

Biosignály z pohledu biofyziky/elektrické biosignály v organismu

Jak bylo řečeno výše, fyzikální podstata biosignálů může být různá: může se jednat o veličiny mechanické, akustické, termické a další. Nejčastěji si ale pojem biosignálu spojujeme s elektrickými projevy organismu, proto jim věnujeme celou tuto kapitolu. Ze systémového hlediska je možné při sledování elektrických projevů organismu postupovat v hierarchii tělesné stavby od nejnižších etází směrem vzhůru:

Subcelulární úroveň

Z nauky o elektřině víme, že **nerovnoměrné rozložení** elektricky nabitých částic – **nábojů** – můžeme registrovat jako **elektrické napětí**. V důsledku působení **druháho termodynamického zákona** pozorujeme v neživé přírodě pohyb, směřující k vyrovnaní takových nerovnoměrností: vyrovnávání potenciálních rozdílů je způsobeno pohybem elektrických nábojů, které můžeme registrovat jako **elektrický proud**. Běžně uváděným příkladem takového jevu, doprovázeného **růstem entropie**, je vybíjení elektrického článku přes žárovku. Vláknko žárovky i přívodní vodiče jsou kovové; víme, že pohyblivými nositeli elektrického náboje v kovech jsou volné valenční elektrony. Naproti tomu galvanický článek pracuje na elektrochemickém principu: vodičem je elektrolyt a průchod elektrického proudu se realizuje pohybem iontů.

Podobná situace nastává i v organismu, jehož podstatnou část tvoří **elektrolyty** – vodné roztoky kyselin, zásad a solí, disociovaných na anionty a kationty. Kromě obvyklých nízkomolekulárních látek zde mohou být nositeli náboje i vysokomolekulární látky, např. proteiny.

Chceme-li sledovat takové procesy, spojené s pohybem nabitých částic v elektrolytech, pomocí jejich elektrické aktivity, je nutno nějakým způsobem přivést sledovaný signál do vhodného elektronického měřicího zařízení, a to zpravidla kabelem, ve kterém probíhá přenos signálu elektrony v kovech. Otázkou je, jakým způsobem se elektrický proud v elektrolytu, způsobený pohybem kationtů a aniontů, převede na elektrický proud, způsobený pohybem elektronů v kovech? Pomocí elektrod. **Elektrody** jsou důležitou součástí všech vyšetření, souvisejících s vyšetřováním elektrických biosignálů. Tvar, materiál, velikost a konstrukce elektrod se velmi liší podle toho, o jaký druh biosignálu jde.

Na rozdíl od neživých a termodynamicky uzavřených či izolovaných systémů musíme živé organismy uvažovat jako **otevřené systémy**, které si vyměňují energii, informace i hmotu se svým okolím. Tím pádem se mohou dlouho udržovat v **dynamicky nerovnovázném stavu**, ve kterém působí jak procesy, které rovnováhu narušují, tak procesy, které ji opět obnovují – což je podstata prakticky všech životních dějů v organismu. Většina těchto procesů, jak už víme, je provázena **přesunem elektricky nabitých částic** a tím pádem můžeme na každém živém organismu zaznamenat řadu **elektrických fenoménů**. To nám umožňuje využít elektrické biosignály ke sledování a **diagnóze** nejrůznějších dějů.

Celulární úroveň

Membránový potenciál

Víme, že mezi dvěma prostředími, oddělenými polopropustnou (semipermeabilní) membránou, můžeme sledovat **osmotické jevy**, spočívající nerovnoměrném rozdělení koncentrací různých látek na obou stranách membrány. Nesou-li částice rozpuštěných látek elektrický náboj, projeví se tato nerovnováha i vznikem různých elektrických potenciálů na obou stranách membrány. To je modelová situace, která existuje prakticky u každé buňky. Takový rozdíl potenciálů označujeme jako **klidový membránový potenciál**.

Přítomnost membránového potenciálu hraje obzvláštní roli u dráždivých buněk, jakými jsou **buňky nervové a svalové**. U nich se na jeho vzniku nejvíce podílí rozdílná koncentrace **draslíkových iontů**, která je uvnitř buňky řádově 10-30krát vyšší než je v mimobuněčném prostoru. Rozdíl potenciálů v takovém případě popisuje **Nernstova rovnice**

$$V_{K^+} = (R \cdot T / F) \cdot \ln ([K^+]_e / [K^+]_i) \quad (40)$$

udávající **rovnovážný potenciál draselných iontů** V_{K^+} jako **úměrný přirozenému logaritmu poměru koncentrací draselných kationtů v extracelulárním $[K^+]_e$ a v intracelulárním $[K^+]_i$ prostředí**. Konstanty jsou universální plynová R, Faradayova F a T je absolutní teplota v kelvinech. Po dosazení běžných hodnot a tělesné teploty do rovnice dostáváme potenciál o velikosti **řádově -50 až -100 mV**, který dost dobře souhlasí s naměřenými hodnotami. Přesnější hodnoty bychom spočítali pomocí **rovnice Goldmanovy**, která je obdobná rovnici Nernstově, ale započítává i vliv **chloridových a sodíkových iontů**. **Potenciál uvnitř buňky měříme vzhledem k extracelulárnímu prostoru. Záporné znaménko** proto znamená, že vnitřní prostředí je oproti okolí nabitě záporně.

Akční potenciál

Při vzniku a šíření nervového vzruchu dochází k postupnému otvírání a zavírání různých **iontových kanálů** a tím vzniku **elektrického proudu**, vyvolaného pohybem iontů. Pro podrobný popis odkazujeme na dostupnou literaturu. Zde se omezíme pouze na konstatování, že postupná změna potenciálu se projeví **elektrickým impulsem o amplitudě řádově 100mV a trvání řádově 1ms**. Nárůst akčního potenciálu je proto spolehlivým indikátorem depolarizace buněčné membrány, zatímco jeho pokles a postupný návrat ke klidovému stavu svědčí o její repolarizaci.

Pro přímé intracelulární měření akčního potenciálu nervových či svalových buněk bychom potřebovali mít k dispozici **mikroelektrodu**, kterou bychom mohli zanořit přesně do jedné určité buňky. Splnění takového požadavku by bylo pro klinické použití extrémně náročné a prakticky nerealizovatelné. Proto se přímé intracelulární měření akčních potenciálů omezuje většinou na laboratorní výzkum in vitro.

Úroveň tkání

Sumační potenciál

Hierarchicky nejnižší úrovní, využitelnou klinicky, je vyšetřování elektrických projevů tkání. I když nejsme schopni odizolovat signál, produkovaný jedinou buňkou, můžeme snímat signál, produkovaný množstvím buněk z určitého okrsku, kde je umístěna snímací elektroda. Signál z jednotlivých buněk přichází do snímací elektrody extracelulárním prostorem, který si v tomto případě můžeme představit jako množství elektrických rezistorů. Toto modelové zapojení nám umožňuje chápat snímaný biosignál jakožto přibližný váhovaný aritmetický součet signálů od jednotlivých buněk. Slovo "váhovaný" znamená mj. i to, že signál vzdálenějších buněk bude zpravidla slabší („**near field potentials**“, jak jsme zmínili v odd. 2.2). Slovo "součet" proto není možné chápat doslovně tak, že např. signál z tisíce buněk, produkujících každá 100mV, dá v součtu 10kV, které budeme měřit. Ve skutečnosti naměřené hodnoty sumačních biosignálů nejsou řádově vyšší, než jsou amplitudy akčních potenciálů, které je působí.

Elektromyografie (EMG)

Typickým představitelem biosignálu, snímaného z určitého okrsku tkáně, je **elektromyogram**. Tato metoda může být **neinvazivní** (snímání EMG **povrchovými** elektrodami), ale i **invazivní** – snímání **jehlovými** koncentrickými elektrodami. Při snímání jehlovými elektrodami z malého okrsku o velikosti zlomku mm máme možnost vidět i potenciály jednotlivých motorických jednotek. Naproti tomu elektromyogram, snímaný plošnou elektrodou, je typickým sumačním potenciálem, tvořený množstvím vzájemně se překrývajících signálů z velkého množství buněk; jeho **frekvenční spektrum** se pohybuje v oblasti řádově stovek až tisíců Hz a je závislý na aktivitě vyšetřované části svalu. Signál o tak vysoké frekvenci není možno přímo zapisovat na papír, proto jej lékař sleduje na obrazovce a je též možné jej **převést na akustický signál** pro posouzení sluchem, kdy je vnímán jako praskot až hřmot.

Pro kvantitativní vyhodnocení EMG jsou využívány různé výpočetní metody. Míru aktivity svalu je možné vyjádřit např. jako součet absolutních hodnot změn EMG za jednotku času. Frekvenční spektrum EMG vypočteme pomocí rychlé Fourierovy transformace.

Rychlost vedení

V rámci EMG je často vyšetřována i rychlost vedení periferních motorických nervů. Vyšetření spočívá v tom, že je stimulován nerv elektrickým výbojem (zpravidla v podkolenní či loketní jamce a na kotníku nebo na zápěstí) a přitom je elektromyograficky sledována reakce distálně umístěných svalových skupin. Z patologicky **prodloužených latencí** je potom možné usuzovat např. na **demyelinizační onemocnění**.

Úroveň orgánů

Pomocí sumačních potenciálů můžeme vyšetřovat a mapovat i činnost celých orgánů. Nejznámějšími vyšetřeními jsou EEG a EKG.

Elektroencefalogram (EEG)

EEG je **standardní neinvazivní metodou** funkčního vyšetření elektrické aktivity CNS. **Sumační signály** z neuronů jsou snímány elektrodami **z povrchu skalpu**. Problémem je, že průchodem přes relativně málo vodivou kalvu je amplituda signálu zeslabena na úroveň řádově **desítek mikrovoltů**. Vzhledem k tomu, že EEG signál vzniká jako důsledek vážené sumace aktivity **extrémně vysokého množství neuronů**, nejsme již v EEG signálu schopni odlišit jednotlivé akční potenciály buněk tak, jako např. v EMG. Typický průběh EEG má proto na první pohled dost nepravidelný a chaotický průběh, ve kterém jsme občas schopni zahlédnout vlny s určitou periodicitou. Nejznámější je **aktivita alfa** s frekvencí cca 12 Hz, kterou sledujeme u dospělých v occipitální oblasti hlavy při zavřených očích. Pomalejší frekvence (**theta** a **delta**) mohou být v bdělém stavu u dospělých patologickým příznakem. Během spánku jsou naproti tomu identifikátorem různých spánkových stadií, čehož se využívá ve spánkových laboratořích; u dětí mohou být tyto frekvence **měřtkem výrůstnosti CNS**.

Pro rozmístění elektrod na povrchu lbi je standardně používán tzv. systém 10/20 (čti **deset - dvacet**), jehož název vznikl ze způsobu rozměření, kdy je obvod hlavy rozdělen na úseky po 10% a 20%. Analogickým způsobem probíhá rozměření ve zbývajících dvou kolmých rovinách, výsledkem něhož je síť bodů, připomínající průsečíky poledníků a rovnoběžek na zemském globu, podle které jsou pak umísťovány elektrody na standardní místa. Elektrody

umístěné nejvíce vpředu nazýváme **prefrontální**, za nimi je rozmístěna řada elektrod **frontálních**, dále následují elektrody **centrální**, pak **parietální** a nejvíce vzadu jsou elektrody **occipitální**. Po stranách umísťujeme elektrody **temporální**.

U EEG se využívá obou základních **zapojení elektrod** (viz oddíl 5.4), a to **unipolárního** i **bipolárního**. U bipolárního zapojení ještě rozlišujeme podle směru, kterými jsou vytvářeny řetězce, zapojení **longitudinální** (předo-zadní směr) a **transversální** (levo-pravý směr), případně jejich kombinace.

Elektrokardiografie (EKG)

Vzhledem k tomu, že vyšetření EKG často slouží jako modelový příklad vyšetření biosignálů a jako takový bývá i součástí biofyzikálních praktik, budeme se mu věnovat v samostatné **6. kapitole**.

Evokované potenciály

Evokovanými potenciály zpravidla rozumíme odpověď CNS na dráždění receptorů vnějšími stimuly. Matematický model evokovaných potenciálů jsme si již probrali v teoretické části (odd. 2.4). Je to ve své podstatě **problém identifikace dynamických systémů pomocí zavádění arteficiálních stimulů** (nejčastěji série Diracových či jiných impulsů) **na jejich vstup**. Podle fyzikální povahy stimulů nejčastěji rozeznáváme EP (evokované potenciály):

- **VEP** (Visual EP, zrakové EP)
- **AEP** (Acoustic EP, sluchové EP)
- **SEP** (Somatosensory EP, somtosensorické EP) – dráždění periferních nervů elektrickými podněty

Tyto potenciály zpravidla dále rozdělujeme podle délky trvání na **krátké, střední a dlouhé**. Tato latence je dána místem jejich vzniku. **První vlna**, kterou registrujeme se zpožděním řádově 1ms, zpravidla vzniká **přímo ve smyslovém orgánu** (v hlemýždi vnitřního ucha – kochleární EP, či na sítnici oka – **ERG** = ElektroRetinoGram). Další několik vln s krátkou latencí registrujeme v časovém horizontu do 10 ms. Tak např. při **akustickém** dráždění tyto vlny vznikají v nervových gangliích mozkového kmene, proto jim říkáme kmenové potenciály – **BAEP** (Brainstem Acoustic EP). Tak, jak nervové signály dále postupují, zaznamenáváme EP o střední latenci řádově v rozsahu desítek ms a nakonec registrujeme EP s dlouhou latencí řádově stovek ms, vznikající jako reakce mozkové kůry.

Uvedeným způsobem označují evokované potenciály např. neurologové. Pokud obdobné metody využívá ušní lékař k vyšetřování sluchu, pak hovoří objektivní audiometrii – **ERA** (Evoked Response Audiometry), případně **BERA** (Brainstem ERA). Vidíme, že v zásadě v principu totožné vyšetřovací metody mohou být nazývány různě podle účelu, k jakému se používají.

Vektorová povaha vyšetřovaných signálů

Při vyšetřování biosignálů z celých orgánů či jejich částí nás zpravidla zajímá nejen jeho časový průběh, ale i jeho **prostorové rozložení a prostorové změny**, respektive **projekce** tohoto rozložení na povrch orgánu či těla. Takové vyšetření zajišťujeme tím způsobem, že při něm používáme menší či **větší počet elektrod**. Získaný signál potom sestává z více složek, a ty můžeme pokládat za **složky časově proměnného vektoru**. Je zřejmé, že každá taková složka vyžaduje, aby měla k dispozici celý vlastní přenosový řetězec neboli **kanál**. Zatímco před nějakými dvaceti lety se ještě používaly 3-kanálové EKG (později 6-ti kanálové) a čtyř nebo osmikanálové EEG přístroje, v současné době je standardem 12-ti kanálové EKG a minimálně 16- či spíše 21-kanálové EEG; výjimkou nejsou ani 32-, 64- nebo i 120-kanálové přístroje.

V případě EKG se místo o kanálech z historických důvodů hovoří o **svodech**, což někdy může vést k nedorozumění, pokud si někdo pod jedním svodem představí jeden drát od elektrody, zatímco by si měl představovat jeden pár drátů; i když v případě 3-kanálového EKG, používajícího 3 elektrody, je taková konfuse docela pochopitelná. V tomto případě zapojení do trojúhelníku je ovšem každý svod reprezentován jednou stranou trojúhelníka, nikoli vrcholem. Je obzvláště zvrhlou hříčkou geometrie, že každý trojúhelník má nejen tři úhly, ale i tři strany, a ke každé straně přináleží jeden pár přilehlých vrcholů.

Polygrafický záznam

Termín "polygrafie", který všichni používáme v souvislosti s knihařským průmyslem, má v lékařské ambulanci zcela rozdílný význam: jedná se o **simultánní záznam biosignálů různé (fyzikální) povahy**.

Typickým představitelem budiž spánková polygrafie, používaná ve **spánkových laboratořích** pro výzkum spánku a/nebo pro diagnostiku spánkových poruch. Jak známo, během spánku lze identifikovat jeho různá stadia, charakterizovaná nejen změnami na EEG záznamu (např. tzv. stadium synchronního spánku, pojmenované podle synchronicity EEG vln, generalizované v různých kanálech), ale i např. pohybu očí (REM fáze spánku – Rapid Eye Movements, charakterizovaná rychlými pohyby očí), pohyby končetin a jinými motorickými aktivitami (nemluvě ani o náměsíčnosti), změnami svalového tonu, rychlostí a hloubkou dechu, vydáváním různých zvuků, změnami srdeční frekvence, prokrvení kůže tím i povrchové teploty, jakož i změnami bazální teploty organismu, pocení, změnou kožního odporu, střevní peristaltiky, aktivace vegetativního nervstva, prokrvení pohlavních orgánů atd. atd. Pokud chceme takové změny registrovat pokud možná komplexně a co nejdůkladněji, nezbyvá, než abychom měli k dispozici pro každou sledovanou veličinu vyhrazený zvláštní kanál, vybavený na svém vstupu speciálním převodníkem (čidlem, snímačem). Ponecháváme stranou kvalitu spánku vyšetřované osoby, oblepené množstvím různých čidel a připoutané k aparatuře desítkami kabelů, důležité je, že jsme si na vhodném příkladě demonstrovali

podstatu polygrafického záznamu. Podstatou je, že vyšetřovaný biosignál je tvořen časově proměnným vektorem, jehož složkami jsou fyzikálně nesouměřitelné veličiny (které mohou být simultánně zaznamenávány na jeden široký pás papíru či jen na disk počítače k dalšímu zpracování).

V jistém smyslu protipólem spánkovým laboratořím jsou **zátěžové laboratoře**, vyšetřující organismus v okamžicích jeho maximálního vypětí. Společně se spánkovými laboratořemi mají to, že i v tomto případě se jedná o polygrafické záznamy, kde se v první řadě průběžně během celého sportovního výkonu registruje EKG a k němu zpravidla respirace spolu s kontinuální analýzou vydechovaných plynů (obsah O_2 , CO_2) a dalšími veličinami, monitorujícími aktuální stav organismu. Na rozdíl od spánkových laboratoří nejsou vybaveny postelí na přespávání vyšetřovaného, ale různým (nákladným) sportovním náčiním, které bychom čekali v exklusivních posilovnách: naklápací pohyblivé chodníky, rotopedy aj. Všechna tato mechanická zařízení jsou vybavena možností plynule měnit zátěž organismu a průběžně měřit vynakládanou sílu, rychlost pohybu, dosahovaný výkon. Tato vyšetření jsou určena jednak špičkovým sportovcům, jednak pro monitorování zdravotního stavu u povolání, vyžadujících spolehlivost při podání extrémních výkonů (požárníci, profesionální armáda, jednotky speciálního nasazení), příležitostně i u pacientů, u nichž se zhoršení zdravotního stavu projevuje v souvislosti s odváděnou fyzickou zátěží.

Na rozdíl od fyzického výkonu je v **psychofyzilogických** laboratořích zde sledován výkon psychický v korelaci s jeho biologickými projevy (EEG, utilizace glukózy v různých částech mozku, EKG, kožní odpor, respirace aj.) během řešení různých intelektuálních úloh, případně různých emočních zátěží. Přístrojové vybavení je opět obdobné vybavení pro polygrafický záznam, doplněné o různé speciální panely a testovací zařízení. V současné době se namísto speciálně konstruovaných panelů s různými tlačítky apod. pro řešení jednotlivých úloh s výhodou používá různých programů a situací simulovaných pomocí běžného osobního počítače.

Základ **sexuologické polygrafie** tvoří opět polygrafická aparatura, doplněná o speciální senzory, měřící prokrvení, teplotu, objemové změny apod. v oblastech pohlavních orgánů (falopletysmografie). Jako stimulační signály slouží promítání různě eroticky zaměřených scén, obrazů, zvuků, textů apod. Vyhodnocování se provádí kvantitativním vyhodnocením korelace naměřených biosignálů v závislosti na charakteru předkládaných vzruchů. Kromě diagnostiky funkčních sexuálních poruch se používá rovněž pro forenzní účely a pro diagnostiku sexuálních deviací. Implementace maximálně objektivních metod je zde diktována zejména požadavkem vypracování striktně nezávislého znaleckého posudku, v jehož důsledku může justice rozhodovat o nařízení léčby, nutnosti izolace, o míře viny, možnosti nápravy a přiměřeném trestu obviněného.

Kromě rozdílů, které jsme si v uvedených příkladech představili, existují u všech takových vyšetřovacích aparatur společné principy, kterým je věnována následující kapitola.

Vyšetřovací aparatura

Po teoretickém vysvětlení a uvedení několika příkladů klinického využití se o něco konkrétněji přiblížíme situaci, se kterou se setkáváme při vyšetření libovolných signálů či biosignálů. Jednu **část přenosové soustavy** tvoří **vyšetřovaný systém** – v daném případě organismus pacienta či jeho některé orgány a části (subsystémy). Druhou (arteficiální) část celého systému tvoří **vyšetřovací aparatura**. V předešlých kapitolách 3 a 4 jsme se zabývali vznikem a průchodem biosignálu vyšetřovaným organismem. V této kapitole budeme sledovat biosignál, snímáný z pacientova těla a přenášený dále do aparatury, kde se podřizuje kontrolovanému zpracování. Nicméně, i když se v prvním případě jednalo o průchod signálu živým organismem a nyní signál pokračuje ve své cestě zkonstruovaným přístrojem, platí pro něj stejná pravidla a zákonitosti, kterým jsme se věnovali v prvních teoretických kapitolách 1 a 2.

Průchod biosignálu aparaturou

Je třeba mít na paměti, že pacient, spojený s aparaturou, za přítomnosti vyšetřujícího personálu a celého prostředí vyšetřovny či laboratoře spoluvytvářejí během vyšetření jediný systém vzájemně interagujících částí a každá z těchto částí se svým způsobem podílí na výsledku celého složitého procesu. Nikdy nedokážeme zcela spolehlivě odhadnout, v jaké míře a jakým způsobem se na výsledku vyšetření spolupromítá působení všech uvažovaných i neuvažovaných vlivů a může být pouze naší snahou, aby výsledky vyšetření co nejvěrněji zobrazily aktuální stav vyšetřované osoby či preparátu. Pro úspěch v praxi je nutné nejenom precizně a spolehlivě zvládnout klinickou rutinu a získat potřebné osobní zkušenosti, ale paralelně s navyklými stereotypy je nutno udržovat si co nejpresnější představu o tom, co právě ve vyšetřovací místnosti probíhá. Biosignály mají tu vlastnost, že většinou nejsou ve svém průběhu moc vidět a často se zobrazí až teprve na výstupu celého řetězce, jako výsledek často složitých přenosů, interakcí a transformací. Záleží velmi na důvtipu a vzájemné dobré komunikaci jak toho, kdo celé vyšetření připravuje a provádí, tak i toho, kdo výsledky vyšetření zpracuje, interpretuje a na jejich základě stanoví diagnózu – ať už se jedná o tutéž osobu, o sehraný tým anebo se účastníci tohoto procesu ani neznají a komunikují pouze účelově prostřednictvím papírově či elektronicky předávaných zpráv. Nejen každá chyba, ale i každá neoptimalita se může vymstít, třeba záměnou artefaktu za biosignál či přehlédnutím důležitého příznaku, skrytého v šumu.

Kritickou hranicí celého vyšetřovacího systému je právě **hranice mezi vyšetřovanou osobou a aparaturou**. Může nám připomínat membránu buňky: snahou je, aby prošlo maximum důležité informace a zabránilo se co nejvíc rušivým vlivům. Nejméně polovina celé "vědy" o biosignálech se točí právě kolem **artefaktů**, které zde (na rozdíl od artefaktů uměleckých) jsou jevem krajně matoucím a nežádoucím. Zkušenost a manuální zručnost je stejně důležitá jako intelektuální zručnost: nad Ohmovým zákonem a Kirchhoffovými zákony již nelze v ambulanci nad aparaturou příliš zdlouhavě přemýšlet, ty je nutno mít už "v krvi".

Při přechodu od pacienta do aparatury **mění biosignál často svůj charakter**. Proto mu musíme věnovat náležitou **péči** právě na jeho vstupu, **při akvizici**. Signál je zde často slabý, ještě nezesílený, obzvláště náchylný k poruchám a různému rušení. **Nejvíce artefaktů vzniká právě zde, během převodu nebo na elektrodách**.

Co zanedbáme během akvizice, těžko se pak snažíme vynahradit sebesofistikovanějším aposteriorním zpracováním. Alespoň základní znalost všech fyzikálních jevů, které přitom mohou spolupůsobit, je bezpodmínečná. (Celé vyšetření může být lehce znehodnoceno např. vlivem vysokého **přechodového odporu elektrod**, který je nutno přeměřit a vhodným způsobem snížit – důkladným očištěním a odmaštěním pokožky, použitím kontaktního gelu aj.)

Převodníky fyzikálních veličin

V úvodu jsme zmínili, že biosignály, stejně tak jako signály obecně, mohou mít různou fyzikální povahu – elektrickou, mechanickou, tepelnou, chemickou aj. Pro jejich další zpracování je však účelné převést je na "společného jmenovatele", tj. na jednu společnou fyzikální veličinu. V současné době, kdy jsou elektronická zařízení na velmi vysoké technologické i cenově přijatelné úrovni se stalo pravidlem, že zpracování signálů probíhá probíhá **v elektronické podobě**, kdy příslušnými fyzikálními veličinami je **elektrické napětí, elektrický proud, elektrický odpor, frekvence** apod. **Neelektrické veličiny**, které chceme sledovat, musíme zpravidla hned na začátku analogového přenosového řetězce **převést** nějakým způsobem na elektrické. Zařízení, které takový převod zprostředkují, nazýváme obecně **převodníky** anebo **snímače**, případně **měníče, čidla, detektory** apod. V některých případech je výhodnější převod mezi různými veličinami provést **postupně**, např. mechanickou změnu registrujeme opticky a světelný signál následně převedeme na elektrický signál.

V následujícím přehledu si ukážeme nějaké typické příklady použití takových převodníků.

Snímače mechanických veličin

Snímače polohy

- kontaktní
- elektrické spínače, přepínače apod.
- přesný potenciometr: princip stejný jako u proměnného odporu (potenciometru)
- kapacitní snímač: princip jako u proměnného kondenzátoru (mění se vzájemná poloha desek) případně poloha dielektrika (možno užít i jako hladinoměr)
- elektrolytický: mění se velikost smáčeného povrchu elektrod (typicky: hladinoměr)
- indukční snímač: princip: mění se vzájemná poloha částí vinutí anebo se pohybuje jádro cívky, závit nakrátko, magnetické stínění či se vzájemně pohybují různá vinutí, tvořící transformátor
- optický snímač: pohybuje se zdroj světla, zrcátko, clonka, filtr, odrazová plocha (jako u optické myši) apod.
- akustický snímač: měří se doba průchodu akustického (zpravidla ultrazvukového) signálu
- dipólový: natáčí se elektrický dipól v prostředí elektrolytu (např. bulva oka)
- kamerový systém: videokamera snímá scénu, která se počítačově vyhodnocuje
- dynamické zobrazovací metody některé zobrazovací metody (RTG, CT, sonografie apod) umožňují pořizovat řadu snímků v rychlém sledu za sebou a tím pádem podobně jako ve filmu sledovat dynamiku prostorových změn

Snímače úhlu otočení

- principiálně podobné snímačům polohy
- úhel otočení se převádí na změnu polohy anebo naopak pomocí kladek, táhel, ozubených hřebců, šneků apod.
- selsyn (indukční snímač – konstrukce podobná dvěma propojeným třífázovým motorům, kde otáčení jedné osy se elektricky přenáší na osu druhého selsynu)

Snímače rychlosti

- mohou být v principu stejné jako snímače polohy, rychlost se odvodí derivováním signálu podle času
- ultrazvukové: rychlost přibližování nebo vzdalování předmětů mění frekvenci přijímaného signálu podle Dopplerova principu
- radarové: opět využívají Dopplerova principu (podobné jako používá dopravní policie)
- pomocí kladky se převede na pohyb otáčivý a měří se otáčkoměrem (viz níže)

Snímače počtu otáček

- kontaktní: vačka na hřídeli spíná kontakt
- bezdotykové: kapacitní, indukční, optické
- podobně jako snímače polohy
- alternátor: funguje jako indukční snímač, převádí otáčky hřídele na periody indukovaného napětí

Snímače rychlosti otáčení

- podobně jako snímače počtu otáček anebo úhlu natočení, rychlost se odvozuje derivováním
- tachometr: otáčející magnet vzbuzuje vířivé (Foucaltovy) proudy v závitě nakrátko a ty způsobí změnu momentu síly, která se projeví změnou úhlu natočení (jako tachometr v automobilu)
- tachodynamo: neregulované dynamo, jehož velikost indukovaného napětí je úměrná rychlosti otáčení

Snímače objemu (pletysmografie)

- mechanické
- převodem se převádí na změnu polohy
- kapacitní

- vyšetřovaný orgán, umístěný v blízkosti jedné elektrody, působí jako druhá elektroda kondenzátoru

Snímače síly (siloměry)

- pružinový: převádí velikost síly na změnu polohy dle Youngova zákona pružnosti
- piezoelektrický: vytváří elektrický náboj na piezoelektrickém krystalu

Snímače tlaku (tlakoměry, manometry)

- průhyb membrány se převádí na měření polohy nebo síly
- kapacitní: mění se dielektrická konstanta (permitivita) stlačeného plynu

Snímače mechanického napětí (tenzometry)

- odporový: mění se délka a průřez tenkého drátku a tím jeho odpor
- optický: mechanickým napětím vzniká optická anizotropie průhledného materiálu, např. plexiskla

Snímače průtoku tekutin (kapalin a plynů průtokoměry)

- pomocí různých vrtulek a turbín převádíme na pohyb otáčivý
- ultrazvukové (sledují pohyb mikročástic v dispersním prostředí, např. v krvi)

Příklady využití snímačů polohy, rychlosti a dalších mechanických veličin

- zjišťování polohy sondy, např. v ultrazvukové diagnostice
- peroperační navigace
- vyšetřování pohybu či mobility pohybového aparátu
- vyšetřování pohybu očí při spánku, při čtení apod.
- vyšetřování pohybu vnitřních orgánů, např. peristaltiky střev
- vyšetřování činnosti srdce (echokardiografie)
- sledování pohybu bránice
- pohyby při záchvatech
- zátěžové testy
- sportovní lékařství
- rehabilitace
- nystagmografie (vyšetřování systému rovnováhy)
- stomatologie (žvýkání)
- vyšetřování srdečního tepu v různých orgánech
- sexuologie (míra erekce penisu, stahy vaginy), respirační funkce

Akustické snímače

Akustické vlnění je vlnění mechanické, proto můžeme využít některé principy mechanických snímačů, uvedených výše. Rozdíl je ve vyšší frekvenci snímaných signálů, a to buď v oblasti slyšitelného zvuku (přibližně 16 Hz až 20 kHz) anebo v oblasti ultrazvuku (od 20 kHz do desítek MHz)

Za **vibrace** většinou považujeme mechanické kmity, ležící na spodní hranici slyšitelného zvuku, případně pod ní (infrazvuk). Na snímání vibrací používáme v principu obdobné snímače jako pro snímání zvuku nebo polohy, tlaku apod.

Mikrofon je zařízení, běžně používané pro převod akustických kmitů na elektrické. Základním principem mikrofону je, že se kmitání vzduchu přenáší na mechanické kmity membrány, které se dále převádí na kmity elektrické. Podle využitího fyzikálního principu přitom rozlišujeme mikrofon:

- uhlíkový: stlačováním zrn uhlíkového prášku se mění přechodový odpor mezi nimi; používaný ve starých telefonech, nepříliš kvalitní
- krystalový: princip piezoelektrického krystalu
- kondenzátorový: membrána tvoří jednu elektrodu, v blízkosti ní je umístěna druhá, pevná; dielektrikem je vzduchová mezera mezi nimi.
- dynamický: na membráně je připevněna kmitací cívka, pohybující se mezi póly permanentního magnetu, ve které se indukuje napětí úměrné rychlosti pohybu. Pro snímání ultrazvuku používáme měniče, které pracují na obráceném principu než měniče, určené ke generování ultrazvuku. V některých případech je tentýž měnič možnou použít pro generování i snímání ultrazvukových vln. Nejčastěji se používají měniče piezoelektrické.

Ultrazvukové frekvence většinou zpracováváme pomocí krystalových výbrusů, pracujících na piezoelektrickém principu.

Teplotní čidla

Teplota je ve své fyzikální podstatě sice rovněž mechanické kmitání částic (molekul látky), ovšem na takových frekvencích, že výše uvedené měniče jsou pro tento účel samy o sobě nepoužitelné. Pro měření teploty používáme **teploměry** anebo **teplotní čidla**. Teplota je typická intenzivní fyzikální veličina, kterou tím pádem není možno měřit přímo; namísto toho využíváme teplotní závislost různých materiálů. "Klasické" teploměry využívají roztažnosti materiálů, která následně vyvolává mechanickou změnu, a tu je již možno výše uvedenými převodníky zpracovat. Jedná se zejména o **teploměr**:

- kapalinový: změna objemu kapaliny, většinou rtuti, projevující se změnou výšky rtuťového sloupce, kterou již

- je možno snímat kontaktně (teploměry Vertex), opticky apod.
- plynový: teplotní změny vyvolají změny tlaku, registrované snímačem tlaku
- parní: konstrukčně podobný plynovému, avšak nejedná se zde o objemovou roztažnost plynu, ale o změnu tlaku nasycených par, tj. rovnovážný stav mezi dvěma fázemi.

Teploměry pracující na těchto klasických principech jsou však v praxi vytlačovány daleko jednoduššími a spolehlivějšími teploměry, které **převádějí teplotu přímo na elektrický signál**:

- odporové: měrný odpor materiálu je teplotně závislý
- termistorové: termistor je polovodičový prvek s výraznou tepelnou závislostí

Výše uvedené teploměry vyžadují, aby byly v těsném tepelném kontaktu s měřeným prostředím. Naproti tomu:

- IR snímače využívají faktu, že každé těleso vydává nějaké tepelné (infračervené) záření; jeho teplotu je možno zjišťovat bezdotykově snímáním tohoto IR záření pomocí infračervených fototranzistorů nebo fotodiod.
- Rozložení teploty na sledovaném povrchu umožňuje sledovat infračervená kamera (termovize).

Využití snímačů teploty

- měření tělesné teploty na různých místech povrchu i v hloubce organismu
- měření teploty okolního prostředí
- vzduchu či lázně
- měření teploty vydechovaného vzduchu
- měření teploty aplikovaných roztoků, podávaných nápojů a stravy
- prakticky všechny biochemické reakce jsou doprovázeny změnami teploty; registrací jejího průběhu v čase lze sledovat dynamiku těchto reakcí
- je to také nejjednodušší a nejméně zatěžující způsob sledování respirační funkce v porovnání např. s pletysmografem nebo průtokoměrem, pokud nevyžadujeme měřit přesné objemy vdechovaného a vydechovaného vzduchu

Optické snímače

V moderní době nejčastěji používáme polovodičové elementy:

- fototranzistory a fotodiody: mění elektrický odpor v závislosti na osvětlení
- fotočlánky: vytváří elektrické napětí
- CCD elementy: snímací elementy videokamer a digitálních fotoaparátů, umožňuje snímat obraz
- Vakuové součástky:
 - fotonka: princip vnějšího fotoelektrického jevu
 - fotonásobič: umožňuje registrovat ty nejslabší světelné intenzity

Složené přístroje

- kolorimetr: může např. obsahovat několik čidel, citlivých na různé vlnové délky světla; tím pádem dokáže detekovat různé zastoupení jeho složek, tudíž barvu a její změny
- spektrofotometr: světlo se pomocí hranolu nebo difrakční mřížky rozkládá do spektra a proměřuje se jeho intenzita v závislosti na vlnové délce

Fotografické techniky

Snímky, pořízené tradičními fotografickými postupy, je možno následně zpracovat pomocí fotometru nebo digitalizovat pomocí scanneru.

Využití:

- velká část jiných fyzikálních veličin se s výhodou nejdříve převede na měření optických veličin (viz výše)
- možnost bezkontaktního snímání, menší poruchovost než mechanické kontakty a jiné pohyblivé součástky. Využíváme viditelné anebo infračervené záření.
- měření luminiscence některých organických látek

Měření extinkce

Extinkce znamená pohltivost světla. Pro měření extinkce potřebujeme kromě detektoru světla rovněž jeho zdroj. Jako zdroje světla používáme:

- žárovky
- výbojky
- diody LED (Light Emitting Diode)
- laserové diody
- lasery

Někdy nás rovněž zajímá závislost extinkčního koeficientu na vlnové délce procházejícího světla. v tom případě buďto postupně měníme vlnovou délku monochromatického zdroje světla (monochromátorem, filtry, různé barevné LED apod.) anebo vzorek ozařujeme složeným spektrem (např. bílým) a k detekci použijeme např. kolorimetru.

Využití

- pletysmografie: změnu objemu tkáně je možno registrovat jako změnu intenzity procházejícího světla
- např. pro sledování tepu na prstu při monitorování vitálních funkcí
- velká část biochemických reakcí je doprovázena změnami extinkce (změnami barvy) či jiných optických vlastností. Měřením absorpce v infračervené oblasti můžeme měřit např. koncentraci CO₂ v krvi a v tkáních (**kapnometr**).

Detektory ionizujícího záření

Detekce ionizujícího záření je podrobně probrána ve skriptech [5]. Na tomto místě ji zmiňujeme v té souvislosti, že časové změny intenzity ionizujícího záření, vznikajícího v organismu anebo procházejícího organismem můžeme rovněž chápat jako biosignál. Z detektorů nás zajímají hlavně ty, jejichž výstup je ve formě elektrického signálu, např. fotonásobič anebo scintilační detektor ve spojení s fotonásobičem aj. Záření, zachycené na fotografický materiál, je možno následně zpracovat fotometricky anebo s použitím scanneru.

Elektrody

Má-li biosignál už ve své podstatě elektrický charakter, není zpravidla nutné používat některý z výše zmíněných převodníků. Základní metodou snímání biosignálů od pacienta zůstávají elektrody. I když se použití elektrody ve srovnání s různými složitými převodníky neelektrických veličin může zdát poměrně nezákladné a snadné, opak je pravdou. Nároky na kvalitu použitých elektrod jsou často extrémní a i když se nám pořizovací cena elektrod ve srovnání s nákladnou aparaturou může zdát zanedbatelná, nevyplatí se zde příliš šetřit.

Elektroda je součást aparatury, **zprostředkující průchod elektrického proudu mezi pacientem a aparaturou**. Jako taková přichází do bezprostředního kontaktu s tělem pacienta a proto její materiál i konstrukce podléhá striktním požadavkům.

Elektrody můžeme rozdělovat podle různých kritérií. Uvedeme zde pouze nejzákladnější způsoby dělení a nejčastější varianty.

Účel

- diagnostický
- terapeutický

(V této části o biosignálech se budeme věnovat především elektrodám pro diagnostické přístroje.)

Podle funkce a směru průchodu signálu

- snímací (vedou signál od pacienta do aparatury)
- stimulační (vedou signál od aparatury do pacientova těla)
- pomocné (stínící, uzemňovací, ochranné apod. zajišťují či zlepšují další podmínky vyšetření)

Materiál

- kovové (stříbro, platina, zlato, nerez, různé slitiny atd.)
- nekovové (skleněné kapiláry, naplněné elektrolytem)

Tvar

- plošné (diskovité, válcovité, páskové aj.)
- jehlové

Tvar a umístění

- povrchové (zpravidla plošné, jsou v kontaktu s povrchem kůže)
- jehlové (pronikají pod kůži až do svalů a jiných orgánů)
- speciální (zaváděné na určitá místa – na oční rohovku, do vaginy, do rekta, do jícnu, na povrch dury (mozkové blány), elektrody subdurální aj.)

(podle výše uvedeného umístění elektrod rozdělujeme vyšetření také na invazivní a neinvazivní)

Podle počtu elektricky izolovaných částí - zejména u jehlových elektrod

- monopolární (připojují se jednožilovým kablíkem, fungují jako aktivní nebo referenční)
- koncentrická – aktivní elektroda je umístěna uvnitř duté jehly, jejíž vnější povrch slouží jako referenční elektroda.
- bipolární (dva drátky těsně vedle sebe, jeden funguje jako aktivní a druhý jako referenční, snímá se rozdíl potenciálů mezi nimi)
- mnohanásobné, multisvodové (obsahují velké množství snímacích povrchů)

Podle počtu použití

- na jedno použití
- k opakovanému použití

Podle způsobu uchycení

- přidržené (např. gumovými řemínky)
- samolepící
- přísavné

Podle doby aplikace

- krátkodobé (na jedno vyšetření)
- dlouhodobé (např. celodenní i vícedenní)

Diferenciální zesilovač

Elektrické potenciály, snímané elektrodami, mají velmi **nízkou amplitudu**: tak například u EKG se jedná o napětí **řádu milivolt**, u EEG jde o napětí ještě cca 100x nižší, **řádově desítky mikrovolt**; u evokovaných potenciálů se užitečný signál měří na **mikrovolty**. Takto nízká napětí je nutno nejprve zesílit, aby je bylo možno dále zpracovat.

Problémem, který úzce souvisí s nízkou amplitudou sledovaných signálů, je **problém rušení**. V dnešní industrializované společnosti žijeme v prostředí, vyplněném „elektromagnetickým smetím“ všeho druhu; vysílají je nejen televizní a rozhlasové vysílače a mobilní telefony, ale i počítače a prakticky jakékoliv elektrické vedení. V nemocničním prostředí k tomuto balastu přistupuje užití celé řady dalších elektrických přístrojů – elektroléčba, operační sály, anesteziologicko-resuscitační oddělení, rentgeny a další zobrazovací techniky atd. atd. jsou neustálými zdroji elektromagnetického rušení.

V minulých dobách bývalo pravidlem, že např. EEG přístroje se umísťovaly ve **Faradayových klecích**: původně se jednalo o klec z drátěného pletiva nebo drátěné mříže s pečlivě elektricky propojenými spoji a uzemněnou, která slouží jako stínící kryt. Faradayovu klec je možné řešit také umístěním uzemněného drátěného pletiva na omítku anebo pod ní. V současné době se použití takových stavebních úprav omezuje z důvodu finančních nákladů. Proto je nutno minimalizovat indukovaná rušivá napětí jednak konstrukcí přístroje, jednak pečlivým umístěním elektrod na těle pacienta.

Pro zesílení malých signálů se používá **vstupní zesilovač**. Jedním ze způsobů, jak minimalizovat vliv rušení, je použít k zesílení nízkých signálů vstupní zesilovač v diferenciálním zapojení, zkráceně řečeno **diferenciální zesilovač**. Jedná se o citlivý zesilovač s velkým napěťovým zesílením a se dvěma vstupy, jedním **přímým (aktivním)** a druhým **invertovaným (referenčním)**. Diferenciální zesilovač pracuje tak, že zesiluje napěťový **rozdíl** (diferenci) mezi oběma vstupy: **od napětí na přímém vstupu odečte napětí na referenčním vstupu a pak zesílí pouze vzniklý rozdíl**. Jeden smysl tohoto zapojení je v tom, že pokud se na oba vstupy přivede signál od elektrod, a na oba vstupy se naindukuje stejně velké rušivé napětí, pak se toto rušivé napětí od sebe vzájemně odečte a na výstupu zesilovače se neprojeví.

Zapojení elektrod, svody

Druhým důsledkem použití diferenciálních zesilovačů je fakt, že na jeden zesilovač se dvěma vstupy takto můžeme připojit dvě elektrody. Například při invazivním vyšetření EMG používáme koncentrickou jehlovou elektrodu, sestávající ze dvou vodivých částí: v duté jehle, podobné injekční jehle, je umístěn izolovaný drátek; obnažený konec tohoto drátku funguje jako jedna elektroda (aktivní), která se připojí na přímý vstup diferenciálního zesilovače, zatímco vnější povrch jehly funguje jako elektroda referenční, která se připojuje na invertovaný vstup. Tím pádem na výstupu zesilovače dostáváme zesílený signál, úměrný okamžitému rozdílu potenciálů mezi nepatrnou plochou aktivní části elektrody a jejím okolím, tvořeným dutou jehlou. Tímto způsobem můžeme snímat signály z velice omezeného okolí (zlomek kubického mm) špičky jehlové elektrody. Signál z takové elektrody se vede po přístroji stíněným kablíkem, kde jádro kablíku vede signál od aktivní elektrody a stínící plášť vede signál elektrody referenční; tímto způsobem se ani během přenosu signálu od elektrody k zesilovači nemohou k signálu přimísit rušivá napětí.

V případě použití povrchových elektrod (např. při neinvazivní EMG) musíme použít takové elektrody minimálně dvě: jednu aktivní, kterou připojujeme k přímému vstupu, a referenční, kterou připojujeme ke vstupu invertovanému. (Při použití jednoduchých kablíků zde hrozí nebezpečí, že se do smyčky, která se v prostoru mezi nimi vytvoří, naindukují nežádoucí rušivá napětí, proto je dobré vést tyto příklady co nejbližší k sobě.) Tímto způsobem zesilujeme napěťový rozdíl v místě mezi oběma elektrodami: typicky tak získáváme sumační potenciál z velkého množství nervových či svalových buněk.

Bipolární zapojení

Zajímavá situace nastane, pokud chceme souběžně registrovat signál z většího počtu elektrod. Pak potřebujeme, aby byla naše aparatura vybavena větším počtem diferenciálních zesilovačů. Jedna možnost je, připojovat ke vstupům diferenciálních zesilovačů elektrody po párech; takovéto zapojení elektrod se nazývá **bipolární** a je charakteristické právě tím, že zesiluje rozdíl mezi dvěma „rovnoprávními“ elektrodami. Při tomto řešení bychom však pro každý zesilovač potřebovali dvě elektrody, tj. dvojnásobné množství elektrod oproti zesilovačům.

Proto se zde nabízí řešení, které použil Einthoven u svého EKG přístroje: tři elektrody, umístěné na tři končetiny, si představil jako vrcholy pomyslného trojúhelníka, jehož strany vytvářely vektory rozdílových napětí, které vedl ke galvanometru (v době, kdy ještě neexistovaly zesilovače, tak dvě svorky galvanometru ukazovaly napěťový rozdíl mezi nimi). Tak ze tří elektrod (R=pravá ruka, L=levá ruka, F=levá noha) získal tři možnosti připojení galvanometru, kterým se v případě EKG říká **svody** – jsou to kombinace L-R, F-R, F-L (nazývané I., II., a III.

Einthovenův svod). I když Einthoven zapojoval takto galvanometr postupně (byl to drahý přístroj, měl zprvu jen jeden), v principu je možno takto zapojit galvanometry (či diferenciální zesilovače) ke třem elektrodám tři najednou, a pořád se jedná o **bipolární zapojení**.

Takovéto bipolární zapojení je možno použít i při jiných vyšetřeních, např. EEG, kde používáme několik desítek elektrod, rozmístěných po povrchu skalpu. Společný princip tohoto zapojení je v tom, že jedna elektroda je připojena zároveň na dva vstupy **různých** (sousedních) zesilovačů; tímto způsobem mohou vznikat nejen uzavřené cykly (jako v případě Einthovenova trojúhelníku), ale i otevřené řetězce. Přitom ale vždy platí, že je zesilován potenciální rozdíl mezi dvěma sousedními elektrodami.

Unipolární zapojení

Někdy nám však nestačí sledovat jen rozdíl **mezi** dvěma sousedními elektrodami, ale zajímal by nás průběh signálu **pod** tou kterou elektrodou. Pokud tuto elektrodu připojíme k přímému vstupu, kam zapojujeme zbývající referenční vstup? Odpověď je možná zásadně dvojí: **Bud'** použijeme jednu elektrodu, kterou umístíme někde mimo ostatní aktivní elektrody, a to bude společná referenční elektroda pro vzájemně spojené referenční vstupy všech diferenciálních zesilovačů. **Anebo** si uměle vytvoříme nějaký elektricky „neutrální“ bod, například tím, že všechny aktivní elektrody propojíme přes stejné velké rezistory do jednoho bodu, kde se tím pádem (na stejném principu superposice, jakým se vytváří např. sumační potenciál) vytvoří aritmetický průměr potenciálů ze všech elektrod. (Stejně velké velikosti rezistorů zajišťují stejné velké **váhy** u tohoto **váženého průměru** – jak jsme si vysvětlili v oddílu 2.2.) V případě EKG se takovému elektrickému středu rovnoramenného trojúhelníka říká **Wilsonova svorka**. Potom signály z jednotlivých aktivních elektrod vytvářejí vektory, které všechny vycházejí z tohoto jednoho společného středu do vrcholů trojúhelníka (**Goldbergovy svody**).

Tento princip se opět využívá i při jiných vyšetřeních, např. EEG, kde se jednotlivým svodům ovšem neříká Goldbergovy, ale hovoříme prostě o **unipolárním zapojení**.

Kanály

Výstup příslušně zapojeného zesilovače (ať už se jedná o bipolární či unipolární zapojení anebo signál nějakého snímače, čidla apod.) se nazývá **kanál**. Kanál propouští už jen jeden biosignál, ať se jedná o jeden svod EKG nebo o něco jiného. V principu to znamená, že pro každý kanál potřebujeme jeden vstupní zesilovač. Kolika kanály je aparatura vybavena, tolik různých signálů může sejmout a zpracovat. Během postupu signálů jednotlivými kanály je možné signály v elektrické podobě různým způsobem upravovat. Typickou záležitostí je použití nastavitelných filtrů.

Filtry

Kmitočtové filtry jsou příkladem **lineárních dynamických přenosových soustav**, jak jsme o nich hovořili v oddíle 2.4 a proto na tomto místě využijeme znalosti o **přenosových charakteristikách**, probíraných v oddíle 2.5.

Např. po **pásmovém filtru** požadujeme, aby přenášel frekvence v daném rozsahu propustnosti (ve **frekvenčním pásmu**, vymezeném mezními frekvencemi f_1 , f_2) pokud možno bez zeslabení signálu (rovná amplitudová charakteristika v tomto pásmu propustnosti) a naproti tomu aby všechny ostatní frekvence odfiltroval:

$$A(f) = 1 \text{ pro } f_1 \leq f \leq f_2 \quad (41a)$$

$$A(f) = 0 \text{ pro } f < f_1 \text{ anebo } f_2 < f \quad (41b)$$

V opačném případě filtr, který propouští všechny ostatní frekvence **kromě** některých v zadané oblasti, nazýváme **výřezovým (notch) filtrem**:

$$A(f) = 0 \text{ pro } f_1 \leq f \leq f_2 \quad (42a)$$

$$A(f) = 1 \text{ pro } f < f_1 \text{ anebo } f_2 < f \quad (42b)$$

Amplitudové charakteristiky takových filtrů by byly v ideálním případě obdélníkové, měly by tvar obdélníků se strmými hranami, ležících na spodní a horní mezní frekvenci filtru. Podobně by tomu bylo u dolnofrekvenčního a hornofrekvenčního propusti:

Dolnofrekvenční propust je takový filtr, který propouští jen ty frekvence, které jsou nižší než mezní frekvence filtru f_0 , zatímco všechny signály s vyšší frekvencí zadržuje:

$$A(f) = 1 \text{ pro } f \leq f_0 \quad (43a)$$

$$A(f) = 0 \text{ pro } f_0 < f \quad (43b)$$

Naproti tomu **hornofrekvenční propust** propouští všechny frekvence vyšší a zadržuje ty nízké:

$$A(f) = 0 \text{ pro } f < f_0 \quad (44a)$$

$$A(f) = 1 \text{ pro } f_0 < f \quad (44b)$$

Ve skutečnosti však nedosahujeme takto ostrých charakteristik s ideálně strmými hranami, proto je důležitou vlastností filtrů jejich strmost, udávaná nejčastěji počtem decibelů na oktavu; tak například hornofrekvenční propust s útlumem 6 dB/okt sníží napětovou amplitudu signálu s polovičním kmitočtem, než je mezní kmitočet filtru, přibližně na polovinu, se čtvrtinovým na čtvrtinu atd.

Jednoduché elektrické filtry

Jako jednoduchý filtr pro jednu frekvenci můžeme použít **LC obvod**, složený z cívky a kondenzátoru. Na místě hornofrekvenčních a dolnofrekvenčních filtrů můžeme použít kombinace odporů a kondenzátorů (**RC obvody**).

Jednoduchý RC filtr, zapojený jako **dolnofrekvenční propust**, propouští nízké kmitočty, zatímco vysoké tlumí se strmostí 6 dB/okt. Takovému filtru také říkáme **integrační členek**, protože napětí na kondenzátoru je dáno integrálem proudu, kterým je nabíjen. Naproti tomu jednoduchý RC filtr v zapojení **hornofrekvenční propusti** naopak propouští vysoké kmitočty a nízké tlumí se strmostí 6 dB/okt. Takovému filtru říkáme také **derivační členek**, protože proud, procházející kondenzátorem, je úměrný derivaci průběhu napětí, které je na něj přiložené.

V obou případech nás zajímá mezní frekvence, při které se začne projevovat účinek daného filtru (amplitudová charakteristika začne klesat na jednu či na druhou stranu). Tuto frekvenci spočteme jako reciprokou hodnotu **časové konstanty** RC článku:

$$f_0 = 1 / \tau [\text{Hz}; \text{s}] (45)$$

Časovou konstantu spočteme jako **součin odporu a kapacity**

$$\tau = R \cdot C [\text{s}; \Omega, \text{F}] (46)$$

Fyzikální význam časové konstanty pochopíme, pokud daný členek považujeme za přenosovou soustavu, na jejíž vstup přivedeme **skokové vstupní napětí** a budeme sledovat průběh napětí na jeho výstupu. V obou případech bude mít výstupní signál exponenciální průběh. V případě integračního článku bude výstupní napětí stoupat podle vztahu

$$u_{\text{výst}}(t) = U \cdot (1 - \exp(-t/\tau)) (47a)$$

tj. za dobu $t = \tau$ vystoupá na $1 - 1/e$ (tj. 63%) hodnoty vstupního napětí.

V případě derivačního článku výstupní napětí bude výstupní klesat podle vztahu

$$u_{\text{výst}}(t) = U \cdot \exp(-t/\tau) (47b)$$

tj. za dobu $t = \tau$ poklesne až na $1/e$ (tj. 37%) hodnoty vstupního napětí.

Skokové napětí se obecně používá jako **kalibrační signál** u vyšetřovacích přístrojů (EKG, EEG a dalších). Výstupní signál se zapisuje na papír anebo zobrazuje na obrazovku. Z průběhu křivky pak můžeme usuzovat na průběh přenosové charakteristiky celého zařízení (jak jsme probírali v oddíle 2.5), případně odhadnout a ověřit nastavení filtrů.

Výkonové zesilovače, zapisovací zařízení

Po výstupu z filtrů je biosignál v tradičních aparaturách zesílen **výkonovými** (neboli **výstupními**) **zesilovači**, jejichž výstup má dostatečný výkon na pohybování pisátek v záznamovém zařízení. Záznamové zařízení je tradičně tvořeno válcem s navinutým rastrovaným papírem a mechanikou, která posouvá papír konstantní rychlostí jedním směrem (ven z přístroje). Po papíře se ve směru kolmém na směr pohybu papíru pohybují pisátka, jejichž okamžitá výchylka odpovídá okamžité velikosti biosignálu v příslušném kanálu (pisátek je zpravidla stejný počet, jako je počet kanálů). Tímto postupem dochází k tomu, že se biosignály, proměnlivé v čase, zapisují na pohyblivý papír a vykreslují tam graf příslušné funkce. Tím pádem je časově proměnlivý signál **fixován** do časově stálé křivky na papíře a může sloužit jako předloha pro vyhodnocení příslušným specialistou.

Důležitá jsou **měřítka** všech os zobrazených grafů. Časová (zpravidla vodorovná) osa je pro všechny grafy společná a je daná rychlostí posunu papíru. **Časový interval** mezi dvěma událostmi, zachycenými na papírovém pásu, měřený v sekundách, získáme, **vydělíme-li** tuto vzdálenost, odměřenou např. v mm, **rychlostí posunu** papíru, udanou v mm/s. Pro pohodlné odečítání již rastrování papíru odpovídá určitým okrouhlým časovým intervalům.

Protože z historických důvodů každá vyšetřovací metoda používá vlastní standardní rychlosti posunu papíru, jsou také příslušné papíry jinak rastrovány a není dobré je zaměnit, i kdyby náhodou rozměrově zaměnit šly. Tak například zatímco při vyšetřování EKG je základní rychlost posunu papíru 5 cm/s a odvozenými rychlostmi jsou dvojnásobek nebo polovina, činí základní rychlost posunu u EEG 3cm/s. Proto se také časový rastr u EKG a EEG papíru musí lišit.

Nezávisle proměnnou na zaznamenaných grafech jsou velikosti sledovaných biosignálů. Jejich zobrazená velikost ovšem závisí na nastaveném celkovém zesílení i na vlastnostech pisátek. Proto bývá nutné před vyšetřením (nebo alespoň občas) přístroj **kalibrovat**, tj. při zavedení **kalibračního** (zpravidla obdélníkového) **signálu** o známé velikosti zkontrolovat, jak se zobrazuje na papíře. Také je nutno poznamenat, že zatímco časové měřítko je z principu pro všechny křivky společné, jejich napěťová aj. **měřítka se mohou vzájemně lišit**.

V případě elektrických biosignálů je konstanta zesílení zpravidla udávána v mm/mV nebo v mm/mV. V případě jiných než elektrických biosignálů (např. při polygrafickém záznamu) je pak tato převodní konstanta udávána v příslušných jednotkách – např. při snímání tlaku to bude např. torr/mm, Pa/mm apod.

V posledních letech zápis biosignálu na papír stále více ustupuje tzv. bezpapírovému (paper-less) způsobu záznamu, kde se pro sledování biosignálů používá často osobní počítač, vybavený jen nějakým příslušným vstupním zařízením. Problému, jak se analogový signál konvertuje do digitální podoby, je věnována následující kapitola. Co se týká výstupu, je biosignál zpravidla zobrazován přímo na obrazovku počítače a v případě potřeby je možno jej vytisknout i na tiskárně počítače. Mohlo by se pak zdát, že takto kapitola o záznamu na papír je již neaktuální. Není tomu tak, protože zde uvedené principy zůstávají zachovány i při všech ostatních způsobech zobrazování a navíc zápis biosignálů na pohyblivý papír je z pedagogického hlediska nejsnáze představitelný.

Digitalizace signálu

Dosud jsme se zabývali analogovým přenosem a zpracováním signálu, kdy v celém řetězci se přenášený signál měnil spojitě a každé hodnotě signálu odpovídala nějaká hodnota nějaké fyzikální veličiny. Tento způsob byl prakticky jediným možným technickým řešením většiny průmyslových i medicínských přístrojů až do šedesátých let dvacátého století a ještě dnes se s ním často setkáme u mnohých starších EEG a EKG přístrojů, zapisujících křivky na papírový pás. Prakticky všechny moderní přístroje již využívají výhod počítačového (číslcového, tj. digitálního latinské digit = prst označovalo počítání na prstech, v dnešním významu slova angl. digit = číslice) zpracování biosignálů.

To ovšem neznamená, že vše, co jsme si o analogovém způsobu přenosu řekli, má dnes už pouze historickou hodnotu – naopak: i v každém moderním přístroji je nutno biosignál na vstupu zpracovat nejprve analogovým způsobem a teprve v jistém stadiu může dojít k jeho digitalizaci, tj. převedení signálu z jeho spojitě (analogové) do nespojitě (digitální) formy. v této formě již není vyšetřovaný signál reprezentován hodnotou nějaké fyzikální veličiny, ale řadou číselných hodnot. (Můžeme říci, že stupeň abstrakce je vyšší, jedna fyzikální veličina není reprezentována jinou fyzikální veličinou, ale čísly.)

Tento převod je v moderních přístrojích zajišťován automaticky pomocí tzv. A/D převodníků (tj. analogo/digitálních). (Opačný převod digitálního signálu na analogový pro změnu provádějí D/A, tj. digitálně-analogové převodníky.) V případě pomalého analogového signálu můžeme A/D převod provádět i manuálně – například sestra, která měří pacientům dvakrát denně teplotu, v tomto případě funguje jako pomalý A/D převodník. Rovněž v řadě úloh fyzikálních praktik budete postupovat tak, že budete odečítat velikost nějakých měřených veličin a v číselném tvaru zapisovat hodnoty do tabulek – opět případ manuálního A/D převodu. Dalším příkladem manuálního A/D převodu je odečet veličiny z grafu.

Pak bude následovat digitální zpracování, tj. provedení nějakých matematických operací s hodnotami v tabulkách. Výsledky měření pak můžete vynášet do grafu – tj. provádíte opět D/A převod – například v úloze č. při vyšetření audiogramu. V případě, že místo počítání s čísly provedete výpočet pomocí nomogramu – např. úloha č. – stanovení tělesného povrchu – provádíte de-facto analogové zpracování, na rozdíl od digitálního. Jsou to dobré příklady, na kterých je možno ilustrovat pojem A/D a D/A převodu a digitálního a analogového zpracování.

Základní princip A/D převodu je při manuálním i automatickém převodu totožný: hlavními pojmy jsou **vzorkování a kvantování signálu**.

Vzorkování

V klasické fyzice, na jejímž poli se pohybujeme, předpokládáme, že čas plyne rovnoměrně spojitě, tj. každý časový okamžik můžeme označit nějakou hodnotou $t[s]$, kde t je reálné číslo. Potom však v konečném intervalu $\langle t_1, t_2 \rangle$ leží nekonečný počet časových okamžiků t , kterým odpovídá stejný nekonečný počet funkčních hodnot $f(t)$, rovněž v oboru reálných čísel. Tyto předpoklady mohou být užitečné, pokud máme např. předem zadán průběh nějakého signálu v analytickém tvaru. Pokud však získáváme data experimentálním způsobem, například během vyšetření pacienta, pak každou funkční hodnotu dostaneme jako výsledek měření nějaké veličiny. I když řadu takových měření již nemusíme provádět jednu po druhé manuálním způsobem jako v minulých dobách, ale automaticky, každé jednotlivé měření nějaké veličiny v jednom každém časovém okamžiku si vyžádá nějaký, byť minimální čas. Abychom mohli změřit hodnotu nějaké neustále se měnící veličiny, musíme ji na okamžik "zastavit" – jinými slovy, odebrat v jistém časovém okamžiku vzorek k dalšímu zpracování.

Jako když sestra odebere pacientovi teploměr či vzorek krve. Takový vzorkovací obvod, který je schopen v nějakém okamžiku odebrat vzorek měnícího se signálu a malou chvilku podržet jeho hodnotu, si můžeme schematicky představit jako integrační RC obvod, připojovaný spínačem k měřenému signálu. Časová konstanta RC obvodu ovšem musí být daleko menší, než je doba sepnutí – v tom případě se kondenzátor stačí nabít na napětí, odpovídající sledovanému signálu. Po rozpojení spínače kondenzátor podrží hodnotu signálu na konstantní úrovni po dobu vlastního A/D převodu.

Teprve v další fázi může dojít k vlastnímu A/D převodu. Tento proces se zpravidla periodicky opakuje s frekvencí, kterou nazýváme **vzorkovací frekvence**. Maximálně dosažitelná vzorkovací frekvence je dána konstrukcí a kvalitou použitého A/D převodníku a je zřejmé, že nemůže být vyšší než $1/T$, kde T je celková doba potřebná k převodu jednoho vzorku.

A/D převodník může buď pracovat s maximální možnou vzorkovací frekvencí, anebo zpravidla můžeme nastavit vzorkovací frekvenci nižší. **Stanovení optimální vzorkovací frekvence** je velmi důležité rozhodnutí, které může významně ovlivnit celé další měření: Nastavení příliš nízké vzorkovací frekvence nemusí vést pouze k méně přesným výsledkům, můžeme dokonce dostat výsledky naprosto nesmyslné.

Představme si, že bychom vzorkovali sinusový signál o kmitočtu 50 Hz s vzorkovacím kmitočtem 50 Hz: v tom případě budeme odebírat pokaždé vzorek v té samé fázi průběhu signálu, a tudíž naměříme pokaždé tu samou hodnotu; výsledkem bude konstantní hodnota, namísto střídavého napětí naměříme napětí stejnosměrné! Co se stane, když se pokusíme situaci zlepšit a vzorkovací frekvenci zvýšíme na 60 Hz? Výsledkem bude, že naměříme střídavý signál o kmitočtu 10 Hz! Při dalším zvýšení vzorkovací frekvence na 70 Hz naměříme signál 20 Hz atd., až teprve při vzorkovací frekvenci 100 Hz – budeme-li mít štěstí – máme šanci naměřit skutečných 50 Hz. Co se však stane s naměřenou amplitudou? Jen v případě, že se náhodou "trefíme" a budeme vzorkovat signál v okamžicích, kdy nabývá nejvyšších kladných a nejnižších záporných hodnot máme možnost změřit jeho skutečnou amplitudu. V ostatních případech bude naměřená amplituda nižší, a pokud se náhodou "trefíme" do okamžiků, kdy signál prochází nulou, budeme měřit stále jen nulu. A pokud zvýšíme vzorkovací frekvenci na 110 Hz, namísto střídavého signálu o stálé amplitudě naměříme signál 50 Hz, který bude amplitudově modulovaný frekvencí 10 Hz! Zkuste si všechny uvedené případy představit anebo namalovat. Pak teprve názorně uvidíme, jak správná volba vzorkovací frekvence může razantně ovlivnit výsledky celého měření.

Podle tzv. **Shannon-Kotělnikova teoremu** musí být vzorkovací frekvence alespoň dvakrát vyšší, než je nejvyšší frekvence, obsažená ve spektru vzorkovaného signálu (viz stať 1.4 o Fourierově transformaci). Jak jsme však viděli v uvedeném příkladu, ani dvojnásobná frekvence nemusí být zárukou bezchybného měření, proto se v praxi volí **vzorkovací frekvence ještě vyšší**. Kromě toho v analogové části řetězce musíme použít **dolnofrekvenční propust** (viz stať 5.7 o filtrech), abychom zaručili, že se ve sledovaném signálu nebudou vyskytovat složky o vyšších frekvencích: takové složky nejen že by se nezobrazily správně, ale navíc by narušily celé měření – dostali bychom **artefakty v důsledku nevhodného A/D převodu**.

Mohlo by se zdát, že čím vyšší frekvence, tím lepší, avšak musíme si uvědomit, že s desetinasobnou vzorkovací frekvencí dostaneme desetkrát víc naměřených hodnot, které bude nutno uložit v paměti počítače a dál zpracovat. Může se pak stát, že nevhodně vysoká vzorkovací frekvence může do té míry zpomalit celý proces, že vážně naruší jeho plynulost. Výsledná volba vzorkovací frekvence je proto vždy výsledkem nějakého kompromisu, daného charakteristickými vlastnostmi sledovaného signálu, technickými možnostmi použité techniky, účelu měření, zkušeností experimentátora, případně výsledkem několika pokusů a omylů.

Kvantování

Jakékoli měření, ve kterém dochází k vyčíslení nějaké měřené veličiny, probíhá s určitou, nikoli neomezenou přesností. Máme-li k dispozici k měření délek dvoumetr, se kterým jsme schopni odečítat jednotlivé měření, pak výsledkem měření jakékoli délky pomocí tohoto dvoumetru bude např. celé číslo v rozsahu od 0 do 2000, vyjadřující naměřenou délku v milimetrech. Anebo např. desetinné číslo v rozsahu od 0,00 do 20,00, vyjadřující naměřenou délku v dm. To platí, ať už měříme průměr kruhu anebo jeho obvod. Přitom víme, že pokud je průměr kruhu dán racionálním číslem, jeho obvod bude vyjádřen číslem iracionálním podle vztahu $o = p \cdot d$. Jako výsledek měření jsme však schopni získat vždy jen čísla racionální – při obvyklém vyjádření desetinná. Matematicky to můžeme vyjádřit jako zobrazení množiny iracionálních čísel do množiny čísel racionálních. Toto zobrazení není jedno-jednoznačné, dochází přitom k určité ztrátě informace: např. délky 1127,24 mm a 1127,36 mm, které mohou být ve skutečnosti rozdílné, vyhodnotíme jako délku 1127 mm.

K této situaci, dobře pochopitelné z běžného života, dochází, ať už měříme délku, elektrické napětí či jinou veličinu jakýmkoli měřidlem, přístrojem, analogovým (ručičkovým) nebo digitálním (číslicovým). Při měření spojitě proměnného (například lineárně rostoucího) napětí A/D převodníkem to znamená, že na výstupu převodníku (při grafickém znázornění) namísto rovné spojitě čáry obdržíme nespojitou, schodovitě lomenou čáru. Výšky schodů přitom odpovídají napěťovým úrovním (levels), které A/D převodník dokáže rozlišit. Na rozdíl od běžných měřidel a přístrojů, na které jsme zvyklí, pracují A/D převodníky většinou v binárním (dvojkovém) kódu; počet rozlišitelných úrovní je pak vyjádřen příslušnou mocninou dvojky. Například osmibitový A/D převodník dokáže rozlišit pouze $2^8 = 256$ úrovní, dvanáctibitový $2^{12} = 4096$ úrovní. V tomto posledním případě budou od sebe jednotlivé úrovně vzdáleny $1/4096$ celkového rozsahu převodníku. Poběží-li vstupní rozsah od -5V do +5V, pak jednotlivé schody převodní charakteristiky budou mít výšku 10V/4096, tj. přibližně 2,5 mV.

Společným **důsledkem vzorkování a kvantování** signálu pak je, že po jeho digitalizaci již (teoreticky) nedokážeme vykreslit původně spojitě křivky spojitě, ale danou situaci si můžeme představit tak, jakobychom je kreslili na čtverečkováný papír a přitom mohli jen obtahovat strany těchto čtverečků – výsledné křivky vyjdou mírně "kostřbaté". Abychom toto **nelineární zkreslení** signálu, způsobené A/D převodem, snížili na minimum, je nutné co nejlépe – kromě již zmíněné vzorkovací frekvence – nastavit a **využít rozsah převodníku s ohledem na rozkmit** snímaného signálu. Problém vznikne, pokud se dynamika zpracovávaného signálu mění v širokých mezích.

Jako příklad si uveďme digitalizaci zvuku. Představme si, že bychom chtěli použít takový A/D převodník, který by byl schopen zvládnout zvuky ve stejném rozsahu intenzity, jakou má lidské ucho. Bude nám postačovat, abychom ten nejslabší signál, odpovídající prahové hladině 0 dB, mohli kvantovat s tím nejhrubším možným rozlišením jednoho bitu, tj. do pouhých dvou úrovní. Kolik napěťových úrovní bude muset mít převodník, aby dokázal zpracovat i signál, odpovídající hladině bolestivosti 120 dB? Počet decibelů, vyjadřující poměr dvou napětí, počítáme ze vztahu $20 \log (U/U_0)$, ze kterého nám ihned vyplyne, že daný převodník by musel mít dva miliony úrovní, tj. 21 bitů, což by bylo již velmi obtížně výrobitelné zařízení i v dnešní pokročilé době. Srovnání nám dobře ilustruje, jak moderní technika jen těžko dosahuje parametrů, srovnatelných s přirozenými možnostmi našeho organismu.

Multiplex

Dříve jsme zmínili, že naprostá většina snímaných biosignálů má ve skutečnosti **vektorový charakter**. To v praxi znamená, že každý snímaný kanál musí mít nějaké elektrody, převodníky a zejména předzesilovače, filtry, zesilovače atd., zajišťující dostatečně kvalitní analogový přenos signálu až do místa jeho digitalizace. V principu je možné, avšak nákladné řešení, kdy každý kanál je osazen svým vlastním A/D převodníkem. Levnější řešení

přepokládá, že k jednomu kompletnímu A/D převodníku jsou během jednoho vzorkovacího intervalu postupně přivedena napětí ze všech měřených kanálů. Na výstupu převodníku se potom postupně objevují digitalizované hodnoty signálu všech kanálů. Uvedenému řešení říkáme (**časový multiplex**). Cenu, kterou ušetříme na počtu použitých A/D převodníků, ovšem platíme úměrným **snížením vzorkovacího kmitočtu** (zmenší se přinejmenším tolikrát, kolik kanálů multiplexujeme.)

Úlohy biofyzikálního praktika

Elektrokardiografie (EKG)

EKG je standardní neinvazivní metodou funkčního vyšetření elektrické aktivity myokardu. Na rozdíl od CNs vykazuje práce srdce daleko větší synchronicitu a periodicitu. Signál se šíří z myokardu poměrně snadno všemi směry do celého těla, aniž by byl výrazněji zeslabován. EKG signál proto můžeme zaznamenat v poměrně velké amplitudě (jednotky až desítky mV) prakticky na libovolném místě tělesného povrchu. Relativní snadnost pořízení EKG vyšetření jej předurčuje na místo vhodného kandidáta pro první seznámení s principy vyšetření elektrických biosignálů. Z těchto důvodů je vyšetření EKG zařazováno mezi úlohy biofyzikálního praktika.

Vznik a průběh EKG signálu

Impuls pro kontrakci myokardu vzniká v tzv. sinoatriálním (SA) uzlu v oblasti pravé předsíně, odkud se šíří dál. Pro podrobný popis odkazujeme na dostupnou literaturu. Pro účel našeho stručného výkladu je důležité si uvědomit, že tento primární signál je natolik slabý, že jej při běžném záznamu EKG prakticky nezaznamenáme. První vlna EKG záznamu, kterou můžeme na EKG záznamu vidět, je vlna P, která svědčí o depolarizaci předsíní, tedy o jejich počínající kontrakci. Repolarizaci předsíní už na EKG také nejsme schopni rozpoznat, neboť příslušný biosignál je zastíněn daleko vyšším signálem, pocházejícím od depolarizace komor; tento signál je charakterizován komplexem vln QRS. Následující vlna T svědčí o následné repolarizaci komor. Není v kompetenci prvního ročníku biofyziky zabývat se podrobně interpretací, fyziologií či patofyziologií EKG, proto se omezujeme na jeho základní popis.

Einthovenovy (bipolární) svody

Historicky zavedl elektrokardiografii jako klinickou metodu r. 1906 holandský lékař **E. W. Einthoven** (čti: Einthofen). EKG signál u člověka zaznamenal strunovým galvanometrem mezi horními končetinami, a to pro snadnost připojení elektrod na zápěstí. Měřený signál pak odpovídá rozdílu potenciálů mezi oběma elektrodami, jedná se proto o bipolární zapojení. Označíme-li pravou ruku písmenem R (right, standardně označena červenou barvou) a levou L (left, žlutá), pak signál L-R označujeme jako **I. Einthovenův svod**. Později byla další elektroda připevněna poblíž kotníku levé nohy F (foot, zelená) a tím pádem možnost měřit rozdíl potenciálů F-R (**II. Einthovenův svod**) a F-L (**III. Einthovenův svod**). Elektroda N (neutrální – černá) se do vlastního snímání nezapočítává a slouží pouze jako uzemnění. ("Pouze" neznamená, že by bylo možno ji beztréstně vynechat, neboť pak by měření bylo narušeno různými poruchami a hrozilo by i poškození citlivých vstupních zesilovačů.)

Vektor srdeční osy

Jaký má význam sledovat signál od jednoho zdroje (myokardu), snímáný zároveň z několika elektrod? Můžeme si představit, že **sumační potenciál** všech buněk myokardu vytváří v prostoru jakýsi **elektrický dipól**, který v průběhu srdeční periody mění svůj směr a svou velikost. Tento pomyslný vektor nazýváme vektorem elektrické srdeční osy. Protože se mění v čase, liší se jeho velikost i směr v okamžiku, kdy nabývají maxima různé vlny EKG záznamu. Největší a nejdůležitější je směr vektoru elektrické srdeční osy pro vlnu R.

Einthovenův trojúhelník

Představíme-li si nyní bipolárně zapojené Einthovenovy svody I, II a III jako strany rovnostranného (tzv. **Einthovenova**) **trojúhelníku**, v jehož vrcholech jsou umístěny elektrody R, L a F, pak nám vznikne souřadný systém tří os, vzájemně natočených o 60 stupňů (počítáme i opačné směry os), do kterého se promítá vektor srdeční osy. Podle polarity a velikostí jednotlivých vln EKG záznamu v jednotlivých svodech pak můžeme spočítat, či alespoň na první pohled odhadnout, natočení vektoru elektrické srdeční osy. Tak např., pokud se vlna R jeví nejvyšší ve II. svodu, pak můžeme odhadnout, že vektor elektrické srdeční osy leží přibližně ve směru strany Einthovenova trojúhelníka, reprezentující II. svod, tedy ve směru vpravo dolů (při pohledu proti pacientovi). To je přibližně normální (obvyklý) sklon elektrické srdeční osy. Směr vodorovně vpravo označuje 0 stupňů a úhlové stupně se měří od tohoto směru po směru hodinových ručiček, a proto směr II. kanálu odpovídá sklonu srdeční osy +60 stupňů. Odchylky od normy označujeme jako **stočení elektrické osy doprava či doleva**.

Godbergovy (unipolární) svody

Pro lepší rozlišení byly později doplněny Einthovenovy svody o další směry: Spojením končetinových elektrod přes stejné velké odpory byl vytvořený **virtuální střed** (tzv. **Wilsonova svorka**, viz oddíl 5.5 o unipolárním zapojení), do kterého byly zapojeny **referenční vstupy** tří dalších diferenciálních zesilovačů. **Vektory** nových souřadných os, které tak vznikly, si můžeme představit jako šipky, vedoucí ze středu (z těžiště) rovnostranného Einthovenova trojúhelníku směrem k jeho vrcholům, reprezentujícím elektrody R, L, F; nově vzniklé svody pak byly pojmenovány VR, VL a VF.

V tomto historickém okamžiku se ovšem ještě nepoužívaly elektronické zesilovače, proto bylo na závadu, že těžnice trojúhelníka VR, VL a VF jsou kratší než jeho strany, a tím pádem i získaný signál byl nízký. Vylepšením tohoto systému proto bylo zapojení, kdy se nevytvořil centrální bod uprostřed trojúhelníka pro všechny elektrody, ale pro

každý referenční bod byl vytvořen bod ze dvou odporů, spojujících zbývajících elektrody. Geometricky to znamená, že šipky vektorů nevycházejí se středu (těžiště) trojúhelníka, ale ze středů protilehlých stran; nejsou to tudíž těžnice, ale výšky trojúhelníka; jejich směr je stejný, ale jejich délky, a tím pádem i velikost získaného signálu, o 1/2 vyšší, proto se označují písmenkem **a** jakožto **augmentované**, tj. prodloužené. Tímto způsobem osvětlujeme dodnes používané označení odpovídajících svodů jako **aVR**, **aVL**, **aVF**. Říkáme jim **Goldbergovy svody** a na rozdíl od Einthovenových bipolárních svodů, kde každý svod reprezentuje rozdíl potenciálu mezi dvěma elektrodami, se jedná o svody unipolární, kde každý svod reprezentuje potenciál jen jedné příslušné elektrody.

Standardní končetinové svody

Doplněním Einthovenových bipolárních svodů I, II, III o Goldbergovy unipolární svody aVR, aVL a aVF **získáme celkem 6 os, vzájemně natočených o 30 stupňů**, do kterých se může promítat vektor elektrické srdeční osy. Vzhledem k tomu, že všech šest uvedených svodů je odvozeno z potenciálu tří končetinových elektrod, nazýváme je **šesti standardními končetinovými svody**. Rovina, ve které odpovídající souřadné osy leží, je zhruba rovnoběžná s plochou stolu, na kterém leží na zádech vyšetřovaný pacient.

Hrudní svody

Průběhem doby vznikla potřeba vyšetřovat pohyb elektrického srdečního vektoru v prostoru, tj. bylo nutno umístit elektrody v rovině pokud možno kolmé na tuto rovinu. Toho se dosáhlo pomocí šesti elektrod V1 až V6, umístěných přímo na hrudníku vyšetřované osoby takm že elektrody **V1** a **V2** leží ve čtvrtém mezižebří vpravo a vlevo od sternu, dále vlevo elektroda **V3** a dále stále ekvidistantně umísťované elektrody **V4**, **V5** a **V6** leží v pátém mezižebří: **V4** v čáře probíhající středem levého klíčku, **V5** v čáře probíhající přední řasou podpažní jamky a konečně **V6** v čáře pod středem podpažní jamky.

Variabilita srdeční frekvence

Srdeční frekvence

Ještě jednodušší úlohou, než je zaznamenat průběh EKG křivky ve všech dvanácti (šesti končetinových a šesti hrudních) svodech, určit sklon srdeční osy a případně další řadu parametrů, je zjistit **srdeční frekvenci**. K tomu nám stačí vybrat si jediný svod, na kterém budou dobře patrné komplexy QRS. Vzdálenost špičatých vln R, příslušející dvěma po sobě jdoucím tepům, označíme jako **R-R interval**. Srdeční frekvence (v Hz) je potom převrácenou hodnotou R-R intervalu; po vynásobení číslem 60 získáme počet tepů za minutu.

HRV, baroreflex

Nevyužitý kanál EEG pak můžeme využít k registraci nějakého dalšího biosignálu, například průběhu dechu. Při pozorném zkoumání obou souběžně zaznamenávaných biosignálů můžeme zjistit, že **rychlost srdečního rytmu se mění v závislosti na dechové fázi vyšetřované osoby**. Tato závislost je daná fyziologicky a to periodickou stimulací vegetativního nervstva, řídícího srdeční frekvenci, během dýchacího cyklu (tzv. **baroreflex**). Vyšetřením této závislosti proto můžeme získat důležitou informaci o jeho správné funkci. Bylo například prokázáno, že blokování této funkce například při extrémním dehydratačním přetížení sportovců (zejména fotbalistů) může vést k jejich náhlé smrti, kterou dříve nebylo možné vysvětlit. Pravidelné vyšetření variability srdečního rytmu (**HRV** = Heart Rate Variability) předních sportovců by proto již dnes mělo být samozřejmostí.

Registrace dechu

Registrovat dech můžeme pomocí různých mechanických převodníků, jak jsme si ukázali v oddílu 5.2.1, anebo také pomocí termistoru, viz 5.2.3.

Vyšetření rychlosti pulsové vlny

Při vyšetření pulsové vlny spolu vzájemně koreluje záznam elektrické aktivity srdeční s průběhem tlaku či krevního průtoku na distálním konci periferní arterie. Tímto způsobem je možné vypočítat, jakou průměrnou rychlostí se šíří pulsová vlna krevním řečištěm. Získanou rychlost je možno dosadit do hydrodynamického modelu a z něj zjistit např. moduly pružnosti cév. To je důležitý oběhový parametr, který může indikovat biologické stáří oběhového systému, jeho postižení aterosklerotickými změnami apod. Průběhy takových biosignálů, jakými je například sledování tepu na prstu ruky, můžeme registrovat např. pomocí plethysmografu (registrace objemových změn), změn teploty, změn absorpce světla různých vlnových délek (např. kapnograf – změny koncentrace CO₂, oxymetr – změny koncentrace O₂) atd.

Vyšetření variability srdeční frekvence a vyšetření rychlosti pulsové vlny dobře ilustruje techniku již výše zmíněného (viz oddíl 4.7) polygrafického záznamu, kdy v různých kanálech můžeme zaznamenávat biosignály různé fyzikální povahy – zde v jednom kanálu elektrická aktivita myokardu, ve druhém kanálu pohyb hrudníku při dýchání, v dalším prokrvení prstu atd.

Měření krevního tlaku

V lékařství rozumíme **krevním tlakem (TK)** tlak v tepnách, a to hodnotu měřenou ve výši srdce nebo na tuto úroveň přepočtenou. Zaznamenáváme-li nezkrácený průběh tlakových změn přímou metodou, můžeme ze zapsané křivky odečíst jednak maximální hodnotu v průběhu jednoho tepu – **tlak systolický (TKs)**, jednak odpovídající minimální hodnotu – **tlak diastolický (TKd)**. Rozdíl mezi TKs a TKd nazýváme **tlakovou amplitudou (diferencí)**. **Střední tlak (TKm)** je průměr všech hodnot, kterých tlak nabývá během jednoho tepového intervalu – nejde o aritmetický průměr, ale střední hodnota leží blíže TKd:

$$TKm = 2/3 TKd + 1/3 TKs(48)$$

V některých pramenech je střední tlak označován TK s pruhem.

TK závisí na srdečním výdeji, na síle, kterou je krev vypuzována z levé srdeční komory, periferním odporu, celkovém množství krve a na její viskozitě. Je ovlivňován velkým množstvím faktorů (věk, pohlaví, fyzikální a psychické vlivy, denní rytmus atd.).

Předepsanou jednotkou pro TK jsou kPa. Světová zdravotnická organizace (WHO) se přidržuje jednotky torr (mm Hg sloupce) a udává horní hranici normotenze 140/90 torr (= 18,7 / 12,0 kPa).

Měřit TK lze

a) **metodou přímou** (invazivní), např. pomocí katetru spojeného s membránovým snímačem, tlakový signál se převede na elektrické napětí a registruje se

b) **metodou nepřímou** např. rtuťovým či digitálním tonometrem či Dopplerovským snímáním.

Rtuťový tonometr obsahuje rezervoár rtuti, měřicí kapiláru se stupnicí v torrech (a někdy i v kilopascalech), manžetu s nafukovacím balónkem a spojovací hadičkou. U některých tonometrů lze rezervoár rtuti uzavřít. Manžetu ovineme okolo paže (dolní okraj je asi 2 - 3 cm nad loketní jamkou, ventil u balónku je uzavřen), a nafoukneme na cca 180 - 200 torr. Povolněním ventilku zvolna plynule vypouštíme vzduch a fonendoskopem přiloženým nad a. brachialis v kubitě sledujeme tzv. Korotkovovy fenomény (slyšíme je jako mírné úderky postupně sílící a opět klesající intenzity). V okamžiku zachytu prvního K.f. odečítáme TKs, poslední slyšitelný K.f. odpovídá TKd. Manžetu musíme před opětovným nafouknutím zcela vypustit, protože zbylý vzduch způsobuje stagnaci krve v cévách (tzn. zvyšujeme TKd, tedy neměříme faktický stav)! Jinou metodou je palpace pulsu na a. radialis: puls je při nafouknuté manžetě nehmatný, objeví se v okamžiku, kdy tlak v manžetě klesne na úroveň TKs (TKd touto metodou nezjistíme).

Vyšetřovaná osoba má být v klidu fyzickém i psychickém, v přiměřených mikroklimatických podmínkách. Paži nesmí škrtnout rukáv.

Likvidace rtuťového odpadu: V případě, že dojde k poškození rezervoáru a uvolnění rtuti, shromáždíme rtuť do uzavřené nádoby, nejlépe se zabroušeným hrdlem (rtuťové páry jsou toxické!). Zbytek rtuti zasypeme práškovou sírou (sulfur praecipitatum), chemickou reakcí vznikne na povrchu rumělka (HgS), čímž se zamezí odpařování. Při dotyku se však kulička „rozběhne“ na několik menších a sublimace se obnoví. Síra je vhodná pro zasypání rtuti např. ve spárách parket. Na hladkých plochách zasypeme zbylé kapičky rtuti práškovým zinkem – ten vytvoří pevný amalgám, který sublimuje zcela zanedbatelně, je pevný a dá se zamést. Prostor je třeba dostatečně vyvětrat. Nikdy nekombinujeme zasypávání sírou a práškovým zinkem – reakce je silně exotermní!

Určení tělesného povrchu

Zařadit určení tělesného povrchu mezi biosignály možná způsobí podiv: jaký je to biosignál? Do těchto skript jsme tuto úlohu zařadili zejména proto, protože se v praktikách často provádí společně s měřením krevního tlaku a EKG. Avšak s trochou nadsázky je možno i tělesný povrch zařadit mezi biosignály: jedná se o fyzikální veličinu, charakterizující stav vyšetřovaného organismu, který se mění s časem – byť pomalu, ale jistě.

Stanovování tělesných proporcí má význam pro zařazení jedince do různých skupin dle somatotypu (leptosomní, mesosomní, pyknici). K přesnému zařazení je třeba změřit rozměry různých částí organismu (např. tělesná výška, délka trupu, končetin, šířka v ramenou, rozměry na lebce, na více místech tloušťka kožní řasy, tělesná hmotnost). Při dlouhodobém sledování u jedince je pak možno posoudit jeho vývoj. Sledování těchto parametrů u velkých skupin obyvatelstva se zabývá antropologie. Tyto studie mají několikrát význam:

- stanovení obecně platných biologických zákonitostí na lidském organismu, zvláště zákonitostí růstu a vývoje
- posouzení zdravotního stavu a vývoje jedince hlavně v období růstu a vývoje
- znalost tělesných proporcí pro průmyslovou výrobu (ergonomická hlediska).

V praxi je u jedince nejčastěji měřena tělesná výška a hmotnost, z nichž se přibližně stanoví tělesný povrch pomocí nomogramů či výpočtem podle vhodného vzorce, stanoveného podle průměrné populace. Tato veličina se pak používá pro výpočet optimálních dávek léků, nebo pro přepočet fyziologických hodnot (dechové objemy, spotřeba O_2 a výdej CO_2 , energetická bilance organismu, biochemické hodnoty) na 1 m^2 tělesného povrchu. Můžeme se setkat s hodnotami přepočtenými na tělesný povrch standardního jedince, což je $1,73\text{ m}^2$. Kromě toho jsou hlavně ve výzkumu používány další korekce, např. na aktivní a pasivní tělesnou hmotu (tuková tkáň).

Jedním ze způsobů určení tělesného povrchu je výpočet z výšky a hmotnosti vyšetřované osoby podle DuBoisova vzorce:

$$P = H^{0,425} \cdot V^{0,725} \cdot 71,84 \text{ (49)}$$

kde P je tělesný povrch v cm^2 , H je tělesná hmotnost v kg a V je tělesná výška v cm.

Alternativně lze výsledek odečíst z nomogramu, který byl vypracován jako grafická pomůcka pro výpočet téhož vzorce.

Odkazy

Zdroj

- HEŘMAN, Petr. *Biosignály z pohledu biofyziky*. 1. vydání. Praha : Petr Heřman – DÚLOS, 2006. 64 s.

Doporučená literatura

- AMLER, Evžen, et al. *Praktické úlohy z biofyziky I*. 1. vydání. Praha : Praha: Ústav biofyziky 2. lékařské fakulty UK, 2006.
- HRAZDIRA, Ivo. *Biofyzika : učebnice pro lékařské fakulty*. 2. vydání. Praha : Avicenum, 1990. ISBN 80-201-0046-6.
- KHAN, M. I. Gabriel. *EKG a jeho hodnocení*. 1. vydání. Praha : Grada, 2005. ISBN 80-247-0910-4.
- KOMÁREK, Vladimír, et al. *Dětská neurologie*. 1. vydání. Praha : Galén, 2008. ISBN 80-7262-492-8.
- ROSINA, Jozef, et al. *Lékařská biofyzika*. 1. vydání. Praha : Manus, 2000. 0 s. ISBN 80-902318-5-3.
- NAVRÁTIL, Leoš a Jozef ROSINA. *Biofyzika v medicíně*. 1. vydání. Praha : Manus, 2003. 398 s. ISBN 8086571033.
- NAVRÁTIL, Leoš a Jozef ROSINA, et al. *Medicínská biofyzika*. 1. vydání. Praha : Grada, 2005. ISBN 80-247-1152-2.