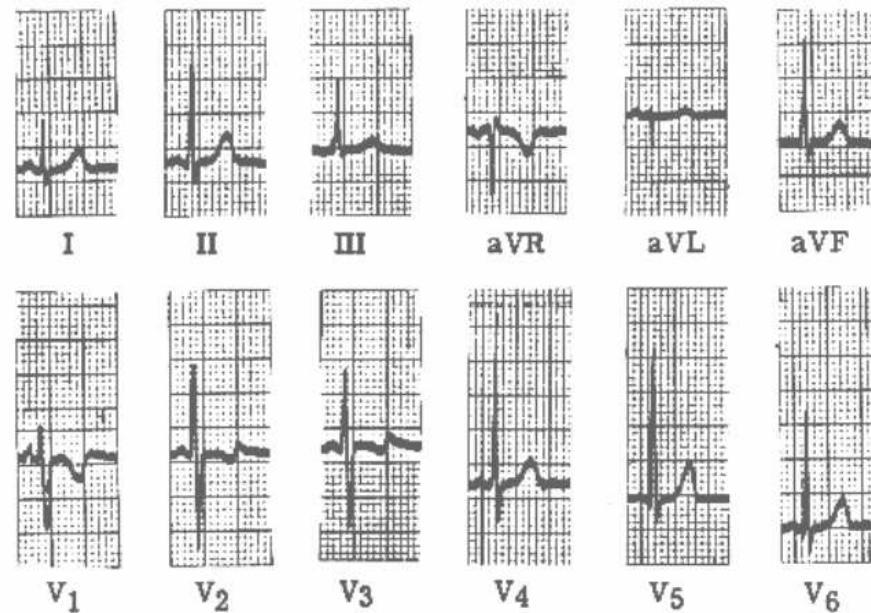


Přednášky z lékařské přístrojové techniky

Masarykova univerzita v Brně – Biofyzikální centrum

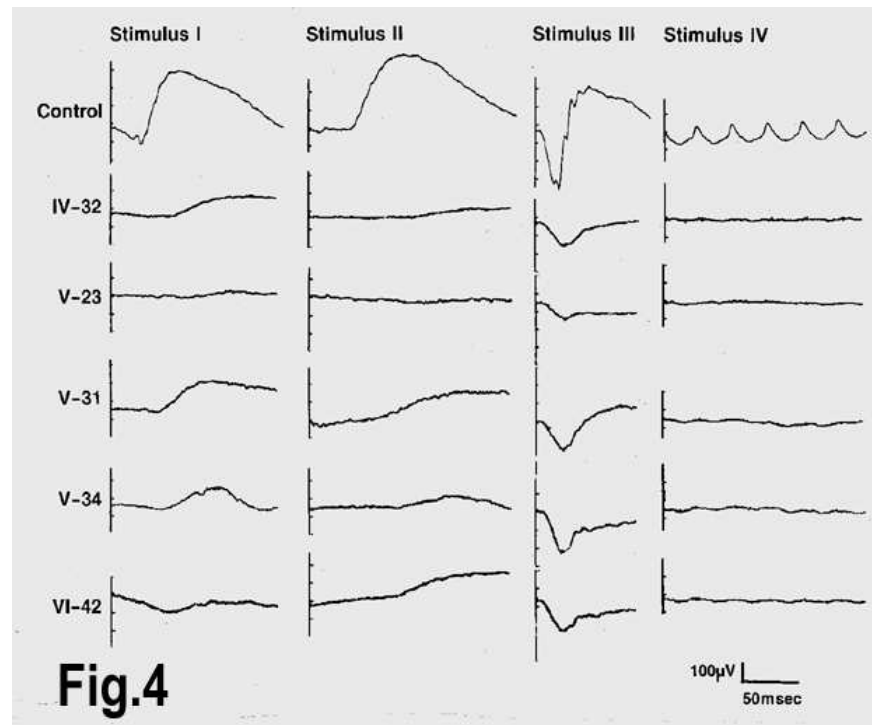


Bio(elektrické)signály a jejich zpracování

Přístroje pro vyšetřování

- Tyto přístroje jsou obecně používány pro detekci, zpracování a záznam biosignálů, které mohou být dle svého původu rozděleny na:
 - A) vlastní (generované) – lidské tělo je jejich přirozeným zdrojem (EKG, různé zvuky, infračervené záření aj.)
 - B) zprostředkované (modulované) – lidské tělo ovlivňuje nějaké fyzikální energetické impulsy, mění jejich intenzitu, časový průběh, prostorové rozložení apod. (rentgenové a ultrazvukové zobrazení, tomografické metody využívající radionuklidů aj.)

Elektroretinogram jako generovaný biosignál



RTG snímek jako modulovaný biosignál

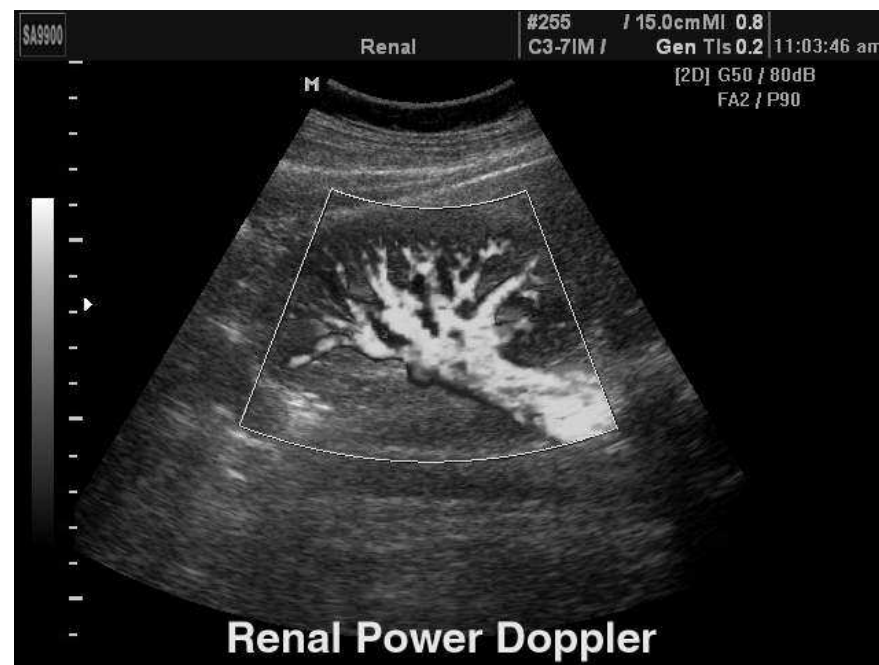


Mění se intenzita rtg záření v závislosti na vlastnostech prostředí, kterým svazek prochází

Co to vlastně je biosignál?

= fyzický nosič informace
o stavu živého organismu

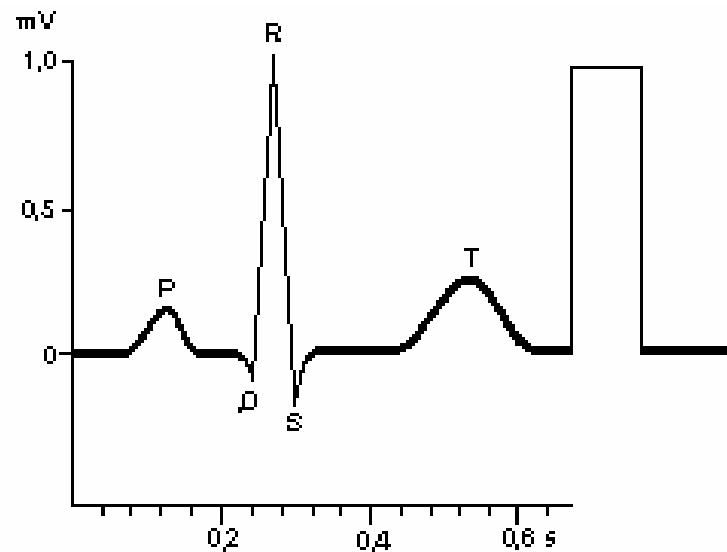
Informace je v biosignálu
zakódována na základě
frekvenční modulace (např.
akční potenciály),
amplitudové modulace
(např. rtg. paprsek
procházející tělem při
vyšetření CT). Většina
biosignálů je modulována
kombinovaně (např. EKG).
Signál též může být
„zakódován“ do podoby
obrazu.



Povaha biosignálů

- Biosignály mohou být různé fyzikální povahy:
- Akustické (šelesty, šumy, ultrazvuku po interakci s organismem)
- Elektromagnetické (bioelektrické signály – EKG, EEG, EMG, ERG....., signál NMR.....)
- Světelné (obrazy získávané pomocí endoskopů, termogramy.....)
- Ionizující záření (po interakci s organismem toto záření o něm nese informaci)

Amplitudová a frekvenční modulace ještě jednou



Elektrokardiogram je typickým příkladem biosignálu, v němž je informace kódována frekvenčně (např. tepová frekvence) i amplitudově (výška jednotlivých vln a hrotů). Jako frekvenční modulaci lze chápat i posuny částí křivky vůči sobě (odlišné frekvenční spektrum!!!), k nimž dochází při některých patologických stavech.

Diskriminační hladina

Posuzování citlivosti a specifičnosti je předmětem statistického hodnocení. Rozhodující je stanovení **diskriminační** („rozlišovací“) **hladiny** mezi normálním a patologickým stavem. Je to zpravidla obtížný problém, s nímž se setkáváme ve všech medicínských oborech (Jaká hladina cholesterolu je jednoznačně patologická? Jaká je normální hodnota počtu červených krvinek? Jakou odrazivost musí mít zdravý jaterní parenchym?...)

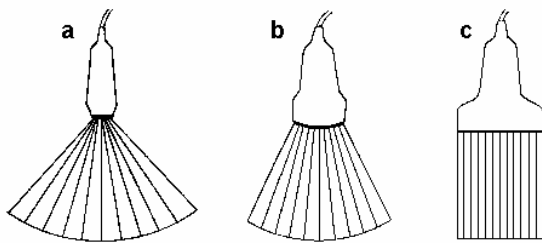
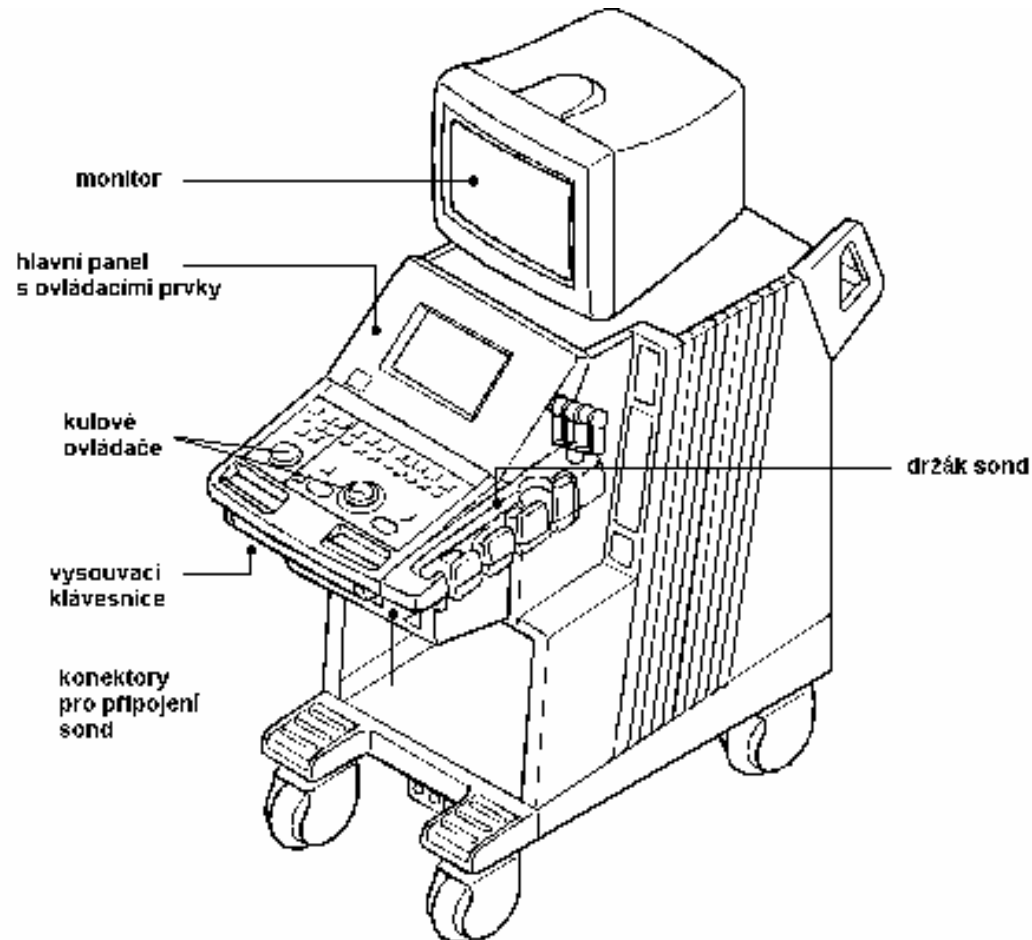
Nízko postavená diskriminační hladina zvyšuje sice citlivost metody, ale snižuje její specifičnost. U vysoko postavené diskriminační hladiny je tomu naopak.

Při nastavování diskriminační hladiny i porovnávání nálezů s touto hladinou se vedle objektivních kritérií uplatňují a kriteria subjektivní. Proto mohou dva lékaři dojít k různým diagnózám a navrhnout různou léčbu, i když se rozhodovali podle svého nejlepšího svědomí.

Zpracování biosignálů

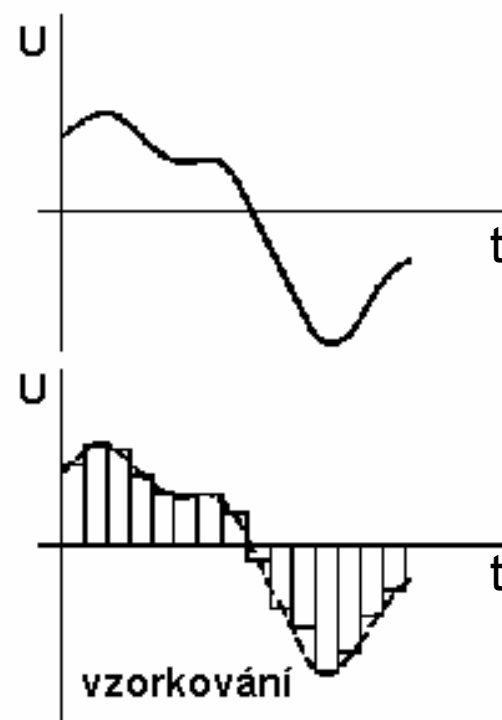
- Téměř vždy potřebujeme zařízení, které se skládá ze tří částí:
- **A) Měniče nebo snímače (zpravidla elektrody)**
- **B) Zesilovače a/nebo zařízení, které upravuje signál jiným způsobem (např. jej digitalizuje, tj. převádí z analogové formy do formy digitální, číselné)**
- **C) Záznamového zařízení**

Ultrazvukový diagnostický přístroj – příklad složitého systému pro zpracování modulovaného biosignálu



A/D převodník

- Analogově digitální převodník (A/D převodník) je elektronické zařízení, které provádí digitalizaci signálu.
- Znamená to, že původní spojitá forma signálu je v krátkých časových intervalech vyjádřena okamžitým diskretním stavem (číslem).
- Pro vzorkování platí, že převod do digitální formy je tím přesnější, čím více vzorků je získáno v daném časovém úseku, tj. čím je vyšší vzorkovací kmitočet.
- Digitalizovaný signál může být následně zpracován pomocí výpočetní techniky.



Komponenty elektrodiagnostického systému

- Elektrody
- Zesilovač
- Záznamové zařízení, další zpracování signálu

Elektrody

- Elektrody představují periferní část elektrodiagnostického přístroje, sloužící k vodivému spojení těla vyšetřovaného s měřícím zařízením. U detekčních elektrodiagnostických metod představují elektrody snímače, u stimulační elektrodiagnostiky zařízení, pomocí něhož jsou stimulační proudy přiváděny na tělo. Podle reakce s vodivým prostředím je dělíme na polarizovatelné a nepolarizovatelné, podle velikosti na mikroelektrody a makroelektrody a podle umístění na povrchové a hloubkové.

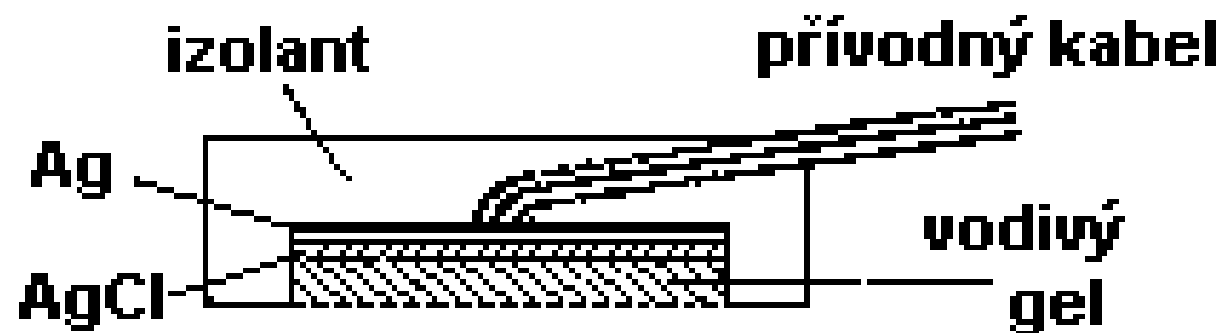
Elektrody

- U **polarizovatelných elektrod** se elektrodový potenciál při průchodu proudu mění v důsledku koncentrační nebo chemické polarizace. Při koncentrační polarizaci se mění koncentrace iontů v okolí elektrod v důsledku faradaických procesů. U chemické polarizace se na povrchu elektrod vylučují plyny. Oba tyto jevy vytvářejí dočasný galvanický článek (koncentrační nebo plynový), jehož napětí je namířeno proti elektromotorické síle působící na elektrody. Do skupiny polarizovatelných elektrod patří především elektrody kovové, zvláště z vzácných kovů. **Nepolarizovatelné elektrody** mají stálý, fyzikálně-chemicky definovaný elektrodový potenciál. Jeho stálost však závisí na intenzitě procházejícího proudu, ploše elektrody a iontové síle prostředí. V praxi se nejčastěji používá elektroda stříbrochloridová (Ag-AgCl).
- **Mikroelektrody** slouží ke snímání biopotenciálů z jednotlivých buněk. Průměr hrotu malý (0,5 μm). Mikroelektrody jsou kovové (polarizovatelné) nebo skleněné (nepolarizovatelné). Skleněná mikroelektroda je skleněnou kapilárou s otevřeným koncem a naplněnou elektrolytem o standardní koncentraci.
- **Makroelektrody** rozlišujeme povrchové a hloubkové.

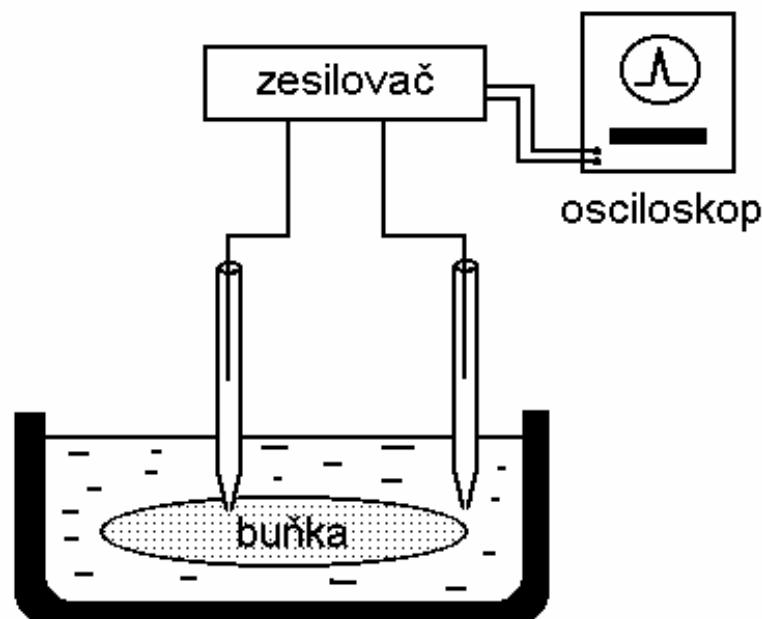
Elektrody

- **Povrchové (kožní) elektrody** jsou kovové destičky různého tvaru i velikosti. Kontaktním prostředím je vodivý gel. Často miskovité, stříbrochloridové, povrchově upravené sintrováním, nepolarizovatelné.
- **Hlubkové (vpichové) elektrody** jsou maloplošné elektrody (jehly), sloužící ke snímání biopotenciálů z anatomicky ohraničené oblasti tkáně. Vlastní elektrodou je vodič z ušlechtilého kovu. Kovový obal slouží ke stínění. Vpichové elektrody slouží především ke snímání svalových biopotenciálů a jako podkožní elektrody k dlouhodobému snímání srdečních nebo mozkových potenciálů.
- Snímání bioelektrické aktivity i aplikace dráždivých proudů se může dít bipolárně nebo unipolárně. Při **bipolární aplikaci** jsou obě elektrody difererentní, umístěné v elektricky aktivní oblasti. Při **unipolární aplikaci** je jedna elektroda diferentní (většinou maloplošná) umístěná v elektricky aktivní oblasti. Druhá elektroda je indiferentní (většinou velkoplošná) a umisťuje se do elektricky inaktivní oblasti. Výjimku tvoří Wilsonova svorka používaná v elektrokardiografii.

Snímací makroelektroda (miskovitá, nepolarizovatelná)



Mikroelektrody ve výzkumu



Metoda **patch-clamp**, česky někdy “terčíkový zámek”. Tupá skleněná mikroelektroda se přisaje k povrchu buňky nebo izolované části membrány. Otvor na konci mikroelektrody je tímto “terčíkem” membrány zcela uzavřen a měřená elektrická napětí či proudy se pak týkají pouze malého okrsku membrány s omezeným počtem iontových kanálů. Některé iontové kanály mohou být předem uzavřeny nebo otevřeny, náplň mikroelektrody může navíc obsahovat ligandy schopné interakce s iontovými kanály, obecně látky, které mohou ovlivňovat funkci membrány. Takto lze zkoumat činnost i jednotlivých iontových kanálů. Nepatrná napětí a zejména nepatrné iontové proudy procházející těmito kanály vyžadují použití extrémně citlivých nízkošumových zesilovačů.

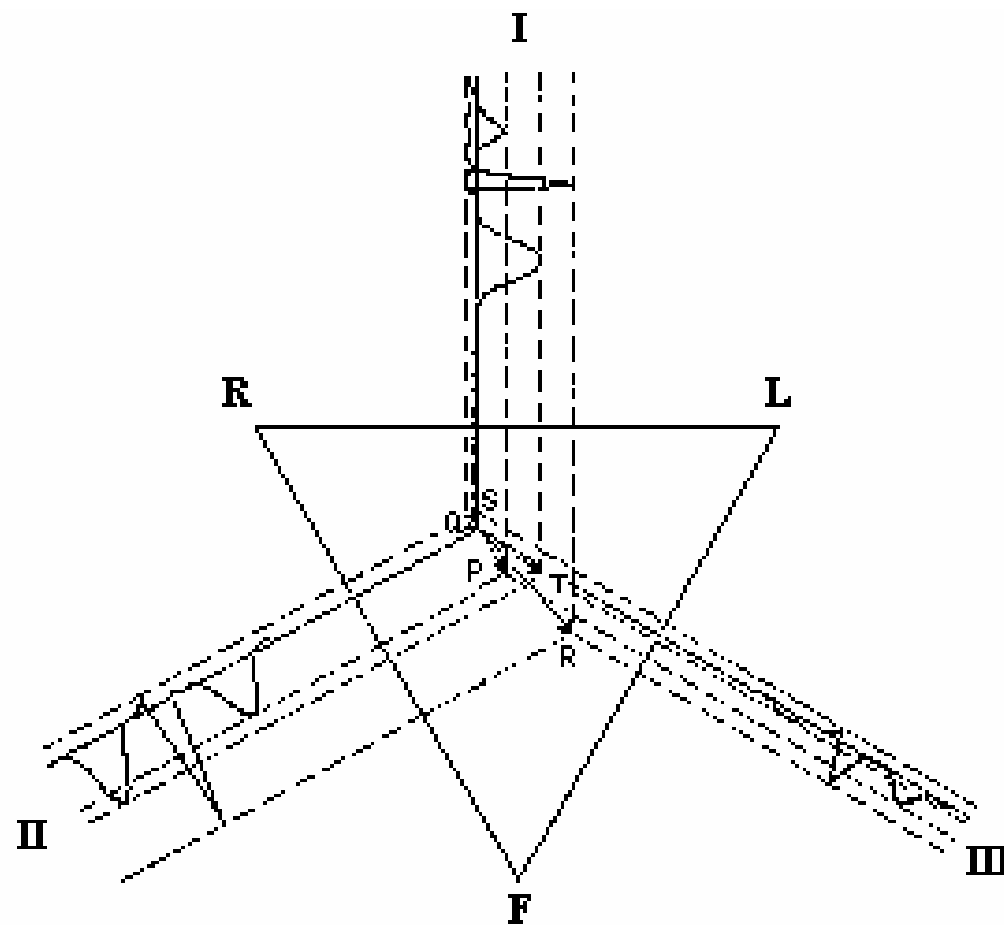
Zesilovač

- Podmínkou přesného měření a registrace elektrických biosignálů je jejich nezkreslené zesílení. O tom rozhoduje **poměr vnitřní impedance zdroje biosignálu a vstupního odporu zesilovače**. Velikost vnitřní impedance zdroje signálu je dána jednak impedancí tkáně (zdroje), jednak impedancí rozhraní tkáň (kůže)-elektroda. Vstupní odpor zesilovače musí být tak velký, aby úbytek napětí na vnitřní impedanci zdroje biosignálu byl zanedbatelný a hodnota měřeného napětí se blížila hodnotě napětí zdroje biosignálu. Běžně se požaduje, aby vstupní odpor zesilovače byl 100 až 1000 krát větší než vnitřní impedance zdroje.
- **Zesilovače** elektrických biosignálů dělíme na stejnosměrné a střídavé. Hlavní rozdíl je ve způsobu připojení zesilovače ke zdroji biosignálu. U **stejnosměrných zesilovačů** se spojení uskutečňuje přímou galvanickou vazbou. Nevýhodou tohoto typu zesilovačů je, že zesilují i polarizační napětí vznikající na elektrodách. U **střídavých zesilovačů** se spojení se zdrojem signálu i mezi jednotlivými stupni zesilovače uskutečňuje kapacitně odporovou vazbou, která zamezuje přenos stejnosměrné složky biosignálu.

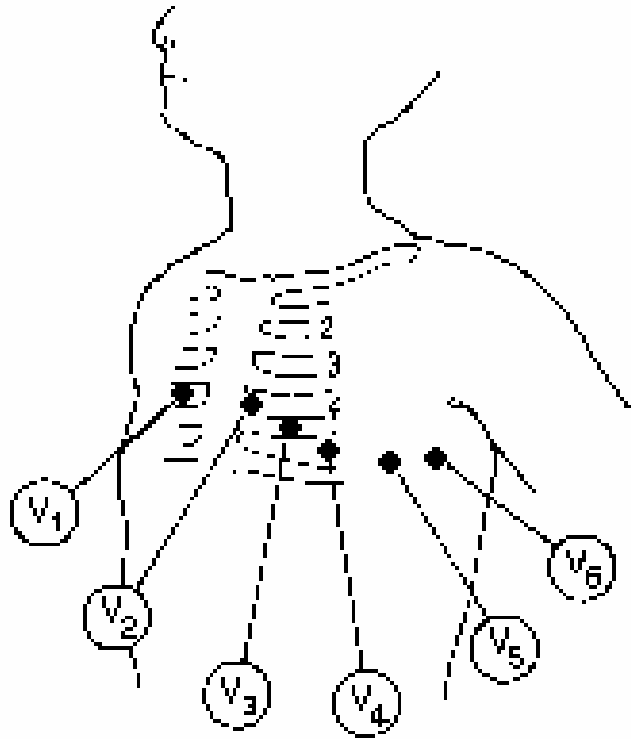
Zesilovač

- Zesilovače elektrických biosignálů bývají vícestupňové, přičemž se u nich dá regulovat celkové zesílení. Často se používají zesilovače **diferenční**, které zesilují pouze rozdíl napětí, přivedených na vstupy..
- Při zesilování elektrických signálů může docházet k jejich **zkreslení**. Rozlišujeme zkreslení frekvenční, amplitudové a fázové. Největší praktický význam má zkreslení frekvenční. Je způsobeno přítomností frekvenčně závislých prvků na úrovni zdroje signálu, na rozhraní tkáň-elektroda i ve vlastním zesilovači. Je třeba znát frekvenční charakteristiku daného zesilovače.
- Zisk zesilovače $10 \cdot \log P_o / P_i = 20 \cdot \log U_o / U_i$ [dB]
- Filtry a pásmové zadržky (vf šum a síťová frekvence, Faradayova klec...)

EKG – Einthovenův trojúhelník

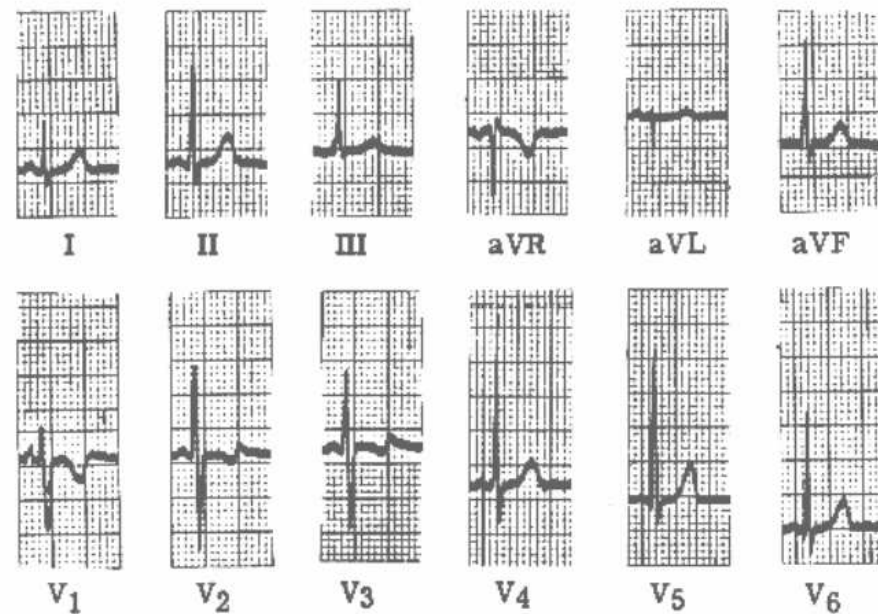
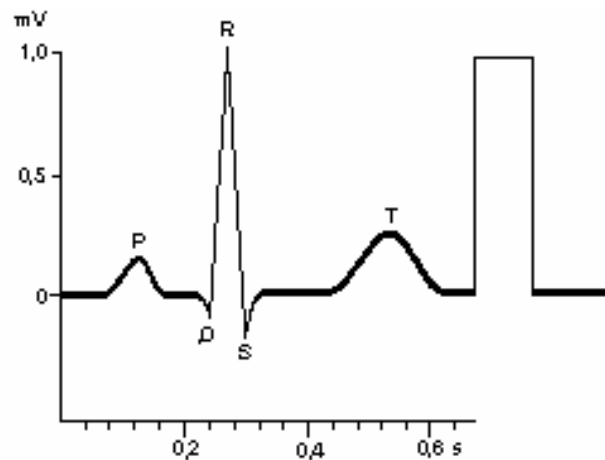


EKG – hrudní svody

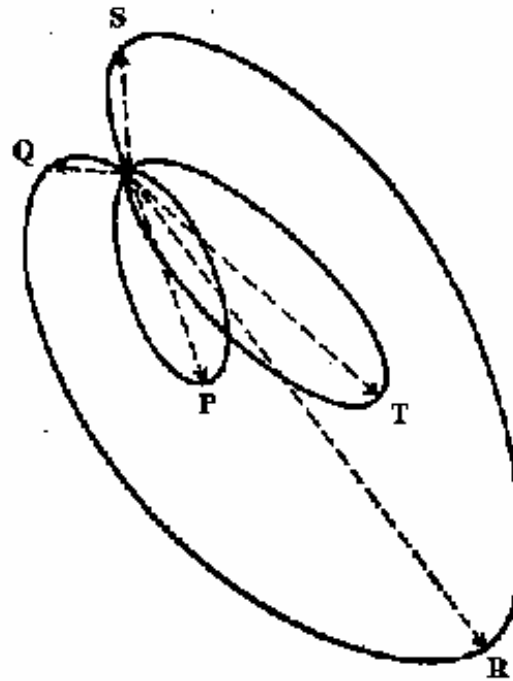


Potenciál hrudních elektrod je měřen proti Wilsonově svorce – propojeným končetinovým elektrodám (přes odpory 5 kOhm)

EKG – průběh napětí ve druhém končetinovém svodu



Vektorkardiogram

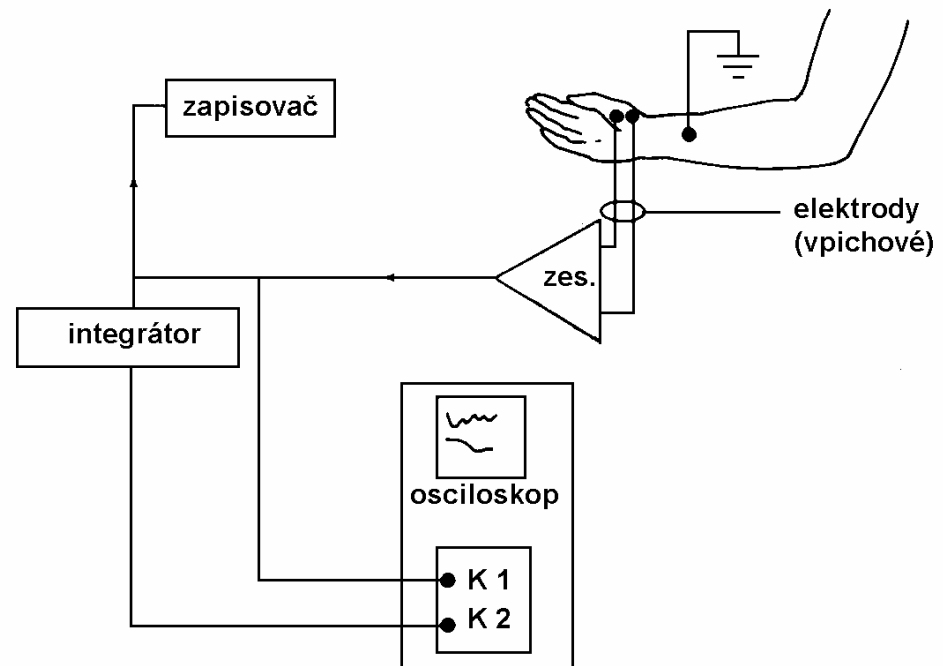


Elektroencefalografie

- - Vlny α : $f = 8-13$ Hz, s amplitudou (A) do $50 \mu\text{V}$. Tělesný i duševní klid.
- - Vlny β : $f = 15 - 20$ Hz, $A = 5 - 10 \mu\text{V}$. Zdravý člověk v bdělém stavu.
- - Vlny ν : $f = 4 - 7$ Hz, $A = \text{nad } 50 \mu\text{V}$. Fyziologické u dětí, u dospělého člověka je patologický.
- - Vlny δ : $f = 1 - 4$ Hz, $A = 100 \mu\text{V}$. Za normálních okolností v hlubokém spánku. V bdělém stavu je patologický.
- V EEG záznamu se může objevit řada dalších grafických tvarů elektrické aktivity, charakteristických pro onemocnění mozku. Komplexy hrot–vlna u epilepsie.
- Činnostní potenciály mozkové mohou být buď spontánní nebo vyvolané - evokované. **Evokované potenciály** lze vyvolat senzoryckými podněty (zrakovými, sluchovými) nebo přímým drážděním, např. impulsy magnetického pole.

Další bioelektrické signály u člověka

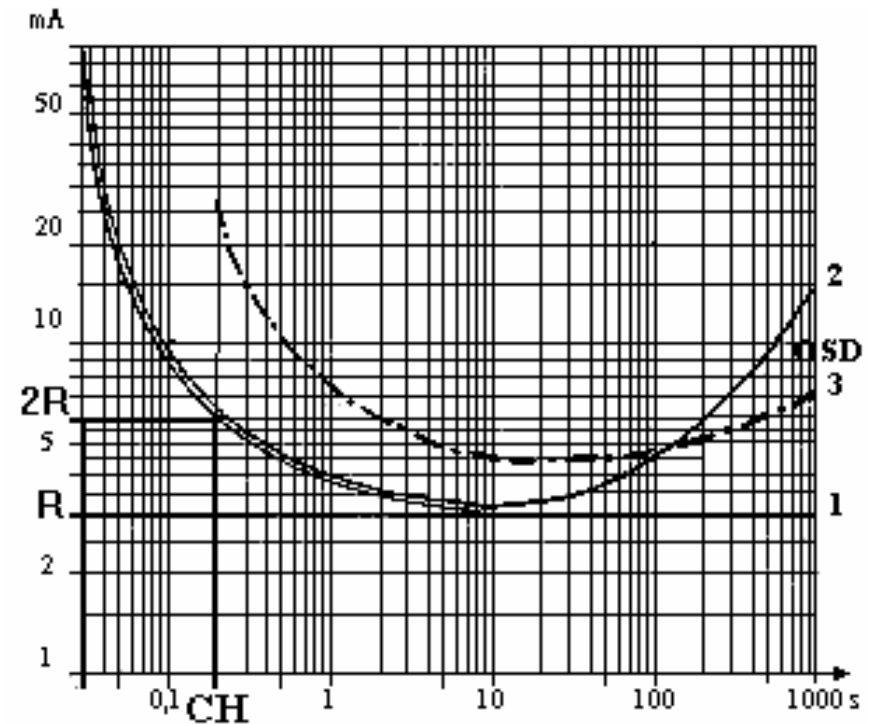
- Elektromygram (EMG)
- Elektroretinogram (ERG)
- Elektrohysterogram (EHG)
- Elektrogastrogram (EGG)
-



Elektrická dráždivost tkáně - reobáze, chronaxie, I-t křivka

- U elektrických impulsů a střídavých proudů závisí dráždivý účinek na jejich tvaru a frekvenci. Nejvýraznější je dráždivý účinek u nf proudů. Důležitou roli hrají:
 - faktor intenzity proudu a
 - faktor času, po který proud dané intenzity působí.
- V praxi stanovujeme prahovou intenzitu proudu – **reobázi a chronaxii** - dobu potřebnou k vyvolání podráždění při intenzitě proudu rovné dvojnásobné reobázi. Chronaxie je tím kratší, čím je dráždivost tkáně větší. Každý kosterní sval má svoji charakteristickou chronaxii, podle jejíž změny můžeme určit stupeň postižení dráždivosti a tím i stupeň postižení svalu. Obecně platí, že nejkratší chronaxii mají kosterní svaly (nižší než 1 ms), střední chronaxii má srdeční sval (5 ms) a nejdelší chronaxii mají hladké svaly (50-700 ms).
- Chronaxie se nejsnáze odečítá z tzv. **I-t křivky**, která vyjadřuje závislost intenzity elektrického proudového impulsu na jeho trvání.

- Kosterní sval s normální inervací reaguje různě na dráždění elektrickými impulsy s rychlým nástupem (pravoúhlé) a s nástupem pomalým (trojúhelníkové). U krátkých impulsů do asi 10 ms má I/t křivka pro oba tvary shodný průběh. V dalším průběhu se dráždivost pro impulsy pravoúhlé nemění (křivka 1) dráždivost pro trojúhelníkové impulsy se snižuje (křivka 2).
- Svaly s porušenou inervací (denervované) nejsou drážditelné velmi krátkými impulsy. Jejich dráždivost pro dlouhé impulsy s pomalým nástupem se však zvyšuje (křivka 3). Tím vzniká oblast selektivní dráždivosti (OSD), která umožňuje stimulaci denervovaných svalů bez stimulace svalů zdravých.



Pozor na dráždivé účinky!!!

