oka se přitočením či odvrácením částí oka s různým potenciálem k snímacím elektrodám mění elektrický potenciál i v místě elektrod.

Více o metodě EOG je uvedeno v kapitole 7 těchto skript (viz Elektrokulografie (EOG))

□ Oční pohyby

Poloha každého očního bulbu je výsledkem působení stále napjatých elastických okohybných svalů. Oko není nikdy naprosto v klidu, při fixaci rozlišujeme tři druhy pohybů:

- **drift** je pomalý klouzavý pohyb oka, kdy se během až 200 ms vychýlí zraková osa maximálně až o 6°. Obraz se tak na sítnici posune v rozsahu 10 – 15 čípků a nedostane se tudíž mimo foveu. Každé z očí vykonává drift nezávisle a asymetricky,
- **mikrosakády** jsou nepravidelně se vyskytující rychlé pohyby oka (vůlí neovlivnitelné) s amplitudou 2 – 50' s trváním 10 – 20 ms. Zřejmě jedním z důležitých úkolů mikrosakád je vracet zrakovou osu zpět do základního postavení,
- **tremor** (oční třes) má nejmenší amplitudu (20 – 30"), ale značnou frekvenci. Kmitočet tremoru f_t může ležet v oboru 60 – 130 Hz.

V beztlížném stavu toto nepostřehnutelné jemné chvění očí – tremor – probíhá plynuleji a efektivněji. Proto se výkon zraku i z tohoto důvodu ve vesmíru podstatně zvyšuje (např. kosmonauti rozeznávají lodě a nákladní vlaky ještě ze vzdálenosti 150 km).

Mnohem výraznější než tremor jsou **velké oční pohyby**. Náleží sem **sakády** (konjugované volní oční pohyby, kdy zrak prohlíží zorné pole), které následují vždy s odstupem nejméně 150 ms.

Fixuje-li se nepohyblivý předmět a současně se posouvá hlava sledujícího, pak jeho oči vykonávají sledovací pohyb ve směru opačném proti pohybu hlavy. Směr a velikost sakád lze ovlivnit vůlí (např. při čtení). Sakády se střídají s obdobími fixace.

Sledovací pohyby očí (nejsou ovlivnitelné vůlí) se vyskytují v případě, že v zorném poli se pohybuje zrakový předmět určitou rychlostí.

K registraci velkých očních pohybů je možno použít metody snímání EOG potenciálů (rozlišovací schopnost je asi 1 – 2°). Malé i velké pohyby očí lze též zjistit změřením změn magnetických polí v jejich blízkém okolí případně analýzou obrazu očí (který lze získat vhodným televizním systémem).

□ Oftalmologická technika

Oftalmologické pomůcky a přístroje pro subjektivní vyšetřování:

- OPTOTYP – obrazce nebo znaky pro stanovení zrakové ostrosti oka.
- BRÝLOVÁ SKLA – ke korekci krátkozrakosti a dalekozrakosti oka.
- PERIMETR – přístroj k vyšetřování zorného pole a periferního vidění.
- HESSŮV ŠTÍT – slouží ke stanovení poruch svalové rovnováhy, hybnosti a pohyblivosti.

Oftalmologické pomůcky a přístroje umožňující objektivní měření při vyšetřování:

- OFTALMOSKOP – přístroj k vyšetření vnitřních struktur oka (očního pozadí). Jedná se prakticky pouze o orientační prohlédnutí sítnice.
- ŠTĚRBINOVÁ LAMPA – umožňuje stereoskopické vyšetřování přední části oka a očního pozadí (v principu kvalitní oftalmoskop).
- RETINOFOT – zařízení k fotodokumentaci zadního segmentu oka - sítnice.
- REFRAKTOMETR – měření velikosti ametropie (myopie - krátkozrakost, hypermetropie - dalekozrakost).
- OFTALMOMETR – měření poloměru křivosti přední plochy rohovky.
- OFTALMOTONOMETR – k měření nitroočního tlaku.
- ADAPTOMETR – k vyšetření světlocitu oka a pro diagnostiku šerosleposti.
- TROPOSKOP – k diagnóze a léčení všech poruch binokulárního vidění (např. šilhání).

Oftalmologické přístroje k měření optických parametrů bez přítomnosti pacienta:

- FOKOMETR – měří optickou mohutnost a vrcholovou lámavost brýlových skel.
- SFÉROMETR – měří poloměry zakřivení ploch brýlových skel.

□ Metody vyšetření zraku

Vyšetření zrakové ostrosti (vizus)

Centrální zraková ostrost (vizus) do dálky je vyšetřována na optotypech ve vzdálenostech 5 nebo 6 m. Optotypy (viz Obr. 185) jsou různého typu: Snellenovy (písmena), Pflügerovy háky, Landoltovy prstence. Hodnoty centrální zrakové ostrosti do dálky, zjištěné na optotypech, vyjadřujeme zlomkem nebo desetinným číslem. Centrální zraková ostrost do blízky je testována ze vzdálenosti cca 30 cm pomocí Jaegerových tabulek. Velikost písma J (Jaeger) = 6 odpovídá velikosti běžného tisku.



Obr. 185. Optotyp s podsvíceným displejem.

Vyšetření zorného pole (perimetrie)

Perimetrie je určena k hodnocení periferního, nepřímého vidění. Je základní vyšetřovací metodou sloužící k určení rozsahu a citlivosti zorného pole. Perimetrie vyžaduje přesné a výkonné přístrojové vybavení.

Při vyšetření je potřebná velmi dobrá spolupráce pacienta. Během vyšetření pacient pohledem fixuje střed bílé polokoule a určuje, kdy je schopen postřehnout světelnou značku, která během vyšetřování mění svoji intenzitu a polohu.

- Kinetická (isopterová, topografická) perimetrie.
- Statická (profilová, kvantitativní) perimetrie.
- Počítačová (automatická, programovaná) perimetrie.

Přínos počítačové perimetrie (viz Obr. 186) vede mnohdy k tomu, že jsou ostatní starší metody vyšetření opomíjeny. To je mnohdy chybné z několika důvodů. Hodnocení výsledků použitím kinetické perimetrie je mnohdy čitelnější a přesvědčivější, dále osobní kontakt lékaře při kinetické perimetrii prozradí o pacientovi více než přesnější nález počítače apod.



Obr. 186. Vyšetření zorného pole počítačovým perimetrem OCTOPUS 500 EZ.

Vyšetření očního pozadí (oftalmoskopie)

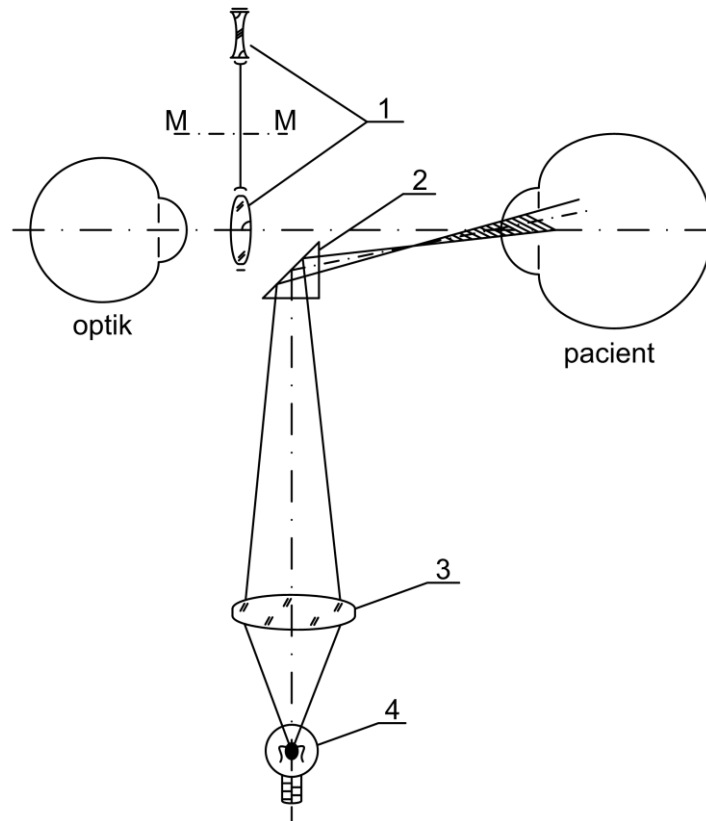
Slouží k vyšetření očního pozadí tzv. fundu, který se skládá ze sítnice, zračkového disku a krevních cév. Sleduje se při ní terč zračkového nervu a posuzuje jeho případné postižení, které často o několik let předchází poruchám zraku způsobeným glaukomem.

Moderní elektrické oftalmoskopy (viz Obr. 187) jsou velmi výkonné, mají vestavěn intenzivní zdroj světla, optiku s předsádkami čoček, jež korigují případnou refrakční vadu pacienta i lékaře, sady různých filtrů, jež mění vlnovou délku i šíři a intenzitu světelného kužele a tím i velikost osvětlené plochy apod. Tyto přístroje umožňují vyšetřit oční pozadí.



Obr. 187. Oftalmoskop Heine DO Mini 3000. (Zdroj: SIGHTREACH® SURGICAL).

Optik se dívá do pacientova oka, přičemž optická soustava pacientova oka pracuje jako lupa, která zvětšuje obraz jeho sítnice 15x. Není-li do oka pacienta přiváděno žádné světlo, jeví se pozadí oka úplně tmavé a optik pacientovu sítnici nevidí. Mezi pacientovo a optikovo oko se proto vkládá rovinné nebo duté zrcátko s malým kruhovým otvorem. Je-li sítnice pacientova oka dobře osvětlena, pak optik vidí zřetelně zvětšený a do červena zabarvený obraz sítnice se všemi jejími detaily.



Obr. 188. Princip oftalmoskopu: 1 – optická soustava, 2 - hranol, 3 - kondenzor, 4 - žárovka.

Přímá oftalmoskopie:

- optik pozoruje přímo sítnici,
- vyšetření probíhá v zatemnělé místnosti,
- z oftalmoskopu je promítán světelný paprsek skrz pupilu tak, aby byla viděna zadní část očního bulbu,
- touto metodou můžeme pozorovat jen nepatrnou část sítnice, ale při velkém zvětšení,
- vyšetření trvá 3 až 5 minut a vyšetřuje se každé oko zvlášť,
- výhody: jednoduchost, velké zvětšení, dobrá světelnost,
- nevýhoda: malé zorné pole.

Nepřímá oftalmoskopie:

- sítnice pacientova oka se nejdříve zobrazí vhodnou optickou soustavou před jeho oko, kde je teprve pozorována,
- obraz sítnice pacientova oka je převrácený - metoda převráceného obrazu,
- metoda využívá jednoduché čočky, která se umísťuje do malé vzdálenosti před pacientovo oko,

- rukou v níž optik drží čočku před pacientovým okem, se opírá o čelo pacienta vzdálenost středu pupily pacientova oka a čočky = 10 cm,
- použité světlo je jasnější,
- vyšetření trvá asi 5 až 10 minut,
- výhoda: pozorujeme velkou část sítnice.

Oční pozadí (viz Obr. 189 vpravo) lze také vyšetřovat binokulárním mikroskopem štěrbinové lampy (viz Obr. 189 vlevo) pomocí Hrubého čočky (-30 D), kontaktní čočky pro oční pozadí (zvětšení 10x), Goldmannovy kontaktní čočky s třemi zrcadly o síle 78 – 90 D.



Obr. 189. Vyšetření očního pozadí pomocí štěrbinové lampy.

Vyšetření nitroočního tlaku (tonometrie)

Tlak uvnitř oka je ovlivněn přítokem a odtokem nitrooční tekutiny a je za normálních okolností v rovnováze. Zvýšená produkce nitrooční tekutiny ve výběžcích řasnatého tělíska, zejména však ztížený odtok v trámčině komorového úhlu, způsobuje zvyšování nitroočního tlaku. Normální nitrooční tlak je zcela individuální. Normální hodnoty nitroočního tlaku se pohybují kolem 2 kPa s rozmezím 1,33 – 2,80 kPa. Příznakem glaukomu je zvýšení nitroočního tlaku nad 2,80 kPa.

Existuje několik způsobů vyšetření nitroočního tlaku.

Impresní tonometrie

Využívá se stlačení bulbu pomocí pístu, který prochází kontaktní ploškou, jejíž zakřivení odpovídá průměrnému zakřivení rohovky. Na pístu se nachází kalibrované závaží, pohyb pístu se přenáší na stupnici od 0 do 20 dílků. Čím je naměřená hodnota vyšší, tím je nižší nitrooční tlak.

Aplanační tonometrie

Patří mezi nejpřesnější techniky měření nitroočního tlaku. V současné době se používá Goldmannův aplanační tonometr, který může být součástí štěrbinové lampy, nebo existuje i ruční aplanační tonometr. Při měření se využívá velice malého tlaku, který oplošťuje rohovku (aplanace); vzhledem k malé kontaktní ploše není měření ovlivněné oční rigiditou.

Bezkontaktní pneumická tonometrie

Bezdotykové měření nitroočního tlaku se provádí pomocí přístroje měřícího dobu, za kterou se vrací přesně dávkovaný vzduchový impuls od rohovky, tato doba je přímo úměrná aktuální výši nitroočního tlaku. Při měření není třeba anestezie rohovky a není riziko přenosu infekce mezi nemocnými.

Nevýhodu zvýšeného tlaku na oko v průběhu měření Schiötzovým tonometrem můžeme naopak úspěšně využít při **tonografii**. Její princip spočívá v tom, že tonometr, položený na oko vytlačuje z oka tekutinu - komorový mok - a tím snižuje tlak ve vlastním oku.

K tonografii používáme citlivých elektrických tonometrů s automatickým zápisem, tonometr leží na oku 4 – 7 minut a z tabulek řadu konstant odečteme odtokovou snadnost oka, průtok komorového moku okem, ty nám lépe objasňují mechanismus poruch dynamiky oka při glaukomu.

Vyšetření adaptace (adaptometrie)

Světločivost oka se vyznačuje schopností přizpůsobit se různé intenzitě světla, a to v rozmezí 0,003 – 80 000 luxů. Tento pochod označujeme jako adaptaci, adaptaci na světlo či tmu. Přístroj, kterým lze měřit poruchu adaptace se nazývá adaptometr.

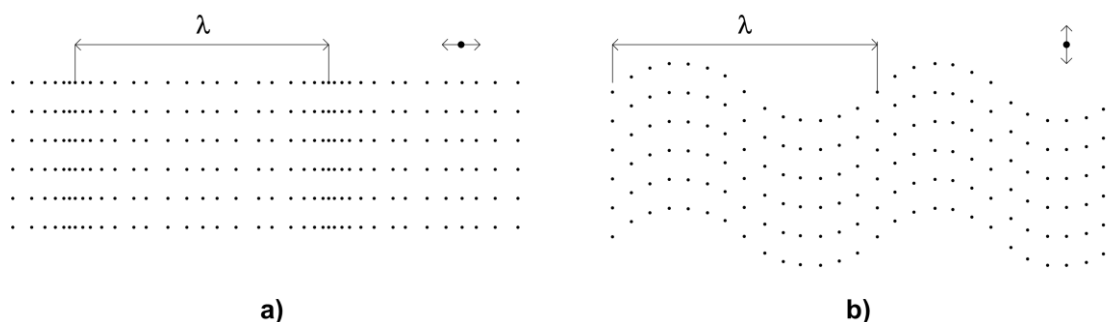
Vyšetření komorového úhlu (gonioskopie)

Pomocí gonioskopie se zjišťuje šíře komorového úhlu. Pomocí speciální čočky se zrcátky přiložené na znecitlivěný povrch oka lze vyšetřit oblast, kde se nachází odvodný kanálek. Gonioskopická čočka umožňuje určit glaukom otevřeného nebo uzavřeného úhlu.

Ultrazvuk

Ultrazvuk, stejně jako jiné druhy akustického vlnění, je ve své podstatě vlněním mechanickým. Jeho frekvence leží mezi 20 kHz až 1 GHz. Ultrazvukové vlnění se šíří plynným, kapalným i pevným prostředím rozkmitáváním jeho částic kolem rovnovážné polohy. Rozkmitávané částice předávají energii sousedním částicím, čímž dochází k šíření kmitu.

V kapalinách a plynech se může šířit pouze vlnění podélné, kdy částice prostředí kmitají ve směru šíření vlny. Při šíření podélného vlnění dochází ke změnám tlaku v prostředí. V pevných látkách se navíc šíří i vlnění příčné.



Obr. 190. Podélné (vlevo) a příčné (vpravo) vlnění.

Vlnová délka ultrazvukové vlny, tedy vzdálenost dvou nejbližších částic kmitajících se stejnou fází, je dána poměrem rychlosti šíření ultrazvuku a jeho frekvence:

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad [m, m \cdot s^{-1}, Hz] \quad (8.3)$$

Souhrn sousedících bodů kmitajících se stejnou fází tvoří vlnoplochu. Tvar vlnoplochy závisí na tvaru zdroje vlnění a vlastnostech prostředí. V homogenním, izotropním prostředí může existovat jak kulová, tak rovinná vlnoplocha.

❑ Základní akustické parametry prostředí

Z hlediska šíření ultrazvuku charakterizujeme fyzikální prostředí rychlostí šíření ultrazvukových vln, rychlostí kmitání částic prostředí kolem rovnovážné polohy, akustickým odporem a činitelem absorpce. Ultrazvuk se v homogenním prostředí šíří konstantní rychlostí, závislou na teplotě a fyzikálních vlastnostech prostředí. V kapalinách a plynech je dána vzorcem:

$$c = \sqrt{\frac{E}{\rho}} \quad [m \cdot s^{-1}, Pa, kg \cdot m^{-3}] \quad (8.4)$$

kde:

- c rychlost šíření ultrazvuku v daném prostředí,
- ρ hustota prostředí,
- E adiabatický (Youngův) modul pružnosti.

Čím vyšší je hustota molekul v prostředí, tím rychleji se v něm ultrazvuková vlna šíří. Nejpomaleji se ultrazvuková vlna šíří v plynech, rychleji v kapalinách a nejrychleji v pevných látkách.

Akustická impedance prostředí je poměr akustického tlaku a rychlosti kmitání částic prostředí:

$$z = \frac{p}{v} \quad [N \cdot s \cdot m^{-2}, Pa, m \cdot s^{-1}] \quad (8.5)$$

kde:

- z akustická impedance,
- p akustický tlak,
- v rychlost kmitání částic prostředím.

Pro názornější představu uvedme, že jej lze vypočítat jako součin hustoty prostředí a rychlosti šíření ultrazvukového vlnění. Je zřejmé, že největší akustický odpor budou mít pevné látky, menší kapaliny, nejmenší plyny.

Činitel absorpce α je souhrnným vyjádřením energetických ztrát, způsobených jednak absorpcí, jednak rozptylem, ohybem, lomem a odrazem. Při absorpci se mechanická energie kmitajících částic mění v tepelnou důsledkem tření. Činitel absorpce je obecně kmitočtově závislý a je udáván v jednotkách $dB \cdot m^{-1} \cdot MHz^{-1}$.

□ Základní akustické veličiny

Základními akustickými veličinami jsou akustický tlak, intenzita vlnění a akustický výkon. Příмым důsledkem šíření ultrazvukového vlnění prostředím jsou změny tlaku. Vznikají střídavá zhuštění a zředění prostředí. Akustický tlak p je střídavý tlak, superponovaný na barometrický, resp. hydrostatický tlak v prostředí.

Množství akustické energie, procházející jednotkovou plochou kolmou na paprsek ultrazvukového vlnění, je vyjádřeno intenzitou vlnění. Intenzita vlnění je základní veličinou, charakterizující ultrazvukové pole. Uvažujeme-li rovinné vlnění, pak ve velké vzdálenosti od zdroje je intenzita vlnění dána součinem akustického tlaku a rychlosti vlnění:

$$I = p \cdot v \quad [W \cdot m^{-2}, Pa, m \cdot s^{-1}] \quad (8.6)$$

kde:

- I intenzita vlnění,
- p akustický tlak,
- v rychlost vlnění.

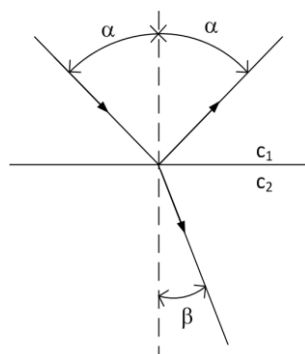
S šířením ultrazvukové vlny prostředím klesá její intenzita se vzdáleností, což nazýváme útlumem. Intenzitu I_x ve vzdálenosti x od počátku homogenního

izotropního prostředí lze vypočítat, známe-li intenzitu I_0 v počátku a činitel absorpce ultrazvukového vlnění α :

$$I_x = I_0 \cdot e^{-2 \cdot \alpha \cdot x} \quad (8.7)$$

□ Odraz a lom ultrazvukového vlnění

Jestliže ultrazvukové vlnění dopadne na rozhraní dvou prostředí s různým akustickým odporem, část se odrazí zpět a část prochází skrz rozhraní. Odraz a lom však nastane pouze v případě, že rozměry rozhraní jsou větší než vlnová délka daného ultrazvukového vlnění.



Obr. 191. Odraz a lom ultrazvukového vlnění.

Matematicky lze situaci popsat vztahem:

$$\frac{\sin \alpha}{\sin \beta} = \frac{c_1}{c_2} = n_{12} \quad (8.8)$$

kde:

n_{12} index lomu,

c_1, c_2 rychlosti šíření vlnění v obou prostředích,

α úhel dopadu, rovnající se úhlu odrazu,

β úhel lomu vlnění do druhého prostředí.

Uvažujeme-li $c_1 > c_2$ a úhel dopadu bude $\alpha \in \{0^\circ, 90^\circ\}$, pak úhel lomu β se bude měnit od 0° až do mezní hodnoty:

$$\sin \beta_m = \frac{1}{n_{12}} \quad (8.9)$$

Vlnění se tedy může lámat nejvýše pod tímto úhlem. Při větších hodnotách již lom nenastává a všechna energie se od rozhraní odráží zpět.

□ Interakce ultrazvukového vlnění s živou tkání

Aktivní a pasivní interakce ultrazvuku s tkání

Interakcí ultrazvukového vlnění s živou tkání máme na mysli jejich vzájemné ovlivňování. Nachází-li se živý organismus v oblasti působení ultrazvukového vlnění,

působí organismus zpětně na ultrazvukové vlnění. Podle převažujícího působení dělíme interakce na aktivní a pasivní.

Aktivní interakcí nazýváme proces, kdy ultrazvuková energie pohlcená tkání vyvolá její změny. Účinky takového působení lze rozdělit na primární a sekundární. Primární účinky jsou vyvolány bezprostředním mechanickým působením ultrazvuku. Sekundární účinky souvisí s působením jiných energií (např. tepelné), na něž se mechanická energie transformovala.

U **pasivní interakce** živá tkáň svými fyzikálními vlastnostmi mění charakter ultrazvukového vlnění, především jeho amplitudu a fázi. Tyto změny lze zaznamenat, zpracovat a vyhodnotit tak, že mohou poskytovat informaci o akustických vlastnostech tkáně a tím nepřímo i o její anatomické struktuře.

Mechanismy působení ultrazvuku jsou co do kvantity i kvality změn závislé na intenzitě působícího ultrazvukového vlnění, jeho frekvenci a na délce tohoto působení. Dalšími činiteli, které ovlivňují interakci tkáně s ultrazvukovým vlněním, jsou citlivost tkáně, stupeň jejího prokrvení, teplota tkáně apod.

Šíření ultrazvukového vlnění tkání

Akustické vlastnosti tkáně jsou ovlivněny její mikroskopickou i makroskopickou nehomogenitou. Rychlost šíření ultrazvukového vlnění se u měkkých tkání pohybuje v rozmezí $1450 - 1650 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Je to dáno především histologickou strukturou tkání a jejich prokrvením. Výrazně nižší rychlostí se ultrazvukové vlnění šíří v plicích, výrazně vyšší v kostech.

Hodnota činitele absorpce je u měkkých tkání $0,5 - 3,5 \text{ dB}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{MHz}^{-1}$. Jeho závislost na frekvenci je obecně nelineární. Útlum patologicky změněné tkáně je většinou vyšší než útlum tkáně zdravé.

V následující tabulce (viz Tab. 18) uvádíme rychlost šíření, činitele absorpce a procento ultrazvuku prošlého vrstvou 1 cm pro některá prostředí a druhy tkání.

prostředí	rychlost šíření	činitel absorpce	% UZ prošlého
(37 °C)	$c \text{ (m}\cdot\text{s}^{-1})$	$\alpha \text{ (dB}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{MHz}^{-1})$	vrstvou 1 cm
vzduch	330		6,3
tuk	1450	60	86
voda	1540		100
mozek	1541	90	82
krev	1570	17	90
svaly	1585	12	80
lebeční kost	2700	1300	5

Tab. 18. Rychlost šíření, činitel absorpce a % prošlého ultrazvukového vlnění pro vybraná prostředí.

Intenzity ultrazvukového vlnění využívané v diagnostice

Přestože je použití ultrazvuku v diagnostice bezpečnější, než využití např. rentgenového záření, přináší zřejmá rizika, které každý zásah do lidského organismu představuje. Výzkumem působení ultrazvukového vlnění na tkáně bylo potvrzeno, že ve frekvenčním pásmu 1 – 20 MHz nevyvolávají intenzity ultrazvuku nižší než $1 \text{ kW}\cdot\text{m}^{-2}$, tj. $0,1 \text{ W}\cdot\text{cm}^{-2}$ žádné podstatné změny lidských tkání.

V lékařské diagnostice mezinárodně používaným ukazatelem ultrazvukového výkonu je tzv. **mechanický index**, zkráceně MI. Jedná se o podíl vrcholové hodnoty akustického tlaku k druhé odmocnině frekvence ultrazvukového vlnění. Index MI nabývá hodnot 0 – 2. Výše uvedená tabulka (viz. Tab. 19) uvádí maximální výkonové limity, definované americkou organizací FDA.

typ tkáně	MI _{max}
periferní cévy	1,9
srdce	1,9
oko	0,2
fetus	1,9

Tab. 19. Maximální výkonové limity reprezentované indexem MI.

Dalším používaným indexem je **tepelný index**, zkráceně TI. Udává celkový nastavený výkon normovaný energií, která by zvýšila teplotu tkáně o 1 °C. Vzhledem k tomu, že hodnota této energie se liší pro jednotlivé typy tkání, rozlišujeme tzv. **kostní tepelný index**, TI_b a **tepelný index měkkých tkání**, TI_s. Index TI nabývá hodnot 0,1 – 4.

Uvedené indexy jsou standardně používány výrobci komerčních ultrazvukových lékařských aplikací.

□ Generování ultrazvukového vlnění

Existuje bezpočet fyzikálních principů, na základě kterých lze ultrazvukové vlnění generovat. Teoreticky je to možné jakýmkoliv vhodným postupem, který v použitém materiálu vyvolá elastickou deformaci, v praxi jsou k tomuto účelu využívány především **piezoelektrické měniče**. Tzv. přímý piezoelektrický jev spočívá v přeměně elektrické energie krystalu v mechanickou deformační energii, který je využit při generování ultrazvukového vlnění. Nepřímý piezoelektrický jev představuje děj opačný, tj. přeměnu deformační mechanické energie na elektrickou energii a využíváme jej při příjmu ultrazvukového vlnění.

Při konstrukci piezoelektrických měničů pro účely ultrasonografie jsou nejčastěji využívanými materiály polykrystalická keramická piezoelektrika, konkrétně Pb(Zr,Ti)O₃, zkráceně PZT. Výhodou těchto materiálů je vysoká účinnost konverze mezi elektrickou a mechanickou energií, vysoká dielektrická konstanta, mechanická odolnost.

□ Ultrasonografie

Nejvýznamnější aplikací ultrazvuku v lékařství je bezpochyby ultrasonografie. Jde o aktivní, většinou neinvazivní zobrazovací metodu, která je dnes hojně využívána pro zobrazování anatomické struktury měkkých tkání. Ultrazvuková diagnostika má své

nezastupitelné místo v kardiologii, porodnictví, gynekologii, angiologii a dalších lékařských oborech.

Moderní ultrasonografické přístroje nabízejí tyto diagnostické modalilty:

- zobrazení anatomické struktury tkání v reálném čase (módy A,B a 3D),
- měření rozměrů anatomických struktur,
- hodnocení složení tkání (tzv. ultrazvuková denzitometrie),
- záznam a vyhodnocení pohybu tkání (mód M),
- hodnocení parametrů krevního řečiště (technika barevného mapování, módy CW a PW),
- katetrizační vyšetření krevního řečiště,
- provádění ergometrických testů,
- ultrasonografické navádění biopsie.

Proti dalším dvěma běžně rozšířeným zobrazovacím metodám, výpočetní tomografii (CT) a magnetické rezonanci (MRI), má ultrasonografie řadu výhod:

- pacient není při vyšetření vystaven účinku nebezpečného záření,
- po dobu vyšetření je lékař v blízkém kontaktu s pacientem,
- není nutná zvláštní příprava nemocného před vyšetřením (je-li neinvazivní),
- pořizovací a provozní náklady jsou u ultrasonografů mnohem nižší.

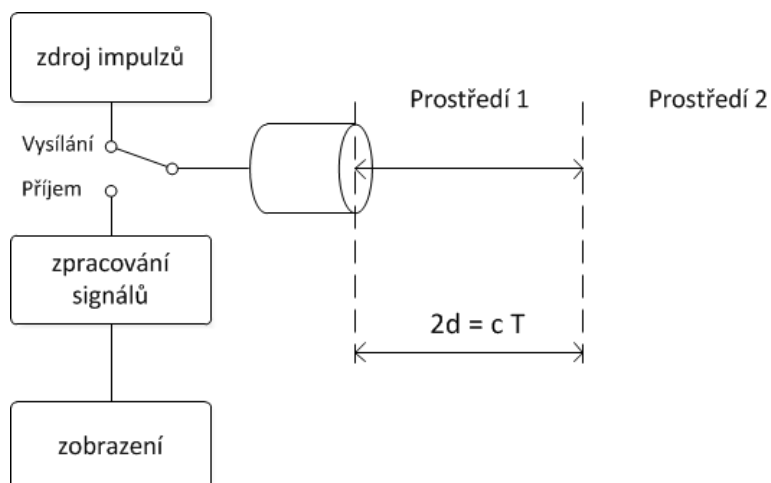
Základní měřicí princip ultrasonografického zobrazování

Dnešní klinicky využívané ultrazvukové přístroje pracují na principu tzv. reflexní metody, (viz Obr. 192). Sonda zde slouží pro vysílání i příjem ultrazvuku a pracuje v impulsním režimu. Na začátku měřicího cyklu se do vyšetřované tkáně vyše sondou krátký ultrazvukový impuls. Ihned poté je přepnuto na příjem a zachytí se echa, tedy ultrazvukové vlnění odražené od rozhraní vyskytujících se v tkáni.

Bereme v úvahu následující zjednodušení:

- ultrazvukové vlnění se tkání šíří přímo, vždy nejkratší možnou cestou,
- ultrazvukový svazek je nekonečně tenký,
- rychlost šíření ultrazvuku tkání je konstantní, známá, rovna 1540 m/s,
- přijaté echo vzniklo odrazem naposledy vyslaného ultrazvukového pulsu,
- amplituda ultrazvukového vlnění klesá exponenciálně s uraženou vzdáleností.

Pak můžeme vzdálenost, kterou vlna urazila od sondy k rozhraní a zpět, stanovit ze změřeného času, který uběhl mezi vysláním impulsu a přijetím echa náležejícího danému rozhraní.



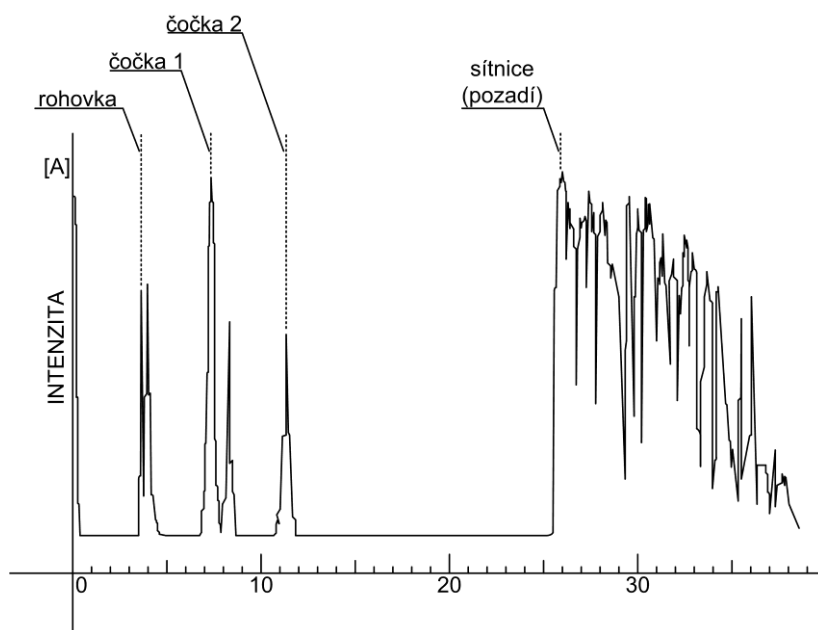
Obr. 192. Principiální blokové schéma implementace ultrasonografie.

□ Ultrasonografická zobrazení

Jednorozměrné zobrazení

Nejstarší generace ultrasonografických přístrojů (70. léta) využívala pouze klasických metod zpracování analogového signálu. Zobrazování fungovalo na stejném principu, jaký najdeme u analogových osciloskopů. Sondy, kterými byly tyto přístroje vybaveny, využívaly pouze jediného ultrazvukového měniče. Tyto ultrasonografy umožňovaly jednorozměrné zobrazení, označované jako "mód A" (z angl. amplitude mode). Obraz tvoří pouze jediná křivka, časová posloupnost výchylek, jejichž vzdálenost je úměrná skutečným vzdálenostem rozhraní v tkáni.

Dnes se zobrazovací mód A používá pouze v několika málo speciálních případech, např. v oftalmologii (biometrie oka, diagnostika odchlípení sítnice, diagnostika nádorů), (viz Obr. 193). Moderní ultrasonografické přístroje, které mimo jiné umožňují i zobrazení A, samozřejmě využívají výhod číslicového zpracování signálu.



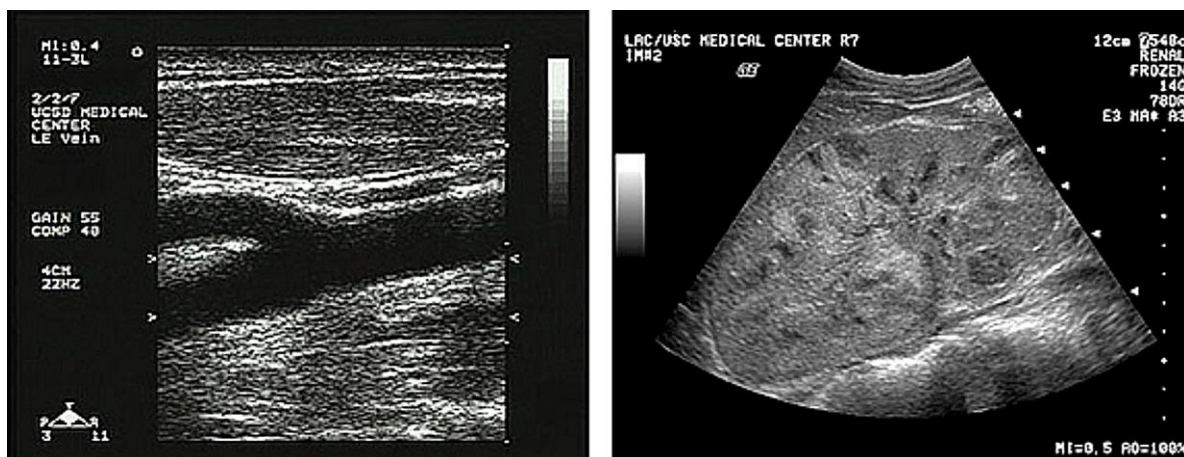
Obr. 193. Příklad zobrazení v módu A, biometrie oka. Na zaznamenané křivce lze rozlišit hroty, jejichž výskyt odpovídá pořadí rohovce (C), přední (L1) a zadní (L2) stěně čočky a sítnici (R).

Dvourozměrné zobrazení

Dvourozměrné zobrazení řezu tkání je v současné době klinicky nejpoužívanějším způsobem zobrazení. Podle zavedené konvence je nazýváme "mód B" (z angl. brightness mode). Realizace takového zobrazení předpokládá možnost dynamického řízení ultrazvukového svazku při vysílání i příjmu. Moderní ultrasonografy k tomuto účelu využívají polí ultrazvukových měničů, které jsou řízeny vhodným způsobem (historicky starší řešení, např. ruční nebo mechanické rozmítání ultrazvukového svazku generovaného jedním měničem, se již nepoužívají). Rozměry jednotlivých elementárních měničů se u dnešních sond pohybují v řádu desetin milimetrů.

Dvourozměrný obraz poskytovaný ultrasonografem může mít obdélníkovou (často bývá nazývána lineární) nebo sektorovou geometrii, (viz Obr. 194). Rozhodující výhodou sektorového tvaru obrazu je možnost jeho snímání z malé plochy, sondy konstruované jako sektorové mohou být výrazně menší, lehčí a ergonomičtější z hlediska používání a lze se s nimi při vyšetřování dobře vyhnout anatomickým překážkám (např. žebřům v případě zobrazování krajiny srdeční apod.). Nevýhodou je, že relativní hustota bodů na řádku klesá se vzdáleností od sondy. Navíc zde dochází k deformaci obrazu, oblast blíže k sondě je zobrazována jako užší atd. Přesto je dnes sektorové zobrazení rozšířenější.

Výhodou obdélníkové geometrie obrazu je zviditelnění oblasti blízké sondě, její nevýhodou je omezení zobrazení co do šířky obrazu hlouběji uložených tkání.



Obr. 194. Dvourozměrné ultrasonografické zobrazení obdélníkové neboli lineární (karotické větvení, vlevo) a sektorové (renální oblast, vpravo).

Trojrozměrné zobrazení

Používání trojrozměrného zobrazování se zatím v klinické praxi nestalo tak běžným, jako klasické dvourozměrné zobrazení ("mód B") a názory odborníků-lékařů na diagnostický přínos tohoto zobrazení se zatím liší. Přesto jsou však již nyní komerčně dostupné přístroje umožňující vysoce kvalitní dynamické trojrozměrné zobrazení, (viz Obr. 195).

Trojrozměrné zobrazení je získáno tak, že je nasnímána série dvourozměrných řezů, které jsou následně zpracovány. Výsledný obraz může mít opět obdélníkovou nebo sektorovou geometrii. Nevýhodou je značná výpočetní náročnost takového zpracování obrazu.

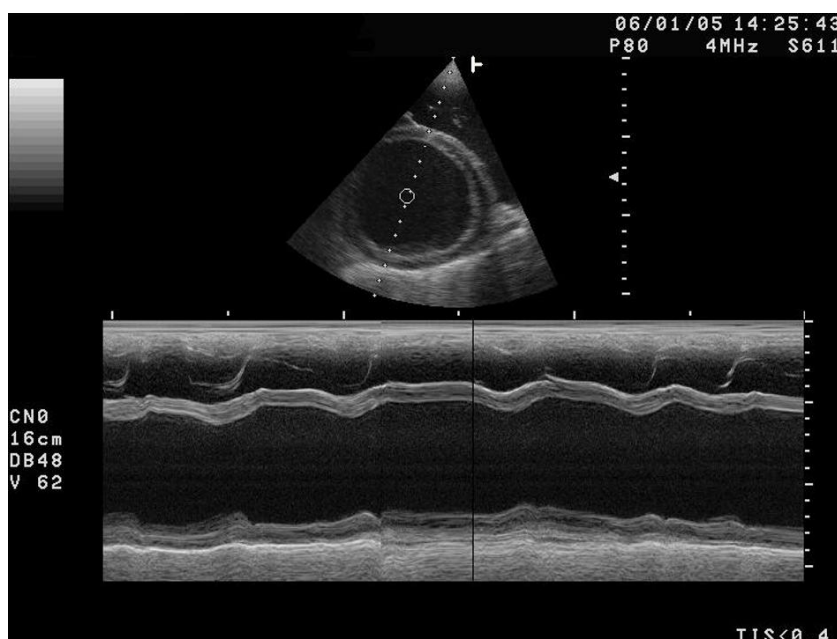


Obr. 195. Příklad trojrozměrného zobrazení (plod ve 12. týdnu gravidity).

Motion mode

Dalším druhem zobrazení je "mód M" (angl. motion mode), nazývaný také "mód TM" (angl. time-motion mode), umožňující sledování rozsahu a rychlosti pohybu tkáňových struktur. Jde v jistém smyslu o zobrazení dvourozměrné, na svislé ose sledujeme změnu pozice echa v čase, odpovídající změnám polohy pohybujících se struktur.

Tento typ zobrazení je jako standard využíván hlavně v kardiologii pro znázornění činnosti srdce, (viz Obr. 196). Záznam tzv. TM-echokardiogramu je doplněn synchronizovaným záznamem EKG křivky a lze z něj získat velmi široké spektrum diagnosticky přínosných informací.

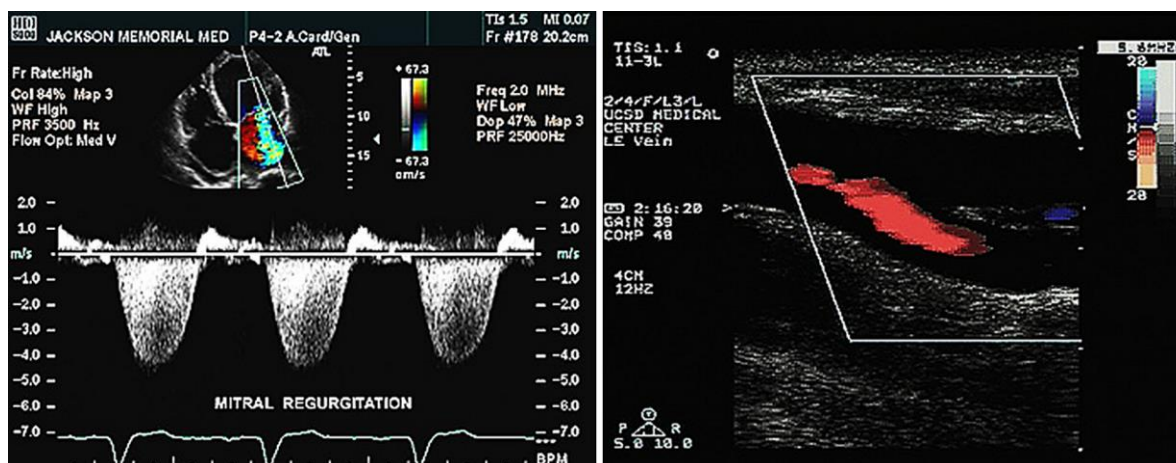


Obr. 196. Nahoře dilatační kardiomyopatie v 2D zobrazení, v tečkové čáře se počítá zobrazení v M módu v dolní polovině obrázku).

Spektrální dopplerovské zobrazení

Ultrasonografické přístroje umožňují vizualizovat rozložení krevního toku v cévách. Tyto techniky, které využívají odrazu ultrazvukového vlnění od pohybujících se krevních částic, nazýváme souhrnně dopplerovskými (zde se ovšem dopouštíme jisté nepřesnosti, což bude blíže vysvětleno v druhé části textu). Realizace těchto technik využívá dvou odlišných přístupů, systémy určené k diagnostice krevního řečiště mohou být buď systémy s kontinuálním provozem nebo s impulsním provozem.

Oba typy systémů lze využít pro zobrazení průtokové křivky, která bývá ne zcela přesně nazývána spektrálním záznamem (angl. spectral doppler), (viz Obr. 197). Ta znázorňuje závislost rychlosti toku krve na čase. Její parametry lze kvantifikovat a stanovit indexy, vyjadřující např. poměr dopředného toku ke zpětnému toku, poměr rychlostí při systole a diastole apod. Z hodnot těchto indexů lze potom provést diagnostiku stavu krevního řečiště v daném místě.



Obr. 197. Příklad spektrálního zobrazení (rychlostní křivka průtoku krve mitrální chlopní, vlevo) a zobrazení barevným mapováním (vpravo).

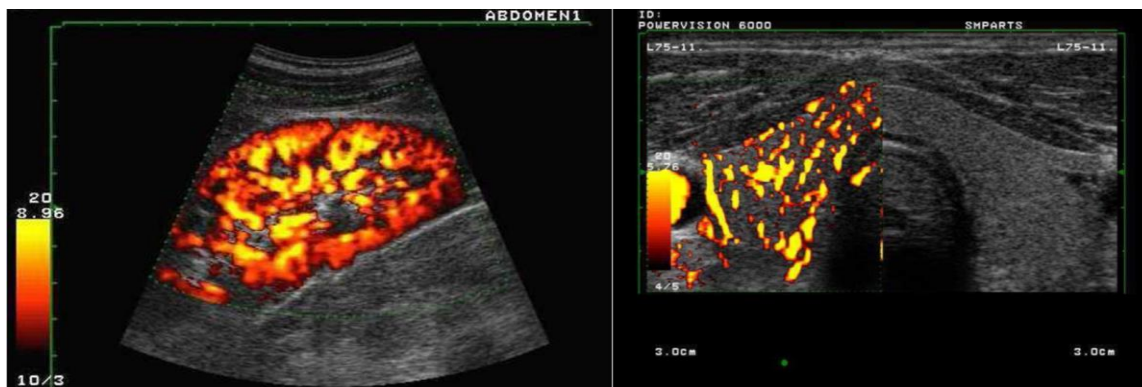
Barevné mapování průtoku

Impulsní systémy umožňují tzv. barevné mapování průtoku (angl. color flow mapping, CFM), tj. vizualizaci rozložení rychlostí průtoku krve, (viz Obr. 197). Podkladem pro zobrazení je řez tkání (mód B) v šedé barevné škále, do nějž je kódován další obraz, znázorňující dvěma samostatnými barevnými škálami dopředný a zpětný tok krve. Nejčastěji jsou používány odstíny červené barvy pro vyjádření dopředného toku, odstíny modré barvy pro vyjádření zpětného toku, někdy navíc i odstíny zelené, vyjadřující jejich rozdíl.

Vzhledem k výpočetní náročnosti bývá plocha, na které lze provádět zobrazení toku barevným mapováním, omezena. Často se barevné mapování používá k lokalizaci hledané cévy. Pro vybranou oblast v průřezu cévy je pak sestavena průtoková křivka.

Barevné zobrazení dopplerovské energie

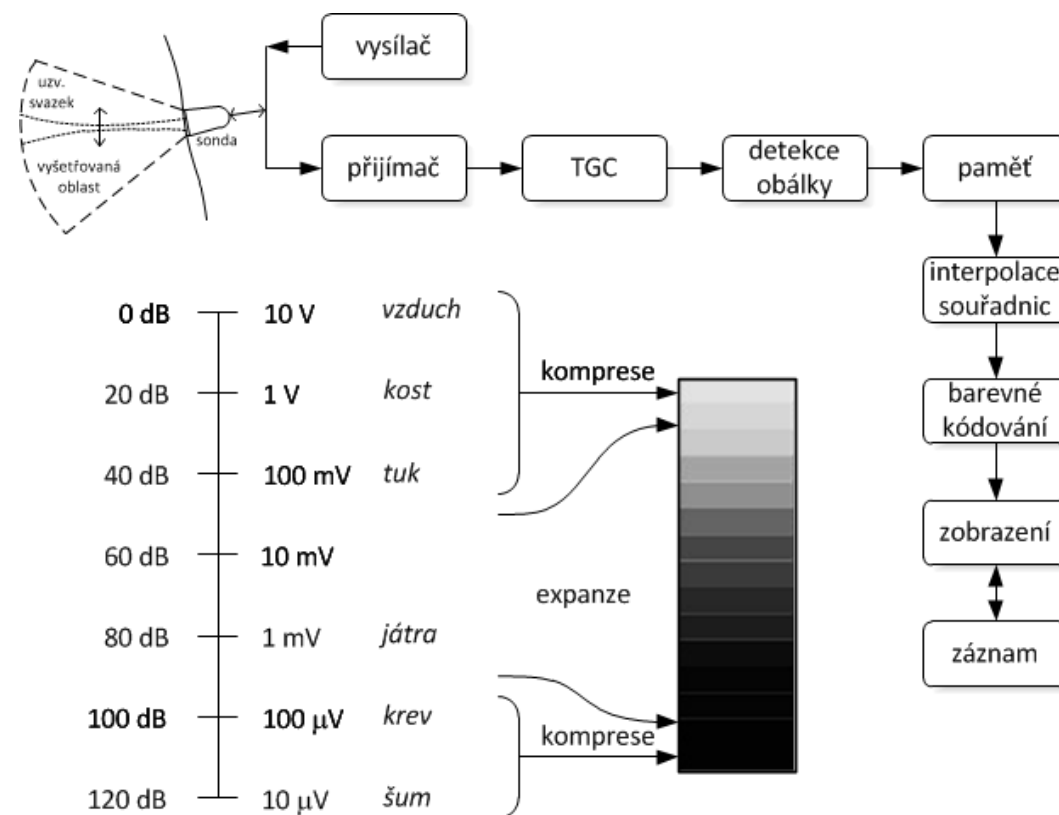
Data, na základě kterých je barevná mapa průtoku zobrazována, vycházejí z údajů o frekvenci vysílaného signálu a signálu přijatého, který byl odražen na pohybujících erythrocytech. Odlišný přístup využívá technika barevného zobrazení dopplerovské energie (angl. color doppler energy, CDE), (viz Obr. 198). Tato je založena na zobrazení energie signálu vznikajícího na pohybujících se strukturách. Při jejím použití ztrácíme informaci o směru toku a přibližné rychlosti. Do obrázku je energie kódována použitím jedné barevné stupnice, jejíž odstíny pak v podstatě odpovídají množství v dané cévě se pohybujících krevních částic. Tato množství samozřejmě nelze určit jako nějakou absolutní hodnotu. Přes uvedené nevýhody je technika barevného mapování energie přínosná zejména při zobrazování malých cév s pomalým tokem.



Obr. 198. Příklad barevného zobrazení dopplerovské energie (vlevo perfuze ledvinou, vpravo zvýšená perfuze štítné žlázy při thyreotoxikóze).

Architektura moderního ultrasonografického přístroje

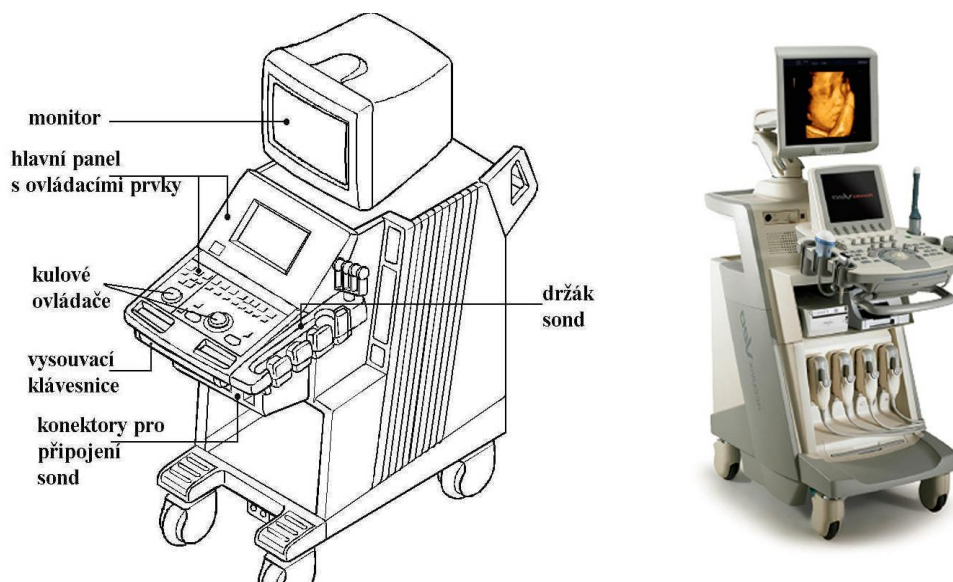
Principiální schéma funkce moderního ultrazvukového přístroje vidíme na obrázku níže (viz Obr. 199). Vzhledem k tomu, že v reálných fyzikálních podmínkách nelze vyslat jedinou ultrazvukovou vlnu, využíváme tzv. ultrazvukový svazek. Ten je formován pomocí vysílače, který spolu s vhodnou sondou umožňuje jeho elektronické řízení. Echa vzniklá odrazem ve vyšetřované tkáni jsou poté zpětně sondou přijata, přičemž přijímač umožňuje fokusaci, tedy příjem pod nastavitelným úhlem a z nastavitelné vzdálenosti.



Obr. 199. Blokové schéma ultrasonografického přístroje a šedotónové kódování.

Ozvěny z rozhraní, která jsou blíže k sondě mají nutně větší amplitudu než ozvěny z rozhraní vzdálenějších. Napěťové úrovně na výstupu přijímače odpovídající nejsilnějším ozvěnám dosahují až 10 V, zatímco napěťové úrovně nejslabších pouhých jednotek mV. Lineárním zesílením, resp. attenuací, by došlo k saturaci vlivem přílišného zesílení nejbližších ozvěn, resp. k úplnému potlačení vzdálených ozvěn. Proto je přijatý signál zesílen v zesilovači TGC (z angl. time-gain compensation), který v čase kompenzuje útlum odraženého vlnění způsobený jeho průchodem tkání. Je uvažována typická hodnota tohoto útlumu $0,7 \text{ dB} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{MHz}^{-1}$. Ultrasonografy většinou disponují ruční nebo automatickou korekcí nastavení zesilovací charakteristiky zesilovače TGC.

Signál je dále zpracován, především je detekována jeho obálka. Po provedení měřicího cyklu a uložení kompletního datového souboru do paměti, jsou data zpracována a zobrazena. Po transformaci z polárních souřadnic na souřadnice ortogonální, tj. vhodné interpolaci, je velikost amplitudy přijatého vlnění kódována do obrázku pomocí šedotónové barevné škály. Přitom dochází k takové kompresi, aby dynamický rozsah amplitud, příslušející zobrazovaným měkkým tkáním, byl asi 50 dB.



Obr. 200. Schematický popis jednotlivých částí ultrasonografu.

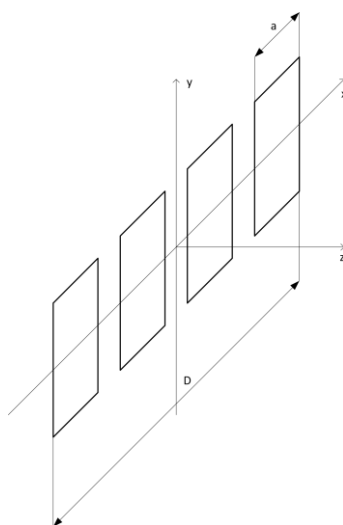
□ Ultrasonografické sondy

V lékařské diagnostické technice využívaným zdrojem ultrazvukového vlnění je obvykle soustava ultrazvukových měničů umístěných v diagnostické sondě. V dnešní době je vyráběno široké spektrum ultrasonografických sond přizpůsobených konkrétním klinickým aplikacím svým tvarovým provedením a pracovní frekvencí. Jedná se o sondy pro aplikace obecné/abdominální, kardiologické, gynekologické, porodnické, oftalmologické, sondy pro ultrazvukem naváděnou biopsii, katetrizační sondy atd. Co se týče pracovní frekvence sondy, řídí se její výběr faktem, že s rostoucí frekvencí klesá hloubka průniku ultrazvuku.

Základním problémem ultrasonografické techniky je realizace vychylování ultrazvukového svazku, jeho tzv. řízení. V průběhu vývoje ultrasonografické techniky

byla nalezena nejrůznější řešení tohoto problému. Starší modely ultrasonografických sond využívaly např. mechanického kývání jednoho ultrazvukového měniče ke změně souřadnic svazku nebo několika rotujících měničů pro získání dynamického obrazu. Moderní komerčně vyráběné ultrasonografy jsou bez výjimky vybaveny sondami plně elektronickými.

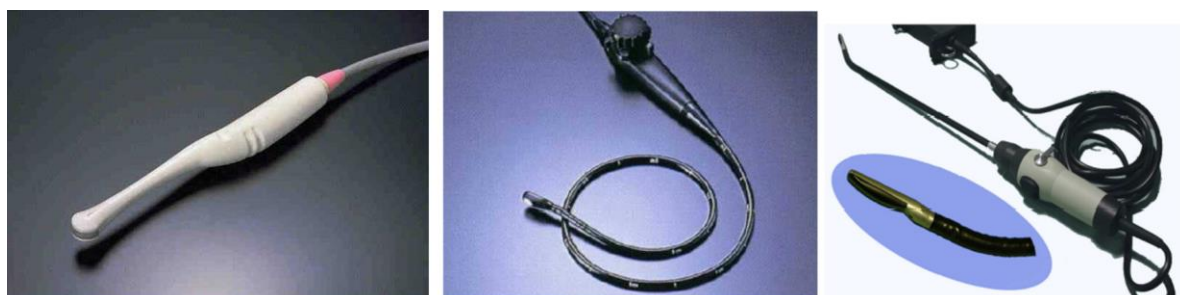
Moderní elektronické sondy rozdělujeme do dvou kategorií, a to na sondy s postupně buzenými měniči a sondy s fázově řízenými měniči. Vzhledem ke konstrukční náročnosti a značným rozměrům sond s postupně buzenými měniči se prosadily především fázově řízené sondy. Na obrázku (viz Obr. 201) vidíme souřadnicový systém, používaný při popisu geometrie ultrasonografických sond.



Obr. 201. Souřadnicový systém používaný v ultrazvukové technice.



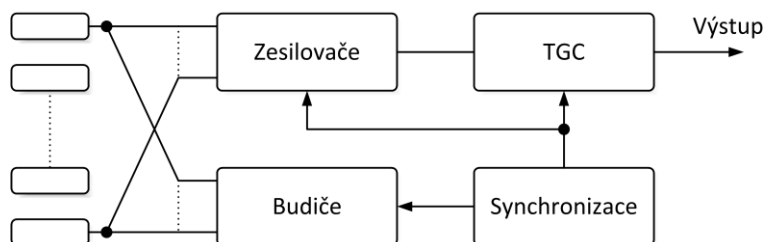
Obr. 202. Povrchové vyšetřovací sondy. Zleva: sektorová, konvexní, lineární.



Obr. 203. Dutinové vyšetřovací sondy. Zleva: vaginální/rektální, esofageální, laparoskopická.

Lineární sonda s postupně buzenými měniči

Lineární sonda s postupně buzenými měniči (angl. switched array) poskytuje obraz s obdélníkovou geometrií. Jejím základem je skupina až 512-ti piezoelektrických elementů, uspořádaných vedle sebe v řadě. Postupným aktivováním jednotlivých měničů měníme souřadnice ultrazvukového paprsku. Blokové schéma sondy vidíme na obrázku (viz Obr. 204). Je zřejmé, že výsledný obraz bude mít obdélníkový tvar a jeho šířka bude souviset s rozměry pole měničů. Relativně velké konstrukční rozměry, nutné pro dosažení potřebných rozměrů obrazu, jsou proto jednou z nevýhod tohoto typu sondy.



Obr. 204. Blokové schéma elektronické lineární sondy.

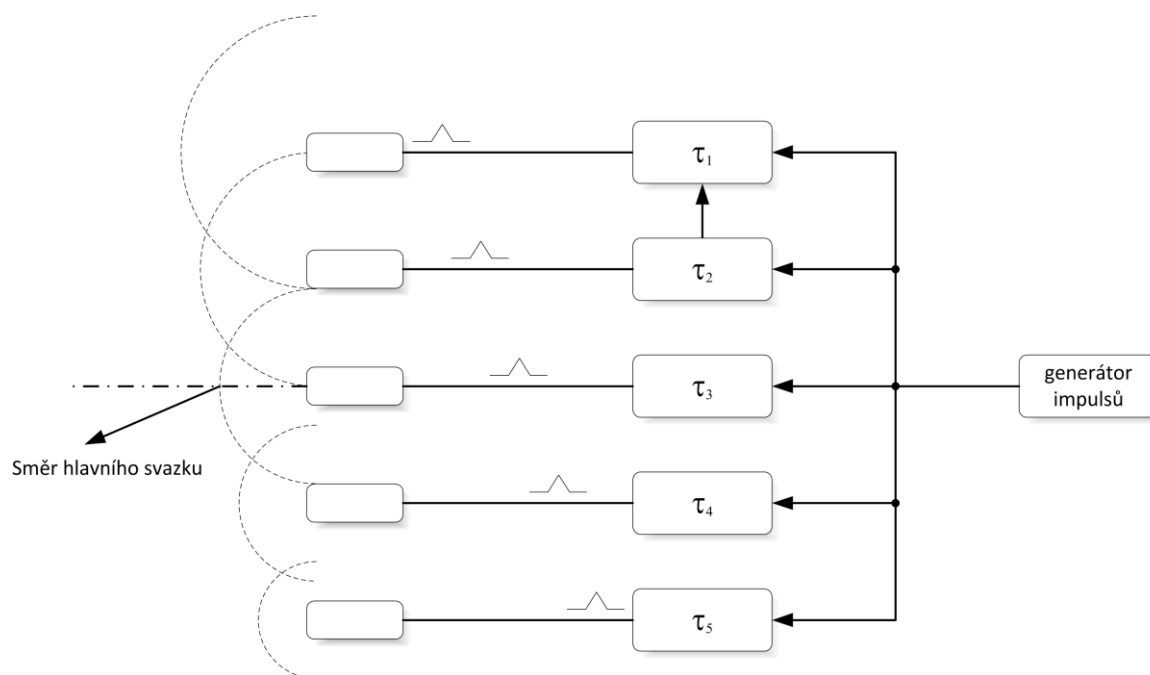
Pro zvětšení rozlišení sondy se používá princip postupného buzení skupin měničů. Měniče jsou buzeny po skupinách, například nejprve po dvojicích, kdy jsou vyhodnocená echa přiřazena na souřadnici hranice mezi měniči, a dále po pěticích, přičemž echa jsou přiřazena prostřednímu ze skupiny. Výhodou tohoto postupu je dosažení vysoké hustoty ultrazvukových paprsků a tím i lepšího laterálního rozlišení. Lineární sonda může být konstruována také jako zakřivená (angl. curvilinear array).

Sektorová sonda s fázově řízenou řadou měničů

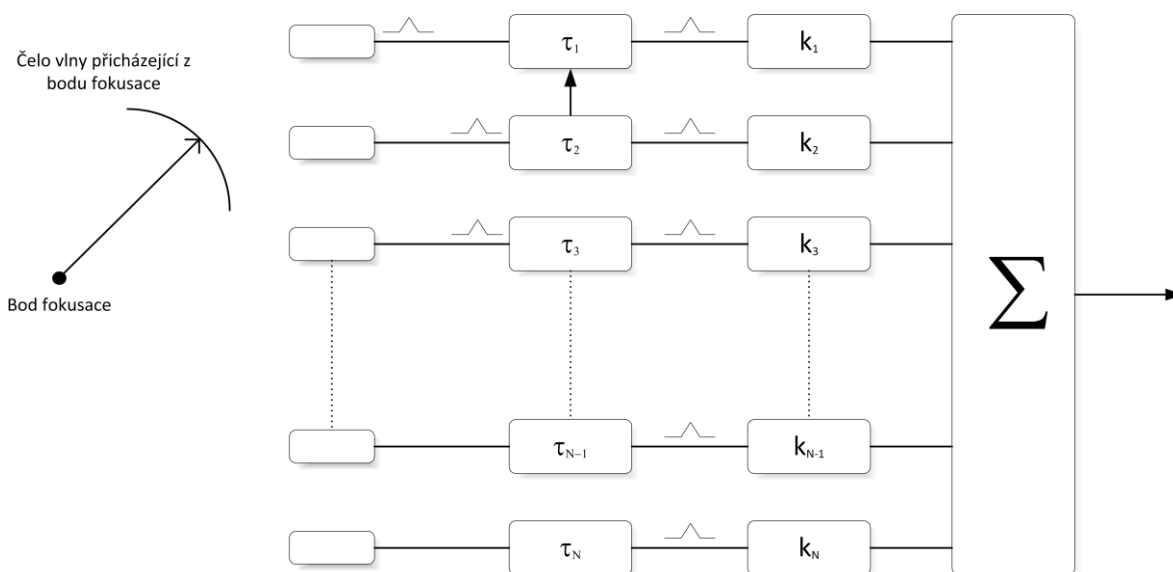
Fázově řízené sektorové sondy jsou v současné době nejpoužívanějšími a nejperspektivnějšími, z důvodu neustále probíhajícího výzkumu jak v oblasti možností snímání obrazu jejich prostřednictvím, tak možností jejich technické realizace z hlediska návrhu polí mikrominiaturních piezoelektrických prvků. Princip fázového řízení je používán také u nastupujících ultrasonografů s trojrozměrných zobrazením v reálném čase.

Fázově řízená sektorová sonda (angl. phased array) umožňuje dynamickou fokusaci v režimu příjmu i vysílání. Na obrázku níže (viz Obr. 205) vidíme princip funkce sondy v režimu vysílání. Ultrazvukový svazek je zde elektronicky úhlově vychylován fázovým posunutím budících impulsů jednotlivých měničů, což je realizováno pomocí nastavitelných zpožďovacích členů.

V přijímací části sondy se opět uplatňují zpožďovací členy. Blokové schéma funkce takové přijímací části elektronické sektorové sondy je na obrázku níže (viz Obr. 206). Uvažujme odraženou vlnu, šířící se z místa, na které chceme přijímací část sondy fokusovat. Z tohoto bodového zdroje se bude šířit vlna s kulovou vlnoplochou. Na jednotlivé elementy přichází čelo vlny s různě velkým časovým odstupem. Úkolem fokusace je vhodným nastavením zpožďovacích členů τ dosáhnout odstranění tohoto časového odstupe. Přijaté signály ještě před sečtením váhujeme pomocí násobících členů, abychom vzali do úvahy jejich důležitost.



Obr. 205. Princip funkce vysílací části elektronické sektorové sondy.



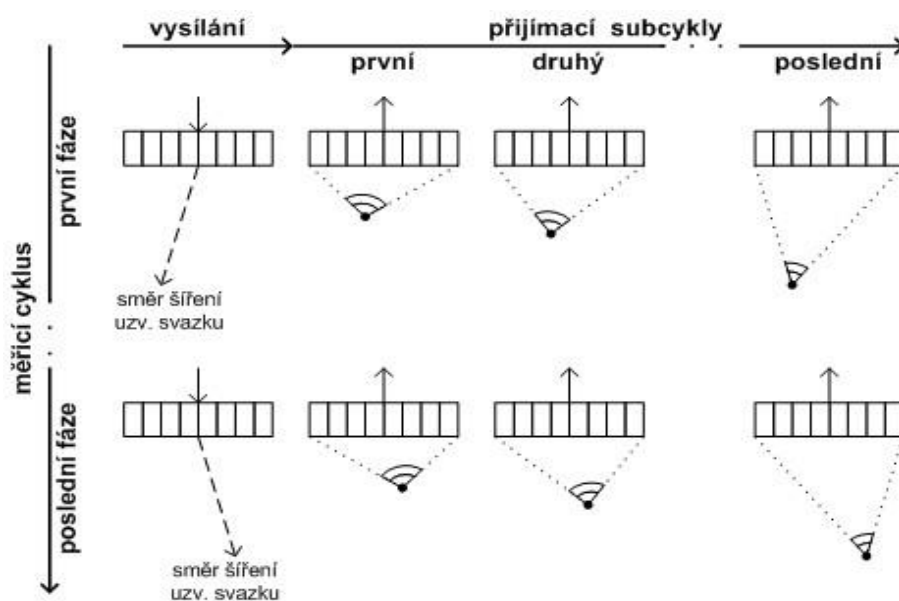
Obr. 206. Princip funkce přijímací části elektronické sektorové sondy.

V praxi se snažíme větší část měřicích kanálů sondy řešit jako číslicovou. Výhodou je možnost realizovat zpožďovací člen jako číslicový, vzhledem k tomu, že obvodové řešení analogového zpožďovacího členu je náročné co do realizace. Další výhodou je větší odolnost číslicových obvodů vůči šumu. V přijímací části je většinou použit rychlý A/D převodník typu flash s délkou slova 8 – 12 bitů, frekvence vzorkování bývá 8 – 12 MHz. Dalším možným řešením je použití převodníků typu $\Delta\Sigma$ (delta/sigma). Zpoždění signálu je realizováno přímo pomocí pamětí typu FIFO (z angl. first in first out). Aby A/D převodník stačil zásobovat paměť FIFO daty bez použití interpolace, používá se převzorkování (změna frekvence signálu většinou na vyšší frekvenci).

□ Metody organizace měřicího cyklu

Metoda fokusace při příjmu

Jednou ze starších metod měření je dynamická fokusace při příjmu. Po vyslání fokusovaného ultrazvukového svazku do určitého směru přechází sonda do režimu příjmu. Protože jako první přicházejí echa z oblasti blíže k sondě a jako poslední echa z největší hloubky, přijímací část je v čase postupně fokusována do stále větší hloubky, a to ve směru, kam byl ultrazvukový svazek vyslán.



Obr. 207. Schematické znázornění metody fokusace při příjmu.

Metoda syntetické apertury

Metoda syntetické apertury je limitována počtem zobrazených snímků za sekundu. Je to díky rychlosti šíření ultrazvuku ve vyšetřované tkáni. Platí zde vztah:

$$f = \frac{c}{2 \cdot d \cdot L} \quad (8.10)$$

kde:

- f frekvence zobrazování,
- c rychlost šíření ultrazvuku,
- d hloubka zobrazení,
- L počet vertikálních řádků.

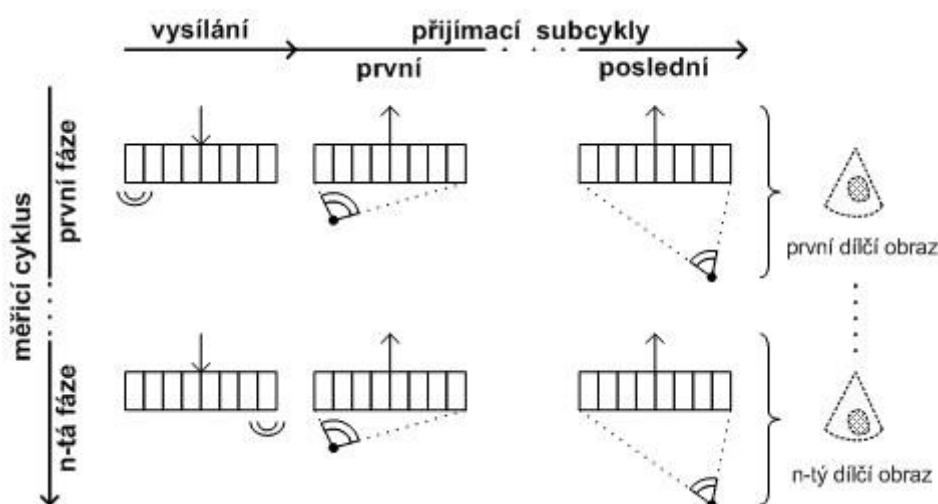
Abychom mohli zobrazit tok krevního řečiště, je třeba opakovaně sejmout daný obraz, nejčastěji osmkrát a více. Tato metoda však byla pomalá, umožňovala zobrazení maximálně 3 sejmutých obrazů za sekundu.

Metoda syntetické vysílací apertury

Nefokusovaná ultrazvuková vlna je zde vyslána pouze jediným elementem z celého pole měničů a to za účelem vytvoření kulové vlnoplochy. Echa, vzniklá odrazem na rozhraních ve vyšetřované tkáni, se šíří zpět ve všech směrech.

Pomocí dynamické fokusace při příjmu je sestaven dílčí obraz, jehož kvalita nebude optimální z důvodu nepoužití fokusace při vysílání.

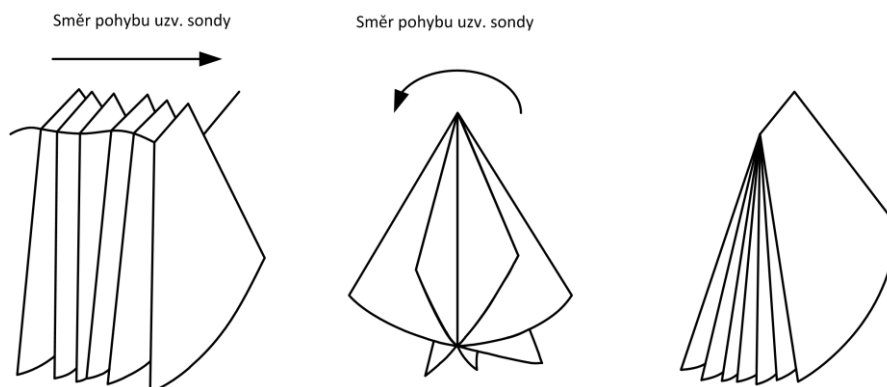
Použitím metod syntetické vysílací apertury lze díky odstranění časových prodlev způsobených fokusací ve vysílacím cyklu dosáhnout až jednoho tisíce zobrazení za sekundu.



Obr. 208. Schematické znázornění metody syntetické vysílací apertury.

Realizace trojrozměrného zobrazování

Trojrozměrné ultrasonografické zobrazování (angl. freehand 3D ultrasound, k odlišení dnešních systémů se sondou vedenou ručně od systémů starších, které používaly k navádění sondy speciálního ramene, byly však používány pouze výjimečně) vychází principiálně z dvourozměrného zobrazování. Trojrozměrný ultrasonografický obraz vzniká sekvenčním snímáním dvourozměrných řezů, které jsou následně zpracovány do výsledného trojrozměrného obrazu. Lze použít tři odlišné způsoby takového snímání, (viz Obr. 209).

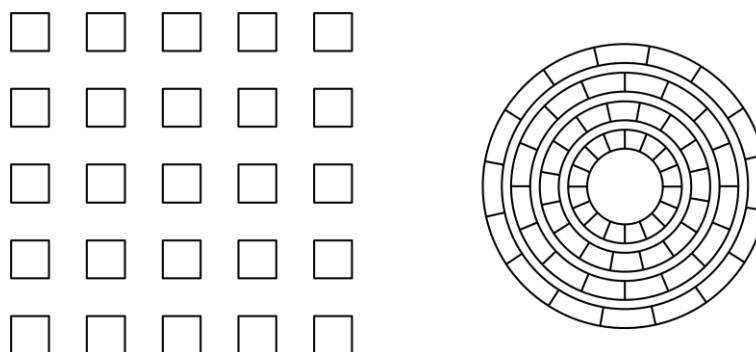


Obr. 209. Možné způsoby postupného snímání trojrozměrného ultrasonografického obrazu: ručním translačním pohybem sondy (vlevo), rotačním pohybem sondy (uprostřed), použitím dvourozměrného pole měničů s fázovým řízením (vpravo).

Rozdíl spočívá ve vzájemné poloze a orientaci řezů vzhledem k danému souřadnicovému systému a také v typu použité sondy. Ta může být buď upravená sektorová sonda pro dvourozměrnou ultrasonografii, nebo speciální sonda pro trojrozměrnou ultrasonografii. V případě použití dvourozměrné sondy lze obraz snímat dvěma způsoby. Buď lze sondou ručně pohybovat po vyšetřované oblasti, přičemž probíhá kontinuální snímání řezů a jejich poloha je určena a zaznamenána pomocí senzorů, umístěných na sondě. Tento způsob ovšem neumožňuje dynamické zobrazování. Další možnost spočívá v rotačním pohybu sondy kolem svislé osy, tato technika již může poskytnout i dynamické zobrazování.

Technicky nejnáročnější řešení, které ovšem poskytuje nejkvalitnější obraz v reálném čase, představuje použití sondy pro trojrozměrnou ultrasonografii, která je tvořena dvourozměrným polem elementárních měničů, fázově řízených. Díky sektorovému tvaru řezů má výsledná vyšetřovaná oblast tvar pyramidy.

Elementární měniče jsou nejčastěji uspořádány do šachovnice (angl. checkerboard array) nebo do kruhu (angl. annular array), (viz Obr. 210). U šachovnicového uspořádání pole dosahuje počet měničů až 64x64, tj. 4096. Stranové rozměry elementárního měniče se pohybují v řádu desetin milimetrů.



Obr. 210. Příklady uspořádání elementárních měničů u sondy pro 3D ultrasonografii – šachovnicové uspořádání (vlevo), kruhové uspořádání (vpravo).

□ Coded excitation

Zlepšení kvality obrazu lze dosáhnout pomocí modulace vysílaného ultrazvukového vlnění (angl. coded excitation). Namísto jednoduchým impulsem jsou ultrazvukové měniče buzeny sledem impulsů, které umožňují, aby takto vytvořené ultrazvukové vlnění neslo informaci, která následně poslouží k jeho identifikaci při zpracování v přijímači.

Metoda dobře potlačuje vliv některých artefaktů, vznikajících rušivým odrazem nebo lomem echa při jeho cestě od rozhraní k sondě. Jejich důsledkem může být zdvojení či ztrojení obrazu nebo vzniku stínů na rozhraních tkání.

□ Kontrastní látky a harmonické zobrazování

V současné době jsme svědky vývoje a postupného prosazování nových kontrastních látek, určených pro použití v ultrasonografii. Ultrasonografická vyšetření s využitím kontrastních látek lze rozdělit do tří skupin:

- intrakavitální použití kontrastních látek, kdy se těchto chemikálií využívá ke zobrazování dutých orgánů; příkladem jsou vyšetření gastrointestinálního traktu, močové trubice, dělohy apod.,
- použití orgánově specifických kontrastních látek, schopných selektivně zvyšovat odrazivost některých typů tkání, tyto metody jsou dosud předmětem výzkumu,
- použití mikrobublinových kontrastních látek, aplikovaných nitrocévně, využívaných při vyšetřování krevního řečiště.

Mikrobublinové kontrastní látky při interakci s ultrazvukovým vlněním rezonují a od mikrobublin odražené vlnění obsahuje širší spektrum frekvencí, tedy vyšší harmonické složky. Toho využívá tzv. harmonické zobrazování (angl. tissue harmonic imaging), které předpokládá použití ultrasonografické sondy, která je schopná přijímat vyšší harmonické frekvence, a ultrasonografického přístroje, který je vybaven možností provádět harmonické studie. Metoda harmonického zobrazování v kombinaci s mikrobublinovými kontrastními látkami je vhodná například pro zvyšování citlivosti na malé krevní toky, proto je používána v kombinaci se zobrazením CDE.

□ Rozlišení ultrazvukového přístroje

Rozlišením zobrazovacího systému máme na mysli jeho schopnost jasně od sebe odlišit dva objekty vzdálené od sebe o délku svého rozměru. Rozlišení ultrasonografického přístroje je směrově závislé, proto zavádíme axiální rozlišení, laterální rozlišení a dále pojem tloušťka řezu. Navíc jsou tato rozlišení funkcí souřadnic, tj. nejsou stejná na celé vyšetřované oblasti.

Axiální rozlišení je rozlišení ve směru šíření ultrazvukové vlny a závisí na délce vysílaných impulsů. Většinou je axiální rozlišení nejlepší.

Laterální rozlišení je rozlišení ve směru kolmém na ultrazvukový svazek. Je dáno šířkou ultrazvukového svazku. Fokusací, tj. zúžením svazku, lze laterální rozlišení zvětšit.

Tloušťka vrstvy je dána tloušťkou ultrazvukového svazku a lze ji ovlivnit pouze přizpůsobením konstrukčních parametrů sondy.

Literatura:

BRONZINO, J. D. et al. *The Biomedical Engineering Handbook*. Second Edition. Boca Raton: CRC Press, 2000. ISBN 0-8493-0461-X.

ČECH, E. et al. *Ultrazvuk v lékařské diagnostice a terapii*. Praha: Avicentrum, 1982.

ELIÁŠ, P. - ŽIŽKA, J. *Dopplerovská ultrasonografie*. Hradec Králové: Nucleus, 1998.

IMRAMOVSKÝ, M. *Ultrazvuk*. Ostrava: VŠB, 2005.

JENSEN, J. A. *Ultrasound imaging and its modeling*. Topics in Applied Physics. Denmark: Springer Verlag, 2000.

KOLÁŘ, J. *Úvod do nových radiodiagnostických metod*. Praha: Avicentrum, 1984.

OBRAZ, J. *Ultrazvuk v měřicí technice*. Praha: SNTL, 1984.

Routine quality assurance of ultrasound imaging systems. Report no.71, York: The Institute of Physical Sciences in Medicine, 1995.

ZUNA, I. - POUŠEK, P. *Úvod do zobrazovacích metod v lékařské diagnostice*. Praha: Centrum biomedicínského inženýrství ČVUT, 2002. ISBN 978-80-01-03779-9.



Shrnutí pojmů

ztráta sluchu, intenzita zvuku, měrný akustický výkon, hluchota, nedoslýchavost, sluchová vada převodní, percepční, centrální, audiogram, tónový audiometr, Békésyho audiometr, řečová audiometrie, impedanční audiometrie, tympanometrie, akusticky evokované potenciály (AEP), elektrokochleogram, otoakustické emise, EOAE

oftalmologické přístroje a pomůcky, optotyp, perimetr, oftalmoskop, šterbinová lampa, tonometr, adaptometr, gonioskop, fokometr, sférometr, troposkop, audiometr,

ultrazvuk, intenzita vlnění, mechanický index, tepelný index, piezoelektrický měnič, jednorozměrné zobrazení (mód A), dvourozměrné zobrazení (mód B), trojrozměrné zobrazení, time-motion mode (mód TM), spektrální dopplerovské zobrazení, barevné mapování průtoku, barevné zobrazení dopplerovské energie, TGC, barevné kódování, sektorová, konvexní, lineární sonda, metoda fokusace při příjmu, metoda syntetické apertury



Otázky

Kdy je ucho nejcitlivější na zvuk a proč?

Co znázorňují Kingsburyho křivky?

Jaký je rozdíl mezi hluchotou a nedoslýchavostí?

Rozdělte sluchové vady podle lokalizace.

Co je audiometr a jaké druhy audiometrů znáte? Krátce popište.

Co jsou akusticky evokované potenciály, a jak se rozdělují?

Proč jsou otoakustické emise důležitý objev pro lékařskou praxi?

Vyjmenujte základní rozdělení oftalmologických přístrojů.

Co víte o zorném poli a metodě jeho vyšetření – perimetrii?

Popište oftalmologické vyšetření očního pozadí oftalmoskopem a štěrbinovou lampou.

Jaké jsou způsoby vyšetření nitroočního tlaku – tonometrie?

Přístroje a pomůcky pro oční vyšetření – jmenujte oční poruchy a kterými přístroji se vyšetřují.

Kterými přístroji se měří optické parametry brýlových skel (měření bez přítomnosti pacienta)?

K jaké diagnóze a léčení (hlavně v dětském věku) se používá troposkop?

Které přístroje jsou součástí oftalmologické linky (jednotky) a která objektivní vyšetření se na ní provádí?

Vysvětlete fyzikální podstatu ultrazvuku. Jak se ultrazvuk šíří prostředím? Jaké jsou jeho vlastnosti?

Jaké druhy interakce ultrazvuku s tkání znáte? Jednotlivé druhy interakcí popište.

Jaké jsou intenzity ultrazvuku používané v diagnostice?

Jaké je využití ultrasonografických přístrojů?

Jaké výhody má ultrasonografie proti magnetické rezonanci a počítačové tomografii?

Vysvětlete základní princip činnosti ultrasonografického přístroje.

Vyjmenujte, popište a uveďte využití jednotlivých ultrasonografických zobrazení.

Uveďte základní rozdělení a principy ultrasonografických sond.

Vysvětlete princip 3D zobrazování.

Na čem závisí rozlišení ultrazvukového přístroje?

Jaké kontrastní látky se používají k ultrasonografickému vyšetření?



Další zdroje

Seznam další literatury, [www odkazů](#) ap. pro zájemce o **dobrovolné** rozšíření znalostí popisované problematiky.