

Doplňky k praktickým cvičením

Úvod

V tomto textu naleznete určitá doplnění teorie k praktickým cvičením, nejde však o přehled kompletní teorie, pouze o dodatky, popisy přístrojů a zařízení a tabulky, které nejsou uvedeny v základní učebnici biofyziky (Lékařská biofyzika a přístrojová technika autorů Mornsteina a Hrazdiry), která by pro vás měla být primárním zdrojem teoretických informací. Z tohoto důvodu zde nenajdete informace ke všem úlohám a podúlohám a je třeba využít k přípravě další zdroje, zejména zmíněnou učebnici, či další zdroje (internet, knihovny apod.).

Dále jsou zde uvedeny základy měření a statistika, které je třeba chápat jen jako určité minimum nutné pro zvládnutí praktik.

Základy teorie měření

Většina exaktních měření tedy i biofyzikálních měření se skládá ze tří pracovních etap: přípravy měření, vlastního měření (tj. práce s měřícím přístrojem) a zpracování výsledků měření.

Příprava měření

Příprava měření začíná ujasněním jeho účelu a cíle. Následuje volba vhodného měřícího přístroje a metody měření. Podmínkou úspěšného měření v praktických cvičení (a samozřejmě i v praxi je kvalitní teoretická příprava, zejména seznámení se s principem metody a měřícího přístroje.

Měřící přístroje jsou převážně mechanickými, elektrickými nebo optickými fyzikálními systémy, jejichž prostřednictvím měříme vlastnosti nebo změny vlastností daných objektů. Je nutné si uvědomit, že studium libovolného objektu není možné bez interakce s tímto objektem, tedy bez jeho určitého ovlivnění. Charakteristickým příkladem takového ovlivnění je ovlivnění teploty tělesa použitým teploměrem. K tomuto ovlivnění (velmi různého stupně) dochází principiálně vždy, někdy je však zanedbatelné a v ostatních případech se snažíme, aby bylo co nejmenší.

Hlavním požadavkem kladeným na každý měřící přístroj je jeho přesnost, která patří k významným faktorům ovlivňujícím reprodukovatelnost, tj. opakovatelnost měření. Každý druh měřících přístrojů se vyrábí v řadě typů, které se odlišují přesností a rozsahem měřených hodnot. Nejméně přesné jsou přístroje používané pro orientační měření, nejpřesnější jsou přístroje normálové, používané pro cejchování (tj. přesné nastavení, kalibraci) ostatních přístrojů. Takovéto přístroje bývají obvykle soustředěny do specializovaných pracovišť, kterým se někdy říká referenční laboratoře. Měřící přístroj musí být umístěn pokud možno tak, aby byly co nejvíce omezeny rušivé vlivy vnějšího prostředí, např. změny teploty, tlaku, proudění, vlhkosti vzduchu, vlivy chemické, elektromagnetických polí atd.

Každý měřící přístroj má určitou citlivost. Je definována jako podíl změny výstupní veličiny ke změně veličiny vstupní. Např. citlivost vah je dána velikostí výchylky vahadla vztaženou na přídavek závaží o jednotkové hmotnosti, např. miligramového. Citlivost přístroje je buď konstantní, nebo měnitelná (např. současně se změnou měřícího rozsahu).

Měřící metodou rozumíme způsob měření určité veličiny. Měřící metody můžeme dělit podle několika hledisek:

a) Metody přímé a nepřímé. Přímé vycházejí z definic měřených veličin, např. elektrický proud můžeme měřit na základě silových účinků magnetického pole v okolí vodiče, kterým protéká elektrický proud; nepřímé pak ze vztahů měřené veličiny k veličinám, s nimiž měřená

veličina přímo nesouvisí podle své definice. Příkladem může být měření povrchového napětí stalagmometrickou metodou.

b) Metody absolutní a relativní. Absolutní metody umožňují stanovit hodnotu měřené veličiny v definovaných jednotkách bez znalosti hodnoty této veličiny v některém zvláštním případě (absolutní metodou je tedy např. měření elektrického proudu ampérmetrem, osvětlení pomocí luxmetru). Při relativních měřících metodách srovnáváme měřenou veličinu s veličinou téhož druhu o známé hodnotě, s tzv. standardem. K relativním metodám patří např. vážení na praktikantských či analytických vahách, nebo měření viskozity pomocí Ostwaldova viskozimetru. Metody relativní lze členit podrobněji. Jejich zvláštními případy jsou metody substituční a kompenzační. Metoda substituční spočívá v nahrazování měřené veličiny sestavami známých hodnot téže veličiny a v hledání stejné odpovědi měřícího systému. Toto se děje např. při využívání odporových a kapacitních dekád při substituční metodě měření elektrického odporu či kapacity. Metoda kompenzační je založena na vyrovnávání účinku měřené veličiny pomocí stejně velkého, ale opačného účinku veličiny téhož druhu, jako se děje např. při vážení na rovnoramenných vahách. Zvláštním případem kompenzační metody je metoda nulová, při níž je stav vyrovnání indikován nulovou polohou ukazatele měřícího přístroje, např. při měření elektrického odporu můstkovými metodami.

c) Metody statické a dynamické. Statické metody jsou takové, při nichž se velikost měřené veličiny určuje z ustálených (klidových, statických) poloh ukazatele měřícího systému, příkladem je měření elektrického napětí voltmetrem. Naproti tomu při dynamických měřeních se velikost měřené veličiny určuje na základě hodnocení pohybu části měřícího systému, či jeho ukazatele, jako je tomu třeba při měření viskozity Ostwaldovým viskozimetrem. Toto odlišení není možné zaměňovat s dělením měřících metod na stacionární (měřená veličina je relativně stálá v čase) a nestacionární (měřená veličina se mění v závislosti na čase).

Vlastní měření

Měříme-li opakovaně tutéž veličinu, naměříme vždy poněkud jiný výsledek, a to i tehdy, když je na základě platnosti fyzikálních zákonů časová proměnlivost hodnoty této veličiny vyloučena. Měření je totiž vždy zatíženo určitými chybami, které nelze nikdy zcela odstranit, avšak lze je omezit a objektivně vyhodnotit. K vyhodnocení chyb měření používáme metod statistické matematiky, která vychází především z teorie pravděpodobnosti (podrobněji se s touto teorií seznámíte v předmětech vyučovaných Institutem biostatistiky a analýz). Z hlediska způsobu vzniku můžeme chyby rozdělit do tří skupin:

a) Chyby náhodné (stochastické, statistické). Tyto chyby jsou vyvolávány vlivy, které nemůžeme cílevědomě postihnout nebo zcela odstranit, např. změnami teploty, tlaku vzduchu, přítomností rušivých elektromagnetických polí, způsobem odečítání hodnot na měřícím přístroji apod. U velmi přesných měření můžeme příčinu náhodných chyb hledat i v tepelných fluktuacích měřeného a měřícího systému. Ve zvláštních případech může být příčinou nestejných výsledků měření i kvantově mechanická povaha studovaných jevů. Průměrná hodnota výsledků jednotlivých měření, které jsou zatíženy náhodnými chybami, se ovšem blíží správné hodnotě měřené veličiny.

b) Chyby soustavné (systematické) jsou trojího druhu. Chyby metodické vznikají nepřesností, neúplností, nedokonalostí, nebo nevhodností použitého způsobu měření. Chyby přístrojové (instrumentální) jsou dány nepřesností použitého přístroje nebo jeho nedokonalým provedením (např. nedokonalou rovnoramenností vah, nestejnou světlostí kapiláry teploměru, nesprávně fungujícími elektrotechnickými součástkami). Chyby osobní jsou způsobeny nedokonalostí našich smyslů, opožděnými reakcemi, nevhodným úhlem pohledu na ručkové měřící přístroje (tzv. paralaktická chyba) apod. Průměrná hodnota výsledků jednotlivých měření zatížených soustavnou chybou se charakteristickým způsobem odchyluje od správné

hodnoty měřené veličiny, protože některý z výše uvedených faktorů způsobuje reprodukovatelné zkreslení výsledků měření. Takové chyby lze v principu odstranit.

c) Chyby hrubé vznikají v důsledku omylů nebo malou pečlivostí pracovníka provádějícího měření. Tyto chyby vznikají zejména není-li pracovník dostatečně obeznámen s principem měřicí metody a s ovládním základních funkčních prvků měřicího přístroje.

Zpracování výsledků měření

Numerické zpracování

Při zpracování výsledků se nejprve snažíme odstranit chyby hrubé a soustavné, tak aby odchylka získané hodnoty od skutečné hodnoty dané veličiny byla dána pouze náhodnými chybami. Statistickým hodnocením výsledků se budete podrobněji zabývat, jak je již výše uvedeno v předmětech Biostatistiky, proto zde uvedeme pouze některé základní statistické parametry a jejich výpočty, které budete potřebovat při zpracování výsledků v praktických cvičeních.

a) Aritmetický průměr m je definován jako součet hodnot x_1, x_2, \dots, x_N jednotlivých měření dělený jejich počtem (N). platí:

$$m = 1/N \sum x_i$$

b) Medián Me je číselná charakteristika, která člení soubor naměřených hodnot na dvě stejně početné části. Určíme jej tak, že seřadíme naměřené hodnoty podle velikosti a najdeme hodnotu, která je uprostřed řady. Medián je méně citlivý na extrémní hodnoty jednotlivých měření než aritmetický průměr. Při normálním rozdělení souboru má medián stejnou hodnotu jako aritmetický průměr (při biofyzikálních měřeních velmi zřídka).

c) Modus Mo je hodnota statistické jednotky (jednotlivého měření, která se v souboru vyskytuje nejčastěji.

d) Směrodatná odchylka s (střední kvadratická odchylka, střední kvadratická chyba, angl. standard deviation) charakterizuje rozložení jednotlivých naměřených hodnot okolo aritmetického průměru, její druhá mocnina se nazývá rozptyl, neboli disperze:

$$s = \sqrt{1/N-1 \sum (x_i - m)^2}$$

($\sqrt{\quad}$ druhá odmocnina z uvedeného výrazu)

Grafické zpracování

V biofyzice nejčastěji graficky zpracováváme uspořádané dvojice vzájemně závislých veličin. Rozdělujeme je na veličiny nezávisle proměnné x (v praxi to bývá velmi často čas nebo veličina, kterou při experimentu cíleně měníme, např. teplota v úloze s viskozitou apod., vynášíme je v kartézské soustavě na vodorovnou osu x) a závisle proměnné y , které jsou funkcí veličiny nezávisle proměnné a kterou obvykle zjišťujeme měřením nebo výpočtem (vynášíme na svislou osu y). Tyto skupiny veličin nelze mezi sebou zaměňovat!! Uspořádané dvojice hodnot veličiny nezávisle a závisle proměnné určují v souřadnicové soustavě body, jimiž proložená křivka je grafickým vyjádřením zkoumané závislosti ($y = f(x)$). Prosté vynesení bodů vede obvykle ke křivce, která má charakter lomené čáry, což může mít dvě příčiny.

a) Graficky znázorněná funkce je nespojitá, tj. např. pro některá x nejsou definovány (nejsou fyzikálně přípustné) funkční hodnoty y .

b) Graficky znázorněná funkce je spojitá, avšak hodnoty y jsou zatíženy náhodnými chybami.

Pokud můžeme s velkou pravděpodobností vyloučit nespojitý průběh funkce můžeme se pokusit vystihnout její průběh, nejjednodušší situace je tam kde měřená závislost je lineární, pak můžeme použít lineární regrese. V dnešní době díky výpočetní technice lze tuto a další regresní (a jiné) techniky konstrukce grafů zvládnout poměrně snadno, například pomocí statistických nástrojů uvnitř aplikace Excel.

Výpovědní schopnost grafu je také dána druhem použité stupnice a jejím modulem, tj. vlastně zvoleným měřítkem. Nejčastěji používáme stupnici lineární, dosti často také stupnici logaritmickou. Modulem stupnice rozumíme určitou výchozí délkovou jednotku. Čitelnost grafu je také ovlivňována jeho popisem, obě osy musí být popsány názvem nebo symbolem měřené veličiny s udáním jednotky, nebo fyzikálního rozměru.

Doplňky k jednotlivým úlohám

Termistory

Patří mezi nejčastěji používané senzory v elektronice. Důsledkem zvyšování teploty (v jistém rozmezí hodnot) je u polovodičů nárůst počtu volných nosičů náboje. S rostoucí teplotou proto klesá odpor polovodiče, na základě tohoto jevu jsou zkonstruovány termistory – odporové teploměry. Nejjednodušší výraz pro odpor termistoru lze vyjádřit rovnicí:

$$R = A e^{B/T}$$

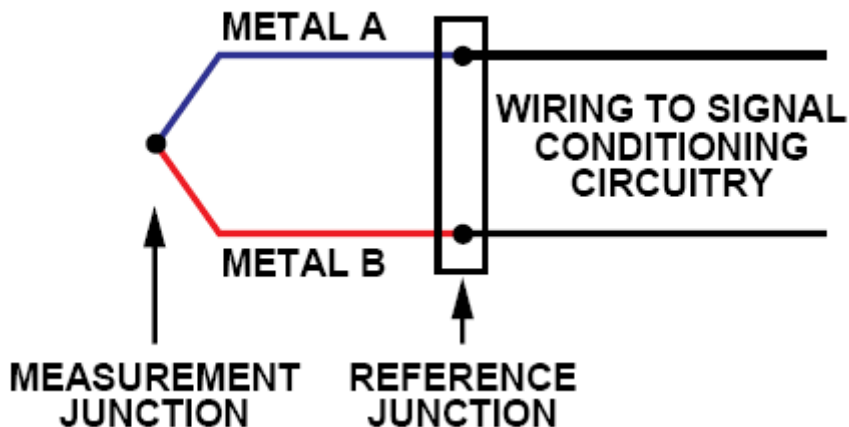
Kde A a B jsou poloempirické konstanty závislé na materiálových a částečně na geometrických vlastnostech polovodiče. Konstantu A lze považovat za odpor termistoru při nekonečně vysoké teplotě, výraz „ $e^{B/T}$ “ se s rostoucí teplotou zmenšuje, což odráží skutečnost, že odpor termistoru s rostoucí teplotou klesá.

Termistory se vyrábějí z oxidů některých kovů, jež vykazují vlastnosti polovodičů a to v podobě perliček, tyčinek, prstenců, fólií atd. Jejich výhodou jsou především malé rozměry a velmi dobrá přesnost měření, dále malá tepelná kapacita a konečně elektrická povaha měření umožňující snadné zpracování získaných dat. Nevýhodou je nelineární charakteristika.

Pro posuzování funkčních vlastností termistoru má značný význam jeho časová konstanta, tj. doba, za kterou se teplotní rozdíl mezi termistorem a okolím zmenší na 1/e-tou část (u nekrytých perličkových termistorů je tato konstanta menší než jedna sekunda). Při vlastním měření však musíme brát v úvahu i skleněný nebo jiný obal, jenž časovou konstantu značně zvětšuje. Celou řadu praktických aplikací přináší ochlazování termistoru vnějším prostředím. Je to např. měření rychlosti pomalu proudících kapalin a plynů, měření stupně vakua, měření vlhkosti vzduchu na principu aspiračního psychrometru aj. V medicíně nacházejí termistory relativně široké uplatnění, umožňují měřit teplotu bodově, v místech pro rtuťový teploměr nedostupných, a to dlouhodobě a automaticky. Proto se s nimi setkáme na jednotkách intenzivní péče, v tělovýchovném lékařství, při měření týkajících se tepelné pohody člověka. Termistor je častou pomůckou fyziologů a součástí mnoha technických zařízení. Jsou též využívány pro měření dechové frekvence a při řízení léčby pomocí přehřívání tkáně (hypertermii).

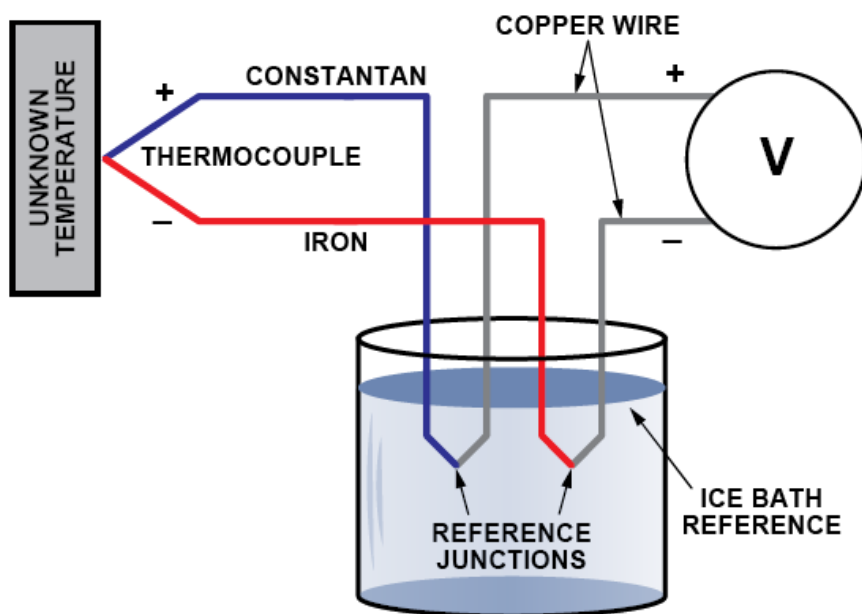
Termočlánky

Termočlánky jsou jednoduché, široce používané senzory pro měření teploty. Klasický termočlánek, jak je znázorněno na obrázku 1, se sestává ze dvou vodičů z různých kovů spojených na jednom konci tvořící tzv. měřící ("Hot") spojení. Jejich druhé konce, na kterých nejsou vodiče spojeny, jsou připojeny na vodiče měřícího obvodu, které jsou typicky vyrobeny z mědi. Toto spojení mezi kovovými termočlánky a měděnými vodiči se nazývá referenční ("studené") spojení.



Obr. 1

Napětí na referenčním spojení závisí jednak na teplotě měřicího spojení, tak na teplotě referenčního spojení. Přesto, že termočlánek je diferenciální zařízení spíše než zařízení pro absolutní měření teploty, teplota referenčního spojení musí být známa z důvodu získání přesné absolutní teploty. Tento proces je znám jako kompenzace studeného konce.



Obr. 2

Proces kompenzace studeného konce může být proveden dvojím způsobem. První způsob je schematicky znázorněn na obrázku 2, kdy jsou oba konce termočlátku umístěny do místa s konstantní teplotou, nejčastěji např. do Dewarovy nádoby s prostředím o teplotě 0°C. Druhou možností je kompenzace nestálé teploty studeného konce pomocí kompenzačního elektrického obvodu. V tomto případě je ale nutné znát teplotu studeného konce (úměrně tomu je zvyšováno či snižováno termonapětí termočlátku), která je měřena především pomocí termistorů či termiodů (umístění ve stejném prostředí jako studený konec).

Termočláanky jsou použity v různých aplikacích pro měření teploty přibližně do +2500 °C. Nejoblíbenějšími termočláanky je typ K, skládající se z Chromel® a Alumel® (Obchodní jména slitiny niklu s obsahem chromu a hliníku, manganu a křemíku), s měřicím rozsahem od -200 °C do +1250 °C.

Výhody

Teplotní rozsah: v závislosti na použitém kovu termočlátku. Termočlánek je schopen měřit teplotu v rozmezí $-200\text{ }^{\circ}\text{C}$ do $+2500\text{ }^{\circ}\text{C}$. Velikost a robustnost: termočláanky jsou malé a přesto robustní zařízení, která jsou imunní na otřesy a vibrace a jsou vhodné pro použití v prostředí exponovaném mechanickému stresu. Rychlá reakce: protože jsou termočláanky (zejména jejich měřicí část) malé a mají nízkou tepelnou kapacitu, mohou rychle reagovat na teplotní změny, zejména pokud je danému prostředí exponována měřicí část termočlátku. Termočlánek (v závislosti na jeho rozměrech) může reagovat na rychle se měnící teplotu během několika set milisekund.

Nevýhody

Převod a zpracování signálu: z podstaty funkce termočlátku plyne nutnost převedení termonapětí na konkrétní hodnotu teploty, což může být zatíženo jistou chybou (algoritmus, nelinearita, vzorkování).

Přesnost a chyba měření: měření teploty termočlánkem je pouze tak přesné, jak přesně definovaná a stálá je teplota v místě referenčního spojení. Teplota bývá obvykle měřena v rámci chyby $1\text{ }^{\circ}\text{C}$ až $2\text{ }^{\circ}\text{C}$. • Náchylnost ke korozi: vzhledem k tomu, termočláanky se skládají z dvou různých kovů, v některých prostředích může dojít k jejich korozi a toto může mít za následek zhoršení přesnosti měření. Proto zejména měřicí konce potřebují ochranu a údržbu během provozu. Eliminováno případným opláštěním. Citlivost a šum: při měření změny signálu na úrovni mikrovoltů může být problémem přítomnost elektrického a magnetického pole. Tato situace může být eliminována použitím stíněných kabelů. Měřicí přístroj by měl také obsahovat možnost filtrace a potlačení signálu (buď v hardware nebo software), se silným odmítnutím frekvencí $50\text{ Hz}/60\text{ Hz}$ a jejich harmonických násobků.

Nejčastějšími termočláanky jsou typy J, K, a T. Při pokojové teplotě se jejich napětí mění v závislosti na změně okolní teploty o $52\text{ }\mu\text{V}/^{\circ}\text{C}$, $41\text{ }\mu\text{V}/^{\circ}\text{C}$ resp. $41\text{ }\mu\text{V}/^{\circ}\text{C}$ – což je označováno a tabelováno jako tzv Seebeckův koeficient α (tab.1, graf 1). Ostatní méně obvyklé druhy termočláanků mohou mít i menší změny napětí s rostoucí teplotou

Při malých rozdílech je napětí ΔU úměrné teplotnímu rozdílu a Seebeckově koeficientu –

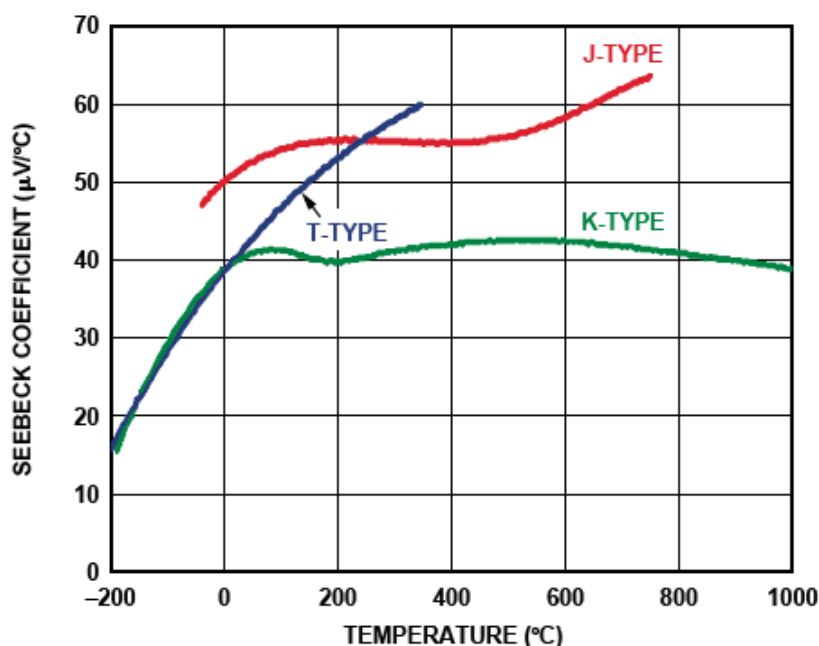
$$\Delta U = \alpha \cdot \Delta T.$$

$$Emf = \int_{T_1}^{T_2} S_{12} \cdot dT = \int_{T_1}^{T_2} (S_1 - S_2) \cdot dT$$

Tabulka 1 porovnává citlivost různých typů termočlánků.

Table 1. Voltage Change vs. Temperature Rise (Seebeck Coefficient) for Various Thermocouple Types at 25°C.

Thermocouple Type	Seebeck Coefficient ($\mu\text{V}/^\circ\text{C}$)
E	61
J	52
K	41
N	27
R	9
S	6



Graf 1

Ref.: Matthew Duff and Joseph Towey, Analog Dialogue 44-10, October (2010)

Hlukoměr

U každého člověka existuje určitý stupeň senzitivity (tolerance) k rušivému účinku hluku. Jedná se o vlastnost specifickou každému jedinci. V populaci se vyskytuje 10-20% vysoce senzitivních jedinců a stejné procento osob tolerantních. U zbylých 60-80% populace platí závislost míry obtěžování na velikosti hlukové zátěže.

Obecně se působení hluku neprojeví bezprostředně ani bolestí ani zřetelnou poruchou sluchu. Počáteční sluchová ztráta postihuje vnímání vyšších tónů, které nejsou k běžnému slyšení nezbytné. **Za dostatečně prokázané** nepříznivé zdravotní účinky hluku je považováno poškození sluchového aparátu především na pracovištích. Účinky hluku ovlivňují celou řadu funkcí a reakcí člověka, mohou se projevit poruchou emoční rovnováhy nebo sociální interakcí.

Pro zajímavost: **právní definice hluku** definuje hluk jako *zvuk, který člověka poškozuje (na zdraví, majetku, na životním prostředí), ruší anebo obtěžuje. Zákonná definice zvuk, který může být*

škodlivý pro zdraví a jehož hygienický limit stanoví prováděcí právní limit. **Hygienický limit** je nejvyšší přípustná hodnota hluku stanovená pro místa pobytu osob z hlediska ochrany jejich zdraví před nepříznivými účinky hluku.

Člověk se běžně pohybuje v prostředí kde hladiny hluku kolísají mezi 25 až 105 dB. Mezní hodnoty rozsahu vnímání zvuku odpovídají pro zvukový práh 0 dB a pro hluk způsobující bolest 120-130dB. **Spánek by neměl být rušen hluky nad 45 dB, hluk od 50 dB ruší dobrou duševní pohodu, duševní práci vyžadující soustředěnost a přesnost.**

V následující tabulce jsou uvedeny některé vybrané tabulované hodnoty **hladiny intenzity zvuku:**

Zvuk (hluk)	Hladina intenzity zvuku (hluku) [dB]
Zvukový práh	0
Šelest listí	10
Šum listí	20
Tichá místnost v noci	25
Pouliční hluk v tichém předměstí	30
Tlumený rozhovor	40
Normální pouliční hluk	50
Hlasitý rozhovor	60
Hluk na silně frekventovaných ulicích velkoměsta	70
Hluk v tunelech podzemních železnic	80
Hluk motorových vozidel; symfonický orchestr	90
Maximální hluk motorky; rockový koncert	100
Hlasité obráběcí stroje	110
Startující letadlo ve vzdálenosti 1 m	120
Hluk působící bolest	130

Právní a hygienické limity však zavádí namísto hladiny intenzity zvuku **ekvivalentní hladinu akustického tlaku A**. Je tedy namíste tyto pojmy definovat.

Fyzikální definice **hladiny akustického tlaku** je dána vztahem (1):

$$L_p = 10 \cdot \log \left(\frac{p^2}{p_0^2} \right) = 20 \cdot \log \left(\frac{p}{p_0} \right) \text{ [dB; Pa; Pa] , } p_0 = 2 \cdot 10^{-5} \text{ [Pa]}$$

kde p_0 je akustický tlak nejslabšího slyšitelného zvuku o frekvenci 1000Hz.

Hladina intenzity zvuku je definována jako (2)

$$L_I = 10 \cdot \log \left(\frac{I}{I_0} \right) \left[\text{dB; } \frac{W}{m^2}; \frac{W}{m^2} \right] , I_0 = 1 \cdot 10^{-12} \left[\frac{W}{m^2} \right]$$

Lidské vnímání hladiny intenzity zvuku však není pro všechny frekvence stejné. Vyšší frekvence jsou vnímány jako intenzivnější, subjektivně více nepříjemné. Aby se naměřené hodnoty co nejlépe přiblížily lidskému vnímání, byly zavedeny analyticky jednoduše vyjádřitelné **korelační křivky** značené A, B, C. Křivka C je lineární, nezavádí žádnou korelaci. Křivka B připodobňuje měření subjektivnímu vjemu hlasitých zvuků a křivka A vjemu slabších zvuků. Pokud uvádíme veličinu s ohledem na korelační křivky, mluvíme již o **hladině zvuku (hluku)**. Jelikož na měření hluku jsou použity mikrofony, které reagují na změny akustického tlaku (nikoliv na změny intenzity), je vhodné pro výpočty hladiny zvuku použít vztah (1). Vypočtené hodnoty pak v návaznosti na použitou korelační křivku nabývají symboliku $L_p(A)$, $L_p(B)$, $L_p(C)$.

Poněvadž odečítání okamžitých hladin akustického tlaku a jejich průměrování v čase není v reálných podmínkách praktické, byla definována **ekvivalentní hladina akustického tlaku (A)**. Ta odpovídá energeticky shodné hladině akustického tlaku, která by byla konstantní po celou dobu trvání expozice, tj. denní nebo noční dobu.

Maximální hygienické limity hluku uváděné ke dni 31.8.2007 (ve vztahu ke korelační křivce A)

Hluk pronikající/šířící se vzduchem	Ekvivalentní hladina akustického tlaku A v době 6:00 až 22:00 (denní doba)	Ekvivalentní hladina akustického tlaku A v době 22:00 až 6:00 (noční doba)	Vyjímky Noční doba
Do vnitřního (uzavřeného) prostoru staveb	45 dB	30 dB	35 dB v blízkosti hlavní komunikace
Ze zdrojů uvnitř budovy*	45 dB, (40 dB pro obytné místnosti)	30 dB	35 dB v blízkosti hlavní komunikace
Vnější prostor a vnější prostor staveb	67 dB	40 dB	45 dB v blízkosti železniční dráhy
Limit pro hluk z leteckého provozu (pro chráněný venkovní prostor**)	60 dB	50 dB	
Silniční doprava	70 dB	60 dB	
Železniční	70 dB	60dB	
Integrovaná zařízení	50 dB	40 dB	
Nejvyšší přípustná ekvivalentní hladina akustického tlaku pro zvuk elektronicky zesilované hudby v prostoru pro posluchače je 100 dB po dobu maximálně 4 hodin.			

* Za hluk ze strojů uvnitř budovy se považuje i hluk ze zdrojů umístěných mimo posuzovaný objekt, pronikající do tohoto objektu jiným způsobem než vzduchem, tj. konstrukcí nebo podlažím.

** Chráněným venkovním prostorem se rozumí nezastavěné pozemky, které jsou užívány k rekreaci, sportu, léčení a výuce.

Funkce, symboly na displeji a ovládací tlačítka přístroje:

MAX- funkce zobrazení maximální naměřené hodnoty na displeji během průběžného měření. Tato funkce se zapíná/vypíná stlačením tlačítka „MAX“.

HOLD- funkce zobrazení a podržení momentální hodnoty na displeji. Funkce se zapíná/vypíná stlačením tlačítka „HOLD“.

dBA- měřící charakteristika přístroje s filtrem potlačujícím intenzitu zvuků o nižších frekvencích představující v aproximaci charakteristiku lidského ucha. Tato funkce se zapíná/vypíná stlačením tlačítka „A/C“.

dBC- měřící charakteristika přístroje bez filtru vyhodnocující intenzitu zvuku bez frekvenční závislosti. Tato funkce se zapíná/vypíná stlačením tlačítka „A/C“.

Hi- signalizace zapnutí dolního měřicího rozsahu přístroje v hodnotách od 60 do 130 dB. Tato funkce se zapíná/vypíná stlačením tlačítka „Hi/Lo“.

Lo- signalizace zapnutí horního měřicího rozsahu přístroje v hodnotách od 30 do 100 dB. Tato funkce se zapíná/vypíná stlačením tlačítka „Hi/Lo“.

FAST- tato funkce nastavuje vyšší vzorkovací frekvenci přístroje s dobou jednoho měření 125 ms/měření. Funkce se zapíná/vypíná stlačením tlačítka „F/S“.

SLOW- tato funkce nastavuje nižší vzorkovací frekvenci přístroje s dobou jednoho měření 1 s/měření. Funkce se zapíná/vypíná stlačením tlačítka „F/S“.

OVER- hlásí na displeji přístroje překročení zvoleného rozsahu intenzity zvuku

BAT- hlásí nutnou výměnu provozní baterie v přístroji

Ruční měřič rychlosti větru

Ovládací tlačítka přístroje :

MODE/o tlačítko :

-přepnutí mezi funkcí ukazatele rychlosti větru a teploty/chladu větru

-funkce ON/OFF

± tlačítko:

-změna parametrů zobrazení zvolené funkce měření

Výběr měřicího modu přístroje:

Přístroj měří ve dvou různých modech, první funkcí je měření rychlosti větru, druhou je zobrazení teploty/chladu větru. Pomocí tlačítka **MODE/** lze tyto dvě funkce přepínat a zobrazit hodnoty těchto veličin na display.

Funkce měření rychlosti větru – lze zvolit tři různé mody měření, WIND- současná rychlost větru, Δ WIND- maximální rychlost větru, Ø WIND- průměrná rychlost větru. Přepínání mezi jednotlivými mody pomocí tlačítka „+“.

Funkce měření teploty a chladu větru – pomocí tlačítka „+“ lze na display zvolit zobrazení teploty nebo chladu větru. Pro teploty mimo rozmezí -29,9°C to +59°C nelze zobrazit chlad větru.

Funkce ON/OFF

-stisknutím tlačítka **MODE/o** na 2 vteřiny dojde k vypnutí/zapnutí přístroje.

Spektrofotometrie

Spektrofotometrie je metoda, která využívá velmi významnou skupinu laboratorních přístrojů, které označujeme jako spektrofotometry. V praxi se používají pro stanovování koncentrací látek, které absorbují nebo vyzařují infračervené, viditelné a ultrafialové světlo a nepřímo také i pro studium chemické struktury těchto látek.

Absorpční spektrofotometrie vychází z tzv. Lambert – Beerova zákona

$$I = I_0 \cdot 10^{-\varepsilon cd}$$

I_0 – původní intenzita světla

I – intenzita světla vystupujícího z roztoku

ε – absorpční koeficient (konstanta)

c – koncentrace absorbujícího roztoku

x – tloušťka absorbující vrstvy

Absorpční křivka obecně vyjadřuje závislost absorbance roztoku absorbující látky na vlnové délce světla. Absorpční křivka je pro každou barevnou látku charakteristická. Na základě změn této křivky lze často usuzovat na povahu chemických změn dané látky.

Studium absorpčních křivek má v praxi široké použití. Absorpční spektrum látky - závislost absorpce na vlnové délce (charakterizované např. absorpčním koeficientem) nám dává cenné informace o struktuře látky. Absorpčních spekter se též využívá k identifikaci neznámé látky v chemické kvalitativní analýze. Praktické aplikace této metody nalezneme nejčastěji v soudním lékařství, toxikologii a lékařské genetice. Studium absorpčních křivek např. hemoglobinu lze využít při sledování změn jeho oxidačního stavu, sycení kyslíkem a jeho interakce s některými látkami. V rámci laboratorní praxe je většinou nutné absorpční křivku proměřit i v rámci přípravy na spektrofotometrické stanovení koncentrace různých látek.

Spektrofotometrie je jednou z nejrozšířenějších metod v laboratorním biomedicínkém výzkumu a velmi často se s ní setkáváme i v klinických biochemických laboratořích, kde se používá při vyšetřování různých tkáňových vzorků. Na základě hodnocení barevného odstínu způsobeného reakčními produkty, lze spektrofotometricky stanovit např. hladiny enzymů v krevním séru, žaludeční šťávě, likvidu, homogenizovaném jaterním parenchymu atd. Stanovení např. obsahu hemoglobinu je jedním z nejběžnějších krevních vyšetření. Pro klinickou praxi se většinou vyrábějí automatizované a programově řízené spektrofotometry přizpůsobené pro rutinní klinické zkoušky.

Refraktometrie

Refraktometrie je nepřímá metoda měření indexu lomu na základě měření mezního úhlu. Mezní úhel je úhel dopadu, pro který úhel odrazu je roven 90° . Každá látka má specifický mezní úhel. Jde o to, že paprsky, které na danou látku dopadnou v úhlu větším než je mezní úhel této látky, se úplně odrazí. Například silný třpyt diamantu je způsoben právě jeho malým mezním úhlem (24°). O mezním úhlu hovoříme pouze dopadne-li paprsek na rozhraní dvou optických prostředí, z nichž druhé je opticky řidší. Index lomu je veličina závislá mj. na vlnové délce světla a v případě roztoků, také na jejich **koncentraci**. Pro zjištění koncentrace roztoků je nutné sestavit kalibrační křivku, tj. závislost indexu lomu na koncentraci rozpuštěné látky.

Refraktometr je optický přístroj měřící index lomu kapaliny na principu měření mezního úhlu odrazu světla.

S refraktometry se můžeme setkat především v biomedicínských laboratořích. Refraktometrie je poměrně velmi rychlá analytická metoda využívající měření indexu lomu k rychlému určování například čistoty látek, složení binárních směsí rozpouštědel, koncentrace (titru) roztoků nebo k detekci separovaných složek při kapalinové chromatografii. Výhodou této metody je také to, že při ní není nutné používat žádná titrační činidla nebo elektrodové systémy (jako např. u konduktometrie). Často se používá také v optických laboratořích při měření indexu lomu brýlových skel i dalších látek.

Fokometr

Jedním za základních přístrojů, které patří mezi vybavení provozovny oční optiky, optometrického, resp. oftalmologického pracoviště je **fokometr** – anglicky focimeter, fokometer, německy Scheitelbrechwertmesser. Tento název je vžitý a celosvětově používaný,

i když přístroj vlastní fokus, tedy ohnisko, resp. ohniskovou vzdálenost čočky neměří a jeho název je tedy věcně nesprávný.

Brýlová čočka tvoří z fyzikálního hlediska centrovanou optickou soustavu. Tato je tvořena dvěma plochami s daným poloměrem křivosti, o určité tloušťce a indexu lomu. Její optickou mohutnost určíme z Gullstrandovy rovnice :

$$\Phi = \Phi_1 + \Phi_2 - d/n \cdot \Phi_1 \cdot \Phi_2$$

kde Φ je optická mohutnost čočky, Φ_1 resp. Φ_2 jsou optické mohutnosti jednotlivých ploch, d tloušťka čočky a n její index lomu.

Optickou mohutnost příslušné plochy určíme ze vztahu :

$$\Phi_{1 \text{ resp. } 2} = n_1 - n/r_{1 \text{ resp. } 2}$$

kde n_1 je index lomu prostředí za uvažovanou plochou, n před touto plochou.

Pokud známe hodnotu ohniskové vzdálenosti, určíme optickou mohutnost čočky jako její vergenci. Jednotkou optické mohutnosti je 1 D. Čočka má optickou mohutnost 1 D, pokud je její ohnisková vzdálenost 1 m. **Ohnisková vzdálenost** je vzdálenost předmětového (obrazového) ohniska od příslušné hlavní roviny. **Hlavní rovina** je rovina kolmá na optickou osu, prochází hlavním bodem optické soustavy. Tyto roviny hrají důležitou úlohu při optickém zobrazování, příčné zobrazení je rovno 1, tedy chod paprsků mezi těmito rovinami nemění svůj směr.

Fokometrem měříme **vrcholovou lámavost A** příslušné čočky. Vrcholová lámavost je definována jako vergence **sečné ohniskové vzdálenosti a**, tedy vzdálenosti od ohniska k příslušnému vrcholu čočky. Jednotkou vrcholové lámavosti je také 1 D, sečné ohniskové vzdálenosti 1 m. Rozdíl mezi hodnotami Φ a A musí být zohledněn u přesných optických přístrojů, pro brýlovou optiku je zanedbatelný.

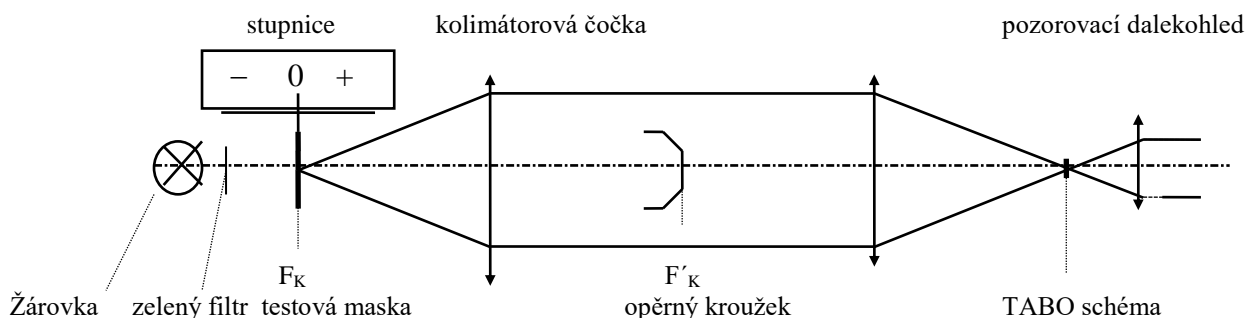
Měřené brýlové čočky mohou být sférické, tórické, prizmatické a víceohniskové – bifokální, trifokální a multifokální – progresivní. (viz. Brýlová optika Rutrle)

Sférickými čočkami korigujeme myopii, hypermetropii, presbyopii, tórickými čočkami astigmatismus, prizmatickými heterofórie a heterotropie převážně ve spojení s refrakčními vadami a víceohniskovými výše uvedené refrakční vady u presbyopů, kteří používají jednu korekční pomůcku na více pohledových vzdálenostech.

Fokometry dělíme na mechanické - okulárové, projekční a automatické.

Umožňují měření vrcholové lámavosti, zjištění a označení optického středu měřené čočky, měření a označení hlavních řezů tórických čoček, hodnoty a orientace báze prizmatických čoček. Nové verze automatických fokometrů mají doplňkové funkce, pomocí kterých stanovíme index lomu, disperzi (Abbeovo číslo) nebo spektrální propustnost měřené čočky.

Optické schéma okulárového fokometru (bez vložené čočky):

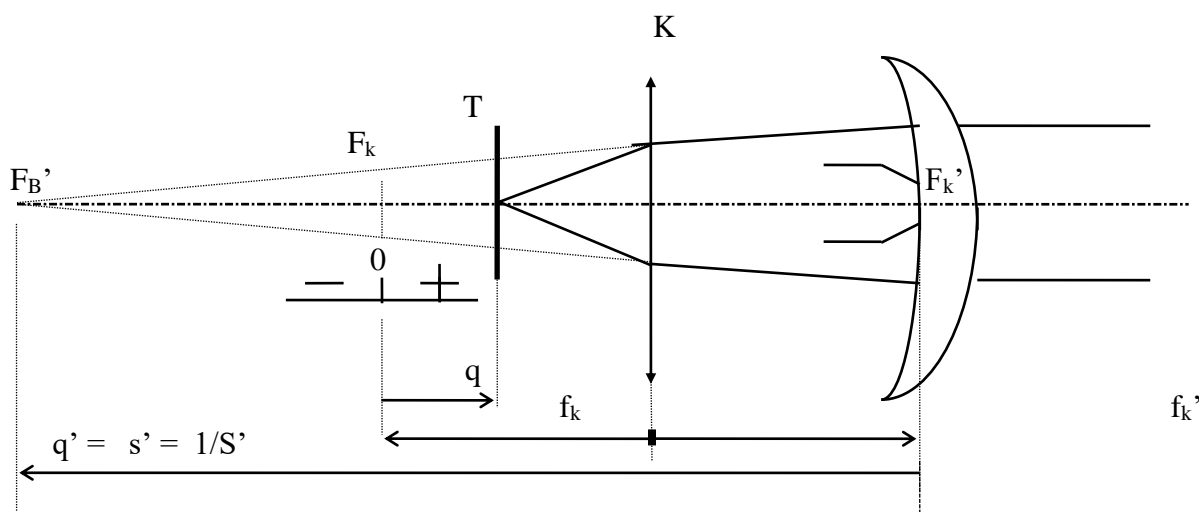


Stupnice hodnot vrcholové lámavosti v klasickém fokometru – rovnice fokometru

Nastavování hodnot vrcholové lámavosti na stupnici je mechanicky spojeno u klasických fokometrů s posuvem destičky s testovou značkou ve směru osy kolimátoru. Vzdálenost tohoto posunutí můžeme vypočítat podle upravené Newtonovy zobrazovací rovnice ($q \cdot q' = f \cdot f'$) s přihlédnutím k následujícímu obrázku :

$$S' = 1000 q / f_k^2 \quad [D, \text{mm}]$$

Posunutí destičky s testovou značkou při měření spojné čočky :



T ... destička s testovou značkou

K ... objektiv kolimátoru

F_k , F_k' ... ohniska kolimátoru

F_B' ... ohnisko brýlové čočky

f_k , f_k' ... ohniskové vzdálenosti obj. kolimátoru

s' ... sečná ohnisková vzdálenost měřené čočky

S' ... vrcholová lámavost měřené čočky

q ... vzdálenost posunutí destičky s test.značkou od ohniska kolimátoru (nulové rysky)

Ze znění rovnice je patrné, že na délku posunutí značky z nulové hodnoty ve směru kladných nebo záporných hodnot vrcholové lámavosti na stupnici má vliv **optická mohutnost kolimátorové čočky**. Čím je vyšší, tím je posunutí při měření konkrétní čočky *menší*. Stupnice pak musí mít hustší dělení rysek, které označují jednotlivé dioptrické hodnoty. To klade na konstruktéra přístroje vyšší nároky, poněvadž musí zajistit, aby s rostoucí miniaturizací stupnice nebyla ohrožena přesnost odečítání naměřených hodnot. Konstrukční řešení způsobu odečítání hodnot vrcholové lámavosti má proto velký vliv na přesnost a spolehlivost měření (viz vnější a vnitřní způsob odečítání hodnot).

Ohnisková vzdálenost objektivu kolimátoru musí být *kratší* než ohnisková vzdálenost nejlámavější měřené čočky. Rozsah stupnice dioptrických hodnot je tedy podřízen této podmínce.

Polarimetre

Polarimetre je metoda studující vlastnosti opticky aktivních látek pomocí jejich schopnosti stáčet rovinu polarizovaného světla.

Opticky aktivní látka (nebo její roztok) je:

Sloučenina, jenž je schopna stáčet rovinu lineárně polarizovaného světla, které těmito sloučeninami prochází.

Tuto schopnost mají sloučeniny složené z asymetrických molekul.

Nejčastější příčinou asymetrie je přítomnost chirálního uhlíku-atomu se čtyřmi různými substituenty.

Polarimetrie je citlivá, nedestruktivní technika měření optické aktivity vykazované organickými i anorganickými substancemi. Vzorek je považován za opticky aktivní tehdy, pokud je rovina lineárně polarizovaného světla jím procházejícího stočena. Velikost natočení roviny při průchodu vzorkem je určena molekulární strukturou a koncentrací tzv. "chirální" molekuly ve vzorku. Látky obsahující asymetrický uhlík stáčejí rovinu polarizovaného světla doprava nebo doleva.

Pochází-li lineárně polarizované světlo roztokem opticky aktivní látky, dochází ke stočení polarizační roviny o určitý úhel α . Velikost tohoto úhlu je přímo měrná délce d [m] dráhy světelných paprsků v opticky aktivním prostředí a koncentraci c [g/l] opticky aktivní látky. Platí:

$$\alpha = [\alpha]_d^T \cdot d \cdot c \cdot 10^{-2}$$

kde $[\alpha]_d^T$ je specifická otáčivost, je dána úhlem α , o který se stočí polarizační rovina monochromatického světla o vlnové délce λ průchodem vrstvou opticky aktivní látky o tloušťce $d = 0,1$ m a o koncentraci $c = 10$ g/l při teplotě T . Polarimetrické stanovení koncentrace látky je možné provést

a) výpočtem ze vzorce (pokud známe specifickou otáčivost)

b) graficky (z experimentálně stanovené závislosti úhlu stočení polarizační roviny na koncentraci opticky aktivní látky).

Určení zrakové ostrosti

Zjistit kvalitu zrakové ostrosti patří k základnímu oftalmologickému vyšetření. Provádí se po zjištění anamnestických údajů a provedení aspekce. Vědět, s jakým viděním k nám pacient přichází je důležité jak z hlediska hrubého odhadu velikosti hodnoty refrakční vady, tak i závažnosti patologie oka.

Zařízení pro měření zrakové ostrosti – **optotypy** – jsou konstruovány na principu **minima separabile**, tedy prahové hodnoty schopnosti oka rozlišit dva blízko sebe ležící body.

Optotypy jsou vlastně tvořeny soubory znaků (písmena, číslice, Landoltovy kruhy, Pflugerovy háky, dětské optotypy apod.), seřazených do tabulek od největších po nejmenší tak, abychom co nejobektivněji posoudili momentální zrakový výkon.

Dosažený **vízus** zapisujeme zlomkem, v jehož čitateli je vyšetřovací vzdálenost v metrech, ve jmenovateli je uvedena hodnota vzdálenosti, ze které by měl vyšetřovaný znak rozlišit pod úhlem $1'$. (také v metrech, např. $V = 5/15$ – tedy čte z 5m co by měl číst z 15m).

Pojem zraková ostrost zavedl koncem 19. století F. C. Donders jako schopnost zrakového systému rozeznávat drobné detaily předmětů a zvláště číst co nejdrobnější, kontrastní písmena. Zraková ostrost je ovlivňována faktory fyzikálními (vady optického systému), fyziologickými (adaptace, rozložení smyslových elementů) a psychologickými (kontrast, pozornost). Poskytuje nám rychlou informaci o stavu zrakového orgánu.

Zdánlivě jednoduchý úkol, jako je přečíst písmeno, předpokládá vytvoření ostrého obrazu na sítnici, poté přeměnu světelné energie v neurální aktivitu, zpracování informace v sítnici a přenos této informace ke konečnému zpracování a vyhodnocení ve zrakovém centru v mozku. Tento řetězec může být porušen na kterémkoliv stupni, nejčastější příčinou snížení zrakové ostrosti však bývá vytvoření neostrého obrazu na sítnici, jako důsledku refrakční vady.

Raleigh upozornil, že i ve zdravém emetropickém oku lze odlišit dva bodové objekty jen tehdy, jsou-li jejich rozptylné kroužky (airy discs) na sítnici od sebe vzdáleny o polovinu svého průměru, což je asi 45 úhlových sekund (0,0125 stupně).

Důležitou roli v procesu vidění má uspořádání – mozaika fotoreceptorů na sítnici.

Již několik stupňů do periferie klesá jak jejich počet, tak pravidelnost uspořádání a zvětšuje se i jejich velikost. Dva body lze rozlišit, leží-li mezi dvěma čípkami jeden nepodrážděný. Počet čípků v centrální krajině sítnice je však variabilní. Průměrná prostorová frekvence rozlišovací schopnosti je asi 60 cyklů na jeden stupeň. S klesajícím počtem a zvětšující se velikostí čípků do periferie sítnice tak klesá rozlišovací schopnost. Nyquistův limit stanoví, že maximální prostorová frekvence odpovídá polovině průměru čípku. Maximální rozlišovací schopnost je proto v centru fovey. Čípky jsou zde více nahromaděny ve směru do centra zornice nebo lehce nazálně. Na světelné paprsky procházející centrem zornice proto oko reaguje mnohem citlivěji než na paprsky procházející periferií zornice (Stiles-Crawfordův efekt).

Čípky jsou tedy směrově různě citlivé a fungují jako optická vlákna. Čím větší je úhel, pod kterým dopadá světlo k čípkům, tím více klesá jejich senzitivita. Ve foveole připadá na jeden čípek jedna gangliová buňka. V periférii sítnice je méně gangliových buněk než čípků. Optická kvalita podnětu a optimální korekce refrakce oka jsou tedy jen jednou (byť velmi důležitou) podmínkou zajišťující kvalitu zrakové ostrosti.

Tyčinky hrají důležitou roli při vidění za snížených světelných podmínek. Tyčinek je v sítnici asi 200 milionů. Ve foveole zcela chybí. Jejich počet se zvyšuje asi do 20 stupňů kolem centra, ale dále směrem do periferie jejich počet klesá. Zdá se, že na rozdíl od čípků nejsou tyčinky nasměrovány s ohledem na centrum zornice.

První zprávy o zjišťování zrakové ostrosti pomocí písmen nalézáme již na začátku 19. století. Byl to však až Herman Snellen, který se zasloužil o popularizaci svých tabulek s písmeny. Písmena tvoří soustavu znaků viditelných z určité vzdálenosti jako celek pod 5 obloukovými minutami a detaily pod 1 obloukovou minutou. Přesto, že Snellenovy optotypy mají řadu nedostatků, jsou s malými změnami používány v klinické praxi dodnes. Mezi nedostatky Snellenových optotypů patří:

1. Různá písmena nejsou stejně čitelná. Sloan proto dává přednost písmenům S, D, K, H, N, O, C, V, R a Z.
2. Počet písmen v řádcích klesá od jednoho, tj. 6/60, na 8, tj. 6/4. Navíc je známo, že lépe se čte písmeno, které není obklopeno jinými písmeny, než více písmen na řádku. Hovoříme o jevu zvaném „crowding“ (shlukování).
3. Horizontální vzdálenost mezi jednotlivými písmeny v řádcích není úměrná jejich šířce, kolísá mezi 40–120 %.
4. Vertikální vzdálenost mezi řádky neodpovídá velikosti písmen.
5. Posloupnost velikosti písmen v jednotlivých řádcích není pravidelná. Např. u 6/5 a 6/6 je zvětšení velikosti písmen 120 %, u 6/36 a 6/60 je to 167 %.
6. Tabulky nemají písmena menší než 6/5, přestože většina mladých lidí má zrakovou ostrost lepší než 6/4.
7. Mírou dosažené zrakové ostrosti je poslední řádek, ve kterém vyšetřovaný přečte všechna písmena a v dalším pak již žádná. Prakticky však vyšetřovaný v dalším řádku ještě některá písmena rozezná, což lze označit jako např. 6/12+, 6/12- nebo 6/12 částečně.

Australští optometristé Ian Bailey a Jan Lovie-Kitchin navrhli vylepšené tabulky, u nichž:

1. v každém řádku je pět písmen,
2. vzdálenost mezi písmeny v každém řádku je stejná, rovná se šířce písmene,
3. vzdálenost mezi řádky je stejná, rovná se výšce písmen ve spodním řádku,
4. velikost písmen sleduje logaritmickou progresi a narůstá ve stejných krocích po 0,1 logMAR.

LogMAR je \log_{10} minimálního úhlu rozlišení (Minimum Angle of Resolution – MAR). Písmeno v řádku 6/6 se rovná MAR jedné obloukové minuty a logMAR 0 ($\log_{10}(1)=0$). Při nárůstu velikosti písmen v každém řádku o 0,1 připadá na každé z pěti písmen v řádku jedna pětina, tedy 0,02. Čte-li vyšetřovaný v tomto řádku špatně jedno písmeno, je logMAR 0,02, čte-li špatně dvě písmena, je logMAR 0,04 atd.

Nevýhodou tohoto systému je nutnost soustředit se na odečítání či přičítání hodnoty 0,02. To, že záporné hodnoty logMAR mohou znamenat vcelku dobrou zrakovou ostrost, je poněkud kontraproduktivní. Bailey proto doporučil alternativní metodu vyhodnocování, tzv. Visual Acuity Rating – VAR, což znamená „měření zrakové ostrosti“ ($VAR = 100 - (50 \times \logMAR)$). Přečte-li vyšetřovaný všechna písmena v řádku 6/6 ($\logMAR = 0$), pak $VAR = 100$. Přečte-li špatně jedno písmeno z tohoto řádku, pak je VAR 99, přečte-li z následujícího řádku 2 písmena, je VAR naopak 102. Tímto způsobem zůstanou všechny výhody spojené s propočty na bázi logMAR, avšak bez zbytečných počtů. Zároveň se vyhneme minusovým hodnotám.

Konvenční tabulky na vyšetřování zrakové ostrosti jsou obecně konstruovány na vzdálenost 5 nebo 6 metrů, osvětlení dosahuje hodnot nad 100 cdm^{-2} a kontrast je větší než 90 %. Tato omezení pomáhají řešit projekční optotypy a zvláště LCD optotypy, vyvinuté v 90. letech minulého století.

Nekladou žádné zvláštní nároky na velikost vyšetřovny, umožňují projekci různých druhů optotypů, různých typů, velikostí a kontrastu znaků. Pomocí ovladače lze upřesňovat spolupráci s vyšetřovaným. Přístroj umožňuje využití i dalších testů, jako je bichromatický test, astigmatický vějíř, Maddoxův test, měření prizmatické úchylky a vyšetření stereopse.

Vyšetření zrakové ostrosti je subjektivní vyšetření. Předpokladem přesnosti a srovnatelnosti výsledků je soustředěná pozornost a vůle k dobré spolupráci jak u vyšetřujícího, tak zvláště u vyšetřovaného.

Pokud vyšetřovaný nerozezná největší znak ze standardní vzdálenosti, přibližuje se k optotypu. Další metodou je rozeznání prstů na tmavé podkladové tabulce, zápis je pak prsty 0,5m apod., nerozezná-li prsty, vyšetřuje se rozeznání pohybu ruky před okem, nejsme-li úspěšní, následuje světelná projekce z 8 pohledových směrů. Zápis : V = pohyb, resp. světlocit se správnou (vadnou) projekcí.

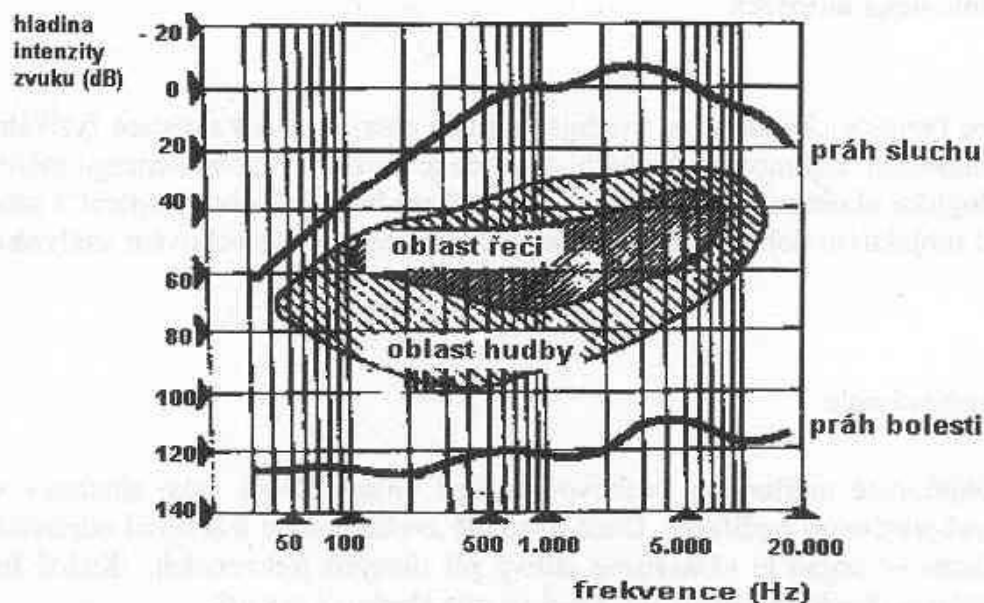
Audiometrie

Úvod do problematiky slyšení a jeho poruch

Objektivně měřitelnou zvukovou energii vnímá člověk jako sluchový vjem. Tento vjem je subjektivním počítkem. Dané intenzitě zvuku o dané frekvenci odpovídá určitá hlasitost. Sluchový orgán je však různě citlivý při různých frekvencích. Každá frekvence má svoji prahovou intenzitu, která vyvolá sluchový počitek.

Sluchové pole

Oblast frekvencí a intenzit, které lidské ucho vnímá jako zvuk, je zobrazena na tomto grafu:



Frekvence zvuku je uváděna v logaritmické stupnici a hladina intenzity v decibelech. Dolní hranice této oblasti odpovídá křivce sluchového prahu, tzv. nulové izofoně (izofony jsou křivky stejné hlasitosti.) Pro frekvence řádově pod 900 Hz a nad 5000 Hz je práh sluchu vyšší a k vyvolání sluchového vjemu je třeba vyšších intenzit nebo akustických tlaků. Vysoké intenzity ucho vnímá jako hmatový vjem (křivka - hmatový práh) a ještě vyšší intenzity působí bolest. Sluchové pole je v tomto případě ohraničeno křivkou nazvanou práh bolesti. Citlivost ucha se mění v závislosti na frekvenci. K tomu přistupuje fakt, že k vyvolání postřehnutelného rozdílu hlasitosti je při nízkých hladinách intenzit zapotřebí většího rozdílu intenzit než při intenzitách vysokých. Proto byla zavedena pro subjektivní sílu zvukového vjemu další veličina, tzv. hladina hlasitosti (jednotka fon – Ph). Při kmitočtu 1 kHz je hladina hlasitosti ve fonech stejná jako hladina intenzity v dB.

Ve výše uvedeném je uvažován jednoduchý tón s určitou frekvencí. Tyto čisté tóny se však v běžném životě téměř nevyskytují. Téměř všechny zvuky jsou komplexní, složené. Jsou to buď neperiodické šумы, nebo periodické složené tóny. Tyto složené tóny obsahují základní frekvenci a různý podíl vyšších kmitočtů (celistvé násobky základního kmitočtu). Tyto tzv. harmonické kmitočty mají různé amplitudy a mohou být proti základnímu tónu fázově posunuté. Přítomnost vyšších harmonických kmitočtů ve zvuku určuje jeho zabarvení.

K rozkladu komplexního zvuku na příslušné spektrum jednoduchých tónů je možno použít Fourierovu analýzu. Analýzu komplexního tónu je schopen realizovat i sluchový aparát člověka (rozpoznání hlasu určité osoby, rozeznání hudebního nástroje).

Poruchy a vyšetření sluchu

Změny mohou postihnout všechny části sluchového orgánu. Pokud je postiženo zevní ucho (neprůchodnost zvukovodu - mazová zátka) nebo střední ucho (zánět, otoskleróza apod.), dochází k poruše převodu zvukových vln a tím ke vzniku převodní nedoslýchavosti. Při postižení vnitřního ucha, sluchového nervu nebo dalších částí sluchové dráhy vzniká porucha percepce a tím percepční nedoslýchavost (Menierova nemoc, neurinom akustiku apod.).

Kvalita sluchu se vyšetřuje buď orientačně hlasitou řečí, šepotem a ladičkami, nebo přesněji audiometrickými přístroji. U sluchové zkoušky hlasitou řečí a šepotem se používají běžná slova. Jejich výběrem lze zjistit typ sluchové vady. Špatná slyšitelnost slov jako hůl, kůl, půl

(hluboké tóny) ukazuje spíše na vadu zevního nebo středního ucha (převodní). Špatná slyšitelnost slov tisíc, měsíc (vysoké tóny) ukazuje většinou percepční vadu.

Důležitý je rozdíl mezi slyšením hlasité řeči a šepotu. V hlasité řeči převládají hluboké tóny, v šepotu vysoké. Proto při poruše percepční je poměrně dobré slyšení hlasité řeči a špatné slyšení šepotu. Při převodní vadě je tento rozdíl menší.

Sluchové zkoušky ladičkami se provádějí sadou ladiček. Člověk s normálním sluchem slyší všechny ladičky. Ladičkami se vyšetřuje i kostní vedení. V tomto případě se ladička přikládá na processus mastoideus.

Nejpřesnější výsledky při vyšetření sluchové funkce dává vyšetření audiometrické. Audiometry jsou přístroje, které do sluchátek nebo do kostního vibrátoru generují tóny s nastavitelnou výškou a hladinou intenzity. Při audiometrii se určuje sluchový práh pro čisté tóny v rozsahu 125 až 8000 Hz v oktávových skocích. Grafickým znázorněním sluchového prahu je tzv. audiogram.

Audiogram je graf, na jehož vodorovné ose jsou vyšetřované kmitočty v hertzech (Hz) a na vertikální ose hladiny aplikované intenzity v decibelech (dB). Při vyšetřování se na audiogramu zaznamenávají značky v bodech, kde se protínají vyšetřované kmitočty a zjištěné hladiny intenzity prahového slyšení. (Pravé ucho se vyznačuje červeně a levé ucho modře). Pro vzdušné vedení se dělají kroužky pro pravé ucho a křížky pro levé ucho. Při kostním vedení se pro pravé ucho používají poločtverce otevřené doprava (" $<$ ") a pro levé ucho otevřené doleva (" $>$ "). Symboly pro vzdušné vedení se obvykle spojují čarou, aby byla úroveň sluchu jasně viditelná.

K vyšetření sluchu se používá i slovní audiometrie, při které se zjišťuje srozumitelnost vybraných skupin slov, které jsou nahrány a reprodukovány v nastavitelné hlasitosti.

Všechna tato vyšetření jsou však v podstatě subjektivní, protože lékař je odkázán na údaje nemocného. Objektivní audiometrie – ERA (Electric Responce Audiometry) využívá evokovaných potenciálů. Evokovaný potenciál je drobná elektrická odpověď, která vzniká po podráždění receptoru, ze kterého se šíří do příslušného korového analyzátoru. V běžném EEG (elektroencefalografie) záznamu se sluchový potenciál projeví jen nepatrnou výchylnou, která se v početných vlnách ztrácí. Pomocí počítače a opakovaných stimulací dostaneme charakteristickou křivku pro jednotlivé úseky sluchové dráhy. Odpovědi lze snímat z hlemýžďe (elektrokochleografie), z mozkového kmene (BERA) nebo mozkové kůry (CERA).

Vlivem hlučného prostředí dochází k přechodnému zvýšení prahu sluchu, který se po několika hodinách nebo dnech pobytu mimo hluk vrací k normálním hodnotám. Opakovaným nebo dlouhodobým nefyziologickým drážděním dochází k trvalému zvýšení prahu.

Následkem sluchového traumatu (výbuch, výstřel) nebo vlivem dlouhodobého pobytu v hlučném prostředí bývá zvýšení sluchového prahu až hluchota. Vůči hlukové zátěži existuje variabilní individuální odolnost, kterou lze do jisté míry posoudit – zkoušky unavitelnosti sluchu. U pracovníků v hlučných provozech je vypracován systém dispenzarizace a preventivních vyšetření vedoucí ke snížení rizika vzniku profesionální nedoslýchavosti.

Hluk ovlivňuje nepříznivě nejen funkci sluchového systému. Tzv. mimosluchové účinky jsou výsledkem abnormálního dráždění v oblasti mozkové kůry, která se přenáší na jiná místa CNS. Takto je například ovlivňován kardiovaskulární systém (periferní vasokonstrikce, zvýšený svalový tonus), vegetativní nervový systém (zvýšená gastrointestinální motilita, zvýšená aktivace katecholaminového stresového systému). Hluk má nepříznivý vliv na průběh spánku.



Technická data:

Audiometr **typ:** 3

Kmitočty : 125, 250, 500, 750, 1000, 1500, 2000, 3000, 4000, 6000 a 8000 Hz.

Intenzita: -10 do 120 dB HL po 1 dB a 5 dB stupních (max.90 dB při 125 Hz a max. 110 dB při 250 Hz a 8 kHz).

Rozšířený rozsah: výstupní intenzita omezena 20 dB pod max.

Měřicí signál: tón, frekvenčně modulovaný tón $\pm 5 \%$, 5 Hz.

Maskovací šum: automatické nastavení úzkopásmového šumu při tónové audiometrii / širokopásmový šum WN

Výstup: vzdušné vedení vlevo / vpravo, kostní vedení vlevo / vpravo

Měníče: TDH39 audiometrická sluchátka s náhlavní soupravou
B71 kostní vibrátor s pružinou

Synchronní maskování: spojí dělič kanálu 2 s děličem kanálu 1

Paměť: vnitřní paměť pro prahy vzdušného a kostního vedení vlevo a vpravo (AC L/R, BC L/R)

Napájení: externí zdroj EPS 512 (přiložen) 100-115 V oder 230 V, příkon 25VA

Ergometr

Ergometrie je zátěžový test s přesně dávkovaným nebo měřeným výkonem (za použití ergometru). Spiroergometrie je zátěžový test s přesně dávkovaným nebo měřeným výkonem a analýzou ventilovaného vzduchu

Ergometry jsou přístroje, umožňující přesně dávkovat mechanickou zátěž různým odporem vůči pracujícím svalům. Vyšetřovaná osoba vykonává práci (J) – provádí výkon (W) po určité době (s). Ergometry umožňují řadu předvoleb podle toho, k jakému účelu jsou použity a jaké má uživatel nároky na možnosti předvoleb a sledovaných funkčních ukazatelů.

Rekreační sportovci si mohou pomoci ergometru udržovat a zvyšovat svou kondici.

U trénovaných a vrcholových sportovců lze pomocí ergometru zjistit vytrvalostní schopnosti sportovce za optimálních podmínek. Vysoce trénovaní a vrcholoví sportovci se liší od rekreačních mimo jiné také tím, že mají pro sportovní výkon potřebnou energii ve větším množství rychleji a ve větším množství k dispozici. A to je vlastně účelem srdečního a dýchacího systému : s co nejmenší námahou dosáhnout co největšího účinku.

Příklady ergometrů: bicyklový, veslařský, běžkařský ergometr a řada dalších. Ergometry bývají bržděny elektromagnetem.

Sportovní medicína a věda využívají ergometry k mnoha účelům. Nejdůležitější jsou prověření funkčního stavu srdce, oběhového a dýchacího systému. Vyšetření srdce a oběhového systému v klidu nepodávají žádné informace o tom, jak se chovají srdce a krevní oběh při tělesné námaze. K tomuto slouží zátěžové testy.

Zátěžový test napomáhá včas rozpoznat, zda srdce není slabé či se nevyskytuje nějaké skryté onemocnění srdce a krevního oběhu. Na základě ještě dalších vyšetření lze včas navrhnout nápravná opatření, čímž může být i vytrvalostní správně dávkovaný trénink srdce a krevního oběhu. Trénink na ergometru má také význam v rámci poléčebné zdravotní rehabilitace srdce a krevního oběhu.

Zátěžové testy musí být prováděny za určitých podmínek

Důvody k provedení zátěžového testu u pacientů i sportovců jsou následující: diagnostika stavu (zdraví či trénovanosti), kontroly změny stavu, plánování pohybového režimu (trénink, léčba) a otázka prognózy.

Existují i kontraindikace k provedení testu. Jedná se zpravidla o bezpečnostní důvody, aby nedošlo k ohrožení zdravotního stavu pacienta (akutní infekce, srdeční infarkt, - jsou absolutní kontraindikací, onemocnění s proměnlivým průběhem , např. diabetes mellitus pak relativní).

Test může být přerušeno, pokud by mohlo dojít k ohrožení zdraví vyšetřovaného. Příčiny mohou být objektivní (změny srdečního rytmu) i subjektivní (bolest, pocit dušnosti).

Ve sportovní medicíně existuje celá řada testů, které jsou rozděleny do dvou skupin:

- aerobní testy hodnotí schopnost využít oxidativní energetickou cestu pro syntézu ATP při svalové práci (hodnocení maximálního minutového příjmu kyslíku, kyslíkový poločas)
- anaerobní testy hodnotí schopnost využít neoxidativní energetickou cestu pro syntézu ATP při svalové práci (hodnocení maximálního kyslíkového deficitu, koncentrace laktátu v krvi)

Při zátěžových testech můžeme sledovat a objektivně hodnotit např. výkon, mechanickou práci, sílu, silový výkon, práci, srdeční frekvenci, dechovou frekvenci a objem, krevní tlak a řadu dalších funkčních ukazatelů. Existuje i stupnice subjektivního pocitu zatížení.

Jako příklad uvádíme průměrné hodnoty srdeční frekvence, naměřené při zatížení nízké, střední, submaximální a maximální intenzity u skupin čs.zdravé populace (SELIGER V. et al., 1977 – zkráceno – in: Placheta a kol, 1999)

SRDEČNÍ FREKVENCE								
VĚK	50 W		100 W		105 W	125 W	MAXIM. ZÁTĚŽ	
(roky)	MUŽI	ŽENY	MUŽI	ŽENY	MUŽI	ŽENY	MUŽI	ŽENY
12	124	152	179	197	-	-	196±9	199±7
15	111	134	141	173	170	193	195±9	198±8
18	103	129	129	167	156	186	194±10	197±7
25	99	126	124	164	151	184	191±9	194±8
35	97	123	124	161	151	179	186±10	188±9
45	97	121	124	156	151	174	181±10	183±9
55	96	119	123	152	150	169	176±10	177±9

Dále uvádíme průměrné hodnoty systolického a diastolického krevního tlaku v mmHg, u zdravé čs. populace naměřené nepřímou metodou při zátěžích 50W, 100W, 150W a Wmax (SD = ± 10-20 mmHg). (Placheta a kol, 1999)

VĚK	POHL.	50W		100W		150W		Wmax	
(roky)		STK	DTK	STK	DTK	STK	DTK	STK	DTK
12	M	126	72	137	64	-	-	151	57
	Ž	129	71	140	63	-	-	153	58
15	M	132	74	143	67	156	60	172	59
	Ž	132	71	145	63	158	61	174	60
18	M	136	76	149	70	162	64	185	64
	Ž	134	72	148	66	159	65	178	65
25	M	138	80	154	76	168	71	198	71
	Ž	135	75	151	73	162	72	182	72
35	M	139	85	158	81	176	77	206	72
	Ž	137	80	154	75	163	74	191	74
45	M	145	87	165	83	186	80	210	75
	Ž	149	82	167	80	173	76	202	77
55	M	152	91	173	89	192	88	213	83

Pro zjištění výkonoschopnosti srdečního/oběhového systému vyvinula sportovní medicína vstupní zátěžový test na ergometru. Je nutný pro nastavení zátěže při rehabilitaci pacienta a sportovního tréninku. Tento test v lehce modifikované podobě je také náplní praktických cvičení z biofyziky.

U netréovaných osob nebo u těch, kteří mají zdravotní problémy se vychází z 25 W a každé 2 min. se výkon o 25 W zvyšuje.

U trénovaných osob (výkonnostních sportovců) se vychází 50 W a zvyšuje se každé tři minuty o dalších 50 W. Otáčky pedálů by se měly pohybovat kolem 60-80 za minutu. Při testu by mělo probíhat měření TK, objemu přijímaného kyslíku, atd. Pokud se neobjeví závažné komplikace, test se provádí při zvyšování zátěže až do úplného vyčerpání.

Po ukončení testu se po 1. a 2. minutě měří „vydýchávající“ puls. Tyto hodnoty se také berou jako hodnotící kritéria pro výkonuschopnost.

Čím rychleji srdeční frekvence klesá po 1. minutě, tím dříve je trénující schopen znovu „plného nasazení“.

Počítač sdělí dvě hodnoty pulsu: P1 – na začátku měření vydýchávání a P2 – po uplynutí jedné minuty. Pro výpočet tzv. kondiční známky tyto situace:

1. P1 je menší než P 2 – Výsledná známka je 6,0, zobrazený rozdíl je 0. vyhledat lékaře!
2. Hodnota v závorce je vyšší než 5,0. Výsledná známka je 1,0
3. P1 je větší než P 2 a hodnota v závorce se pohybuje od 0-5,0

Kondiční známka se vypočítá podle vzorce:

$$\mathbf{Zk = 6 - (10 \times (P1-P2)/P1)}$$

Známka 1,0 = velmi dobře

Známka 6,0 = nedostatečně

Sportovní medicína rozumí pod maximálním vyčerpáním dosažení individuálního *maximálního pulsu*. Maximálně dosažená srdeční frekvence je závislá na věku. Maximální puls se zvyšující věkem zpravidla klesá.

Jako pravidlo platí: Maximální srdeční frekvence za minutu odpovídá 220 pulsů minus věk.

Odhad výkonuschopnosti srdečního (oběhového systému):

Předvolba wattů pro maximální zatížení by měla být 3 W na kg u mužů a 2,5 W na kg u žen
Od 30. roku se výkonuschopnost snižuje: u mužů cca o 1% za rok, u žen o 0,8% za rok.

Předvolba pro muže: **3 x tělesná hmotnost x (1 - ((věk -30) /100)**

Předvolba pro ženy: **2,5 x tělesná hmotnost x (1 - 0,8 x ((věk – 30)/100)**

Intenzitu zatížení můžeme kontrolovat přes srdeční frekvenci. Optimální intenzitu zatížení pro vytrvalostní trénink dosáhnete při cca 60-70% individuálním výkonuschopnosti srdce a oběhového systému. Vedle věku je brán zřetel na individuální klidový puls. Hodnoty pulsu se stahují intenzitě cca 65%.

Optimální srdeční frekvenci pro vytrvalostní trénink lze vypočítat podle následujícího srovnání :

$$\mathbf{65\% (max.puls - klidový puls) + klidový puls = zátěžový puls}$$

Srovnání zátěžového a vydýchávacího pulsu je poměrně rychlá a jednoduchá možnost prověření si tělesné kondice. Výpočet kondiční známky bude pravděpodobněji, pokud bude trénink probíhat aspoň 10 minut v oblasti zátěžového pulsu.

Optimální pro zvýšení výkonuschopnosti jsou pohyby, které mohou být prováděny při střední zátěži po delší dobu.

Pravidlo : Bud' 10 minut trénink denně
 Nebo 30 minut 2-3krát týdně
 Nebo 60 minut 1-2krát týdně

Brzdový odpor je třeba zvolit tak, že svalové napětí vydržíte delší dobu

Před tréninkem je třeba se nejdříve zahřát při 3-5 min. postupného zatížení, stejně tak po skončení je důležité ochlazení a to šlapáním 2-3 min. při nízkém odporu.

Fonendoskop

Jednoduchý přístroj umožňující poslechové, neboli auskultační vyšetřování orgánů, jejichž činnost je provázána akustickými fenomény. Zvuky vznikající v lidském organismu jsou snímány z povrchu těla vyšetřovaného naslouchátkem fonendoskopu a vedeny do ucha vyšetřujícího. Naslouchátko funguje jako rezonátor, je kovové, opatřené membránou (lépe přenáší zvuky středních frekvencí 250-1500Hz) nebo bez membrány (nižší frekvence 40-250Hz). Z naslouchátka jsou zvuky vedeny gumovým hadicovým zvukovodem do dvou ušních nástavců.

Stanovení Indexu kotníkových tlaků (Ankle Brachial Indexu)

Index kotníkových tlaků (ankle brachial index, ABI) je popisnou hodnotou kvantifikující prokrvení periférií dolních končetin. Jeho hodnota je dána poměrem perfuzního krevního tlaku distálních úseků a. tibiales a perfúzního tlaku a. brachialis. Stanovení ABI je základní neinvazivní diagnostická metoda k potvrzení nebo vyloučení chronické ischemické choroby dolních končetin. Falešně negativních výsledků se můžeme dobrat u pacientů s diabetes mellitus.

Podstatou určení hodnoty ABI je stanovení systolických tlaků končetin a jejich vzájemné porovnání dle daného vzorce. Stanovení systolického tlaku je realizováno v daném případě pomocí dopplerovské ultrazvukové sondy a tonometru (alternativa k metodě fonendoskopické). V případě použití dopplerovské ultrazvukové sondy dosáhneme vyšší citlivosti při měření perfuzního tlaku krve (výhoda zejména u pacientů s ischemickou chorobou, kde nízké krevní tlaky a špatná stlačitelnost cév představují komplikace při použití metody auskultační). Dopplerovský ultrazvukový přístroj je v tomto případě využit k pouhé detekci proudící kapaliny (není tedy použita jeho funkce určení rychlosti proudění), představující krev procházející uzávěrou arterie způsobenou tlakovou manžetou tonometru v okamžiku snížení tlaku v manžetě rovnajícímu se tlaku systolickému.

Vyšetřovaná osoba je umístěna do polohy ležmo. Vyšetřujeme po několikaminutovém zklidnění. Manžety k měření tlaku naložíme na horní a dolní končetiny a změříme hodnoty systolického tlaku pomocí dopplerovské ultrazvukové sondy dle přiloženého návodu. Hodnotu ABI stanovujeme pro každou dolní končetinu zvlášť, přičemž do čitatele zlomku vkládáme naměřenou hodnotu tlaku u kotníku, do jmenovatele VYŠŠÍ hodnotu systolického tlaku z horní končetiny (nerozhoduje, zda levé nebo pravé). Normální hodnota ABI je 1 – 1,29 (za hraniční hodnotu se považuje 0,91 – 0,99), proto jednoznačně patologickou hodnotou ABI - svědčící pro přítomnost ischemické choroby dolních končetin - je hodnota pod 0,9.

Hodnota ABI pravé končetiny

$$= \frac{\text{vyšší průměrná hodnota pravého kotníkového systolického tlaku (na a. dorsalis pedis či a. posterior tibial)}}{\text{vyšší průměrná hodnota systolického tlaku na a. brachialis (pravé či levé)}}$$

Hodnota ABI levé končetiny

$$= \frac{\text{vyšší průměrná hodnota levého kotníkového systolického tlaku (na a. dorsalis pedis či a. posterior tibial)}}{\text{vyšší průměrná hodnota systolického tlaku na a. brachialis (pravé či levé)}}$$

Klíčové pojmy: krevní tlak systolický, krevní tlak diastolický, dopplerův jev, dopplerovský ultrazvuk, ankle brachial index

Viskozita

V reálné kapalině existují tečná napětí a jejich velikost při jednotkové vzájemné rychlosti po sobě se posouvajících vrstev kapaliny je charakteristickou vlastností kapaliny. Pro vyjádření této vlastnosti zavádíme koeficient dynamické viskozity η (éta), který je definován jako konstanta úměrnosti ve vztahu pro výpočet tečného napětí. Platí

$$\tau = \eta \left| \frac{\delta v}{\delta x} \right|$$

Kde τ je tečné napětí působící na plochu a $\delta v/\delta x$ je změna (gradient) rychlosti ve směru kolmém k ploše, v níž napětí působí, z této rovnice vyplývá, že jednotkou dynamické viskozity je $\text{Nsm}^{-2} = \text{Pas}$. K vyjádření viskózních vlastností kapalin se kromě dynamické viskozity zavádí kinematická viskozita ν (ný) vztahem

$$\nu = \eta/\rho$$

Kde ρ je hustota dané kapaliny. Jednotkou kinematické viskozity je m^2s^{-1} . V souvislosti se značnou rozmanitostí přístrojů užívaných v praxi pro měření viskozity, se používá ještě několik dalších jednotek: poise $1\text{P}=10^{-1}\text{Nsm}^{-2}$ (pro viskozitu dynamickou); stok $1\text{S}=10^{-4}\text{m}^2\text{s}^{-1}$ (pro viskozitu kinematickou). Pro laminární proudění, které je u reálných kapalin ovlivňováno viskozitou proudící kapaliny, platí zákon Hagenův – Poiseuilleův (čti poasejův). Tento zákon říká, že objemový tok Q viskózní kapaliny při laminárním proudění trubici kruhového průřezu je přímo úměrný tlakovému spádu ($\Delta p/\Delta l$) a čtvrté mocnině poloměru trubice r a nepřímo úměrný dynamické viskozitě kapaliny. Platí:

$$Q = \frac{\pi r^4 \Delta p}{8 \eta \Delta l}$$

Δl je délka trubice o poloměru r , Δp je rozdíl tlaku kapaliny na počátku a konci úseku trubice o délce Δl , přičemž přibližně platí, že:

$$\Delta p = \Delta h \rho g$$

Kde Δh je rozdíl výšky hladiny kapaliny na začátku a na konci daného úseku trubice a g je tíhové zrychlení.

Z Hagenova – Poiseuilleova zákona lze vypočítat čas t , za který proteče při laminárním proudění trubici viskozimetru určitý objem V měřené kapaliny:

$$t = \frac{8 \eta \Delta l V}{\pi r^4 \Delta p}$$

Po dosazení za Δp ($\Delta h = \Delta l$) a úpravě dostáváme:

$$t = \frac{8 \eta V}{\pi r^4 \rho g} = \nu k$$

kde ν je kinematická viskozita zkoumané kapaliny a k je hodnota konstantní pro daný viskozimetr.

Změříme-li za stejných podmínek čas t_0 , za který proteče trubici viskozimetru objem V srovnávací kapaliny (např. destilované vody), musí platit

$$k = t_0/\nu_0 = t/\nu$$

Kde ν_0 je kinematická viskozita srovnávací kapaliny. Hledanou kinematickou viskozitu zkoumané kapaliny pak vypočítáme ze vztahu:

$$\nu = t \nu_0/t_0$$

Kinematickou viskozitu srovnávací kapaliny vypočítáme jako podíl její dynamické viskozity a hustoty.

Měření viskozity je jednou ze základních laboratorních metod studia koloidních roztoků a mnoha dalších kapalin. Znalost viskozity kapalin je potřebná všude tam, kde se zabýváme jejím prouděním. V klinické praxi se setkáváme s potřebou měřit viskozitu krve při některých onemocněních, u kterých dochází ke zvýšení počtu červených krvinek nebo koncentrace krevních bílkovin. Také v radiologii se setkáváme s potřebou znalosti viskozity. Kontrastní náplň s baryem má různou viskozitu pro vyšetření dolní a horní části trávicího traktu.

Viskozimetry

Pro měření viskozity látek se používá několik typů viskozimetrů, zde podrobněji popíšeme výtokové viskozimetry založené na výše uvedeném vztahu odvozeném Poiseuillem, který platí mezi objemem, jenž protekl trubicí kruhového průřezu, při známém tlakovém rozdílu za jednotkovou dobu a viskozitou kapaliny. Mezi tyto viskozimetry patří jednoduchý Ostwaldův viskozimetr. Tento je tvořen skleněnou trubicí tvaru U. Užší rameno má kapilární část, nad níž je kulovitý zásobník. Dvěma ryskami je vymezen konstantní objem měřené kapaliny. Druhé rameno je tvořeno širší skleněnou trubicí, ve spodní části kulovitě rozšířenou. Do pravého ramene se napipetuje známé množství měřené kapaliny a nasaje se hadičkou nasazenou na konec levého ramene tak, aby horní hladina kapaliny vystoupila až nad horní rysku. Pak se objem kapaliny mezi značkami nechá vlastní vahou protéci kapilárou, přičemž měříme čas potřebný k průtoku. Tímto viskozimetrem můžeme stanovit kinematickou viskozitu kapaliny srovnávací metodou, to znamená, že vedle doby výtoku měřené kapaliny musíme změřit také dobu výtoku kapaliny srovnávací, jejíž viskozitu a hustotu známe. Hledanou kinematickou viskozitu pak vypočteme z výše uvedeného vztahu.

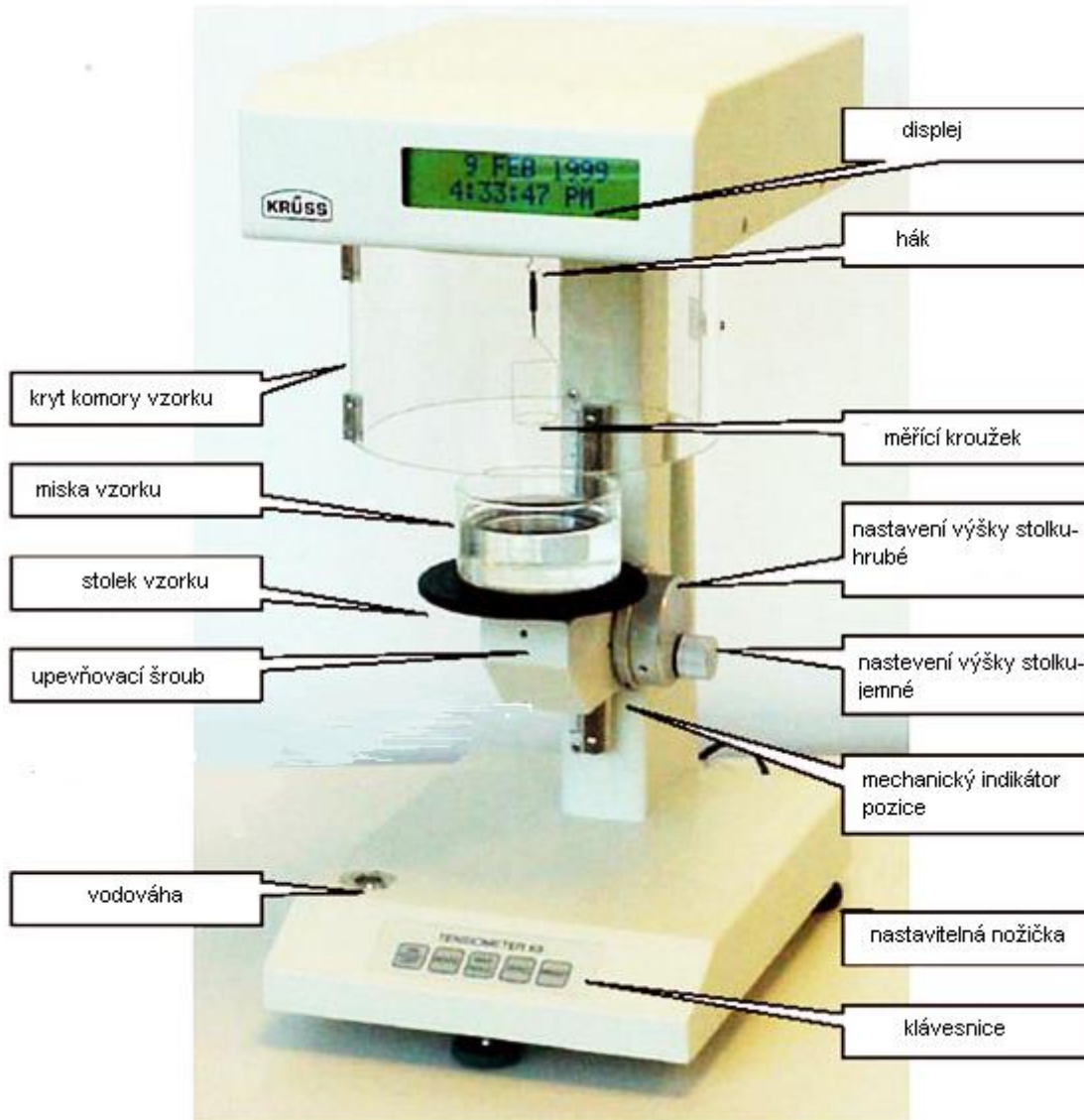
Tabulka závislosti hustoty a dynamické viskozity destilované vody na její teplotě.

t [°C]	ρ [kg.m⁻³]	η 10⁻³[N.s.m⁻²]
0	999,84	1,79
5	999,97	1,52
10	999,7	1,31
12	999,5	1,24
14	999,24	1,18
16	998,94	1,1
18	998,6	1,05
20	998,21	1
22	997,77	0,96
24	997,3	0,91
25	997,05	0,89
30	995,65	0,8
35	994,03	0,72
40	992,1	0,65
45	990,1	0,6
50	988,05	0,55
55	985,7	0,51
60	983,2	0,47
65	980,56	0,44
70	977,75	0,406
75	974,82	0,38
80	971,8	0,36

Povrchové napětí kapalin

Práce s přístroji:

Používaným přístrojem je *digitální tenziometr K9ET* firmy Krüss.



Na klávesnici jsou tlačítka on/off (zapnutí a vypnutí přístroje), mode (výběr měřící metody), print (odeslání naměřených hodnot na PC), zero (nulování), max hold (ukazatel maximální hodnoty).

Ovládání přístroje potřebné pro měření je uvedeno v návodu k úloze.

PocketDyne, Přenosný bublinkový tenziometr firmy Krüss:



Tabulka závislosti povrchového napětí vody na teplotě

teplota (°C)	σ (mN/m)	teplota (°C)	σ (mN/m)	teplota (°C)	σ (mN/m)
1	75,5	31	71,05	61	66,06
2	75,36	32	70,89	62	65,88
3	75,23	33	70,73	63	65,71
4	75,09	34	70,57	64	65,53
5	74,94	35	70,41	65	65,36
6	74,8	36	70,25	66	65,18
7	74,66	37	70,09	67	65
8	74,52	38	69,93	68	64,83
9	74,38	39	69,76	69	64,65
10	74,23	40	69,6	70	64,47
11	74,09	41	69,44	71	64,29
12	73,94	42	69,27	72	64,11
13	73,79	43	69,11	73	63,93
14	73,65	44	68,94	74	63,75
15	73,5	45	68,78	75	63,57
16	73,35	46	68,61	76	63,39
17	73,2	47	68,44	77	63,21
18	73,05	48	68,28	78	63,03
19	72,9	49	68,11	79	62,85
20	72,75	50	67,94	80	62,66
21	72,6	51	67,77	81	62,48
22	72,45	52	67,6	82	62,3
23	72,29	53	67,43	83	62,11
24	72,14	54	67,26	84	61,93
25	71,99	55	67,09	85	61,74
26	71,83	56	66,92	86	61,56
27	71,67	57	66,75	87	61,37
28	71,52	58	66,58	88	61,19
29	71,36	59	66,4	89	61
30	71,2	60	66,23	90	60,81

zdroj: N.B. Vargaftik et al.: International tables of the surface tension of water. J. Phys. Chem. Ref. Data, 12, 817, 1983

Konduktometrie

Jednou z vlastností elektrolytů je jejich schopnost vést elektrický proud. V roztocích je náboj přenášen ionty vzniklými disociací elektrolytu. Schopnost elektrolytů vést elektrický proud se obvykle nevyjadřuje odporem elektrolytu, ale jeho převrácenou hodnotou, která se nazývá vodivost. K měření vodivosti elektrolytu se používá vodivostních cel. Odpor vodivostní cely je přímo úměrný vzdálenosti mezi elektrodami a nepřímo úměrný jejich ploše, tedy $R = \rho \frac{l}{S}$

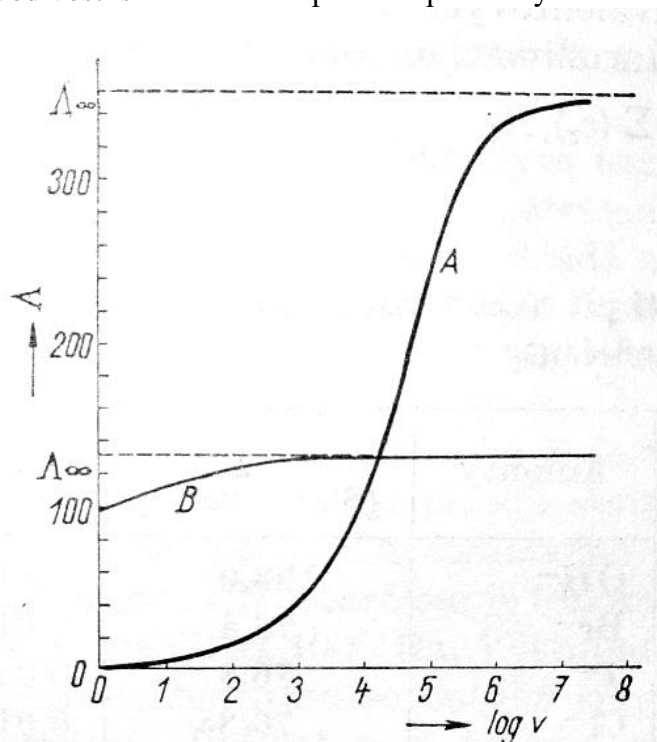
kde R je odpor cely, l je vzdálenost mezi elektrodami a S je plocha elektrody. Konstanta úměrnosti ρ je měrný odpor elektrolytu, jehož převrácená hodnota se nazývá měrná vodivost a značí se γ . Měrnou vodivost elektrolytu můžeme vypočítat z rovnice $\gamma = \frac{1}{R} \cdot \frac{l}{S}$

Hlavní jednotkou měrné vodivosti je siemens na metr Sm^{-1} . Poměr měrné vodivosti a valové koncentrace* c_r (tj. koncentrací udanou ve valech na jednotku objemu), dostaneme hodnotu veličiny zvané ekvivalentová vodivost. Tato veličina se značí Λ a platí pro ni definiční vztah

$$\Lambda = \frac{\gamma}{c_r}$$

U slabých elektrolytů je průběh závislosti ekvivalentové vodivosti na logaritmu zředění znázorněn **křivkou A**. Tato podstatná změna ekvivalentové vodivosti, k níž dochází se zředěním, je způsobena tím, že při poklesu koncentrace vzrůstá disociační stupeň.

U silného elektrolytu, který je prakticky úplně disociován, je malý pokles ekvivalentové vodivosti s koncentrací způsoben přitažlivými silami mezi ionty-**křivka B**.



obr. Závislost ekvivalentové vodivosti Λ na logaritmu zředění

Ekvivalentová vodivost při nekonečném zředění je jak pro silné, tak pro slabé elektrolyty dána součtem ekvivalentových vodivostí Λ jednotlivých iontů při nekonečném zředění.

$\Lambda = \Lambda_K + \Lambda_A$. Index K se v této rovnici vztahuje na kation, index A na anion.

Měrná i ekvivalentová vodivost roste s teplotou. Závislost iontové ekvivalentové vodivosti při nekonečném zředění na teplotě může být pro teploty nepříliš vzdálené od 25°C vyjádřené rovnicí $\Lambda_t = \Lambda_{25}(1 + \alpha(t - 25))$, kde α je teplotní koeficient.

Metoda měření přímé konduktometrie je založena na tom, že vodivost závisí na koncentraci vztahem $c = k_{\text{onst}} \cdot \gamma$.

* Některé molekuly ve vodných roztocích disociují na více chemických ekvivalentů. Molární hmotnost pak odpovídá příslušnému zlomku molekuly - hmotnost jednoho valu. Roztok obsahující v 1 litru 1 val látky se nazývá normální. Valové koncentrace jsou tedy násobkem molární koncentrace.

Membránové napětí

Napětí na membráně je tvořeno nerovnoměrným rozdělení iontů po obou stranách semipermeabilní membrány. Přítomnost bílkovin hraje také podstatnou roli při vytváření potenciálového rozdílu. Každá buňka živého organismu vytváří fyziologicky klidový membránový potenciál, jako výsledek nerovnoměrného rozdělení iontů a bílkovin ve vnějším a vnitřním prostředí vzájemně oddělených buněčnou membránou.

V případě, že je membrána selektivně propustná pouze pro jeden druh iontu, lze stanovit potenciálový rozdíl pomocí **Nernstovy rovnice** $U = \frac{R \cdot T}{z \cdot F} \cdot \ln \frac{c}{c_e}$ kde z je mocenství příslušného iontu, F je Faradayova konstanta, c_e je koncentrace iontu ve vnějším prostředí, T je absolutní teplota, R je univerzální plynová konstanta.

Stav rovnováhy v případě dvou iontů popisuje tzv. **Donnanova rovnováha**, zapsaná rovnicí jako $[I^+]_e [I^-]_e = [I^+]_i [I^-]_i$ (součet kationtů a aniontů na jedné straně membrány se rovná součtu kationtů a aniontů na druhé straně membrány).

Jestliže je membrána propustná pro dva typy iontů, lze vzniklé napětí popsat Donnanovou rovnicí $U = \frac{R \cdot T}{F} \cdot \ln \frac{c_{+e}}{c_{-e}} = \frac{R \cdot T}{F} \cdot \ln \frac{c_{-}}{c_{+}}$, kde indexy + a - značí typ iontu a indexem e je značeno vnější prostředí.

Osciloskop

Představuje univerzální měřicí přístroj schopný zobrazit a měřit napěťové hodnoty elektrického signálu, popřípadě parametry neelektrického signálu, který lze převést na signál elektrický. Nejčastěji je požadován osciloskopický obraz, který znázorňuje průběh pozorovaného děje v závislosti na čase (tzv. provoz s časovou základnou). Amplituda zobrazovaného děje je v tomto případě daná výchylkou podél vertikální osy obrazovky (osa y) a časový průběh je určen výchylkou podél horizontální osy obrazovky (osa x). Další časté použití osciloskopu spočívá ve znázorňování vzájemného vztahu dvou elektrických signálů, které se přivádějí na vertikální a horizontální osu obrazovky (tzv. provoz X-Y).

Osciloskopy lze rozdělit na analogové a digitální.

Analogové jsou starší a konstrukčně jednodušší, jejich základní součástí je obrazovka (obrazová elektronka). Obsahuje žhavenou katodu, z níž jsou emitovány elektrony, záporně nabitou mřížku (Wehneltův válec), která ovlivňuje fokusaci a intenzitu svazku elektronů (a tím i jas stopy na obrazovce), dvě anody, kterými je svazek elektronů zaostřován a následně urychlován; dále vertikální a horizontální elektrostatický vychylovací systém. Na panelu

osciloskopu najdeme ovládací prvky umožňující horizontální a vertikální posun stopy a regulaci jasu a zaostření (fokusaci) stopy. Čelní stěna obrazovky je na vnitřním povrchu pokryta luminiscenční vrstvou, která světélkuje v místě kam dopadá svazek elektronů, čímž vzniká světelná stopa. Před stínítkem obrazovky je umístěn souřadnicový rastr, sloužící k odečítání časových (osa x) i amplitudových (osa y) parametru zobrazovaného signálu.

Na vertikální vychylovací systém obrazovky (horizontálně orientované vychylovací destičky) je připojen vertikální zesilovač zesilující zkoumaný napěťový signál, jeho ovládacími prvky – přepínačem a plynulým regulátorem – lze měnit velikost zeslabení či zesílení napětí přiváděného na vstup osciloskopu. Polohy přepínače určují hodnoty tzv. vychylovacího činitele, který udává velikost vstupního napětí pro vertikální výchylku o velikosti jednoho dílu souřadnicového rastru (plynulý regulátor musí být v označené poloze, jeden čtvereček = jeden díl).

Na horizontální vychylovací systém obrazovky (vertikálně orientované vychylovací destičky) je připojen horizontální zesilovač, který při provozu s časovou základnou zesiluje jí produkovaný signál. Časovou základnou rozumíme oscilátor, který generuje napětí „pilovitého“ průběhu – napětí periodicky lineárně roste a skokem se vrací k výchozí hodnotě. Prostřednictvím horizontálního vychylovacího systému toto zesílené napětí vychyluje svazek elektronů zleva doprava a ve zpětném běhu, který bývá zatemněn, se paprsek vrací na levý okraj obrazovky. Kmitočet pilovitého napětí lze nastavovat přepínačem a plynulým regulátorem. Polohy přepínače určují hodnotu časové základny pro horizontální výchylku jednoho dílu souřadnicového rastru obrazovky (plynulý regulátor musí být v označené poloze). Provoz s časovou základnou umožňuje sledování časového průběhu elektrického signálu přiváděného na vertikální vychylovací systém. Pro získání přehledného signálu je časovou základnu třeba synchronizovat.

Digitální osciloskopy umožňují integraci do automatických měřicích systémů, programovatelné měření, vyhodnocení a trvalé uchování zobrazovaných signálů. Na rozdíl od analogového osciloskopu není zde paprsek v obrazovce bezprostředně vychylován amplitudově upraveným vstupním signálem. Místo toho je plynulý vstupní signál rozdělen na diskrétní měřicí body – vzorky, které jsou digitalizovány (analogově digitálním, A/D, převodníkem, uloženy do paměti a znovu skládány na stínítku obrazovky do celkového obrazu signálu.

Oscilografická analýza samohlásek

Samohlásky jsou tvořeny chvěním a nárazy vzduchového proudu procházejícího hrtanem dutinou ústní, jsou to periodické zvuky. Vzduchový proud se ve zmíněných dutinách rozechvívá vlastními (tj. rezonančními) kmitočty a do jisté míry i kmitočty blízkými, Každému tvaru dutiny odpovídají určitá rezonanční kmitočtová pásma, určující o jakou samohlásku se jedná, která se nazývají formanty. První dva formanty (o nejnižších kmitotech) určují identitu samohlásky, ostatní charakterizují její barvu. Z fyzikálního hlediska jsou samohlásky tedy složené akustické kmity, které můžeme rozložit matematickým způsobem na řadu harmonických, tedy sinusových kmitů o frekvencích f_1 až f_n , z nichž tón o nejnižší frekvenci f_1 označujeme jako základní. Frekvence ostatních (tj. vyšších) harmonických tónů jsou celistvými násobky základních frekvencí. Výška těchto tónů se poněkud mění v čase, je ovlivňována řadou fyzikálních faktorů a má individuální charakter – proto hovoříme o formantech – kmitočtových pásmech. Frekvenční analýzu samohlásek i jiných zvuků (včetně ultrazvuku) můžeme provádět pomocí složitých elektronických zařízení – frekvenčních analyzátorů. Výsledkem jejich činnosti jsou spektrogramy, tedy grafická znázornění závislosti velikosti amplitud na frekvenci čistých tónů. Při zjišťování frekvence f_1 základního

harmonického tónu vycházíme z oscilografického zobrazení zkoumané samohlásky a jeho srovnání se zobrazením průběhu čistého harmonického tónu, jehož zdrojem je generátor střídavého napětí.

Zvuková stránka lidské řeči závisí na celé řadě faktorů fyzikální i jiné povahy a stala se předmětem zkoumání mnoha vědních disciplín, např. fyziologie, psychologie, psychiatrie, logopedie, foniatry atd. Analýza řeči se uplatňuje významně nejen v lékařských a společenských vědách, ale využívá ji i kriminalistika a zasahuje i do kybernetiky. Počítačové systémy komunikující s člověkem mluvenou řečí (tj. schopné generovat řeč a „rozumět“ řeči) vycházejí právě z frekvenční a amplitudové analýzy jednotlivých hlásek. Podobně jako lidskou řeč lze analyzovat i zvukové a ultrazvukové signály používané zvířaty pro komunikaci, což má význam zejména v etologii zvířat.

Měření kožního odporu

Lidská kůže představuje složitý a proměnný biologický systém, který klade stejnosměrnému elektrickému proudu značný a navíc nestálý odpor. Její elektrické vlastnosti jsou dány na jedné straně málo vodivou vrstvou odumřelých buněk a na straně druhé přítomností potních žláz, jejichž sekret může v krátké době kůži zvlhčit a její elektrický odpor významně snížit. Proto výsledky měření kožního elektrického odporu jsou do značné míry ovlivněny zvolenou metodikou měření.

Klasické metody měření elektrického odporu kůže jsou založeny na průchodu stejnosměrného proudu prostřednictvím nepolarizovatelných elektrod. Měřené hodnoty odporu však závisejí na hustotě proudu. Při malých proudových hustotách dochází průchodem proudu k nabíjení kožních kapacit a proud exponenciálně klesá, až se ustaví na určité hodnotě. Použijeme – li vyšší proudové hustoty, pozorujeme dle velikosti použitého napětí pomalé či rychlé snížení odporu kůže na mnohem nižší hodnotu, což je způsobeno probitím dielektrika zrohovatělé vrstvy kůže.

Elektrický odpor kůže závisí také na teplotě okolního vzduchu. Sníží-li se teplota, zužují se krevní cévy, což vede ke zvětšení odporu kůže. Elektrický odpor kůže člověka také vykazuje místní rozdíly, např. na hlavě je odpor menší než na předloktí, na končetinách větší než na trupu.

Elektrický odpor kůže (vlastně dvou vrstev pokožky) mezi dvěma přiloženými povrchovými elektrodami lze měřit ohmmetrem pomocí stejnosměrného proudu z vestavěné baterie, použitím dvou elektrod se tak při měření uplatňují sériově zapojené dvojí hodnoty kožních i přechodových odporů. Pro naměřené hodnoty odporu, zanedbáme-li relativně malý odpor měkkých tkání pod pokožkou, platí:

$$R = R_{E1} + R_{K1} + R_{K2} + R_{E2}$$

Kde R_{K1} a R_{K2} jsou elektrické kožní odpory (rezistence), R_{E1} a R_{E2} jsou přechodové odpory mezi elektrodami a povrchem kůže. Tyto přechodové odpory lze snížit odmaštěním pokožky a následnou aplikací vodivého média (elektrolytu)

Problematika elektrického odporu kůže se často objevuje i v běžné klinické praxi. V diagnostické oblasti se kožní odpor uplatňuje při snímání biopotenciálů z povrchu lidského organismu povrchovými kožními elektrodami. S ohledem na malou amplitudu těchto potenciálů a k vyloučení rušivých artefaktů je žádoucí snížení elektrického kožního odporu a zajištění dokonalého a stálého přechodu elektroda – kůže.

Při terapii některých onemocnění elektrický odpor kůže ovlivňuje aplikaci nejrůznějších stimulačních proudů. Použití optimálních elektrod a vhodného kontaktního média zajistí nejen odpovídající léčebný efekt, ale rovnoměrností kontaktu celého povrchu elektrody s kůží a snížením elektrického odporu kůže zamezí i možnosti jejího tepelného poškození.

Ultrazvuková hemolýza erytrocytů

Ultrazvuk o dostatečně vysoké intenzitě rozrušuje červené krvinky – vyvolává hemolýzu. Přitom se z erytrocytů uvolňuje hemoglobin, jehož množství můžeme přesnými a přitom jednoduchými metodami stanovit. Činitelů uplatňujících se při hemolýze je celá řada. Na prvním místě jsou to účinky mechanické, které jsou spojeny s prudkými tlakovými změnami, rázovými vlnami a vznikem kavitačních plynových bublin, kmitajících v rezonanci s frekvencí ultrazvuku. Na druhém místě jsou to změny chemické, jež jsou důsledkem především kavitačních jevů a projevují se rozpadem molekulárních komplexů, ionizací plynů uvnitř kavitačních bublin a vznikem volných radikálů. Na dalším místě se uplatňuje tepelný účinek. Nástup hemolýzy a její velikost závisí na intenzitě ultrazvuku, koncentraci suspenze a roztoku, kterým je ředěna. Hemolýza u silně zředěných suspenzí do koncentrace 2-3% je dána především mechanickými faktory. Při hemolýze koncentrovanějších suspenzí je výklad mechanismů účinku méně jasný. Můžeme pozorovat urychlené klesání krvinek na dno zkumavky způsobené rychlými vibracemi. Ve zkumavce pozorujeme místa zhuštění a zředění, jež ukazují na existenci stojatého podélného vlnění. K nástupu hemolýzy nedochází plynule, ale skokem, po určité době latence. Pod mikroskopem bychom pozorovali nejdříve zakulacení krvinky, dále výstup hemoglobinu a pak rozpad stromatu erytrocytů. S vyšší intenzitou se zkracuje i doba latence a k nástupu hemolýzy dochází dříve. Pokud jsou krvinky zředěny čerstvou krevní plazmou, doba latence se prodlužuje asi na dvojnásobek. To svědčí o ochranné mechanické funkci plasmatických bílkovin. Bílkoviny zvětší viskozitu suspenze, dojde tak ke snížení pohyblivosti, a tím dojde k omezení vzniku kavitací.

Hemolýzu budeme sledovat na základě změn počtu erytrocytů. Stanovení počtu lze provádět nejjednodušeji pomocí tzv. Bürkerovy komůrky. Touto komůrkou rozumíme prostor mezi krycím mikroskopickým sklem a uzpůsobeným podložním sklem, na kterém je vyryta pravoúhlá síť čar. Počítání erytrocytů provádíme v malých čtverečcích, které mají plochu $0,0025\text{mm}^2$. Výška prostoru komůrky je $0,1\text{mm}$. Počet buněk v 1mm^3 neředěné suspenze vypočítáme dle vztahu

$$N = nz/Shx$$

Kde n je celkový počet buněk v x čtverečcích, z je zředění suspenze vyjádřené číslem, S je plocha malého čtverce ($0,0025\text{mm}^2$) a h je hloubka komůrky ($0,1\text{mm}$). Pro vlastní počítání buněk ve čtverečcích platí tzv. Bürkerovo pravidlo (buňky dotýkající se hraničních čar, případně na nich leží, se započítávají jen tehdy, jde-li o horní nebo pravou stranu čtverečku).

Ionizující záření – stanovení polotloušťky

Použitím absorbentu, který vložíme mezi radioaktivní preparát a detektor záření, lze podstatně snížit intenzitu ionizujícího záření preparátu. Taková vrstva absorpční látky, která zmenší intenzitu ionizujícího záření na polovinu původní hodnoty, se nazývá polotloušťka $D_{1/2}$. Polotloušťka je závislá na druhu absorbentu a na druhu ionizujícího záření. Platí pro ni vztah:

$$D_{1/2} = \ln 2 / \mu = 0,693 / \mu$$

Kde μ je lineární součinitel zeslabení (vedle absorpce popisuje i rozptyl) příslušného záření v absorbentu.

Měření osvětlení

Fotoelektrický jev lze definovat jako uvolňování elektronů z elektronového obalu působením viditelného světla nebo elektromagnetického vlnění o kratších vlnových délkách.

Při vnitřním fotoelektrickém jevu se uvolňují elektrony uvnitř látky (k tomuto jevu dochází u polovodičů), a to z energetických hladin, ve kterých jsou pevně vázány k danému atomu, do tzv. vodivostních energetických hladin, ve kterých se chovají jako volné elektrony v kovu. Tímto mechanismem dochází ke zvyšování elektrické vodivosti polovodiče. Na vnitřním fotoelektrickém jevu je založen hradlový fotočlánek (jeho teoretický popis poněkud přesahuje nutné znalosti lékařské biofyziky), který je hlavní částí luxmetru, přístroje určeného k měření osvětlení. Na tento detektor dopadá měřené světlo, má podobu měřicí sondy a je připojen k zařízení detekující změnu elektrického proudu – mikroampérmetru, přímo kalibrovaném v luxech.

Při vnějším fotoelektrickém jevu pozorovaném u kovů (snadno k němu dochází např. u stříbra cesia, sodíku, platiny aj.) vystupují volné elektrony – fotoelektrony – z povrchu kovu a mohou se pohybovat ke vhodně umístěné kladně nabitě elektrodě, je-li ovšem prostor mezi povrchem kovu a elektrodou vyčerpán do vysokého vakua. Velikost elektrického proudu buzeného dopadem fotonů (fotoproudu) závisí na intenzitě osvětlení vodiče (ozáření) a na napětí mezi elektrodami. S vnějším fotoelektrickým jevem se setkáváme především u fotonek, fotonásobičů, zesilovače RTG obrazu apod.

Refrigerace (ochlazovací účinek prostředí)

Na tom, zda se člověk v prostředí cítí v tepelné pohodě, má vliv více faktorů prostředí jako je vlhkost prostředí a rychlost větru. Tyto faktory hrají významnou úlohu ochlazovacího účinku prostředí. Tento jev souvisí s výměnou tepla organismu s prostředím. V bezvětrí a také v beztlížném stavu je ztížena výměna tepla s okolím přirozeným prouděním a člověk je nucen přebytek tepla vydat do prostředí nuceným saláním nebo pocením, aby nedošlo k přehřátí organismu. Při tomto hraje významnou roli vlhkost prostředí.

Zda se cítíme v tepelné pohodě nebo zda je nám zima či horko můžeme také objektivizovat. K tomuto účelu je zavedena tzv. katahodnota H - veličina, která charakterizuje ochlazovací účinek prostředí z hlediska proudění vzduchu a udává se ve $W \cdot m^{-2}$. Přístroje, kterými ochlazovací účinek prostředí měříme se nazývají katatermometry. Zajímavostí je, že celkem unikátní přístroj elektrický dynamický katatermometr (EDK) pro tyto účely byl vyvinut ve spolupráci několika ústavů pod koordinací Katedry fyziologie lékařské fakulty UJEP v Brně. Podnětem pro tento čin byl vesmírný výzkum v podmínkách stavu beztlíže na lodi Sojuz 28 v roce 1978.

Dnes se pojem katahodnota příliš nepoužívá a pro vyjádření pocitové teploty existuje termín „wind chill“, volněji přeloženo efektivní teplota. Tato teplota se počítá z reálné teploty a rychlosti proudění vzduchu podle vzorce

$$WCT = 13.13 + 0.62 * T - 13.95 * V^{0.16} + 0.486 * T * V^{0.16}$$

Kde: WCT = efektivní teplota ve °C, T = reálna teplota ve °C, V = rychlost větru v km/h

Tento vzorec může být upraven pro výpočty i v jiných jednotkách. Rychlost větru je měřena asi 1 m na zemi. Byl zformulován ve čtyřicátých letech minulého století na základě experimentu s rychlostí mrznutí vody při daných podmínkách. Pojmu „wind chill“ se využívá

v Severní Americe, kde se vyskytují často extrémní povětrnostní podmínky. Na příslušných „serverech“ lze také najít kalkulátory, které po zadání reálné teploty a rychlosti větru spočítají efektivní hodnotu, některé i katahodnotu v Wm^{-2} . Existují i kalkulátory, které pracují s relativní vlhkostí prostředí místo síly větru.

Princip měření refrigerace pomocí EDK

Přístroj tvoří válcová měřicí sonda, která je opatřena senzorem, jehož tepelný výdej měříme a zdrojovou a měřicí částí. V senzoru jsou termistory, které zajišťují měření teploty sondy. Sonda je ohřívána vinutím odporového drátu, jež je žhaven, a tak její teplota je udržována na hodnotě povrchové teploty lidského těla – $37\text{ }^{\circ}C$. V případě, že měřicí sonda odevzdá do prostředí teplo a ochlazuje se, je uveden do činnosti regulátor teploty snímače a zvýšeným žhavením odporového drátu se udržuje teplota sondy na $37\text{ }^{\circ}C$. Katahodnota H , která charakterizuje ochlazovací účinek prostředí se indikuje na číslicovém voltmetru. V tomto případě (s ohledem na velikost Jouleova tepla vznikajícího při průchodu el. proudu vodičem platí: $Q = U^2 \cdot t/R$) platí:

$$H = \frac{U^2}{R \cdot S} \quad [W \cdot m^{-2}]$$

kde U je žhavicí napětí, R je odpor žhaveného vinutí, v našem případě má hodnotu $25\ \Omega$, S je povrch měřicí sondy (v našem případě o velikosti $4 \cdot 10^{-3} m^2$).

Na displeji se ukazuje přímo velikost katahodnoty ve watech na plochu sondy – proto je třeba tuto hodnotu převést na plochu v metrech čtverečních.

Tabulka katahodnoty H pro různé tepelné pocity

Tepelný pocit	$H [W \cdot m^{-2}]$
horko	100
tepelná pohoda	200
chladno	300
snesitelná zima	500
nesnesitelná zima	800

Dnes se pro stanovení „wind chill“ teploty používají i anemometry.

Termovize

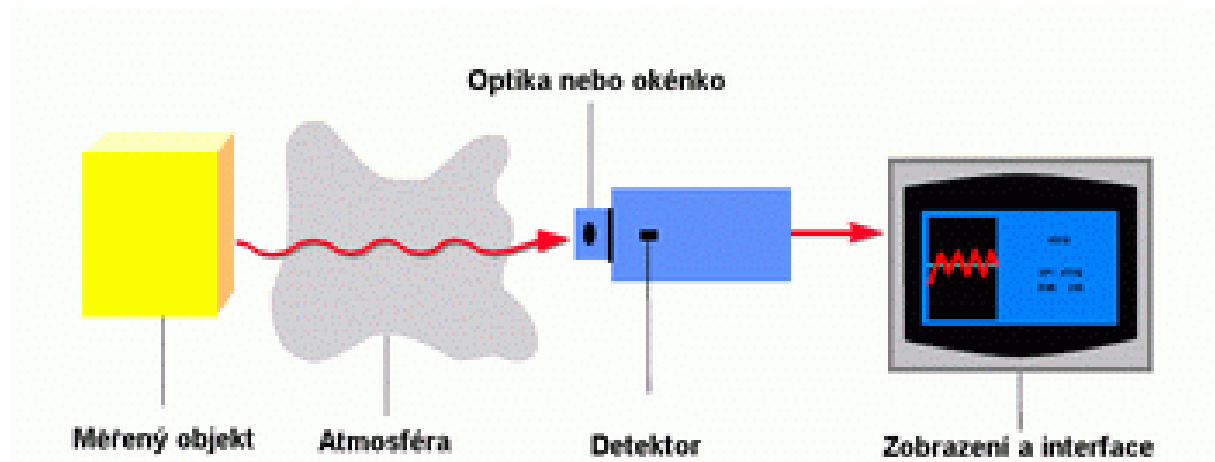
Infračervené záření (IR) je známé od roku 1800, kdy bylo náhodně objeveno anglickým astronomem W. Herschelem při měření teploty vlnových délek rozloženého viditelného světla obyčejným teploměrem. IR má vlnovou délku od $780nm$ do $1mm$.

Fyzikální zákony jsou platné stejné jako u viditelného světla, IR ovšem vytváří obrazy lidskému oku neviditelné. IR pro dnešní využití zviditelnil Němec Holst v roce 1934 na základě principu fotoelektrického jevu. Byl tak položen základ prvních termografických systémů. První fotoelektronkový převaděč umožnil zobrazit IR- záření do $1,4\mu m$.

První termografické systémy byly vyrobeny v roce 1938 ve Francii. Po roce 1960 byly vyvinuty různé systémy s využitím televizního záznamu pro snímání IR záření s rozlišovací schopností $0,5 - 0,1\text{ }^{\circ}C$. Tyto systémy měly obraz černobílý a trvalý záznam byl možný pouze vyfotografováním obrazovky na černobílý kinofilm, také na barevný s použitím barevných

filtrů, popřípadě na polaroid. Dnešní termografické systémy umožňují využití vlnových délek přes 14 μ m.

Princip termovizního systému



Základním prvkem termografického systému je měnič umožňující přeměnu infračerveného záření na elektrický signál. Tyto měniče (senzory, infradetektory) dělíme na tepelné a kvantové senzory.

Využití termovize

V dnešní době je využití termovizní kamery poměrně rozsáhlé. Významné využití je v energetice, v hutním průmyslu, ve strojírenství, v chemickém průmyslu, ve vojenství, v policejních a bezpečnostních složkách, ve stavebnictví, v různých oblastech výzkumu, meteorologii, kinematografii, v medicíně apod. Stále se hledají další možnosti využití.

Bezdotykové měření termovizí je rychlé, nemá vliv na měřený předmět, může měřit plošně pohybující se tělesa, lze jí měřit na nepřístupných místech a není zde riziko kontaminace a poškození objektu. Existuje také řada nevýhod měření, jako je chyba způsobená prostupností záření objektem, odrazem IR záření z okolí. Dále je nutné chránit čidla před prachem a nevýhodou je také to, že měříme pouze povrchovou teplotu těles vyzařujících IR záření.

Využití termovize v medicíně.

Zde je termovize pomocnou či doplňkovou metodou, avšak je jedinou zobrazovací metodou založenou na detekci a zpracování vlastních biosignálů, vznikajících přímo v organismu.

Využití v medicíně je dáno charakteristikou živé hmoty. Všechny předměty jak přírody živé tak neživé mají teplotu vyšší jak 0°K a vyzařují tak IR záření.

Termografické vyšetření informuje o jedné fyzikální veličině a tou je teplota nad vyšetřovanou oblastí. Ta může být buď zvýšená nebo snižená. Je třeba si uvědomit, co teplotní poruchu ovlivňuje. Snižování teploty může být dáno snížením metabolismu, snížením prokrvení (stenózy, uzávěry cév), edémem, apod., a zvýšení teploty naopak zvýšeným metabolismem, zvýšeným prokrvením (varixy, cévní malformace, ruptury cév), zánětlivým procesem a dalšími. Při posuzování teploty vyšetřované oblasti je třeba tuto teplotu určitým způsobem vyhodnotit. Musíme srovnávat s teplotou strany symetrické a u nepárových oblastí s teplotou okolí. Tak jako jedna polovina našeho těla není zrcadlovým obrazem druhé, stejně tak i teplota nemusí být symetrická. Fyziologický rozdíl symetrických oblastí je možno brát v normálu do rozdílu 0,5 °C. Při hodnocení patologické teploty je také nutno brát v úvahu i klinické vyšetření. Např. je podezření na zánětlivý proces pravého kolena. Teplota je nad ním

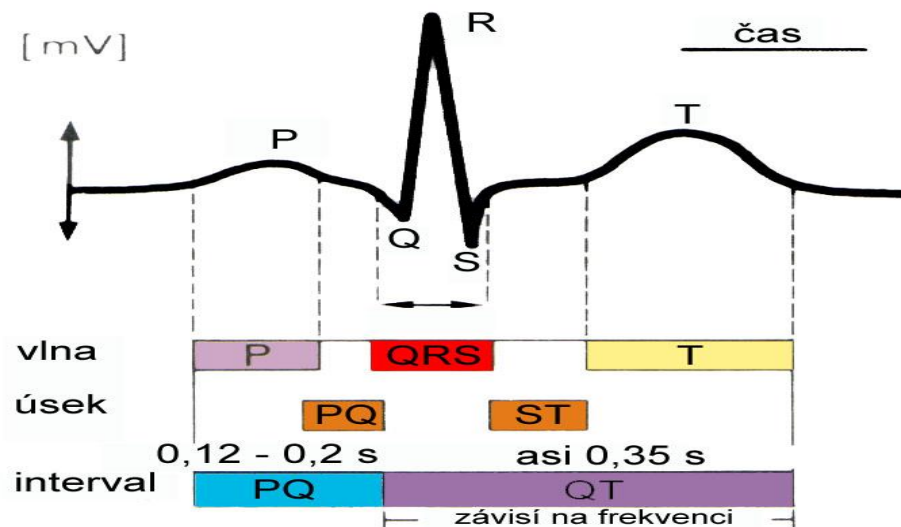
vyšší o půl stupně než na straně zdravé, ale je přítomen otok a ten teplotu snižuje, tzn. zánětlivé postižení pravé strany jsme prokázali. Vzhledem k tomu, že termovizní diagnostika vypovídá jen o tom, zda je teplota snižena či zvýšená, nemůže nám stanovit konečnou diagnózu, pokud nemáme i jiná vyšetření (rtg, biochemii, klinika, scintigrafii, ultrazvuk aj.). Je spíše metodou doplňkovou a pokud by se podařilo vytvořit vhodnou teplotní mapu člověka, mohla by se stát jednou ze screeningových metod už jenom proto, že pro člověka nepředstavuje žádné riziko.

Elektrokardiografie

EKG je samozřejmou součástí kardiologického vyšetření, patří mezi nejdůležitější a nejzákladnější vyšetřovací metody v lékařství. EKG má zásadní význam v diagnostice a tedy i v léčbě poruch práce srdečního svalu

Centrum prvotní srdeční automacie se nachází v oblasti svaloviny pravé předsině a nazývá se sinoatriální (SA) uzel. Odtud se vzruch šíří svalovinou předsiní k atrioventrikulárnímu (AV) uzlu, který se nachází v septu mezi síněmi a komorami. Vodivost komor zajišťuje Hisův svazek vycházející z AV uzlu. Následujícím pravým a levým Tawarovým raménkem se vzruch šíří podél septa mezi komorami a nakonec Purkyňovými vlákny k srdečnímu hrotu a pak zpět k srdeční bázi podél vnějších stěn komor.

Křivka EKG



Vlna P představuje depolarizaci síní – (depolarizace je způsobena vtokem sodíkových iontů do vlákna myokardu) – doba trvání asi 0,06- 0,11s.

Kmit – komplex QRS je depolarizací komor a současně repolarizací síní, která má nižší elektrickou aktivitu – doba trvání 0,05-0,12s, amplituda okolo 1mV.

Vlna T představuje repolarizaci komor - doba trvání 0,15 – 0,5s.

Interval PR- od počátku vlny P k začátku komplexu QRS odráží čas šíření aktivace z sinoatriálního uzlu přes síně- 0,12 – 0,20s.

Mezi jednotlivými tvary jsou krátké izoelektrické linie

Celý srdeční cyklus trvá přibližně při normální srdeční frekvenci (72) 0,8s.

Z hlediska srdeční práce depolarizace síní odpovídá systole síní, depolarizace komor jejich systole a repolarizace komor jejich diastole. Obě síně a následně pak obě komory se

depolarizují (pracují) současně. Membrána srdečního svalu se ve fázích depolarizace a repolarizace stává zdrojem napět'ových změn, které se šíří k povrchu těla. Tyto napět'ové změny můžeme vhodným umístěním elektrod zaznamenat. Používáme ploché elektrody podle potřeby v různých provedeních. Při trvalejším monitorování používáme elektrody na jedno použití, které má pacient přilepeny na těle - jsou lehké, nepřekáží a lehce od nich odpojíme vodiče.

Kompletní záznam EKG má 12 svodů. Jsou to svody končetinové a hrudní. Končetinové svody jdou bipolární a unipolární. Hrudních svodů je šest

Končetinové bipolární svody jsou značeny římskými číslicemi I – III. Jsou umístěny na zápěstích a na levém zánártí. Kabely mají barevné označení – červeně značený kabel je na pravém zápěstí, žlutý na levém zápěstí a zelený na levém bérce, na pravý bérce upevňujeme černý kabel (uzemnění). Při upažení pak místa s elektrodami představují vrcholy rovnoramenného trojúhelníka se srdcem umístěným přibližně ve středu. Nazývá se podle zakladatele metody Einthovena. I. bipolární svod zachycuje rozdíl mezi diferentními (aktivními) elektrodami na pravé a levé ruce, II. rozdíl mezi pravou rukou a levou nohou (DK) a III. rozdíl mezi levou rukou a levou nohou.

Končetinové svody unipolární zachycují potenciálový rozdíl mezi diferentní a indiferentní elektrodou, která má potenciál vzhledem k aktivní elektrodě nulový. Indiferentní elektrodu tvoří tzv. Wilsonova svorka, která vzniká spojením tří aktivních elektrod do jednoho bodu přes odpor 5k Ω . Depolarizace, která postupuje směrem k aktivní elektrodě, způsobuje kladnou výchylku a naopak. Výchylky jsou poměrně nízké, a proto se používají svody zvětšené (zesílené) a označují se aVR, aVL, aVF a vzniknou odpojením příslušné diferentní elektrody z Wilsonovy svorky.

Hrudní svody jsou označeny V₁ –V₆ a jsou umístěny na stanovených místech prekordia v mezižebří, tj. od pravého okraje sternu (4. mezižebří) po 5. mezižebří ve střední axilární čáře.

Hodnocení EKG křivky

Na záznamu hodnotíme rytmus, frekvenci, sklon srdeční osy, změny tvaru jednotlivých částí.

Rytmus: normální rytmus je sinusový (odvozeno od sinoatriálního uzlu) a obsahuje všechny části. Může existovat fyziologická respirační arytmie, při vdechu je rytmus rychlejší, při výdechu pomalejší

Srdeční frekvence: normální kolem 72 cyklů za minutu.

Sklon srdeční osy- určujeme z výchylek komplexu QRS v některých svodech. Např. při sklonu srdeční osy doprava je výchylka v I. svodu pod izoelektrickou linií, ve III. svodu je nad ní. Při sklonu srdeční osy doleva je výchylka komplexu QRS v I. svodu nad izoelektrickou linií a ve III. pod linií.

Změny jednotlivých částí:

Vlna P není přítomná při fibrilaci (chvění, míhání) síní, flutteru (kmitání) síní. Je široká při dilataci levé síně.

Komplex QRS – změny tvaru se projevují v různých svodech a podle toho lze poznat, která část srdce je poškozená. Pardeho vlna u infarktu, jiné změny tvaru při blokáдах Tawarových ramének, při hypo- či hyperkalémii, není přítomen při kmitání či míhání komor.

Interval PQ – hodnocení délky trvání je důležité z hlediska převodu vzruchu z předsíní na komory, při prodlužování tohoto intervalu či občasnému vynechání vlny P dochází k různým stupňům poruchy převodu-arytmiím.

Ultrasonografie

Ultrazvukové vyšetření patří v nás dnes k samozřejmým diagnostickým metodám a spolu s prostým rentgenovým snímkem je první volbou pro vyšetření břišních orgánů.

Základem ultrasonografické diagnostiky je dvourozměrné dynamické B-zobrazení, které umožňuje sledovat morfologii a měřit velikost jednotlivých tkáňových struktur. Tzv. dopplerovské vyšetření na principu Dopplerova jevu umožňuje sledovat prokrvení tkání, měřit rychlost toku krve v cévním systému. Dopplerovské měření rozlišuje dvě skupiny systémů. Jsou to systémy s nemodulovanou nosnou vlnou a systémy v impulsně modulované nosnou vlnou. Oba systémy jsou konstruovány jako směrové a nesměrové. Pokud zkombinujeme dvourozměrné zobrazení s dopplerovským impulsním měřením rychlosti toku krve, jedná se duplexní metodu. Pokud zkombinujeme dvourozměrné zobrazení a barevnou část dopplerovského spektra (měření střední rychlosti) jedná se o barevnou duplexní ultrasonografii. Standardně tok krve k sondě je zobrazen červeně a tok od sondy modře, jas barvy je funkcí rychlosti toku. Pokud se objeví turbulentní proudění, je zobrazeno přidáním zelené barvy. Poslední variantou je triplexní metoda, kdy máme obraz dvourozměrného zobrazení v něm barevnou část dopplerovského spektra a druhý obraz, zobrazující záznam rychlostního spektra toku krve v dané cévě. Od roku 1990 se začínají používat ultrazvukové přístroje umožňující trojrozměrné zobrazení signálu z matematické konstrukce dvourozměrného zobrazení a posunem, náklonem rotací sondy během expozice

Sonografický přístroj se sestává ze dvou hlavních částí a to sondy a počítače se zobrazovací a záznamovou jednotkou. V sondě je zabudován piezoelektrický krystal (měnič), který vydává ultrazvukové vlnění o frekvenci 2,5-14MHz a proniká do určité hloubky tkání (zhruba 4 - 25cm). Sonda také toto vlnění, odražené od vyšetřovaného objektu, přijímá a převádí napětí na elektrický signál. Sonda je připojena k počítači, který zmiňovaný elektrický signál zpracovává a předkládá ho v různém obrazovém a případně i zvukovém provedení. Sondy rozlišujeme podle tvaru vytvořeného obrazu na sondy sektorové a lineární (pravoúhlé). Kombinací těchto dvou zobrazení vznikly sondy konvexní.

Ultrazvukové vyšetření je převážně transabdominální, tedy z povrchu těla. Pro lepší zobrazitelnost orgánů ležících v blízkosti dutin používáme sondy endokavitární, transrektální, transvaginální, transesofageální. Pro zobrazení stěn dutých orgánů se používají sondy endoluminární s vysokými frekvencemi 30-50MHz, pro vyšetření v očním lékařství používáme sondy o frekvenci 10-20MHz. Podle toho, jakou oblast bude lékař vyšetřovat, zvolí sondu o příslušné frekvenci a tvaru. Pro vyšetření dutiny břišní, retroperitonea, tedy v hloubce uložených orgánů se používají sondy konvexní o frekvenci 2,5 - 6 MHz. Pro vyšetření orgánů uložených pod povrchem (krk, štítná žláza, karotidy, skrotum, svalové či kloubní patologie, cévy končetin) používáme sondy lineární o vyšší frekvenci 7 - 14 MHz (čím vyšší frekvence tím roste s hloubkou útlum).

Vlastní ultrazvukové vyšetření

Je neinvazivní, většinou bez zvláštní přípravy. Pacient při vyšetření břišních orgánů je vyšetřován v poloze na zádech a dále na boku. Pro vyšetření hepatobiliárního systému (játra, žlučník), pankreatu či střev musí být pacient lačný, neměl by pít, kouřit ba ani žvýkat žvýkačku, neboť spolyká větší množství vzduchu a ten v trávicím traktu výrazně omezuje přehlednost. Pro vyšetření močového měchýře je třeba, aby byl přiměřeně naplněný. Při naplněném močovém měchýři se také lépe vyšetřuje malá pánev, neboť se utvoří akustické okénko a orgány v malé pánvi jsou lépe čitelné. Povrch vyšetřované oblasti je třeba pokrýt vazebním médiem, jinak by ultrazvuk nemohl proniknout do vyšetřované oblasti. Používáme hydrofilní gel s akustickými vlastnostmi podobnými vlastnostem tkání.

Důležitá je orientace sondy. Levý okraj sondy musí odpovídat levé straně obrazovky (přesvědčíme se o tom přiložením prstu na okraj sondy). Vyšetření provádíme v různých řezech tak, abychom zachytili vždy celý vyšetřovaný orgán. Při podélném řezu (sonda je orientována vertikálně) levý okraj sondy zachycuje horní část vyšetřované oblasti a při příčném řezu levý okraj sondy zachycuje pravou stranu pacienta. Ve výřezu na obrazovce přilehlá část kůže pod sondou je vidět v horní části, čím dále je vyšetřovaná oblast od sondy tím níže je zobrazena. Vyšetření vyžaduje praxi a dobrou topograficko- anatomickou orientaci vyšetřujícího.

Vyšetřovaná oblast se zobrazuje na obrazovce ve škále šedi od černé po bílou. Tekutiny (krev, moč, voda, žluč, výpotek) se zobrazují černě. K rozlišení může pomoci klinická diagnóza a anamnéza. Například při zjištění tekutiny mezi střevními kličkami se bude pravděpodobně jednat o krev v případě poranění sleziny, ledvin, jiného podezření na krvácení. Při zánětlivém či nádorovém onemocnění se bude jednat spíše o výpotek (ascites). Téměř bílé obrazy dávají struktury s vysokým obsahem vápníku (kosti, konkrementy, kalcifikace v cévách).

Co všechno ultrazvukové vyšetření umožňuje hodnotit? Lze změřit velikost vyšetřovaného orgánu či patologického ložiska ve třech rovinách, jeho vzhled (homogenitu, odrazivost, přítomnost patologických ložisek, pohyb, přiměřenost prokrvení). Dopplerem pak lze například sledovat rychlost toku krve v cévách.

Při vyšetření je nutno odlišit skutečné obrazy od artefaktů, kterých existuje celá řada:

Reverberace – vznikají opakovanými odrazy kolmo dopadajícího UZ signálu na paralelních plochách v blízkém poli sondy (jsou to stejně vzdálená echa, jejichž jas do hloubky klesá. Mezi reverberace patří i *ohony komet* - bílé pruhy signálu za bublinkami pohybujícího se plynu

Akustický stín – vzniká za strukturou, která UZ signál odrazí nebo absorbuje – (kost) Zesílení odrazivosti – za strukturami, vykazujícími malý útlum (normální žlučník, cysty- dutiny vyplněné tekutinou)

Zrcadlové artefakty – vznikají za plochými odrazivými strukturami jako je bránice a obraz bývá vždy slabší

Skvrnové artefakty – vznikají tehdy, když délka dopadajících vln je podstatně větší než tkáňové struktury (hlavně při velkém zvětšení vznikají skvrny, které neodpovídají struktuře parenchymatozního orgánu).

Vyšetření konkrétních orgánů

Játra – velikost, vzhled parenchymu, patologická ložiska, šíře jaterních cév, žlučovodu

Žlučník – uložení, velikost, obsah, šíře stěny, lze vyšetřit i funkci (pacient sní 100 g čokolády a asi za 1 hod. změříme o kolik se žlučník vyprázdnil)

Pankreas – velikost, vzhled, šířku vývodu

Ledviny – poloha, velikost, konturu, vývodný močový systém, přítomnost kamenů (konkrementů) a patologických ložisek

Slezina – velikost, vzhled

Močový měchýř – náplň, šíře stěny, u mužů prominence prostaty

Děloha, vaječníky – velikost, přítomnost myomů, cyst, stupeň gravidity, velikost plodu

Prostata – velikost, vzhled,

Střevní kličky – šíře lumen, peristaltika, patologie stěny (záněty, nádory, výchlípky stěny vně -divertikly), tekutina mezi kličkami

Břišní aorta – šíře, obsah, vzhled stěny

Přítomnost uzlin v retroperitoneu, dutině břišní. Pro vyšetření střevních kliček a malé pánve jsou výhodné sondy 5-6 MHz.

Štítná žláza – velikost, vzhled, přítomnost uzlů, cyst, homogenitu, odrazivost, (prokrvení při možnosti použití barvy)

Podčelistní slinné žlázy, příušní žlázy, přítomnost zvětšených uzlin.

Cévy (karotidy, vertebrální artérie, vény) – šíře lumen, vzhled, přítomnost aterosklerotických plátů, měření rychlosti)

Prsy – vzhled tkáně, přítomnost cyst, nádorových ložisek

Přítomnost tekutiny v pleurální dutině.

Skrotum – varlata, nadvarlata, jejich velikost, vzhled, prokrvení, množství tekutiny v obalech, cévní struktury – šíře

Na končetinách vyšetřujeme cévní struktury, přítomnost otoku, hematomu, svalové ruptury, patologická ložiska, kloubní pouzdra...

Neocenitelný přínos má ultrazvukové vyšetření srdce – echokardiografie. Přináší mnoho informací o srdečním svaly, nitroblány srdeční, chlopních, osrdečníku, dává informace o proudění krve (dovoluje vypočítat i tlaky krve v různých místech srdce) jednotlivými srdečními dutinami a umožňuje tak odhalit mnohé defekty (zúžení či nedomykavost) chlopní, cévních vyústění, ale i například defekty srdeční přepážky. Mnohé z těchto vad jsou přístroji bez dopplerovské sonografie neodhalitelné.

Echokardiografie může být doplněna jícnovou sondou, tedy kombinací endoskopického a ultrazvukového vyšetření, které umožňuje získat obraz srdce i "zezadu".

Ultrazvukové generátory

V praxi používanými zdroji ultrazvuku jsou ultrazvukové generátory. Skládají se z vysokofrekvenčního generátoru vysokého napětí, zesilovače a měniče. Nízkofrekvenční generátory (řádově do 100kHz) mají měniče pracující na magnetostrikčním principu, generátory vysokofrekvenční používají piezoelektrické měniče. Piezoelektrické měniče jsou destičky vyrobené z keramických piezoelektrických materiálů a jsou uzavřeny do aplikačních hlavice (sondy). Ultrazvukové generátory mohou pracovat kontinuálním nebo pulsním režimem. Podle potřeby aplikace mohou mít i volitelnou délku a frekvenci impulsů a i možnost výběru více frekvencí

Ultrazvukové generátory diagnostických a dopplerovských zařízení pracují obvykle v pulsním režimu, mají multifrekvenční sondy konvexní, připojení i dalších typů sond dle třídy přístroje. Generátory terapeutických přístrojů mají již také piezoelektrické měniče, pracují v pulsním i kontinuálním režimu s frekvencemi 1MHz a 3MHz. Mohou mít více aplikačních hlavice o různých velikostech např. 4cm² a 1cm². Z praktických důvodů nebývají poskytovány intenzity vyšší než jednotky W/cm².

Magnetostrikční ultrazvukové generátory s frekvencí od 20kHz do 70kHz, jsou součástí čističek a dezintegrátorů. Pro chirurgické aplikace používáme frekvence 20-100kHz. Jsou to generátory kontinuální a používaná intenzita se pohybuje do desítek W/cm². V akustické mikroskopii se používají generátory řádově stovek a více MHz.