

Elektrické a magnetické vlastnosti tkání

Tkáně a orgány vykazují elektrické vlastnosti, které rozdělujeme na pasivní a aktivní:

pasivní elektrické vlastnosti – chování tkání v elektrickém poli (vodivost, kapacita),

aktivní elektrické vlastnosti – elektrické projevy spojené s vlastní činností tkání.

Pasivní elektrické vlastnosti

Tkáně se v elektrickém poli chovají jako zvláštní druh vodiče. Oproti kovovým vodičům vykazují výraznou makroskopickou a mikroskopickou **nehomogenitu** způsobenou jejich anatomickou, histologickou a molekulární strukturou. Elektrický proud prochází prostředím o různé viskozitě, struktuře a chemickém složení, proto **vodivost tkání závisí od konkrétního druhu tkáně**.

Tkáň	Měrný odpor ($\Omega \cdot m$)
cytoplazma buňky	1
tělní tekutiny	0,8–1,3
svaly	3
parenchymatózní tkáň	4–6
tuková tkáň	10–15
kostní tkáň	30

Aktivní elektrické vlastnosti

Základem aktivních elektrických vlastností tkání je **membránový potenciál** buňky. Rozložení iontů je odlišné intracelulárně a extracelulárně a vytváří takzvaný **klidový membránový potenciál**, který je charakteristický pro každou živou buňku. Jeho hodnota se pohybuje od -30 do -90 mV, vnitřek buňky je tedy oproti mimobuněčnému prostoru nabitý záporně.

Kromě klidového membránového potenciálu hovoříme ještě o **akčním potenciálu**. Ten je charakteristický jen pro dva typy buněk – **nervové** a **svalové**. Tkáně tvořené takovými buňkami nazýváme **vzrušivé**.

V principu jde o **změnu klidového potenciálu**, vyvolanou modulací propustnosti membrány pro sodné kationty, které proudí po koncentračním spádu do buňky. Tato změna startuje kaskádu buněčných dějů, vedoucí k uskutečnění funkce dané tkáně:

- **nervová tkáň** je uzpůsobená k rychlému vedení vzruchu na dlouhé vzdálenosti,
- **svalová tkáň** přeměňuje energii chemických vazeb v mechanickou práci.

Pro správné fungování systému a možnost opětovného vytvoření akčního potenciálu je důležitý návrat ke klidovému membránovému potenciálu, na kterém se podílejí transportní systémy v buněčných membránách.

Elektrické projevy **celých orgánů a tkání** jsou v porovnání s jednoduchými akčními potenciály o dost složitější a jsou výsledkem **interference** a **časové a prostorové sumace akčních potenciálů** jednotlivých buněk, ovlivněné pasivními elektrickými vlastnostmi tkání.

Měření akčních potenciálů v tkáních je základem biofyzikálních disciplín **elektrokardiografie**, **elektroencefalografie** a **elektromyografie**. Využívá se též k **elektrodiagnostice** poruch tkání a orgánů.

Magnetické vlastnosti tkání

Podle teorie elektromagnetického pole vzniká při pohybu elektrických nábojů **indukované magnetické pole**. Je proto zřejmé, že k obdobnému procesu bude docházet i při elektrické aktivitě živých systémů v důsledku místních iontových proudů.

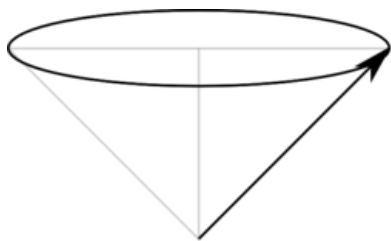
Detekce takto malého magnetického pole nebyla možná až do první poloviny 60. let, kdy byl zkonstruován **supravodivý kvantový magnetometer (SQUID)** s vysokou citlivostí. Ta je zároveň překážkou, jelikož zachytává velké množství rušivých magnetických polí, které nepocházejí ze zkoumaného objektu.

Detekce magnetických polí vznikajících v živých systémech je proto stále obtížná a vyžaduje speciální podmínky a stíněné prostory.

Jednotlivé tkáně mají různou biochemickou strukturu, tedy různé zastoupení protonů, navenek se projevují různě velkými **magnetickými momenty** a informují tak o svém složení.

Atomové jádro se skládá z protonů a neutronů. Protony neustále rotují okolo své vlastní osy, případně vykonávají kónický, krouživý pohyb – **precese (spin)**. Každá nabitá částice, která se pohybuje, okolo sebe vytváří magnetické pole. Každý proton se chová jako šipka kompasu. Pokud je přivedený do jiného magnetického pole, orientuje se ve

směru jeho působení, jen vzácně obráceně.



Spin

Atomová jádra se sudým nukleonovým číslem se k svému okolí nechovají magneticky, protože se jejich magnetické momenty ruší a nedají se využít pro zobrazování magnetickou rezonancí. Atomová jádra s **lichým nukleonovým číslem** si svůj magnetický moment zachovávají, například ^1H , ^{13}C , ^{19}F , ^{23}Na , ^{31}P . Protože je lidský organismus tvořený z více než 60 % z vody, vodík je nejvhodnějším objektem pro zobrazování magnetickou rezonancí (MR). Na zobrazování MR je možné využít všechny tkáně obsahující vodík, bílkoviny, cukry, tuky a jiné makromolekulární látky lidského těla.

Za normálních okolností je orientace magnetických pólů protonů náhodná a navzájem se ruší, tedy tkáně se navenek tváří nemagneticky. Vložíme-li však tkáň do **silného magnetického pole**, uspořádají se osy protonů rovnoběžně se

síločarami vnějšího magnetického pole. Většina z nich je orientovaná paralelně s vektorem vnějšího magnetického pole, menší počet protonů je energeticky náročnější. Tento jev způsobí, že tkáň vykazuje celkový magnetický moment a navenek se chová magneticky. Tato vlastnost je základním principem magnetické rezonance.

Magnetické signály jsou snímány **bezkontaktně**, což vylučuje artefakty způsobené přechodovými odpory mezi elektrodou a tkání při kontaktním snímání bioelektrických napětí.

Nukleární magnetická rezonance

 *Podrobnější informace naleznete na stránce [Nukleární magnetická rezonance](#).*

Objektem pro vlastní aplikaci jsou **protony vodíku**, vyskytující se v našem organismu. Jelikož protony vykazují energetickou výbavu malého magnetického pole, po vložení do jiného magnetického pole se orientují ve směru jeho působení, výjimečně obráceně. Protony jsou potom vysokofrekvenčními vlnami o specifické frekvenci vychýlené ze svého rovnovážného stavu. Přijetím této energie se protony dostávají do stavu **saturace**. Předpokladem účinku rezonančního signálu je **indukční frekvence** odpovídající energetickému rozdílu obou protonových pozic (rezonance). Po dobu následujícího procesu relaxace uvolňují protony absorbovanou energii a vracejí se do svého původního postavení s ohledem na magnetické pole.

Rychlost relaxace je určována **tkáňovými konstantami**. T_1 - a T_2 -relaxační časy jsou rozdílné v závislosti na typu tkáně a poskytují při zobrazování lepší kontrast jako CT nebo RTG snímky. MR zobrazení odpovídá topografii MR signálu, vyjádřenému rozdílnými stupni šedé. MR signál je závislý na vlastnostech magnetického pole, použité zobrazovací technice, případně pulzové sekvenci magnetického pole. Taktéž je závislý na charakteristice vyšetřovaných tkání včetně použitého způsobu záznamu relaxačních časů T_1 a T_2 , na hustotě volných protonů a dalších faktorech, jako jsou poměr magnetizace k intenzitě magnetického pole, chemický shift (vybuzení), překrvení.

Obrazy MR mohou být tzv. T_1 , T_2 a nebo protonově „vyvážené“. První ze způsobů ovládá obraz při sledování relaxace v podélném směru základního magnetického pole. Druhý způsob je aktuální v příčné rovině ke statickému magnetickému poli. Zřetelnějšího kontrastu je potom nutné dosáhnout prostorovými elektromagnetickými manipulacemi. Celý proces je dále závislý na zvolené **sekvenci magnetických impulzů**, repetitivním čase TR (interval mezi opakováním pulzních impulzů), na čase echa (interval mezi budoucím impulzem a měřením MR signálu).



Zobrazení MRI.jpg

Aby se z MR signálu vytvořil obraz, musí být lokalizované místo jeho vzniku. To je možné po **prostorové analýze** vyšetřovaného objektu, aby byla možná rekonstrukce obrazu určité vrstvy. To stejné se stane s gradienty lineárně v prostoru přibývajícím magnetického pole, které budou ve třech rovinách překrývat hlavním homogenním magnetickým polem. Šum signálu je v podstatě závislý na síle hlavního magnetického pole. K vytvoření kvalitního, ostrého obrazu jsou vhodné přístroje o síle magnetického pole 1,0–1,5 Tesla. Lokální výsledek potom závisí na zvoleném pohledovém poli (FOV) a také na síle (tloušťce) vrstvy.

Elektrické vlastnosti svalů

Charakteristika kosterního svalu

Kosterní (příčně pruhované svaly) jsou tvořeny **svalovými snopci**. Ty se skládají ze svalových vláken, která vznikají splýváním prekursorových buněk (myoblastů). Jsou to tedy syncytiální útvary (syncytia = mnohojaderné buňky, které vznikají splýváním více buněk). **Svalová vlákna** obsahují velký počet **myofibril** - součástí buněčného skeletu - jež jsou tvořeny tenkými (aktin) a tlustými (myosin) **myofilamenty**. Myofilamenta jsou komplexy vláknitých proteinů. Myofibrily jsou schopny kontrakce a jsou členěny na základní funkční jednotky - **sarkomery**.

Příčné pruhování vzniká částečným překryvem aktinových a myosinových vláken v sarkomeře.

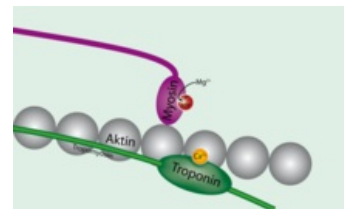
Aktinové filamentum je tvořeno dvojšroubovicí vláknitého polymeru F-aktinu, který se skládá z globulárních jednotek G-aktinu. Do štěrbin mezi šroubovice se připojují molekuly vláknitého proteinu tropomyosinu a na ten navazují molekuly proteinu troponinu. Troponin je pro kontrakci svalu velmi důležitý. Má tři podjednotky, které mají různé funkce:

- Tn-C: váže ionty Ca^{2+} , pokud jsou dostupné.
- Tn-T: spojuje troponin s tropomyosinem.
- Tn-I: mění polohu tropomyosinu a odkrývá tak vazebná místa pro myosin.

 *Podrobnější informace naleznete na stránce Aktin.*

Myosin je motorický protein (schopný pohybu). Vlákno myosinového filamenta je tvořeno ze dvou molekul, které mají tvar jako "golfová hůl" a obtáčí se kolem sebe. Vlákna myosinu polymerizují a výsledný polymer má délku až 1,6 μm . Na dlouhé části je tvořen tyčinkovou polypeptidovou dvojšroubovicí myosinových řetězců a koncích molekul globulárním myosinem, kde se nachází místo pro navázání aktinu.

 *Podrobnější informace naleznete na stránce Myosin.*



Tropomyozinové vlákno nevázané na aktin

Charakteristika hladké svaloviny

 *Podrobnější informace naleznete na stránce Hladká svalovina.*

Základem je hladká svalová buňka vřetenovitého tvaru, délky asi 20 μm . V buňce nejsou vytvořeny myofibrily, ale myofilamenta ano – opět tenká a tlustá.



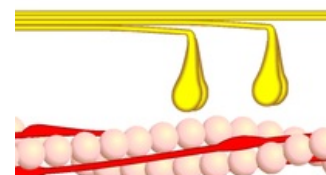
myozinové vlákno

Tenké myofilamentum má podobnou stavbu i složení jako u kosterní svaloviny, ale chybí troponinový komplex, takže vazebná místa pro myosin jsou stále odhalena. V hladké svalovině tvoří polymer **tlustého myofilamenta** pouze maximálně deset molekul myosinu.

Svalová kontrakce

 *Podrobnější informace naleznete na stránce Spojení excitace a kontrakce.*

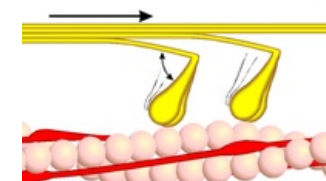
Princip svalové kontrakce závisí na spontánním navázání aktinu a myosinu a schopnosti pohybu myosinu podél mikrofilament (i jinde než ve svalech, např. při transportu vesikul v buňce). Pokud je myosin fixován (v tlustém mikrofilamentu), výsledkem pohybu je vtahování souboru tenkých myofilament mezi myofilamenta tlustá. Dochází ke zkracování – kontrakci sarkomery.



Myozinová vlákna nejsou v kontaktu s aktinem

Podmínkou dosažení svalového stahu je dostatečná koncentrace **vápenatých kationtů Ca^{2+}** a dostatečná koncentrace **molekul ATP** (energie)

Mechanismus svalové kontrakce začíná **nervosvalovým přenos akčního potenciálu (AP) – excitací**. Vzruch (AP) přichází do nervového zakončení a zde způsobí exocytózu váčků s **mediátorem** – acetylcholinem (ACh). ACh se naváže na nikotinové receptory na sarkolemě a tato vazba způsobí otevření chemicky ovládaných Na^+ kanálů. Díky koncentračnímu gradientu tak může sodík difundovat do buňky a způsobí místní depolarizaci (ploténkový potenciál) – sníží polarizovanost buněčné membrány. Nastává vazba mezi excitací a kontrakcí. I když je v sarkoplasmě dostatek molekul ATP, aby mohlo dojít ke kontrakci, nejdříve je nutné **navázat aktin k myosinu**. K tomu je potřeba **zvýšení mezní koncentrace vápenatých kationtů**. Díky šíření AP po svalovém vlákne (pomocí Na^+ a K^+ iontů) dochází k otevírání kanálů pro Ca^{2+} (napětově ovládané). Vápenaté kationty se tak uvolňují ze sarkoplasmatického retikula v sarkolemě. Vápník se naváže na Tn-C, Tn-I změní tvar a umožní tropomyosinu zapadnout do žlábků, čímž se odhalí vazebná místa aktinu pro myosin. Okamžitě tak dojde k navázání hlavic myosinu a molekul aktinu. Když už jsou aktin a myosin vzájemně navázány, může dojít ke **štěpení molekul ATP**. Energie uvolněná z tohoto štěpení je využita k ohybu hlavic ("konců golfových holí") a tím pádem vtažení souboru tenkých myofilament mezi tlustá myofilamenta. Reakční produkty (ADP + fosfát) opustí hlavici a uvolní místo pro další molekulu ATP. Při jejím navázání se aktin a myosin rozpojí a myosin se posune na tenkém myofilamentu o **jeden globulární aktin dál**. Celý cyklus se může dále opakovat. Takto si tedy myosin posouvá aktinová filamenta a díky tomu se stažení svalu zvětšuje.



Aktivace myozinu

Relaxace nastává při odsátí vápenatých kationtů ze sarkoplasmy zpět do sarkoplasmatického retikula, povytažení tropomyosinu ze žlábků tenkého myofilamenta troponinem I - odpojení aktinu od myosinu.

Elektrické vlastnosti svalů

Výsledkem elektrochemických procesů, které probíhají uvnitř buněk a hlavně mezi buňkami těla jsou elektrické biosignály. Celkový akční potenciál je reprezentován tokem iontů buněčnou membránou. Akční potenciály excitovaných buněk jsou přenášeny na přilehlé buňky a mohou vytvořit elektrické pole v odpovídající biologické tkáni. Slabý elektrický proud tedy probíhá svalovinou v tom směru, v jakém se šíří ionty z nervů až k periferním částem svalů.

Využití elektrických vlastností svalů

EMG - elektromyografie

 *Podrobnější informace naleznete na stránce elektromyografie.*

Elektromyografie je záznam elektrické aktivity vznikající v kosterní svalovině. Cílem je vyšetřit svalové činnosti potenciály - potenciály vzniklé v důsledku činnosti kosterní svaloviny. Nelze používat povrchové elektrody, protože by sumovaly signály z příliš velkého množství svalových vláken. Proto se používají vpichové elektrody, které registrují signál jen z malého počtu motorických jednotek. Amplituda naměřeného signálu dosahuje 50 μV až 1 mV. Diagnosticky zajímavé děje mají frekvenci 10 Hz až 3 kHz.

Léčebné využití stejnosměrného proudu

 *Podrobnější informace naleznete na stránce Elektrostimulační metody.*

Stejnosměrný proud (galvanický proud) prochází především přes extracelulární tekutinu, tkání probíhá jako pohyb iontů. Při zapnutí a vypnutí (o stálé intenzitě nedráždí, ale může měnit dráždivost). Elektrostimulační metody, které využívají stejnosměrný proud:

Galvanizace se aplikuje ve vodním prostředí. Průchodem proudu tkání dojde k její úplné polarizaci, kterou organismus vyhodnotí jako závažnou poruchu a reaguje maximálním zvýšením kapilárního prokrvení. Využívá se k např. k léčbě poúrazových stavů, zánětů šlach, bolesti svalů, při nervových potížích, degenerativních onemocnění pohybového aparátu a stavů po obrnách.

Iontoforéza využívá galvanického proudu k aplikaci léků ve formě iontů do těla. Z anody se aplikuje magnezium, mezokain, hyaluronidáza; z katody brom, jód, salicyl, kyselina askorbová. Léky se pomocí iontoforézy aplikují se při znečítlivování kůže, některých kožních onemocněních, ke zlepšení prokrvení končetiny, změkčení vazivové tkáně.

Léčebné využití střídavého proudu

Léčebné využití má i **proud střídavý**. Při jeho průchodu vzniká velké množství tepla. Jeho terapeutický účinek závisí na mnoha faktorech: frekvenci, amplitudě, tvaru a modulaci impulsů, druhu tkáně. Nízkofrekvenční proudy (s frekvencí do 100 Hz) mají dráždivé účinky, vysokofrekvenční proudy (s frekvencí nad 100 Hz) mají účinky tepelné.

Trabertovy proudy nízkofrekvenční, monofázické proudy, se využívají při bolestech šíje, zad, hlavy a končetin, působí analgeticky.

Diadynamické proudy jsou simultánní aplikace stejnosměrného a pulzního proudu. Podle míry intenzity mají různé účinky. Při nadprahové senzitivní intenzitě působí analgeticky, při nepřahové motorických intenzitách způsobují svalové kontrakce (myostimulace, myorelaxace).

Transkulární elektrostimulace (TENS): využívá bodové aplikace elektrických impulsů (nízkoenergetické, frekvence 80-120 Hz) odpružených tupou jehlovou elektrodou. Dochází k uvolňování endorfinů, k okamžitému potlačení bolesti. Použití: bolestivé stavy pohybového aparátu, udržování svalového napětí poraněných nebo dočasně denervovaných svalů, prevence atrofií svalů (u zlomenin), fantómové bolesti.

Při **interferenčních proudech** na sebe vzájemně působí dva středněfrekvenční proudy o nestejných frekvencích (kolem 5000 Hz) — výsledná frekvence je dána rozdílem obou, tzn. cca 100 Hz. Nižší frekvence (5-20 Hz) působí dráždivě, tonizují nervoalový aparát. Vyšší frekvence (50-100 Hz) působí tlumivě, analgeticky, uvolňuje svalové stahy.

Diatermie umožňuje hloubkové prohřívání tkání přeměnou energie vysokofrekvenčního elektromagnetického pole na vnitřní energii tkání. Čím je vlnová délka kratší, tím je prohřívání tkání intenzivnější.

- **Krátkovlnná diatermie** používá vysoké frekvence, u nichž není nutné vodivé spojení mezi elektrodami a organismem, prohřívání tkání je dielektrikum. Aplikace: kondenzátorovým polem (přehřátí převážně v podkoží → diatermie břicha, kloubů, hrudníku nebo částí končetin); indukčním polem spirály (prohřívání v elektromagnetickém poli → působí na svaly); pulzní aplikace (dochází k lokálnímu ohřátí).
- **Ultrakrátkovlnná diatermie (ultrazvuková - UZ)** používá biologických účinků ultrazvukových kmitů — využívá přeměny akustické energie na teplo. Systém se skládá ze dvou hlavních částí: generátoru vysokofrekvenčního elektrického proudu a aplikační hlavičky vlastního zdroje ultrazvuku tvořeného piezoelektrickým měničem. Ohřev tkání závisí na jejich fyzikálních vlastnostech a jejich krevním zásobení. Nejvyšší ohřev je na rozhraní mezi tkáněmi, které se od sebe silně odlišují akustickými impedancemi.
- **Mikrovlnná terapie** zařízení zvané magnetron, které vysílá silné magnetické vlny; mikrovlny přivádějí elektricky nabitě částice do kmitavého pohybu, který se transformuje v teplo třením. Uplatní se zejména v očním lékařství a otorinolaryngologii.

Indukované proudy, vířivé (Foucaultovy proudy), vznikají ve tkáních vystavených terapii vysokofrekvenčními proudy. Elektrony ve tkáni se začnou pohybovat po kružnicích a dochází tak k zahřívání tkáně.

Magnetické vlastnosti svalové tkáně

Elektromagnetické pole vzniká při **pohybu elektrických nábojů**.

Velikost magnetického pole vodiče s proudem se dá vypočítat takto:

$$B = \mu I / 2\pi d$$

μ ...permeabilita prostředí,

I ...proud procházející vodičem (vodičem je v tomto případě svalová tkáň),

d ...vzdálenost bodu od vodiče.

Tento vzorec se samozřejmě nedá přímo aplikovat na svalovou tkáň, která není ideálním přímým vodičem.

Proto vzniká také ve svalech - v důsledku místních iontových proudů, při depolarizaci a repolarizaci svalových buněk. Tato magnetická pole jsou velmi slabá a je těžké je detekovat.

Využití magnetických vlastností svalů

Diagnostické využití

Pro vznik magnetického pole je důležitá velikost elektrických proudů uvnitř tkáně. Pokud se zjistí větší magnetické pole, než je obvyklé, lze předpokládat, že i elektrický proud, který ho vyvolal, není úplně fyziologický. Může tedy signalizovat nějaký zdravotní problém.

Magnetické signály se dají snímat bezkontaktně, **supravodivým kvantovým magnetometrem (SQUID)**. Práce s ním je ale velmi obtížná, protože pracuje při teplotě 4,2 K, takže se musí chladit kapalným heliem. Navíc je velmi citlivý, takže zachycuje i rušivá pole.

Magnetická rezonance (MR) patří mezi nejsložitější vyšetřovací metody. Principem této metody je počítačové sledování změn chování různých buněk v lidském těle při působení silného magnetického pole. Konstrukce zobrazovacích systémů vychází z fenoménu jaderné magnetické rezonance a jaderné magnetické rezonanční spektroskopie. MR má výsadní postavení v diagnostice degenerativních onemocnění CNS, cévních příhod, vrozených vad, a především nádorů mozku a míchy. Vzhledem k tomu, že z tukové tkáně lze získat pomocí MR velmi silný signál, je možné ji použít k diagnostice kostní dřeně a mediastina. Narozdíl od CT umožňuje snadné odlišení cév od solidních tkání (lymfatických uzlin, tumorů). Dále lze MR využít při neinvazivní diagnostice nemocí pohybového ústrojí, např. lézí chrupavek. Přínosem je i využití MR u kardiovaskulárních onemocnění pomocí MR angiografie. Nespornou výhodou je, že při tomto vyšetření není pacient vystaven ionizujícímu záření. Nemohou však být vyšetřováni pacienti s kardiostimulátory nebo s předměty z magnetických materiálů. Nevýhodou je vysoká cena vyšetření - v řádech několika tisíc korun.

Léčebné využití

Magnetoterapie využívá pulzní magnetická pole k léčení některých onemocnění. Aplikátory jsou vodiče stočené do cívek různých tvarů - solenoid, dečkový, diskový, tunelový. Magnetická indukce zdrojů se pohybuje mezi 2-70 mT, šířky pulzů od několika ms do desítek ms.

Účinek magnetického pole:

- Ovlivňuje elektronové interakce na atomární a subatomární úrovni (magnetická rezonance, ovlivnění spinu elektronů).
- Magnetomechanický efekt (změny orientace některých makromolekul - DNA, RNA, bipolárních molekul vody, změny propustnosti BM pro různé ionty,...).
- Magnetoelektrický efekt (tvorba indukovaných potenciálů na anatomických strukturách i biologických celcích).

Pulzní magnetoterapie zvyšuje proliferační aktivitu kmenových krevních buněk v kostní dřeni, fagocytární aktivitu makrofágů, aktivaci imunitního systému, spotřebu kyslíku v exponované tkáni, uvolňování spazmů buněk hladkého i kosterního svalstva. Používá se k odstranění bolesti, podpoře léčby akutních a chronických zánětů, degenerativních onemocnění kloubů, Bechtěrevově nemoci, zánětu nervů, při spazmech kosterního svalstva, některých kožních onemocnění, porázových stavů s otoky a krevními výrony. Má hojivý efekt u bércových vředů, popálenin, proleženin, těžko se hojících kostních zlomenin. Nelze používat v oblasti srdce, nad kardiostimulátory, v těhotenství, u zhoubných nádorů, tuberkulózy, u krvácivých stavů a u těžkých infekčních onemocnění s vysokými teplotami.

 *Podrobnější informace naleznete na stránce Magnetoterapie.*

Elektrické a magnetické vlastnosti srdce

Charakteristika myokardu

Buňky myokardu se dělí na:

Převodní systém srdeční (PSS) - „pacemakerové buňky“ (*pacemaker = udavatel rytmu*), generují a relativně rychle rozvádějí vzruchy v určitém pořadí po celém myokardu (dávají signál buňkám pracovního myokardu, aby se kontrahovaly). Koordinuje kontrakce jednotlivých srdečních oddílů,

pracovní myokard - "nonpacemakerové buňky", provádí (zajišťují) vlastní stah srdeční svaloviny.

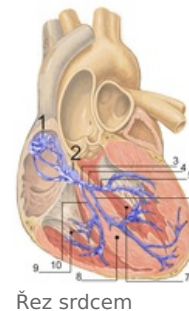
Srdce je schopné samo vytvářet opakující se podněty k vlastní kontrakci – vegetativní nervový systém reguluje pouze frekvenci stahů.

Vznik elektrických biosignálů:

- na **celulární** (buněčné) úrovni: membránový potenciál, osmotické jevy, akční potenciál (viz dále),
- na úrovni **tkání**: sumační potenciál,
- na úrovni **orgánů**: sumační potenciál, např. EKG (viz dále).

Klidový potenciál

V klidovém stavu je buňka **polarizovaná**. To znamená, že intracelulárně (= uvnitř buňky, na vnitřní straně membrány) je nabitá záporně – koncentrace aniontů je větší než kationtová. Extracelulárně (= vně buňky, na vnější straně membrány) je naopak náboj kladný – koncentrace kationtů je větší než koncentrace aniontů.



Intracelulárně:

- Koncentrace kationtů K^+ je 150 mmol.
- Koncentrace kationtů Na^+ je 20 mmol.
- Koncentrace kationtů Ca^{2+} je 0,0001 mmol.
- Navíc se zde nachází záporně nabitě proteiny ($c = 150$ mmol), které nemohou procházet buněčnou membránou.

Extracelulárně:

- Koncentrace kationtů K^+ je 5 mmol.
- Koncentrace kationtů Na^+ je 150 mmol.
- Koncentrace kationtů Ca^{2+} je 2,5 mmol.

Celkový klidový potenciál buňky se pohybuje mezi -70 a -90 mV. Tento potenciál se vypočítá podle *Nernstovy rovnice* z koncentrací jednotlivých iontů a jejich **rovnovážných potenciálů** (které jsou důležitým faktorem chování iontů vůči membráně, viz dále) – pro K^+ je to -96 mV, pro Na^+ +52 mV.

Buněčná membrána (BM) je různě propustná pro různé ionty – různé iontové kanály (napětově ovládané kanály – kanály pro různé ionty se otevírají při různém napětí). Nejpropustnější je membrána pro K^+ ionty (asi 90%) – tyto ionty "otevírají" kanály pro ostatní ionty. Nejdůležitější ionty, které ovlivňují polarizaci buňky: K^+ , Na^+ , Ca^{2+} , Cl^- , proteiny se záporným elektrickým nábojem. Aby ionty volně nedifundovaly membránou "jak se jim zachce" – podle svých rovnovážných potenciálů – udržuje buňka tento klidový stav systémem **iontových pump**, které fungují díky dodávání energie ve formě ATP.

Jednotlivé ionty:

Draslík

 *Podrobnější informace naleznete na stránce Draslík.*

Díky svému rozložení vně vs. uvnitř buňky má tendenci uvolňovat se směrem z buňky – **chemický gradient**. Vzhledem k tomu, že buněčná membrána je pro draselné kationty téměř stoprocentně propustná, teoreticky se tak také děje. Jak klesá koncentrace draselných kationtů intracelulárně, stoupá záporný náboj při vnitřní straně membrány, což způsobuje vtahování K^+ iontů zpět do buňky – **elektrický gradient**. Když je chemický a elektrický gradient v rovnováze (ven z ani dovnitř do buňky nepronikají žádné draselné kationty), mluvíme o **rovnovážném potenciálu**, který je pro K^+ ionty -96 mV (podle *Nernstovy rovnice*). Kationty draslíku by tedy bez dodávání energie ve formě ATP difundovaly směrem do buňky a snižovaly by tak polarizaci buňky (náboj uvnitř buňky by se stával "kladnějším").

Sodík

 *Podrobnější informace naleznete na stránce Sodík.*

Extracelulární koncentrace sodíkových kationtů je větší než intracelulární, tudíž mají tendenci (podle koncentračního spádu, chemického gradientu) difundovat směrem do buňky. Rovnovážený potenciál pro Na^+ ionty (vypočítaném stejným principem jako pro kationty draselné) je +52 mV. Permeabilita klidové buněčné membrány pro Na^+ je malá, takže i když jsou tyto kationty vtahovány relativně velkou silou (-142 mV = rozdíl klidového potenciálu BM -90 mV a rovnovážného potenciálu +52 mV), sodík do buňky difunduje jen velmi pomalu.

Vápník

 *Podrobnější informace naleznete na stránce Vápník.*

Díky rozložení vápníku na různých stranách BM je vtahován směrem do buňky a to velkou silou (-224 mV), ale ta se projeví až v průběhu **akčního potenciálu** (AP) Rovnovážný potenciál odpovídá rovněž síle, kterou musí buňka vynakládat, aby udržela ionty v polohách žádoucích pro klidový potenciál buněčné membrány.

Způsoby udržení klidového potenciálu buňkou:

Sodno-draselná pumpa

Nachází se v BM, funguje na principu dodávání energie v formě ATP. Princip: 3Na^+ z buňky vs. 2K^+ do buňky (tzn. +++ ven/++ dovnitř). Přispívá tak elektronegativnímu náboji na vnitřní straně BM. Po každém průběhu AP vrací BM do klidového stavu.

Ca ATP pumpa – „výměnný systém sodno-vápenatý“

Pumpuje Ca^{2+} směrem z buňky proti chemickému gradientu, funguje bez nutnosti dodávání energie. 3Na^+ z buňky vs. 1Ca^{2+} do buňky (tzn. +++ ven/++ dovnitř). Pozn.: při depolarizaci se kvůli masivnímu difundování sodíku z buňky tento systém obrátí - Ca^{2+} proudí do buňky (pokud dojde k inhibici Na-K pumpy, zajistí tento systém kontrakci kardiomyocytu).

Princip funkce na celulární úrovni

Celý proces je založený na chování BM při různém napětí, tedy na **otevírání a zavírání napěťově ovládaných iontových kanálů**. Dalším důležitým faktorem jsou **odlišné vlastnosti buněk pacemakerových a buněk pracovního myokardu**.

1. Pacemakerové buňky - vznik AP:

- **Fáze 4 - spontánní depolarizace:** -60 mV: na konci repolarizace - otevření pomalých Na kanálů, tzv. „funny kanálů“, které se nachází v buňkách SA uzlu, AV uzlu a v Purkyňových vláknech.
- **Fáze 0:** -50 mV: otevření dočasných T-type Ca kanálů (transient = dočasný).
- **Fáze 3:** -40 mV: otevření L-type Ca kanálů (long lasting = dlouhotrvající).
- **Fáze 4:** +10 mV: uzavření Ca kanálů a otevření K kanálů. K^+ vytéká ve směru chemického gradientu z buňky a snižuje tak kladný intracelulární náboj.

2. Buňky pracovního myokardu - přenos AP:

- **Fáze 4:** -90 mV: klidový membránový potenciál = **diastola**. K^+ uvnitř buňky, Na^+ a Ca^{2+} vně - udržují iontové pumpy.
- Příchod vzruchu od sousední buňky.
- **Fáze 0:** otevření rychlých Na kanálů, influx Na^+ do buňky, depolarizace (membránový potenciál = +30 mV).
- **Fáze 1:** +30 mV: začátek repolarizace: otevření pomalých K kanálů.
- pokles potenciálu z +30 mV mírně k nule: otevření pomalých L-type Ca kanálů. Ca vniká do buňky: zpomalení repolarizace.
- **Fáze 2:** zvýšená hladina Ca^{2+} intracelulárně vyvolá vylučování Ca^{2+} ze sarkoplazmatického retikula (v kardiomyocytu). Ca^{2+} kationty se vážou na *troponin C* a vyvolají tak kontrakci = **systola**.
- **Fáze 3:** uzavření L-type (pomalých) Ca kanálů, vylučování K^+ z buňky ve směru elektrochemického gradientu.
- Opakování celého cyklu.

Základem pro pochopení kontrakce srdečního svalu je znalost principu kontrakce svalu kosterního:

Princip kontrakce kosterního svalu viz výše

Princip funkce na tkáňové úrovni

Srdeční automatice

Pacemakerové buňky jsou schopny samy tvořit vzruchy (akční potenciály), buňky pracovního myokardu na ně pouze reagují (stejně jako běžná kosterní svalovina).

→ **SA uzel:** nachází se pod epikardem ve stěně pravé síně. Je to primární pacemaker (=udavatel rytmu), vzniká zde vzruch. Frekvence je 60-100/min. Spontánní diastolická depolarizace zde probíhá rychleji než jinde v srdci.

→ **internodální** (= mezi dvěma uzly) **síňové spoje:** dostávají vzruch (=vlnu depolarizace) z jednoho uzlu do druhého (a na pracovní myokard síní) pomocí preferenčních drah. Depolarizace zde opět probíhá rychleji, než by probíhala v pracovním myokardu.

- Bachmanova dráha (z pravé komory do levé)
- Wenckebachův svazek
- Jamesův svazek
- Thorelův svazek

→ **AV uzel:** je v oblasti pod endokardem ve stěně pravé síně. Vede vzruch velmi pomalu (žádoucí) – zdržení atrioventrikulárního převodu (AV, síňokomorový). Nejdříve se musí dokončit kontrakce (depolarizace) síní a až následně může být zahájena kontrakce (depolarizace) komor. Pokud selže SA uzel, AV uzel převeze jeho úlohu → **sekundární pacemaker** (ale taková srdeční frekvence je potom pomalejší). Frekvence je 60-90/min.

→ **Hisův svazek:** zajišťuje jedinou cestu vzruchu (depolarizace) ze síní do komor.

→ **Towarova raménka:** se dělí na pravé a levé raménko. Pravé vede vzruch (depolarizaci) do pravé komory, levé raménko do levé komory.

→ **Purkyňova vlákna:** se větví z Towarových ramének. Přenáší vzruch na pracovní myokard komor, což vede k jejich stahu. V extrémních podmínkách mohou převzít funkci pacemakera, frekvence je potom velmi pomalá: 30-40/min.

Princip funkce na orgánové úrovni

Elektrická činnost srdce

Srdce je dutý svalový orgán uzpůsobený k dlouhodobému konání práce. Je tvořen příčně pruhovanou svalovinou, ale doba trvání akčního potenciálu je až stokrát delší než u kosterního svalu. Rychlá depolarizace je způsobena vtokem sodných iontů (rychlými kanály) do vlákna myokardu, její dlouhé trvání způsobují vápenaté ionty. Dlouhá doba trvání AP způsobuje depolarizaci vláken srdečního svalu v celé své délce.

Fáze srdeční kontrakce můžeme shrnout takto: polarizace (povrch vlákna je kladně nabit), depolarizace (povrch postupně mění polaritu), transpolarizace (povrch je nabit záporně), repolarizace (návrat k původní polaritě).

Při depolarizaci a repolarizaci se vlákno chová jako elektrický dipól a stává se generátorem místních proudů (iontových toků). Srdce se dá považovat za komplexní dipól, jeho směr odpovídá vrcholu kmitu R na elektrografické křivce, značí se jako osa (vektor) srdeční. Svalovina předsíní a komor představuje dva samostaté oddíly.

Podráždění se srdcem šíří od sinoatriálního uzlu (dochází k depolarizaci komor a repolarizaci předsíní) k uzlu atroventrikulárnímu na rozhraní předsíní a komor, kde začíná vodivý systém komor: Hisův svazek a Purkyňova vlákna. Nakonec dochází k repolarizaci komor. Takto je zajištěn rozvod podráždění po komorové svalovině a správná funkce srdečních komor.

Magnetická aktivita srdce

Viz magnetické vlastnosti svalů.

Využití elektrických vlastností srdce

Diagnostické metody

Elektrokardiografie (EKG) patří mezi základní vyšetřovací metody v kardiologii. Poskytuje nám grafický záznam elektrické aktivity srdeční jako průvodní projev činnosti srdečních buněk. Souvisí s jejich vzrušivostí a přenosem podráždění. Sledováním změn lze získat informace o poruchách vzniku a šíření podráždění v srdeční svalovině. Je úzce spojena s činností mechanickou.

Elektrokardiografickou křivku je možno vysvětlit na základě vědomosti o elektrických vlastnostech srdce, tj. o vzniku elektrických potenciálů a o postupu aktivace jednotlivých oddílů srdce:

- P = depolarizace síní (jejich počínající kontrakce) = **systola síní**
- QRS = depolarizace komor = **systola komor**

- repolarizaci síní nelze na křivce EKG vyčíst, její signál je zastíněn signálem depolarizace komor

- T = repolarizace komor = **diastola komor**

Předpokládá se, že potenciály snímané na povrchu těla vznikají na rozhraní mezi polarizovanou a nepolarizovanou částí myokardu, to znamená, že křivka EKG popisuje postup této vlny. Nepodrážděný nebo naopak úplně podrážděný myokard nezpůsobuje žádnou potenciální změnu viditelnou na EKG.

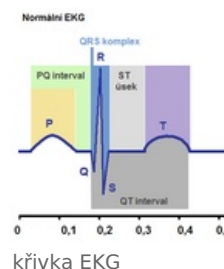
Srdce je obklopeno různorodým prostorovým vodičem tělních tkání a tekutin. Proto dochází ke složitým změnám projevů vlastní elektrické aktivity srdce na cestě od buněk srdečního svalu k místu, kde ji nejčastěji sledujeme - na povrchu těla. Ovlivňuje ji také změna polohy srdce při dýchání, náplň srdečních komor krví, srdeční hypertrofie a řada dalších faktorů.

Léčebné metody

Kardiostimulace

 Podrobnější informace naleznete na stránce Kardiostimulace.

Používá se v případech, kdy dojde k poruchám srdeční automacie - pomáhá udržet srdeční rytmus ve fyziologických hodnotách. Existuje zevní a vnitřní stimulace. Zevní se používá jen pro krátkodobé výkony, převažuje stimulace vnitřní, kdy je elektroda katétrem zavedena žilní cestou do srdce s použitím implantovaného kardiostimulátoru pod kůži na hrudníku.



křivka EKG

Kardiostimulátor se sám zapojí tehdy, kdy rozpozná, že došlo ke zpomalení srdeční frekvence pod nastavenou hodnotu.

Defibrilace

 *Podrobnější informace naleznete na stránce Defibrilace.*

Defibrilace je nejefektivnější a mnohdy jedinou život zachraňující terapií fibrilace komor. Fibrilace srdečních komor, je akutní, život ohrožující stav. Dochází při něm k nekoordinovaným záchvěvům srdeční svaloviny, srdce tak přestává fungovat jako pumpa a krevní oběh se zpomalí až zastaví.

Elektrický výboj depolarizuje současně všechny buňky myokardu a tím navodí podmínky pro uplatnění fyziologických center tvorby a šíření vzruchu.

Přístroj používaný pro defibrilaci komor, se nazývá defibrilátor. Energie zvolená k ukončení defibrilace komor musí mít nadprahovou hodnotu. Ta se pohybuje od 200 J do 360 J.

Během výboje nesmí být z bezpečnostních důvodů nikdo ve vodivém kontaktu s defibrilovaným pacientem a musí být odstraněn i zdroj kyslíku.



symbol
defibrilátoru

Kardioverze

 *Podrobnější informace naleznete na stránce Kardioverze.*

Elektrická kardioverze je plánovaná terapie elektrickým výbojem při paroxysmálních (záchvatovitých) komorových tachykardiích nebo při fibrilaci či flutteru (kmitání) síní jako doplňující při farmakoterapii. Vyžaduje menší energii než defibrilace: 50-100 J.

ICD (Defibrilátor-kardioverter implantabilní)

ICD je přístroj kombinující oba předchozí postupy. Jeho elektrody jsou zaváděny transvenózně, podobně jako při implantaci kardiostimulátoru. Dokáže odlišit náhle vzniklou fibrilaci komor od komorové tachykardie a má i funkci stimulátoru zajišťujícího základní srdeční rytmus.

Využití magnetických vlastností srdce

Diagnostické metody

Magnetokariografie (MKG) je technika používaná k měření magnetických polí produkovaná elektrickou aktivitou srdeční svaloviny. Používají se extrémně citlivé přístroje jako např. **SQUID** (supravodivý kvantový magnetometr). Pokud je pro měření používáno přístroje s více výstupy, získáme mapu magnetického pole celého hrudníku. Z takové mapy pak můžeme pomocí matematických postupů, které musí brát v úvahu také vodivost struktury hrudníku, lokalizovat zdroj elektrické srdeční aktivity. Magnetokardiografií lze vyšetřit příčiny abnormálního srdečního rytmu nebo arytmie.

Fetální magnetokardiografie (fMKG), jak už název napovídá, slouží k vyšetření srdeční aktivity ve fetálním stádiu vývoje.

Léčebné metody

Magnetoterapie se nedoporučuje aplikovat v oblastech srdce, nicméně teoreticky může ovlivnit onemocnění související se srdeční aktivitou, jako je hypotenze, hypertenze či dokonce ischemická choroba srdeční.

Odkazy

Související články

- Elektrická aktivita buněk, tkání a orgánů
- Srdeční akční potenciál
- Bioimpendanční váha

Použitá literatura

- BLAHÚT, Peter. *Akční potenciál a srdce* [online]. Poslední revize 2012-07-24, [cit. 2015-03-29]. <<https://www.techmed.sk/akcny-potencial-a-srdce/>>.
- Wikiskripta. *Spojení excitace a kontrakce* [online]. Poslední revize 2014-11-30, [cit. 2015-03-29]. <https://www.wikiskripta.eu/w/Spojen%C3%AD_excitace_a_kontrakce>.
- Wikiskripta. *Nervosvalová ploténka* [online]. Poslední revize 2015-02-16, [cit. 2015-03-29]. <https://www.wikiskripta.eu/w/Nervosvalov%C3%A1_plot%C3%A9nka>.

- Wikiskripta. *Elektrostimulační metody* [online]. Poslední revize 2014-12-31, [cit. 2015-03-29]. <https://www.wikiskripta.eu/w/Elektrostimula%C4%8Dn%C3%AD_metody>.
- Wikipedia. *Magnetocardiography* [online]. Poslední revize 2014-10-03, [cit. 2015-03-29]. <<https://en.wikipedia.org/wiki/Magnetocardiography>>.
- DIMAP s.r.o.. *Poznatky, fyziologické a patofyziologické odpovědi na působení magnetických polí, magnetoterapie* [online]. [cit. 2015-03-29]. <<https://www.dimap.cz/index.php?page=interier&id=002&idsub=0005>>.
- PROKOP, J. *Biofyzika tkání a orgánů* [online]. Poslední revize 2009-10-07, [cit. 2015-03-29]. <<http://media0.mypage.cz/files/media0:4ad5bf70aabbba.doc.upl/Biofyzika%20tkani%20a%20organu.doc>>.
- KOTÁLEK, Jakub. *Generátor patologických EKG křivek pro potřeby simolačních modelů*. Praha : České vysoké učení technické, Fakulta elektrotechnická, Katedra kybernetiky, 2010,
- NAVRÁTIL, Leoš a Jozef ROSINA, et al. *Medicínská biofyzika*. 1 (dotisk 2013) vydání. Praha : Grada Publishing, 2005. 524 s. ISBN 978-80-247-1152-2.
- VAJNER, Luděk, et al. *Lékařská histologie I : Obecná cytologie*. 1. vydání. 2010. ISBN 978-80-246-1860-9.