

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Michal Koláček

Vzdálené účinky svalové elektrostimulace

Diplomová práce

Praha 2015

Autor práce: Bc. Michal Koláček

Vedoucí práce: MUDr. Kryštof Slabý

Oponent práce: Mgr. Júlia Demeková

Datum obhajoby: 2015

Bibliografický záznam

KOLÁČEK, Michal. *Vzdálené účinky svalové elektrostimulace*. Praha: Univerzita Karlova, 2. Lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2015. 74 stran. Vedoucí diplomové práce MUDr. Kryštof Slabý.

Abstrakt

Práce se na základě rešerše literatury snaží identifikovat možné mimosvalové a vzdálené svalové účinky elektrostimulace m. quadriceps femoris. Dále se zabývá posouzením vlivu vysokofrekvenční elektrické stimulace (HTEMS) svalstva dolních končetin na aktivitu autonomního nervového systému vyjádřenou pomocí variability srdeční frekvence, tedy spektrálního výkonu, v jednotlivých frekvenčních pásmech. Překřížené randomizované studie se zúčastnilo 20 zdravých probandů (12 mužů a 8 žen), věkový průměr $24,6 \pm 5,6$ let. Variabilita srdeční frekvence byla hodnocena před aplikací HTEMS a ihned po ní. Měření bylo provedeno elektrostimulátorem HiToP 191. Výsledky neprokázaly statisticky významné zvýšení spektrálního výkonu v jednotlivých frekvenčních pásmech. Studie se zabývá i reprodukcibilitou měření senzitivního a motorického prahu pro elektrostimulaci metodou HTEMS, která byla potvrzena.

Klíčová slova

HTEMS, elektrostimulace, senzitivní práh, motorický práh, variabilita srdečního rytmu, autonomní nervový systém, HiTop 191, elektroterapie.

Abstract

This work is trying to identify possible non-stimulatory effects and distant effects of muscle electrostimulation musculus quadriceps femoris based on a literature search. Furthermore evaluates the influence of High Tone Electrical Stimulation (HTEMS) muscles of lower limbs on the activity of the autonomic nervous system, expressed by heart rate variability, a spectral power in the individual frequency bands. Randomized crossover study involved 20 healthy subjects (12 men and 8 women), average age 24.6 ± 5.6 years. Heart rate variability was evaluated before application of HTEMS and immediately after. Measurements were performed with electrostimulator HiToP 191. The results did not show statistically significant increase in spectral power in the individual frequency bands. The study also deals with the reproducibility of measurements of sensitive and motor threshold for electrostimulation HTEMS method, which was confirmed.

Keywords

HTEMS, electrostimulation, sensory threshold, motor threshold, heart rate variability, autonomic nervous system, HiTop 191, electrotherapy.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně pod vedením MUDr. Kryštofa Slabého, uvedl všechny použité literární a odborné zdroje a dodržoval zásady vědecké etiky. Dále prohlašuji, že stejná práce nebyla použita k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze dne 4. 5. 2015

Bc. Michal Koláček

Poděkování

Děkuji MUDr. Kryštofovi Slabému za odborné vedení práce, poskytování podnětných rad a cenných připomínek.

OBSAH

| | |
|---|-----------|
| OBSAH | 3 |
| SEZNAM ZKRATEK | 7 |
| ÚVOD..... | 9 |
| 1 ELEKTROTHERAPIE | 10 |
| 1.1 ODPOR | 10 |
| 1.2 FREKVENCE ELEKTROSTIMULACE | 10 |
| 1.3 INTENZITA PROUDU | 11 |
| 2 ELEKTROSTIMULACE | 12 |
| 2.1 TYPY PROUDŮ | 12 |
| 2.2 REŽIM ELEKTROSTIMULACE..... | 13 |
| 2.3 TRANSKUTÁNNÍ ELEKTRONEUROSTIMULACE (TENS)..... | 13 |
| 2.4 NEUROMUSKULÁRNÍ ELEKTROSTIMULACE..... | 14 |
| 2.5 NÍZKOFREKVENČNÍ ELEKTRICKÁ STIMULACE (NFES) | 14 |
| 2.6 VYSOKOFREKVENČNÍ ELEKTRICKÁ STIMULACE (HTEMS) | 15 |
| 2.6.1 Historie | 15 |
| 2.6.2 Elektrostimulátor HiToP 191 | 16 |
| 2.7 ÚČINKY PROUDU | 17 |
| 3 AUTONOMNÍ NERVOVÝ SYSTÉM..... | 20 |
| 3.1 CENTRÁLNÍ ČÁST ANS..... | 20 |
| 3.2 PERIFERNÍ ČÁST ANS..... | 21 |
| 3.3 VLIV AUTONOMNÍHO NERVOVÉHO SYSTÉMU NA SRDEČNÍ ČINNOST | 23 |
| 4 VARIABILITA SRDEČNÍ FREKVENCE | 24 |
| 4.1 METODY MĚŘENÍ HRV | 25 |
| 4.2 SPEKTRÁLNÍ ANALÝZA VARIABILITY SRDEČNÍ FREKVENCE..... | 25 |
| 4.2.1 Spektrální komponenty SA HRV | 26 |
| 4.2.2 Parametry variability srdeční frekvence | 26 |
| 4.3 FAKTORY OVLIVŇUJÍCÍ HRV | 27 |
| 5 MIMOSVALOVÉ ÚČINKY ELEKTROSTIMULACE..... | 32 |
| 5.1 RENÁLNÍ INSUFICIENCE..... | 32 |
| 5.2 NEUROPATIE..... | 33 |
| 5.2.1 Využití HTEMS u pacientů s diabetickou periferní neuropatií..... | 33 |
| 5.2.2 Srovnání různých typů elektrostimulace při léčení diabetické periferní neuropatie | 34 |
| 5.3 VLIV ELEKTROSTIMULACE NA IMUNITNÍ SYSTÉM..... | 36 |
| 6 VZDÁLENÉ SVALOVÉ ÚČINKY ELEKTROSTIMULACE..... | 37 |
| 6.1 VLIV HTEMS NA MIKROCIRKULACI DOLNÍCH KONČETIN | 37 |
| 6.2 VLIV HTEMS NA EREKTILNÍ DYSFUNKCI..... | 37 |
| 6.3 CHRONICKÉ SRDEČNÍ SELHÁNÍ..... | 39 |
| 6.3.1 Účinek NMES na snížení aktivity sympatiku | 43 |
| 6.4 VLIV ELEKTROSTIMULACE NA CHOPN..... | 44 |
| 6.5 VLIV HTEMS NA ZDRAVÉ JEDINCE..... | 45 |
| 6.6 VZDÁLENÉ SVALOVÉ ÚČINKY ELEKTROSTIMULACE NA JINÉ SVALOVÉ SKUPINY | 45 |
| 7 CÍLE A HYPOTÉZY STUDIE | 47 |
| 7.1 HLAVNÍ CÍL | 47 |
| 7.2 DÍLČÍ CÍLE | 47 |
| 7.3 HYPOTÉZY | 47 |
| 8 METODIKA | 49 |

| | | |
|-----------|---------------------------------|-----------|
| 8.1 | DESIGN STUDIE | 49 |
| 8.2 | CHARAKTERISTIKA SOUBORU | 49 |
| 8.3 | PROTOKOL MĚŘENÍ | 49 |
| 8.3.1 | Měřicí přístroje | 49 |
| 8.3.2 | Průběh měření..... | 50 |
| 8.3.3 | Definice prahů | 50 |
| 8.4 | STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT..... | 51 |
| 9 | VÝSLEDKY..... | 52 |
| 10 | DISKUSE..... | 61 |
| | ZÁVĚR | 65 |
| | REFERENČNÍ SEZNAM | 66 |

SEZNAM ZKRATEK

AKI – akutní selhání ledvin

AMP – amplitudová modulace

ANP – anaerobní práh

ANS – autonomní nervový systém

AP – akční potenciál

AT – aerobní trénink

ATP – adenosin trifosfát

CC – režim konstantní intenzity

CNS – centrální nervový systém

CV – režim konstantního napětí

DK – dolní končetina

DKK – dolní končetiny

DM – diabetes mellitus

ED – erektilní dysfunkce

FES – funkční elektrická stimulace

HTEMS – vysokofrekvenční elektrická stimulace

HRV – variabilita srdeční frekvence

Hz – jednotka frekvence

CHSS – chronické srdeční selhání

IIEF– international index of erectile function

KVS – kardiovaskulární systém

MES – motorická elektrická stimulace

M – aritmetický průměr

NFES – nízkofrekvenční elektrická stimulace

NMES – neuromuskulární elektrická stimulace

NPM – nad prahově motorická intenzita

NPS – nad prahově senzitivní intenzita

PSV – peak systolic velocity

SCS – stimulace míchy

SA – spektrální analýza

SD – směrodatná odchylka

SE – standard error

SF – srdeční frekvence

TENS – transkutánní elektro neurostimulace

U_a – testovací kritérium Mann-Whitney testu pro první měření

U_b – testovací kritérium Mann-Whitney testu pro druhé měření

U_{\min} – menší z hodnot U_a , U_b

U – tabulková kritická hodnota Mann-Whitney testu

VSF – variabilita srdeční frekvence

ÚVOD

Téma diplomové práce *Vzdálené účinky svalové elektrostimulace* mne zaujalo, neboť jsem se doposud neseťkal s názorem, že by elektrostimulace, kromě přímých účinků na sval, způsobovala i další efekty na jiných částech lidského těla.

Vzdálenými účinky elektrostimulace se zabývaly studie Peckové et al. (2012), Klassen (2012), Damásdi (2012) a mnohé jiné. Ve studiích jsou prezentovány důkazy pro doposud neobvyklé účinky elektrostimulace a to i na orgánech a tkáních vzdálených od místa stimulace. Pozorován byl například vliv na renální insuficienci, léčbu periferní diabetické nebo renální neuropatie, erektilní dysfunkci a další. Metoda spojující tyto studie nese název High Tone Electric Muscle Stimulation (HTEMS). Charakterizuje ji variace nosné frekvence od 4 do 32 KHz, intenzita stimulace nadprahově motorická a doba aplikace 60 minut. Všechny mechanismy účinku nejsou zatím zcela pochopeny.

Práce si klade za cíl na základě rešerše literatury zjistit více informací o možných vzdálených účincích nebo alespoň o vzdálených svalových účincích elektrostimulace. Jejím dalším cílem je najít jiné možné způsoby ovlivnění vzdálenějších struktur a orgánů. Z toho důvodu se zabývá experimentální objektivizací vlivu elektrostimulace metodou HTEMS na autonomní nervový systém pomocí spektrální analýzy srdeční frekvence. Přínosem práce by mělo být i shrnutí dosavadních poznatků o využívání HTEMS při léčbě různých onemocnění a praktické zjištění vlivu HTEMS na zdravé jedince. Dalším dílčím cílem je snaha zhodnotit reprodučibilitu senzitivního a motorického prahu pro elektrostimulaci metodou HTEMS.

Práce vychází z teoretických východisek shrnutých v prvních čtyřech kapitolách. Následuje rešerše literatury přinášející poznatky ohledně vzdálených a vzdálených svalových účinků elektrostimulace. Experimentální část ve formě překřížené randomizované studie zkoumá vliv elektrostimulace metodou HTEMS s využitím přístroje HiTop 191 na skupině 20 zdravých probandů.

1 ELEKTROTERAPIE

Podle Poděbradského (2009) je elektrický proud definován jako pohyb elektricky nabitých částic (elektronů, iontů) v elektrickém obvodu, sestávajícím ze dvou míst s různým elektrickým potenciálem (elektrody) spojených vodičem (tkání). Elektrická energie, která je do těla pacienta dopravována pomocí elektrod z terapeutických elektrických přístrojů, je při elektrostimulaci léčebným nástrojem. Účinek terapie závisí na druhu a vlastnostech elektrického proudu. Přenos proudu zprostředkovávají elektricky vodivá zařízení-elektrody a elektrodové podložky (kromě dynamických aplikací kuličkovou elektrodou). V blízkosti elektrod se hromadí produkty elektrolytické disociace, elektrolýzy a dalších reakcí (Poděbradský, 2009).

1.1 Odpor

Odpor proudu je pro jednotlivé tkáně různý, nejlépe vodivými jsou mozkomíšní mok a krev, dále pak svalstvo a nervová tkáň (Watson, 2000).

Odpor je pro střídavý proud nazýván impedancí. Ta je závislá na indukčním, kapacitním a ohmickém odporu tkáně. Se vzrůstající frekvencí proudu se zvyšuje jeho průchod tkáněmi v důsledku závislosti impedance na frekvenci (Capko, 1998, Robinson, 1995).

1.2 Frekvence elektrostimulace

Frekvence je jedním z parametrů, které určují účinek proudu. Nervová vlákna reagují na výšku frekvence podle své tloušťky a myelinizace. V rozsahu 60-100 Hz jsou stimulována středně a silně myelinizovaná nervová vlákna (Low & Reed, 2000). To potvrzuje i Lullies (1970, 70) svým výzkumem, kde udává, že A α jsou nejcitlivější pro frekvence v pásmu 50-100 Hz a vlákna C v rozmezí 2-10 Hz. Vzdalováním se od těchto frekvencí klesá dráždivost daných vláken.

Při fyziologické práci svalu se svalová vlákna kontrahují ve frekvencích kolem 10 až 30 Hz (Trojan, 2003). Podobných kontrakcí je možné dosáhnout i při vyšších frekvencích, dochází ale k větší únavě svalu (Baker, 2000).

1.3 Intenzita proudu

Při aplikaci elektroterapie je zásadní veličinou intenzita proudu. Intenzitu elektrostimulace lze udávat jako absolutní, která je v režimu CC dána intenzitou proudu v mA, v režimu CV napětím ve voltech. A lze ji odečíst z přístroje. Vzhledem ke kolísání hodnot kožního odporu a požadovaných účinků proudu se využívá subjektivních hodnot intenzity:

- *podprahově* = mírně snížená intenzita prahově senzitivní,
- *prahově* = první vjem průchodu elektrické energie, lze odečíst absolutní hodnotu,
- *nadprahově* = zvýšená intenzita prahově senzitivní,
- *podprahově motorická* = mírně snížená intenzita prahově motorická,
- *prahově motorická* = první záškub svalu, lze odečíst absolutní hodnotu,
- *nadprahově motorická* = zvýšená intenzita prahově motorická
- *podprahově algická* = mírné snížení intenzity po dosažení prvních pocitů bolesti (Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 62-64).

V závislosti na použité frekvenci a intenzitě proudu dosahujeme účinků: dráždivého, analgetického, antiedematózního, disperzního, myorelaxačního, myostimulačního nebo trofotropního. Capko (1998) dodává ještě účinek polární a tepelný. Dalšími parametry ovlivňujícími terapeutický efekt proudu jsou frekvence, tvar, amplituda a modulace impulsů s ohledem na druh tkáně, kterou chceme ovlivnit (Poděbradský, 2009).

2 ELEKTROSTIMULACE

„Jde o vyvolání mimovolní kontrakce příčně pruhovaného svalu pomocí elektrického dráždění“ (Poděbradský, 2009, s. 105).

Pro takovéto dráždění není v odborné veřejnosti jednotné názvosloví. Poděbradský (2009) rozlišuje, zdali se jedná o stimulaci denervovaného svalu anebo posilování svalu, z nějakého důvodu oslabeného, ale s normální inervací. Pro denervovaný sval užívá termín elektrostimulace, pro inervovaný termín elektrogymnastika (Poděbradský, 2009, s. 100).

Robertson (2006, s. 119 – 120) pracuje s pojmem motorická elektrická stimulace (MES), který zahrnuje stimulaci denervovaných i inervovaných svalů. MES definuje jako produkci svalové kontrakce působením elektrického proudu. Většina zahraničních studií označuje elektrické dráždění svalu jednotně jako elektrostimulaci, proto bylo toto označení použito i pro tuto práci.

2.1 Typy proudů

Proudy lze členit na základě různých hledisek. Podle polarity elektrod dělíme proudy na monofázické – elektrody nemění polaritu, je přesně stanovena anoda i katoda a směr proudu je neměnný a bifázické – polarita elektrod se mění, nerozlišuje se anoda a katoda. Podle frekvence (f) dělíme proudy na galvanický ($f = 0$), nízkofrekvenční ($0 - 1000$ Hz), středofrekvenční ($1 - 100$ kHz) a vysokofrekvenční ($f > 100$ kHz). Nízkofrekvenční proudy mají dráždivé účinky (do 100 Hz). Vysokofrekvenční proudy mají tepelné účinky (vyšší než 100 kHz). Podle průběhu intenzity v čase rozlišujeme střídavé proudy symetricky nebo asymetricky bifázické. (Poděbradský, 2009).

Stejnoseměrný proud, který probíhá tkání ve stále stejném směru jako pohyb iontů, tedy elektrolytický, prochází především přes extracelulární tekutinu. Odpor mu kladou buněčné membrány a suchá pokožka, která má v důsledku malého obsahu elektrolytů velký odpor. Snížit kožní odpor je možné pouhým zvlhčením kůže (Capko, 1998).

Pro elektrostimulaci lze použít mnoho typů elektrických proudů. Z nízkofrekvenčních proudů to jsou diadynamické proudy (CP, LP), H-vlny, faradický proud, Träbertův proud. Ze středofrekvenčních jsou používány nosné frekvence mezi 2500 až 12000 Hz (Poděbradský, 2009).

Výjimečně se v současné době používá, v případě High Tone Electric Muscle Stimulation (HTEMS), až 32000 Hz (May, 2005).

Frekvenční modulací středofrekvenčních proudů vznikají nízkofrekvenční proudy (Kotzovy proudy, ruská stimulace). Subjektivně nejpříjemněji vnímány a zároveň nejvíce podobné fyziologické kontrakci jsou z klasické elektroterapie proudy TENS_{surge} (Transkutánní elektrická nervová stimulace), NMES (Neuromuskulární elektrostimulace). V závislosti na druhu elektrického proudu se také odlišují jeho účinky (Poděbradský, 2009).

2.2 Režim elektrostimulace

Aplikace elektroterapie probíhá v režimu konstantní intenzity (CC), používá se v galvanoterapii a u proudů nízkofrekvenčních a středofrekvenčních prostřednictvím fixních elektrod. Přístrojem je udržována nastavená absolutní intenzita (mA) a konstantní proudová hustota i při obvyklém poklesu kožního odporu během aplikace. Vyschnutí pokožky v místě kontaktu nebo oddálení elektrody v průběhu aplikace vede k nepříjemnému pocitu "kopnutí" elektrickým proudem. Hrozí také i riziko poškození pokožky. V režimu konstantního napětí (CV) dochází při zvýšení odporu k přímo úměrnému snížení intenzity proudu. Nepříjemné vjemy jsou tak eliminovány. Režim se využívá při dynamické aplikaci hrotovou elektrodou, nebo při aplikaci proudu přes sliznice. (Poděbradský 2009, Watson, 2000).

2.3 Transkutánní elektroneurostimulace (TENS)

TENS řadíme mezi nízkofrekvenční léčebné proudy, tj. proudy s frekvencí pod 1000 Hz. Jedná se o pulzní proudy s impulzem kratším než 1ms (obvykle 10-750 μ s) a frekvencí od 1 do 200 Hz, které se využívají k dráždění nervových kmenů, případně nervových vláken (Poděbradský, 1998).

Podle Poděbradského je název TENS nevýstižný, protože prakticky všechny druhy kontaktní elektroterapie dráždí (stimulují) nervová vlákna, většinou přes kůži (transkutánně), takže toto označení se používá spíše ze setrvačnosti a díky masivnímu výskytu v naší i zahraniční literatuře.

TENS se používá v léčbě kauzalgii, fantomových bolestí, běžných bolestí páteře, bolestí hlavy a poúrazových bolestí pohybového ústrojí, při léčbě úporného svědění u hojících se popálenin (Capko, 1998; Poděbradský et al. 1998).

Vedle terapie bolesti lze tento typ proudů efektivně využít i při elektrogymnastice ke stimulaci nedenergovaných svalů a léčbě spasticity.

Bylo prokázáno, že TENS je velmi účinná právě u pacientů s bolestivou diabetickou periferní neuropatií. Ve studii, kterou prováděli Klassen et al. byl analgetický účinek TENS prokázán u 85 % pacientů. Došlo k dramatickému snížení bolesti, zlepšení kvality života a snížení užívání léků proti bolesti. Výhody přetrvávaly po dobu dalších 6 až 12 měsíců. (Klassen et al. 2009).

2.4 Neuromuskulární elektrostimulace

Při neuromuskulární elektrostimulaci (NMES) vytváří amplitudová modulace obalovou křivku ve tvaru lichoběžníku. Lze navodit dobu vzestupu (dobu náběžné hrany), dobu plató s konstantní intenzitou, dobu poklesu intenzity k nule a dobu odpočinku stimulovaného svalu. Během trvání náběžné hrany dochází k náboru motorických jednotek (Poděbradský, 2009).

Neuromuskulární elektrostimulaci je možno využít jako facilitační metodu u pacientů, kterým hrozí riziko omezení volní kontrakce příslušných svalů. Parametry proudu NMES jsou koncipovány tak, aby byla kontrakce navozená elektrostimulací co nejpodobnější fyziologické kontrakci. Aferentní vstupy z NMES mohou facilitovat plastické změny v senzomotorickém systému CNS a tím zvýšit svalovou sílu a zlepšit motorické řízení. Několik studií dokázalo, že NMES aplikovaná v raném pooperačním období může pomoci zmírnit veliké ztráty síly m. quadriceps femoris po implantaci totální endoprotézy. Pacienti mají potenciál k většímu celkovému zlepšování síly a funkce (Kittelson, 2013).

2.5 Nízkofrekvenční elektrická stimulace (NFES)

NFES je rozšířenou metodou v oblasti oddálení svalové atrofie u inaktivních pacientů, neboť má podobné účinky jako volní kontrakce svalů. Tato metoda se volí u pacientů s výrazně sníženou funkční kapacitou kardiovaskulárního aparátu a s deficitem svalových vláken aerobního typu.

Nízkofrekvenční proudy jsou pulzní nebo střídavé proudy, které mohou být vytvořeny přerušováním galvanického proudu, modifikací běžného proudu ze sítě nebo elektronickým generováním. Jejich účinky se liší v závislosti na tvaru impulzu, frekvenci, ale zejména záleží na použité intenzitě (Poděbradský, Vařeka, 1998).

Elektrostimulace nízkofrekvenčními proudy

Do 7 Hz reagují svalová vlákna ještě jednotlivými záškuby. Frekvence 8 – 29 Hz způsobí vlnitý tetanus. Nad 30 Hz (optimálně 40 – 60 Hz) způsobí proud tetanickou kontrakci, která trvá tak dlouho, dokud svalem proud protéká. Optimálních myorelaxačních účinků dosahujeme při frekvenci 180 – 220 Hz. Frekvence nad 250 Hz vedou k velmi rychlému vyčerpání zásob energie svalových buněk, jejich únavě a ztrátě účinku stimulace. (Poděbradský, Vařeka, 1998).

2.6 Vysokofrekvenční elektrická stimulace (HTEMS)

Heidland et al. (2012) popisují High Tone Electric Muscle Stimulation jako vysokofrekvenční terapii. Podle Poděbradského (1998) spadá svými parametry do středofrekvenční elektroterapie.

Elektrická frekvence v tomto případě kolísá v krátkých časových intervalech (3 sec.) mezi 4100 a 33000 Hz. Amplituda a elektrická frekvence jsou modulovány současně. Vysoká frekvence je pro pacienty lépe tolerovatelná a dovoluje tak aplikaci mnohem větší intenzity proudu a větší hloubku průniku do tkání (Heidland, 2012).

Při průchodu tkání střídavého proudu o vysoké frekvenci mohou elektricky nabitě molekuly a částice rezonovat a oscilovat. Při nižší frekvenci tohoto proudu rezonují malé částice. S rostoucí frekvencí roste i velikost těchto částic a molekul. Zlepšuje se jejich osmotická prostupnost z tělních tekutin do buněk a naopak. Tato oscilace může zvýšit průtok krve, ovlivnit metabolické procesy a urychlit odstraňování odpadních produktů a zánětlivých cytokinů (May, 2005).

Na rozdíl od klasické elektroterapie, pracující s konstantní frekvencí pod 4000 Hz, HTEMS proniká velmi hluboko do tkání. Existuje jen málo kontraindikací HTEMS. Jsou jimi aktivní bakteriální infekce, přítomnost kardiostimulátoru, těhotenství, nedávné zlomeniny, akutní trombóza, epilepsie a implantáty (Klassen et al., 2012).

2.6.1 Historie

High Tone Electric Muscle Stimulation (HTEMS) je poměrně novou vysokofrekvenční terapií. Do roku 2002 byla terapie HTEMS využívána pouze v oblasti wellness (body shaping, muscle building, lipolýza, celulitida) a ve sportu (stimulace svalů). Dr. May, neurolog a psychiatr, se zasloužil o rozšíření High Tone terapie i do oblasti medicínské (May, 2005).

Pojem "high tone therapy" je zkratka z "electrical high tone frequency alternating field therapy" a dá se přeložit jako "terapie elektrickým vysokofrekvenčním polem" (May, 2005).

Poprvé byl použit lékaři krátce po vlastním představení první generace zařízení využívajících vysokofrekvenční terapii. V roce 1995 Hansjürgens a May vyrobili stimulátor 1. generace pro terapii vysokým tónem využívající modulaci frekvence pro "horizontální stimulaci" v rozmezí od 1 a půl oktávy až do 12300 Hz.

V roce 2000 May zdokonalil stimulátor pro terapii "vysokým tónem" HiToP, využívající simultánní modulaci frekvence a amplitudy uvnitř 3 oktáv mezi 4096 Hz a 32768 Hz. Termín "tónické frekvenční proudy" byl vytvořen Koeppenem v roce 1935 v jeho vědecké publikaci "Tonické frekvenční proudy v medicíně". Popsal v ní výhody a speciální efekty, které se objevují a narůstají se zvyšující se frekvencí. Podle Maye fundamentální fakta pro účelný vývoj zařízení pro terapii vysokým tónem vycházejí z publikace fyziologa Martina Gildemeistera (Strassburg, Lipsko), Fridricha Schwarze (Lipsko, Posen, Jena) a Oscara Wysse (Zurich). Ve srovnání s interferenční terapií a později představenými dalšími modifikacemi terapie středních frekvencí pro vývoj "high tone therapy" jsou zahrnuty vyšší frekvence a širší frekvenční pásma. Interferenční terapie využívá hlavně frekvence kolem 4000 Hz, v určitých zařízeních i mírně vyšší frekvence, ne však vyšší než 10000 Hz (May, 2002).

2.6.2 *Elektrostimulátor HiToP 191*

Přístroj HiToP 191 je schopný generovat proud měnící svou nosnou frekvenci během 72 stepů v rozmezí 4096 až 32768 Hz. Nejnovější verze zařízení HiToP, jsou schopny generovat frekvence až do 2^{15} Hz. Na takto vysoké frekvence nejsou schopny dráždivé buňky (zejména nervové a svalové) lidského těla reagovat, proto je tato frekvence modulována na 20 Hz, což je vhodná frekvence pro elektrogymnastiku. Modulace nosné frekvence na obalovou frekvenci 20 Hz byla zjištěna z osciloskopického rozboru proudu. Proud je také modulován amplitudově, aby vytvořil náběžnou hranu pro postupnou aktivaci motorických jednotek svalu. Impuls má tvar pravidelné sinusoidy nabývající kladné i záporné polarity. Svaly jsou stimulovány ve tří sekundových intervalech poměrem impulsu k pauze v poměru 1:1. V době pauzy tkání stále prochází proud, přestane ale být frekvenčně modulován, tím se stane apercipčním a nemá stimulační účinky na sval. Neustálé

protékání proudu je vysvětlováno snahou dostat do organismu co nejvíce energie. Proto také terapie trvá zpravidla až 60 minut (May, 2005).

2.7 Účinky proudu

Účinky proudu HTEMS generovaného přístrojem HiToP 191 se odvíjí od jeho specifických vlastností. Výrobci přístroje udávají dva základní principy jakými, ovlivňuje stimulace tělo. Jsou jimi „stimulační“ a „nestimulační“ účinky. Stimulačními účinky je myšleno dráždění alfafotoneuronu a následná svalová práce (May, 2005).

Prostřednictvím vysoké nosné frekvence je možno dosáhnout větší intenzity proudu a hloubky průniku a to při lepší toleranci pacientem. Důvodem je malá dráždivost volných nervových zakončení v kůži (Poděbradský, 2009, s. 91).

Díky svalové kontrakci pak na tuto stimulaci navazují další účinky jako je prokrvení svalu, a hypertrofie vláken.

HTEMS zvyšuje glomerulární filtraci a snižuje tubulární transport sodíku. Změny glomerulární rychlosti filtrace jsou způsobeny zvýšeným průtokem krve ledvinami a také vlivem vazodilatačních faktorů. HTEMS se osvědčila zejména při léčbě symptomatické periferní neuropatie, onemocnění ledvin, snížení bolesti, zmírnění komplikací provázejících srdeční onemocnění, diabetes a sarkopenii (May, 2002; Reichstein, 2005; Szymanská, 2011).

V randomizované studii, prováděné pod vedením Dr. Maye, bylo prostřednictvím nové terapie léčeno 594 pacientů trpících chronickou bolestí provázející artrózu kolene. Téměř 80% pacientů po léčbě zaznamenalo výrazné snížení bolesti, 15% uvádělo mírné snížení bolesti, pouze u 5 % pacientů nedošlo ke změně zdravotního stavu.

Čím vyšší frekvence, tím více energie může být aplikováno pacientovi v závislosti na jeho individuální prahové snášenlivosti elektrostimulace. Intenzita tedy vzrůstá s frekvencí. Cílem je transponovat co nejvíce energie, kterou je tělo schopno přijmout. Rozmezí 4096 až 32768 Hz dovoluje dodat tělu až 5000 watt (Klassen, 2012).

HTEMS způsobuje nárůst mitochondrií co do množství i velikosti. Zdravý jedinec se po terapii cítí osvěžený jako po dlouhé procházce. Vložená energie je dvojnásobná - jednak přímo do oblasti, která je léčena a zároveň také do celého těla (May, 2002).

Elektrické pole střídavého proudu způsobuje oscilaci nabitých částic. Frekvence oscilací vyvolávají resonance v molekulách a buněčných strukturách. Různé frekvence aktivují struktury různých velikostí. Z tohoto důvodu je tolik důležité široké spektrum frekvencí. Oscilace způsobuje normalizaci buněčného metabolismu. Odpadní produkty jsou rychleji odváděny a vyživovací látky jsou přiváděny. Buněčný proces je tak normalizován. Do buněk je aplikována frekvence od 4096 do 32768 Hz přes 3 oktávy v tempu 72 čtvrttónů každou sekundu. Je důležité, aby všechny frekvence následovaly jedna za druhou. To způsobuje, že všechny buněčné a tkáňové struktury oscilují. Oscilace umožňuje rozložení bolesti a zánětlivých procesů a zrychluje odvod odpadních látek. Důsledkem je zlepšení metabolického procesu a snížení bolesti. V těle je vlastně spuštěn "samo obnovovací" proces. Díky difuznímu efektu je HT vhodnější než klasická iontoforéza (May, 2002).

Doporučené frekvence High Tone Therapy:

0,1 – 1,5 Hz svalová relaxace

3 Hz aktivace lipolýzy

10 Hz vazokonstrikce (zúžení cév), zmenšení otoků

20 Hz svalová stimulace

100 Hz analgeze

Variace nosné frekvence probíhá mezi dvěma prahovými frekvencemi 2^{12} a 2^{15} Hz. Doba trvání jedné "pomalé" periody prahově přizpůsobené modulace frekvence a amplitudy je 144 s (2 min 24 s). Frekvence a amplituda se mění po celou dobu postupně ve stejném směru, a to buď obě nahoru, nebo obě dolů. Frekvence "rychlé" periody současné modulace frekvence a amplitudy se může měnit mezi frekvencemi 0,1 Hz a 200 Hz. V tomto případě se frekvence a amplituda může periodicky měnit rychle, a to buď v opačném směru, nebo ve stejném směru (nahoru nebo dolů). Opačné změny vedou k více či méně prudkým stimulacím (paradoxní stimulace).

Každá HTEMS terapie by měla, na rozdíl od klasické, trvat 60 minut a pro dlouhodobý léčebný efekt je nutno ji opakovat nejméně 10 x s frekvencí 3 x týdně až denně. Samozřejmostí je prázdný močový měchýř, neboť často je stimulována diuréza (May 2005). Klasickou elektroterapií je pacient stimulován nejčastěji po dobu 5 až 10 minut a zpravidla za použití jednoho kanálu a dvou

elektrod. U HTEMS jsou paralelně v provozu až 4 kanály s nejméně 10 elektrodami. V přímém srovnání byla HTEMS téměř třikrát tak efektivní jako zástupce klasické elektroterapie TENS. V randomizované studii německého Diabetes Institutu v Düsseldorfu byla pacientům aplikována jedna z těchto terapií 30 min ve třech po sobě jdoucích dnech. Výsledky byly potvrzeny a rozšířeny na univerzitě v Heidelbergu (Reichstein et al., 2005).

Nejpřesvědčivějším argumentem, který také vedl k oficiálnímu začlenění této terapie do schválených terapeutických metod zdravotní péče v Německu (v roce 2008), je její příznivý efekt v případě diabetické polyneuropatie. V randomizované studii prováděné u diabetických pacientů došlo k úlevě od pálivé bolesti u 73 % pacientů (Reichstein et al., 2005).

3 AUTONOMNÍ NERVOVÝ SYSTÉM

Nervový systém člověka lze obecně dělit podle různých kritérií. Z morfologického hlediska se dělí na centrální (CNS), který zahrnuje mozek a míchu, a periferní (PNS), do kterého spadají nervové kořeny a kmeny a periferní nervy. Z funkčního hlediska ho můžeme dále dělit na somatický a autonomní. Somatický reguluje orgány řízené vůlí, autonomní reguluje orgány, které volní kontrole nepodléhají. Periferní část se pak dělí podle směru vedení na část aferentní a eferentní. Eferentní autonomní část se z funkčního hlediska dělí na dvě části, sympatickou a parasympatickou, které mají do jisté míry antagonistické účinky (Rokyta, 2008).

Autonomní nervový systém inervuje hladkou svalovinu v cévách a orgánech a kontroluje vnitřní prostředí organismu (Jandová, 2009).

ANS pomáhá udržet dynamickou rovnováhu základních životních funkcí. Ovládá činnost hladké svaloviny, exokrinních, endokrinních žláz a myokardu.

Viscerosenzorický signál zachycený receptorem v inervovaném orgánu vstupuje aferentním vláknem do autonomních ganglií, kde se přepojuje na druhý neuron. Signál je pak doveden do příslušného reflexního centra v mozkovém kmeni nebo hypotalamu. Zde se zpracuje informace a vyšle odpověď eferentními nervy do efektoru, kde dojde k odpovídající reakci. Eferentní vlákna vedou signály kódující odpovídající reakce prostřednictvím sympatiku a parasympatiku (Rokyta, 2008).

3.1 Centrální část ANS

Centrální oddíl autonomní nervové soustavy je hierarchicky organizován. Řídící centra se nacházejí v míše, mozkovém kmeni a hypotalamu. Mnohé z funkcí ANS jsou pak řízeny z limbického systému. Na úrovni spinální míchy mají centra jednoduché autonomní reflexy a probíhá zde interakce autonomní a somatické aferentace a eferentace. Pro koordinaci autonomního nervového systému jsou klíčová jádra v mozkovém kmeni – v retikulární formaci prodloužené míchy, Varolově mostu a středním mozku.

V oblasti retikulární formace mozkového kmene se nachází životně důležitá kardiovaskulární a respirační centra a jsou zde integrovány reflexy související s příjmem a zpracováním potravy, jako jsou slinění a sekrece žaludečních a

pankreatických šťáv. Podíl má retikulární formace i na koordinaci sexuálních funkcí a termoregulaci.

Další úroveň řízení ANS je hypothalamus. Ten komunikuje s retikulární formací, limbickým systémem a neokortexem, což umožňuje řízení složitějších reakcí organismu vyžadující integraci vícero autonomních reflexů či koordinovanou funkci autonomního, endokrinního a somatického systému. Hypothalamus je tedy rozhodujícím regulačním centrem pro udržení stálosti vnitřního prostředí. Jeho drážděním vznikají pocity chladu, tepla, sytosti, žízně, libida, agrese a strachu, hypothalamus také zaujímá klíčové postavení v udržování cirkadiálních rytmů. Autonomní funkce jsou dále řízeny z limbického systému - allocortexu (Králiček, 2004; Trojan et al., 2003).

3.2 Periferní část ANS

Periferní část ANS se dělí na aferentní a eferentní část.

a) Aferentní oddíl periferní části ANS

Aferentní oddíl je tvořen nemyelinizovanými viscerosenzitivními vlákny. Ta vedou informace z viscerálních receptorů do centrální části ANS. Vlákna začínají ve stěnách orgánů volnými zakončeními. Buněčná těla neuronů se nacházejí ve spinálních gangliích nebo v gangliích hlavových nervů. Viscerosenzorické neurony tvoří dostředivé rameno některých viscerálních reflexů (Čihák, 2000).

b) Eferentní oddíl periferní části ANS

Eferentní oddíl, který je tvořen visceromotorickými neurony, se anatomicky a funkčně dělí na tři části – enterický střevní systém, sympatikus a parasympatikus.

Enterický systém je tvořen nervovými pleteněmi, které regulují řadu funkcí trávicí trubice a orgánů k ní připojených. Je relativně nezávislý a vysoce integrovaný (Čihák, 2000).

Sympatikus i parasympatikus jsou dvouneuronové oddíly ANS. Buněčná těla pregangliových neuronů leží uvnitř centrální nervové soustavy ve visceromotorických jádrech a axony těchto neuronů jsou myelinizované. Postgangliové neurony mají buněčná těla umístěna v autonomních gangliích a jejich nemyelinizované axony směřují do cílové tkáně či orgánu, kde se větví na terminální pleteň (zde se z varikosit do intersticia uvolní neurotransmitter, který se pak difuzí dostává až k receptorům povrchových membrán cílových buněk). Sympatikus a parasympatikus se odlišují svými neurotransmitery. Na všech zakončeních

pregangliových vláken obou oddílů ANS se uvolňuje acetylcholin. Vyskytuje a také na zakončeních postgangliových vláken parasympatiku a v těch postgangliových vláčkách sympatiku, která inervují potní žlázy a hladkou svalovinu cév kosterních svalů. Na ostatních postgangliových zakončeních sympatiku se vzruch přenáší pomocí noradrenalinu (Čihák, 2000; Králíček, 2004).

- **Sympatická část ANS**

„Sympatická část je více aktivní za situací, kdy se zvyšuje výdej energie (je potřeba utíkat, nebo bojovat). Vžitý, stručný a jasný je anglický termín fight or flight reaction (reakce boje, nebo útěku). Naopak parasympatická část je více aktivní v klidu, reguluje funkce související s trávením a ukládáním energie, opět anglicky rest and digest reaction“ (Rokyta, 2008).

Sympatická vlákna mají svá reflexní centra v míše, v segmentech T1 – L2, proto je sympatikus někdy nazýván jako systém thorakolumbální. Tyto první neurony vznikající v míše se paravertebrálně přepojují v truncus sympatikus (řetězec sympatických ganglií) odkud vstupují eferentní vlákna do tkání a orgánů. Každé eferentní sympatické vlákno je složeno ze dvou neuronů – pregangliového a postgangliového.

- **Parasympatická část ANS**

Parasympatický oddíl se dělí podle uložení jader pregangliových neuronů na dvě části – pars cranialis (hlavový parasympatikus), kdy jsou výchozí jádra uložena v mozkovém kmeni, a pars sacralis (sakrační parasympatikus), kdy se jádra nachází v nucleus intermediolateralis v postranních rozích míšních segmentů S2–S4. K přepojení pregangliových na postgangliové neurony dochází v autonomních gangliích uložených obvykle ve stěně cílového orgánu (Čihák, 2000).

Reflexní centra parasympatiku jsou asociována s jádry hlavových nervů III, VII, IX a X a s míšními segmenty S2 a S3 (variabilně i S1 a S4). Asi 75 % vláken parasympatiku je rozvedeno prostřednictvím nervus vagus. Eferentní vlákna parasympatických viscerálních reflexů jsou složena ze dvou neuronů. Stejně jako u sympatiku je to neuron pregangliový a postgangliový. Pregangliový neuron pokračuje ze svého jádra bez přepojení až ke stěně orgánu, který inervuje a zde dochází k přepojení dlouhého pregangliového neuronu na krátký neuron postgangliový.

Srdeční činnost je inervována hlavovým parasympatikem. Axony

pregangliových vláken se v srdci přepojují na postgangliová vlákna. Ty pak přechází převážně do sinoatriálního a atrioventrikulárního uzlu (Králíček, 2004).

Oba systémy jsou v jisté funkční rovnováze. Za klidových podmínek převažuje parasympatikus, při pohybové zátěži nižší intenzity se napětí parasympatiku pouze snižuje. Je-li zátěž vyšší, zvyšuje se činnost sympatiku. To se děje prostřednictvím receptorů v cílových orgánech, které jsou citlivé na noradrenalin a adrenalin, což jsou hormony uvolňované při různých typech zátěží z nadledvin (Máček & Máčková, 1997).

3.3 Vliv autonomního nervového systému na srdeční činnost

Parasympatická nervová vlákna působí na srdeční činnost zpomalením srdeční frekvence, snížením vzrušivosti myokardu a snížením síly kontrakce. Účinek parasympatiku na srdeční sval zprostředkovává mediátor acetylcholin.

Sympatická nervová vlákna působí na srdeční činnost zrychlením srdeční frekvence, zvýšením síly kontrakce a zvýšením vzrušivosti myokardu. Mediátorem sympatiku je noradrenalin.

Za normálních podmínek po stahu srdečních síní následuje stah komor a během diastoly všechny srdeční oddíly ochabují. Podnět ke stahu vzniká v převodním systému srdce tvořeném sinoatriálním (SA) uzlem, síňovými drahami, atrioventrikulárním (AV) uzlem, Hissovým svazkem, jeho větvením na levé a pravé Tawarovo raménko a systémem Purkyňových vláken. Nejrychleji se vzruchy tvoří v SA uzlu, proto jej nazýváme primárním srdečním pacemakerem. Autonomní nervový systém ovlivňuje činnost hlavního srdečního pacemakeru. Aktivitu SA uzlu dominantně přímo ovlivňují vagové a β -sympatomimetické vlivy, zatímco jiné vlivy se podílejí nepřímo. Srdeční frekvence je za fyziologické situace určována rychlostí depolarizace SA uzlu.

Při hodnocení funkce ANS má velký význam posuzování vlivu dýchání na autonomní řízení srdeční činnosti. Alespoň orientačně se obvykle hodnotí respirační sinusová arytmie (RSA), která je ukazatelem míry aktivace vagu při výdechu. Frekvence a hloubka dýchání ovlivňuje míru RSA (Opavský, 2002).

4 VARIABILITA SRDEČNÍ FREKVENCE

Variabilita srdeční frekvence (heart rate variability- HRV) je obecně akceptovaný pojem, popisující oscilaci RR intervalů po sobě následujících srdečních stahů. Široce používaným výzkumným i klinickým nástrojem je vyšetření variability srdeční frekvence. Nejčastěji je pro hodnocení reliability měření HRV používána metoda test-retest, při které se měření opakují po několika dnech až týdnech (Stejskal, Salinger, 1996).

Podle Stejskala a Salinger (1996) ovlivňuje srdeční frekvenci tonus obou větví ANS. Rytmus srdce je vlnovitě modulován, není ani za klidových podmínek konstantní, ale dochází k jeho výkyvům ve smyslu zrychlení nebo zpomalení. Vysoká HRV udává velkou adaptační kapacitu a nacházíme ji především u zdravých jedinců s dobře fungujícími kontrolními mechanismy autonomního nervového systému.

HRV se mění i v klidovém stavu. Je ovlivňována dýcháním, ale i mnoha dalšími vlivy, jako jsou: fyzická zátěž, zvýšená nebo snížená činnost centrálního nervového systému, způsobená emoční nebo mentální zátěží a činnost endokrinního systému (Javorka et al, 2008). Z HRV lze vyčíst míru adaptace organismu na tělesnou zátěž. Proto je možno ji využívat pro určování optimálního zatížení sportovce v tréninku (Stejskal, 2007).

Měření a vyhodnocování HRV je stále častěji využívanou metodou pro monitorování funkcí a stavu ANS. Nejčastěji je HRV analyzováno pomocí počítačového záznamu EKG signálu, snímaného zpravidla 24 h. Je však také možno využít krátkodobého EKG záznamu, trvajících 5 minut respektive 300 tepů. Krátkodobé měření je výhodnější, protože umožňuje zajištění standardizovaných podmínek a přesnou časovou kvantifikaci RR intervalů (Salinger et al., 1998).

Dlouhodobé, 24 hodinové snímání zachycuje srdeční rytmy ve více než hodinových periodách (Javorka et al., 2008).

Výkonové spektrum lze získat transformací časových údajů o rozdílech mezi po sobě následujícími RR intervaly do frekvenčních hodnot. O tom jak je tento výkon, vyjadřující velikost variability RR intervalů, rozložen do jednotlivých frekvenčních pásem informuje analýza hustoty spektrálního výkonu. Spektrální hustotu pak vypočítáme za pomoci rychlé Fourierovy transformace, rozkládající

vstupní signál na součet sinusových funkcí o různých frekvencích a amplitudách (Stejskal & Salinger, 1996).

Hodnocení variability srdeční frekvence patří v současnosti mezi běžné neinvazivní vyšetřovací metody k posouzení vlivu autonomního nervstva na kardiovaskulární systém. K výpočtu se používá časová nebo spektrální analýza. Vyšetření variability srdeční frekvence se používá v kardiologii, ale i v jiných oborech medicíny v případech, kdy byl prokázán vztah mezi poklesem variací intervalů RR a vznikem některých onemocnění, např. diabetu, hypertenze, progresi ischemické choroby srdeční a srdečního selhání (Fráňa et al., 2005).

4.1 Metody měření HRV

Změny srdečního rytmu mohou být hodnoceny několika způsoby. Nejjednodušší jsou metody časové oblasti. V těchto metodách je určována srdeční frekvence v každém časovém okamžiku. Jednoduché parametry časové oblasti, které mohou být vypočteny, jsou např. průměrný NN interval, průměrná srdeční frekvence, rozdíl mezi nejdelším a nejkratším NN intervalem. V dalších metodách časové oblasti mohou být použity parametry popisující vztah okamžité srdeční frekvence a dýchání, nebo tzv. Valsalvův manévr, při kterém dochází k násilnému vdechování proti zavřenému nosu a ústům, což slouží jako test srdeční funkce.

Metody časové domény se nejčastěji klasifikují jako geometrické a statistické metody. Metody frekvenční domény zahrnují parametrické a neparametrické metody. Výhodou metod frekvenční respektive spektrální analýzy, na rozdíl od metod časové analýzy, je poskytnutí většího množství informací o stavu a fungování ANS (Salinger, 2008).

4.2 Spektrální analýza variability srdeční frekvence

Spektrální analýza variability srdeční frekvence je metodou využívanou pro hodnocení HRV, na základě její frekvenční analýzy (SA HRV – Spectral Analysis of Heart Rate Variability). Posoudit celkový stav ANS, regulující srdeční činnost, umožňuje frekvenční analýza HRV. Metoda monitoruje každý po sobě následující srdeční stah. Zachycuje změny v čase těchto stahů a transformuje je do frekvenčních hodnot. Výsledkem je získání výkonového spektra, obsahujícího frekvenčně specifické oscilace. Jedná se o neinvazivní metodu registrující sympatovagovou bilanci (Stejskal & Salinger, 1996).

Ke zpracování HRV se při SA HRV využívá rychlá Fourierova transformace (neparametrická metoda) nebo autoregresivní metoda (parametrická). Obě tyto metody poskytují srovnatelné výsledky. Pro srovnání aktuálních hodnot signálu a hodnot periodicky zpožděných se využívá autoregresivní metoda. Pro zpracování dat vzniklých rozložením vstupního signálu na součet periodických funkcí o různé frekvenci, fázi a amplitudě slouží rychlá Fourierova transformace (Salinger et al., 1998).

4.2.1 Spektrální komponenty SA HRV

Stejskal a Salinger (1996) dělí výkonové spektrum do tří skupin:

- VLF („very low frequency“) – 0,02 až 0,05 Hz,
- LF („low frequency“) – 0,05 až 0,15 Hz,
- HF („high frequency“) – 0,15 až 0,5 Hz (Stejskal & Salinger, 1996).

Oscilace v nízkofrekvenčním pásmu jsou podle Salinger (1996) způsobeny změnami krevního tlaku, vztahují se k sympatiku a k pomalým respiračním fluktuacím srdečního rytmu.

Výkon ve spektrální komponentě ULF podle Opavského (2002) koreluje významně s tělesnou zdatností.

Rychlost regenerace ANS po pohybovém zatížení je posuzována pomocí komponenty VLF. LF spektrum je nejvíce ovlivněno baroreflexní sympatickou aktivitou a souvisí se změnami variability krevního tlaku. LF komponenta odráží nejen sympatickou ale i vagovou aktivitu, a proto ji nelze určit jako celkového ukazatele sympatiku. Respirací je LF část spektra ovlivněna jen v případě, že se dechová frekvence sníží pod hranici devíti dechů za minutu (Stejskal et al., 2001).

Vagová aktivita podle Stejskala a Salinger (1996) výrazně ovlivňuje komponentu HF. K posunu frekvenčního středu pásma HF pod hodnotu 0,15 Hz dochází při snížení dechové frekvence. Komponenta HF se začíná prolínat s komponentou LF, pokud dojde ke zpomalení pod šest dechů za minutu (Stejskal & Salinger, 1996).

4.2.2 Parametry variability srdeční frekvence

- VLF – spektrální síla ve velmi nízkofrekvenčním pásmu spektra → do 0,04 Hz (ms²)
- HF – spektrální síla ve vysokofrekvenčním pásmu spektra → 0,15 – 0,4 Hz (ms²)

- LF – spektrální síla v nízkofrekvenčním pásmu spektra → 0,04 – 0,15 Hz (ms²)
- LF/HF – poměr nízko- a vysokofrekvenční spektrální síly
- TP – celková spektrální síla (ms²)
- NN – čas mezi každou dvojicí sousedních normálních QRS komplexů, snímaných na EKG
- NN50 – počet párů sousedních NN intervalů z celého záznamu, které se od sebe liší o více než 50ms v dlouhodobém záznamu, v milisekundách
- pNN50 – poměr NN50 k počtu všech NN intervalů v dlouhodobém záznamu, v procentech; podíl zastoupení počtu sousedních NN intervalů lišících se o více než 50 ms z celkového počtu NN intervalů v průběhu záznamu
- SDNN – směrodatná odchylka NN intervalů z celého záznamu, v milisekundách
- SDANN – směrodatná odchylka průměrných hodnot NN intervalů vypočítaných ze všech pětiminutových úseků EKG za 24 hodin nebo z celého záznamu
- RMSSD – druhá odmocnina průměru druhých mocnin rozdílů mezi po sobě jdoucími NN intervaly, v milisekundách (Opavský, 2002, s. 57).

4.3 Faktory ovlivňující HRV

Při praktickém využívání metody SA HRV hrají velkou roli nejrůznější vnitřní i vnější faktory. Z toho důvodu je nutno klást velké nároky na standardizaci podmínek výzkumu. Z vnitřních faktorů hraje největší roli věk, celkový zdravotní stav, pohlaví, respirace, termoregulace a poloha těla. Z vnějších faktorů má nejvýznamnější vliv denní doba, užívání léků, strava, fyzická aktivita, teplota, psychické zatížení, kouření, alkohol a kvantita i kvalita spánku (Javorka et al, 2008).

K základním faktorům, které nejvíce ovlivňují zvýšení HRV, patří dodržování zásad vyvážené a zdravé životosprávy, pravidelná pohybová aktivita alespoň třikrát týdně po dobu 30–45 min, vyvarování se respektive minimalizování stresových situací, omezení příjmu alkoholu a nekuřáctví (Fráňa et al, 2005; Javorka et al., 2008).

Variabilita srdeční frekvence je ovlivňována:

a) věkem - s rostoucím věkem dochází k poklesu HRV. Stárnutí lidského organismu má vliv na oslabení výkonu v oblasti dominantně ovlivňované vagem

(komponenta HF). Tento jev způsobuje posun sympatovagové rovnováhy směrem k sympatiku. Pozitivní vliv pravidelného aerobního cvičení na celkový výkon HRV byl potvrzen při srovnávání HRV mezi různě tělesně aktivními skupinami starších osob (Stejskal a Salinger, 1996).

Oslabená aktivita ANS se projevuje zmenšením HRV. Je zaznamenána u pacientů po akutním infarktu, což je jednoznačně spojováno s vysokým rizikem úmrtnosti zapříčiněné kardiovaskulárním onemocněním, včetně náhlé srdeční zástavy.

b) **dýcháním** - v závislosti na vnějších a vnitřních podmínkách a částečně i vůli je regulováno ANS. HRV ovlivňuje míru aktivace dýchacích svalů a pravidelnost dechových cyklů, což lze využít při měření SA HRV (Opavský, 2002).

Při měření SA HRV je možno také zhodnotit, jaký vliv má respirace na změny funkční aktivity sympatiku a parasympatiku v klidu i při zátěži. Receptory pro napětí plicní tkáně se stimulují prohloubením a zpomalením nádechu, což ovlivňuje parasympatikus a dochází ke zvýšení komponenty HF (Javorka et al, 2008).

Pro vyšetření SA HRV se doporučuje dechová frekvence 12 dechů/min. Respiračně vázaná frekvence se v tomto případě nachází v pásmu 0,2 Hz.

c) **pohlavím**- již od věku novorozence lze zaznamenat pohlavní rozdíly v HRV. Chlapci mají větší HRV než dívky již 3. den svého života. Rozdíly mezi průměrnou SF a HRV od adolescence až do menopauzy pravděpodobně způsobují hormonální vlivy, především estrogeny, rozdílná výkonnost, rozdílná tělesná konstituce, intenzita a typ fyzické zátěže, větší podíl tukové tkáně a také rozdílný poměr aktivity sympatiku a parasympatiku (Javorka et al., 2008).

d) **srdeční frekvencí** – zvýšení SF snižuje všechny ukazatele HRV. Čím je vyšší SF, tím je kratší RR interval, což znamená menší kolísání SF. Fyziologické důvody poklesu HRV při zvýšení SF jsou zapříčiněny poklesem vagové aktivity a případným zvýšením sympatické aktivity (Javorka et al., 2008).

e) **tělesnou teplotou** – každá změna tělesné teploty o 1 °C vede ke zvýšení SF přibližně o 12-20 tepů/min. Za další zvýšení SF jsou zodpovědné změny v činnosti ANS. Dochází k redukci aktivity parasympatiku a zvýšení aktivity sympatiku. Zásadní vliv na celý organismus má Hypotermie. Centrální teplota, která je nižší než 33,3 °C snižuje SF a při teplotě pod 32 °C se již mohou objevit abnormality srdečního rytmu. Změny srdeční činnosti pomáhají překonat teplotní

nebo chladový stres. Srdce se adaptuje a organismus dostává možnost k návratu do normálního stavu bez nepříznivých následků (Javorka et al., 2008).

f) **dědičností** – mezi sourozenci byla nalezena výrazně vyšší korelace parametrů SA HRV ve srovnání s manželskými páry. Výzkumem, který byl proveden na dvojčatech, byla potvrzena genetická podmíněnost depresivních symptomů a s tím spojená nižší HRV. Také efekt společného soužití v jedné domácnosti ovlivňuje do jisté míry (1-13 %) HRV (Javorka et al., 2008).

g) **mentální aktivitou** - mentální koncentrace je faktor významně snižující výkonové spektrum HRV i v podmínkách splnění respiračních parametrů (Stejskal a Salinger, 1996). Intenzivní mentální aktivita až emoční stres jsou mimo jiné spojeny se změnami v kardiovaskulárním systému. Na HRV se projevuje změna rovnováhy ANS způsobená vzestupem aktivity sympatiku a poklesem aktivity parasympatiku, ke které dochází při mentální zátěži (Javorka et al., 2008).

Dlouhodobý chronický stres je provázen zvýšeným krevním tlakem a výkonem v oblasti komponenty LF, tedy se zvýšenou činností sympatiku. Snížená činnost parasympatiku způsobuje zvýšený výkon v komponentě HF.

h) **spánkem** – spánek ovlivňuje činnost centrálního nervového systému, respiračního a kardiovaskulárního systému. V závislosti na fázi spánku dochází ke změně HRV. Rozdíly jsou podmíněny aktivitou ANS, baroreflexní citlivostí a respirací, která se v průběhu spánku mění. Během NREM (non-rapid eye movement) bývá dýchání klidné a pravidelné a průměrná SF se zpomaluje asi o 5-15 % oproti klidové SF. V průběhu REM (rapid eye movement) spánku je dýchání nepravidelné, zkracuje se inspirační i expirační fáze cyklu, zvyšuje se frekvence dýchání. U dospělých lidí v NREM-spánku oproti REM-spánku je celkový spektrální výkon HRV snížen. Zvýšení aktivity sympatiku v REM-spánku je pravděpodobně spojené se sněním (Javorka et al., 2008).

i) **změnou polohy těla** – při změně polohy z lehu do stoje (ortostáza) dochází k aktivaci sympatiku a inhibici parasympatiku (Javorka et al., 2008). Ortostáza vyvolá pokles celkového spektrálního výkonu, vzestup komponenty LF a pokles HF komponenty (Stejskal & Salinger, 1996).

Na začátku ortostázy se na zvýšení SF podílí i svalová práce. SF se působením parasympatiku postupně zvyšuje a po deseti sekundách dosahuje maxima. V další části SF poklesne a po přechodném relativním poklesu se začne opět zvyšovat, což je ovlivněno především zvýšenou aktivitou sympatiku. SF a

parametry HRV se mění i během změny polohy ze stoje do lehu (klinostáza). Dochází ke zvýšení venózního návratu a probíhají opačné reakce než při ortostáze. Motorická aktivita na začátku klinostázy zvyšuje SF. Po dvaceti až čtyřiceti sekundách klesá pod výchozí hodnoty. Výsledkem změn spektrální aktivity HRV je velký nárůst aktivity v oblasti komponenty HF, což vede i k větší aktivitě než na počátku vyšetření.

j) příjem potravy, alkoholu a léků – při příjmu potravy dochází k vzestupu SF, minutového srdečního objemu a tělesného tlaku. 30 min po jídle dochází ke snížení vagové kardiální kontroly a 90 min po jídle se zvyšuje sympatická kardiální modulace. Roste aktivita sympatické inervace svalových cév a dochází k redistribuci krve do útrobní oblasti. Ke snížení aktivity vagu dochází po požití alkoholického nápoje. Účinek léků má vliv na činnost ANS, některé léky HRV zvyšují, jiné naopak snižují. Příznivý vliv beta-blokátorů na HRV je přisuzován zřejmě zábraně ranního vzestupu nízkofrekvenčních komponent, které odpovídají rannímu zvýšení sympatické aktivity.

k) tělesnou aktivitou – jedná se v podstatě o určitý druh stresu, který působí na organismus během vlastní konání pohybové aktivity. S důsledky tohoto stresu se organismus vyrovnává ještě ve fázi zotavení. Míra velikosti důsledků, vyplývá z pohybové aktivity a závisí na intenzitě zatížení i době trvání. Úroveň adaptace jedince na zátěž hraje významnou roli v odpovědi organismu (Botek, 2003).

Stejskal (2008) uvádí, že změny intenzity zatížení výrazně ovlivňují spektrální výkon HRV, ve srovnání s dobou trvání, jejíž vliv je výrazně menší. Tělesná aktivita způsobuje změny v aktivitě ANS. Dochází ke zvýšení SF, tělesného tlaku, systolického objemu a kontraktility myokardu. To umožňuje redistribuci krve a zajištění zvýšené poptávky pracujících svalů po kyslíku a energetických zdrojích. V dalších fázích pohybové aktivity se přidává ještě termoregulační funkce. Vzestup SF je při nižší intenzitě zatížení způsoben inhibicí vagu, při vyšší intenzitě zvýšenou aktivací sympatiku a produkcí katecholaminů. Během dynamické práce, kdy dochází k poklesu celkového výkonového spektra HRV, se snižuje komponenta LF. Při vysoké intenzitě zátěže se může výkon komponenty LF přiblížit i nule (Stejskal, 2008).

l) psychosociálními faktory - cílem studie prováděné na 91 pacientech trpících chronickým srdečním selháním (Kao et al., 2014) bylo zjištění, do jaké míry psychosociální faktory (deprese, kvalita sociálního zázemí a kvalita života ovlivňují

HF. HRV byla významně vyšší u pacientů, kteří vykazovali lepší kvalitu života a větší sociální jistoty. Po zohlednění demografických a klinických faktorů bylo prokázáno spojení psychosociálních faktorů s HRV. Také depresivní příznaky významně snižovaly HRV.

5 MIMOSVALOVÉ ÚČINKY ELEKTROSTIMULACE

5.1 Renální insuficience

Léčba dysfunkcí dolních močových cest zahrnuje farmakoterapii, cvičení svalů dna pánevního a neuromodulaci. Dominující léčebnou metodou donedávna byla farmakoterapie, která však není u všech pacientů dostatečně účinná a u podstatné části je její použití limitováno závažnými nežádoucími účinky. Krajním řešením při selhání konzervativní terapie jsou chirurgické metody zahrnující augmentaci močového měchýře a močové derivace (Rejchrt, 2012).

Prognóza akutního selhání ledvin (AKI) je výrazně ovlivněna stupněm katabolismu svalových proteinů. Jelikož zavedené léčebné postupy mají omezenou účinnost, pokoušel se Di Iorio (2012) ve své randomizované klinické studii poprvé zmírnit hyperkatabolismus pomocí HTEMS u pacientů s akutním renálním selháním. Tento typ terapie může snížit odbourávání proteinů prostřednictvím působení na svalovou činnost, stejně tak může zlepšit i inzulinovou rezistenci. Kromě toho tato elektroléčba může také zlepšit funkci ledvin účinkem na krevní oběh a snížením tonu sympatiku. Do randomizované studie bylo zahrnuto 34 pacientů, všichni vyžadovali denní hemodialýzu. Pacienti byli randomizováni do dvou skupin po 17, z nichž u jedné nebylo využito HTEMS. Obě skupiny byly srovnatelné s ohledem na věk, pohlaví, základní onemocnění, příčiny AKI a základní biochemii. HTEMS byla prováděna během dialýzy po dobu 1 hodiny při frekvenci mezi 4100 a 33000 Hz v krátkých intervalech, přičemž amplituda a frekvence byly modulovány současně. Léčba byla dobře snášena a přinesla celkové zlepšení klinického výsledku ve srovnání se skupinou pacientů, u kterých nebylo použito HTEMS.

Výsledky prokázaly kratší trvání oligurie, rychlejší pokles sérového kreatininu a hladiny močoviny, menší potřebu dialyzační léčby a kratší dobu hospitalizace. Pokles močoviny byl výraznější než pokles hladiny kreatininu v séru, což vede k významnému snížení poměru močovina / kreatinin. Toto zjištění naznačuje snížení katabolismu svalových bílkovin, které - díky nižšímu výskytu aminokyselin v krevním oběhu - vede k poklesu jaterní tvorby urey. Předpokládá se,

že zlepšení proteinového katabolismu u pacientů přispělo ke zkrácení klinického průběhu akutního selhání ledvin. Tato studie naznačuje, že HTEMS léčba u pacientů s AKI během hemodialýzy je spojena se zlepšeným klinickým výsledkem (Di Iorio, 2012).

5.2 NEUROPATIE

Z fyziologického hlediska je bolest jednou ze senzitivních modalit, která vzniká aktivací receptorů adekvátním stimulem (jde o vyvolanou fyziologickou bolest, analogickou jiným senzitivním modalitám, např. dotyku) a lze ji i jednorázově testovat.

V případě postižení tkání patologickým procesem dochází ke stimulaci normálních nociceptivních receptorů a vzniká nociceptivní bolest. Patologická bolest, která vzniká v důsledku postižení periferního či centrálního nervového systému se označuje jako bolest neuropatická (také neurogení). Tento typ nevyžaduje stimulaci bolestivých receptorů jako u nociceptivní bolesti, i když současná stimulace může tuto bolest zvyrazňovat (Opavský, 1998).

5.2.1 *Využití HTEMS u pacientů s diabetickou periferní neuropatií*

Na univerzitě v Heidelbergu bylo 92 pacientů trpících diabetem 2. typu s různými neuropatickými symptomy zahrnuto do prospektivní studie. Pacienti byli léčeni dvakrát týdně po dobu celkem 4 týdnů pomocí HTEMS, přičemž všechny symptomy byly zaznamenány a číselně odstupňovány na začátku léčby, při druhé a osmé návštěvě. Výraznější zlepšení symptomů (bolest, parestézie, snížená citlivost, pocit pálení, a poruchy spánku) bylo dokumentováno u 73 % pacientů. Tato subjektivní odpověď na léčbu byla pozitivní, přímo spojená s intenzitou příznaků, ale nezávislá na rozsahu onemocnění, metabolických faktorech, věku nebo pohlaví. Pacienti v horním tercilu intenzity příznaků ukázali významné zlepšení u parestézie, snížení bolesti, omezení citlivosti a nejvýrazněji u pocitu pálení a poruch spánku.

Autoři studie došli k závěru, že HTEMS se jeví jako účinná léčba symptomatické neuropatie pacientů s diabetem typu 2, a to zejména u pacientů se silnými symptomy (Klassen, 2012).

5.2.2 Srovnání různých typů elektrostimulace při léčení diabetické periferní neuropatie

Karin Pieber et al (2010) ve své analýze shrnuli účinnost různých typů elektroléčby bolestivé diabetické periferní neuropatie. Vybrali 15 studií, které se zabývaly vlivem elektrické stimulace na zmírnění bolesti u diabetické periferní neuropatie. Pozitivní účinky transkutánní elektrické nervové stimulace byly srovnávány ve třech rozsáhlých studiích a jedné malé studii, účinky frekvenčně modulované elektromagnetické nervové stimulace byly hodnoceny v jedné velké studii, kde bylo uváděno signifikantní snížení bolesti. Dále byla hodnocena léčba pulzním elektromagnetickým polem, pulzními dávkami elektrické stimulace a HTEMS.

| Elektroléčba bolestivé diabetické periferní neuropatie – srovnání | | | | | |
|---|--|------------------|----------------|---|--|
| Autor studie | Typ studie | Velikost souboru | Stupeň kvality | Popis terapie | Výsledky |
| Kumar & Marshall | Randomizovaná, kontrolovaná | 31 | B | TENS, 4 týdny, 30 min denně | Přechodné snížení bolesti a diskomfortu u 83 % pacientů |
| Kumar et al. | Randomizovaná, kontrolovaná | 26 | B | TENS v kombinaci s amitriptylinem, 12 týdnů, 30 min denně | 85% pacientů příznivý účinek, 36% asymptomatických, opakování po skončení TENS |
| Julka a kol. | Retrospektivní analýza | 54 | B | TENS dlouhodobě (průměr: 1.7 let) | 54 Léčba je účinná i při dlouhodobé aplikaci |
| Forst a kol. | randomizovaná, řízená, dvojitě zaslepená | 19 | B | TENS 12 týdnů, po nejméně 30 min denně | Po 6 týdnech výrazné zlepšení VAS, NTSS-6-skóre |
| Armstrong et al. | Pilotní studie | 10 | D | pulsní dávky elektrické stimulace 4týdny, 8 hod / den, noc | Terapie může být účinná u pacientů s relativně dobrou distální cévní perfuzí |
| Oyibo et al. | řízená | 30 | D | Pulzní dávka elektrické stimulace 6 týdnů aktivní léčba, 8 hod / den, noc | Neprůkaznost studie |
| Weintraub & Cole | Pilotní studie | 24 | C | PEMF, 1 h, 9 po sobě jdoucích dní | Krátkodobý analgetický účinek u více než 50% pacientů |

| | | | | | |
|-------------------|--|-----|---|---|--|
| Musaev et al | Pilotní studie | 121 | C | PEMF (100 Hz, 10 Hz), 10 dní, 10–15 min., + Masáž a cvičení | Snížení bolesti, regrese subjektivních příznaků a zlepšení vodivých funkcí periferních nervů |
| Wróbel et al | randomizovaná, řízená, dvojitě zaslepená | 61 | C | Nízkofrekvenční pulzní magnetické pole, 15 dnů, 20 min | Pozitivní vliv na bolest, kvalita života a spánek, ale ne lepší než placebo |
| Weintraub et al | randomizovaná, řízená, dvojitě zaslepená | 225 | C | PEMF, 3 měsíce, 2 hod / den | Žádné významné snížení bolesti, ale neurobiologické změny kožní biopsie |
| Reichstein et al. | randomizovaná, prospektivní pilotní studie | 41 | D | HTEMS nebo TENS, 30 min 3 po sobě jdoucí dny | Zmírnění příznaků a bolesti, HTEMS účinnější než TENS |
| Klassen et al. | Prospektivní, nerandomizovaná pilotní studie | 40 | D | HTEMS 1 h, 3 x / týden, 1-3 měsíce | Významné zlepšení stavu, snížení bolesti a zlepšení spánku |
| Humpert et al. | Prospektivní, nerandomizovaná | 92 | D | Externí svalová stimulace 4 týdny, 60 min, 2 x / týden | EMS účinná pro symptomatické neuropatie, a to zejména u pacientů se silnými příznaky |
| Bosi et al. | randomizovaná, řízená, dvojitě zaslepená | 31 | C | Frekvenčně modulovaná elektromagnetická nervová stimulace, 20 ošetření, 30 min / ošetření | Zvýšení hmatové citlivosti, zrychlení vedení motorického nervového signálu po 4 měsíce |

Tabulka 1. – Srovnání elektroléčby bolestivé diabetické periferní neuropatie

Legenda: NTSS-celkové skóre příznaků, VAS -vizuální analogová stupnice, TENS -transkutánní elektrická nervová stimulace, EMS-externí stimulace svalu, A-několik vysoce kvalitních studií s konzistentními výsledky, B-jedna studie vysoce kvalitní, několik studií s omezením, C-jedna nebo více studií s omezením, D-znalecký posudek, jedna nebo více studií s omezením.

Účinnost různých elektroterapií u pacientů s bolestivou diabetickou periferní neuropatií byla v hodnocených studiích prokázána. U pacientů s diabetem mellitus typu II je často obtížné vybrat vhodnou pohybovou aktivitu, která by vedla k okysličení a zlepšení prokrvení končetin. Elektrostimulace se jeví jako vhodná alternativa. V hodnocených studiích bylo prokázáno, že elektrostimulace způsobuje zvýšení mikrocirkulace a zlepšuje průtok krve tkáněmi. Zvláště pozitivní vliv měla stimulace elektrickým proudem u pacientů s diabetickou mikroangiopatií vasa nervorum

periferních nervů. Zvýšení oxidační kapacity svalu (což je metabolický účinek elektroléčby) bylo také pozitivním důsledkem. Elektrostimulace má vliv i na morfologické a metabolické vlastnosti ochrnutých svalů, má také analgetické účinky, způsobuje lokální uvolňování neurotransmiterů (serotonin), zvyšuje produkci mitochondriálních adenosin trifosfátů (ATP), uvolňuje endorfiny a má protizánětlivé účinky. Významné snížení bolesti je uváděno zvláště ve studiích zkoumajících vliv HTEMS na pacienty s diabetickou neuropatií. HTEMS je považována za účinnější než TENS (Pieber, 2010).

5.3 Vliv elektrostimulace na imunitní systém

Podle Kopitara et al. (2012) existují studie z 90. let, zabývající se NMES, které buď popisují změny bílých krvinek pozorovaných bezprostředně po elektroléčebných procedurách, nebo změny neuroendokrinní při zánětu po několika týdenní elektrické stimulaci a také studie o imunomodulačních účincích přímo aplikovaných slabých elektrických proudů, které mohou modulovat funkci různých imunitních buněk in vitro. Vzhledem k tomu, jak rozšířené používání NMES je, existuje podle autorů překvapivě málo zpráv o účincích elektrické stimulace na imunitní odpověď organismu.

Cílem Kopitarovi studie tedy bylo prozkoumat možné imunologické důsledky nízkofrekvenční transkutánní neuromuskulární elektrické stimulace na quadriceps femoris u zdravých jedinců. Stimulace quadriceps femoris prostřednictvím NMES u skupiny zdravých jedinců v jejich studii ukázala, že se po deseti aplikacích elektrické stimulace svalová síla mírně zvýšila. Zároveň však v této studii nebyla nalezena žádná statisticky ani klinicky významná změna sledovaných biochemických parametrů krve nebo imunologických parametrů.

6 VZDÁLENÉ SVALOVÉ ÚČINKY ELEKTROSTIMULACE

6.1 Vliv HTEMS na mikrocirkulaci dolních končetin

Cílem polské studie (Nowakowska et al., 2010) bylo zhodnocení vlivu HTEMS na mikrocirkulaci dolních končetin. Do studie byla zapojena skupina 30 osob ve věku 20 až 60 let. V první skupině byli pacienti s arteriálním a venózním onemocněním dolních končetin, druhou skupinu tvořily zdravé osoby. Všichni respondenti prošli sérií 10 procedur HTEMS terapie v oblasti dolních končetin. Bezprostředně před a po sérii ošetření byl měřen průtok krve laserovým Dopplerovým anemometrem.

U všech pacientů došlo ke zvýšení dynamiky proudění pozorované v periferní mikrocirkulaci dolních končetin. U zdravých jedinců se hodnoty zvýšily pouze minimálně (Nowakowska et al., 2010).

První klinická pozorování pravidelných HTEMS u hemodialyzovaných pacientů ukázala pozitivní reakci s ohledem na svalovou sílu a psychickou pohodu (Hurley et al., 2008).

Szymanská et al. (2010) se ve své studii zaměřili na zlepšení funkce dolních končetin u pacientů s chronickou ischemií dolních končetin. Do studie bylo zapojeno 68 probandů ve věku od 40 do 70 roků a polovina z nich byla podrobena HTEMS stimulaci pomocí přístroje HITOP. Bylo prokázáno zlepšení funkce dolních končetin, o čemž svědčilo především zlepšení klaudikační vzdálenosti, maximální docházkové vzdálenosti a významně lepší parametry průtoku krve v kožní mikrocirkulaci.

6.2 Vliv HTEMS na erektilní dysfunkci

Erektivní dysfunkce (ED) je jednou z vážných komplikací diabetes mellitus spolu s komplexem dalších komplikací jako jsou například diabetická polyneuropatie, generalizovaná ateroskleróza a vaskulární endoteliální dysfunkce.

ED je jedním z problémů, které mají velký vliv na kvalitu života. Prevalence ED v obecné populaci je asi 5 - 15% a 3 krát vyšší výskyt pozorujeme u diabetických pacientů. Patogeneze ED v diabetes mellitus typu 2 je multifaktoriální

a zahrnuje strukturální a funkční změny (Damásdi, 2012; Shafik, 2008).

Zrychlení aterosklerózy v důsledku hyperglykémie, hypertenze a dyslipidémie vede ke snížení průtoku tepenné krve penisem. Může také docházet ke zhoršení funkce ledvin. Dalšími faktory, přispívajícími k ED jsou endoteliální dysfunkce a poruchy autonomního nervového systému. V poslední době se v léčbě diabetické a uremické polyneuropatie zavádí působení HTEMS. Stimulace vyvolává efektivní svalové kontrakce, stejně jako zvýšení krevního toku. U pacientů s diabetem HTEMS terapie zlepšuje metabolickou činnost (Damásdi, 2012).

V pilotní studii byl analyzován vliv HTEMS terapie na průtok krve penisem, ED symptomy a funkční a laboratorní parametry na malé skupině pacientů s diabetem. Pacienti absolvovali glykemickou kontrolu (hemoglobin A1c $7,4 \pm 1,3\%$), která ukázala ED s velmi nízkou výchozí IIEF skóre ($7,7 \pm 8,5$). Dále byla zjištěna silná arteriální nedostatečnost, velmi nízká výchozí PSV.

Hlavním úkolem studie bylo ověření vlivu HTEMS na ED při stimulaci v oblasti stehien. V prvním týdnu byl pozorován malý, ale významný nárůst PSV penisu do polotuhého stavu, nicméně po 4 týdnech léčby HTEMS se bazální PSV penisu nezměnilo.

Poměrně nízké hodnoty v dotazníku DN4 (skóre $3,8 \pm 2,8$) ukázaly nevýznamný trend k nižším hodnotám, což není v souladu s předchozími výzkumy prokazujícími pozitivní vliv HTEMS terapie na diabetickou a uremickou polyneuropatii. Také metabolické parametry se nezměnily (Damásdi, 2012).

Mechanismus HTEMS způsobující vzestup průtoku krve v penisu je nejasný. Přístroj používá elektrické svalové stimulace s rychle se měnící nosnou frekvencí a amplitudou. Nízké kmitočty vyvolávají výraznou kontrakci svalů vzhledem k tomu, že vysoká frekvence může vést ke svalové fibrilaci. Svalová stimulace je spojena se zvýšením průtoku krve. Je možné, že aktivováním příčně pruhovaných svalů se uvolňují vazoaktivní látky. Ty mohou způsobovat vzdálené účinky HTEMS. Tento předpoklad je podpořen studií (Pecková et al., 2012), ve které byla pozorována zvýšená diuréza a natriuréza v průběhu léčby HTEMS.

6.3 Chronické srdeční selhání

Základem rehabilitace kardiaků je vytrvalostní, aerobní trénink, tedy déletrvající dynamická zátěž na úrovni nebo pod úrovní anaerobního prahu. Pravidelný vytrvalostní a silový trénink vyvolává charakteristické změny, které vedou k zlepšení fyzické kondice. Tyto změny nazýváme tréninkovým efektem a dovolují dosáhnout vyššího fyzického zatížení s nižší frekvenční odpovědí (Chaloupka et al. 2006).

Kardiopulmonální zátěžové testy jsou důležitým klinickým hodnocením u pacientů se srdečním selháním. Elektrická stimulace (NMES) se ukázala jako velmi přínosná metoda ke zlepšení kardiopulmonální výkonnosti při cvičení, která vedla k celkovému zlepšení zdravotního stavu.

Cílem studie L. M. T. Neves et al. (2014) bylo provést systematický přehled o dopadech NMES na pacienty se srdečním selháním. Zdrojem dat pro jejich rozsáhlou analýzu se staly: Medline Embase.com, Cochrane (Centrální registr kontrolovaných studií), CINAHL, Amedeo a Pedro. Počáteční hledání vedlo k identifikaci 2176 studií pro NMES a pacienty HF, z nichž pouze 23 jich bylo autory analýzy považováno za potenciálně relevantní k podrobné analýze. Do závěrečné shrnující tabulky bylo zahrnuto 9 studií, které byly prováděny v letech 2003 až 2012. Do studií bylo zařazeno 316 pacientů, 259 (81,96%) mužů. Průměrný věk se pohyboval mezi 53 až 65 rokem. Elektrostimulace byly prováděny v rozsahu 12,5-280 hodin (5-7 krát týdně, za 6-12 týdnů), přičemž stimulační frekvence byla od 10 do 25 Hz. V některých studiích byla pro srovnávací testy použita aerobní cvičení, běžecký pás nebo kolo (Neves et al., 2014).

| Charakteristika zahrnutých studií - klinický, demografický a intervenční popis. | | | | | | | | | |
|---|-------------------|----------------------|--------------------|-------------------|-----------------|------------------------------|---------|----------|--------|
| Studie | Hodnocení kvality | Výsledek | NYHA | Velikost souboru | Věk | Terapie | | | |
| | | | | | | Typ a druh | Četnost | Délka | Týdny |
| Harris et al., 2003 | J-2/P-5/Q-9 | VO ₂ peak | NYHA I-III LVEF | NMES (24) cvičení | 63 ± 10 62 ± | 25 Hz /ND/ 5-5 s kolo/70% | 5 5 | 30 30 | 6 6 |

| | | | | | | | | | |
|------------------------|--------------|---------------------------|--------------------------|-----------------------------|-----------------------|---|---------|-----------|----------|
| | | | <40% | (22) | 10.8 | HRmax | | | |
| Nuhr et al., 2004 | J-3/P-6/Q-10 | vše | NYHA II–IV LVEF <35% | NMES (15) kontrolní (17) | 53 ± 7 53 ± 13 | 15 Hz/ 500 μs/2–4 s kontrolní | 5 NU | 60 NU | 5 NU |
| Deley et al., 2005 | J-2/P-4/Q-11 | vše | NYHA II–III LVEF <40% | NMES (12) cvičení (12) | 56 ± 8 57 ± 6 | 10 Hz/200 μs/12–8 s kolo, běžecký pás nebo kolo/60–70% HRmax | 5 5 | 60 60 | 5 5 |
| Dobšák et al., 2006 | J-1/P-4/Q-5 | vše | NYHA II–III LVEF <40% | NMES (15) cvičení (15) | ND ND | 10 Hz/ 200 μs/ 20–20 s kolo/VO _{2AT} | 7 3 | 60 60 | 8 8 |
| Karavidas et al., 2006 | J-2/P-6/Q-10 | VO _{2peak} | NYHA II–III LVEF <40% | NMES (16) kontrolní (8) | 57 ± 15.3 64 ± 8.1 | 25 Hz /ND/ 5–5 s kontrolní | 5 NU | 30 NU | 6 NU |
| Lemaitre et al., 2006 | J-2/P-5/Q-7 | pouze VO _{2peak} | NYHA II–III LVEF <35% | NMES (17) cvičení (19) | 64 ± 4.7 61 ± 2.6 | 25 Hz ND/ 5–5 s kolo /70% HRmax | 5 5 | 30 30 | 5 6 |
| Deley et al., 2008 | J-2/P-5/Q-8 | Ne PW | NYHA II–IV LVEF <40% | NMES (22) cvičení (22) | 55 ± 10 56 ± 7 | 10 Hz/2 00 μs/12–8 s kolo nebo běžecký pás 13–15 | 5 5 | 60 60 | 5 5 |
| Defteros et al., 2010 | J-2/P-4/Q-7 | VO _{2peak} | NYHA II–III LVEF <35% | NMES (31) cvičení (31) | 61 ± 2.1 61 ± 2.1 | 25 Hz /ND/ 5–5 s kolo /70% HRmax | 5 5 | 30 30 | 5 6 |
| Dobšák et al., 2012 | J-3/P-4/Q-11 | Ne PW | NYHA II–III LVEF <40% | NMES (23) cvičení (26) | 59 ± 1.4 59 ± 2.2 | 10 Hz/2 00 μs/ 20–20 s kolo/VO _{2AT} | 7 3 | 120 60 | 12 12 |

Tabulka 2. – Charakteristika studií o dopadech NMES na pacienty se srdečním selháním

Legenda: CPX = Kardiopulmonální zátěžové testy; P = PEDro škála; J = Jadad skórování; Q = Quality of Research Score Sheet (výsledková tabulka kvality výzkumu);

VO_{2peak} = vrcholová spotřeba kyslíku; VO_{2AT} = spotřeba kyslíku při anaerobním prahu; PW = vrcholová pracovní zátěž; HR_{peak} = maximální tepová frekvence; NYHA = New York Heart Association; LVEF = ejekční frakce levé komory (udává se v procentech, o kolik se zmenší levá komora v srdci, když se stáhne – udává se tím, jestli srdce pracuje dost silně); Left-ventricular ejection fraction; NMES = neuromuskulární elektrická stimulace a NU = Není uvedeno.

Výsledky analýzy:

Výkon CPX má značný prognostický a funkční význam pro pacienty s onemocněním srdce. Výsledky analýzy naznačují, že NMES zvyšuje výkon CPX, což ji řadí k terapeutickým metodám, kterými lze pozitivně ovlivňovat klinickou trajektorii pacientů s HF (Neves, 2014).

Vyšetření zaměřená na příslušné kardiovaskulární onemocnění jsou nezbytným předpokladem pro správné doporučení pohybové aktivity pacienta. Velmi důležitou součástí diagnostického komplexu by mělo být i důkladné zhodnocení všech rizikových i jiných faktorů limitujících preskripci pohybové léčby (Chaloupka et al. 2006).

Ze 2176 studií byly ve výše zmíněné přehledové studii uvedeny dvě práce brněnských lékařů. Dobšák et al., (2011) se zabývali vlivem elektromyostimulace extenzorů dolních končetin ukázala, že elektrostimulace se osvědčila jako alternativa rehabilitace u pacientů s těžším stupněm CHSS.

Ze zjištěných údajů vyplývá, že v kombinaci s aerobním tréninkem zlepšuje výsledky klasického tréninku u kardiaků. Studie se zúčastnilo 43 pacientů, jejichž průměrný věk byl 59 let. Byli rozděleni do dvou skupin. První skupinu tvořili pacienti, kteří byli zapojeni do aerobního tréninku (AT), druhá skupina měla kromě AT zařazenu elektromyostimulaci dolních končetin.

AT byl prováděn na bicyklových ergometrech 3 x týdně a intenzitou na úrovni individuálního anaerobního prahu (ANP). Nízkofrekvenční EMS (10 Hz, trvání impulzu 200 μ s, režim 20 s "on"/ 20 s "off"), byla aplikována na obě dolní končetiny 2 x 60 min a pacienti ji prováděli doma pouze ve dnech mimo AT na klinice.

Celková doba odborné přípravy byla 12 týdnů. Průměrná míra zlepšení byla

po 12 týdnech (ve srovnání se vstupními hodnotami) v obou skupinách u vrcholového příjmu kyslíku v průměru o +10 % a u vrcholového výkonu o v průměru o +29 %.

V absolutních číslech se jeví vyšším zlepšení u skupiny s kombinací AT + EMS. Statistické hodnocení však neprokázalo signifikantní rozdíly mezi oběma skupinami. Oba typy tréninku přinesly srovnatelný benefit (Dobšák et al., 2011).

Ve studii, nazvané „Účinky dlouhodobé elektromyostimulace na vybrané funkční parametry u pacientů s chronickým srdečním selháním“ (Dobšák et al., 2012), bylo zařazeno osmnáct pacientů se stabilní formou CHSS (průměrný věk 50.7 ± 9.6 let, NYHA třídy II-III, průměrná EF $28.7 \pm 6.9\%$). Absolvovali 12 týdnů domácího rehabilitačního programu pomocí elektromyostimulace extenzorů dolních končetin. Ke stimulaci byly použity přenosné bateriové (2x 1.5V) elektrostimulátory REHAB X-2 (CEFAR, Malmö, S) a stimulace byla prováděna vždy 2 x 60min denně (7 dní v týdnu) při frekvenci 10Hz a v režimu „20s on-20s off,“. EMS trvajících 12 týdnů signifikantně zvýšila vrcholovou spotřebu kyslíku, vrcholovou zátěž a maximální svalovou sílu. EMS vedla také ke snížení plazmatické hladiny endotelinu, hodnocenou testem ELISA (vstupní hodnota $0.97 \pm 0.6 \text{ pmol} \cdot \text{l}^{-1}$ vs. výstupní $0.80 \pm 0.2 \text{ pmol} \cdot \text{l}^{-1}$).

Z výsledků studie je zřejmé, že dvanáctitýdenní trénink pomocí EMS měl přímý pozitivní vliv na vybrané funkční parametry u pacientů s CHSS. Společně s prokázanou tendencí k poklesu hladiny endotelinu získané výsledky potvrzují, že EMS je účinná a bezpečná metoda, kterou lze doporučit jako alternativu kardiovaskulární rehabilitace v domácích podmínkách. Při přirozené svalové kontrakci dochází k aktivaci motorických jednotek postupně od menších k větším. Při elektromyostimulaci dochází téměř okamžitě k jejich vysoké aktivitě, tím je možno dosáhnout vysokého svalového výkonu (Dobšák et al., 2012).

Podle Dobšáka (2012) způsobuje dlouhodobá aplikace elektrostimulace jak funkční, tak strukturální změny kosterního svalstva. Byla prokázána zvýšená spotřeba kyslíku ve svalu, zvýšená aktivita oxidativních enzymů, zlepšení hustoty kapilárního řečiště, které je spojeno se zvýšenou hladinou endoteliálního růstového faktoru, která ovlivňuje změny metabolické kapacity svalů, prevenci atrofie a zlepšení odolnosti vůči únavě. Tyto změny mohou být způsobeny strukturální přestavbou rychlých svalových vláken na pomalé.

6.3.1 Účinek NMES na snížení aktivity sympatiku

Hyperaktivita sympatiku má přímý vliv na zahájení a progresi srdečního selhání. V důsledku toho je silným prediktorem mortality. Bylo prokázáno, že fyzický výkon může vést ke zlepšení zdravotního stavu u pacientů s chronickým srdečním onemocněním.

Labrunée et al (2013) se pokusili dokázat, elektrická stimulace zlepšuje citlivost baroreceptorového reflexu, což je mechanismus sloužící k akutní regulaci krevního tlaku. Jedná se o autonomní reflex, který je zprostředkován baroreceptory a autonomním nervovým systémem. V dvojité zaslepené, randomizované a placebem kontrolované studii poskytli důkaz o tom, že NMES vedle prospěšného svalového účinku je také schopna ovlivňovat aktivitu sympatiku.

Provedli sérii dvou paralelních, randomizovaných, dvojité zaslepených studií u 22 pacientů s chronickým srdečním selháním - NYHA III. Polovina pacientů byla stimulována TENS, ostatní NMES. Použití obou způsobů elektrostimulace vedlo ke snížení MSNA (Muscle Sympathetic Nerve Activity) : $63,5 \pm 3,5$ vs. $69,7 \pm 3,1$ dávek / min, $p < 0,01$ po TENS a $51,6 \pm 3,3$ vs. $56,7 \pm 3,3$ dávek / min, $p < 0,01$ po NMES. Tepová frekvence byla měřena kontinuálně elektrokardiogramem. Postganglionální aktivita sympatiku byla zaznamenávána wolframovou mikroelektrodou vloženou do svalu. U TENS byly elektrody umístěny na levé noze před čtyřhlavým svalem, frekvence 80 Hz, šířka impulzu 200 μ s. Celková doba trvání stimulace byla asi pět minut (střídavě 3 sekundy stimulace a 3 sekundy odpočinku). Krevní tlak, srdeční frekvence a respirační parametry (rychlost dýchání, saturace kyslíkem) byly zaznamenávány v průběhu celého postupu. U NMES byly elektrody také umístěny na levé noze před čtyřhlavým svalem, frekvence proudu 25 Hz (Labrunée, 2013).

Elektrická stimulace dolních končetin NMES vedla také ke snížení MSNA, ke kterému může docházet vlivem užití léků (beta-blokátory) nebo cvičením, které je spojeno se zvýšením funkční kapacity. Výsledky studie potvrdily, že elektrická stimulace dolních končetin (TENS nebo NMES) snižuje MSNA ve stejném rozsahu. NMES byla doposud používána k vyvolání především svalových účinků. Studie potvrdila její účinky i na autonomní nervový systém (Labrunée, 2013).

6.4 Vliv elektrostimulace na CHOPN

Chronická obstrukční plicní nemoc (CHOPN, COPD) je závažné onemocnění. Jeho hlavním rysem je bronchiální obstrukce (omezený průtok vzduchu v průduškách), která není plně reverzibilní a vzniká na podkladě abnormální zánětlivé reakce na škodlivé látky a plyny ve vdechovaném vzduchu (Vondra et al. 2008).

Kayzmat et al. (2015) srovnávali ve své studii účinky nervosvalové elektrické stimulace s vytrvalostním tréninkem u pacientů s chronickou obstrukční plicní nemocí. V ne-randomizované kontrolované studii bylo zkoumáno 50 pacientů s těžkou chronickou obstrukční plicní nemocí (CHOPN), kteří byli rozděleni do dvou skupin. Jedna skupina prakticovala vytrvalostní trénink (n = 27) a druhá skupina byla stimulována NMES (n = 23). Byly srovnávány účinky na kvalitu související se zdravým životním stylem (HRQOL), kapacitu plic, svalovou sílu, dušnost, psychologický stav. V obou skupinách došlo k nárůstu sledovaných hodnot (docházková vzdálenost, vytrvalost). Nebyly pozorovány žádné významné rozdíly mezi skupinami. NMES tedy může být použita jako efektivní strategie léčby pro vytrvalostní trénink svalů u pacientů s těžkou CHOPN.

Závažnými událostmi v průběhu chronické plicní nemoci jsou exacerbace. Vedou ke zhoršení kvality života. Bylo prokázáno, že větší množství exacerbací (více než 2,9 za rok) vede k rychlejšímu poklesu FEV1 za rok. Náklady na léčbu exacerbací tvoří téměř 50 % celkových nákladů (Vondra et al. 2008).

Vlivem elektrostimulace na kosterní svalstvo po exacerbaci CHOPN se zabývali Abdellaoui et al. (2011). Svaly obou dolních končetin stimulovali s použitím dvoufázového symetrického impulsu (šířka 400 ms a frekvenci 35 Hz) po dobu 1 hodiny denně, 5 dní týdně po dobu 6 týdnů. Intenzita byla stanovena jako maximální tolerovaná intenzita pro každého pacienta ve skupině NMES. Kontrolní skupina byla vystavena stejnému režimu, ale nebyla stimulována. Skupina léčená NMES vykazovala významnou hypertrofii m. quadriceps femoris. Kontrolní skupině na konci šesti týdenního programu bylo sice také prokázáno mírné oživení quadriceps femoris. To však bylo pravděpodobně způsobeno reverzibilitou stavu po akutní exacerbaci CHOPN a denní vertikalizací fyzioterapeutem.

Vliv elektrickou stimulací podporované ventilace na zlepšení dechových parametrů u pacientů s CHOPN prokázali Ito et al. (2015). Cílem studie bylo určit

účinky elektrické stimulace se zpětnou vazbou na zlepšení dechového vzorce během cvičení u pacientů s chronickou obstrukční plicní nemocí. Randomizovaná dvojité zaslepená a placebem kontrolovaná studie zahrnovala 24 pacientů s CHOPN. Elektrická stimulace podporovala expiraci pacienta. Bylo prokázáno zlepšení dechových parametrů během odpočinku i cvičení.

6.5 Vliv HTEMS na zdravé jedince

Ve studii, prováděné na zdravých dobrovolnících (Pecková et al. 2012) vedlo působení HTEMS k přechodnému poklesu kreatininu a frakční exkreci sodíku. Toto zjištění ukazuje, že HTEMS může přechodně zvýšit glomerulární filtraci a snížit tubulární transport sodíku. Změny glomerulární rychlosti filtrace jsou velmi pravděpodobně způsobeny zvýšeným průtokem krve ledvinami a také vlivem vazodilatačních faktorů ovlivňujících zvýšení tvorby NO (Pecková et al. 2012).

U pacientů s těžkou anginou pectoris působením TENS došlo ke snížení krevního tlaku. V další studii bylo popsáno zvýšení diurézy působením HTEMS u zdravých jedinců. U pacientů s chronickou bolestí bývá popisována zvýšená hladina vazopresinu. Zvýšená diuréza účinkem HTEMS u pacientů s bolestivou neuropatií může vést ke snížení hladiny antidiuretického hormonu (Pecková et al., 2012).

6.6 Vzdálené svalové účinky elektrostimulace na jiné svalové skupiny

Šířením elektrického potenciálu lidským organismem se zabývala studie Bechyňákové (2010), ve které se zkoumala reakce organismu na podráždění elektrickým proudem formou nízkofrekvenční elektroterapie. Výsledky šetření podpořily tvrzení, že účinek působení elektrického proudu na organismus je záležitostí lokální. „K šíření elektrického potenciálu z m. gastrocnemius lateralis sin. do míst vzdálených místu aplikace dochází jen v malé míře. Ze zkoumaných vzdálených míst byla naměřena elektrická aktivita jen nad m. biceps femoris stejnostranné dolní končetiny ve velmi nízkých hodnotách (několik μV^{2-s}) a to jen při vyšších frekvencích proudu a u určitých probandů“ (Bechyňáková, 2010, s.58).

Vzhledem k zanedbatelným hodnotám elektrické odpovědi v místech vzdálených místu aplikace léčebného elektrického proudu lze konstatovat, že pro

klinické využití má význam pouze účinek lokální. Ke stejnému závěru došli ve svém výzkumu i Pánek et al. (2005), Černíková (2010), Šmelhaus (2010).

Ve svých pracích potvrdili, že šíření elektrického potenciálu v organismu přesahuje lokalitu drážděného svalu. Jedná se však o hodnoty velmi nízké a pro použití v klinické praxi bezvýznamné. Toto šíření se liší dle použité stimulační frekvence. S vyšší frekvencí se elektroterapeutický proud dostává do vzdálenějších svalových skupin. Dále bylo zjištěno, že aplikovaná frekvence použitého proudu se v organismu nezobrazí ve frekvenci použité, nýbrž ve svých násobcích.

7 CÍLE A HYPOTÉZY STUDIE

7.1 Hlavní cíl

Cílem práce je na základě literatury identifikovat možné mimosvalové, případně vzdálené svalové, účinky elektrostimulace m. quadriceps femoris.

7.2 Dílčí cíle

1. Experimentálně objektivizovat účinky elektrostimulace v režimu High Tone Electric Muscle Stimulation (HTEMS) na autonomní nervový systém pomocí variability srdeční frekvence.
2. Zhodnotit reproducibilitu senzitivního a motorického prahu pro elektrostimulaci metodou HTEMS.

7.3 Hypotézy

Elektrostimulace metodou HTEMS mění aktivitu autonomního nervového systému vyjádřenou pomocí variability srdeční frekvence, tedy spektrálního výkonu v jednotlivých frekvenčních pásmech.

1H

1H₀: VLF Power SA HRV před stimulací HTEMS a po stimulaci se u experimentální skupiny statisticky významně neliší

1H_A: VLF Power SA HRV u experimentální skupiny se po stimulaci metodou HTEMS statisticky významně liší oproti měření před stimulací.

2H

2H₀: VLF Power SA HRV před stimulací HTEMS a po stimulaci se u kontrolní skupiny statisticky významně neliší

2H_A: VLF Power SA HRV u kontrolní skupiny se po stimulaci metodou HTEMS statisticky významně liší oproti měření před stimulací.

3H

3H₀: LF Power SA HRV před stimulací HTEMS a po stimulaci se u experimentální skupiny statisticky významně neliší

3H_A: LF Power SA HRV u experimentální skupiny se po stimulaci metodou HTEMS statisticky významně liší oproti měření před stimulací.

4H

4H₀: LF Power SA HRV před stimulací HTEMS a po stimulaci se u kontrolní skupiny statisticky významně neliší

4H_A: LF Power SA HRV u kontrolní skupiny se po stimulaci metodou HTEMS statisticky významně liší oproti měření před stimulací.

5H

5H₀: HF Power SA HRV před stimulací HTEMS a po stimulaci se u experimentální skupiny statisticky významně neliší

5H_A: HF Power SA HRV u experimentální skupiny se po stimulaci metodou HTEMS statisticky významně liší oproti měření před stimulací.

6H

6H₀: HF Power SA HRV před stimulací HTEMS a po stimulaci se u kontrolní skupiny statisticky významně neliší

6H_A: HF Power SA HRV u kontrolní skupiny se po stimulaci metodou HTEMS statisticky významně liší oproti měření před stimulací.

7H

7H₀: Total Power SA HRV před stimulací HTEMS a po stimulaci se u experimentální skupiny statisticky významně neliší.

7H_A: Total Power SA HRV u experimentální skupiny se po stimulaci metodou HTEMS statisticky významně liší oproti měření před stimulací.

8H

8H₀: Total Power SA HRV před stimulací HTEMS a po stimulaci se u kontrolní skupiny statisticky významně neliší.

8H_A: Total Power SA HRV u kontrolní skupiny se po stimulaci metodou HTEMS statisticky významně liší oproti měření před stimulací.

9H

9H₀: Průměry hodnot senzitivního prahu pro stimulaci prvního a druhého měření se statisticky významně neliší.

9H_A: Průměry hodnot senzitivního prahu pro stimulaci prvního a druhého měření se statisticky významně liší.

10H

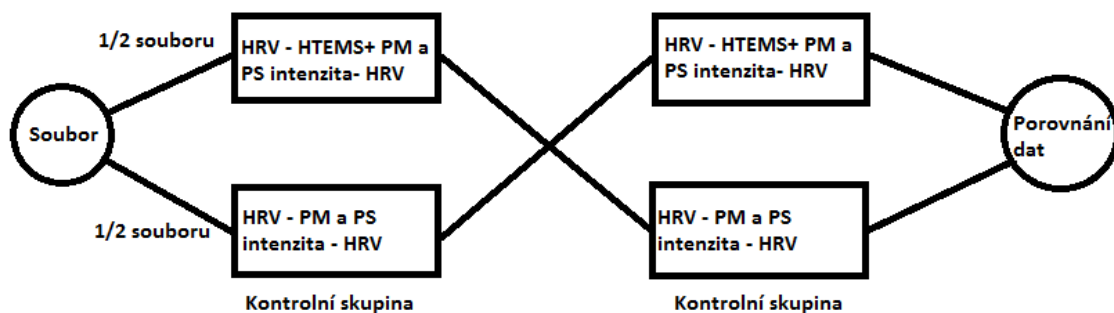
10H₀: Průměry hodnot motorického prahu pro stimulaci prvního a druhého měření se statisticky významně neliší.

10H_A: Průměry hodnot motorického prahu pro stimulaci prvního a druhého měření se statisticky významně liší.

8 METODIKA

V překřížené randomizované studii byla u skupiny zdravých osob zjišťována aktivita autonomního nervového systému pomocí spektrální analýzy variability srdeční frekvence před a po elektrostimulaci m. quadriceps femoris. Stimulovalo se metodou HTEMS pomocí přístroje HiToP 191 PNP. Měření i stimulace probíhaly neinvazivně.

8.1 Design studie



Obrázek 1. Schéma designu studie

8.2 Charakteristika souboru

Studie se zúčastnilo 20 mladých, zdravých jedinců ve věkovém rozmezí 23 až 31 let, jejichž věkový průměr byl 24,6 let. Skupinu tvořilo 12 mužů a 8 žen. Měření probíhalo od 2. 10. 2014 do 23.4. V zátěžové laboratoři Kliniky rehabilitace a tělovýchovného lékařství Nemocnice Motol. Měření probíhalo v odpoledních hodinách. Probandi byli upozorněni, aby v předcházejících 24 h neměli větší tělesnou zátěž ani nepožívali alkohol. Každý proband podepsal informovaný souhlas.

8.3 Protokol měření

8.3.1 Měřicí přístroje

- PC s mikropočítačovým systémem pro neinvazivní vyšetření variability srdeční frekvence typ VarCor PF 7, vysílač VPF 7, přijímač PPF 7, elektrodový kabel typ KS PF 7 pro standardní samolepící elektrody EKG, program VarCorMedical PC

– HiTop 191

8.3.2 Průběh měření

Výzkum probíhal v klidné teplé místnosti s tlumeným světlem. Probandi byli instruováni o průběhu měření. Pro měření EKG byly použity 3 gelové Ag/AgCl nalepovací elektrody. Vyšetření HRV probíhalo formou ortoklinostatické zkoušky, skládající se ze tří intervalů: leh-stoj-leh.

Experimentální skupina:

Následovala stimulace přístrojem HiToP 191 PNP v sedě na židli. K přístroji náleží 4 elektrody dohromady tvořící dva stimulační okruhy. Navlhčené elektrody byly upevněny v rámci jednoho okruhu do proximální třetiny m. quadriceps femoris a do oblasti distální třetiny quadricepsu. Druhý okruh byl upevněn totožně na druhé dolní končetině. Následovalo zvyšování intenzity do pocitu prvního průchodu proudu. Hodnota intenzity pro senzitivní práh stimulace byla odečtena a zapsána. Opět následovalo zvyšování intenzity do první aspekci registrovatelné kontrakce svalu a odečtení hodnoty intenzity proudu z přístroje pro motorický práh stimulace. Celé měření obou prahů bylo zopakováno a zapsáno. Z motorického prahu byla přidávána intenzita až do maximální tolerované intenzity (minimálně nadprahově motorická intenzita) a po 30 minutách přístroj vypnut.

Kontrolní skupina:

Proband byl poučen o pocitech spojených se senzitivním a motorickým prahem. Proběhlo připojení probanda na přístroj HiTop 191, naměření senzitivního prahu a postupné přidávání intenzity až do prahu motorického. Měření pro oba prahy bylo zopakováno a přístroj vypnut. Kontrolní skupina nebyla dále stimulována.

Nyní bylo opět provedeno vyšetření HRV výše popsáním způsobem.

8.3.3 Definice prahů

Senzitivní práh stimulace lze uvádět jako nejnižší intenzitu stimulace proudem, kterou je proband schopen registrovat.

Motorický práh stimulace lze charakterizovat jako nejnižší intenzitu stimulace proudem, jež spustí první klinicky registrovatelnou (aspekčně nebo palpačně) kontrakční odpověď svalu (Smith, 2008).

8.4 Statistické zpracování dat

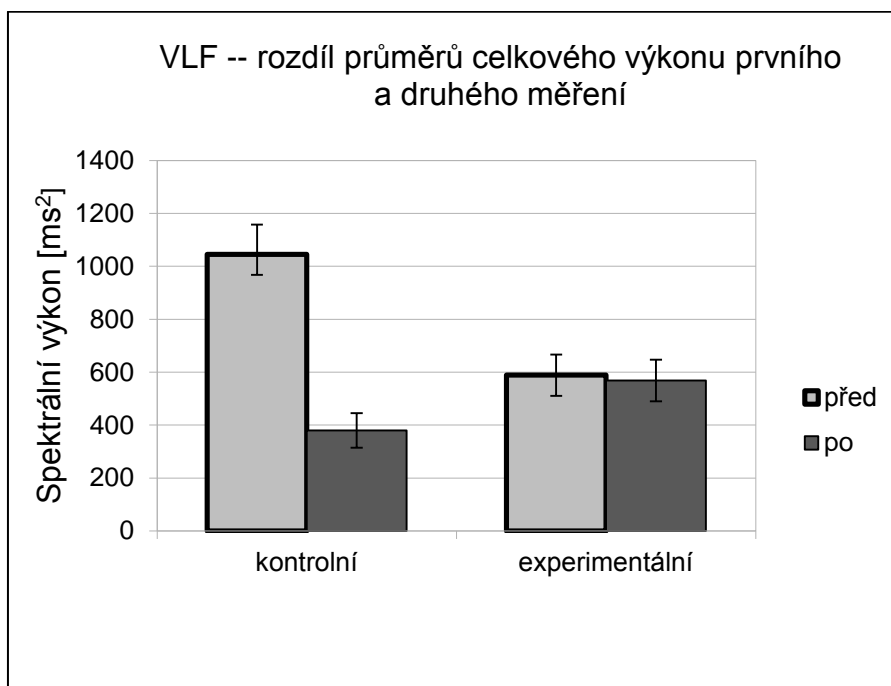
Všechna statisticky zpracovávaná data byla podrobena Shapiro-Wilkovu testu na normalitu rozložení dat. Pro všechny soubory dat nebylo potvrzeno Gaussovské normální rozložení. Proto probíhalo zpracování naměřených dat HRV pomocí neparametrického Mann-Whitney U testu.

Výjimku tvořila data z měření reproducibility senzitivního a motorického prahu pro elektrostimulaci. Ta byla Shapiro-Wilkovým testem vyhodnocena jako normálně rozložená. Z toho důvodu probíhalo další zpracování naměřených dat Studentovým dvojnásobným párovým t-testem.

9 VÝSLEDKY

Výsledky shrnují zpracování dat. V experimentální skupině bylo naměřeno 20 zdravých jedinců. 15 z těchto probandů bylo v následujících měřeních zahrnuto do kontrolní skupiny bez intervence HTEMS.

Srovnání celkového spektrálního výkonu v pásmu VLF u všech probandů prvního a druhého měření



Obrázek 2. Srovnání průměrů celkových výkonů v pásmu VLF prvního a druhého měření u kontrolní a experimentální skupiny. Chybová úsečka \pm SE

Kontrolní skupina

První měření: 1045 ms², SE 77, U_a 116

Druhé měření: 380 ms², SE 79, U_b 109

U_{min} = 109

U pro hladinu významnosti ($\alpha = 0,05$) 64

Experimentální skupina

Před aplikací HTEMS: 589 ms^2 , SE 77, U_a 190

Po aplikaci HTEMS: 568 ms^2 , SE 79, U_b 210

$U_{\min} = 190$

U pro hladinu významnosti ($\alpha = 0,05$) 127

Statistické zpracování

$1H_0$: VLF Power SA HRV před stimulací HTEMS a po stimulaci se u experimentální skupiny statisticky významně neliší pokud

$1H_A$: VLF Power SA HRV u experimentální skupiny se po stimulaci metodou HTEMS statisticky významně liší oproti měření před stimulací.

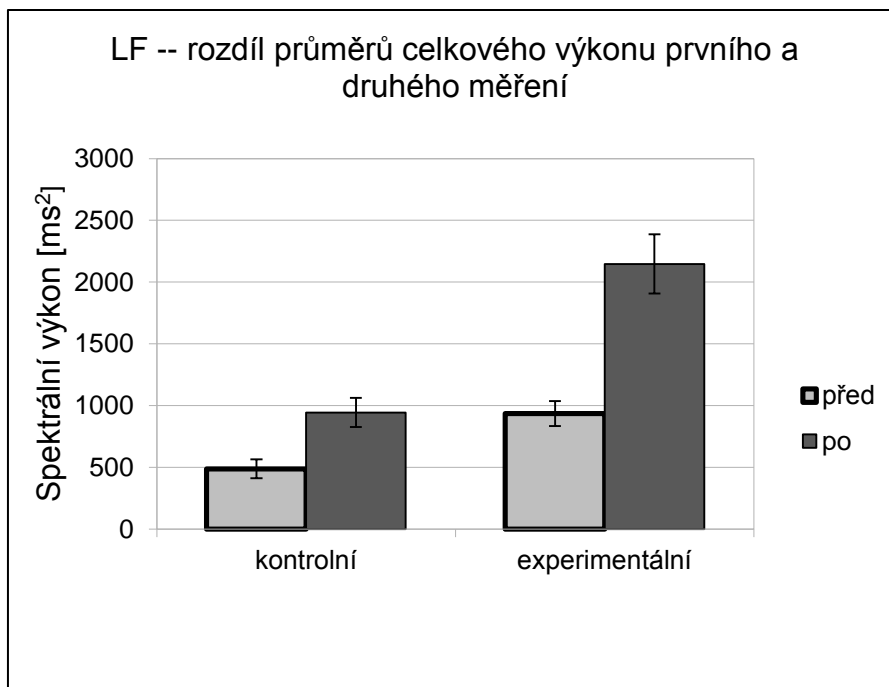
$U_{\min} > U$ proto zamítáme alternativní hypotézu $1H_A$ a potvrzujeme nulovou hypotézu $1H_0$.

$2H_0$: VLF Power SA HRV před stimulací HTEMS a po stimulaci se u kontrolní skupiny statisticky významně neliší

$2H_A$: VLF Power SA HRV u kontrolní skupiny se po stimulaci metodou HTEMS statisticky významně liší oproti měření před stimulací.

$U_{\min} > U$ proto zamítáme alternativní hypotézu $1H_A$ a potvrzujeme nulovou hypotézu $1H_0$.

Srovnání celkového spektrálního výkonu v pásmu LF u všech probandů prvního a druhého měření.



Obrázek 3. Srovnání průměrů celkových výkonů v pásmu LF prvního a druhého měření u kontrolní a experimentální skupiny. Chybová úsečka \pm SE

Kontrolní skupina

První měření: 488 ms², SE 76, U_a 169

Druhé měření: 943 ms², SE 118, U_b 56

U_{min} = 56

U pro hladinu významnosti ($\alpha = 0,05$) 64

Experimentální skupina

Před aplikací HTEMS: 936 ms², SE 102, U_a 243

Po aplikaci HTEMS: 2147 ms², SE 240, U_b 157

U_{min} = 157

U pro hladinu významnosti ($\alpha = 0,05$) 127

Statistické zpracování

$3H_0$: LF Power SA HRV před stimulací HTEMS a po stimulaci se u experimentální skupiny statisticky významně neliší

$3H_A$: LF Power SA HRV u experimentální skupiny se po stimulaci metodou HTEMS statisticky významně liší oproti měření před stimulací.

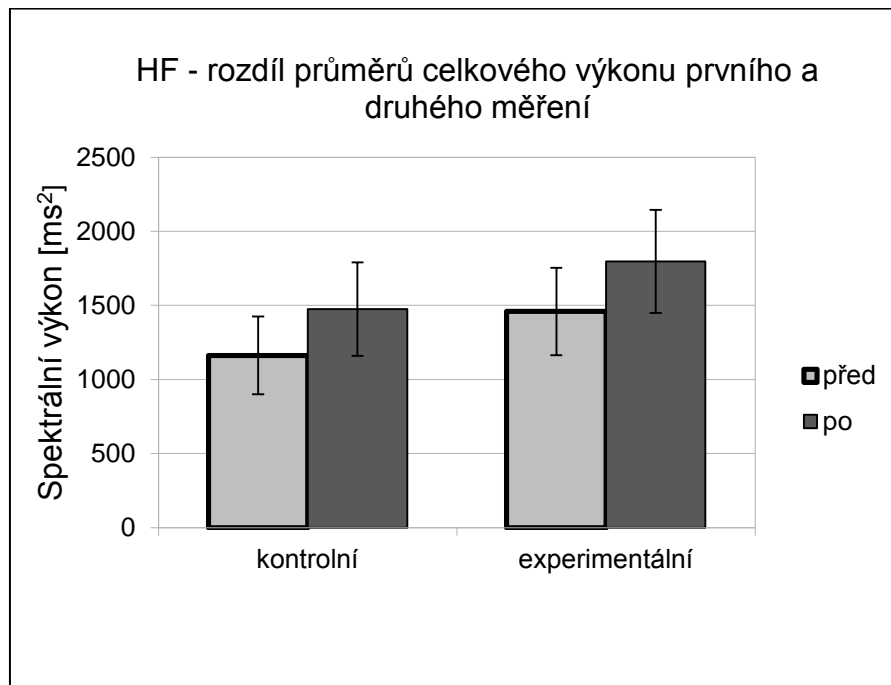
$U_{\min} < U$ proto zamítáme nulovou hypotézu $3H_0$ a potvrzujeme alternativní hypotézu $3H_A$.

$4H_0$: LF Power SA HRV před stimulací HTEMS a po stimulaci se u kontrolní skupiny statisticky významně neliší

$4H_A$: LF Power SA HRV u kontrolní skupiny se po stimulaci metodou HTEMS statisticky významně liší oproti měření před stimulací.

$U_{\min} > U$ proto zamítáme alternativní hypotézu $1H_A$ a potvrzujeme nulovou hypotézu $1H_0$.

Srovnání celkového spektrálního výkonu v pásmu HF u všech probandů prvního a druhého měření.



Obrázek 4. Srovnání průměrů celkových výkonů v pásmu HF prvního a druhého měření u kontrolní a experimentální skupiny. Chybová úsečka \pm SE

Kontrolní skupina

První měření: 1162 ms^2 , SE 76, U_a 138

Druhé měření: 1476 ms^2 , SE 118, U_b 87

$U_{\min} = 87$

U pro hladinu významnosti ($\alpha = 0,05$) 64

Experimentální skupina

Před aplikací HTEMS: 1460 ms^2 , SE 295, U_b 217

Po aplikaci HTEMS: 1798 ms^2 , SE 348, U_a 183

$U_{\min} = 183$

U pro hladinu významnosti ($\alpha = 0,05$) 127

Statistické zpracování

$5H_0$: HF Power SA HRV před stimulací HTEMS a po stimulaci se u experimentální skupiny statisticky významně neliší

$5H_A$: HF Power SA HRV u experimentální skupiny se po stimulaci metodou HTEMS statisticky významně liší oproti měření před stimulací.

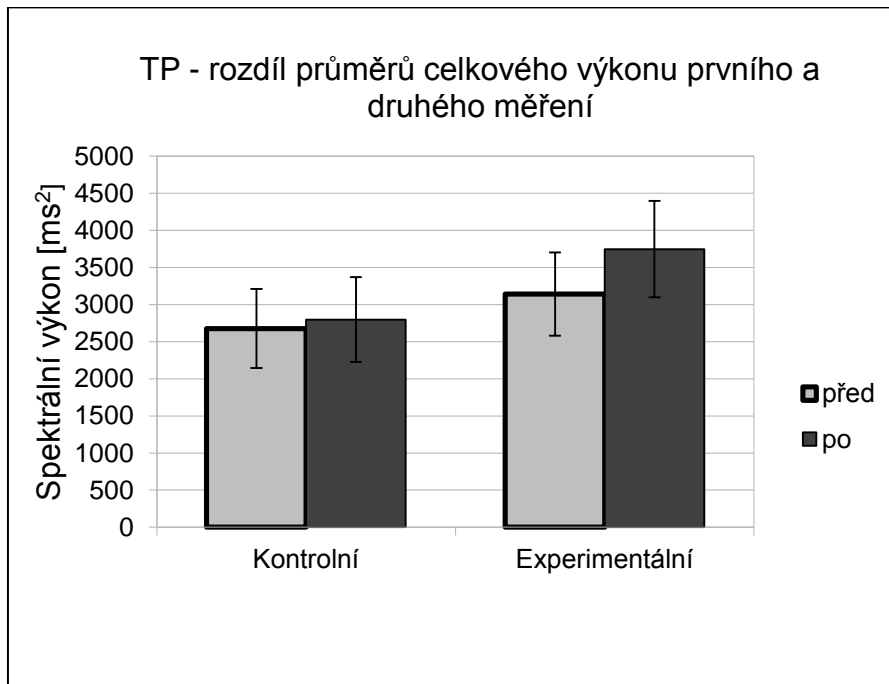
$U_{\min} > U$ proto zamítáme alternativní hypotézu $5H_A$ a potvrzujeme nulovou hypotézu $5H_0$.

$6H_0$: HF Power SA HRV před stimulací HTEMS a po stimulaci se u kontrolní skupiny statisticky významně neliší

$6H_A$: HF Power SA HRV u kontrolní skupiny se po stimulaci metodou HTEMS statisticky významně liší oproti měření před stimulací.

$U_{\min} > U$ proto zamítáme alternativní hypotézu $6H_A$ a potvrzujeme nulovou hypotézu $6H_0$.

Srovnání celkového spektrálního výkonu v pásmu TP u všech probandů prvního a druhého měření.



Obrázek 5. Srovnání průměrů celkových výkonů v pásmu TP prvního a druhého měření u kontrolní a experimentální skupiny. Chybová úsečka \pm SE

Kontrolní skupina

První měření: 2678 ms², SE 534, U_a 117

Druhé měření: 2799 ms², SE 572, U_b 108

U_{min} = 108

U pro hladinu významnosti ($\alpha = 0,05$) 64

Experimentální skupina

Před aplikací HTEMS: 3141 ms², SE 560, U_a 215

Po aplikaci HTEMS: 3748 ms², SE 650, U_b 185

U_{min} = 185

U pro hladinu významnosti ($\alpha = 0,05$) 127

Statistické zpracování

$7H_0$: Total Power SA HRV před stimulací HTEMS a po stimulaci se u experimentální skupiny statisticky významně neliší.

$7H_A$: Total Power SA HRV u experimentální skupiny se po stimulaci metodou HTEMS statisticky významně liší oproti měření před stimulací.

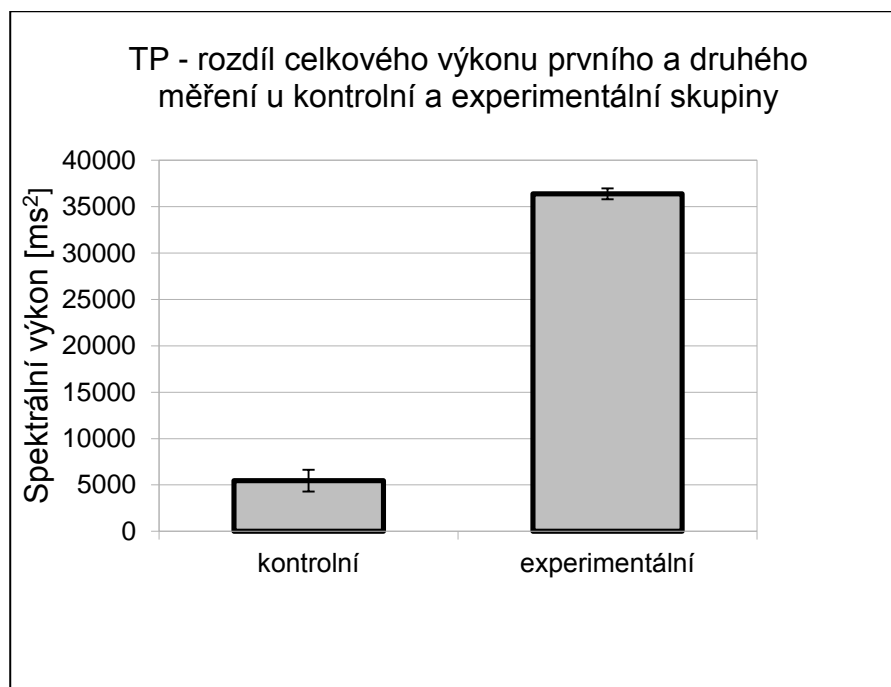
$U_{\min} > U$ proto zamítáme alternativní hypotézu $7H_A$ a potvrzujeme nulovou hypotézu $7H_0$.

$8H_0$: Total Power SA HRV před stimulací HTEMS a po stimulaci se u kontrolní skupiny statisticky významně neliší.

$8H_A$: Total Power SA HRV u kontrolní skupiny se po stimulaci metodou HTEMS statisticky významně liší oproti měření před stimulací.

$U_{\min} > U$ proto zamítáme alternativní hypotézu $8H_A$ a potvrzujeme nulovou hypotézu $8H_0$.

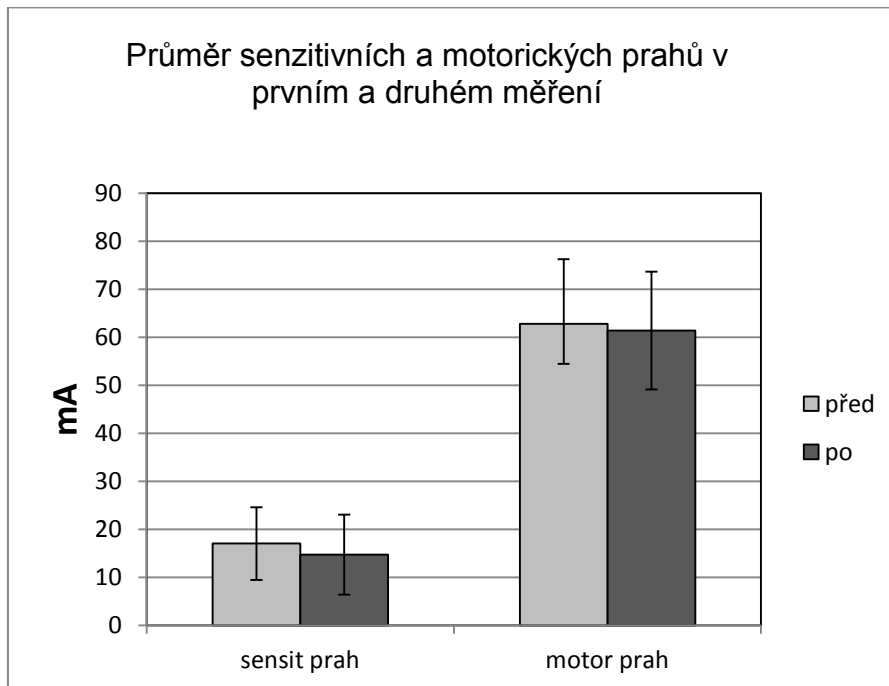
Celkový rozdíl 1. a 2. měření u kontrolní a experimentální skupiny



Obrázek 6. Rozdíl sum 1. a 2. měření u kontrolní a experimentální skupiny. Chybová úsečka \pm SE

Experimentální skupina: 36379 ms², SE 1170

Srovnání průměrných hodnot senzitivního a motorického prahu pro stimulaci proudem HTEMS



Obrázek 7. Srovnání průměrných hodnot opakovaného měření senzitivního a motorického prahu pro elektrostimulaci u kontrolní a experimentální skupiny. Chybová úsečka \pm SD

Senzitivní práh

První měření: 17,03 mA, SD 7,6

Druhé měření: 14,73 mA, SD 8,3

Testovací kritérium $t = 0,0885$ na hladině významnosti $\alpha = 0,05$

Motorický práh

První měření: 62,76 mA, SD 13,5

Druhé měření: 61,38 mA, SD 12,3

Testovací kritérium $t = 0,6158$ na hladině významnosti $\alpha = 0,05$

Statistické zpracování

9H0: Průměry hodnot senzitivního prahu pro stimulaci prvního a druhého měření se statisticky významně neliší.

9HA: Průměry hodnot senzitivního prahu pro stimulaci prvního a druhého měření se statisticky významně liší.

$p = 0,0885 > 0,05$. Na hladině významnosti $\alpha = 0,05$. Proto zamítáme alternativní hypotézu 9HA a potvrzujeme nulovou hypotézu 9H0.

10H0: Průměry hodnot motorického prahu pro stimulaci prvního a druhého měření se statisticky významně neliší.

10HA: Průměry hodnot motorického prahu pro stimulaci prvního a druhého měření se statisticky významně liší.

$p = 0,6158 > 0,05$. Na hladině významnosti $\alpha = 0,05$. Proto zamítáme alternativní hypotézu 10HA a potvrzujeme nulovou hypotézu 10H0.

10 DISKUSE

Diskuse k teoretické části

Úkolem této části bylo zajistit teoretická východiska pro experimentální část a rešerší literatury zjistit informace o mimosvalových, případně o vzdálených svalových účincích elektrostimulace. Snaha dělit literaturu o vzdálených účincích elektrostimulace do kapitol mimosvalové a vzdálené svalové účinky byla komplikována nemožností jednoznačně zařadit některé účinky. Lze ale říci, že z recentních zdrojů se o vzdálených účincích elektroterapie dozvídáme hlavně v souvislosti s HTEMS. Jsou to studie citované v kapitolách 5 a 6 (Pecková 2012, Klassen 2013, Reichstein 2005). O účincích, jak je uvádí vynálezce metody Hans-Ulrich May (2005), ve smyslu rozvibrování molekul a částic lidského těla pomocí variace nosné frekvence střídavého proudu od 4 do 32 KHz, důkazy zatím chybí. Podobně Klassen (2013) udává, že během hodinové terapie HTEMS se do organismu dodá 5000 mW energie. Ta by podle Maye (2005) měla být využita k nárůstu mitochondrií co do počtu i velikosti. Podklady tohoto tvrzení opět chybí. Prokázáno zatím pouze in vitro na jednobuněčných organismech Hunt et al. (2009). Studie Pánka et al. (2005), Černíkové (2010), Šmelhause (2010), Bechyňákové (2010) zkoumaly šíření různých druhů proudu z místa stimulace do vzdálených svalových skupin. Došli k podobnému závěru. K šíření proudu dochází, avšak vzhledem k zanedbatelným hodnotám elektrické odpovědi v místech vzdálených místu aplikace léčebného elektrického proudu konstatují, že pro klinické využití má význam pouze účinek lokální.

Bližšímu zkoumání podrobila metodu HTEMS i Bettina Maringer (2014). Prozkoumáním mnohých internetových zdrojů (PubMed, CRD, AHRQ, NICE, AWMF, IQWIG, G-BA) došla k závěru, že metoda se opírá o 5 hlavních studií: Reichstein (2005), Klassen (2008), Strempska (2013), Klassen (2013), Humpert (2009). Závěrem je hodnotí jako heterogenní, malé, často nekontrolované studie s různou intenzitou léčby a bez ohledu na dlouhodobý efekt. Nedostatečně jsou podle Maringer (2014) zmíněny i nežádoucí účinky v těchto studiích. V článku Reichstein (2005) udává jeden pacient bolest svalů po první stimulaci. Bolest sice zmizela, po příčině se ale dále nepátralo. Humpert (2009) u svého probanda také zjistil zvýšenou bolestivost stehna. Klassen et. al (2008) uvádí u jednoho pacienta zvýšení nervozity

a nespavosti po třetí terapii. Pacient byl vyloučen a nahrazen jiným bez dalšího zkoumání příčiny. Relativní nevýhodou stimulace může být i pasivita pacienta. Celé tělo je nehybné, pracují pouze stimulované quadricepsy. Pro časovou náročnost terapie je výhodou snad jen u dialyzovaných pacientů, kteří musí setrvávat na místě po dobu dialýzy (Maringer, 2014).

Další přehledový článek autorky Karin Pieber (2010), se zabývá léčbou bolesti u diabetické neuropatie. Hodnotí 15 studií zahrnující mimo jiné i proudy HTEMS. Přes jejich dobré výsledky, nemůže s jistotou doporučit používání metody HTEMS rovněž pro nedostatky v designu studií.

Vzdálené svalové účinky elektrostimulace na jiné orgánové soustavy jsou probádány mnohem lépe. Dokazuje to přehledový článek autorů Neves et al. (2014). Shrnuje výsledky 2176 studií na téma svalová elektrostimulace u kardiaků. Potvrzuje, že vzdálené svalové účinky elektrostimulace mají pozitivní vliv v léčbě kardiaků, srovnatelný s mírným aerobním cvičením. Je proto vhodná zejména u pacientů, u kterých je aerobní aktivita z nějakého důvodu kontraindikována.

Podobně, i když ne s tak dobrou evidencí, na tom je svalová elektrostimulace i u terapie CHOPN kde byla rovněž prokázána pohybová aerobní aktivita a odporový trénink jako součást léčby. Studie Kayzmat et al. (2015) a Abdellaoui et al. (2011) dokazují dobrý efekt elektrostimulace při aerobním tréninku a při boji s exacerbací nemoci.

Elektrostimulace tak i díky svým vzdáleným účinkům může najít své místo v léčbě mnoha nemocí. Platí ale, že je potřeba dále získávat mnohem více evidence o jejím užití ve studiích s kvalitním designem.

Diskuse k praktické části

Překřížené randomizované studie se zúčastnilo 20 probandů s věkovým průměrem 24,6 let. Genderové rozložení experimentální skupiny bylo 12 mužů a 8 žen, v kontrolní skupině 7 mužů a 8 žen.

Jedním z hlavních parametrů variability srdeční frekvence, ve snaze objektivizovat účinky elektrostimulace metodou HTEMS na ANS, je v této studii považován Total Power (TP), který je součtem dílčích spektrálních komponent (VLF, LF, HF). Rozdíl mezi prvním a druhým měřením u experimentální i kontrolní skupiny byl pomocí Mann-Whitney U testu vyhodnocen jako statisticky nevýznamný. Statisticky nevýznamné byly i srovnání všech dalších komponent

kromě kontrolní skupiny LF. Přesto lze z obrázků 5 a 6 pozorovat určitou tendenci ke zvýšení výkonu komponenty TP po intervenci metodou HTEMS oproti kontrolní skupině v druhém měření. Tato tendence je v menším měřítku vidět i na komponentách LF a HF.

V žádných studiích o HTEMS nebyl uveden konkrétní způsob zapojení elektrod na pacienty. V této studii byly elektrody na probandy aplikovány podle návodu přístroje HiTop 191. To znamená, že ke každé dolní končetině (DK) byla připojena kladná i záporná elektroda a dohromady každá DK tvořila jeden okruh. Při tomto zapojení byla na probandech aspekčně pozorována nestejná intenzita stimulace mezi jednou a druhou končetinou. Subjektivně to na sobě pozorovali i probandi. Při tomto zapojení bylo možné dosáhnout vyšší intenzity stimulace bez subjektivní nepříjemnosti pro probandy. Po ukončení měření byla vyzkoušena i druhá varianta zapojení. Při tomto způsobu zapojení, tak aby obě záporné elektrody byly na jedné DK a obě kladné na druhé DK se sice dalo dosáhnout menší intenzity stimulace kvůli subjektivním pocitům nepříjemnosti, stimulace ale byla mnohem rovnoměrnější v rámci samotného m. quadriceps femoris i v rámci obou dolních končetin. Proud z jedné DK do druhé procházel přes pánevní oblast a mohl tak přímo ovlivňovat případnou erektilní dysfunkci nebo renální insuficienci zmíněnou ve studiích v kapitole 5

Pro zpracování naměřených senzitivních a motorických prahů mohl být díky normálnímu rozložení dat použit citlivější Studentův dvojvýběrový párový t-test. U obou prahů byl rozdíl v hodnotách prvního a druhého měření zhodnocen jako statisticky nevýznamný ($p_{\text{sensit.}} = 0,086$; $p_{\text{motor.}} = 0,615$) na hladině významnosti $\alpha = 0,05$. Senzitivní práh byl více náročný na koncentraci probanda, a proto byly hodnoty prvního a druhého měření více odlišné oproti hodnotám prvního a druhého měření u motorického prahu. Roli mohl hrát i gumový popruh pro připojení elektrod působící na stehno tlakem, který zhoršoval diferenciaci pocitu prvního průchodu proudu od pocitu sevření popruhem.

Hodnoty motorického prahu prvního a druhého měření byly mnohem více homogenní. Subjektivita pacienta byla vyloučena aspekční kontrolou prvního svalového záškubu m. quadriceps femoris. Rozdíly v měření tak mohli způsobovat pouze případné další vlivy (odpor kůže, vzdálenost od motorického bodu svalu, excitabilita svalových vláken a další).

Možný limit této studie spatřujeme v nedodržení striktních podmínek pro

měření HRV, které jak uvádí Pavlík (2013) jsou nezbytné pro dobrou reliabilitu měření. Měření z velké části probíhalo v odpoledních hodinách, výjimečně však i dopoledne. Dalším limitem byla nutnost vyřazení 5 probandů z kontrolní skupiny kvůli chybě v měření.

ZÁVĚR

Hypotéza, že elektrostimulace m. quadriceps femoris metodou HTEMS mění aktivitu ANS vyjádřenou pomocí HRV se v této práci nepotvrdila. Mann-Whitney U test vyhodnotil rozdíly hodnot v prvním a druhém měření kontrolní a experimentální skupiny jako statisticky nevýznamné. Test ale nezohledňoval absolutní hodnoty spektrálního výkonu, řešil pouze jejich vzájemné porovnání a následné pořadí. Zejména u komponenty TP tak můžeme na obrázku 5 a 6 vidět mírné zvýšení spektrálního výkonu. Průměrné hodnoty TP prvního a druhého měření u experimentální skupiny se zvýšily o 8,8 %, u kontrolní pouze o 2,2 %.

Prokázána byla dobrá reliabilita opakovaného měření motorického a senzitivního prahu. Ze dvou výše zmíněných byly hodnoty motorického prahu v prvním a druhém měření ještě více konstantní.

Vzdálené mimosvalové účinky svalové elektrostimulace nejsou zatím uspokojivě prozkoumány. Studie na toto téma byly vypracovány v souvislosti s metodou HTEMS. Jednotlivým studiím je však vytýkána absence dlouhodobého sledování. Ve velké většině studií je nedostatečně provedeno následné kontrolní měření a vyšetření na konci léčby. Následné hodnocení v dlouhodobém horizontu bylo zaznamenáno pouze u studií zabývajících se TENS. Jednotlivým studiím jsou vytýkány také chybějící kontrolní skupiny a zvláště absence randomizace.

Vzdálené svalové účinky elektrostimulace na jiné orgánové soustavy jsou prozkoumány lépe. Dokazují to přehledové články pro léčbu elektrostimulací DKK u kardiaků nebo u periferní diabetické neuropatie. Ze zdrojů citovaných v této práci lze říci, že pro diagnózy, kde byly tělesný pohyb a aerobní aktivita prokázány jako účinná součást léčby, je elektrostimulace DKK prospěšná. Její vliv na organismus je podobný jako u mírné tělesné zátěže a proto ji lze doporučit tam, kde je aktivní tělesný pohyb pacienta komplikovaný.

REFERENČNÍ SEZNAM

- ABDELLAONI, A., PRÉFAUT, C., GOUZI, F., COULLARD, A., HUGON, G., MOLINARI, N., LAFONTAINE, T., JONQUET, O., HAYOT. *Skeletal muscle effects of electrostimulation after COPD exacerbation: a pilot study*. Dostupné z: <http://erj.ersjournals.com/content/38/4/781.long>
- ANDĚL, Michal. *Diabetes mellitus a další poruchy metabolismu*. 1. vyd. Praha: Galén, 2001. 210 s. ISBN 80-7262-047-9.
- AUBERT, A. E., SEPS, B., BECKERS, F. Heart rate variability in athletes. *Sports Medicine*. č. 33, s. 889-919. 2003.
- BOTEK, M. *Spektrální analýza variability srdeční frekvence v průběhu zotavení po tělesné zátěži*. Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc, 2003.
- BOTEK, M., STEJSKAL, P., KREJČÍ, J., JAKUBEC, A., GABA, A. *Vagal threshold determination. Effect of age and gender*. *International Journal of Sports Medicine*, 31(11). 768-772. 2010.
- BURIAN, J. *Perspektivy mozkové stimulace – Eldar. cz*, [online], [eldar.cz/honza/articles/burian_perspektivy_stimulace_pokorekturach.doc](https://www.google.cz/webhp?sourceid=chrome-instant&ion=1&espv=2&ie=UTF-8#q=Perspektivy%20mozkov%C3%A9%20stimulace%20Jan%20Burian), [cit. 31. 8. 2014]. Dostupné z: <https://www.google.cz/webhp?sourceid=chrome-instant&ion=1&espv=2&ie=UTF-8#q=Perspektivy%20mozkov%C3%A9%20stimulace%20Jan%20Burian>.
- BUREŠ, Jan, HORÁČEK, Jiří. *Základy vnitřního lékařství*. Praha: Galén, 2003. 870 s. ISBN 80-7262-208-0.
- CAPKO, Ján. *Základy fyziatrické léčby*. První vydání, Praha: Grada, 1998. 396 s. ISBN 80-7169-341-3.
- ČERNÍKOVÁ, K. *Šíření nízkofrekvenčního proudu typu TENS tkáněmi organismu*. *Diplomová práce*. Praha: Univerzita Karlova. Fakulta tělesné výchovy a sportu, 2010.
- ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 3*. Praha: Grada Publishing- Avicenum, 1997. 655 s. ISBN 80-7169-140-2.
- DAMÁSDI, M., VÁGÁSI, K., MOLNÁR, G., FARKAS, L., WITTMANN, I. High-tone electric muscles stimulation of thigh augments the impaired penile blood flow of diabetic patients without improving symptoms of erectile dysfunction. *Clinical Nephrology*, Vol. 78 – No. Suppl. 1/2012 (S46-S49).
- DI IORIO, Biagio et al. *High-frequency external muscle stimulation in acute kidney*

- injury* [online]. *Clinical Nephrology*, Vol. 78 – No. Suppl. 1/2012, s. 37-45. 2012 [cit. 2014 -07-30]. Dostupné z: <<http://www.hightonetherapy.com/index.php?studies>>.
- DOBŠÁK, P. et al. Nízkofrekvenční elektrostimulace kosterního svalstva u pacientů s chronickým srdečním selháním. *Kardiologická revue*, 2002, č. 1, s. 24–28.
- DOBŠÁK, P., ŠPINAROVÁ, L., VÍTOVEC, J. et al. Řízený kondiční trénink kombinovaný s elektromyostimulací extenzorů dolních končetin v rehabilitaci pacientů s chronickým srdečním selháním. *Medicina Sportiva Bohemica Slovaca*, 2011, roč. 20, č. 3, s. 122–130. ISSN 1210-5481.
- FRÁŇA, P., SOUČEK, M., ŘIHÁČEK, I., BARTOŠÍKOVÁ, L., FRÁŇOVÁ, J.: *Hodnocení variability srdeční frekvence, její klinický význam a možnosti ovlivnění*. *Farmakoterapie* č. 4, s. 375 - 377, 2005.
- FRICOVÁ, J., ROKYTA, R. *Neurostimulační metody v léčbě bolesti*. *Neurologie pro praxi* 2013; 14(5): s. 244–246. Dostupné z: <<http://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2013/05/07.pdf>>.
- FRICOVÁ, J., ROKYTA, R. *Repetitivní transkraniální magnetická stimulace*. Univerzita Karlova, 1. LF UK, VFN, Klinika anesteziologie, resuscitace a intenzivní medicíny, Centrum pro léčbu bolesti, Praha. Univerzita Karlova, 3. LF UK, Ústav normální, klinické a patologické fyziologie, Praha, 2007.
- HEIDLAND, A., GHOLAMREZA, F., KLASSEN, A. et al. Neuromuscular electrostimulation techniques: historical aspects and current possibilities in treatment of pain and muscle wasting [online]. *Clinical Nephrology*, č. 78, s. 12-23, 2012 [cit. 2014 -07-30]. Dostupné z: <<http://www.hightonetherapy.com/index.php?studies>>.
- HEINC P. *Vyšetřování srdeční stability*. *Kardiologická revue* č. 4, s. 156 - 158, 2006. Dostupné z: <http://www.kardiologickarevue.cz/pdf/kr_06_04_03.pdf>.
- HUNT, R.W., ZAVALIN, A., BHATNAGAR, A., CHINNASAMY, S., DAS, K. *Electromagnetic Biostimulation of Living Cultures for Biotechnology, Biofuel and Bioenergy Applications. International Journal of Molecular Sciences*. 2009, vol. 10, issue 10, s. 4515-4558. DOI: 10.3390/ijms10104515.
- HURLEY M. V. The effect of joint damage on muscle function, proprioception and rehabilitation. *Manual Therapy*, 2(1): 11 – 17, 1997.
- CHALOUPKA, V., SIEGLOVÁ, J., ŠPINAROVÁ, L., SKALICKÁ, H., KAREL, I., LEISSER, J., *Rehabilitace u nemocných s kardiovaskulárním onemocněním*, *Cor Vasa* 48 (s. 7-8). 2006.
- ITO, K., NOZOE, T., OKUDA, M., NONAKA, K., YAMAHARA, J., HORIE, J.,

- HAYAMA, Y., KAWAMURA, H. *Electrically stimulated ventilation feedback improves the ventilation pattern in patients with COPD*. J Phys Ther Sci. 2015; 27(2): 325-30.
- JANDOVÁ, D. *Balneologie*. Praha: Grada Publishing, 1. vydání, 2009, ISBN 978-80-247-2820-9.
- JAVORKA, K. et al. Variabilita frekvencie srdca. Mechanizmy, hodnotenie, klinické využitie. Martin: Ostveta, 2008.
- KABÁTOVÁ, Michaela. Vliv nízkofrekvenční elektrické stimulace na svalovou sílu extenzorů dolních končetin u pacientů s CHSS. Brno, 2007. Diplomová práce (Mgr.). Masarykova univerzita v Brně, lékařská fakulta.
- KAO, Ch., W., TSENG, L., F., LIN, W., S., CHENG, S., M. *Association of Psychosocial Factors and Heart Rate Variability in Heart Failure Patients*. Western Journal of Nursing Research, Vol. 36(6) 769–787, 2014. Dostupné z: <<http://wjn.sagepub.com/content/36/6/769>>.
- KAUTZNER, J., MALÍK, M. Variabilita srdečního rytmu a její klinická použitelnost - I. část. Cor et Vasa, 40(4), 182-187, 1998.
- KAYMAZ, D., ERGUN, P., DEMIRICI, E. *Comparison of the effects of neuromuscular electrical stimulation and endurance training in patients with severe chronic obstructive pulmonary disease*. Tuberk Toraks. 2015 Mar; 63(1):1-7.
- KLASSEN, A., DI IORIO, B., GUASTAFERRO, P., BAHNER, U., HEIDLAND, A., DE SANTO, N. High-Tone External Muscle Stimulation in End-Stage Renal Disease: Effects on Symptomatic Diabetic and Uremic Peripheral Neuropathy [online]. Journal of Renal Nutrition, č. 18, 2008, s. 46–51. Dostupné z: <<http://www.hightonetherapy.com/index.php?studies>>.
- KLASSEN, A., BAHNER, U., SEBEKOVA, K., HEIDLAND, A. *Modern forms of electrostimulation: effects on pain, metabolism and muscle function* [online]. Borgis, Postępy Nauk Medycznych č. 10, 2009, s. 794-798. Dostupné z: <<http://www.czytelniamedyczna.pl/show.php?ktory=3199>>.
- KLASSEN, A., RACASAN, S., CAPRIOARA, M., KURNER, B., BLASER, CH., BAHNER, U., HEIDLAND, A. High-tone external muscle stimulation in end-stage renal disease: effects on quality of life in patients with peripheral neuropathy [online]. Clinical Nephrology, č. 78, 2012, s. 28-33. Dostupné z: <<http://www.hightonetherapy.com/index.php?studies>>.
- KOLÁŘ, P. a kol. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, 2009. 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1.

- KRÁLÍČEK, P. *Úvod do speciální neurofyzologie*. Praha: Karolinum, 2004.
- KOPITAR, A.,N., KOTNIK, V., VIDMAR, G., IHAN, A., NOVAK, P., STEFANCIC, M. *Therapeutic electric Stimulation does not affect immune status in healthy individuals- a preliminary report* .Biomed Eng online. 2012; 11.
- LABRUNÉE, M., DESPAS, F., MARQUE, P., GUIRAUD, T., GALINIER, M., et al. *Acute electromyostimulation Decreases Muscle Sympathetic Nerve Activity in Patients with Advanced Chronic Heart Failure (EMSICA Study)*. PLoS ONE 8(11): e79438. doi:10.1371/journal.pone.0079438. 2013. Dostupné z: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24265770>>.
- LEWIS, M. Metabolic and morphometric profile of muscle fibers in chronic hemodialysis patients. *J Appl Physiol*, 2011, roč. 1, č. 112, s. 72-78.
- MÁČEK, M., MÁČKOVÁ, J. *Fyziologie tělesných cvičení*. Brno: Masarykova univerzita, 1997, 112 s. ISBN 80-210-1604-3.
- MÁČEK, M., RADVANSKÝ, J. *Fyziologické aspekty pohybové aktivity*. Praha: Galén, 2011. 245 s., 1. vydání. ISBN 97-880-726-2695-3.
- MARINGER, B. *Hochtontherapie bei Polyneuropathie* [online]. Hauptverband der österreichischen Sozialversicherungsträger Evidenzbasierte Wirtschaftliche Gesundheitsversorgung EbM/ HTA. April, 2014. [cit. 2014 -11-5]. Dostupné z: <<http://www.hauptverband.at/portal27/portal/hvbportal/content/contentWindow?contentid=10007.729365&action=2&viewmode=content>>.
- MARTIN, T. P., STEIN, R. B., HOEPPNER, P. H., Reid, D. C. *Influence of electrical stimulation on the morphological and metabolic properties of paralyzed muscle*. *Journal of Applied Physiology*, 1992, Vol. 72no. 4,401-1406.
- MAY, H. U., *High Tone Power Therapy - HiToP*® [online]. Theory and Practice. Porto, 2005. [cit. 2014 -09-12]. Dostupné z: <http://www.dr-med-may.de/.hochtontherapie/porto_english.pdf>.
- MIZNER, R. L. et al. *Early quadriceps strenght loss after total knee arthroplasty*. *The journal of bone and joint surgery*. 2005, č. 5.
- NAVRÁTIL, L., ROSINA, J.: *Medicínská biofyzika*. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-1152-2.
- NEVES, L., M., T., CAHALIN, L., P., SILVA, V., Z., M., ARENA, R., SPIELHOLZ, N., I., CIPRIANO, G. Effect of chronic neuromuscular electrical stimulation on primary cardiopulmonary exercise test variables in heart failure patients:A systematic review and meta-analysis. [cit. 2015 -09-4] *IJC Metabolic & Endocrine journal*. Dostupné z: <<http://www.journals.elsevier.com/ijc-metabolic-and>>

endocrine>.

NOWAKOWSKA, I., NOWAKOWSKI, P., WODARSKA, M., WITKOSL, J., SZYMANSKA, J., KOWALCZYK, A. *HighTone Power Therapy in Preventive Treatment of Chronic Venous Insufficiency*. Katedra i Zakład Fizjoterapii, Śląski Uniwersytet Medyczny, Katowice, Chair and Department of Physiotherapy, Silesian Medical University in Katowice, Poland, 2010. Dostupné z: <<http://www.hightonetherapy.com/download.php?f=ef10d28456ef5d40a30b4517eb27a7ec&target=0>>.

OPAVSKÝ, Jaroslav. *Autonomní nervový systém a diabetická autonomní neuropatie*. Klinické aspekty a diagnostika. Praha: Galén, 2002, 303 s., ISBN 80-7262-194-7.

OPAVSKÝ, Jaroslav. *Terminologie bolesti*. Bolest, Olomouc, 1998.

PÁNEK, D., HORÁČKOVÁ, Š., BENDO VÁ, P., MERKER, N.,

MEZSÁROŠOVÁ, M., PAVLŮ, D. Cílená elektrostimulace a její vliv na vzdálené svalové skupiny. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2005, roč. 12, č.1, s.41-44.

PECKOVÁ, M., HAVLÍN, J., CHARVÁT, J., HORÁČKOVÁ, M., SCHUCK, O., *Effects of high-tone external muscle stimulation on renal function in healthy volunteers* [online]. Department of Internal Medicine, Charles University and University Hospital Motol, Prague, Czech Republic. *Clinical Nephrology*, 18, 1/2012, s. 34-36. Dostupné z: <<http://www.hightonetherapy.com/index.php?studies>>.

PIEBER, K., HERCEG, M., PATERNOSTRO-SLUGA, T. *Electrotherapy for the treatment of painful diabetic peripheral neuropathy*. [cit. 2015 -09-4] *J Rehabil Med* 2010; 42; 289–295, Journal Compilation © 2010 Foundation of Rehabilitation Information. ISSN 1650-1977

PODĚBRADSKÝ, J., PODĚBRADSKÁ, R. *Fyzikální terapie. Manuál a algoritmy*. 1. vydání, Praha: Grada, 2009. 200 s. ISBN 978-80-247-2899-5.

PODĚBRADSKÝ, J., VAŘEKA, I. *Fyzikální terapie*. Praha: Grada, 1998. 440 s., ISBN 80-7169-661-7.

QUITAN, M., WIESINGER, G.F., STURM, B. et al. Improvement of thigh muscles by neuromuscular electrical stimulation in patients with refractory heart failure. *Am J Phys Med Rehabil*, 2001, 80:206–214.

REJCHRT, M. Využití neuromodulace v léčbě dysfunkcí dolních močových cest. *Ces Urol* 2012; 16(1): 5–12.

REICHSTEIN, L., et al. Effective treatment of symptomatic diabetic polyneuropathy by high-frequency external muscle stimulation. *Diabetologia*, 2005; 48: 824-828.

- ROBERTSON, V. et al. *Electrotherapy explained: principles and practice*. Edinburgh: Butterworth-Heinemann, 2006.
- ROKYTA, R. *Fyziologie*. Praha: ISV, 2008.
- ROKYTA, R., ŠŤASTNÝ, F. *Struktura a funkce lidského těla*. Praha: Tigis, 2002.
- ROSE, B., LANKISCH, M., HERDER, C., ROHRIG, K., KEMPF, K., LABRENZ, S., ANSLER, J., KOENIG, W., HEINEMANN, L., MARTIN, S. *Beneficial Effects of External Muscle Stimulation on Glycaemic Control in Patients with Type 2 Diabetes* [online]. Exp Clin Endocrinol Diabetes © J. A. Barth Verlag in Georg Thieme Verlag KG, Stuttgart 2008. Dostupné z: <<http://www.hightonetherapy.com/index.php?studies>>.
- SALINGER, J., OPAVSKÝ, J., STEJSKAL, P., VYCHODIL, R., OLŠÁK, S., & JANURA, M. *The evaluation of heart rate variability in physical exercise by using the telemetric variapulse TF3 system*. Acta Universitatis Palackianae Olomucensis. Gymnica, 28 (1), 13-23, Olomouc, 1998.
- SALINGER, J., STEJSKAL, P., OPAVSKÝ, J., GWOZDZIEWICZ, M., GWOZDZIEWICZOVÁ, S., NOVOTNÝ, J., ELFMARK, M., & BULA, J. *System type VarCor PF for non-invasive diagnostics of the heart rate variability and of the respiratory rate*. In J. Salinger (Ed.), IV. Odborný seminář s mezinárodní účastí Variabilita srdeční frekvence a její hodnocení v biomedicínských oborech – od teorie ke klinické praxi. 96-104. Olomouc: Univerzita Palackého, 2004.
- SHAFIK, A., SIBAI, O. *Percutaneous Perineal Electrostimulation Induces Erection: Clinical Significance in Patients With Spinal Cord Injury and Erectile Dysfunction*. J Spinal Cord Med. 31 (40–43), 2008.
- SHAPIRO, S. S., WILK, M. B. *Analysis of variance test for normality (complete samples)*, Biometrika 52: 591–611, 1965. [cit. 2015-4-10]. Dostupné z: <http://sdittami.altervista.org/shapirotest/ShapiroTest.html>
- SMITH, C. U. M. *Biology of Sensory Systems*. John Wiley & Sons. 2014, s. 34–5. ISBN 978-0-470-69438-1
- STEJSKAL, P., SALINGER, J. *Spektrální analýza variability srdeční frekvence – základy metodiky a literární přehled o jejím klinickém využití*. Medicina Sportiva Bohemica et Slovaca, 5(2), 33-42, 1996.
- STEVENS-LAPSLEY, J. E., BALTER, J., E, WOLFE, P., ECKHOFF, D., KOHRT, W. M. *Early Neuromuscular Electrical Stimulation to Improve Quadriceps Muscle Strength after Total Knee Arthroplasty: A Randomized Controlled Trial*. In Press: Physical Therapy Journal. Feb 2012; 92 (2); 2011 Nov 1.

- SZYMANSKÁ, J., NOWAKOVSKA, I., BRZEK, A. *The effect of high tone power therapy on gait range in patients with chronic lower limb ischaemia*. Department of Physiotherapy, Division of Physiotherapy, Medical University of Silesia, Katowice, Poland 2 Division of Kinesiology, Medical University of Silesia, Katowice, Poland. *Ortopedia Traumatologia Rehabilitacja*. Medsportpress, 2011; 3(6); Vol. 13, 279-292.
- THALER, M. S. *EKG a jeho klinické využití*. Praha, Galen 2012, 6. Vydání. ISBN: 978-80-247-4193-2.
- VRBA, I., KOZÁK, J. *Možnosti léčby neuropatických bolestí neurostimulačními metodami*. Centrum pro výzkum a léčbu bolestivých stavů, FN Motol, Praha, 2004. Dostupné z: <<http://www.solen.sk/pdf/Vrba.pdf>>.
- VONDRA, V., MALÝ, M. Vývoj úmrtnosti na CHOPN v ČR do r. 2006. *Studia Pneumol Phtiseol* 2008; 68:73-74. Dostupné z: http://www.copn.cz/sd_chopn2010_causa_subita.pdf
- WATSON, T. *Electrotherapy: evidence based practice*. Churchill Livingstone Elsevier, 2008, eleventh edition. ISBN: 978-0-443-10179-3.
- WATSON, T. *Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation* [online]. 2009 [cit. 2014-08-26]. Dostupné z: <<http://www.electrotherapy.org/modalities/tens.htm>>.
- WATSON, T. *The role of electrotherapy in contemporary physiotherapy practice* [online]. Department of Physiotherapy, University of Hertfordshire, UK. *Manual Therapy*. 2000, [cit. 2015 -09-3] 5(3), s. 132-141. Dostupné z: <<http://www.electrotherapy.org/assets/Downloads/Key%20Concepts%20in%20Electrotherapy%20March%202014.pdf>>.
- ZRALÍKOVÁ, H. *Šíření interferenčních proudů ve tkáních lidského těla*. Diplomová práce. Praha: Univerzita Karlova. Fakulta tělesné výchovy a sportu, 2010.