



BRNO 2016

BIOFYZIKÁLNÍ PŘÍRUČKA

PRO PRAKTIKUM OBORU FYZIOTERAPIE

Jiřina Valkovičová, Vladan Bernard, Erik Staffa
ÚSTAV BIOFYZIKY LFMU

Biofyzikální příručka pro praktikum oboru fyzioterapie

Autoři:

Ing. Jiřina Valkovičová

Mgr. Vladan Bernard, Ph.D.

Mgr. Erik Staffa, Ph.D.

Kontakt:

Biofyzikální ústav

Lékařská fakulta

Masarykova univerzita

Kamenice 126/3

625 00 Brno

Česká republika

Recenzenti:

prof. RNDr. Vojtěch Mornstein, CSc.

Mgr. Renata Mazálková

Poděkování

Ráda bych poděkovala jménem svým i jménem spoluautorů všem pracovníkům Biofyzikálního ústavu LFMU v čele s Prof. RNDr. Vojtěchem Mornsteinem, CSc., bez jejichž podpory a přízně by tento text nevznikl. Mé poděkování patří i mým nejbližším, kteří projevili notnou dávku trpělivosti a vždy dodali optimismus.

Tento vzdělávací text vznikl za finanční podpory Fondu rozvoje Masarykovy univerzity v rámci realizace studentských projektů a aktivit, jejichž výstupy povedou k inovaci studijních programů/oborů

FRMU 2016 1614/2015

OBSAH

OBSAH	4
PŘEDMLUVA	6
TEORETICKÝ ZÁKLAD	7
AKUSTICKÉ VLNĚNÍ	8
INFRAZVUK	8
ZVUK	8
ULTRAZVUK	10
Ultrazvuk v medicíně	13
ELEKTRINA	27
ELEKTROTHERAPIE	43
MAGNETICKÉ POLE	52
MAGNETOTHERAPIE	54
ELEKTROMAGNETICKÉ ZÁŘENÍ	56
FOTOTHERAPIE	58
TERMOTERAPIE	62
POZITIVNÍ TERMOTERAPIE	64
KRYOTHERAPIE	68
SEZNAM OBRÁZKŮ	71
ZDROJE OBRÁZKŮ	72
VYBRANÁ CITOVANÁ LITERATURA	73
SBÍRKA ÚLOH	74
AKUSTICKÉ VLNĚNÍ	75
ELEKTRINA	83
MAGNETICKÉ POLE	Chyba! Záložka není definována.
ELEKTROMAGNETICKÉ POLE	96
TERMOTERAPIE	97
DOPLŇKOVÉ ÚLOHY	101

PŘEDMLUVA

Tato skripta jsou určena především pro posluchače kurzů bakalářského studia Fyzioterapie na LF MU v Brně. Jedná se rozšíření učebnice lékařské biofyziky, které poskytuje širší teoretický výklad fyzikální terapie a rozšiřuje tedy vědomosti studentů v oblastech, se kterými se budou setkávat ve své budoucí praxi nejčastěji.

Skripta jsou rozdělena do tří částí. První část je zaměřena na teoretické základy vybraných kapitol, kdy jsou nejprve probrány obecné fyzikální zákony a principy a poté se navazuje na využití dané oblasti fyziky ve fyzioterapeutické praxi, způsoby použití, účinky na organismus a jejich aplikaci u pacientů s různými diagnózami. Důraz je kladen na pochopení základních pojmů a jejich vztahu k následné aplikaci v oboru. Kapitoly také obsahují obrazová schémata pro ulehčení pochopení probírané látky. Zvládnutí učiva obsaženého v těchto skriptech v kombinaci s učebnicí je předpokladem nejen pro úspěšné absolvování předmětu, ale také pro následné jednodušší pochopení praktických souvislostí. Druhá část tohoto učebního textu obsahuje návody na praktická cvičení, kde si studenti mohou ověřit nejrůznější zákonitosti, jsou demonstrovány účinky na lidský organismus atd. Znalosti z první, teoretické části jsou tedy ilustrovány na předložených úlohách. Důležitým faktorem je příprava na aktivní práci s přístrojovou technikou, se kterou přijde student do styku po absolvování studia. Třetí část textu je soubor kontrolních otázek rozdělených na základě jednotlivých oblastí fyziky. Této kapitoly mohou využít studenti pro kontrolu vlastních vědomostí a současně může sloužit pro vyučujícího jako inspirace k ústnímu prozkoušování.

Skripta vznikla na základě stoupajícího zájmu o tento obor za podpory Fondu rozvoje Masarykovy univerzity.

ČÁST PRVNÍ

TEORETICKÝ
ZÁKLAD

AKUSTICKÉ VLNĚNÍ

Mechanické vlnění charakteristické kmitáním částic kolem jejich rovnovážné polohy převážně ve směru šíření kmitů nazýváme akustickým vlněním. Celkový přenos energie je založen na tlakových změnách prostředí – zhušťování a zředování částic. Dle frekvenčního rozsahu rozeznáváme infrazvuk, zvuk, ultrazvuk a hyperzvuk.

Tabulka 1 Kategorizace akustického vlnění

INFRAZVUK	<16 Hz
ZVUK	16 Hz – 20 kHz
ULTRAZVUK	20 kHz – 300 MHz
HYPERZVUK	>300 MHz

INFRAZVUK

Infrazvuk je akustické vlnění, které lidské ucho nezachytí, ale může být vnímáno naší nervovou soustavou jako vibrace. Výborně se šíří pevnými látkami. Jeho nebezpečí tkví v frekvencích podobných rezonančním frekvencím lidského těla. Při malých intenzitách jsou pociťovány nepříjemné vibrace, až nevolnost a závratě. Při intenzitách vysokých a při daných frekvencích může vzniknout rezonance se srdcem, popř. s jakoukoliv další strukturou, s nebezpečím mechanického poškození. Mezi zdroje infrazvuku patří seismické vlny, hurikány, či nízkofrekvenční vibrace strojů. Slouží také jako komunikační kanál pro některé živočichy, např. pro velryby.

ZVUK

Zvuk je vlnění, které je schopno vyvolat v lidském uchu sluchový vjem. Zdrojem zvuku jsou tělesa kmitající na frekvencích 16 Hz – 20 kHz. Mezi základní charakteristiky patří frekvence, kvalita závislá na typu spektra, tedy obsahu harmonické složky (barva) a intenzita. Frekvence zvuku je dána počtem period za sekundu. Subjektivně je frekvence vnímána jako výška zvuku. Hluboké tóny jsou na nízkých frekvencích, vysoké tóny pak na frekvencích vysokých. Intenzita zvuku souvisí s energií vynaloženou k rozkmitání nosného prostředí. Konkrétně je to energie zvukového vlnění, která projde kolmo jednotkou plochy za jednu sekundu. Lidské ucho je schopno detektovat velký rozsah intenzit 1×10^{-12} – 1 Wm^2 . Z toho

důvodu byla zavedena pomocná jednotka decibel. Udává intenzitu měřeného zvuku v porovnání s intenzitou základní vztažné jednotky a je dán vzorcem:

$$L_I = 10 \times \log \frac{I}{I_0} [dB]$$

Intenzita je subjektivně vnímána jako hlasitost akustického vlnění. Vědní obor zabývající se vznikem zvukového vlnění, jeho šířením, vnímáním zvuku sluchem a přenosu prostorem až po vnímání lidskými smysly se nazývá akustika.

LIDSKÝ HLAS JAKO ZDROJ AKUSTICKÉHO VLNĚNÍ

Zdrojem hlasu je energie výdechového proudu vzduchu z plic. Hlasivky se na tvorbě hlasu podílí tak, že kmitají a propůjčují hlasu tónové složky (např. samohlásky a sonory, tedy znělé souhlásky), anebo nekmitají a umožňují tvorbu šumu (např. neznělé souhlásky – frikativy, explozivny aj.). Hlasivkové vazy můžeme pomocí svalů přibližovat či oddalovat, jejich kmitání ale není svalová činnost. Samohlásky jsou tvořeny chvěním a nárazy vzduchu procházejícím hrtanem, jsou to periodické zvuky. Vzduch se rozechvívá vlastními (tj. rezonančními) kmitočty. Každému tvaru dutiny nad hlasivkami odpovídají určitá rezonanční kmitočtová pásma = formanty – určují, o jakou hlásku se jedná (formant je v akustice a fonetice oblast lokálního maxima ve spektru složených tónů). První 2 formanty určují hlásku, ostatní její barvu. Z fyzikálního hlediska jsou samohlásky složené akustické kmity. Matematicky rozloženy na harmonické, tedy sinusové kmity o frekvencích f_1 až f_n , z nichž tón o nejnižší frekvenci f_1 je základní. Frekvence ostatních jsou celistvé násobky základního. Frekvenční analýzu samohlásek i jiných zvuků (včetně ultrazvuku) můžeme provádět pomocí frekvenčních analyzátorů. Výsledkem jsou spektrogramy, tj. grafická znázornění závislosti velikosti amplitud na frekvenci zastoupených čistých tónů. Jedinečnost každého lidského hlasu je způsobena odlišnou základní frekvencí a modifikací této frekvence v nadhrtanových dutinách. Věda, která zkoumá zvukové projevy, zejména zvukovou stránku lidské řeči, fyziologický způsob artikulace (tvorby) těchto zvuků, jejich akustickou stránku a jejich vnímání se nazývá fonetika

ULTRAZVUK

Jako ultrazvuk označujeme mechanické kmity částic prostředí kolem rovnovážné (klidové) polohy, jejichž frekvence je vyšší než 20 kHz. Ultrazvuk lze rozdělit podle účinků na aktivní a pasivní. Jako aktivní lze pojmenovat ultrazvukové vlnění, které se při svém šíření prostředím projevuje měřitelnými biologicky relevantními fyzikálními nebo chemickými účinky. Sem patří např. ultrazvuková terapie, emulgace, dezintegrace, ultrazvukové čištění, narušování materiálů kavitací a podobně. Aktivní ultrazvuk má ve srovnání s ultrazvukem pasivním mnohem vyšší akustický výkon. Jako pasivní ultrazvuk označujeme takové metody, které ultrazvuk využívají ke studiu makroskopické struktury látky. Mezi pasivní ultrazvuk patří ultrazvuková defektoskopie a zejména diagnostické ultrazvukové vyšetřovací metody.

ULTRAZVUKOVÉ GENERÁTORY

Ultrazvukové generátory jsou tvořeny vysokofrekvenčními zdroji napětí a měniči, v nichž přiváděné napětí vyvolává ultrazvukové kmity. Vlastním zdrojem ultrazvuku jsou zejména piezoelektrické, mechanické a magnetostrikční měniče.

Podstatou piezoelektrických měničů je *piezoelektrický jev*, demonstrující se v podobě deformací krystalů, resp. změnou pozic jejich iontů v krystalické mřížce působením vnějšího elektrického pole (přivedením napětí na příslušné pozice krystalu). Vhodnou volbou střídavého napětí dochází k rozkmitům krystalu na požadovanou frekvenci. Piezoelektrický děj může být realizován i v opačném smyslu, což znamená vznik napětí díky vhodné deformaci krystalu.

Magnetostrikční měniče fungují na základě jevu *magnetostrikce*, což je schopnost některých feromagnetických materiálů měnit pod vlivem magnetického pole svoje rozměry nebo naopak při deformaci vykazovat magnetizaci. V čase proměnlivé magnetické pole cívky generuje tedy periodické změny objemu použitých feromagnetických materiálů, což ve svém důsledku vede ke generování tlakových změn v okolním prostředí.

Mechanické měniče nejsou v současných ultrazvukových přístrojích příliš rozšířeny, přesto mohou být v některých ojedinělých případech využity. Jejich princip spočívá v rotaci excentrické součástky a její periodické mechanické působení na další součásti ultrazvukové hlavičky. Tato opakovaná mechanická kolize je provázána vznikem akustického vlnění, jehož

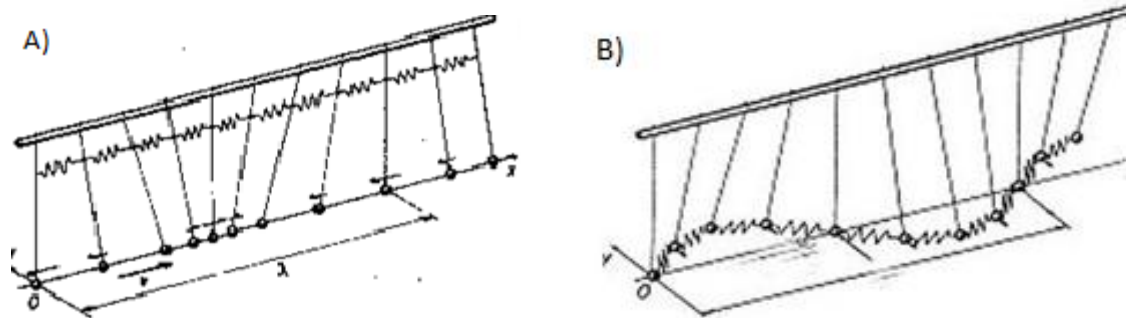
frekvence je totožná s frekvencí rotace excentrické součástky. Podobně jako měniče magnetostrikční jsou i tyto mechanické schopny vyvolat jen ultrazvuk o relativně nízkých frekvencích.

DRUHY ULTRAZVUKOVÝCH VLN A JEJICH ŠÍŘENÍ

Ultrazvukové vlny rozlišujeme v závislosti na způsobu oscilace částic prostředí vzhledem ke směru postupu vlny na několik druhů. Ultrazvuk prochází hmotným prostředím pomocí podélných a v některých případech (zejména v pevném skupenství) i příčných vibrací částic tohoto prostředí.

Nejběžnější jsou podélné ultrazvukové vlny, kdy částice prostředí kmitají přímočaře ve směru a proti směru šíření vlny. Při tomto způsobu kmitání částic prostředí dochází k střídavému zhušťování a zředění částic prostředí. Tento oscilační pohyb částic prostředí vede i ke střídavé změně jeho hustoty a tlaku. Takovéto šíření ultrazvukové vlny lze pozorovat v každém prostředí (tuhé, kapalné, plynné). Podmínkou šíření podélné vlny v prostředí jsou jeho rozměry, které musí být dostatečně velké vzhledem k vlnové délce postupující vlny.

Další možný způsob šíření ultrazvukové vlny je v podobě příčných vln. Toto šíření je typické pro pevné prostředí a znakem těchto vln je kmitání částic kolmo na směr šíření. Při tomto způsobu postupu ultrazvukové vlny se nemění lokální hustota prostředí. Rychlost šíření příčných vln je vždy menší než podélných vln. Zvláštním případem příčných vln jsou povrchové (Rayleighovy) vlny. Tyto vlny se šíří po volném povrchu tuhého prostředí. Kmitání částice kolem rovnovážné polohy lze v tomto případě popsat dvěma navzájem kolmými vektory. Vektor rychlosti pohybu kolmý k povrchu (tím pádem i ke směru šíření vlny) má mnohem větší velikost než vektor rovnoběžný s povrchem. Trajektorie částice proto vypadá jako protáhlá elipsa. Podélná složka vektoru rychlosti povrchové vlny ubývá s hloubkou rychleji než příčná.



Obrázek 1 .Kyvadlový model různých způsobů šíření ultrazvuku ve tkáních: a) podélné b) příčně

Mechanické kmity částic prostředí způsobené ultrazvukem lze chápat i jako periodické změny tlaku, které se šíří prostředím určitou rychlostí. Tato rychlost šíření je závislá na mechanických parametrech prostředí a téměř není ovlivněna frekvencí ultrazvuku. Díky tomu, že není rychlost šíření frekvenčně závislá, je rychlost šíření ultrazvuku prostředím totožná s rychlostí šíření zvuku ve stejném prostředí. Rychlost šíření ultrazvuku ve vodném prostředí je typicky v rozmezí $1500 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ až $1600 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Rychlost šíření ultrazvukové vlny v oceli je pro podélnou složku $6000 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, pro led $3980 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ a sklo $5500 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. V neohrazeném prostředí se ultrazvuková vlna šíří od svého zdroje prostorově a sousedící částice kmitající ve stejné fázi tvoří vlnoplochu v souladu Huygensovým principem šíření vlnění všeobecně. Podle tvaru vlnoplochy poté rozlišujeme rovinnou vlnu, válcovou vlnu a kulovou vlnu. Na rozhraní prostředí o různých mechanických vlastnostech dochází k absorpci, odrazu a lomu ultrazvuku. Typická je pro ultrazvuk jeho absorpce v plynech, s rostoucí frekvencí absorpce roste.

RÁZOVÁ VLNA

Rázová vlna je mechanická (akustická) vlna, přenášející velké množství energie prostorem (vs. ultrazvuk). Její existence je podmíněna přítomností hmotného prostředí, které se při jejím průchodu do jisté míry deformuje. Rázová vlna je ve fyzikálním popisu charakterizována velmi strmým nárůstem a poklesem tlaku v místě obálky vlnoploch (v 3D povrchu kužele) vytvořených zdrojem který se pohybuje nadzvukovou rychlostí (rychleji než vlastní tlaková vlna - Machův kužel). V popisu rázové vlny je charakteristická vysoká hodnota pozitivní výchylky tlaku až 150 MPa se strmým nástupem $10\text{-}120 \text{ ns}$, doba trvání pozitivní výchylky tlaku okolo 500 ns s následujícím poklesem tlaku do negativních hodnot $5\text{-}10 \text{ MPa}$. Rozdíl rázové vlny oproti ultrazvukové vlně (produkované diagnostickým či terapeutickým ultrazvukovým zdrojem) je ten, že rázová vlna se vyznačuje skokovou změnou

tlaku, vysokou amplitudou pozitivního a nízkou amplitudou negativního tlaku a nepravidelností. Rázové vlny se využívají v podobě tzv. ESWL (extracorporealshockwavelithotripsy) – mimotělní litotrypse rázovou vlnou - a ESWT (extracorporealshockwavetherapy) - léčba rázovou vlnou. V případě ESWT lze využít jak rázové vlny fokusované, tak nefokusované, např. rázové vlny radiální (dále RSWT).

ESWT fokusovaná je charakterizována větším hloubkovým dosahem, větší hodnotou energetické hustoty (nad $0,4 \text{ mJ}\cdot\text{mm}^{-2}$), ohniskovou fokusací s větším tlakem rázové vlny – oproti RSWT. Vznik fokusované ESWT je možný zejména pomocí elektrohydraulického (jiskrového), elektromagnetického či piezoelektrického generátoru.

V případě ESWT nefokusované jde velmi často o RSWT, vyznačující se nižším průnikem do tkáně (cca 3-4 cm) s hodnotou akustické hustoty do $0,3 \text{ mJ}\cdot\text{mm}^{-2}$. RSWT je někdy považována spíše za prostou tlakovou vlnu než rázovou vlnu pro její časový tlakový průběh, který je spíše sinusoidní. RSWT vzniká zejména pomocí balistických (pneumatikých) generátorů.

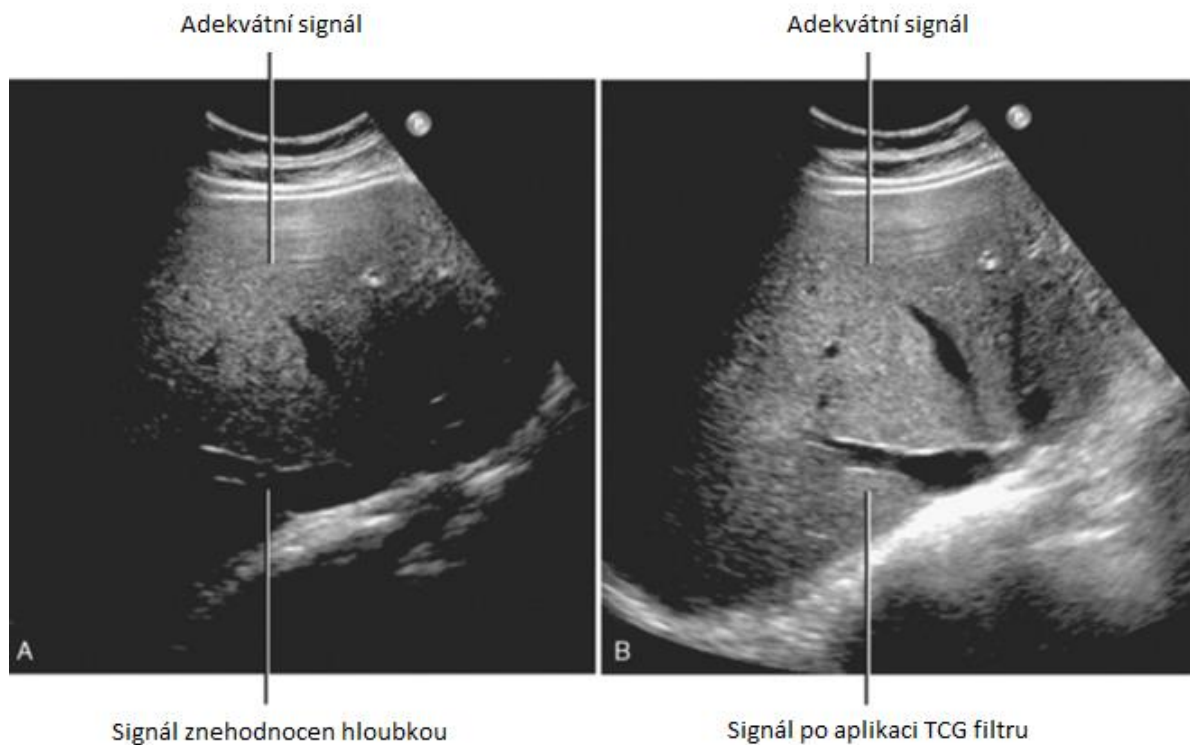
ULTRAZVUK V MEDICÍNĚ

Kategorizace aplikací ultrazvuku v medicíně může být provedena v závislosti na jeho frekvenci. Rozsah frekvencí v oblasti 20 kHz až 100 kHz je využíván pro ultrazvukovou chirurgii, včetně stomatologických výkonů, rozsah frekvencí ultrazvuku 0,5 MHz až 3 MHz pro fyzikálně - terapeutické účely i chirurgii, rozsah 2 MHz až 40 MHz o nízké časově průměrné intenzitě je využíván v diagnostice. Ultrazvuk o frekvencích vyšších než 1 GHz, který už spadá do kategorie hyperzvuk, je využíván pro akustickou mikroskopii.

DIAGNOSTIKA

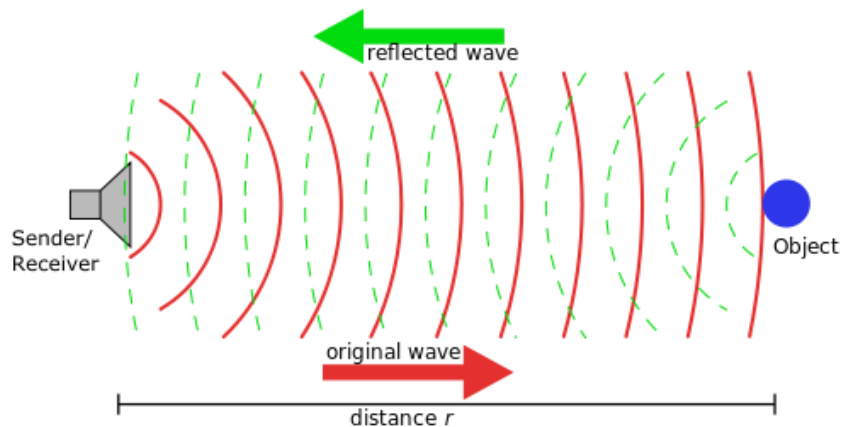
Nejnámější a nejvíce rozšířené využití ultrazvuku je v diagnostice – zde lze využívat klasického ultrazvukového zobrazování, které dodává informaci především o morfologii a struktuře tkáně, popř. dopplerovského vyšetřování, které naopak měří a v kombinaci s klasickým vyšetřením vizualizuje pohyb tkání a tok krve. Běžně užívané frekvence se pohybují v megahertzové oblasti – 2-6 MHz pro hluboko uložené tkáně, 7-14 MHz pro povrchově uložené. Obraz vzniká neinvazivně na základě rozdílných akustických impedancí jednotlivých tkání, na jejichž rozhraní dochází k odrazu či rozptylu ultrazvuku. Sonda

obsahující ultrazvukové měniče slouží současně jako generátor vlnění i jako detektor odražených vln. Celé zobrazení začíná generací ultrazvukového vlnění v mikrosekundových impulzech s opakovací frekvencí řádově 10^2 - 10^3 Hz. Vlnění prostupuje tkání a na rozhraní různých akustických impedancí se částečně odráží, rozptyluje a částečně prostupuje dále. S hloubkou je signál postupně zeslabován. Tento problém je ošetřen zesilovačem typu TGC (TIME GAIN CONTROL), jehož zesílení roste s časem (tj. délkou čekání na oražené impulzy).



Obrázek 2 Efekt TGC zesilovače: a) klasický snímek b) se zapojením TGC zesilovače - zesílení signálu hluboko uložených tkání

Útlum je také závislý na zvolené frekvenci. Platí, že čím větší je frekvence, tím větší je útlum. Odražený signál – nazývaný echo - je následně detektován zpět na sondě v závislosti na čase a přeměněn na elektrický signál. Pokud je známa rychlost šíření ultrazvuku (např. v měkkých tkáních je to v průměru 1540 m/s), je možné ultrazvukem měřit hloubku, kde došlo k odrazu, a to na základě času, který uplyne od vyslání impulsu k jeho detekci.



Obrázek 3 Princip diagnostického ultrazvuku

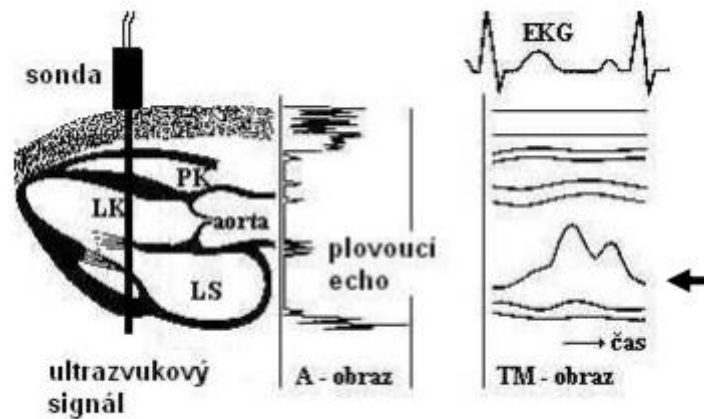
1. DRUHY ULTRAZVUKOVÝCH SOND

Ultrazvuková sonda je nedílnou součástí přístroje a jejím výběrem lze z velké části ovlivnit závěrečný výstup na obrazovce. Sonda obsahuje ultrazvukové měniče, které vlastní vlnění generují. Jednotlivé typy sond se od sebe liší zejména tvarem a poté počtem a uspořádáním jejich měničů. Nejjednodušší je tužková sonda obsahující jeden měnič. Ta je využívána zejména jako součást dopplerovského ultrazvukového průtokoměru. Lineární sonda má měniče uspořádány v jedné řadě vedle sebe a výsledkem je obdélníkový tvar zobrazení. Využívá se pro zobrazování těch částí těla, kde nepřekážejí např. kosti. Konvexní se liší pouze konvexním uspořádáním měničů a výsledkem je obraz ve tvaru výseče z mezikruží. Na sektorovou sondu využívanou zejména v kardiologii jsou kladeny nároky, aby přes co nejmenší kontaktní plochu vytvořila co největší obrazové pole. V dnešní době je pro vznik vyšetřovacího paprsku využíváno principu interferenčního vlnění zajištěného definovaným fázovým posunem generovaných vln. Obraz je srovnatelný s obrazem ze sondy konvexní s větším vrcholovým úhlem a zobrazuje lépe vzdálenější objekty. Sonda typu array, používaná jako jeden ze způsobů pro 3D zobrazení, má měniče umístěné v matici a jejich spoluprací jsou získávány data pro celý objem pod sondou. Problémem je její velká plocha. Mezi další typy sond patří sondy transvaginální, transrektální atd. Sondy současně pracují jako detektor odraženého signálu. Ten je v časové závislosti v době mezi generováním impulzů zachytáván měniči a převáděn na signál elektrický.

2. MÓDY ULTRAZVUKOVÉHO ZOBRAZENÍ

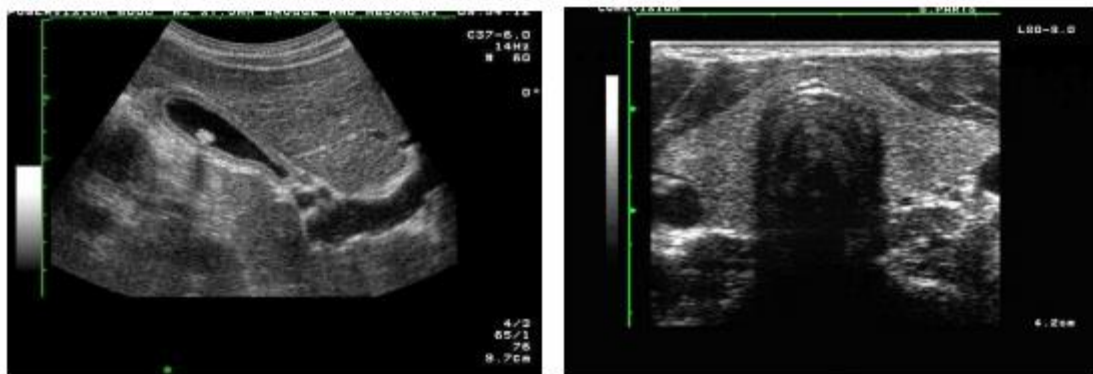
Je známo několik módů zobrazení, které se od sebe liší konečným obrazovým výstupem. A mód (amplitude mode) je historicky základní zobrazení charakteristické svým

jednorozměrným charakterem. Jednotlivé odrazy jsou zaznamenávány jako píky na časové ose. Poloha píku odpovídá hloubce, amplituda velikosti odraženého signálu. M-mód (motion mode) zaznamenává jednorozměrná echa periodicky v čase a ve stupních šedi je zobrazuje jako čáry pod sebou.



Obrázek 4: Princip A a M zobrazení

Ve 2D zobrazení (B-módu, brightness mode) je již každé amplitudě přiřazena jasová hodnota a výsledný obraz je sumarizován. Výsledkem je klasický obraz znázorňující řez tkání. Jde tedy o dvojrozměrné, resp. třírozměrné (souřadnice x, y, z) zobrazení, které může být rozvinuto i v čase (4D). Toto zobrazení je nejnámější a nejvíce používané.



Obrázek 5. Ukázka zobrazení B modu

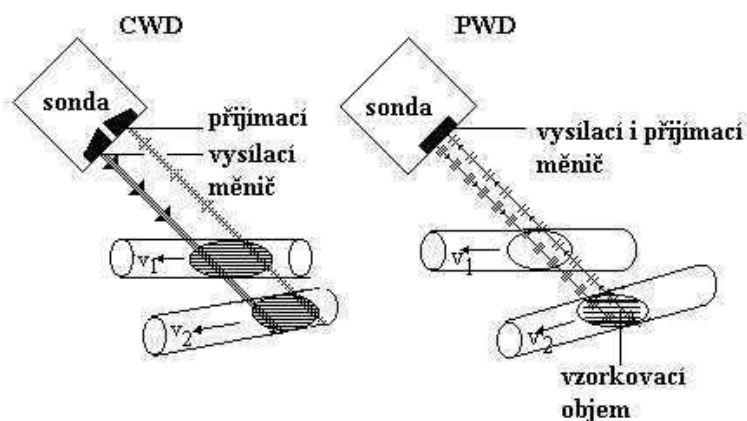
3D zobrazení je zobrazení matematicky dopočítané a zrekonstruované ze základních řezů získaných pohybem sondy. 4D rozměr je obohacen o informaci o čase, jedná se tedy o prostorové zobrazení v čase. Jejich využití je v posledních letech zaměřeno zejména na prenatální zobrazování plodu.



Obrázek 6. 3D zobrazení

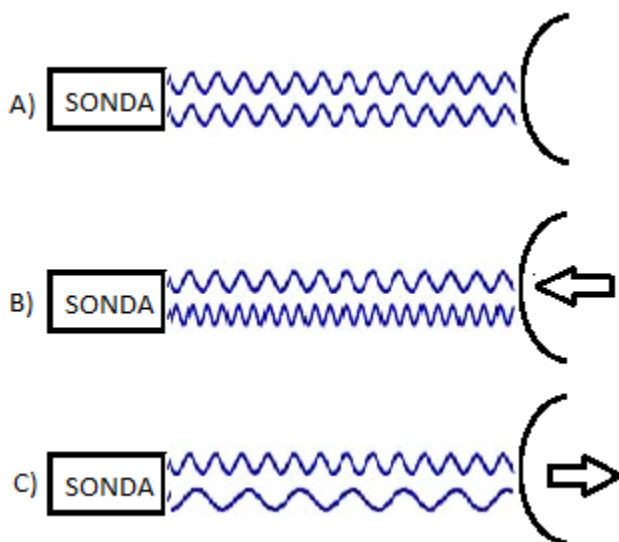
3. DOPPLEROVSKÉ ZOBRAZENÍ

Dopplerovské metody jsou vázány na změny frekvence vlnění v důsledku pohybu zdroje nebo reflektoru vůči pozorovateli. Ve chvíli, kdy se zdroj přibližuje k pozorovateli, je pozorovatelem vnímána vyšší frekvence. Vzdaluje-li se zdroj, je vnímaná frekvence nižší. Stejným způsobem funguje i opačná situace, kdy se pozorovatel pohybuje k, nebo od zdroje. Zdroj se sám pohybovat nemusí, ale může jít o pohyb odražeče (reflektoru). Takovým reflektorem je i masa erytrocytů v cévě. Nejjednoduššími jsou průtokoměry s nedomulovanou nosnou vlnou (CW – continuous wave), kdy jsou použity dva měniče, jeden jako vysílač a jeden jako přijímač ultrazvukového vlnění. Výstupem je zobrazení rychlosti toku krve v závislosti na čase. Vzhledem k tomu, že jsou zachycovány signály kontinuálně z různých hloubek, není možné od sebe jednotlivé cévy odlišit. Druhým typem je systém s impulzně modulovanou vlnou (PW – pulsed wave). Zde funguje měnič jako generátor i jako detektor. Vysílaný akustický signál je zde impulzního charakteru a mezi jednotlivými impulzy probíhá detekce. Čas mezi vyslaným a detektovaným signálem určuje hloubku uložení cévy, vysílané impulzy mají větší délku, než u klasického zobrazovacího ultrazvuku, aby bylo možno měřit i rychlost toku.



Obrázek 7. Dopplerovské měření CW a PW metodou

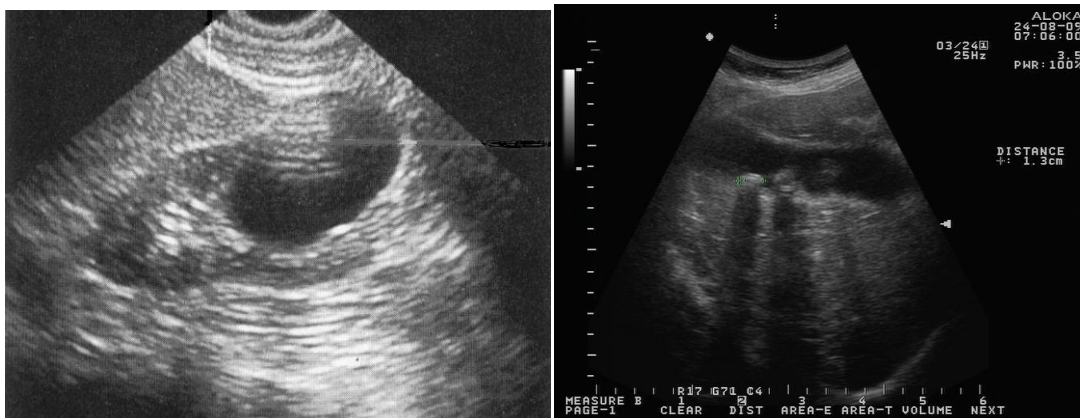
Duplexní metoda je již složitější forma dvojrozměrného dynamického zobrazení v kombinaci s impulsním dopplerovským modulem, kde je mimo informace o morfologii současně informace o pohybu (průměrné rychlosti) ve sledovaném řezu. Triplexní metoda kombinuje dvojrozměrné dynamické zobrazení a měření rychlosti pomocí dopplera, jejímž výsledkem je komplexní obrazová informace o vyšetřované oblasti.



Obrázek 8. Dopplerův efekt způsobený pohybem reflektoru: a) bez pohybu, b) pohyb k sondě – zvýšení frekvence, c) pohyb od sondy – snížení frekvence

Faktory limitujícími zobrazení mohou být artefakty vzniklé na základě technické konstrukce sond, při interakci vlnění s vyšetřovanou tkání, popř. špatnou manipulací

vyšetřujícího lékaře se sondou. Kvalita detektovaného signálu je výrazně závislá na prostředí, kterým ultrazvuk prochází. Na rozhraních se vlnění nejen odráží, ale i rozptyluje, láme, utlumuje apod. Může tedy nastat případ, kdy je ultrazvukové vyšetření nevhodné kvůli vyšetřované oblasti, ze které nelze mít kvalitní výstup, popř. se do ní ultrazvukem ani nedá proniknout. Akustický stín vzniká za tkání, která silně odráží, popř. absorbuje ultrazvukové vlnění. Příkladem může být například oblast mozku, neboť kosti a kalcifikované oblasti ultrazvukové vlnění odráží a pohlcují natolik, že není možné se dostat do oblasti za nimi. Může však mít i žádoucí diagnostický význam, a to pro potvrzení přítomnosti konkrementu, kalcifikace apod. Dalším negativním faktorem při vyšetření jsou dutiny naplněné plyny. Plyn, stejně jako kost, ultrazvukové vlnění odráží a znemožňuje vyšetření dístálně umístěných struktur. Opakované odrazy – reverberace – se projevují souborem stejně vzdálených ech, jejichž jas klesá s hloubkou. Mohou tak vyvolávat dojem například vnitřních struktur v cystických útvarech apod. Nestejně jasné pruhy bílé barvy, kónicky se zužující, tzv. ohony komet, patří mezi reverberační artefakty. Tyto falešné odezvy vznikají na základě opakovaných odrazů akustického vlnění na plynových bublinách v trávicí trubici.



Obrázek 9. Artefakty v ultrasonografii: vlevo reverberace v cystě, vpravo akustický stín za konkrementem (Hrazdira, 2008)

K dalším artefaktům patří čistě fyzikálně opodstatněné zesílení, či zeslabení signálu na základě průchodu vlnění strukturou, které pohlcuje vlnění méně nebo více než okolní tkáň. Takový signál má pak větší nebo menší odraz na další tkáň, která se pak jeví jako více či méně echogenní. Zrcadlový efekt vzniká u struktur plošného charakteru se silnou odrazivostí - zrcadlový obraz je však téměř vždy slabší, popř. méně ostrý. Při vzniku lomu ultrazvukových vln na rozhraní různých prostředí o velkém rozdílu akustických impedancí

dochází ke zdvojení obrazů – většinou malých objektů. Tyto dva obrazové artefakty lze eliminovat pohybem sondy.



Obrázek 10. Hyperechogenní oblast za cystou

ULTRAZVUKOVÁ CHIRURGIE

V chirurgické praxi je možno využít ultrazvuku pro jeho kavitační a tepelné účinky. Kontrolovaná intenzita je 10-20 W/cm². Aplikace může probíhat v časovém limitu 1-20 s při pracovní frekvenci 20-40kHz a 1-7 MHz. Nejběžnější využití je v oční chirurgii pod pojmem fakoemulzifikace – ultrazvuk rozmělní oční čočku a následuje její odsátí kanálkem v nastavci fakoemulgátoru, které probíhá před implementací čočky umělé. V běžné chirurgii hraje hlavní roli tzv. harmonický skalpel. Tento přístroj využívá podélné ultrazvukové vlnění o frekvenci např. 20kHz. Jeho aplikace je provázena zahřátím řezné plochy až na teplotu 50-100°C, což usnadňuje řezání a koagulaci měkkých tkání, respektive redukuje krvácení z malých cév. Ultrazvuk můžeme použít i při osteosyntéze, kdy je za jeho pomoci urychleno vytvrzování speciálního syntetického pojidla kostí. Možná je též ultrazvuková dezintegrace ledvinových kamenů, která je alternativou litotrypsy extrakorporální rázovou vlnou (ESWL, viz kapitola RÁZOVÁ VLNA). Konkrement je zaměřen pomocí rentgenového nebo ultrazvukového zobrazení, následně je zaveden nefroskop se sonotrodou a při pracovní frekvenci okolo 25 kHz probíhá drcení konkrémentu v přímém kontaktu se sonotrodou. V neposlední řadě je nutno zmínit nádorovou terapii pomocí hypertermie vyvolané ultrazvukem, kdy na rozhraní různých akustických impedancí dochází k teplotním rozdílům. Absorpce ultrazvuku v tkáních je závislá zejména na jeho frekvenci a kinematické viskozitě prostředí. Základem je udržení

konstantní zvýšené teploty okolo 42°C po dobu 20 min. V praxi je nezbytně nutná fokusace ultrazvukových svazků přímo do ohniska tumoru, aby bylo zamezeno poškození okolní tkáně.

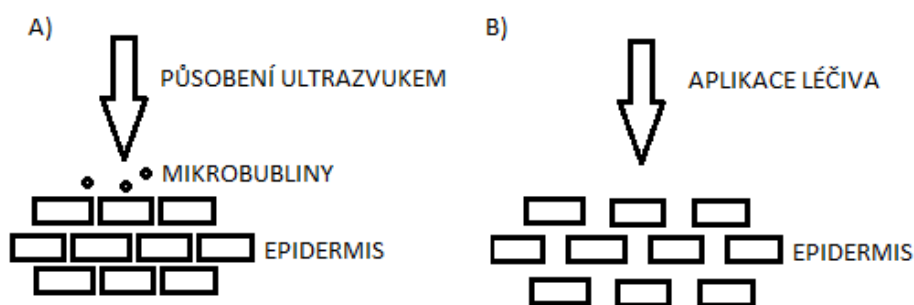
STOMATOLOGIE

Zde je používán nízkofrekvenční ultrazvuk o frekvencích do 60 kHz, s relativně vysokou intenzitou více než 10 W/cm². Aplikace je zaměřena na odstranění zubního kamene pomocí vibrací i kavitace ve vodě nastříkované z titanového násadce. Tato metoda je v porovnání s klasikou manuální rychlejší a šetrnější. Ultrazvukem buzenými kovovými vlákny lze čistit i kořenové kanálky apod.

APLIKACE LÉČIV

1. TRANSDERMÁLNÍ

Vedle tradičního dávkování léčiv orálně, popřípadě intravenózně, se v poslední době začíná hojně využívat transdermální aplikace. Její nenahraditelnou výhodou je zejména cílená terapie v místě určení, bez degradace léčiva metabolickým působením v trávicím traktu. Základní problém, který je nutno vyřešit, je nízká propustnost svrchní zrohovatělé vrstvy kůže, která tvoří pomyslnou ochrannou bariéru a díky které se mnoho léčiv nedostane do těla v potřebné terapeutické dávce. V tomto případě je využíváno jevu pseudokavitace. Aplikací ultrazvuku a mikrobublinnesených nejčastěji v gelu na pokožku dochází ke zvýšení permeability fosfolipidové vrstvy a současně k abrazi svrchní vrstvy pokožky. Tím dochází k lepší propustnosti pro vysokomolekulární látky, které můžeme následně aplikovat.



Obrázek 11. Grafické znázornění vlivu působení ultrazvukového vlnění na trasdermální podávání léčiv

2. INTRAVENÓZNÍ

V klinické praxi jsou mikrobubliny vpravovány intravenózně za účelem zvýšení kontrastu ultrazvukového zobrazování. V dnešní době je výzkum fokusován na využití mikrobublin sloužících jako kontrastní látka i na doručování léčiv na místo určení. Za pomoci fokusovaného ultrazvuku lze způsobit vibrace mikrobublinek v krevním řečišti, které jsou schopny zvýšit permeabilitu okolních tkání a tím efektivněji doručovat léčiva do postiženého místa.

FYZIOTERAPEUTICKÝ ULTRAZVUK

Ve fyzioterapeutické praxi se můžeme setkat s terapeutickým ultrazvukem. Základním prvkem přístroje je sonda obsahující piezoelektrický krystal, která se však liší od klasických diagnostických sond svým tvarem. Hlavice, uzavřená kovovou membránou, se přikládá na ozvučovaná místa potřená parafinovým olejem pro eliminaci přítomnosti vzduchu mezi hlavicí a kůží (již při 10^{-9} m silné vzduchové vrstvě se odráží 99 % energie ultrazvukových vln následkem velkého rozdílu mezi rychlostí vedení ve vzduchu a v pokožce). Typické používané intenzity ultrazvukového pole jsou max. 3 W/cm^2 , frekvence v rozmezí 0,8-3 MHz. Vysoké intenzity jsou voleny tak vysoké (oproti diagnostickému ultrazvuku) zejména kvůli potřebě tkáň prohrát, což u diagnostického ultrazvuku není žádoucí. Rozdílné frekvence jsou voleny na základě konkrétní aplikace buď na povrchové, nebo hluboko uložené tkáně. Základní parametr je zde absorpční koeficient vyjadřující schopnost látky absorbovat v tomto případě ultrazvuk. Absorpční koeficient je u ultrazvuku o frekvenci 0,8 MHz 3-krát menší, než u frekvence 3 MHz. To znamená, že nižší zvolená frekvence proniká do hluboko uložených tkání, naproti tomu 3 MHz pouze do povrchových. V jednotlivých tkáních může být absorpční koeficient ovlivněn obsahem bílkovin, kdy se projevuje přímou úměrou – s rostoucím obsahem bílkovin stoupá jeho hodnota. Naopak s rostoucím obsahem vody se absorpční koeficient snižuje. Dalším parametrem je účinná vyzářovací plocha hlavice (ERA). Ta je dána velikostí piezoelektrického zdroje ultrazvukového vlnění. Běžně dostupné ultrazvukové generátory jsou vybaveny hlavicemi o ploše 1 cm^2 či 4 cm^2 s možností kontinuálního, popř. pulzního režimu ozvučení. Volba mezi kontinuální a pulzní aplikací je podmíněna tepelným účinkem ultrazvuku. U kontinuálního režimu je na rozdíl od pulzního kladen důraz na tepelný účinek ultrazvuku, u pulzního je tento tepelný účinek potlačován. Ultrazvuk je možné aplikovat i ve vodním prostředí, což nám zajistí lepší přenos a homogennější účinek. Nově lze využít ve fyzioterapeutické praxi technologii rotujícího

ultrazvukového pole. Tato technologie samostatně vytváří rotující ultrazvukové pole, aniž by byla nutná přítomnost personálu.

Za základní účinek ultrazvuku ve fyzioterapii se pokládá mikromasáž tkáně, která má za následek zvýšenou prokrvenost postiženého místa, provázenou následným zvýšením okysličení, přívodem živin, popř. odplavení nežádoucích metabolitů. Zvýšení metabolismu posléze způsobuje lepší vstřebávání léčiv. Mezi další benefity léčby ultrazvukem patří analgetické a spasmolytické účinky způsobené tlumením přenosů vzruchů nervovými vlákny. Neopomenutelný je, jak již bylo zmíněno, i jeho tepelný účinek, tzv. ultrazvuková diatermie. Tento typ diatermie je speciálně užíván při potřebě selektivní termoterapie. Ta je způsobena rozdílnou citlivostí různých tkání na akustické vibrace. Některé tkáně ultrazvukové vlnění lépe pohltí, jiné charakterizuje lepší odrazivost. Obecně lze říci, že intenzity do $1,5 \text{ W.cm}^{-2}$ mají účinek spíš biostimulační (urychlení fyzikálně – chemických reakcí). S vyššími intenzitami se tyto účinky zvyšují až do intenzity 3 W.cm^{-2} . Po dalším zvýšení vznikají ireverzibilní morfologické změny (poškození buněk, koagulace bílkovin apod.)

Indikací jsou pouhrazové stavy, otoky, hematomy, chronické záněty kloubů a šlach, a další degenerativní onemocnění. Lze jej použít i na redukci tzv. spouštěcích bodů, což jsou svalové ztuhliny mající na svědomí časté přetrvávající, či opakující se bolesti zejména v zádech. Doba aplikace terapeutického ultrazvuku se pohybuje do 5 minut s maximální intenzitou do 3 W/cm^2 . U akutních stavů se používá aplikace s nižší intenzitou denně, u chronických onemocnění s vyšší intenzitou cca. 3x týdně. Výsledkem je ústup bolesti a zlepšení regenerační schopnosti tkáně.

KOMBINOVANÁ TERAPIE

Kombinovaná terapie je definovaná jako simultánní použití ultrazvuku a kontaktní elektroterapie TENS (středně frekvenčních stimulačních proudů). Terapie je významná svým myorelaxčním účinkem a v současnosti považovaná za jednu z nejúčinnějších metod k uvolnění spouštěcích bodů a svalových spasmů.

NEŽÁDOUCÍ ÚČINKY

Mezi hlavní nežádoucí účinky ultrazvuku v biologických objektech (nutno mít na mysli, že i tyto mohou být v některém specifickém případě využity a chápány jako žádoucí) patří kavitační jevy a tepelné účinky. Oba tyto jevy jsou podmíněny zejména intenzitou ultrazvuku

a také prostředím, v kterém se nachází. Jde zejména o jevy spojené s terapeutickým využitím ultrazvuku. Při aplikaci ultrazvukového vlnění je nutné pečlivě volit intenzitu. Při nesprávném zvolení intenzity může dojít k nevratným změnám jak na úrovni tkání, tak buněk. Kavitaci můžeme definovat jako proces vzniku kavitačních dutin v kapalném prostředí díky prudkým změnám okolního tlaku způsobených mechanickým ultrazvukovým vlněním. Takto vytvořené dutiny (bubliny) obsahují páry okolního kapalného prostředí a molekuly plynu fyzikálně rozpuštěného v okolní kapalině. S prostupující mechanickou vlnou dochází k periodickým změnám objemu této kavitační dutiny a tím i k prudkým změnám tlaku plynů v ní obsažených. Z hlediska trvání existence kavitační dutiny rozlišujeme kavitaci kolapsovou a pseudokavitaci. V případě pseudokavitace dochází pouze k periodickým změnám objemu a tlaku, v případě kolapsové kavitace dochází k zhroucení dutiny a následnému uvolnění energie provázené vznikem vysokých teplot (i více než 3000 K), tlaků, vzniku rázové vlny či například tvorbě volných radikálů.

Vnitřní popáleniny vznikají na rozhraní dvou prostředí o rozdílné akustické impedanci, kdy dojde k enormní absorpci ultrazvukového vlnění a tím zvýšení teploty, příp. lokální denaturaci bílkovin a taktéž třeba k podráždění volných nervových zakončení. Při aplikaci je tedy vždy nezbytně nutné dodržovat správné postupy dle WHO z roku 1976. Aplikovaná intenzita by neměla překročit $3\text{W}/\text{cm}^2$ při expoziční době 15 min.

Závěrem je nutno říci, že diagnostický ultrazvuk patří k snadno aplikovatelným, široce používaným a neinvazivním vyšetřením. Vzhledem k tomu, že se jedná o akustické vlnění, není tělo zatíženo žádným ionizujícím zářením, což poskytuje možnost téměř neomezeného využití u všech typů pacientů, od dětí, po těhotné ženy. Oproti jiným zobrazovacím metodám typu rentgen, CT, MRI má navíc uspokojivý poměr cena:výkon. Navíc, do současné doby není známé žádné riziko, či vedlejší život ohrožující účinek tohoto vyšetření. Aby se předešlo případným potížím, a byla zajištěna co největší bezpečnost pacienta, existují dvě kritéria k ohodnocení stupně potenciálního negativního efektu na tkáň – mechanický a tepelný index. Mechanický index (MI) vyjadřuje negativní tlak při překročení určité intenzity, tepelný index (TI) ohřátí tkáň. V roce 2010 byla vydána Britskou společností pro ultrazvuk v medicíně v rámci bezpečnostních směrnic tabulka doporučených dob vyšetření v závislosti na hodnotách TI a MI, dle kterých by se měla obsluha bezpodmínečně řídit. Tato směrnice pokrývá svým rozsahem všechny obory medicíny, kde je ultrazvuk běžně využíván.

Doporučené doby vyšetření a hodnoty bezpečnostních indexů pro porodnická a novorozenecká ultrazvuková vyšetření

Vyšetření	Zobrazené indexy (A)	Hodnota tepelného indexu - TI		Hodnota mechanického indexu - MI		
		0 - 0,7	0,7 - 3,0	0 - 0,3	>0,3	
Porodnické (do 10 týdnů po LMP); gynekologické (v případě možného těhotenství)	TIS a MI	✓	<u>(B) omezit dobu na</u> 0,7<TIB≤1,0 : 60 min 1,0<TIS≤1,5 : 30 min 1,5<TIS≤2,0 : 15 min 2,0<TIS≤2,5 : 4 min 2,5<TIS≤3,0 : 1 min	✓	>0,3	>0,7 (E) riziko kavitace při použití kontrastních látek
Porodnické (více než 10 týdnů po LMP)	TIB a MI	✓	<u>(B) omezit dobu na</u> 0,7<TIB≤1,0 : 60 min 1,0<TIB≤1,5 : 30 min 1,5<TIB≤2,0 : 15 min 2,0<TIB≤2,5 : 4 min 2,5<TIB≤3,0 : 1 min	✓		>0,3 (E) riziko kavitace při použití kontrastních látek
Novorozenecké – transkraniální a spínální	TIC a MI	✓	<u>(B) omezit dobu na</u> 0,7<TIC≤1,0 : 60 min 1,0<TIC≤1,5 : 30 min 1,5<TIC≤2,0 : 15 min 2,0<TIC≤2,5 : 4 min 2,5<TIC≤3,0 : 1 min	✓		>0,3 (E) riziko kavitace při použití kontrastních látek
Novorozenecké – obecné a kardiologické zobrazování	TIB a MI (doporučeno)	✓	<u>(C) omezit dobu na</u> 1,0<TIB≤1,5 : 120 min 1,5<TIB≤2,0 : 60 min 2,0<TIB≤2,5 : 15 min 2,5<TIB≤3,0 : 4 min	✓	>0,3	>0,7 (E) riziko kavitace při použití kontrastních látek
Dopplerovské vyšetření srdce plodu	Hodnoty TI a MI obvykle nejsou zobrazitelné	✓	Výstupní akustický výkon používaný specializovanými systémy pro vyšetřování srdce plodu je dostatečně nízký, aby tato vyšetření nebyla na základě bezpečnostních limitů kontraindikována ani v případech, kdy trvají delší dobu.	✓	>0,3	>0,7 (E) riziko kavitace při použití kontrastních látek

✓ V tomto intervalu hodnot není znám důvod pro omezení doby vyšetření.

(A) Většina systémů umožňuje simultánně zobrazit MI a jeden z TI – volba vhodného TI závisí na konkrétní klinické aplikaci.

(B) TI > 0,7 – celková doba vyšetření (včetně přestávek) embrya, plodu nebo novorozeneckého centrálního nervového systému by měla být omezena.

(C) TI > 1,0 – celková doba ostatních novorozeneckých vyšetření (včetně přestávek) by měla být omezena.

(D) MI > 0,3 – existuje možnost drobného poškození plic nebo střeva novorozence. Pokud je vyšetření nezbytně nutné, pokuste se jeho dobu maximálně redukovat.

(E) MI > 0,7 – při použití kontrastních látek obsahujících mikrobubliny plynu existuje riziko kavitace. Teoretické riziko kavitace existuje i bez použití kontrastních látek.

Při překročení tohoto prahu se riziko kavitace zvyšuje s rostoucí hodnotou MI.

Doporučené doby vyšetření a hodnoty bezpečnostních indexů pro ostatní ultrazvuková vyšetření

Vyšetření	Zobrazené indexy (A)	Hodnota tepelného indexu - TI		Hodnota mechanického indexu - MI
		0 – 1,0	> 1,0	
Obecné břicha	Obvykle TIB a MI (použijte TIC a MI jestliže kost je blíže než 1 cm; použijte TIS a MI pouze v případě, že se kost v obraze nevyskytuje)	✓	<u>(B) omezit dobu na</u> 1,0 < TIB ≤ 1,5 : 120 min 1,5 < TIB ≤ 2,0 : 60 min 2,0 < TIB ≤ 2,5 : 15 min 2,5 < TIB ≤ 3,0 : 4 min 3,0 < TIB ≤ 4,0 : 1 min 4,0 < TIB ≤ 5,0 : 15 sec 5,0 < TIB ≤ 6,0 : 5 sec TIB > 6,0 : nedoporučuje se	0 – 0,3 ✓ (C) riziko kavitace při použití kontrastních látek
Oko	TIS a MI (doporučeno)	✓	Vyšetřování oka se nedoporučuje	✓ (C) riziko kavitace při použití kontrastních látek
Transkraniální sonografie u dospělých - zobrazování a také samostatný PW Doppler (D)	TIC a MI	✓	<u>(B) omezit dobu na</u> 0,7 < TIC ≤ 1,0 : 60 min 1,0 < TIC ≤ 1,5 : 30 min 1,5 < TIC ≤ 2,0 : 15 min 2,0 < TIC ≤ 2,5 : 4 min 2,5 < TIC ≤ 3,0 : 1 min TIC > 3,0 : nedoporučuje se	✓ (C) riziko kavitace při použití kontrastních látek
Periferní monitorování pulzu	Hodnoty TI a MI obvykle nejsou zobrazitelné	Výstupní akustický výkon používaný CW dopplerovskými systémy pro periferní monitorování pulzu je dostatečně nízký, aby jejich používání nebylo na základě bezpečnostních limitů kontraindikováno.		

✓ V tomto intervalu hodnot není znám důvod pro omezení doby vyšetření.

(A) Většina systémů umožňuje simultánně zobrazit MI a jeden z TI – volba vhodného TI závisí na konkrétní klinické aplikaci.

(B) TI > 1,0 – celková doba vyšetření (včetně přestávek) by měla být omezena.

(C) MI > 0,7 – při použití kontrastních látek obsahujících mikrobuliny plynu existuje riziko kavitace. Teoretické riziko kavitace existuje i bez použití kontrastních látek. Při překročení tohoto prahu se riziko kavitace zvyšuje s rostoucí hodnotou MI.

(D) Transkraniální ultrazvuková vyšetření mohou vyžadovat vyšší výstupní akustické výkon nebo delší vyšetřovací doby než ostatní ultrazvuková vyšetření. Jsou-li doby vyšetření delší než zde doporučené, doporučuje se vyšetření pravidelně přerušovat (pro minimalizaci expozice).

ELEKTŘINA

STEJNOSMĚRNÝ PROUD - VOLTAMPÉROVÁ CHARAKTERISTIKA

Jedním z projevů elektromagnetické interakce jsou jevy vyvolávané pohybem elektrického náboje. Zaměříme se zejména na tuto oblast.

Elektrické napětí (U) je jednou z charakteristik elektrického pole (jeho jednotkou je volt V). Jestliže je náboj Q (jednotka coulomb C) přesouván mezi dvěma body konáním práce W (jejíž jednotkou je joule J), poté je elektrické napětí (rozdíl elektrických potenciálů $\Delta\phi$ mezi těmito dvěma body) roven podílu konané práce a přeneseného náboje.

$$U = \frac{W}{Q}$$

Elektrický proud (I) popisuje přenos elektrického náboje ve vodiči neboli usměrněný tok elektricky nabitých částic. Lze jej definovat jako množství náboje Q přeneseného kolmým průřezem vodiče za jednotku času t . Jednotkou elektrického proudu je ampér A.

$$I = \frac{Q}{t}$$

Elektrický odpor (R) je fyzikální veličina charakterizující vodič. Její hodnota je závislá na druhu vodiče a jeho rozměrech. Odpor vodiče je přímo úměrný jeho délce l , měrnému odporu ρ a nepřímo úměrný ploše jeho průřezu S . Jednotkou elektrického odporu je ohm Ω .

$$R = \rho \frac{l}{S}$$

Hodnota elektrického odporu kovových vodičů je teplotně závislá dle vzorce

$$R_t = R_0(1 + \alpha(t - t_0))$$

kde R_0 je hodnota odporu při teplotě t_0 a α je teplotní koeficient. Převrácenou hodnotou odporu je vodivost G . Jednotkou vodivosti je siemens S.

Kondenzátor patří mezi pasivní, frekvenčně závislé a tzv. lineární součásti elektrických obvodů. Jeho schopností je akumulace kladného a záporného náboje v případě připojení ke zdroji napětí. Tato vlastnost kondenzátoru je pojmenována kapacita C , jejíž jednotkou je farad F . Nejznámějšími kondenzátory jsou kondenzátory deskové, jejichž kapacita je závislá na ploše desek S , jejich vzájemné vzdálenosti d a materiálové konstantě prostoru mezi nimi – permitivitě dielektrika ε (resp. vakua ε_0 a relativní permitivitě dielektrika ε_r).

$$C = \frac{\varepsilon_0 \cdot \varepsilon_r \cdot S}{d}$$

V případě voltampérové charakteristiky je měřený odpor kondenzátoru pro obvodu střídavého napětí pojmenován kapacitance X_c , jednotkou je ohm Ω . Hodnota kapacitance je dána obecným vzorcem dle Ohmova zákona:

$$X_c = \frac{U}{I},$$

V případě paralelního zapojení více kondenzátorů je jejich celková kapacita C rovna součtu jednotlivých kapacit C_i

$$C = \sum C_i.$$

V obvodě sériového zapojení jednotlivých kondenzátorů lze celkovou kapacitu vypočítat podle vzorce

$$\frac{1}{C} = \sum \frac{1}{C_i}.$$

STŘÍDAVÝ PROUD

Střídavý proud je buzen střídavým napětím, v případě harmonického střídavého proudu napětím o harmonickém průběhu, a jeho časový průběh je charakterizován poté funkcí sinus. Okamžitá hodnota střídavého proudu může být popsána pomocí této funkce rovnicí:

$$i = I_{max} \sin(\omega t + \varphi),$$

kde i je okamžitá hodnota proudu v čase t , při amplitudě proudu I_{max} , úhlové frekvenci ω a fázi φ .

V případě střídavých obvodů má střídavý proud a střídavé napětí stejnou frekvenci, ale podle charakteru zátěže (komponent obvodu) má proud vůči napětí různý fázový posuv. Na součástkách s kapacitou (kondenzátor) má proud proti napětí fázový předstih, na součástkách

s indukčností (cívka) má proud proti napětí fázové zpoždění. Součástky pouze s elektrickým odporem (rezistor) nevytvářejí žádný fázový posuv – napětí a proud jsou ve fázi.

Pro kapacitanci obvodu střídavého proudu platí vztah

$$X_c = \frac{1}{\omega C} = \frac{1}{2\pi f C}$$

kde ω je úhlová rychlost a π Ludolfovo číslo. Kapacita kondenzátoru v obvodu střídavého proudu způsobuje fázový posun napětí kondenzátoru za proudem o úhel ($-\pi/2$ rad) a ovlivňuje proud v obvodu svou kapacitancí.

ELEKTROLYT

Jako elektrolyty označujeme roztoky, které jsou schopné vést elektrický proud. Tuto schopnost mají díky obsaženým iontům, vzniklým disociací iontových sloučenin. Takováto vodivost je poté označována jako iontová, na rozdíl od vodivosti elektronové (typické např. pro kovy).

KONDUKTOMETRIE

Jednou z vlastností elektrolytů je jejich schopnost vést elektrický proud. V roztocích je náboj přenášen ionty vzniklými disociací elektrolytu. Schopnost elektrolytů vést elektrický proud se obvykle nevyjadřuje odporem elektrolytu, ale jeho převrácenou hodnotou, která se nazývá vodivost. K měření vodivosti elektrolytu se používá vodivostních cel (konduktometrických nádobek). Odpor vodivostní cely je přímo úměrný vzdálenosti mezi elektrodami a nepřímo úměrný jejich ploše, tedy

$$R = \rho \frac{l}{S},$$

kde R je odpor cely, l je vzdálenost mezi elektrodami a S je plocha elektrody. Konstanta úměrnosti ρ je měrný odpor elektrolytu, jehož převrácená hodnota se nazývá měrná vodivost a značí se γ . Měrnou vodivost elektrolytu můžeme vypočítat z rovnice

$$\gamma = \frac{1}{R} \cdot \frac{l}{S}.$$

Měrná vodivost je charakteristickou vlastností roztoku, závisí na koncentraci všech iontů v roztoku

$$\gamma = \sum |z_i| c_i \lambda_i$$

kde z_i je náboj i -tého iontu, c_i je koncentrace i -tého iontu a λ_i je iontová vodivost i -tého iontu.

Hlavní jednotkou měrné vodivosti je siemens na metr Sm^{-1} . Poměr měrné vodivosti a molární koncentrace chemických ekvivalentů c_r , tj. koncentrací udanou v tzv. valech na jednotku objemu představuje hodnotu veličiny zvané ekvivalentová vodivost. (Některé molekuly ve vodných roztocích disociují na více chemických ekvivalentů. Molární hmotnost pak odpovídá příslušnému zlomku molekuly - hmotnosti jednoho valu. Roztok obsahující v 1 litru 1 val látky se nazývá normální. Valové koncentrace jsou tedy násobkem molární koncentrace.) Ekvivalentová vodivost se značí Λ a platí pro ni definiční vztah

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

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

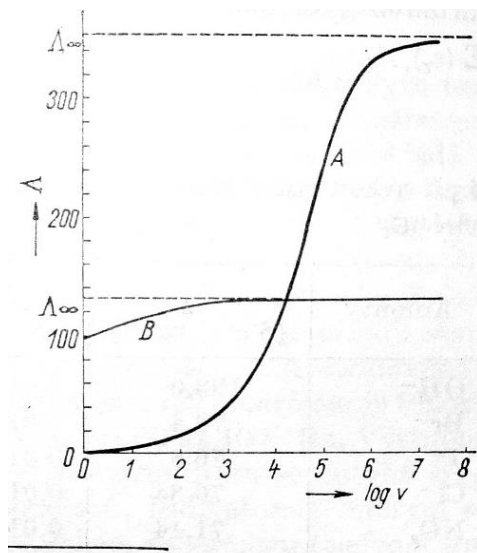
U silného elektrolytu, který je prakticky úplně disociován, je malý pokles ekvivalentové vodivosti s koncentrací způsoben přitažlivými silami mezi ionty – křivka B. Ekvivalentová vodivost při nekonečném zředění je jak pro silné, tak pro slabé elektrolyty dána součtem ekvivalentových vodivostí Λ jednotlivých iontů při nekonečném zředění.

$$\Lambda = \Lambda_K + \Lambda_A$$

Index K se v této rovnici vztahuje na kation, index A na anion.

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

$$c = \text{konst} \cdot \gamma.$$



Obrázek 12 Závislost ekvivalentové vodivosti λ na logaritmu zředění

ZÁKONY A JEVY

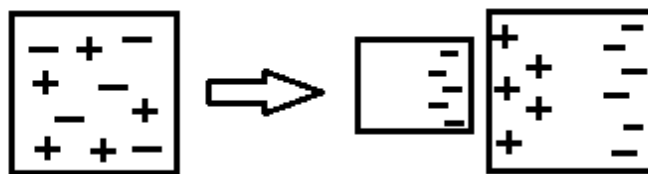
COULOMBŮV ZÁKON

Coulombův zákon vyjadřuje vztah mezi elektrickým nábojem a elektrickou silou: Velikost elektrické síly, kterou na sebe působí dvě tělesa s elektrickým nábojem, je přímo úměrná velikosti nábojů Q_1 , Q_2 a nepřímo úměrná druhé mocnině jejich vzdálenosti r . Velikost síly je také závisí na charakteristice prostředí vyjádřené pomocí permitivity ϵ .

$$F = \frac{1}{4\pi\epsilon} \frac{Q_1 Q_2}{r^2}$$

ELEKTROSTATICKÁ INDUKCE

Je-li k elektricky neutrálnímu vodiči přiblíženo jiné nabitě těleso, změní se rozložení nábojů v tělese tak, že budou volné elektrony v původně neutrálním tělese od záporně nabitěho tělesa odpuzovány. Pokud bude původně nabitě těleso od neutrálního vzdáleno, elektrická rovnováha se v neutrálním opět obnoví. Jiný případ nastane ve chvíli, kdy budou elektrony ze záporně nabitě strany odvedeny z tělesa pryč – v tomto případě zůstane původně neutrální těleso i po oddálení kladně nabitě.



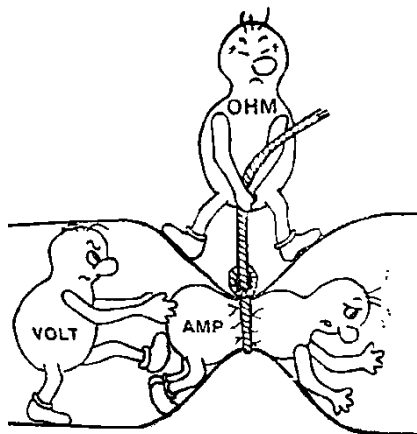
Obrázek 13 Elektrostatická indukce

OHMŮV ZÁKON

Ohmův zákon říká, že elektrický proud I ve vodiči je přímo úměrný elektrickému napětí U měřenému mezi konci tohoto vodiče a nepřímo úměrný elektrickému odporu R tohoto vodiče (platné pro obvody se stejnosměrnou charakteristikou).

$$I = \frac{U}{R}$$

Hodnotu odporu lze určit z funkce grafu závislosti proudu na napětí (tzv. volt-ampérové charakteristiky), kde hodnota směrnice odpovídá hodnotě ohmického odporu (až na výjimky, kterými jsou například teplotně závislé prvky či obvody).



Obrázek 14 Vztah mezi napětím, proudem a odporem – Ohmův zákon $U = R \cdot I$

KIRCHHOFFOVY ZÁKONY

Tyto zákony popisují složitější elektrické obvody, sestávající se ze zdrojů napětí a spotřebičů rozmístěných na jednotlivých větvích obvodu stýkajících se v uzlech.

I. KZ pro uzel elektrického obvodu: Vychází ze zákona zachování náboje. Algebraický součet proudů I v uzlu je nulový (vždy uvažujeme směr proudu – do uzlu a z uzlu).

$$\sum I = 0$$

II. KZ pro jednoduchou smyčku elektrického obvodu. Součet úbytků napětí RI na spotřebičích je v uzavřené smyčce stejný jako součet elektromotorických napětí zdrojů U .

$$\sum RI = \sum U$$

ZÁKON ELEKTROMAGNETICKÉ INDUKCE (FARADAYŮV)

Na základě zákona elektromagnetické indukce lze zdůvodnit časový průběh indukovaného napětí v otáčejícím se závitě. Tento zákon říká, že změni-li se magnetický indukční tok ve vodiči za dobu Δt o $\Delta\phi$, vzniká ve vodiči indukované elektromotorické napětí, jehož střední hodnota je U_i .

$$U_i = \frac{\Delta\phi}{\Delta t}$$

JOULEŮV ZÁKON

Tento zákon popisuje vztah mezi elektrickými a termodynamickými veličinami. Říká, že teplo Q , které vzniká při průchodu stejnosměrného ustáleného proudu vodičem, je přímo úměrné součinu proudu I , napětí U a doby t , po kterou proud prochází.

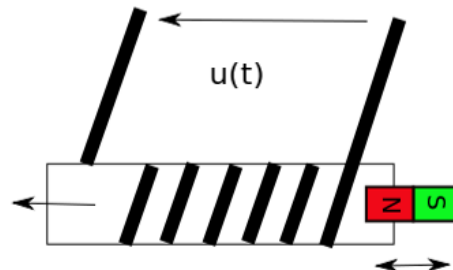
$$Q = UIt$$

Takto vzniklé teplo je poté označováno jako Joulovo teplo. V případě elektrických strojů, pracujících na principu přeměny elektrické energie na energii mechanickou představuje toto teplo tepelné ztráty a snižuje účinnost tohoto stroje. U střídavého proudu uvažujeme efektivní hodnoty napětí (proudu) $U_{ef}(I_{ef})$

$$U_{ef} = \frac{U_{max}}{\sqrt{2}}$$

ELEKTROMAGNETICKÁ INDUKCE

Je-li vodič umístěn do nestacionárního magnetického pole, dochází v něm ke vzniku elektromotorického napětí a uzavřeným obvodem začne protékat elektrický proud. Jako vlastní indukci nazýváme děj, kdy indukované elektrické pole vzniká ve vodiči i při změnách magnetického pole, které vytváří proud procházející vlastním vodičem.



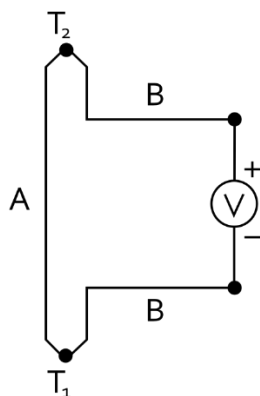
Obrázek 15. Elektromagnetická indukce – vinutí cívky umístěné okolo pohyblivého magnetu

PELTIER-SEEBECKŮV (TERMOELEKTRICKÝ) JEV

Jev, při kterém vzniká v důsledku změny teploty vodiče rozdílné napětí a naopak. První proces se nazývá *Seebeckův jev*, kterého je využito například při měření teploty pomocí termočlánku. Podstatou tohoto jevu je vzájemné spojení dvou vodičů z rozdílných kovů na jejich obou koncích. V místě obou spojení vznikne teplotně závislý elektrický potenciál. V případě že jsou takto spojené konce vodičů umístěny do míst s rozdílnou teplotou, dojde v obvodu k vytvoření potenciálového rozdílu. Tento potenciálový rozdíl je měřen jako termoelektrické napětí pomocí vhodného voltmetru. Termoelektrický jev lze popsat pomocí Seebeckova koeficientu α .

$$\alpha = \frac{\Delta U}{\Delta T}$$

Seebeckův koeficient určuje změnu napětí mezi dvojicí spojených konců vodičů termočlánku odpovídající nárůstu rozdílu teplot těchto dvou spojů o jeden stupeň Celsia. Je závislý na materiálu, ze kterého jsou kovy vyrobeny.

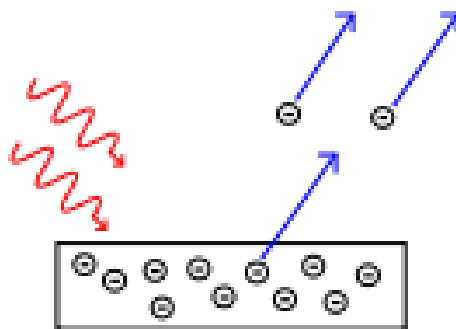


Obrázek 16. Seebeckův jev

Peltierův jev je jevem opačným k Seebeckově. Dojde-li k připojení termočláunku vytvořeného spojením dvou kovových vodičů na jejich obou koncích k vnějšímu zdroji stejnosměrného napětí, aniž bychom vytvořili rozdíl teplot obou rozhraní kovů, nastane tzv. Peltierův jev. Průchodem elektrického proudu oběma kovy (a tedy i jejich spoji) se vytvoří teplotní rozdíl mezi oběma spoji. V závislosti na polaritě přiloženého napětí se bude jeden spoj ohřívat a druhý ochlazovat.

FOTOELEKTRICKÝ JEV

Jev, při kterém jsou emitovány elektrony z látky v důsledku absorpce elektromagnetického záření. Rozlišuje se vnitřní a vnější fotoelektrický jev, kdy elektrony buď látku neopouští a přecházejí pouze do vodivostního pásu polovodiče, nebo se uvolňují z povrchu kovu do okolí. V opačném případě, kdy elektrony dopadají na látku za vyzařování fotonů, se jedná o inverzní fotoelektrický jev.



Obrázek 17. Fotoelektrický jev

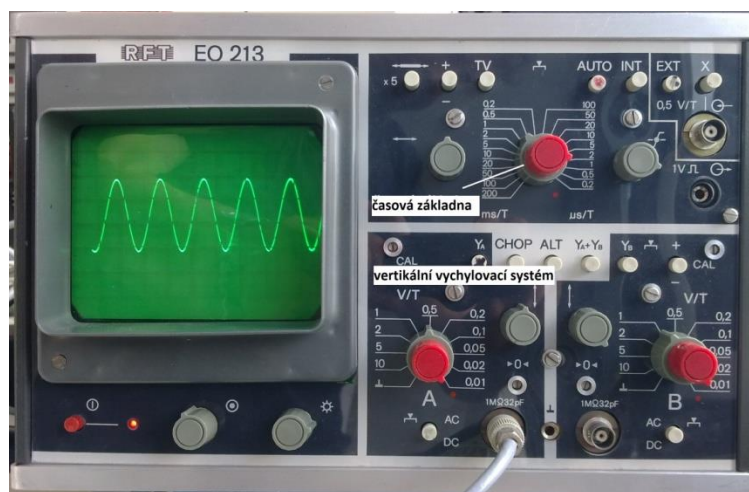
PIEZOELEKTRICKÝ JEV

Jev, při kterém je na základě deformace krystalu generováno elektrické napětí. Neméně známý je i jev opačný – tzv. elektrostrikce, kdy je krystal deformován působením elektrického pole. U pyroelektrického jevu, který spadá pod piezoelektrické jevy, je materiál deformován změnou teploty. Tato změna opět indukuje elektrické napětí. Vznik napětí souvisí se symetrickým a asymetrickým uspořádáním iontů uvnitř krystalu.

PŘÍSTROJOVÁ MĚŘÍCÍ TECHNIKA

OSCILOSKOP

Osciloskop je přístroj vhodný pro měření rychlých změn parametrů obvodů se střídavým napětím (průběh napětí a proudu v čase, frekvence, perioda, amplituda napětí a proudu atd.). Ve velmi obecném popisu lze osciloskop chápat jako přístroj zobrazující (např. na LCD monitoru či fluorescenčním stínítku) napěťové změny v závislosti na čase. Horizontální osa zobrazovaného signálu reprezentuje tedy čas a vertikální elektrické napětí. Široké využití v lékařské praxi vyžaduje základní znalosti o principech zobrazování elektrických signálů a způsobech jejich hodnocení.



Obrázek 18. Osciloskop

Osciloskop lze použít i pro monitorování biosignálů elektrické povahy, které jsou jednou ze základních charakteristik živých organismů a vyznačují se časovou změnou (např. změna hodnot elektrického potenciálu na buněčných membránách). V případě volby vhodného měniče lze osciloskopů využít i pro monitorování biosignálů neelektrické povahy (např. využitím měniče v podobě piezoelektrického krystalu lze monitorovat existenci tlakových

změn, silové působení, změny objemů, apod.). Své zastoupení může nalézt i v terapeutické oblasti, kde je často vyžadováno kontrolní zobrazení průběhu aplikovaných proudů či napěťových impulzů, např. při elektroterapii dráždivými proudy, při kontrole funkce stimulátorů aj. V současnosti jsou klasické osciloskopy (Obr. 18) nahrazovány podobně zobrazujícím a ovládaným software.

MULTIMETR

Digitální přístroj nejčastěji zastupuje nejzákladnější měřicí přístrojovou techniku, tedy ampérmetr, voltmetr a ohmmetr. Umožňuje měření různých elektrických veličin, jako je například elektromotorické napětí, elektrický proud, elektrický odpor či vodivost. Tyto fyzikální veličiny zpravidla přístroj ukazuje průběžně, některé modely jsou ale vybaveny i pamětí pro uchování měřených dat. Po připojení externích senzorů umožňuje přístroj měření dalších fyzikálních veličin, jako je třeba frekvence, popřípadě teplota.



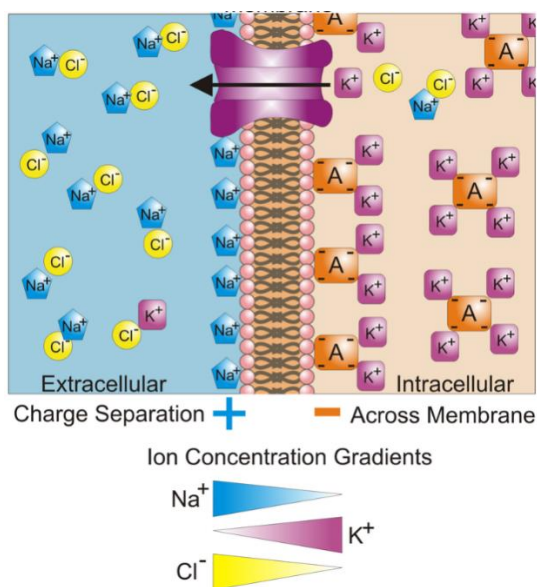
Obrázek 19. Multimetr

ELEKTRICKÉ VLASTNOSTI BUNĚK A TKÁNÍ

Do organismu se elektrický proud dostává ze zevních zdrojů, ale na straně druhé vzniká i v živém organismu jako produkt dějů na membránách buněk vzrušivých tkání a orgánů. Nehomogenní prostředí tkání lidského těla je komplikovaným vodičem elektrického proudu. Elektrický proud prochází prostředím různého chemického složení a struktury. Každé z těchto prostředí je charakterizováno určitou měrnou vodivostí (tj. veličinou charakterizující lokálně elektrickou vodivost látky). Zatímco měrná vodivost mezibuněčného prostředí i cytoplasmy je téměř stejná, měrná vodivost buněčných membrán je v průměru více než milionkrát nižší. Odpor membrán má dvě složky: rezistanci (odpovídá odporu v obvodu stejnosměrného proudu), jejíž velikost na frekvenci střídavého proudu nezávisí, a kapacitanci (membrána se chová jako kondenzátor), která se s rostoucí frekvencí zmenšuje.

MEMBRÁNOVÉ NAPĚTÍ

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



Obrázek 20. Membránové napětí, rozložení iontů a gradienty

V případě, že je membrána selektivně propustná pouze pro jeden druh iontu, lze stanovit potenciálový rozdíl pomocí Nernstovy rovnice

$$U = \frac{R \cdot T}{z \cdot F} \cdot \ln \frac{c}{c_e},$$

kde z je tzv. mocenství příslušného iontu, F je Faradayova konstanta, c_e je koncentrace iontu ve vnějším prostředí, T je absolutní teplota, R je univerzální plynová konstanta.

Stav rovnováhy v případě nejméně dvou iontů procházejících membránou popisuje tzv. Donnanova rovnováha, zapsaná rovnicí

$$[I^+]_e [I^-]_e = [I^+]_i [I^-]_i$$

(součin koncentrací [aktivit] kationtů a aniontů na jedné straně membrány se rovná součinu koncentrací [aktivit] kationtů a aniontů na druhé straně membrány).

Jestliže je membrána propustná pro dva druhy iontů, lze vzniklé napětí popsat Donnanovou rovnicí

$$-U = \frac{R \cdot T}{F} \cdot \ln \frac{c_{+e}}{c_+} = \frac{R \cdot T}{F} \cdot \ln \frac{c_-}{c_{-e}},$$

kde indexy $+$ a $-$ značí druh iontu a indexem e je značeno vnější prostředí.

Mnohem lepší elektrická vodivost mezibuněčného prostředí je způsobena tím, že naprostá většina tekutin živého organismu představuje vodné roztoky a elektrolyty, a je tudíž schopna vést elektrický proud. Vzhledem k tomu je i vodivost suché pokožky mnohem menší než navlhčené kůže, tj. plošný odpor suché kůže dosahuje až $0,2 \Omega \text{ cm}^{-2}$, odpor navlhčené kůže se významně snižuje a plošný odpor klesá až na $0,0002 \Omega \text{ cm}^{-2}$. Pro naměření hodnoty odporu, zanedbáváme-li malý odpor měkkých tkání pod pokožkou, platí

$$R = R_{e1} + R_{k1} + R_{k2} + R_{e2},$$

kde R_{k1} a R_{k2} jsou elektrické kožní odpory (rezistance) a R_{e1} a R_{e2} jsou přechodové odpory mezi elektrodou a povrchem kůže. Tyto odpory lze změnit pomocí odmaštění pokožky a aplikací vodivého média.

BIOIMPEDANCE

Impedance kůže a pod ní ležící tkáně se skládá z ohmického odporu (rezistance R) a kapacitance X_c , závislé na kapacitě C . Veličinu R tvoří ohmický odpor kůže a elektrolytů podkožních tkání, C představuje součet kapacity buněk tkáně a tzv. polarizační kapacity, která vzniká na rozhraní tkání s různým měrným odporem. Proto se při změně frekvence procházejícího střídavého proudu mění impedanční charakteristika vyšetřovaného úseku

lidského těla. Odlišnost elektrických parametrů tělesných tekutin a buněk organismu je maximální při frekvencích řádů stovek hertzů.

Při nízkých frekvencích ovlivňují střídavé proudy převážně kůži, kde je rozmístěno mnoho různých receptorů, při jejichž podráždění u člověka vznikají nepříjemné pocity. Při zvýšení frekvence se zvětšuje kapacitní vodivost, čímž klesá úbytek napětí na vrchní vrstvě kůže a více energie působí na podkoží či vnitřní tkáň. Povrchové oblasti kůže se silnou zrohovatělou vrstvou mají normálně největší ohmický odpor a nejmenší kapacitu. Výrazná kapacitní složka se uplatňuje při průchodu elektrických proudů přes buněčné membrány, které svým uspořádáním a funkcí připomínají kondenzátory. Jejich lipidová dvojvrstva s omezenou a selektivní propustností pro různé druhy iontů odpovídá deskám kondenzátoru se schopností akumulace kladného a záporného náboje.

Při průchodu střídavých proudů tkáněmi platí, že čím je plocha elektrod větší, tím menší je impedance kůže a podkožních tkání, protože vodivost vzrůstá při zvětšení průřezu vodiče. Optimální kožní elektrodový systém s použitím kontaktních médií snižuje přechodové odpory elektroda-kůže, snižuje elektrický kožní odpor a minimalizuje rozdíly impedance různých oblastí kůže pod elektrodou.

Posuzování impedance tkání lidského organismu má význam v řadě oblastí klinické medicíny. V diagnostice se impedance tkání uplatňuje při snímání biopotenciálů, zejména jejich složek o vyšších frekvencích. Vodivost živé tkáně je ovlivňována také vlivy, které působí na lidský organismus prostřednictvím jeho nervové soustavy při různých psychických a fyzických činnostech, jejichž výsledkem jsou například obranné reakce, úlek a podobně. Měření vodivosti kůže v pásmu frekvencí od 0 Hz po 100 Hz se používá pro záznam galvanického reflexu u polygrafu (detektoru lži).

Reopletysmografie využívá princip měření změn impedance k hodnocení objemových změn tkání (odpovídají přírůstkům nebo úbytkům tekutin mezi elektrodami). Při této metodě se používá střídavý proud o vysoké frekvenci. Podobně ovlivňuje množství vzduchu v plicích impedanci hrudníku, čehož lze využít pro monitorování dechové frekvence.

Perspektivní se jeví využití výsledků měření impedance svalu pro charakteristiku jeho funkčního stavu. Při kontrakci se impedance svalu zvětšuje, při relaxaci klesá. Oscilogram těchto změn odráží mechanické jevy, které probíhají ve svalu během jeho práce. Změny vodivosti je možné využít jako objektivního ukazatele reakce nervového a svalového ústrojí na elektrickou stimulaci.

I v oblasti elektroterapie hraje impedance tkání významnou roli. Při elektrostimulaci je třeba zajistit rovnoměrnou impedanci tkáně pod celou plochou elektrody a vyloučit tak

možnost popálení. Míra případného tepelného poškození kůže značně závisí jak na způsobu přípravy pokožky, tak na velikosti dotykové plochy elektrody na kůži.

Bioimpedance může také sloužit jako metoda měření množství tuku v těle. Hodnota naměřené impedance je závislá na druhu prostředí (tkáně) mezi měřicími elektrodami a je ovlivněna přítomností vody. Lidské tělo obsahuje konstantní podíl vázané vody a z naměřeného odporu tkáně je možné toto procento vypočítat, určit tedy i množství přítomné svaloviny. Měřením a vyhodnocením frekvenční závislosti impedance je možné určit množství tukové tkáně, která ovlivňuje impedanční složku komplexního odporu ve srovnání s tkání obsahující pouze podíl vody. Možnost určení množství vody v těle pomocí měření impedance je využíváno také v kardiologii při posouzení stupně kongestivního selhání oběhové soustavy a v nefrologii při poruše funkce ledvin. Pomocí měření bioimpedance lze určit „Body mass index“ a stupeň dehydratace.

MĚŘENÍ KOŽNÍHO ODPORU

Mezi nejběžnější metody měření impedančních parametrů kůže patří metody stejnosměrné, kde výsledkem je měření kožního odporu. Mezi další metody měření kožního odporu patří zejména dermatoohmetrie (můstkové měření), elektrodermatometrie (měření vodivosti vnuceným proudem) a metoda využívající měření přechodných jevů (přivedení skoku napětí na tkáň). Nevýhodou čistě stejnosměrné metody je nebezpečí vzniku polarizace. Polarizace tkáně je dvojího druhu – dielektrická (dipólová) a koncentrační (iontová). Dielektrická polarizace je dána okamžitou schopností rozhraní tvořit dipóly a koncentrační polarizace se projevuje při delším průchodu proudem pohybem iontů ovlivňovaných elektrickým polem. Efektu polarizace se lze vyhnout v případě použití střídavého proudu, kde ovšem jako výsledek měření získáváme komplexní hodnotu impedance. U stejnosměrných metod se vliv polarizace omezuje malou velikostí protékajícího proudu. Je velice důležité, aby aplikované proudy působily na kůži jako ohmický odpor. Vhodnou velikostí proudové hustoty se jeví být $8 \mu\text{Acm}^{-2}$, což je dáno vzájemným vztahem velikosti elektrody a procházejícího proudu. Mezi faktory ovlivňující měření patří např. koncentrace solí na povrchu kůže. Ta může dosáhnout díky zbytkům vypařeného potu poměrně vysokých hodnot – je proto vhodné pokožku před měřením omýt (např. vodou či éterem). Řada studií uvádí, že vliv teploty na kožní odpor pro okolní teplotu teplotě nižší než 24°C je zanedbatelný. V případě vyšší okolní teploty může docházet k pocení, což je faktor ovlivňující výsledek měření.

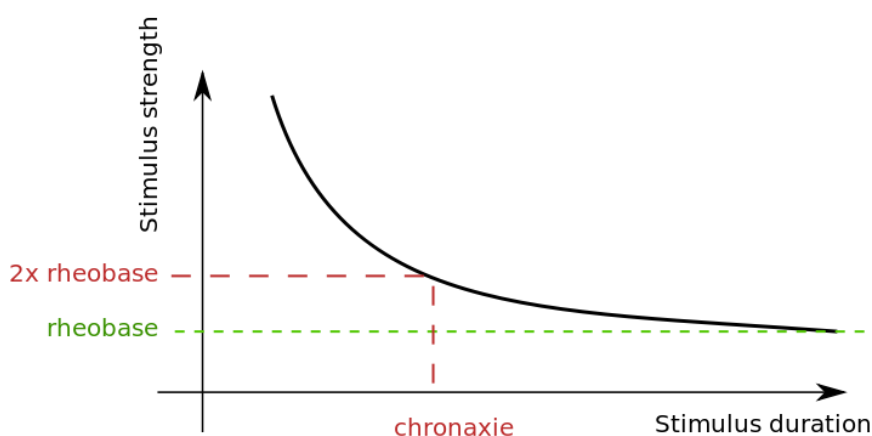
Využití měření kožního odporu a psychogalvanického reflexu:určení změny emocí, kvantifikace bolesti jako souboru složitých neurofyzilogických a psychologických podmětů. Kožní impedanční test může být dále použit v diagnostice poranění míchy (SCI – spinalcordinjury) a to především u pacientů nacházejících se v bezvědomí. Také je uváděno, že měřením lokálních změn kožního odporu na určitých částech lidského těla lze využít v diagnostice stavu některých vnitřních orgánů – tzv. Headovy zóny.

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

ELEKTROTERAPIE

V této oblasti, jak již název napovídá, je využito účinku nejrůznějších forem elektrických proudů na léčbu pohybového aparátu, poruch prokrvení, zánětlivých a degenerativních onemocnění atd. Je využíváno stejnosměrného proudu, střídavých proudů nízké nebo střední frekvence či vysokofrekvenčního proudu s různě tvarovanými impulzy.

K efektu samotného podráždění tkáně je nutné překročit prahovou intenzitu proudu a dodržet minimální dobu trvání takového impulsu, což jsou specifické parametry pro jednotlivé typy tkáně. Tato nejmenší intenzita elektrického proudu nutná k vyvolání odpovědi se nazývá reobáze. Chronaxie je minimální trvání elektrického impulsu, kterým proud o dvojnásobné intenzitě, než je reobáze, vyvolá v nervech či svalech odezvu. Tato veličina je dána v milisekundách a určuje míru dráždivost tkáně. Jednotlivé tkáně specificky reagují na podráždění i na základě tvarů takovýchto impulsů. Rozlišují se například impulzy s rychlým nástupem, tzv. obdélníkové, popř. s pomalým nástupem, tzv. trojúhelníkové. V rámci různých tvarů má křivka závislosti intenzity proudu na době dráždění pro krátké impulzy pod cca 10 ms stejný průběh. U dlouhých obdélníkových impulsů se dráždivost nemění, u trojúhelníkových impulsů se dráždivost snižuje. Tkáně s poškozenou inervací nejsou drážditelné velmi krátkými impulzy. Jejich dráždivost dlouhými impulzy s pomalým nástupem však roste. Tím vzniká oblast selektivní dráždivosti (OSD), která umožňuje stimulovat denervované svaly, aniž by docházelo ke stimulaci svalů zdravých.



Obrázek 21. Grafické znázornění chronaxie a reobáze

Stejnosiměrný proud v kontinuálním módu nedráždí tkáň, ale jeho základní použití je při potřebě změny dráždivosti nervových vláken pod póly. Anoda dráždivost nervů v oblasti pod

svou plochou snižuje a katoda zvyšuje. Tento účinek se nazývá elektrotonus a dle oblasti o něm hovoříme jako o katelektrotonu (u katody), nebo anelektrotonu (u anody). Stejnosemerný proud má dráždivé účinky jen při náhlých změnách - zapnutí, vypnutí, zesílení, zeslabení. Dráždivé účinky střídavých proudů jsou frekvenčně závislé. U velmi nízkých frekvencí (do 100 Hz) se zvyšuje dráždivý účinek se stoupající frekvencí. U frekvencí nad 100 Hz nevede zvýšení frekvence k tak rychlému růstu dráždivého účinku proudu, v rozmezí 100 – 3000 Hz závisí prahová hodnota dráždivého proudu přímo na odmocnině frekvence, u vysokých frekvencí dráždivý účinek rychle klesá a přestává se projevovat při více než 10kHz.

Vysokofrekvenční proudy, které mají délku jedné periody kmitů mnohem kratší než nejkratší chronaxie, žádné dráždivé účinky nemají. U těchto proudů je využito účinků tepelných. Na základě zvolené frekvence proudu se rozlišuje krátkovlnná, ultrakrátkovlnná a mikrovlnná diatermie.

Správně zvoleným typem elektroterapie je docíleno snížení bolesti, zlepšení prokrvení, uvolnění napětí svalů a dalších pozitivních účinků na organismus.

TENS (TRANSKUTÁNNÍ ELEKTRICKÁ NERVOVÁ STIMULACE)

TENS jsou definované jako střídavé nízkofrekvenční proudy, jejichž hlavní účinek je analgetický, proti bolesti. Na základě dráždění nervových vláken na různých úrovních nervového systému je dosaženo zmírnění, či absolutnímu utlumení vedení bolestivých vzruchů a tím i vnímání bolesti. Během tohoto dráždění je v mozku uvolňován endorfin (opiát tlumící bolest).

Tabulka 2 Příklady typů TENS proudů a jejich použití

Zkratka	Charakteristika	Účinky
TENS KONVENČNÍ	intenzita nadprahově senzitivní	bolesti pohybového aparátu
TENS BURST	intenzita na hranici tolerance	největší analgetický účinek, při všech typech bolesti
TENS SURGE		myostimulace

U této metody je možno také využívat nízkofrekvenčních proudů k vyvolání podráždění svalů a jejich elektrostimulace. Využívá se zejména v poúrazových stavech při riziku ochabnutí svalstva jako prevence (elektrogymnastika).

V dnešní době se tento typ elektroterapie uplatňuje v běžné praxi nejvíce.

ELEKTROAKUPUKTURA

V praxi se také lze setkat s terapií podobnou transkutánní nervové stimulaci zvanou elektroakupunktura. Přístroj generuje elektrické impulsy, které jsou zaváděny až osmi jehlami do pacientova těla. Tato metoda se používá hlavně proti bolesti a při léčení sportovních úrazů. V obecné rovině proti ní jsou podobné výhrady jako proti akupunktuře (nedostatečně ověřená účinnost, nevědecký základ).

DIADYNAMICKÉ PROUDY (DD)

Jsou to proudy složené ze dvou složek - stejnosměrné galvanické a nízkofrekvenční pulzní. Galvanická složka má hyperemizační účinek, pulzní analgetický. V těle dochází po jejich aplikaci k rozšiřování kapilár, které s sebou nese efekt zvýšeného prokrvení, dochází ke snížení bolesti, zrychlení vstřebávání otoků a myorelaxační účinek. Existují různé druhy DD proudů, z nichž má každý svůj specifický účinek.

Tabulka 3 typy DD proudů

Zkratka	Charakteristika	Účinky
MF	Jednoduchý impulsní proud	dráždivé
DF	Dvojitý impulsní proud	analgetické
CP	Proud střídající se v krátké periodě	vazodilatační
LP	Proudy střídající se v dlouhé periodě	analgetické
RS	Synkopový rytmický proud	
MM	Modulovaný jednoduchý impulsní proud	

Tato metoda se hojně využívá při poúrazových stavech, jako je zhmoždění a natažení svalů, vymknutí kloubů apod., dále pak při nemoci pohybového aparátu (bolesti páteře, cervikokraniální a cervikobrachiální syndrom, artróza), neuralgie a neuritidy, poruch

prokrvení (Raynaudova choroba, křečové žíly, záněty žil, omrzliny, ischemická choroba dolních končetin).

Nejčastěji užívaný čas aplikace na jedno místo je 3-5 min, celková doba aplikace by neměla přesahovat 12 min. Čím je proces akutnější, tím kratší je aplikace proudu. Délka aplikace se zvětšuje v závislosti na ploše, kterou se snažíme ovlivnit a na hloubce procesu ve tkáni. Při akutních stavech se aplikuje nejčastěji 1x denně, při udržovací terapii 1x týdně. Celkem 5-10 aplikací.

INTERFERENČNÍ PROUDY

Léčba je založena na principu interference dvou, nebo čtyř středněfrekvenčních impulsních proudů přímo ve tkáni. K zesílení účinku se používá tzv. vakuových elektrod (přísavné elektrody s řízeným pod tlakem – mohou současně vibrovat), čímž je zkrácena doba aplikace. Tato terapie ovlivňuje prokrvení postižené oblasti, zlepšuje výživu oblasti, způsobuje relaxaci svalů a zmenšuje bolest. Působí přímo na svaly, nervy a ovlivňuje látkovou výměnu buněk.

Na rozdíl od diadynamických proudů se interferenční proudy používají spíše při chronických procesech, než u akutních stavů. Indikací jsou hlavně chronické zánětlivé a degenerativní nemoci pohybového aparátu, onemocnění svalů, šlach a tíhových váčků, zlomeniny, zhmožděny, vymknutí kloubů, artrózy, spondylózy, bolesti páteře, neuralgie a neuritidy, cévní choroby, gynekologické záněty, břišní srůsty, astma a řada dalších.

Proud je aplikován po dobu 15 minut, u akutnějších a dráždivých stavů je aplikační doba kratší, u chronických chorob a u pacientů méně citlivých na proud je aplikace delší. Obecně se délka aplikace pohybuje v rozmezí 3-20 minut. Počet procedur je obvykle 9-12 v průběhu 3 týdnů.

TRÄBERTOVY PROUDY

Jsou definované jako stejnosměrný přerušovaný proud obdélníkového tvaru na frekvenci 142 Hz. U těchto proudů je charakteristický výrazný analgetický účinek specifický svým rychlým nástupem.

Tyto proudy jsou aplikovány na pacienty s chronickým revmatickým onemocněním, degenerativním onemocněním kloubů a s nervovými a svalovými bolestmi.

GALVANOTERAPIE

Využívá stejnosměrného (galvanického) proudu se stálou intenzitou. Ve tkáních díky tomu dochází k elektrochemickým změnám, jako jsou vzájemná výměna iontů mezi elektrodami, nebo zvýšení kapilární propustnosti. To má za následek zvýšení místního metabolismu v kůži, podkoží a dalších tkáních, což výrazně napomáhá zrychlení odplavování odpadních metabolitů, povzbuzení normálních regulačních a reparačních mechanismů.

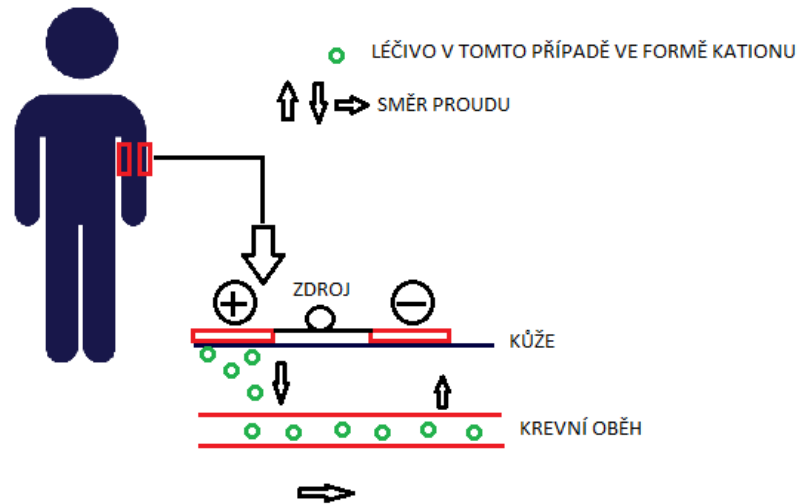
Nejčastěji je využívána v léčbě pourazových a zánětlivých stavů pohybového ústrojí, neuralgie a neuritidy (zánět nervů), myalgie (bolesti svalů), poruch prokrvení (Raynaudova nemoc, akrocyanóza) atd. Aplikace proudu trvá přibližně 20 minut, léčba probíhá obden 6x-10x. Pacient při aplikaci má pocit mravenčení, brnění a mírného tepla.

HYDROGALVAN

Zde je proud zaváděn do těla ve vodní lázni. Výhodou je rovnoměrnější průchod proudu. Účinek se jinak neliší od účinků klidové galvanizace.

IONTOFORÉZA

Metoda, jejímž hlavním cílem je distribuce léčivých látek do povrchových vrstev kůže a sliznic. Je využito elektrolytického účinku galvanického proudu, který napomáhá cílené aplikaci léčivé látky na místo určení. Látky jsou vpravovány z elektrodového roztoku elektrody se stejnou polaritou do kůže a podkoží. Z katody jsou vedeny anionty a z anody kationty. Léčivá látka se pak chová dle svého farmakologického účinku, tedy například analgeticky či protizánětlivě. Mezi nejčastěji vpravované látky patří mesocain, ionty vápenaté a draselné, histamin, salicyláty atd. Při volbě účinné látky je nutné, aby léčivá látka, či její nosič, byla elektricky nabitá částice.



Obrázek 22. Schéma iontoforézy

Využití nachází iontoforéza například při kožních alergických projevech, k léčbě zjizvených míst, a při postižená pohybového aparátu.

VAS - DISTANČNÍ ELEKTROTHERAPIE

Nová forma bezkontaktní elektroterapie, která je aplikovatelná přes oděv či obvazový materiál. Její princip tkví v působení elektrického proudu vznikajícího v hloubce tkání prostřednictvím elektromagnetické indukce a svými mechanismy účinku vytváří přechod mezi elektroterapií a magnetoterapií. Je zde záměrně potlačena magnetická složka - má ještě asi 10x menší hodnoty než klasická elektroterapie – tyto parametry postačují pro vyvolání požadovaného účinku. Je zde tedy záměrně využito právě elektrické složky elektromagnetického pole. Hlavní indikace je potlačení bolestí, zánětu a při poúrazových stavech.

VYSOKOFREKVENČNÍ TERAPIE - DIATERMIE

Střídavý proud charakteristický vysokými frekvencemi se používá zejména v oblasti termoterapie, kdy dochází k intenzivnímu hloubkovému prohřátí tkáně. Jak již bylo uvedeno, vzhledem k vysoké frekvenci nemá tento typ terapie dráždivé účinky. Frekvence těchto proudů se pohybují v rozsahu 100 kHz-300 GHz. Vzhledem k faktu, že se používané frekvence u diatermie kryjí s pásmy rozhlasového a televizního vysílání, byly pro terapeutické účely vyhrazeny jen určité frekvence (viz. Tabulka 4). Aplikované výkony bývají v rozmezí

20 - 400 W. Rozhodující pro výsledný terapeutický efekt je terapeutická dávka daná součinem výkonu a doby ozařování. Nejedná se ale o množství absorbované energie.

Tabulka 4 Přehled typů diatermií

Zkratka	Název	Frekvence	Vlnová délka (vzduch)
KVD	Krátkovlnná	13,56 MHz	22,11 m
		27,12 MHz	11,05 m
		40,63 MHz	7,38 m
UltraKVD	Ultrakrátkovlnná	433,92 MHz	69 cm
		915 MHz (v USA)	32,79 cm
-	Mikrovlnná	2450 MHz	12,5 cm

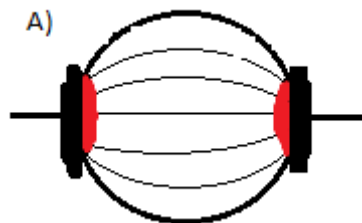
Diatermie se obecně řadí mezi tzv. bezkontaktní elektroléčebné techniky. Je běžně užívána k myorelaxaci zejména hluboko položených tkání, zvyšuje prokrvenost tkání a lokální metabolismus. Další aplikace je v rámci přípravy tkáně na následnou terapii měkkými technikami, kdy je pomocí tepla zajištěno lepší uvolnění postiženého místa. Diatermie může mimo relaxačních účinků ovlivnit i rychlost hojení ran, regeneraci nervů, popř. zmírnit svalové křeče. Zajímavostí je, že se podobná technika používá i pro hypertermii umožňující např. destrukci rakovinných ložisk. Ani jeden z uvedených typů nelze použít pro kardiaky s implantovaným kardiostimulátorem, popř. pro pacienty s jinými kovovými implantáty v blízkosti aplikace, které by pak mohly způsobit popáleniny.

KRÁTKOVLNNÁ DIATERMIE

Tato metoda je nejvíce rozšířená. Nejčastěji používané jsou tzv. jedenáctimetrové vlny, které vznikají při frekvenci 27,12 MHz.

Existují různé typy zapojení tkání do vysokofrekvenčního pole.

1. **ODPOROVĚ:** klasická diatermie, kdy je tkáň "zapojena" mezi dvěma kontaktními elektrodami. V dnešní době se téměř nepoužívá – docházelo k nerovnoměrnému rozložení vzniklého tepla a k častému popálení pokožky.
2. **KAPACITNĚ:** tkáň je zapojena jako dielektrikum mezi izolovanými tkáněmi – dochází tedy k prohřívání v tzv. kondenzátorovém poli.



Obrázek 23. Schéma účinku u dvou stejně velkých elektrod kontaktně

3. **INDUKČNĚ:** prohřátí pomocí indukčního pole. Cívka je buď navinuta v podobě izolovaného kabelu na končetinu, popř. je přiložena cívková „elektroda“ a je využito jednostranného zevního elektromagnetického pole. Účinkem proměnného magnetického pole vznikají tzv. vířivé Foucaultovy proudy, jejichž energie se mění na teplo.

Diatermie je využívána zejména pro prohřívání hluboko uložených tkání. Místo hlavního účinku lze ovlivnit výběrem mezi indukční a kapacitní diatermií a velikostí a vzdáleností elektrod od povrchu kůže. Existují dva režimy, ve kterých může terapie probíhat. Kontinuální režim je původní a vykazuje pouze základní termické účinky. Pulsní režim je aplikován v pulsech o šířce do 400 ns s frekvencí do 200 Hz. Oproti kontinuálnímu režimu se zde projevují mimo termických účinků i tzv. účinky specifické. Ty se projevují jako faktor ovlivňující lokální metabolické procesy, jako je např. zvýšení extracelulární hladiny Ca^{2+} . Tyto účinky diatermie se téměř kryjí s účinky magnetoterapie, jsou stále velmi diskutované a vedou se o nich na akademické půdě mnohočetné spory.

Této terapii se využívá zejména při doléčování poúrazových stavů, u špatně se hojících fraktur a u funkčních poruch pohybového aparátu.

MIKROVLNNÁ DIATERMIE

Mikrovlnná terapie využívá extrémně krátké elektromagnetické vlny, které mají však velmi malou hloubku prostupnosti a jsou tedy ideální pro ošetření povrchových tkání. Tento typ terapie je brán v některých praxích jako vhodnější alternativa krátkovlnné terapie z hlediska přesnějšího zacílení a jednodušší aplikaci. Vhodnější je účinná produkce tepla ve svalech, která je navýšena oproti krátkovlnné o 100-150 %, avšak s polovičním zatížením kůže. Teplota po použití tohoto typu diatermie se v místě aplikace pohybuje mezi 41-45 °C. V porovnání s krátkovlnnou diatermií zde probíhá ohřev v celém radiačním poli. Jako zdroj mikrovln je zde použit magnetron.

ULTRAKRÁTKOVLNNÁ DIATERMIE

K tepelné výměně u této terapie dochází opět účinkem elektromagnetických vln. Tato metoda má elektrofyziologické vlastnosti i účinky velmi srovnatelné s mikrovlnnou diatermií, která může v širším spektru pojmut právě i ultrakrátkovlnnou diatermií. Vyzdvihnuty jsou u ní zejména pozitivní účinky na krevní oběh.

MAGNETICKÉ POLE

Magnetické pole je druh silového pole, které může být vytvořeno vodičem s elektrickým proudem, pohybující se elektricky nabitou částicí nebo zmagnetovaným tělesem. Tímto tělesem může být magnet, mající dva póly - severní a jižní. Vlastnosti magnetu má také Země. Magnetické pole znázorňujeme pomocí magnetických čar, které jsou prostorově orientované křivky, jejíž směr určuje podélná osa velmi malé magnetky umístěné v tomto bodě.

Silové působení magnetického pole na vodič s proudem charakterizuje vektorová veličina B , magnetická indukce, jejíž jednotkou je tesla T .

$$B = \frac{F_m}{Il \sin \alpha}$$

Směr magnetické síly F_m určuje Flemingovo pravidlo levé ruky.

V případě dvou rovnoběžných vodičů ve vzdálenosti d s procházejícím proudem I_1 a I_2 dochází v prostředí o permeabilitě μ k jejich silové interakci výsledné síle F_m určené vztahem:

$$F_m = \frac{\mu}{2\pi} \frac{I_1 I_2}{d}$$

Další veličinou vztahující se k magnetickému poli je magnetický indukční tok Φ , jehož jednotkou je weber Wb . Tato fyzikální veličina může být ztotožněna s plošnou hustotou magnetické indukce v ploše obsahu rovinné plochy S .

$$\Phi = BS \cos \alpha$$

Účinkem přítomnosti proměnlivého magnetického polea dle velikosti jeho magnetické indukce vznikají v elektricky vodivém prostředí elektrická napětí (tzv. *indukovaná napětí*) vedoucí ke vzniku elektrických proudů. V případě změny magnetického indukčního toku v čase dochází k indukci elektromotorického napětí U_i (např. v uzavřené rotující smyčce tvořené vodičem umístěném v magnetickém poli).

$$U_i = - \frac{\Delta \theta}{\Delta t}$$

Jev vzniku elektromotorického napětí popisuje Faradayův zákon elektromagnetické indukce. Vzniklé elektromotorické napětí je příčinou vzniku indukovaného elektrického

proudu majícího v uzavřeném obvodu takový směr, že svým magnetickým polem působí proti změně magnetického indukčního toku, který je jeho příčinou.

Indukované napětí vzniká i ve vodiči při změnách magnetického pole, které vytváří proud procházející vlastním vodičem. Tento jev se nazývá vlastní indukce. V případě cívky je velikost indukovaného napětí závislá na vlastnostech cívky popsaných parametrem indukčnosti cívky L , změně proudu ΔI za časový úsek Δt .

$$U_i = -L \frac{\Delta I}{\Delta t}$$

DRUHY MAGNETICKÝCH POLÍ

V prvním přiblížení lze magnetická pole dělit na *statická* a *střídavá*, či *homogenní* a *nehomogenní*. Mezi střídavá pole jsou někdy také začleněna magnetická pole impulzní, která mohou být v jistém smyslu popisována i samostatně. Charakteristikou statických magnetických polí je jejich hodnota intenzity magnetického pole v čase, která se nemění oproti střídavým polím, u kterých dochází v čase ke změně intenzity. Pro střídavé magnetické pole je typické, že se hodnota intenzity mění dle harmonické funkce (sinus nebo kosinus) od kladného maxima do záporného maxima, např. úměrně budícímu střídavému proudu v přilehlém vodiči. Pro impulsní pole je charakteristický impulsní průběh, úměrný budícím elektrickým impulsům ve vodiči, v jehož okolí takovéto magnetické pole vzniká. Homogenní pole je popsáno stejnou hodnotou i orientací magnetické indukce ve všech bodech prostoru. Nehomogenní magnetické pole nemá ve všech bodech prostoru stejnou velikost a orientaci magnetické indukce.

INTERAKCE MAGNETICKÉHO POLE S LIDSKÝM ORGANISMEM

Ve srovnání s membránovými napětími buněk nabývají indukovaná napětí ve tkáních, které jsou vystaveny střídavým magnetickým polím s indukčními obvyklými v technické praxi, mnohem nižších hodnot. Ty mohou ale ovlivnit např. membránové receptory. V případě velmi silných homogenních magnetických polí může dojít k reorientaci diamagnetických a paramagnetických látek i např. k interakci s kovovými nanočásticemi. Přirozený výskyt takovýchto magneticky aktivních látek v lidském organismu je však minimální.

MAGNETOTERAPIE

Využití magnetických polí v oblasti medicíny je vždy provázeno diskuzí a je považováno za jedno z mírně kontroverzních témat, přestože je magnetoterapie jednou z uznaných léčebných metod. Je využíváno magnetické složky elektromagnetického pole, jehož vznik byl již objasněn v předešlých kapitolách. Existují různé režimy magnetického pole a to dle jeho časového průběhu – statické, střídavé a pulzní a dle zvolené frekvence nízkofrekvenční a vysokofrekvenční. U vysokofrekvenčních aplikací chybí relevantní klinické ověření. Stále jsou vedeny debaty o rozdílech mezi vysokofrekvenční magnetoterapií a indukční diatermií. Proto se v praxi téměř nevyužívá. Proto budou následující charakteristiky věnovány magnetoterapii nízkofrekvenční.

NÍZKOFREKVENČNÍ MAGNETOTERAPIE

Základní používané magnetické pole v terapeutické použití je podmíněno jeho nízkým kmitočtem 0,1-85 Hz a proměnlivostí. Při splnění podmínek vzniká pulzní nízkofrekvenční magnetické pole.

Mezi hlavní účinky magnetoterapie údajně patří změny v biochemickém a elektromagnetickém stavu buněk a tkání s navazujícími systémovými účinky. U tohoto typu je vzhledem k nízkým intenzitám a vznikajícímu napětí pravděpodobné ovlivnění zejména receptorů buněk. Dále je ovlivněna výměna iontů, zejména Ca^{2+} mezi buňkou a okolím. U tohoto typu terapie není využíváno tepelných účinků. Výsledkem výměn vápenatých iontů dochází k vasodilatačním účinkům a tedy k lepšímu prokrvení.

Tabulka 5 Přehled používaných frekvencí a aplikací nízkofrekvenční magnetoterapie

Nízké frekvence	1-10 Hz	Analgetické a myorelaxační účinky
Střední frekvence	10-15 Hz	Protizánětlivé, protiedémové a vasodilatační účinky
Vyšší frekvence	15-25 Hz	Stimulační efekt, detoxikační účinky
Frekvence nad 25 Hz	26-85 Hz	Výraznější podpora hojení a regenerace, pouze v akutních případech

Obecně magnetoterapie ovlivňuje trofiku tkání, má analgetický a protiedémový účinek a urychluje látkovou výměnu. svým vlivem na rozšíření kapilárního řečiště. V nervech blokuje

průchod bolestivých vjemů z průvodního místa bolesti přes míchu do mozkového centra bolesti. Současně je zvýšeno vyplavování endorfinu a regulace kalciových iontů procházejících přes membránu. Celkové zrychlení látkové výměny napomáhá lepšímu vstřebávání otoků. Dále byla prokázána zvýšená činnost laktát-dehydrogenázyv oblasti aplikace. Ta zapříčiňuje odbourávání kyseliny mléčné, jejíž přítomnost ve svalstvu indikuje bolest

Naprostou kontraindikací jsou pacienti s kardiostimulátorem, těhotně ženy, onkologičtí pacienti.

ELEKTROMAGNETICKÉ ZÁŘENÍ

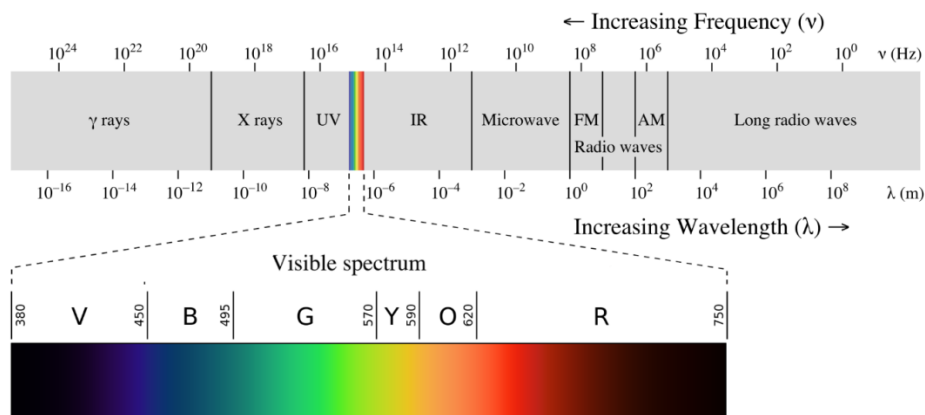
Elektromagnetické záření je příčné postupné vlnění elektrického a magnetického pole. Složky vektoru magnetického a elektrického pole jsou na sebe navzájem kolmé, a současně jsou kolmé na směr šíření. Charakteristikou tohoto záření je duální částicově-vlnový charakter. Lze jej tedy popisovat na základě kvantové teorie, nebo teorie vlnové. Částice sloužící k popisu částicové povahy záření se nazývají fotony a jsou definovány jako kvanta energie. Vlnová charakteristika umožňuje popsat záření i vlnovou délkou a frekvencí na základě rovnice

$$c = f \cdot \lambda$$

c rychlost šíření elektromagnetického záření vakuem

Elektromagnetického vlnění vzhledem ke své povaze podléhá zákonům odrazu, ohybu, interference a je polarizovatelné.

Dělí se na základě vlnových délek a frekvencí na jednotlivé oblasti.



Obrazek 24 Elektromagnetické spektrum

Z hlediska využití ve fyzioterapeutické praxi se tyto skripta budou podrobněji zabývat pouze oblastmi UV, VIS a IR záření.

ULTRAFIALOVÉ ZÁŘENÍ

Vlnové délky UV záření jsou v intervalu 380 nm – 10 nm. Podle vlnové délky se dále rozlišují tři typy ultrafialového záření:

UV A 380 - 320 nm

UV B 320 - 280 nm

UV C 280 - 10 nm

Zdroj UV záření jsou vesmírná tělesa s vysokou teplotou, jako Slunce a další hvězdy. Dále pak elektrický oblouk nebo speciální výbojky např. výbojka plněná párami rtuti, která se používá jako horské slunce. UV záření neprochází obyčejným sklem, proto je nutné při výrobě UV výbojek používat tzv. křemenné sklo. Způsobuje ionizaci vzdušného kyslíku (ozón), má chemické a biologické účinky.

VIDITELNÉ ZÁŘENÍ

Elektromagnetické vlnění v rozsahu vlnových délek 380-790 nm. Zdrojem viditelného světla jsou například tělesa s teplotou nad 525 °C, luminiscenční zdroje, elektrické výboje v plynech, popř. lasery. Lze jej rozdělit na světlo monochromatické, které obsahuje pouze jednu vlnovou délku, nebo polychromatické obsahující více vlnových délek. Dále pak může být záření koherentní, kdy všechny fotony kmitají ve stejné vzdálenosti od zdroje se stejnou fází, nebo nekoherentní, kdy je jejich fáze v daném místě různá. Světlené zdroje bývají většinou polychromatické (pomocí filtrace se dají částečně monochromatizovat) a nekoherentní. Jedinou výjimkou je laser.

LASER

Umělý zdroj koherentního, monochromatického a polarizovaného záření, jehož celý název vysvětluje princip fungování – LIGHT AMPLIFICATION BY STIMULATED EMISSION OF RADIATION = zesílení světla stimulovanou emisí záření. Skládá se ze tří hlavních částí – aktivní látky, optického rezonátoru a zdroje excitační energie. Laser využívá kvantových vlastností atomů a molekul aktivní látky, kdy se střídá mechanismus excitace a deexcitace právě této aktivní látky. Fotony vzniklé po nucené deexcitaci mají stejnou energii,

tedy stejnou frekvenci a za pomoci rezonátoru (prostoru mezi zrcadlicími plochami) jsou zesíleny.

Dle skupenství aktivní látky se lasery dělí na pevné, kapalinové a plynové.

INFRAČERVENÉ ZÁŘENÍ

Část elektromagnetického spektra, které z jedné strany navazuje na červené viditelné světlo (vlnová délka cca 790 nm) a z druhé strany na mikrovlny (vlnová délka od cca 1 mm). Infračervené záření vzniká rotací a vibrací atomů molekul všech těles s teplotou větší než 0 K.

Záření je děleno dle vlnové délky na:

Blízké, IR-A (790 nm – 1,4 μm): obsaženo ve slunečním světle, má velkou pronikavost i skrz vodu

Střední, IR-B (1,4 - 3 μm): zdrojem jsou žárovky a výbojky. Záření proniká sklem, ale je absorbováno vodou

Dlouhé, IR-C (3 μm – 1 mm): zdrojem jsou topná tělesa

FOTOTERAPIE

Tato metoda využívá k terapii různé části spektra elektromagnetického záření ať už v nepolarizované formě či polarizované, emitované lasery a tzv. biolampami.

ULTRAFIALOVÉ SVĚTLO

Ultrafialové světlo má vzhledem ke své vyšší energii fotonů a kratší vlnové délce účinky zejména na lidskou kůži, protože hlouběji nemůže proniknout. Jak již bylo zmíněno v předcházející kapitole, je rozděleno do dalších tří oblastí, z nichž nejvýraznější biologické účinky má UV-B.

Výrazně pozitivní účinky na organismus má zejména tvorba vitamínu D. Dále pak byly prokázány pozitivní účinky na zvýšení svalové výkonnosti, což je vysvětlováno výrazným zvýšením syntézy glykogenu z laktátu. Ve fyzioterapii bývá tato metoda aplikována pouze jako doplněk k hlavní léčbě např. u pacientů trpících lumbagem, neuralgií atd.

Nevýhodou je tvorba erytému po vyšších expozicích, který se vyskytuje nejvýrazněji při aplikaci vlnových délek kolem 254 nm a 297 nm. Tomuto lze předcházet stanovením prahové erytémové dávky (PED), která je udávána jako čas ozáření při daném výkonu zářiče a konstantní vzdálenosti 1 m, potřebný k vyvolání erytému po 24 hodinách od expozice. Za větší pozornost však stojí karcinogenní účinky UV s vlnovou délkou pod 300 nm – zapotřebí jsou dlouhodobé zvýšené dávky UV-B, nebo výrazně zvýšené dávky UV-C.

Mezi hlavní kontraindikace patří kožní ekzémy a další dermatózy, akutní infekční onemocnění, radioterapie apod.

INFRAČERVENÉ ZÁŘENÍ

Viz. Kapitola TERMOTERAPIE

TERAPEUTICKÝ LASER

V terapii využíváme výkonů do 40 mW, výjimečně do 200 mW na vlnových délkách nejčastěji 632,8 nm, 670 nm, 685 nm, 780 nm, 830 nm, 904 nm a 1064 nm. Pronikavost záření tkáněmi je pak závislá na zvoleném výkonu, intenzitě dopadajícího záření a vlnové délce.

TABULKA 6 PŘÍKLADY POUŽÍVANÝCH TERAPEUTICKÝCH LASERŮ

DRUH LASERU	VLNOVÁ DÉLKA / nm	POLOPROPUSTNÁ VRSTVA / mm
NdYAG	1064	8
DIODA	904	8
DIODA	830	14
DIODA	780	12
DIODA	650	5
DIODA	633	3
NdYAG	532	0,7

Je nutné si uvědomit, že hloubka průniku není závislá pouze na rostoucí energii záření (klesající vlnové délce). Některé vlnové délky jsou totiž selektivně absorbovány různými

tkáněmi různě. Vliv má i barva pleti – u pacientů s tmavší pletí se hloubka průniku snižuje 2-4x.

Mezi klasicky používané přístroje jsou řazeny plynové He-Ne lasery s vlnovou délkou 632,8 nm. Ty mají však menší schopnost penetrace. Dále pak polovodičové Ga-As, GaAlAs atd. Světlo těchto laserů má lepší pronikavost tkání, ale zároveň i větší rozptyl spektra vlnových délek.

Velikost dávky je dána v joulech (J) a je dána součinem emitované energie a doby trvání. Samotné dávkování je dáno energetickou hustotou J/cm^2 . $0,05 J/cm^2$ je nejnižší dávka, která má biologické účinky. Nejvyšší doporučená hodnota je $6 J/cm^2$. Konečná dávka je však vždy na posouzení lékaře a záleží na typu poškození tkáně, hloubce, ve které je tkáň uložena, stadia onemocnění a typu použitého laseru vč. jeho parametrů.

Mezi základní účinky se řadí termický (většinou zvýšení teploty o $0,5-1\text{ }^\circ\text{C}$) a fotochemický, kdy dochází k excitaci molekul a ovlivnění biochemických reakcí. K těmto základním efektům se dále přidává biostimulační, protizánětlivý a anagletický. Biostimulační účinek se spočívá zejména v aktivaci tvorby kolagenu, regenerace poškozených tkání. Zde je ale třeba si uvědomit, že vzhledem k malé hloubce pronikavosti světla laseru lze tento deklarovaný účinek očekávat pouze u povrchových tkání. Na základě experimentů byl také prokázán v ozářené tkáni vyšší počet buněk v mitóze. Protizánětlivé účinky jsou způsobeny zejména aktivací imunitního systému, konkrétně monocytů a makrofágů, a současně zvýšeným bujením lymfocytů. Analgetický účinek úzce souvisí s uvolňováním endorfinu.

Laser se ve fyzioterapii běžně používá pro léčbu funkčních i strukturálních poruch pohybového aparátu, poúrazových stavech, periferních parézách, neuralgiích apod.. Lze jej také uplatnit v akupunkturní léčbě, při stimulaci akupunkturních bodů.

Mezi hlavní kontraindikace patří oblast očí, štítné žlázy aj. Důležité je si uvědomit, že laser patří k velmi nebezpečným přístrojům a při nesprávném použití může nenávratně poškodit zdraví nejen pacienta, ale i ošetřujícího personálu. Vždy je tedy potřeba dbát bezpečnostních opatření.

BIOLAMPY

Využívají stejně jako lasery polarizovaného světla bez nutnosti koherentnosti a monochromaticnosti. Jejich účinky i kontraindikace jsou téměř shodné s terapeutickým laserem. Je však sníženo bezpečnostní riziko při nesprávné aplikaci, či manipulaci.

TERMOTERAPIE

Jde o fyziatrickou metodu a oblast fyzikální terapie, kdy do lidského organismu dodáváme teplo (*pozitivní*) resp. odvádíme teplo (*negativní*) za účelem stimulace organismu. V případě oblasti působení rozdělujeme metody na *celkové* nebo *částečné*, případně dle způsobu aplikace přímým kontaktem (vedení, proudění) resp. bezkontaktně (zářením). Aplikace termoterapie rovněž závisí na intenzitě, pronikavosti a délce tepelného podnětu (primárně dochází k ohřevu povrchové vrstvy těla do hloubky 2-3 cm). Dle nosného media existuje i hydroterapie, jež je kombinací mechanických, chemických i tepelných účinků na lidský organismus. Je závislé na zvoleném typu nosiče tepla, jež může být například voda. Základním principem detekce vnějších podnětů lidským organismem v podobě tepla nebo chladu je podráždění exteroceptorů, kam patří i kožní receptory pro teplo a chlad. Termoterapie, popř. hydroterapie užívá těchto mechanismů a programově zasahuje do termoregulačního mechanismu organismu.

TEPLO A TEPLOTA

Teplota je základní stavová veličina, která může být vyjádřena buď v kelvinech [K] nebo stupních celsia [°C]. Teplota charakterizuje tepelný stav těles v rovnováze. Změna teploty je způsobena přenosem energie mezi systémem a okolím, kdy dochází ke změně i vnitřní energie. Přenos nastává tím, že systém a jeho okolí mají různé teploty. Takto přenesená energie se nazývá teplo Q . Velikost teploty může být určena pomocí teplotní stupnice s počátkem absolutní nuly ($0\text{ K} = -273.15\text{ °C}$). Množství tepla je určeno v joulech [J]. Pro přenesené teplo Q platí:

$$Q = mc\Delta T [J],$$

kde m je hmotnost systému, c je měrná tepelná kapacita a $\Delta T[\text{K}]$ je rozdíl teploty na začátku a na konci přechodného děje přenosu tepla ($\Delta T = T_2 - T_1$).

MECHANISMY VEDENÍ

K přenosu vnitřní energie z míst s vyšší teplotou do míst s nižší teplotou může docházet různými způsoby, tedy různými mechanismy přenosu tepla. Jednak tepelnou výměnou

vedením (kondukcí), prouděním (konvekce) a zářením (radiace). Jde tedy o výměnu energie i mezi organismem a prostředím.

PŘENOS TEPLA VEDENÍM

Tepelná výměna kondukcí probíhá převážně u pevných látek, uplatňuje se však i u kapalin a plynů. V případě pevné látky (například kov) se energie přenáší díky kmitům jednotlivých molekul. Jejich amplituda při zvýšení vnitřní energie značně vzrůstá, dochází tak k srážkám sousedních atomů a postupnému šíření energie tělesem. V případě fyziologie je nejvýznamnější kondukcí tepla ve vodě.

PŘENOS TEPLA PROUDĚNÍM

Přenos tepla konvekci nastává tehdy, když je tekutina (vzduch, voda, ...) ve styku s předmětem vyšší nebo nižší teploty. Vzniklý rozdíl teplot pak způsobuje přirozené proudění. Jde tedy o přenos tepla mezi pevnou látkou a pohybující se kapalinou nebo plynem. S růstem teploty tekutiny se zvyšuje její objem, čímž zároveň klesá její hustota. V organismu jde zejména o mechanismy přenosu tepla prouděním krve.

PŘENOS TEPLA ZÁŘENÍM

Přenos tepla zářením (sáláním) probíhá prostřednictvím elektromagnetických vln a není třeba žádného látkového prostředí. Látkové objekty všech skupenství tedy i organismy již od velmi nízkých teplot emitují infračervené záření, též označované jako tepelné záření. Dle Wienova zákona lidské tělo vyzařuje s maximem vlnové délky cca 9,2 μm v oblasti elektromagnetického spektra. Jde o velmi významnou složku ztrát lidského tepla, jež probíhá za všech podmínek (pokud není teplota okolí vyšší než teplota tělesná).

PŘENOS TEPLA VYPAŘOVÁNÍM

Evaporací dochází k účinnému odvodu skupenského tepla vypařováním, přičemž nastává ochlazení jak povrchu, tak zprostředkovaně okolního prostředí.

TERMOREGULACE

Jde o schopnost organismu udržovat optimální tělesnou teplotu i přes vlivy vnějšího prostředí, kde se organismus nachází. Velký podíl na termoregulaci má okolní teplota prostředí. Ke srovnatelným hodnotám teploty jádra a pokožky i na tělesných periferiích

dochází až při teplotách okolí $> 35^{\circ}\text{C}$ (viz tabulka 0-1). Teplota člověka během dne kolísá, kdy nejnižší je ve spánku a se zvyšujícím se metabolismem dochází i ke zvýšení tělesné teploty (svalová činnost).

Tabulka 7 vliv okolní teploty ve $^{\circ}\text{C}$ na povrchovou teplotu lidského těla

Teplota Okolí [$^{\circ}\text{C}$]	Chodidlo	Bérec	Stehno	Břicho	Záda	Hrud'	Rameno	Předloktí	Ruka	Čelo	Střední hodnota
15	17,4 $\pm 2,4$	22,3 $\pm 1,8$	23,2 $\pm 2,2$	29,1 $\pm 2,3$	30,1 $\pm 2,4$	29,9 $\pm 2,2$	26,2 $\pm 1,3$	27 $\pm 2,0$	19,7 $\pm 2,7$	29,7 $\pm 2,1$	25,7 $\pm 1,2$
20	21,7 $\pm 0,9$	25,8 $\pm 1,0$	27,9 $\pm 1,5$	30,7 $\pm 1,7$	31,3 $\pm 1,1$	31,9 $\pm 1,1$	28 $\pm 0,8$	27,7 $\pm 0,7$	24 $\pm 1,3$	32,9 $\pm 0,9$	28,2 $\pm 0,8$
25	27,1 $\pm 0,8$	28,9 $\pm 1,0$	30,5 $\pm 1,1$	33,5 $\pm 0,4$	32,7 $\pm 1,5$	32,8 $\pm 0,9$	30,8 $\pm 2,0$	30,3 $\pm 1,3$	25,4 $\pm 2,1$	33,9 $\pm 0,4$	30,6 $\pm 0,9$
30	31,6 $\pm 1,0$	32,7 $\pm 0,7$	33,4 $\pm 0,6$	34,7 $\pm 0,8$	34,4 $\pm 0,8$	34,5 $\pm 0,8$	33,4 $\pm 0,8$	33,6 $\pm 0,6$	32,9 $\pm 0,9$	34,8 $\pm 0,7$	33,4 $\pm 0,5$
35	35,5 $\pm 0,3$	35,3 $\pm 0,2$	35 $\pm 0,4$	35,1 $\pm 0,6$	35,4 $\pm 0,4$	35,9 $\pm 0,3$	36 $\pm 0,2$	35,7 $\pm 0,3$	35,8 $\pm 0,2$	35,8 $\pm 0,6$	35,7 $\pm 0,2$

ŘÍZENÍ TERMOREGULACE

Termoregulace je řízena třemi základními mechanismy:

1. Termoreceptory – umístěné na kůži, sliznicích a centrální (napojené na hypotalamus)
2. Hypotalamická jádra – centrální receptory sloužící ke korekci a řízení termoregulace organismu
3. Výkonné mechanismy termoregulace – kožní vazodilatace (rozšíření cév), pocení, intenzivnější dýchání, svalový třes, nečinnost.

POZITIVNÍ TERMOTERAPIE

Jedná se o metodu, kdy působíme teplem (vysokými teplotami) na organismus. Z fyzikálního hlediska jde o dodávání tepla do organismu, jež je závislé na mnoha faktorech. Výsledek je ovlivněn zejména účinnou plochou působení a délkou působení. Aplikace krátkého působení (30 s až 1 min) spouští reflexní mechanismy, jež vycházejí z receptorů

kůže. Naopak dlouhé působení (desítky minut) má vliv na dodání tepla i do hlubších vrstev kůže.

CELOTĚLOVÁ APLIKACE TEPLA

KOUPELE

V závislosti na použité teplotě okolního prostředí (teplota vody) reaguje organismu různými mechanismy. V případě teploty vody méně než 36 °C jde o přechod tepla z organismu do okolního prostředí, za účasti krevní cirkulace v kůži. V případě 38 °C a více je teplota vody vyšší než teplota jádra organismu a dochází zejména k nárůstu srdeční frekvence a k poklesu krevního tlaku.

DRUHY KOUPELÍ A TERAPEUTICKÉ POUŽITÍ

Koupeľ 10 - 34°C – hypotermická s dobou aplikace 5 minut.

Lázeň 34 – 36°C – izotermická, používá se v případě léčby nespavosti, psychoneurózy, kožní chorobná postižení, spastické (křečové) obrny aj.

Koupeľ 37 – 38°C - dochází k relaxaci příčně pruhovaného svalstva (příprava k manipulačním výkonům, příprava k masáži, k pohybové pasivní léčbě a příprava k aktivní kinezioterapii)

Koupeľ 38 – 40°C – hypertermická, je účinná v případě revmatických onemocnění kloubů, šlach a vaziva. Dále degenerativní onemocnění kloubů a páteře (artrózy a spondylózy), zánětlivá onemocnění kloubů (artritidy) a nervů (polyneuritidy).

Kneippovy lázně – aktivní střídavý přechod mezi vaničkami s teplotou vody 40-46°C a teplotou vody 10-16°C. Procedura začíná ve vaničce s vyšší teplotou a končí s nižší teplotou. Výměna (přechod) probíhá cca po 1-2 minutách v cyklu 6-10x. Procedura napomáhá při léčbě bolesti hlavy, migrén, nedokonalém krevním oběhu. Dále počátky poruch v prokrvení (angiopatie), zvýšení pohyblivosti kloubů nohy.

Vířivá lázeň – částečná, při které dochází ke zvýšení prokrvení končetin, zvyšování lokálního metabolismu. Při celkové lázni dochází k masáži vířící vodou. Využití mechanického působení (vztlak, pohyb vody).

Perličková lázeň – aktivní masážní prvek tvoří bublinky plynu, které stoupají ode dna k povrchu nádoby. Sedativní účinek, indikace při nespavosti, neurologických onemocněních.

Prísadové lázně – dochází k sycení vody např. oxidem uhličitým

Sírná koupel – využití přirozených sírných pramenů nebo jako přísadová koupel. Indikace např. v dermatologii, při chronických revmatologických onemocněních, chronických zánětů dýchacích cest.

Skotské stříky – silně stimulující procedura, kdy dochází k aplikaci a střídání chladné a teplé vody pomocí vodního paprsku pod tlakem 3 atmosféry ze vzdálenosti alespoň 3 metrů. Výsledkem je vznik erytému kůže, přičemž je stimulována srdeční činnost a dochází ke zvýšení metabolismu.

SAUNA

Metoda, která využívá účinku horkého vzduchu (60-100°C) při velmi nízké vlhkosti vzduchu (10-30%). Interiér sauny je vybaven výškovými stupni pro sezení, tak aby byla k dispozici optimální teplota pro každého návštěvníka (nejvyšší teplota v nejvyšších patrech, u stropu i 110°C). Při pobytu v sauně dochází k nadměrnému pocení organismu, čímž je vydatně ochlazován. Doporučuje se i použití mechanického dráždění kůže, čímž je vyvolána dilatace kapilár. Doporučená doba strávená v sauně je 10-15 minut. Důležitou součástí procedury je i následné ochlazení pomocí studené vody ať už sprchováním nebo koupelí ve studené lázni. Tato procedura (ohřátí a následné zchlazení) by se měla opakovat 2-3x. Saunování je spojené s relaxací. Sauna s nízkou vlhkostí vzduchu je nazývána finská. Dalším typem jsou tzv. parní sauny. V tomto případě jde naopak o vysokou vlhkost vzduchu, čímž je zamezeno evaporace organismu a dochází ke zvýšení teploty jádra.

Sauny je vhodné použít při otužování, u akutních zánětů dýchacích cest, případně i chronických onemocnění dýchacích cest. Dále pak může pomoci u mírných funkčních cirkulačních poruch, lehkého revmatického onemocnění, migrén a chronických ekzémů.

Osobám trpícím např. nekompenzovanou hypertenzí, vážnými chorobami srdce, např. po akutním infarktu myokardu, lidem s epilepsií, chorobami ledvin není doporučen vstup do sauny. Stejně tak osobám nad 70 let, pokud nemají se saunováním dlouhou zkušenost.

Podobné závěry platí i pro parní lázeň, kde je naopak vlhkost vzduchu 100 %, ale teplota musí být nižší, kolem 45 stupňů.

LOKÁLNÍ APLIKACE TEPLA

PARAFÍNOVÉ ZÁBALY

Metoda využívá přenosu tepla, jež vzniká při tuhnutí parafínu (52-62°C). Parafín je tedy nutné nanášet ještě v téměř tekutém stavu (plastickém), kdy se opakovaně přikládá na obklad na postiženou oblast. Parafín může být pro lepší efekt mixován s různými látkami (drt březového dřeva, bahno bohaté na minerální látky).

VLHKÉ A SUCHÉ HORKÉ OBKLADY

Dochází k aplikaci nahřátých, vodou sterilizovaných vlhkých obkladů (bavlněných), které je nutné, vzhledem k malé účinnosti, po několika minutách měnit. Přikládají se na postižené místo a dále jsou překryty voděodolným materiálem. Mají myorelaxační (svaly uvolňující), analgetický a antispastický účinek. Suché obklady jsou nahřaty v horkém vzduchu, aplikovány na místo a rovněž překryty. Zásoba tepla i účinnost je velmi malá.

TERMOFOR (OHŘÍVACÍ POLŠTÁŘKY)

Gumová nádoba, která se naplní horkou vodou, zabalí se do ručníku a přikládá se na potřebné místo. Dále může být naplněn rašelinou, jež se nahřívá v mikrovlnné troubě. Další variantou je polštářek naplněný tekutým octanem sodným, který se aktivuje prudkým prohnutím aktivační destičky, které vyvolá mechanický otřes a začátek krystalizace roztavené látky, kdy dochází ke zvýšení teploty až na 54 °C. Jde o přechod podchlazené kapaliny do tuhého stavu. Ochlazení nastává až po 15 minutách a polštářek je pak nutné povařit ve vodě, aby došlo opět ke zkapalnění aktivní látky. Tento obsah může mít i chladicí funkci po vychlazení v lednici.

PELOIDNÍ ZÁBALY

Jde o látky (bahno, horniny, rašelina, ...), jež se přikládají na postižené místo. Může být použito jako lokální aplikace, tak i ve formě koupele. Účinky jsou jednak tepelné a to především konvekci tepla krevním oběhem, dále mají transportní efekt (přímý kontakt s kůží) a tlakový efekt.

APLIKACE TEPLA ZÁŘENÍM

Využívá přenosu infračerveného záření, které je detailněji popsáno v kapitole „Elektromagnetické záření“. Umělé zdroje IR záření využívající se ve fyziatrii jsou především

Solux, což je žárovka o příkonu 250 – 1000 W, kdy vlákno rozžhavené až na 2700 °C umožňuje ozařovat vybranou oblast pacienta. Lze použít barevných filtrů (červený, modrý) pro změnu účinků IR záření. Filtry mají schopnost odfiltrovat část spektra IR záření. Červený filtruje záření s větší vlnovou délkou a takto vzniklé záření se projevuje hlubší pronikavostí do organismu. Modrý filtruje krátkovlnné záření a pronikavý účinek je spíše povrchový.

Ze všech tří typů má nejvýznamnější účinky IR-A oblast, kde je záření s nejvyšší pronikavostí, včetně pronikavosti vodou. Díky tomu se dostává i do hlubších vrstev kůže, kde dochází k ohřevu tkáně. Naproti tomu IR-B, ani IR-C vodou neproniká, proto se používá pro prohřátí povrchových vrstev. IR záření má analgetický a spasmolytický účinek, vzniká reflexní vazodilatace. Využívá se také v případě artrózy, chronické artritidy, sinusitidy, kontraktury žvýkacích svalů po extrakci zubů, spasmů hladkého svalstva, ale i u zánětlivých kožních onemocnění.

IR záření vyvolává vznik neohraňčeného erytému, který se dostavuje rychle po expozici a následně vymizí. Přehřátí pokožky nastává po dosažení 43,5 °C, což je doprovázeno bolestí. Při vyšších teplotách již mohou být denaturovány bílkoviny.

KRYOTERAPIE

Jde o metodu, kdy působíme chladem (nízkými teplotami) na organismus. Z fyzikálního hlediska jde o odebrání tepla z organismu, jež je závislé na mnoha faktorech. Výsledek je ovlivněn zejména účinnou plochou působení a délkou působení. Aplikace krátkého působení (30 s až 1 min) způsobuje reflexní mechanismy, jež vycházejí z receptorů kůže. Naopak dlouhé působení (např. studenými obklady až desítky minut) má vliv na odběr tepla i z hlubších vrstev kůže. Terapeutický efekt krátkodobého působení je založen na několikaminutovém působení chladu (odebrání tepla) a následně několikaminutové tělesné aktivitě (cvičení), kdy dochází k ústupu spasmů, zmírnění bolesti, zlepšení pohyblivosti. Při dlouhodobém působení chladu je teplo odebráno i z hlubších vrstev tkáně. Dochází zprvu k utlumení bolesti a lokálnímu zvýšení prokrvení, později pak k redukci metabolismu, snížení lokálního prokrvení a zpomalení rychlosti vedení vzruchů v nervech.

CELOTĚLOVÁ KRYOTERAPIE

Kabina, kde probíhá celková chladová terapie, se nazývá kryokomora (analogie sauny, nicméně s opačnými parametry teploty vnitřního prostředí). Organismus je vystaven v

kryokomora nízkým teplotám vzduchu o -110°C až -160°C . Komora se někdy skládá s předsně s teplotou -20°C až -50°C , kde dochází k aklimatizaci organismu a samotné kabiny s extrémně nízkou teplotou. Pacient jde do komory nepocení, s obnaženým tělem, ale s rukavicemi, uzavřenými botami a vybaven obličejovou rouškou. Důležitý je neustálý pohyb pacienta v komoře pod lékařským dohledem. Po opuštění kryokomory je nezbytnou součástí intenzivní aktivní pohybové cvičení. Kryokomora může být účinná například u pacientů s chronickým zánětlivým poškozením kloubů, případně revmatickým onemocněním měkkých tkání. Využívají ji též vrcholoví sportovci v rámci komplexní fyzioterapeutické péče.

LOKÁLNÍ KRYOTERAPIE

Ochlazovat organismus, resp. odebírat teplo je možné všemi způsoby vedení. Pomocí proudění (konvekce) používáme studený vzduch, kdy dosahujeme teplot -32°C . Dále tekutý dusík, který se vypařuje a v plynném stavu fouká na kůži (-160°C až -180°C). Dusík je vhodný pro použití zejména pro jeho vlastnosti: bez zápachu, je inertní a bez vedlejších účinků. Navíc je poměrně levný.

Metodou vypařování (evaporace) se za účelem odpaření tekutiny z kůže využívá např. etylchloridový spray (Kelen), jenž je účinný ke zmírnění bolesti svalových spouštěcích bodů (triggerpoints), myofasciální bolesti a bolestivém zmnožování vaziva ve svalech. Využívá i pro zchlazování zhmožděnin ve sportovním lékařství a pro lokální anestezii zchlazením obecně. Lokálně může vzniknout poškození kůže v podobě omrzlin.

Vedení (kondukce) se používá u ručníku smočeného ve slané vodě, poté zmrazeného na teplotu -3°C až -10°C a přiloženého na určité místo. Další metodou je masáž pomocí ledových kostek (analgetický účinek). Rozšířené je použití chladových obkladů (kryosáčky), což jsou sáčky naplněny gelem a zmrazovány na teplotu až -18°C . Tyto sáčky jsou pak připevněny na kůži pacienta pomocí bandáže.

Aplikace lokální kryoterapie je vhodná zejména ve sportovní medicíně, traumatologii a ortopedie, kdy se využívá stimulačních účinků při kontuzích, distorzích, svalových křečích a u otoků po luxacích a frakturách. Dále v revmatologii a neurologii, ale i v rehabilitačním lékařství (navození analgezie před pohybovou léčbou). Kryoterapie je součástí kombinované léčby pacienta.

1. PRIESSNITZOVY OBKLADY

Jsou to zapařovací obklady, které se skládají z několika vrstev (vlhký obklad, PET folie, suchý teplý obklad), jež se přikládají lokálně na povrch těla. Obklad může být zvlhčen nejen pomocí vody, ale i nálevu z bylinek. Obklady mají efekt na změnu lokálního prokrvení v několika fázích. První reakce je hypotermická (vazokonstrikční), následně izotermická (dochází k postupné vazodilataci) a hypertermická, kdy vzniká lokální vazodilatace (aktivní hyperemie). Použití je vhodné zejména u angín, suchém dráždivém kašli, revmatických obtíží, hematomů.

SEZNAM OBRÁZKŮ

OBRAZEK 1 TYPY ŠÍŘENÍ ULTRAZVUKU VE TKÁNÍCH A) PODELNÉ B) PŘÍČNĚ.....	12
OBRAZEK 2 EFEKT TCG ZESILOVAČE A) KLASICKÝ SNÍMEK B) SE ZAPOJENÍM TGC ZESILOVAČE - ZESÍLENÍ SIGNÁLU HLUBOKO ULOŽENÝCH TKÁNÍ.....	14
OBRAZEK 3 PRINCIP DIAGNOSTICKÉHO ULTRAZVUKU.....	15
OBRAZEK 4 PRINCIP A A M ZOBRAZENÍ (HRAZDIRA).....	16
OBRAZEK 5 UKÁZKA ZOBRAZENÍ B MODU (HRAZDIRA).....	16
OBRAZEK 6 3D ZOBRAZENÍ.....	17
OBRAZEK 7 DOPPLEROVSKÉ MĚŘENÍ CW A PW METODOU (Hrazdira, 2008).....	18
OBRAZEK 8 DOPPLERŮV EFEKT: A) BEZ POHYBU, B) POHYB K SONDĚ – ZVÝŠENÍ FREKVENCE, C) POHYB OD SONDY – SNÍŽENÍ FREKVENCE.....	18
OBRAZEK 9 ARTEFAKTY V ULTRASONOGRAFII: VLEVO REVERBERACE, VPRAVO AKUTICKÝ STÍN ...	19
OBRAZEK 10 HYPERECHOGENNÍ OBLAST ZA CYSTOU.....	20
OBRAZEK 11 GRAFICKÉ ZNÁZORNĚNÍ VLIVU PŮSOBNÍ ULTRAZVKOVÉHO VLNĚNÍ NA TRASDERMÁLNÍ PODÁVÁNÍ LÉČIV.....	21
OBRAZEK 12 ZÁVISLOST EKVIVALENTOVÉ VODIVOSTI A NA LOGARITMU ZŘEDĚNÍ.....	31
OBRAZEK 13 ELEKTROSTATICKÁ INDUKCE.....	<i>Chyba! Záložka není definována.</i>
OBRAZEK 14 ELEKTROMAGNETICKÁ INDUKCE.....	34
OBRAZEK 15 SEEBECŮV JEV.....	35
OBRAZEK 16 PELTIERUV JEV.....	<i>Chyba! Záložka není definována.</i>
OBRAZEK 17 FOTOELEKTRICKÝ JEV.....	35
OBRAZEK 18 OSCIOSKOP.....	36
OBRAZEK 19 MULTIMETR.....	37
OBRAZEK 20 MEMBRÁNOVÉ NAPĚTÍ, ROZLOŽENÍ IONTŮ A GRADIENTY.....	38
OBRAZEK 21 GRAFICKÉ ZNÁZORNĚNÍ CHRONAXIE A REOBÁZE.....	43
OBRAZEK 22 SCHÉMA IONTOFORÉZY.....	48
OBRAZEK 23 DŮSLEDKY RŮZNÉ VELIKOSTI A RŮZNÉ VZDÁLENOSTI PŘILOŽENÝCH ELEKTROD KAPACITNÍ METODA A) DVĚ STEJNĚ VELKÉ ELEKTRODY KONTAKTNĚ, B) DVĚ STEJNĚ ELEKTRODY VE VĚTŠÍ VZDÁLENOSTI OD POVRCHU, C) DVĚ RŮZNĚ VELKÉ ELEKTRODY V RŮZNĚ VZDÁLENOSTI OD POVRCHU.....	50
OBRAZEK 24 ELEKTROMAGNETICKÉ SPEKTRUM.....	56

ZDROJE OBRÁZKŮ

Obrázek 25 Ultrasound. *Wikipedia: the free encyclopedia*. [online]. 2001- [cit. 2016-11-29].

Dostupné z: https://en.wikipedia.org/wiki/Ultrasound#/media/File:Sonar_Principle_EN.svg

Obrázek 26 Obstetric ultrasonography. *Wikipedia: the free encyclopedia*. [online]. 2001- [cit. 2016-11-29]. Dostupné

z: https://en.wikipedia.org/wiki/Obstetric_ultrasonography#/media/File:3dultrasound_20_weks.jpg

Obrázek 27 ELEKTROMAGNETISCHE INDUKTION. *Wikipedia: the free encyclopedia*. [online]. 2001- [cit. 2016-11-29]. Dostupné

z: https://de.wikipedia.org/wiki/Elektromagnetische_Induktion#/media/File:Magnet_in_Spule.svg

Obrázek 28. THERMOELEKTRIZITAT. *Wikipedia: the free encyclopedia*. [online]. 2001- [cit. 2016-11-29]. Dostupné z: <https://de.wikipedia.org/wiki/Thermoelektrizit%C3%A4t>

Obrázek 29. PHOTOELECTRIC EFFECT. *Wikipedia: the free encyclopedia*. [online]. 2001- [cit. 2016-11-29]. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/wiki/Photoelectric_effect

Obrázek 30. MULTIMETER. *Wikipedia: the free encyclopedia*. [online]. 2001- [cit. 2016-11-29]. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/wiki/Multimeter#/media/File:Fluke87-V_Multimeter.jpg

Obrázek 31. MEMBRÁNOVÝ POTENCIÁL. *Wikipedia: the free encyclopedia*. [online]. 2001- [cit. 2016-11-29]. Dostupné

z: https://cs.wikipedia.org/wiki/Membr%C3%A1nov%C3%BD_potenci%C3%A1l#/media/File:Basis_of_Membrane_Potential2.png

Obrázek 32. REOBAZE, CHRONAXIE. *Wikipedia: the free encyclopedia*. [online]. 2001- [cit. 2016-11-30]. Dostupné z: http://www.wikiskripta.eu/index.php/Reob%C3%A1ze,_chronaxie

Obrázek 33 ELECTROMAGNETIC RADIATION. *Wikipedia: the free encyclopedia*. [online]. 2001- [cit. 2016-12-01]. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/wiki/Electromagnetic_radiation

VYBRANÁ CITOVANÁ LITERATURA

BENEŠ, Jiří, et al. Základy lékařské biofyziky. 3. vydání. Praha: Karolinum, 2011. 200 s. [ISBN 978-80-246-2034-3](#).

HALLIDAY D, WALKER J, RESNICK R. Fyzika: vysokoškolská učebnice obecné fyziky. VUTIUM ; Prometheus; 2000, 1200 stran, [ISBN 978-80-214-4123-1](#)

HRAZDIRA, Ivo a Vojtěch MORNSTEIN. Lékařská biofyzika a přístrojová technika. 1. vydání. Brno : Neptun, 2001. 396 s. [ISBN 80-902896-1-4](#).

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](#).

PODĚBRADSKÝ, Jiří. Úvod do problematiky fyzikální terapie. Rehabilitace a fyzikální lékařství, 1995, roč. 2, č. 2, s. 48–62. ISSN 1211-2658.

PODĚBRADSKÝ, Jiří, VAŘEKA I.: Fyzikální terapie I. Grada; 1998, 200 s, [ISBN: 8071696617](#)

PODĚBRADSKÝ, Jiří, PODĚBRADSKÁ, Radana, Fyzikální terapie: Manuál a algioritmy, Grada 2009, 218 s, [ISBN 978-80-247-2899-5](#)

ROKYTA, Richard. Fyziologie pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech. Vyd. 1. Praha: ISV nakladatelství, 2000. 359 s [ISBN 8085866455](#).

ROSINA, Jozef, et al. Biofyzika pro zdravotnické a biomedicínské obory, Praha, Grada 2013, 224 s, [ISBN: 978-80-247-4237-3](#)

VENABLES, P. H.; MARTIN, Irene. A manual of psychophysiological methods. Amsterdam: North – Holland publishing company, 1967. Skin resistance and skin potential, s. 57 - 100.

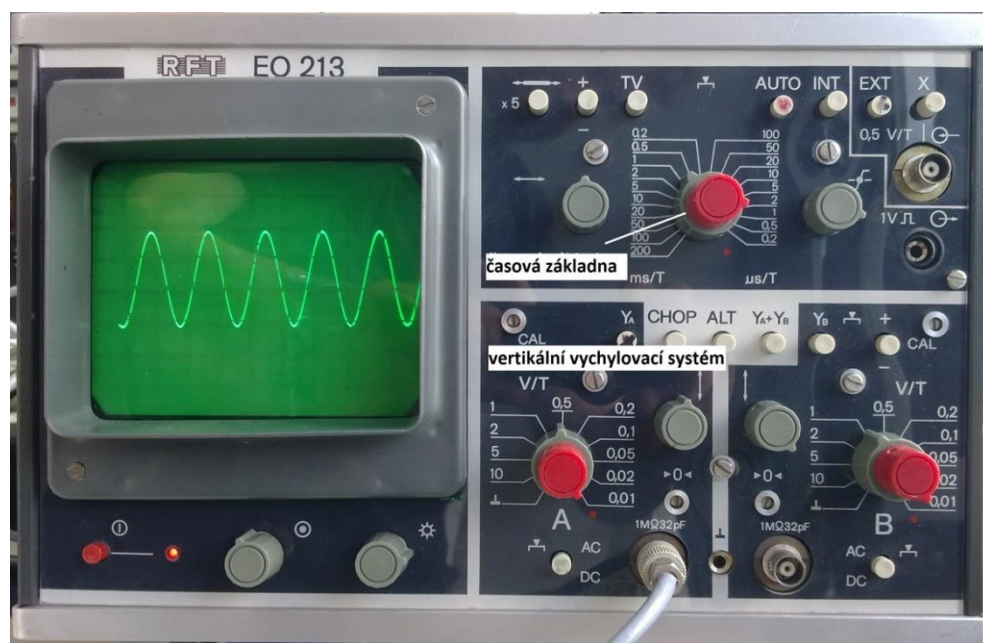
ČÁST DRUHÁ

SBÍRKA ÚLOH

AKUSTICKÉ VLNĚNÍ

OSCILOGRAFICKÁ ANALÝZA AKUSTICKÝCH PRVKŮ (SAMOHLÁSEK)

Potřeby: osciloskop, mikrofon, zesilovač, generátor střídavého napětí, konektory a propojovací vodiče, ladička



Postup měření:

- Elektroakustický řetězec je realizován propojením mikrofonu se zesilovačem. Ten je přes přepínací panel (Z/G) propojen s osciloskopem. Zapněte zesilovač, osciloskop i generátor.
- Nejprve začněte s vlastním měřením frekvence samohlásek. Přepínač vraťte do polohy Z. Do mikrofonu intonujte samohlásku a skokovým a plynulým regulátorem časové základny si nastavte vhodný počet kmitů. Na obrazovce osciloskopu se zobrazí oscilografický průběh hlásky, který zakreslete do protokolu. (Při analýze signálu hlásky na osciloskopu je možné „zastavit“ zobrazovaný signál na osciloskopu jemným

doladění časové základny - pomocí otočného červeného regulátoru na časovém panelu. Po doladění a „zastavení“ průběhu signálu je na obrazovce osciloskopu zobrazen vždy plný počet period, díky zapnuté externí časové synchronizaci signálu). Přepínač přepněte do polohy G. Regulátory na osciloskopu nechejte v nastavených polohách a snažte se změnou frekvence na generátoru střídavého napětí (volbou frekvenčního dosahu stlačením příslušného spínače i plynulou změnou pomocí otočného měniče) docílit stejného počtu „zastavených“ kmitů jako v případě hlásky. Frekvenci nastavenou na generátoru zapište

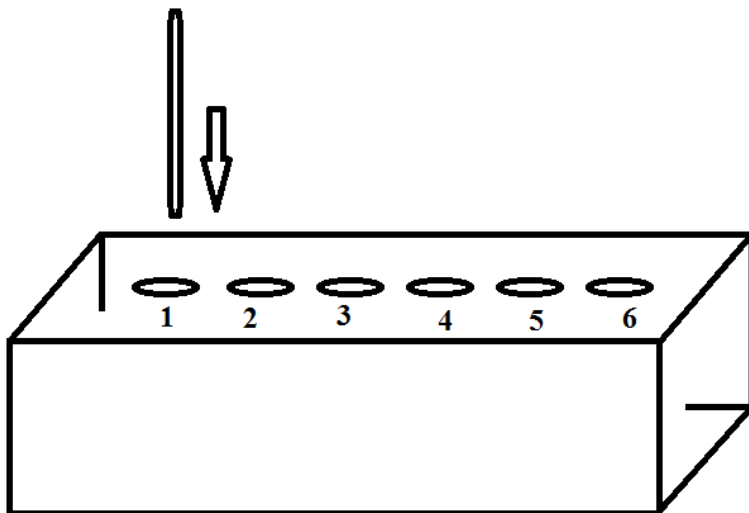
- Opakujte pro všechny samohlásky
- Zvolte některou z dříve měřených samohlásek a tuto intonujte nejnižším možným tónem. Změřte nepřímou příslušnou frekvenci takto intonované hlásky pomocí generátoru (bod první) a hodnotu frekvence zaznamenejte. Měření zopakujte s intonací stejné samohlásky nejvyšším možným tónem a zaznamenejte opět její frekvenci
- Nyní stanovte frekvenci ladičky. Ladičku uchopte co nejnižší, rozezvučte ji kladívkem a těsně přiblížte jejím čelem souose k mikrofonu. Na osciloskopu skokovým i plynulým regulátorem časové základny nastavte vhodný počet kmitů (2 nebo 3 a snažte se „zastavit“ signál opět dle bodu jedna) a jejich vhodnou amplitudu zesilovačem nebo regulátorem vertikálního vychylovacího systému osciloskopu. Přepínač na panelu přepněte do polohy G. Regulátory na osciloskopu ponechejte v nastavených polohách a snažte se změnou frekvence na generátoru střídavého napětí docílit stejného počtu „zastavených“ kmitů jako v případě signálu ladičky
- Zaznamenejte do protokolu náčrtem průběh signálu u jednotlivých samohlásek a jejich změřenou frekvenci. Uveďte nepřímou stanovenou frekvenci pro zvolené samohlásky po intonaci nejnižším a nejvyšším tónem. Dále zpracujte do protokolu signál ladiček: nákres a příslušné stanovené hodnoty frekvencí. Přesvědčte se, zda nalezené frekvence přibližně odpovídají skutečným frekvencím ladiček. V diskusi výsledky okomentujte a proveďte úvahu nad případnými rozdíly.

Klíčové pojmy:

- Osciloskop, elektrické napětí, elektrický proud, elektrický odpor, frekvence, formanty

MĚŘENÍ PARAMETRŮ ULTRAZVUKOVÉHO ZOBRAZENÍ A ULTRAZVUKOVÉHO OBRAZU

A) OVĚŘENÍ PROSTOROVÉ KALIBRACE PŘÍSTROJE A OBRAZU



Podstatou měření je vytvoření kalibrační křivky znázorňující závislost pozice měřeného objektu určenou pomocí ultrazvukového přístroje na reálné pozici objektu, tj. zhodnotit prostorovou kalibraci vytvářeného ultrazvukového obrazu

Potřeby: plastová nádoba dle nákresu naplněná vodou s řadou otvorů se stejnou vzájemnou vzdáleností, skleněná tyčinka, ultrazvukový přístroj (zobrazení B), ultrazvukový gel, pravítko

Postup měření:

- Seznamte se dle přiloženého manuálu přístroje s jeho funkcí a ovládáním
- Postupně vsunujte skleněnou tyčinku do otvorů v nádobě naplněné kapalinou (ultrazvukový model) a na displeji ultrazvukového přístroje měřte vzdálenost tohoto objektu (tyčinky) od čela sonografické sondy.
- Opakujte pro všechny pozice dle použitého ultrazvukového modelu
- Změřte pomocí pravítka reálné vzdálenosti pozic objektu v modelu od čela sondy

- Vytvořte grafickou závislost měřených vzdáleností na hodnotě reálné vzdálenosti pro všechny měřené pozice
- Výslednou závislost okomentujte

Klíčové pojmy: ultrazvuková vlna, rychlost šíření zvuku, diagnostický ultrazvuk, ultrazvukové echo, akustická impedance

B) MĚŘENÍ RYCHLOSTI ŠÍŘENÍ ULTRAZVUKU

V případě, že je ultrazvukový přístroj kalibrovaný na vodné prostředí, je možné porovnáním dob šíření ultrazvukové vlny, resp. rozdílem měřených vzdáleností s hodnotami pro vodní prostředí možno vypočítat rychlost šíření v jiném mediu.

Vzdálenost mezi sondou a místem odrazu je dána vzorcem :

$$D = \frac{v \cdot T}{2}$$

Kde T je doba mezi vysláním a přijetím ultrazvukového signálu, v je rychlost šíření ultrazvukového vlnění v daném prostředí. V případě prostředí vodného a jiného, např. glycerol, a za předpokladu že tyto dvě prostředí jsou rozměrově identická (reálná vzdálenost sonda-odrazová plocha D_x -prostředí jiné než voda a D_v - prostředím je voda), bude platit:

$$D_x = D_v \text{ a také } v_x T_x = v_v T_v$$

V případě objektů zobrazených na displeji přístroje (vzdálenost sonda-odrazová plocha v prostředí vodném či jiném) shoda měřených vzdáleností d_x a d_{voda} mezi sondou a odrazovou plochou nalezena nebude. Toto je dáno rozdílnou reálnou rychlostí šíření ultrazvuku v různých prostředích a výpočtem vzdáleností přístrojem pomocí rychlosti v_{voda} (či jiná, na kterou je přístroj naprogramován v základním nastavení).

Z toho faktu lze odvodit vztah pro výpočet reálné rychlosti šíření ultrazvukové vlny v neznámém prostředí v_x .

$$v_x = v_{voda} \frac{T_{voda}}{T_x} = v_{voda} \frac{d_{voda}}{d_x}$$

Potřeby: ultrazvukový přístroj, trojice totožných měřících modelů (trubice naplněná vodou, metanolem a glycerolem), ultrazvukový gel

Postup měření:

- Seznamte se s uživatelským manuálem ultrazvukového přístroje.

- Vytvořte ultrazvukový obraz nádoby naplněné vodou, změřte rozměr nádoby (pozice od čela sondy k vzdálené stěně nádoby).
- Měření opakujte pro glycerol i metanol.
- V tabulce srovnajte všechny tři změřené vzdálenosti d_{voda} , d_{metanol} , d_{glycerol} .
- Pomocí vzorce pro výpočet rychlosti šíření ultrazvukové vlny z poměrů délek d_{voda} , d_{metanol} a d_{glycerol} vypočítejte reálné rychlosti v_{metanol} a v_{glycerol} .

Klíčové pojmy: ultrazvuková vlna, rychlost šíření ultrazvuku, diagnostický ultrazvuk, ultrazvukové echo, akustická impedance

VLIV MEDIA NA ÚTLUM INTENZITY ULTRAZVUKU

Podstatou úlohy je kvantifikace intenzity ultrazvuku po průchodu různým prostředím. V úloze je měřen útlum ultrazvuku.

Potřeby: ultrazvukový terapeutický přístroj, hydrofon, osciloskop, prostředí, ultrazvukový gel, voda, olej, vzduch.

Postup měření

- Seznamte se s uživatelským manuálem ultrazvukového přístroje a hydrofonu
- Zjistěte kvalitu obrazu po průchodu různými typy medií – uz gelem, olejem, vodou, vzduchovou vrstvou
- Zapněte uz přístroj na hodnotu 1 MHz a 1 Wcm^{-2}
- Uveďte do provozu hydrofon a připojený osciloskop
- Změřte hodnotu intenzity ultrazvuku v různých mediích (gel, olej, voda, vzduch)
- Opakujte toto měření v pozicích 1,3,6,9 cm od povrchu sondy
- Vytvořte graf útlumu na vzdálenosti pro jednotlivá prostředí
- Porovnejte vzájemně jednotlivá prostředí z hlediska útlumu ultrazvuku

Klíčové pojmy: ultrazvukové pole, intenzita ultrazvuku, akustická impedance, útlum ultrazvuku, hydrofon

ÚČINKY ULTRAZVUKOVÉ LÁZNĚ - MECHANICKÉ

Podstatou realizace úlohy je vizualizace mechanického působení ultrazvukového pole a vzniku translačních sil v kapalném prostředí ve směru působení ultrazvuku.

Potřeby: akvárium s vodou, injekční jehla napojená hadičkou se svorkou na zásobní rezervoár, obarvený roztok, ultrazvukový přístroj

Postup měření

- Sestavte experimentální aparaturu dle přiloženého nákresu
- Naplňte rezervoár obarveným roztokem a umístěte jehlu v akváriu do úrovně ultrazvukové hlavice
- Zapněte ultrazvukový přístroj s volbou nejvyššího výkonu
- Uvolněte svorku na hadičce
- Nechejte „proudit“ obarvenou kapalinu injekční jehlou a pozorujte působení akustického tlaku a síly



Klíčové pojmy: ultrazvuková vlna, rychlost šíření ultrazvuku, diagnostický ultrazvuk, terapeutický ultrazvuk, intenzita ultrazvuku

FANTOM PRO DIAGNOSTICKÝ ULTRAZVUK

Podstatou této úlohy je vytvoření hypo a hyperechogení struktury v modelu tkáně.

Pomůcky: ultrazvukový přístroj, nafukovací balónek, želatina

Postup měření

- Vytvořte pomocí želatiny a balonků model tkáně
- Dle přiloženého návodu připravte želatinu do vhodné nádoby a do této umístěte malý balónek naplněný vodou, vzduchem, pískem
- Po vytvrnutí želatiny sledujte pomocí diagnostického ultrazvuku vzniklý model
- Popište odrazivost jednotlivých útvarů a tuto v diskusi srovnajte s reálnou tkání.

Klíčové pojmy: diagnostický ultrazvuk, echogenita, hypoechogení, hyperechogení prostředí

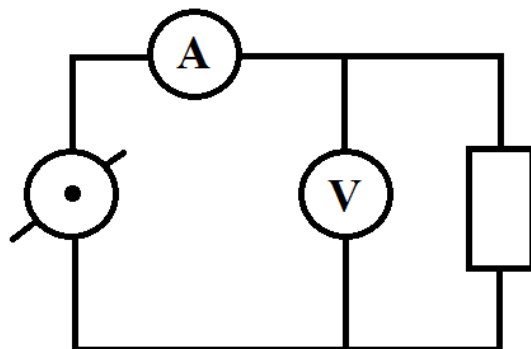
ELEKTŘINA

STEJNOSMĚRNÝ PROUD – VOLTAMPÉROVÁ CHARAKTERISTIKA VÝSTUPNÍHO ZDROJE NAPĚTÍ

Potřeby: propojovací vodiče, zdroj napětí, spotřebiče (odporový prvek), ohmmetr, ampérmetr, voltmetr

Postup měření:

- Sestavte obvod dle uvedeného schématu



- Nastavte nejnižší hodnotu napětí na zdroji a do tabulky zaznamenejte měřenou hodnotu napětí a proudu v obvodu.
- Postupně zvyšujte hodnotu napětí na zdroji a opakujte měření napětí a proudu měřenou voltmetrem a ampérmetrem v obvodu.
- Opakujte měření pro pět různých zvyšujících se hodnot výstupního napětí zdroje
- Vytvořte graf závislosti proudu na napětí, vypočítejte hodnotu ohmického odporu.

Klíčové pojmy: elektrický proud, elektromotorické napětí, elektrický odpor, Ohmův zákon, voltampérová charakteristika

STEJNOSMĚRNÝ PROUD – ZÁVISLOST VOLTAMPÉROVÉ CHARAKTERISTIKY TERMISTORU NA TEPLITĚ

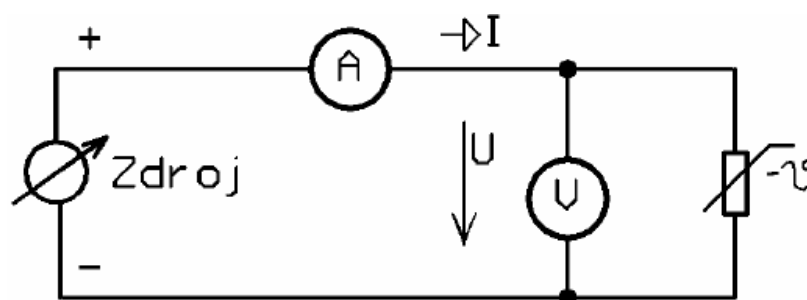
Termistor je polovodičová součástka, jejíž odpor s teplotou klesá. S rostoucí teplotou se v polovodiči uvolňuje stále více volných nosičů, proud roste a odpor termistoru se snižuje o několik řádů. Závislost hodnoty ohmického odporu R na teplotě T popisuje teplotní součinitel odporu α ($\Omega \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$).

$$\alpha = \frac{\Delta R}{\Delta T}$$

Potřeby: propojovací vodiče, zdroj napětí, spotřebiče (termistor), ohmmetr, ampérmetr

Postup měření:

- Sestavte obvod dle uvedeného schématu



- Nastavte nejnižší hodnotu napětí na zdroji a do tabulky zaznamenejte měřenou hodnotu napětí a proudu v obvodu.
- Postupně zvyšujte hodnotu napětí na zdroji a opakujte měření napětí a proudu měřenou voltmetrem a ampérmetrem v obvodu.
- Opakujte měření pro pět různých zvyšujících se hodnot výstupního napětí zdroje
- Vytvořte graf závislosti proudu na napětí, vypočítejte hodnotu ohmického odporu pro každé jednotlivé měření.
- Změřte pomocí ohmmetru odpor termistoru při pokojové teplotě.
- Pomocí teplého vzduchu ohřejte termistor a opět změřte jeho ohmický odpor.
- Vypočítejte teplotní součinitel odporu termistoru (počítejte s lineární závislostí odporu na teplotě v daném měřeném teplotním rozsahu)

Klíčové pojmy: vodič, polovodič, ampérmetr, voltmetr, napětí, proud, odpor, voltampérová charakteristika, teplotní součinitel odporu

STŘÍDAVÉ NAPĚTÍ - MĚŘENÍ NAPĚTÍ A FREKVENCE ELEKTRICKÝCH SIGNÁLŮ OSCILOSKOPEM

Potřeby: osciloskop, konektory a propojovací vodiče, zdroj střídavého napětí

Postup měření:

- Propojte osciloskop a zdroj střídavého napětí dle příslušného schématu
- Nastavte na zdroji náhodně hodnotu amplitudy napětí a hodnotu frekvence
- Na osciloskopu proveďte vhodnou volbu nastavení vertikálního a horizontálního zesílení signálu (pro optimální, resp. maximální vertikální velikost signálu na monitoru a 5-10 period hodnot period zobrazeného signálu) dle přiložené dokumentace
- Prvkem pro svislý posun stopy upravte polohu stopy zobrazeného signálu
- Zjistěte hodnotu vertikálního zesílení (vychylovacího činitele S) V/cm či V/dílek a tuto zaznamenejte
- Určete a zaznamenejte výšku stopy signálu v dílech souřadnicového rastru Y
- Určete hodnotu amplitudy napětí U_{\max} – násobením příslušné výšky stopy a hodnoty vertikálního zesílení $U_{\max} = Y \cdot S$
- Určete hodnotu efektivního napětí U_{ef}
- Prvkem pro vodorovný posun stopy upravte polohu stopy zobrazeného signálu
- Zjistěte hodnotu horizontálního zesílení (časové základny T) s/cm či s/dílek a tuto zaznamenejte
- Určete a zaznamenejte počet celých period signálu N a odpovídající počet dílů souřadnicového rastru X
- Určete hodnotu frekvence – $f = \frac{N}{X \cdot T}$
- Opakujte měření pro další na generátoru náhodně zvolené výstupní hodnoty napětí a frekvence

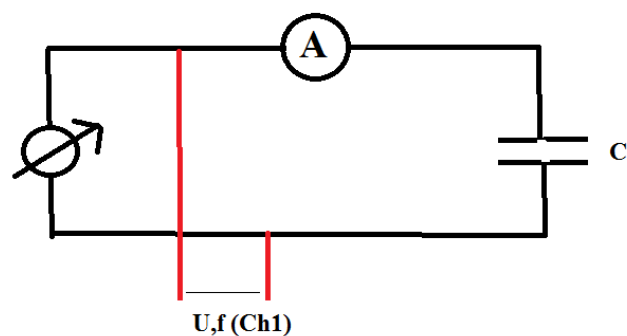
Klíčová slova: osciloskop, katodová trubice, střídavé elektrické napětí, střídavý elektrický proud, vychylovací činitel, časová základna, elektrický biosignál

MĚŘENÍ KAPACITY KONDENZÁTORU

Potřeby: regulovatelný zdroj napětí, vodiče a konektory, kondenzátory, ampérmetr, osciloskop

Postup měření:

- Sestavte elektrický obvod dle schématu, připojte kondenzátor C_1



- Na zdroji nastavte požadovanou první hodnotu výstupního napětí
- Pomocí ampérmetru určete procházející proud
- Pomocí osciloskopu určete hodnotu měřeného napětí v obvodu a jeho frekvenci
- Vypočtete hodnotu kapacitance X_c a hodnotu kapacity kondenzátoru C_1
- Měření opakujte pro druhou stanovenou hodnotu výstupního napětí
- Z obou naměřených a vypočítaných hodnot kapacit určete hodnotu průměrnou a tuto porovnejte s tabelovanými hodnotami kapacity použitého kondenzátoru
- Stejným postupem měření určete hodnotu kapacity druhého kondenzátoru
- V dalším kroku zapojte oba kondenzátory do obvodu sériově a určete jejich celkovou kapacitu stejným způsobem, jako v předcházejícím měření a tuto porovnejte s teoretickým výpočtem
- V posledním kroku zapojte oba kondenzátory do obvodu paralelně a určete jejich celkovou kapacitu stejným způsobem, jako v předcházejícím měření a tuto porovnejte s teoretickým výpočtem

Klíčové pojmy: Kondenzátor, kapacita, kapacitance, elektrický náboj, voltampérová charakteristika, elektrická indukce

KONDUKTOMETRICKÉ STANOVENÍ VODIVOSTI MEMBRÁNY

Potřeby: NaCl, permeabilní membrána (mikrotenový sáček), konduktometr, destilovaná voda, kádinky, tyčinka k míchání roztoku

Postup měření:

- V kádince připravte 300 ml nasyceného roztoku NaCl
- Do připravené kádinky nalijte destilovanou vodu (300 ml) a do ní ponořte model propustné membrány
- Naplňte model membrány připraveným roztokem NaCl
- Změřte měrnou vodivost (γ) a teplotu (t) roztoku konduktometrem
- Destilovanou vodou (ze stříčky) důkladně opláchněte měřící celou přístroje
- Měřte měrnou vodivost (γ) a teplotu (t) v prostředí destilované vody v čase 0, 5, 10, 15, 20, 25, 30 min. Před odečtením hodnoty důkladně promíchejte roztoky pohybem kádinky a vyčkejte do ustálení hodnoty na přístroji.
- Sestrojte graf závislosti měrné vodivosti na čase
- V diskuzi okomentujte děje probíhající v elektrolytu a na modelu membrány včetně použití rovnice, která by nejvhodněji popisovala stav v rovnováze. Diskutujte další vývoj křivky popisující hodnotu vodivosti v závislosti na čase

Klíčové pojmy: disociace, elektrolyt, vodivost, iont, elektroda, membránové napětí, Nernstova rovnice, Donnanova rovnice

KONDUKTOMETRICKÉ STANOVENÍ KONCENTRACE ELEKTROLYTU

Potřeby: NaCl, konduktometr, destilovaná voda, roztok NaCl o neznámé koncentraci, váženka, váha, odměrný válec, kádinky

Postup měření:

- Navážením vhodného množství NaCl připravte vodné roztoky o výsledné koncentraci 50, 100 a 150 gL⁻¹
- Pomocí konduktometru určete postupně jejich vodivost
- Změřte vodivost roztoku NaCl o neznámé koncentraci
- Vytvořte graf závislosti vodivosti NaCl na koncentraci
- Pomocí tohoto grafu a metody interpolace a extrapolace určete koncentraci neznámého měřeného roztoku

Klíčové pojmy: konduktometrie, nasycený roztok, vodivost, metoda extrapolace a interpolace, hmotnostní a molární koncentrace

IMPEDANCE TKÁNĚ

Potřeby: ohmmetr (multimetr), vodiče, držák s dvojicí elektrod (zajišťující jejich konstantní vzdálenost během měření), alkohol, EKG gel, destilovaná voda, buničitá vata

Postup měření

Proměřte pomocí čidla a digitálního přístroje přepnutého na měření odporu kožní odpor na třech různých částech těla. Zjistěte vliv zvlhčení pokožky na kožní odpor. Naměřené hodnoty zpracujte do tabulky.

- V případě potřeby sestavte měřící obvod pomocí ohmmetru, elektrod a vodičů.
- Na předloktí vyšetřované osoby upevněte držák s dvojicí elektrod vodivě spojenými pomocí vodičů s ohmmetrem.
- Zapněte ohmmetr a nastavte vhodný měřící rozsah.
- Zaznamenejte příslušnou hodnotu odporu z displeje přístroje.
- Sejměte elektrody a pokožku odmastěte pomocí alkoholu, poté přiložte elektrody na stejná místa a měření opakujte.
- Obdobně opakujte s aplikací destilované vody mezi elektrody a pokožku.
- Obdobně aplikujte EKG gel a měřte stejným způsobem.
- Celé měření opakujte (bez kontaktního media, po odmaštění alkoholem, s destilovanou vodou a EKG gelem) na jiné části těla. Tuto zvolte dle uvážení či konzultaci s vyučujícím, např. na dlani, tváři, lýtku či oblasti břicha.

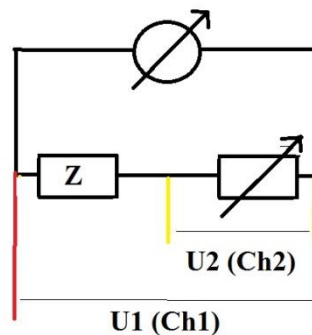
Klíčové pojmy: odpor, impedance, ohmmetr, Ohmův zákon, kapacita, kondenzátor

STŘÍDAVÉ NAPĚTÍ – IMPEDANCE MODELU TKÁNĚ 1

Potřeby: Různé směsi kapalin (model č.1 - fyziologický roztok, model č.2 - 25% roztok glycerínu ve fyziologickém roztoku, model č.3 - 75% roztok glycerínu ve fyziologickém roztoku, model č.4 - destilovaná voda), osciloskop, generátor střídavého napětí, konektory a vodiče

Postup měření:

- Sestavte měřící obvod dle přiloženého schématu.

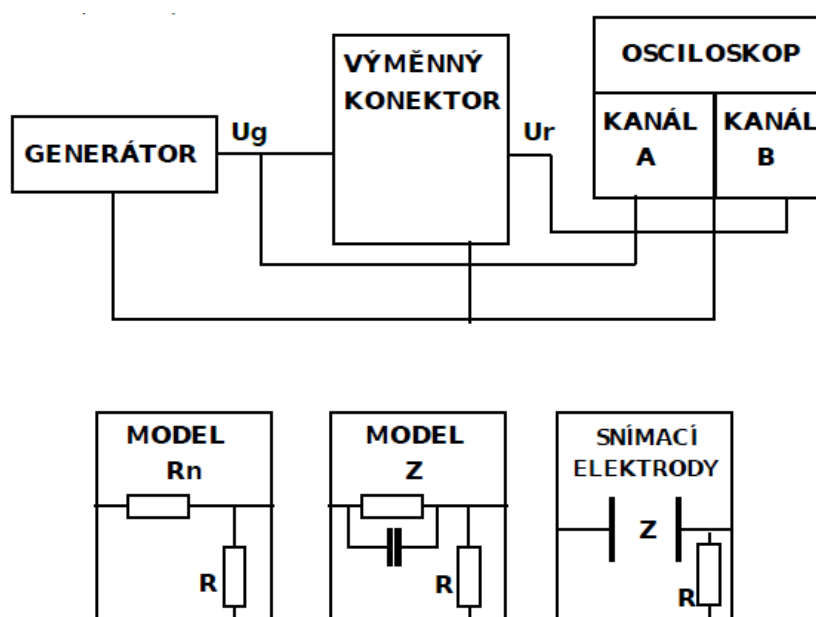


- Kanál 2 (Ch2) měří napětí U_r na reálném odporu R . Použitím naměřeného napětí U_r a známosti hodnoty odporu R lze vypočítat proud I protékající obvodem $I = \frac{U_r}{R}$. Pro kanál 1 (Ch1) měřící napětí U_z na známém odporu R i na impedančním prvku Z bude platit: $U_z = (Z+R) \cdot I$, po úpravě a substituci proudu I je $U_z = (Z + R) \cdot \frac{U_r}{R}$ a výsledná hodnota bioimpedance odpovídá $Z = \left(\frac{U_z}{U_r} - 1\right) \cdot R$.
- Postupně změřte hodnotu elektrického napětí pomocí kanálu 1 a 2 na zapojeném osciloskopu pro všechny připravené modely tkáně (roztoky o různém složení) a to pro frekvence 50 Hz, 5 kHz, 50 kHz. Pro model č.1 a model č.2 nastavte hodnotu proměnlivého odporu na 1 k Ω , pro model č.3 a č.4 na 10 k Ω .
- Určete impedanci vzorků pro jednotlivé frekvence
- Vytvořte graf závislosti impedance na hodnotě frekvence pro všechny měřené modely

Klíčové pojmy: impedance, odpor, frekvence, napětí, proud

STŘÍDAVÉ NAPĚTÍ – SROVNÁNÍ IMPEDANCE MODELU TKÁNĚ A REÁLNÉ TKÁNĚ

Potřeby: Nízkofrekvenční generátor střídavého napětí (dále jen "generátor"), dvoukanálový osciloskop, propojovací modul, propojovací vodiče, 2 výměnné konektory obsahující kromě známého rezistoru model tkáně (paralelní zapojení rezistoru a kondenzátoru) nebo separovaný rezistor, výměnný konektor se známým rezistorem R a s vodiči ke snímacím elektrodám, snímací kožní elektrody, buničitá vata, EKG gel, éter.



Celkové schéma zapojení a zapojení jednotlivých prvků obvodu

Postup měření:

- K propojovacímu modulu připojte (dle naznačených symbolů na modulu) vodiče z generátoru a z obou kanálů A i B vertikálního zesilovače osciloskopu (do zemnicích zdírekmodulu (\perp) připojte zelené zemnicí banánky vodičů z generátoru či osciloskopu). Doodpovídající zásuvky modulu zasuněte konektor se separovanou rezistancí pro měření rezistance modelu tkáně (R_n). Správnost zapojení porovnejte s blokovým schématem úlohy. Uveďte do provozu osciloskop a generátor. Na kanálu A vertikálního zesilovače osciloskopu nastavte vychylovací činitel 0,5V/dílek (tj. půl voltu na jeden díl měřicího rastru).

- Na generátoru zvolte frekvenci 100Hz a regulací jeho výstupního napětí nastavte výšku zobrazené stopy na kanálu A osciloskopu na 2 díly měřicího rastru ($U_g = 1V$).
- Dle velikosti zobrazeného signálu na kanálu B osciloskopu nastavte vhodnou hodnotu vychylovacího činitele vyhovující přesnému odečtení výšky stopy. Do připravené tabulky si zaznamenejte frekvenci měřeného napětí, výšku stopy na kanálu B v dílech měřicího rastru a nastavenou hodnotu vychylovacího činitele (pro stanovení napětí U_r).
- Na generátoru nastavujte postupně další frekvence: 1 kHz, 10 kHz a 100 kHz. Po každém nastavení frekvence zkontrolujte, případně upravte výstupní napětí generátoru na kanálu A osciloskopu (1V) a opakujte postup popsany v bodu 3.
- Frekvenci časové základny osciloskopu přizpůsobujte frekvenci napětí z generátoru za účelem přesného odečítání výšky stop na obrazovce.
- Do zásuvky propojovacího modulu zasuněte konektor pro měření impedance označený Z, který obsahuje paralelní zapojení rezistoru a kondenzátoru (zapojení porovnejte s blokovým schématem úlohy). K proměření impedance tohoto modelu tkáně opakujte postup uvedený v bodech 2, 3 a 4.
- Do zásuvky propojovacího modulu zasuněte konektor s vodiči ke snímacím elektrodám umožňující měření impedance tkáně (zapojení porovnejte s blokovým schématem úlohy). Na horní končetinu, nejlépe na předloktí, připevněte pomocí upevňovacího gumového pásku obě elektrody (na dorzální a volární stranu) na místa, která byla předtím odmaštěna éterem a potřena EKG gelem. Prostřednictvím banánků připojte k elektrodám vodiče z konektoru na propojovacím modulu. K proměření impedance tkáně opakujte postup uvedený v bodech 2, 3 a 4.
- Velikost neznámé rezistence R_n , impedance modelu Z a impedance tkáně Z_{tk} pro jednotlivé frekvence vypočtete z napětí U_m , U_z a U_{tk} (což je rozdíl výstupního napětí generátoru a napětí na známém rezistoru R) a z proudu I_m , I_z a I_{tk} , který celým obvodem protéká (ten vypočítáme z napětí na známém rezistoru R a z jeho hodnoty ohmického odporu R, který odečtete v tabulce přiložené u úkolu, a to dle číselného označení na konektorech). Pro výpočty použijte vztahy:

$$R_n = \frac{U_m}{I_m} = \frac{U_g - U_r}{\frac{U_r}{R}} \qquad Z(Z_{tk}) = \frac{U_z}{I_z} = \frac{U_g - U_r}{\frac{U_r}{R}} \quad |\Omega|$$

•

- Vytvořte tabulku s hodnotami výšky stopy zobrazeného signálu, vychylovacího činitele a vypočtenými hodnotami všech napětí U_r pro jednotlivé frekvence, další tabulku s hodnotami vypočtených rezistancí, impedancí modelu a impedancí tkáně pro jednotlivé měřené frekvence
- Graficky znázorněte v jednom grafu závislost měřených a vypočtených hodnot odporových charakteristik obvodů na frekvenci včetně průběhu impedance reálné tkáně
- Diskutujte podobnost R , X_c a Z charakteristik měřených obvodů vůči impedanční charakteristice reálné tkáně

Klíčové pojmy: impedance, kapacitance, rezistence, induktance, elektrický odpor, elektrické napětí, elektrický proud

ELEKTROFORÉZA = SIMULACE IONTOFORÉZY

Elektroforéza je jedna z možných separačních a analytických metod, založená na rozdílné mobilitě iontů analytu v silovém poli mezi kladnou a zápornou elektrodou. Navržená úloha přináší možnost rozeznat druh látky a určení vlastností (které látky budou putovat rychleji, které pomaleji, které neputují vůbec). Na základě této úlohy bude vysvětlen pojem aktivního doručení léčiv – iontoforéza.

Potřeby: elektroforéza, agarový gel, barevná látka iontové povahy

Postup měření:

- Připravte dle přiloženého návodu elektroforetický gel
- Aplikujte dle přiloženého návodu látku na počátek k elektrodě (pozor na polaritu elektrody)
- Sledujte, jak látka putuje k druhé elektrodě s opačným nábojem

Klíčové pojmy: elektroforéza, Coulombův zákon, katoda, anoda, náboj, iontoforéza

SIMULACE ELEKTRICKÉHO OHŘEVU TKÁNĚ

Dle Joulova zákona platí, že teplo Q , které vzniká při průchodu stejnosměrného ustáleného proudu vodičem, je přímo úměrné součinu proudu I , napětí U a doby t , po kterou proud prochází. Při průchodu proudu prostředím se bude tedy toto zahřívat, a to v závislosti na měrném elektrickém odporu tohoto prostředí. Cílem úlohy je simulace ohřevu tkání pomocí elektrického proudu v závislosti na rozdílné vodivosti.

Potřeby: BTL multifunkční fyzioterapeutický přístroj, termočlánek, konduktometr, želatina, sůl, multimetr, osciloskop

Postup měření:

- Dle přiloženého návodu uveďte do provozu multifunkční terapeutický přístroj
- Pomocí multimetru a osciloskopu změřte charakteristiku aplikovaných proudů (frekvenci, napětí)
- Vytvořte roztoky želatiny o různé koncentraci soli (poloviční a pětinový obsah soli odpovídající koncentraci fyziologického roztoku, hodnota soli odpovídající fyziologického roztoku, dvojnásobek a pětinásobek soli rovnající se koncentraci fyziologického roztoku)
- Změřte pomocí konduktometru vodivost takto vyrobených roztoků
- Nechejte procházet elektrický proud přes tyto vyrobené želatinové modely tkání (příložením či ponořením dvojice elektrod z terapeutického přístroje). Tento z předchozích zjištěných hodnot napětí a vodivosti vypočítejte.
- Změřte hodnotu teploty želatiny v okolí aplikovaných elektrod pomocí termočlátku
- Vytvořte tabulku a graf porovnávající elektrický proud a naměřené příslušné teploty

Klíčové pojmy: Joulovo teplo, elektrický proud, vodivost, elektrický odpor, terapeutické proudy

ELEKTROMAGNETICKÉ POLE

SPEKTROFOTOMETRICKÁ CHARAKTERISTIKA SVĚTELNÝCH ZDROJŮ

Podstatou úlohy je analýza spektra elektromagnetického záření vybraných zdrojů a charakteristika barevných optických filtrů pomocí spektrofotometru.

Potřeby: spektrofotometr, počítač s vhodným software, zdroje elektromagnetického záření (klasická žárovka, zářivka, světlo emitující dioda (LED) různých barev, světlo emitující dioda v oblasti IF, barevné optické filtry, podrobný návod na práci s použitým spektrofotometrem a příslušným software

Postup měření

- Seznamte se s funkcí použitého spektrofotometru a příslušného software
- Proměřte jednotlivé světelné zdroje a zaznamenejte jejich spektrální charakteristiky (frekvenci či vlnovou délku)
- Srovnejte maxima frekvencí či vlnových délek pro jednotlivé zdroje mezi sebou v tabulce
- Změřte absorpční a emisní spektrum pro všechny barevné filtry F1, F2 a F3 (otestujte pro všechny dříve měřené světelné zdroje) a zpracujte do přehledné tabulky

Klíčové pojmy: spektrofotometr, barevný filtr, spektrum elektromagnetického záření, charakteristika elektromagnetického záření

TERMOTERAPIE

MĚŘENÍ TEPLoty POVRCHU TĚLA TERMOČLÁNKEM

Kalibrace termočlánku a ověření průběhu jeho teplotní závislosti. Měření teploty povrchu těla kalibrovaným termočlánkem.

Potřeby: Digitální mikrovoltmetr, vodiče s dvojicí termočlánků, rtuťový teploměr, kádinka, Dewarova nádoba s ledovou tříští, elektrický ohřívač s míchačkou, buničitá vata desinfekce.

Postup měření:

- Do kádinky nalijte vhodné množství vody o teplotě co nejbližší 20°C a umístěte ji na ohřívač. Rtuťový teploměr upevněte ve stojanu tak, aby jeho nádržka se rtuťí byla v kádince asi uprostřed vodního sloupce. Do stejné výšky vložte i čidlo termočlánku připojené k multimetru.
- Ověřte nastavení multimetru pro měření stejnosměrného napětí U (přetočte otočný spínač do polohy mV a pokud tomu tak již není, stlačením přepínače SELECT zvolte režim stejnosměrného proudu)
- Zapněte míchačku a asi za dvě minuty odečtěte a zapište teplotu na rtuťovém teploměru a jí odpovídající hodnotu termoelektrického napětí na multimetru.
- Zapněte topení ohřívače a odečítejte hodnoty teplot a jim odpovídající termonapětí až do 50°C po každém zvýšení teploty vody o 5°C. Pomalejší nárůst teploty umožňuje přesnější kalibrační měření.
- Termočlánek vyjměte z kádinky, osušte buničitou vatou, desinfikujte pomocí ethanolu a proveďte měření teploty jeho pomocí (termonapětí) na tváři, konci nosu, dlani, v podpaží a uvnitř nádoby na stole.
- Vytvořte graf závislosti termonapětí na teplotě, pomocí extrapolace a interpolace určete teplotu měřené části lidského těla a také uvnitř nádoby umístěné na stole. Vypočítejte Seebeckův koeficient pro daný typ termočlánku a odhadněte, jaký druh termočlánku byl v úloze použit. (Extrapolace - přibližný výpočet (grafické určení))

hodnot funkce v bodě ležícím vně intervalu z hodnot funkce v krajních, příp. i některých vnitřních bodech intervalu Interpolace - přibližný výpočet (grafické určení) hodnot funkce v bodě ležícím uvnitř intervalu z hodnot funkce v krajních, příp. i některých vnitřních bodech intervalu)

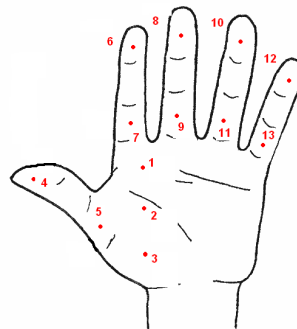
CHLADOVÝ TEST I

Úloha je zaměřená na zjištění rychlosti termoregulace horní končetiny pomocí termokamery, záznam reakce na odebrání tepla z organismu.

Potřeby: lázeň, termokamera, termočlánek, časovač

Postup měření:

- Zaznamenejte povrchovou teplotu horních končetin pomocí termokamery (ventrální strana, obě končetiny společně)
- Ponořte jednu končetinu do úrovně zápěstí na dostatečně dlouhou dobu (cca 2 min) do vodní lázně s teplotou vody maximálně 10°C (teplotu vody změřte termočlánkem, případně lihovým teploměrem)
- Snímejte končetinu termokamerou a ukládejte termogram každých 30 s po dobu 10 minut
- Proveďte analýzu termogramů v PC (software QuickReporter). Dle obrázku zvolte 3 zájmové body, kde bude teplota vyhodnocena. Porovnejte hodnoty ochlazené končetiny s kontrolní končetinou
- Vytvořte grafy závislosti teploty na čase pro vybrané měřící body
- Úlohu je možné opakovat s rozdílem, že končetinu zatížíte aktivním cvičením (např. zvedání činky, tomto případě snímejte dorzální stranu ruky).



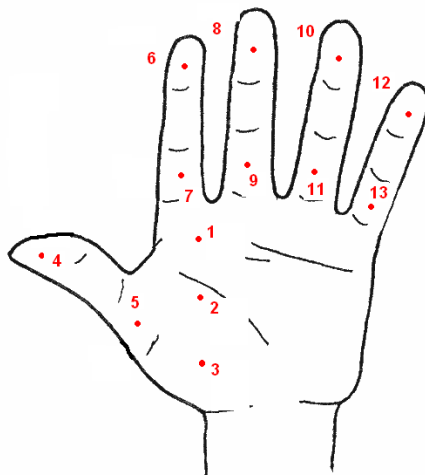
CHLADOVÝ TEST II

Úloha je zaměřená na zjištění rychlosti termoregulace horní končetiny pomocí termokamery, záznam reakce na přijímání tepla z okolí.

Potřeby: lázeň, termokamera, termočlánek, časovač

Postup měření:

- Zaznamenejte povrchovou teplotu horních končetin pomocí termokamery (ventrální strana, obě končetiny společně)
- Ponořte jednu končetinu na dostatečně dlouhou dobu (cca 2 min) do vodní lázně s teplotou vody minimálně 35°C (teplotu vody změřte termočlánkem, případně lihovým teploměrem)
- Snímejte končetinu termokamerou a ukládejte termogram každých 30 s po dobu 10 minut
- Proveďte analýzu termogramů v PC (software QuickReporter). Dle obrázku zvolte 3 zájmové body, kde bude teplota vyhodnocena. Porovnejte hodnoty ochlazené končetiny s kontrolní končetinou
- Vytvořte grafy závislosti teploty na čase pro vybrané měřicí body



STANOVENÍ POVRCHOVÉ TEPLoty ORGANISMU

Úloha je založena na měření povrchové teploty lidského těla pomocí různých měřících přístrojů.

Potřeby: Termočlánek, termokamera, infračervený teploměr

Postup měření:

- Zvolte si libovolnou část těla a zaznamenejte povrchovou teplotu pomocí termokamery a na stejném místě pomocí termočlátku
- Sledujte rozdíly v naměřených teplotách a okomentujte případnou odlišnost ve výsledku

VLIV OCHLAZOVÁNÍ NA POVRCHOVOU TEPLOTU

Úloha je založena na měření povrchové teploty lidského těla pomocí termokamery a pozorování vlivu proudění vzduchu na výslednou teplotu

Potřeby: Termokamera, infračervený teploměr, ventilátor,

Postup měření:

- Zvolte si libovolnou část těla a zaznamenejte povrchovou teplotu pomocí termokamery nebo infračerveného teploměru
- Zapněte ventilátor a exponujte končetinu proudění vzduchu. Souběžně snímejte končetinu pomocí termokamery a sledujte rozdíly v naměřených teplotách

DOPLŇKOVÉ ÚLOHY

MĚŘENÍ KREVNÍHO TLAKU NEPŘÍMOU METODOU

Měření tlaku krve auskultační metodou rtuťovým tonometrem Měření tlaku krve auskultační metodou digitálním tonometrem a jeho statistické zpracování

Potřeby: Fonendoskop, rtuťový a digitální tonometr

Postup měření:

Měření rtuťovým tonometrem.

- Nafukovatelnou manžetu přiložte na paži sedící vyšetřované osoby ve výši srdce, rtuťový manometr umístěte do stejné výše.
- Naslouchátko fonendoskopu přiložte do loketní jamky na arterii brachialis. Pomocí balónku nafoukněte odhadem na hodnotu vyšší než je systolický tlak krve (zpravidla stačí cca 160mmHg).
- Tlak v manžetě pomalu snižujte a odečtěte systolický a diastolický tlak. Měření opakujte třikrát.
- Vypočítejte průměrnou hodnotu systolického a diastolického tlaku, výsledné hodnoty přepočítejte na Pascaly.

Měření digitálním tonometrem.

- Nafukovatelnou manžetu přiložte na paži sedící vyšetřované osoby ve výši srdce, tonometr umístěte do stejné výše.
- Při měření postupujte dle návodu ke konkrétnímu tonometru, měření opakujte 11x.
- Vypočítejte pro systolický i diastolický tlak aritmetický průměr, směrodatnou odchylku a určete modus a medián.

MĚŘENÍ RYCHLOSTI TOKU KRVE

Úkolem je měřit rychlost toku krve v artériích radialis na pravé i levé ruce

Potřeby: Přístroj BIDOP, počítač se software Smart-V-Link, UZ gel

Postup měření:

- Zapněte počítač a spusťte program Smart-V-Link Ver2.0.
- Do informací o pacientovy zadejte vaše jméno a příjmení, klikněte na okénko „uložit“
- Poté klikněte na okénko „Nastavení“. Spusťte přístroj pro měření „Bidop“ zmáčknutím prostředního (červeně označeného) tlačítka a v nastavení software klikněte na „Search comm“. Potvrďte spuštění přístroje. Jakmile dojde k propojení přístroje s počítačem je možné začít měřit.
- Opět klikněte na tlačítko „Hlavní obrazovka“, z nabídky vyberte položku „Horní končetiny segmentálně“
- Měřit budete pravý „Radial“. Kliknutím na okno pod příslušným nápisem (Pravý a Radial) dojde k zobrazení online křivky měření. Palpací zjistěte místo pulzu, na toto místo naneste malou kapku UZ gelu. Přiložte sondu (proti směru toku krve) pod úhlem cca 60° a velmi pomalým posuvem nalezněte místo nejsilnějšího signálu, jakmile bude tento nejsilnější signál snímán dostatečnou dobu (jeho velikost se nebude na celé obrazovce měnit) stiskněte tlačítko na sondě. Po načtení křivky je možné kliknout na okénko „Rozhodnutí“.
- Bod 5 opakujte pro levý Radial.
- „Tisk“ výsledků – pro každou končetinu samostatně – pravým tlačítkem myši klikněte na okno s uloženým záznamem nejprve levé ruky, stiskněte tisk, vytvoříte PDF dokument, který uložte do složky „Dopplerovská měření“ a pojmenujte Vaším jménem a písmenem L, stejným postupem uložte výsledek pravé ruky. Oba dokumenty uložte na vaši „flash paměť“ použijte k vyhodnocení.
- Diskutujte správnost získaných výsledků, zamyslete se nad rychlostí proudění krve v různých částech těla, rozdílu v rychlosti proudění v cévách a žilách, ovlivnění rychlosti aterosklerozou.

VISKOZITA

Měření a výpočet kinematické viskozity neznámé kapaliny.

Potřeby: Ostwaldův viskozimetr, elektrický ohřívač s elektromagnetickou míchačkou, míchadlo, stojan stopky, teploměr, vodní vývěva, kádinka, pipety, destilovaná voda, kapalina o neznámé viskozitě.

Postup měření:

- Na dno kádinky položte míchadlo, naplňte ji vodou z vodovodu a postavte na elektrický ohřívač.
- Suchý a čistý Ostwaldův viskozimetr upevněte do stojanu a ponořte do vodní lázně tak, aby její hladina byla pokud možno nad zásobníkem v kapilárním rameni viskozimetru.
- Do širšího ramene viskozimetru napipetujte 10ml kapaliny o neznámé viskozitě, zapněte míchačku bez topení a po několika minutách změřte teplotu vodní lázně (T1)
- Ke kapilárnímu rameni viskozimetru připojte hadičku z umělé hmoty (není-li již připojena) a kapalinu nasajte pomocí nástavce na pipety nad horní rysku v kapilárním rameni. Poté nechte kapalinu volně proudit do původní polohy a změřte čas potřebný k poklesu hladiny kapaliny od horní rysky po dolní. Měření nejméně třikrát zopakujte, tak abyste získaly alespoň tři výsledky s malým rozptylem, z nichž vypočítejte průměrný čas.
- Zapněte topení (míchačka stále míchá!) a sledujte teplotu vodní lázně, po dosažení teploty o 5°C vyšší (T2) vypněte topení a popsáním způsobem změřte časy potřebné k poklesu hladiny kapaliny v kapilárním rameni viskozimetru od horní rysky po dolní.
- Stejným způsobem změřte časy průtoku při teplotách T3 a T4, které jsou vždy o 5°C vyšší ($T4 = T1 + 15^{\circ}\text{C}$). 6) Viskozimetr vyprázdněte, vypláchněte destilovanou vodou a částečně vysušte pomocí vodní vývěvy. Připravte novou vodní lázeň a ponořte do ní viskozimetr. Do širšího ramene viskozimetru napipetujte 10ml destilované vody, zapněte míchačku bez topení a po několika minutách změřte teplotu vodní lázně (T1), teplotu pokud možno upravte tak aby byla stejná jako při měření neznámé kapaliny.
- Obdobným způsobem změřte časy průtoku při teplotách T2, T3 a T4 vodní lázně.
- Vytvořte tabulku výsledků měření. Vypočítejte kinematickou viskozitu zkoumané kapaliny při teplotách T1 až T4. (Pro výpočet kinematické viskozity destilované vody

použijte hodnoty pro hustotu a dynamickou viskozitu destilované vody z tabulky uvedené v Doplňcích teorie).

- Vytvořte do jednoho souřadnicového systému graf závislosti kinematické viskozity vody i neznámé kapaliny na teplotě. V diskusi uveďte, jak mohou viskózní (elastické, visko-elastické) vlastnosti látek ovlivňovat funkčnost různých biologických objektů (na buněčné, tkáňové i orgánové úrovni).

POVRCHOVÉ NAPĚTÍ KAPALIN

Určení povrchového napětí různě koncentrovaných roztoků žlučové kyseliny a srovnání s povrchovým napětím vody. Ověření povrchového napětí pro různě koncentrované roztoky kyseliny žlučové a CTAB pomocí stalagmometru.

Potřeby: Digitální tenziometr K9, stalagmometr, destilovaná voda, žlučová kyselina, CTAB, váhy, teploměr, váženky (4 ks)

Postup měření:

- Měření provedete tenziometrem K9. Tenziometr zapněte stiskem ON.
- Stiskem tlačítka MODE se nastaví režim PLATE (není-li již nastaven).
- Do skleněné kádinky tenziometru vlijte vodu. POZOR-užíváte-li kolečko vpravo pro hrubé nastavení, musí být odpojen motor (povolení šroubu na levé straně tenziometru)!!!!
- Otáčením pravého kolečka pro hrubý posuv vyjed'te stolkem nahoru těsně pod spodní hranu destičky (k lepšímu nastavení může pomoci sledování odrazu spodní hrany destičky na hladině kapaliny).
- Vynulujte systém pro měření síly stiskem tlačítka ZERO.
- Nyní vyjed'te stolkem nahoru, aby došlo k celkovému smočení destičky.
- Připojte motor dotažením šroubu na levé straně a stiskem tlačítka DOWN sjíždějte stolkem dolů a současně sledujte displej tenziometru. Těsně před odtržením destičky od hladiny bude hodnota povrchového napětí největší. Tuto hodnotu zapište. Měření opakujte stejným způsobem pro všechny dostupné koncentrace žlučové kyseliny a CTAB. Výsledky uveďte do tabulky.
- Měření nyní proveďte pomocí stalagmometru
- Na vahách zjistěte hmotnost jednotlivých suchých váženek.
- Do stalagmometru vlijte destilovanou vodu. Po odkapání několika kapek do odkapávací misky vložte pod výtokovou část stalagmometru suchou váženku a nechejte do ní odkapat 50 kapek.
- Váženku s kapalinou zvažte a určete hmotnost 50-ti kapek.
- Měření opakujte pro všechny roztoky kyseliny žlučové o různé koncentraci (využijte dalších váženek).

- Povrchové napětí roztoků se vypočítáte ze vztahu: $\gamma = \gamma_{ref} \cdot m$, kde index ref označuje hodnoty pro srovnávací kapalinu (destilovanou vodu), její povrchové napětí při dané teplotě najdeme v tabulce (viz doplňky).
- V diskusi srovnajte naměřené hodnoty destilované vody s hodnotami různě koncentrovaných roztoků kyseliny žlučové a CTAB
- Také porovnejte hodnoty pro roztoky kyseliny žlučové a CTAB při použití digitálního tenziometru K9 a stalagmometru, jak se hodnoty liší a proč? Pokuste se zdůvodnit vzniklé chyby měření.

ČÁST TŘETÍ

KONTROLNÍ OTÁZKY

ULTRAZVUK

- 1) Co to je ultrazvuk?
- 2) Jak se šíří ultrazvukové vlnění?
- 3) Jakou rychlostí se šíří ultrazvuk ve vakuu?
- 4) Jaké znáte zdroje ultrazvukového vlnění?
- 5) Jaké se používají veličiny a jednotky pro popis ultrazvuku?
- 6) Co je to kavitace? Jaké jsou její účinky na lidský organismus?
- 7) Jak jsou definovány Rayleighovy vlny?
- 8) Co je to rázová vlna? Jaký je rozdíl mezi rázovou a ultrazvukovou vlnou?
- 9) Jaké jsou hlavní odvětví v medicíně, kde se ultrazvuk používá?
- 10) Jakých maximálních hodnot intenzit UZ ve W/cm^2 se může používat při terapii a proč ne vyšších?
- 11) Co je nutné při samotné aplikaci ultrazvuku zajistit?
- 12) Jaké rozlišujeme typy sond a jaké je jejich základní použití?
- 13) Která sonda bude použita pro zobrazení/ošetření hluboko položených tkání – vyšší, či nižší frekvencí? Proč?
- 14) Která sonda bude použita pro zobrazení/ošetření tkání těsně pod povrchem - vyšší, či nižší frekvencí? Proč?
- 15) Vysvětlíte, jakým způsobem vzniká ultrazvukový obraz?
- 16) Jaké existují módy ultrazvukového zobrazení?
- 17) Co je to Dopplerův efekt? Jak se jej využívá v medicíně?
- 18) Jaký typ filtru je úzce spjat s problematikou zeslabení signálu u hluboko položených tkání v ultrazvukovém zobrazení a jak funguje?
- 19) Proč je nutné použití kontaktního média při aplikaci ultrazvuku? Vzduch je přece také médium.
- 20) Co vyjadřuje pojem „ERA“?
- 21) Jakým způsobem může být ovlivněn absorpční koeficient složením tkání? Co vyjadřuje tento parametr?
- 22) Jaký je rozdíl mezi kontinuálním a pulsním režimem ultrazvukové aplikace?
- 23) Jaké jsou hlavní účinky terapeutického ultrazvuku na tkáň?
- 24) Jaké jsou negativní účinky ultrazvuku na tkáň?

ELEKTRINA

1. Jaké základní veličiny se používají pro popis elektrického pole? Min 5 vč. jednotek.
2. Co je to odpor vodiče a na čem je závislý?
3. Jakým způsobem se mění proud v závislosti na změně odporu? Existuje nějaký zákon, či jev, který tuto závislost popisuje? Jestliže ano, který (uved'te vč. jednotek).
4. Je možno vytvořit z neutrálního tělesa, těleso elektricky nabitě? Jak? Lze tento stav udržet permanentně? Jak?
5. Co charakterizuje Faradayův zákon? Jak jej lze implementovat do fyzioterapeutické praxe?
6. Pojmenujte a vysvětlete, co vyjadřuje $Q=UIt$.
7. Jaké jsou zdroje stejnosměrného napětí?
8. Jaké jsou zdroje střídavého napětí?
9. Jaký druh proudu a jaká hodnota napětí je na výstupu síťové zásuvky?
10. K čemu se používá osciloskop? Jaké veličiny lze osciloskopem měřit? Jakým způsobem je na obrazovce zviditelněn signál?
11. Co vyjadřuje měrná vodivost tkáně? Čím je determinována?
12. Nerestova a Donnanova rovnice. Co popisují? Jak se od sebe liší?
13. Na jaké dvě složky lze rozdělit impedanci tkáně? Jak lze hodnotu impedance ovlivnit? Jak jsou tyto dvě charakteristiky závislé na změně frekvence? Srovnajte tyto dvě složky pro povrchové oblasti kůže charakteristické zrohovatělou vrstvou buněk?
14. Chronaxie a reobáze. Jak jsou definovány, jak spolu souvisí – znázorněte i graficky s popisem? V jakých jednotkách jsou používány?
15. Jaké proudy (popř. za jakých podmínek) mají schopnost způsobit podráždění tkáně?
16. Lze ovlivnit dráždivost nervových vláken pomocí stejnosměrného proudu v kontinuálním módu? Co je elektrotonus?
17. Graficky znázorněte závislost dráždivých účinků na frekvenci střídavého proudu.
18. Mají vysokofrekvenční proudy dráždivé účinky? Jakých jiných účinků je u nich využíváno?
19. Co znamená TENS? Jak je tento proud definován? Jaké jsou hlavní účinky ve fyzioterapii?
20. Co jsou to DD proudy? Jak se liší od TENS? Co je jejich základní výhoda?
21. Jaký druh elektroterapie je nejčastěji využíván při chronických stavech? Proč je zde využíváno vakuových elektrod?

22. Jak je nazýván stejnosměrný přerušovaný proud obdélníkového tvaru s frekvencí 142 Hz? Jaký je jeho hlavní účinek a čím je specifický?
23. Jakého proudu je využíváno u galvanoterapie? Jaké jsou její hlavní účinky?
24. Co je to iontoforéza? K čemu se používá?

MAGNETICKÉ POLE

1. Jak je definováno magnetické pole působící na vodič s proudem?
2. Jakou veličinu uvádíme v jednotkách tesla? Převed'te tuto jednotku na základní jednotky SI.
3. Jak je určen směr magnetické síly F_m ? Znázorněte graficky oba případy.
4. Jak vzniká indukované elektromotorické napětí ve vodiči?
5. Jakým zákonem je popsán vznik elektromotorického napětí? Jaké veličiny se zde vyskytují?
6. Jak je definován indukční tok? V jakých jednotkách je uváděn?
7. Co je to vlastní indukce?
8. Jaký je rozdíl mezi statickým a střídavým magnetickým polem? Jaká veličina zde hraje základní roli?
9. Jaké typy magnetoterapie rozlišujeme? Jaké jsou v praxi nejvíce používány? Proč?
10. V jakých konkrétních kmitočtech je definována nízkofrekvenční magnetoterapie?
11. Na jaké oblasti je rozdělena nízkofrekvenční magnetoterapie? Ke každé oblasti uveďte hlavní účinek.
12. Uveďte konkrétní příklad působení magnetického pole na organismus.
13. Jaké jsou hlavní kontraindikace magnetoterapie?

ELEKTROMAGNETICKÉ POLE

1. Jak je charakterizováno elektromagnetické záření?
2. Co znamená duální charakter elektromagnetické vlnění?
3. Načrtněte a popište elektromagnetické spektrum. Přiřaďte ke každé části pro vás nejvýznamnější využití?
4. Na základě jakých zákonů se řídí elektromagnetické vlnění?
5. Jaké jsou nejpodstatnější oblasti elektromagnetického vlnění používané ve fyzioterapeutické praxi?

6. Co znamená LASER? Jak je charakterizováno laserové záření? Popište jednotlivé charakteristiky. Na čem je závislá hloubka světleného průniku laseru do tkání?

TERMOTERAPIE

1. Jaké znáte mechanismy přenosu tepla? Uveďte u každého typu příklad související s lidským organismem.
2. Jak, nebo pomocí čeho organismus detektuje tepelné podněty?
3. Jaký je rozdíl mezi teplem a teplotou?
4. Jakým způsobem lze měřit teplotu? Jak funguje termočlánek? Co je to Seebeckův koeficient?
5. V jakých jednotkách může být vyjádřena teplota? Uveďte převodní vztah mezi nimi. Jakou hodnotu má absolutní nula?
6. Jakými mechanismy je řízena termoregulace lidského těla?
7. Na jakých parametrech je závislá úspěšnost léčby termoterapií?
8. Jakými účinky se od sebe liší aplikace pozitivní termoterapie z hlediska délky působení terapie?
9. Jaké znáte typy termálních koupelí – uveďte ke každému intervalu diagnózu u které se používá a účinky.
10. Jakého mechanismu je využito u parafinových zábalů? Jakým způsobem se aplikují?
11. Co je to Solux? Jak se používá? Jak lze ovlivnit pronikavost záření, plus uveďte konkrétní příklad?
12. Na základě jakého mechanismu fungují polštářky naplněné octanem sodným? Jedná se o děj vratný, či nevratný?
13. Jakých teplot lze dosáhnout při kryoterapii?
14. Jak se od sebe liší účinky kryoterapie z hlediska délky působení?
15. Co je nutné dodržet při celotělové kryoterapii?
16. Jaké jsou hlavní skupiny pacientů pro které je vhodná kryoterapie?
17. Jaké znáte hlavní mechanismy vedení, které se využívají u lokální kryoterapie?
18. Jaké media jsou využívána pro kryoterapii? Jak je dosaženo tak nízkých teplot?
19. Co je to Kelen? Jak se používá? Jakého mechanismu vedení využívá?
20. Jakým způsobem fungují Priessnitzovy obklady? Uveďte všechny fáze.