



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva

Porovnání senzitivní a motorické odpovědi ventrální a dorzální strany dominantní paže při dráždění elektrickým proudem

Comparison of Sensory and Motor Response of Ventral and Dorsal Sides of Dominant Arm to an Electrical Stimulation

Diplomová práce

Studijní program: Aplikovaná fyzioterapie

Autor diplomové práce: Bc. Jan Fišer

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Martin Brach

Kladno 2023

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Fišer** Jméno: **Jan** Osobní číslo: **483018**
Fakulta: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Garantující katedra: **Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva**
Studijní program: **Applikovaná fyzioterapie**

II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

Porovnání senzitivní a motorické odpovědi ventrální a dorsální strany dominantní paže při dráždění elektrickým proudem

Název diplomové práce anglicky:

Comparison of the Sensory and Motor Response of the Ventral and Dorsal Sides of the Dominant Arm to Electrical Stimulation

Pokyny pro vypracování:

Cílem této práce bude ověřit, zda existuje určitá rozdílnost prahu dráždivosti ventrální a dorsální strany dominantní paže. V rámci práce bude zkoumána míra prahu senzitivní a motorické odpovědi. V literatuře se traduje, že proudy s frekvencí kolem 50 Hz bývají obvykle dráždivější a jsou tedy využívány k vyvolání motorické odpovědi, zatímco proudy s frekvencí kolem 100 Hz bývají využívány v prahově senzitivní intenzitě převážně k analgézi. V praxi se vždy a zaručeně tato fakta neověřila, proto bude tato práce používat frekvence proudů 50 a 100 Hz a cílem bude tato tvrzení ověřit u reprezentativního vzorku populace.

Seznam doporučené literatury:

- [1] KOLÁŘ, Pavel et al., Rehabilitace v klinické praxi, ed. 1, Praha: Galén, c2009, ISBN 978-80-7262-657-1
- [2] PODĚBRADSKÝ, Jiří a Ivan VAŘEKA, Fyzikální terapie, Praha: Grada, 1998, ISBN 80-7169-661-7
- [3] NAVRÁTIL, Leoš a Jozef ROSINA, Medicínská biofyzika, Praha: Grada, 2005, ISBN 80-247-1152-4

Jméno a příjmení vedoucí(ho) diplomové práce:

Mgr. Martin Brach

Jméno a příjmení konzultanta(ky) diplomové práce:

Datum zadání diplomové práce: **15.02.2023**

Platnost zadání diplomové práce: **20.09.2024**

doc. Mgr. Zdeněk Hon, Ph.D.
vedoucí katedry

prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., MBA
děkan

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem Porovnání senzitivní a motorické odpovědi dominantní paže při dráždění elektrickým proudem vypracoval samostatně pouze s použitím pramenů, které uvádím v seznamu bibliografických odkazů.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů.

V Kladně dne 18.05.2023

.....
Bc. Jan Fišer

PODĚKOVÁNÍ

Tímto bych rád poděkoval mému vedoucímu magisterské práce Panu Mgr. Brachovi, za jeho ochotu, trpělivost, rychlou a vstřícnou komunikaci. Po zkušenosti z bakalářské práce jsem stejně spokojený, jako jsem byl tenkrát. Dále bych rád poděkoval mé rodině, která mě ve všem podpořila a zajistila mi finanční i časový prostor pro psaní této práce. V neposlední řadě bych chtěl poděkovat svým kamarádům a přítelkyni.

ABSTRAKT

Tato práce pojednává o problematice používání elektroterapie ve fyzioterapii. Klíčovým tématem je používání různých typů proudů na různých částech těla s různými parametry. Teoretická část zahrnuje historii elektroterapie a následně nastiňuje klinické využití v praxi. V kapitole jsou dále zahrnuty jednotlivé parametry proudů s důrazem na ty, které jsou použity v metodické části této práce.

Metodická část práce popisuje samotný postup měření, jeho zaslepení, kalibraci používaného přístroje a typ statistického zpracování dat.

Výsledky zahrnují interpretaci naměřených hodnot popisně a pomocí grafů. Z výzkumu bylo zjištěno, že mezi přední a zadní stranou dominantní paže ani mezi dominantní a nedominantní paží neexistuje statisticky významný rozdíl v dráždivosti elektrickým proudem. Dále bylo zjištěno, že proud DF vyvolává umělý svalový záškub za použití nižší intenzity a je subjektivně lépe snášen.

Diskuze primárně srovnává tuto práci se světovými vědeckými publikacemi. Autor se zde zamýšlí nad výsledky této práce a možném využití elektroterapie v různých oblastech fyzioterapie a lékařství.

Klíčová slova

Elektrostimulace; elektrogymnastika; dráždivost; motorická odpověď; diadynamické proudy; senzitivita; elektroterapie; dominance; lateralita

ABSTRACT

This master's thesis deals with the use of electrotherapy in physiotherapy. The key topic is the application of different types of currents on different parts of body with different parameters. The theoretical part covers the history of electrotherapy and then outlines the clinical application in clinical use. The chapter further covers the different parameters of the currents with a focus on those used in the methodological part of this thesis.

The methodological part of the thesis describes actual measurement procedure, its blinding, calibration of the instrument used and the type of statistical data processing.

The results include the interpretation of the measured data descriptively and by means of diagrams. From the research, it was found that there is no statistically significant difference in electrical irritation between the anterior and posterior side of the dominant arm or between the dominant and non-dominant arm. It was further found that DF current induces artificial muscle twitch response using lower intensity and is subjectively better tolerated.

The discussion primarily compares this work with global scientific publications. The author discusses the results of this work and possible applications of electrotherapy in a variety of areas of physiotherapy and medicine.

Keywords

Electrostimulation; electrogymnastics; irritability; motor response; sensitivity; diadynamic current; electrotherapy; dominance; laterality

Obsah

1	<i>Úvod</i>	10
2	<i>Cíle práce a hypotézy</i>	11
2.1	Hypotézy	11
3	<i>Přehled současného stavu</i>	13
3.1	Historie fyzikální terapie	13
3.2	Mechanismus účinku fyzikální terapie	14
3.3	Dráždivý účinek	15
3.4	Akční potenciál	17
3.5	Analgetický účinek fyzikální terapie	17
3.6	Hyperemizační účinek	18
3.7	Antiedematózní účinek	18
3.8	Elektromyostimulace	19
3.9	Mechanismus účinku na elektrodách	19
3.10	Galvanický proud	20
3.11	Nízkofrekvenční proudy	21
3.12	Dělení nízkofrekvenčních proudů	21
3.13	Diadynamické proudy (dále jen DD)	21
3.13.1	Proud MF a DF	22
3.14	Fyziologie nervové soustavy	23
3.15	Jak funguje analgezie pomocí elektroterapie	24
3.16	Fyziologie svalstva	25
3.17	Citlivost tkání	26

3.18	Faktory ovlivňující dráždivost tkáně	27
3.18.1	Typ nervového vlákna a myelinizace.....	27
3.18.2	Typ elektrod a jejich uložení	27
3.19	Intenzita proudu	28
3.20	Subjektivní hodnocení intenzity pacientem.....	30
4	<i>Metodika</i>	31
4.1	Obecný průběh měření.....	31
4.2	Použité proudy	31
4.2.1	Parametry použitých proudů	31
4.3	Určení dominance horních končetin	32
4.4	Před samotným měřením	33
4.4.1	Kalibrace elektrod	34
4.5	Zaslepení měření	35
4.6	Uložení elektrod a samotné měření	36
4.7	Snášlivost proudu	38
4.8	Přístroj BTL-5818SM2	38
4.9	Interpretace výsledků	39
5	<i>Výsledky</i>	40
5.1	Testování hypotézy H ₀₁	43
5.2	Testování hypotézy H ₀₂	44
5.3	Testování hypotézy H ₀₃	45
5.4	Testování hypotézy H ₀₄	46
5.5	Testování hypotézy H ₀₅	47
5.6	Testování hypotézy H ₀₆	48

5.7	Hodnocení snášlivosti proudu	49
6	<i>Diskuze</i>	50
7	<i>Závěr</i>	67
8	<i>Seznam použitých zkratk</i>	68
9	<i>Seznam použité literatury</i>	70
10	<i>Seznam použitých obrázků</i>	78
11	<i>Seznam použitých tabulek</i>	79
12	<i>Seznam použitých grafů</i>	80
13	<i>Seznam příloh</i>	81

1 ÚVOD

Fyzikální terapie spočívá v aplikaci fyzikální energie na lidský organismus, při kterém se dostavuje specifický léčebný účinek. Výsledný léčebný efekt je závislý na typu fyzikální terapie (fototerapie, hydroterapie, elektroterapie, ...) a jejího dávkování. Dávkování představuje množství fyzikální energie, která je aplikována v celkovém součtu. Výsledné množství aplikované fyzikální energie není jedinou proměnnou, která ovlivňuje konečný terapeutický účinek dané fyzikální energie. Terapeutický efekt je závislý na ploše, na kterou danou fyzikální energii aplikujeme, intenzitu dané fyzikální energie a také na pauze mezi jednotlivými dávkami a dalšími proměnnými.

Tato práce je zaměřena na zkoumání vjemu a objektivního měření při aplikaci elektrického proudu z kategorie diadynamických. Literatura udává, že ventrální strana paže by měla být dráždivější než strana dorzální. K tomuto tvrzení zatím neexistuje jednoznačné vysvětlení, které by potvrdilo jeho platnost. Dle knížek fyzikální terapie se 50 Hz frekvence považuje za dráždivější, a proto slouží ke stimulaci. 100 Hz frekvence elektrického proudu se používá spíše k analgezii. V dnešní době nemáme ani k těmto parametrům přesvědčivé důkazy, a tak se v praxi takto používá elektroterapie spíše na základě víry v myšlenky než na základě objektivních dat. Tato práce se bude snažit platnost těchto tvrzení objektivizovat a poskytnout data, která by mohla být cennou oporou.

2 CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY

Cílem této práce bude ověřit, zda existuje určitá rozdílnost v dráždivosti ventrální a dorzální strany dominantní paže. V rámci práce bude zkoumána míra prahu senzitivní a motorické odpovědi. V literatuře se traduje, že proudy s frekvencí kolem 50 Hz bývají obvykle dráždivější a jsou tedy využívány k vyvolání motorické odpovědi, zatímco proudy s frekvencí kolem 100 Hz bývají využívány v prahově senzitivní intenzitě převážně k analgezii. V praxi se vždy a zaručeně tato fakta neověřila, proto bude tato práce používat frekvence proudů 50 a 100 Hz a cílem bude tato tvrzení ověřit u reprezentativního vzorku populace.

2.1 Hypotézy

H₀₁: Pro použitou techniku není statisticky významný rozdíl mezi dominantní a nedominantní horní končetinou při dráždění elektrickým proudem v prahově senzitivní intenzitě

H₀₂: Pro použitou techniku není statisticky významný rozdíl mezi dominantní a nedominantní horní končetinou při drážděním elektrickým proudem v prahově motorické intenzitě

H₀₃: Pro použitou techniku není statisticky významný rozdíl mezi přední a zadní stranou dominantní horní končetiny při dráždění elektrickým proudem v prahově senzitivní intenzitě

H₀₄: Pro použitou techniku není statisticky významný rozdíl mezi přední a zadní stranou dominantní horní končetiny při dráždění elektrickým proudem v prahově motorické intenzitě

H₀₅: Pro použitou techniku není statisticky významný rozdíl mezi proudem typu MF a proudem typu DF při použití v prahově senzitivní intenzitě

H₀₆: Pro použitou techniku není statisticky významný rozdíl mezi proudem typu MF a proudem typu DF při použití v prahově motorické intenzitě

3 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU

3.1 Historie fyzikální terapie

Již u savců bylo pozorováno, že i oni používají jistý typ fyzikální terapie v rámci léčby. Například olizování hojících se ran je jistá forma mechanoterapie, která působí na postiženou část těla. Někteří savci dokonce ponořují poraněné končetiny do vody, což bychom v moderním světě považovali za formu hydroterapie. Čínský lékař Koung-Fou je považovaný za otce fyzikální terapie, protože používal vodoléčbu k léčení svých pacientů již 4 700 let před Kristem. Jisté zmínky o fyzikální terapii můžeme nalézt i v samotné Bibli v podobě příběhů. Z roku 2 837 let před Kristem pochází nejstarší učebnice, ve které se píše o metodách vodoléčby mechanoterapie, manipulace, trakce i masáží. Ze Staré říši (Egypt) jsou dochovány jisté zmínky o používání výboje rejnoka pro léčbu periferních paréz. Tyto informace pochází již z roku 2 500 před Kristem (Poděbradský, 2009).

Za průkopníka fyzikální terapie, který působil v Evropě je považován Asklepios. Vodoléčebný ústav, který byl díky němu založen, leží na jihovýchodní části Peloponéskeho ostrova a je částečně zachován dodnes. Helioterapie se začala poprvé používat v Číně již kolem roku 1 400 před Kristem (Poděbradský, 2009).

Ve středověku zaznamenala fyzikální terapie spíše ústup v rámci rozvíjení vědy a techniky. V těchto obdobích se však pořád našli jedinci, kteří se snažili vyzdvihnout formy fyzikální terapie zpět. Jistý vzestup nastal u používání minerálních vod, a tak začaly vznikat nejrůznější lázně. Karlovy Vary v 15. století, Teplice i Mariánské lázně. V tomto období začaly do popředí prostupovat i parní lázně a další formy lázeňství (Poděbradský, 2009).

Moderní rozvinutí vědy, techniky, patologie a anatomie odtlačilo fyzikální terapii na druhou kolej, protože někteří odborníci její vznik považují za empiricky zkoušenou a mnohdy se může zdát, že působí nevědecky. Nicméně jména velikánů jako je Pressnitz a Kneipp jsou známé právě díky fyzikální terapii (Poděbradský, 2009).

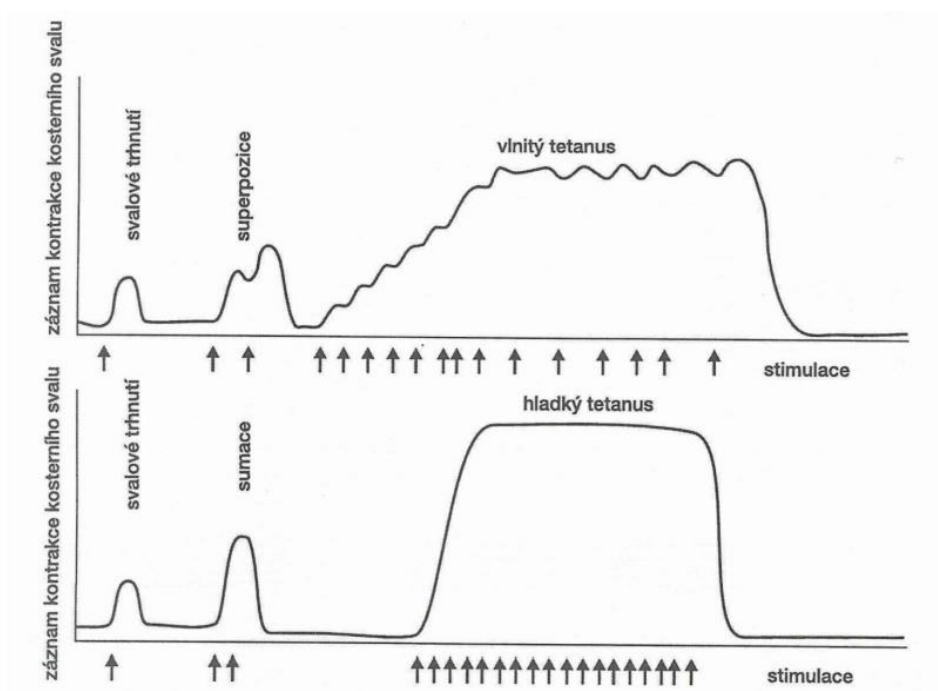
3.2 Mechanismus účinku fyzikální terapie

Z obecného hlediska lze rozdělit účinky fyzikální terapie (dále jen FT) na **přímé**, **reflexní** a **jiné**. Do **přímého** účinky spadají ty, které přímo ovlivňují biochemické a fyzikální pochody v lidském těle – například (dále jen např.) vzestup teploty nebo překrvení tkáně tzv. hyperémie. Účinek **reflexní** je reakce organismu na fyzikální terapii. To může být zprostředkováno buď nervovým systémem nebo endokrinním. Například aplikace chladu může vyvolat “husí kůže” na pacientově těle nebo vyplavování vyššího množství adrenalinu. Do účinků kategorie **jiné** řadíme například placebo efekt a kontextuální faktory nebo účinek odkladný (Poděbradský, 2009).

Je důležité zmínit, že placebo efekt v rámci aplikace fyzikální terapie může být opravdu vysoký. Přístroje jako jsou ultrazvuk nebo elektroterapie mohou pro laickou veřejnost vypadat velice sofistikovaně a mohou být považovány za nadstandardní léčbu při terapii. Existuje studie (Haflidadóttir et al., 2021), která na téma placebo efektu dělala výzkum. Do této studie bylo zahrnuto 186 randomizovaných studií (celkem 16 655 probandů). Studie zahrnovaly intervenční skupinu, kde byla podávána specifická léčba, skupinu, které bylo podáváno placebo a skupinu, které nebylo podáno nic. Z výsledného účinku léčby tvořil placebo efekt v **průměru 54% celkové účinnosti jakékoliv terapie**. Tedy více než polovina celkového účinku terapie je zprostředkována věcmi, které s léčbou pacienta zdánlivě nesouvisí. U fyzikální terapie je na tento fenomén důležité brát obzvlášť zřetel.

3.3 Dráždivý účinek

V intenzitě nadprahově senzitivní je 50–100 Hz optimum pro dráždění A (alfa) i A (beta) vláken. Při dostatečné intenzitě vyvolá analgetický účinek jakákoli frekvence v tomto rozpětí (Poděbradský, 2009). Podobně i práce (Adel & Luykx, 2005) poukazuje na ideální použití 50 Hz frekvence pro dráždění. Pro vyvolání motorické aktivity svalu platí, že při nižších frekvencích okolo 7 Hz vypadá záškrub jako rychlý krátký stah svalu. Se zvyšující se frekvencí okolo 60 Hz nastává vlnitý tetanus jehož síla závisí na čase a intenzitě průtoku daného proudu. Ve spektru frekvencí kolem 180 Hz již dochází pouze k vlnivému svalovému záškrubu a tyto frekvence jsou vhodné pro myorelaxační účinek svalu. Ve frekvencích nad 250 Hz dochází k velice rychlému vyčerpání zásob svalu a dochází k následné rychlé svalové únavě (Poděbradský, 2009).



Obrázek 1 - Ukázka vlnivého a hladkého tetanu [zdroj: Trojan, 2003]

Tato práce bude pracovat se zdravými jedinci. Dráždění kůže a stimulace svalů k záškrubu bude tzv. **přímá**. Stimulace přímá znamená, že přímo stimulujeme

daný nerv, který zásobuje sval nebo svalovou skupinu, na kterou cílíme. Aby daný proband cítil jistý vjem nebo na jeho paži došlo k **záškubu svalu** či svalové skupiny, musí být elektrickým stimulem podrážděna membrána nervové buňky. Díky tomu dojde k depolarizaci membrány a vzniká tzv. **akční potenciál**. Ten je projevem nervového vzruchu, který se šíří po nervovém vlákne buď ke svalu nebo pokud dochází ke stimulaci receptorů, tak zpětnovazebně do míchy. Rychlost, s jakou se bude akční potenciál šířit závisí na stupně myelinizaci nervového vlákna, tloušťky nervového vlákna a délky tzv. **internoidu** (úsek myelinové pochvy mezi dvěma Ranvierovi zářezy). Některé dosahují rychlosti až 120 m/s (Mourek, 2012; Trojan, 2003).

Aby mohl vzniknout akční potenciál, musí se na membráně nervové buňky vyskytovat tzv. **klidový membránový potenciál**, jehož hodnota je přibližně -70 až -90 mV. Toto napětí je způsobené rozdílným množstvím disociovaných minerálů uvnitř a vně buňky, a také záporně nabitých plazmatických bílkovin. Jejich magnetická přitažlivost vytváří elektromagnetické pole, které způsobuje právě klidový membránový potenciál. Dostatečný průchod elektrického proudu zapříčiní otevření iontových kanálů. Následně dojde k prostupu iontů a vytvoření **akčního potenciálu**. V tento moment je hodnota napětí kolem +30 - +40 mV (Mourek, 2012; Trojan, 2003).

Délka trvání akčního potenciálu u nervové buňky je 5–20 ms. V okamžiku, kdy probíhá akční potenciál je membrána nervové buňky nedráždivá. Tomuto stavu se říká **absolutní refrakterní fáze**. Následně existuje jen malá časová jednotka (5-15 ms), kdy lze vyvolat opětovný akční potenciál jen stimuly s vysokou intenzitou. Vedení akčního potenciálu se šíří po nervovém vlákne pouze od těla neuronu k periférii. Toto šíření nazýváme **centrifugální**. Dostatečný podnět pro vznik akčního potenciálu musí být o **5–15 mV vyšší**, než je hodnota klidového membránového potenciálu (Mourek, 2012; Trojan, 2003).

3.4 Akční potenciál

V momentě průchodu vzruchu dochází ke změně **klidové rovnováhy** na membráně nervové buňky. Dochází k **depolarizaci** membrány. Když dosáhne depolarizace určité úrovně dochází k tomu, že se rychlost změny rychlosti potenciálu zvyšuje. Z důvodu vyšší depolarizace se povrch nervové buňky stává **elektronegativním**. Na krátkou chvíli dochází ke změně polarity membrány. Tomuto jevu se říká tzv. **transpolarizace**. Akční potenciál dosahuje svého vrcholu. Občas se v literatuře hovoří o "přestřelení". Následně dochází k tzv. repolarizace, při které dochází k navrácení membránového potenciálu do klidového stavu. V momentě dosažení asi 70 % klidového stavu dochází postupně ke snižování rychlosti změny tohoto potenciálu. Odborně se tento jev označuje jako negativní **následný potenciál**. Jakmile dojde k dosažení klidového stavu membrány dochází k mírné hyperpolarizaci membrány. V tomto momentu mluvíme o pozitivním následném potenciálu. Při tomto ději dochází k vyrovnání elektromagnetického potenciálu pro draslík. Celý tento děj je označení pro akční potenciál. (Mourek, 2012; Trojan, 2003).

3.5 Analgetický účinek fyzikální terapie

Analgetického účinku se snažíme u pacienta dosáhnout hned poté, jakmile je stanovená diagnóza. Tento efekt by v opačném případě mohl zkreslit úsudek o dané léčbě nebo přímo **ovlivnit stanovenou diagnózu**. Důležité je nepotlačovat signální a ochrannou funkci bolesti. Analgetického účinku chceme dosáhnout pomocí FT i v případě, že díky němu může být snížena aplikace analgetických farmak pacientovi (Poděbradský, 2009). Zajímavou studií na analgetický efekt je studie (Bae et al., 2014), která porovnává účinnost proudů typu TENS s 50 a 100 Hz frekvencí na bolesti vzniklé **ischemizací končetiny**. Výsledky prokazují **pozitivní efekt** proudů typu TENS s 50 i 100 Hz frekvencí v rámci snášenlivosti i účinnosti na analgezi.

Aby byla správně aplikována analgeticky FT, je třeba zohlednit lokalizaci (lokální, celkové a neurální aplikace) a pokud je zvolena lokální, pak i míru průniku FT (hluboká, povrchová). Mezi lokální analgetické procedury patří i **diadynamické proudy**, které používá tato práce (Poděbradský, 2009).

3.6 Hyperemizační účinek

Tento účinek je možné vysvětlit pomocí působení elektrického proudu na **sympatická** vlákna nebo **ganglia**. Optimální frekvencí pro tento účinek je frekvence 100 Hz konstantní v intenzitě nadprahově senzitivní. Lokální zvýšení sekrece biogenních aminů dochází při aplikaci 50 Hz a tento efekt též způsobuje hyperemizaci. Nicméně je **nezbytná amplitudová modulace** proudu v intenzitě **prahově motorické** (Poděbradský, 2009). Hyperemizační účinek přetrvává pouze pár minut po terapii. Ve studii (Jin et al., 2017) zkoumali čas, po kterém ještě dochází k překrvení tkáně pod elektrodami. Studie byla provedena na 45 mužích a elektrody byly aplikovány longitudiálně na extenzory páteře. Měření dopplerovským vyšetřením ukázalo, že zhruba ještě po 30 minutách od intervence můžeme pozorovat hyperemizační účinek v tkáních.

Další pojem, se kterým je možné se setkat v rámci elektroterapie a jejího účinku na hyperemii tkání je tzv. **Pasivní hyperémie**. Pokud dochází ke stimulaci svalstva, uplatňuje se v rámci cirkulace krve i mikrosvalová pumpa. Optimální frekvence pro její efektivitu je minimálně **50 Hz** v intenzitě nadprahově motorické pro nižší frekvence a podprahově motorické pro vyšší frekvence s amplitudovou modulací (Poděbradský 2009).

3.7 Antiedematózní účinek

Další účinek, který souvisí s hyperémií tkáně je účinek antiedematózní – protiotokový v doslovném překladu. Dle (Poděbradského,2009) můžeme

všechny procedury, které mají trofotropní účinek považovat i za antiedematózní. Elektroterapie může sloužit v rámci aktivace mikrosvalové pumpy, která pomůže se vstřebáním otoku ve tkáni (Poděbradský, 2009). Vědecký výzkum (Thornton, 1998), který byl prováděn na potkanech, myších a žábách ukazuje, že vysokonapěťové pulzní typy proudů by mohly být optimální pro resorpci otoků u člověka.

3.8 Elektromyostimulace

Stimulace svalu pomocí elektrického proudu se dá rozdělit na **přímou** a **nepřímou**. Přímá stimulace znamená, že dochází k aktivaci svalu aplikací elektrického proudu **přímo** na svalové bříško. Tento mechanismus se používá u svalů, které jsou **denervované**, tedy mají poškozený nerv, který je inervuje. Jedinec takový sval **není schopen** 100% aktivovat, v takovém případě mluvíme o **paréze** anebo sval není schopen zapnout vůbec, a v takovém případě mluvíme o **plegii**. Nepřímá stimulace svalu využívá vyvolání **akčního potenciálu** v nervovém vlákne, který daný sval inervuje. V takovém případě nemluvíme o elektrostimulaci, ale proceduru nazýváme **elektrogymnastikou** (Poděbradský, 2009).

Při aplikaci elektrického proudu dochází i k nepřímým **trofotropním** a nepřímým **antiedematózním** účinkům. Oba tyto účinky jsou zprostředkovány pomocí aktivace **mikrosvalové pumpy**. Při dosažení svalové kontrakce pomocí aplikace elektrického proudu dochází ke **zvýšení žilního návratu** krve z periferie a zároveň dochází ke **zvýšení přítoku** arteriální krve (Poděbradský, 2009).

3.9 Mechanismus účinku na elektrodách

V místě aplikace elektrického proudu dochází k elektrolytickým dějům. Disociace vody H_2O na H s kladně nabitým nábojem a na OH se záporně nabitým

nábojem. Podobně dochází k disociaci solí např. chloridu sodného NaCl na Na s kladně nabitým nábojem a Cl se záporně nabitým nábojem. Kladná elektroda přitahuje záporně nabité ionty a odpuzuje kladné. Díky tomu se **mění pH tkáně** (Zeman, 2013).

3.10 Galvanický proud

Tento proud je stejnosměrný s neměnnou polaritou elektrod a statickým nastavením intenzity. Lokalizace elektrod může být transregionální nebo podélná sestupná. Samotné nastavení parametrů je v intenzitě **prahově senzitivní** (pokud je aplikován jako součást DD proudů, tak podprahově senzitivní) a doba aplikace okolo 30 minut (Zeman, 2013; Poděbradský, 2009). Je velice zajímavé, že ve světě se galvanický proud nepoužívá na periferii, ale spíše má zastoupení při vestibulární stimulaci. Například u tzv. “nemoci z pohybu”, kdy se postiženému “motá hlava a je mu na zvracení” při kinetické změně. Například ve studii (Gutkovich et al., 2021) kombinovaly farmakologickou léčbu s tříměsíčním docházením na elektrostimulaci pomocí **galvanického proudu**. Závěr hovoří o pozitivním snížení množství léku spotřebovaných probandy, kteří navíc dostávali ještě terapii galvanickým proudem (Zeman, 2013).

Galvanický proud polarizuje tkáň, to znamená, že v proudové dráze postupně dochází k disociaci iontů a **změně jejich koncentrací** uvnitř i v ně buněk. Pokud aplikace trvá delší dobu dochází také k **depolarizaci membrán**, čímž se mění propustnost pro kladně nabitě Na ionty a díky tomu postupně dojde k poklesu **kožního odporu** (Poděbradský & Vařeka, 1998).

3.11 Nízkofrekvenční proudy

Jsou charakterizovány jako pulzní nebo střídavé v rozpětí frekvence 0 až 1000 Hz. Tyto proudy vznikají přerušováním galvanického proudu, modifikací proudu tzv. střídavého anebo samotným elektronickým generováním (Poděbradský & Vařeka, 1998).

3.12 Dělení nízkofrekvenčních proudů

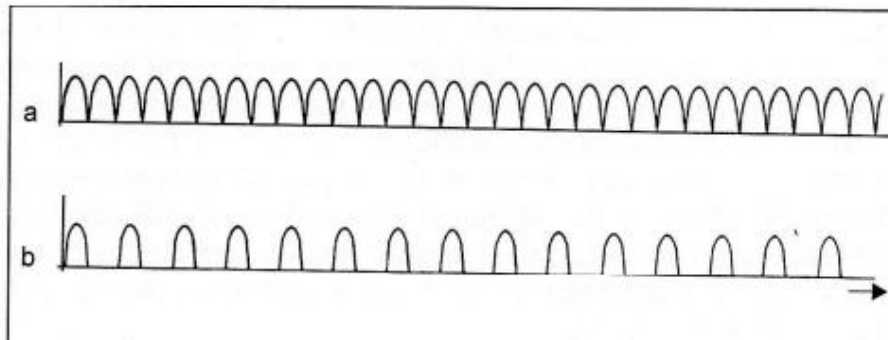
Nízkofrekvenční proudy by se daly rozdělit dle fáze na monofázické a bifázické, přičemž monofázické vykazují nežádoucí leptavý účinek, protože směr toku elektrického proudu je pouze jedním směrem. Další kritérium, podle kterého bychom mohli dělit nízkofrekvenční proudy je dle tvaru jejich impulzu na **pravoúhlé**, **sinusové** a **šikmé**. Do nízkofrekvenčních proudů spadají i proudy tzv. **typu TENS** (transkutánní elektrická nervová stimulace), které se významně liší délkou svého impulzu. TENS představují velice různorodou skupinu proudů, které se liší i svými účinky a původně byly využívány především pro svůj analgetický účinek za pomoci mikroelektrod, ovšem dnes se používají i pro jiné účinky než analgetické. Tyto proudy mají velmi krátkou délku svého impulzu a zpravidla je tato délka **kratší než 1 ms** (Poděbradský, 2009).

3.13 Diadynamické proudy (dále jen DD)

Těmto proudům se přezdívá také Bernardovy proudy, podle svého francouzského objevitele. Tento proud je složen z tzv. **basis** a **dosis**. Bází tvoří **galvanický proud**, který protéká pacientem. Galvan zvyšuje hloubku průniku dónní složky proudu, nicméně se podílí na nežádoucím leptavém účinku DD proudů. V neposlední řadě zlepšuje subjektivní toleranci vnímání nepříjemného proudu. Tzv. MF proud má frekvenci 50 Hz a v této práci bude společně

s proudem DF, který má 100 Hz frekvenci, použit v metodice k výzkumu (Zeman, 2013; Poděbradský, 2009).

Galvanická složka – basis, by měla být aplikována v **intenzitě podprahově senzitivní**. Basis zefektivňuje prostupnost **dósní** složky proudu a v neposlední řadě zlepšuje i subjektivní toleranci vnímání nepříjemného proudu. U starších přístrojů bylo nastavení basis manuální a novější přístroje využívají 1–50% celkové absolutní intenzity (Zeman, 2013; Poděbradský, 2009).



Obrázek 2 - Graf závislost intenzity proudu na čase [zdroj Poděbradský, 2009]

- a) DF proud
- b) MF proud

3.13.1 Proud MF a DF

Frekvence proudu MF je 50 Hz s účinky převážně **motorickými** a **trofotropními**. Doporučená aplikace je v intenzitě **nadprahově senzitivní** a dle Fyzikální terapie od Poděbradského, 2009 je tento proud doporučen pro analgezii na základě vrátkové teorie bolesti. V intenzitě nadprahově motorické oba proudy vyvolávají svalový záškub. Na tyto proudy vzniká relativně rychlá adaptace do **2 až 3 minut** od začátku aplikace, protože nejsou modulovány. V praxi se tyto proudy samostatně prakticky vůbec nepoužívají (Poděbradský, 2009; Zeman,2013).

Proud DF je převážně analgetický. Používá se v intenzitě prahově až nadprahově senzitivní a vzhledem k rychlé adaptaci na tento proud je používán jako premedikace před jinými aplikacemi elektrických proudů (Poděbradský & Vařeka, 1998).

3.14 Fyziologie nervové soustavy

Neuron je základní stavební a funkční jednotkou nervové soustavy. Celková funkce nervové soustavy závisí na propojení jednotlivých neuronů, jejich počtu a rychlosti vedení vzruchu. Neuron se skládá z těla, jednotlivých výběžků dendritů a axonu. Dendrity jsou výběžky, které vedou vzruch **dostředivým způsobem**, tedy směrem k tělu neuronu. Naopak axon je pouze jeden a vede vzruch **odstředivým způsobem**, tedy od těla neuronu směrem ven. Na konci axonu nebo na začátku dendritu se nachází tzv. **synapse**, což je spojení mezi dendritem nebo axonem a svalem, receptorem nebo dalším dendritem jiného nervu (Rokyta, 2012).

Synapse je místo nervové dráhy, kde se elektrický informace mění v informaci chemickou. V tzv. presynaptické štěrbině se tvoří mediátor, který se za příchodu vzruchu dostává do **synaptické štěrbině**. Synaptická štěrbinina se dá jiným názvem označit za **“aktivní zónu”** přenosu chemické informace. V postsynaptickém prostoru je **mediátor** zachycen receptory, díky kterým se informace přenáší dále buď v podobě svalové kontrakce nebo, pokud se jedná o dendrit jiného nervu, pokračuje znovu jako elektrická informace v podobě vzruchu dále. Stavba nervu dle histologie, rychlost vedení určitého vzruchu a další aspekty umožňují rozdělit nervová vlákna do obecných **3 skupin**. Z absolutní délky refraktilní fáze je možné určit délku impulzu. Pro vlákna typu **A** by délka impulzu neměla být **kratšího trvání než 0,4 - 1ms**. Nervová vlákna spadající do skupiny **B** by neměla mít **delší impulz než 1,2ms**. Tzv. **C** vlákna jsou nervová vlákna, která by neměla mít delší délku impulzu více než 2 ms. Důležitá

je i rychlost vedení těchto vláken. **Nejpomalejší** jsou vlákna typu C, a naopak **nejrychlejší** jsou typu A (Rokyta, 2012).

Pokud dochází k dráždění nervové buňky elektrickými podněty, směr protékajícího proudu je od anody (kladné elektrody) směrem k nitru neuronu až k negativní elektrodě. Pod katodou dochází k **depolarizaci nervu**, a pokud je stimul dostatečně silný dochází ke vzniku **akčního potenciálu**. Na základě toho se dá i měřit rychlost vedení nervu, kdy jsou měřena pomocí kožních elektrody dvě místa totožného nervu. Na jednom místě vznikne akční potenciál, který se zaznamenává na místě druhém. Za předpokladu, že je známa vzdálenost těchto dvou míst, dá se lehce spočítat časová jednotka a z ní i rychlost vedení nervu. (Poděbradský, 2009; Rokyta, 2012)

3.15 Jak funguje analgezie pomocí elektroterapie

Na začátek je důležité zmínit, že bolest je velice komplikovaný vjem, který závisí na více faktorech a vnímání výsledného pocitu ovlivňuje více fyziologických pochodů v lidském organismu. Tlumení bolesti pomocí elektrického proudu pravděpodobně probíhá na více úrovních a samotný proud ovlivňuje i **různé typy receptorů**. Jedním z hlavních mechanismů, jak elektroterapie dokáže ovlivnit bolest je její vliv na **modulaci bolesti**. Tato modulace probíhá na více etážích a jednou z nich je blokáda elektroaktivity neuronů v míše. Dále některé výzkumy ukazují, že probíhá i na úrovni centrální modulaci mozku, protože se u zdravých lidských dobrovolníků snižuje mozková odezva při zkoumání na EEG (Elektroencefalografie). Tento mechanismus se dá vysvětlit pomocí **habituace**, která v tomto případě funguje tak, že když pouštíme do lidského těla určitý vjem, který může být až na prahově algické úrovni, tak si na takový vjem centrální soustava zvykne. Díky určitému zvyku je následně odolnější i proti jiným vlivům, respektive stimulům, které do mozku přicházejí. Tím stimulem může být i informace o bolesti (Vance et al., 2022).

Některé vědecké práce ukazují, že proudy typu TENS dokáží zvyšovat koncentraci **beta endorfinů a methionin-enkefalinu** v mozkomíšním moku. Proud TENS také dokáží zvýšit produkci serotoninu, který ovlivňuje vznik informace o bolesti díky ovlivňování serotoninových receptorů 5-HT_{2A} a 5-HT₃. V míše dokáže proud TENS ovlivňovat kanabinoidní receptor CB₁. Když se to celé shrne, tak proudy typu TENS dokáží ovlivňovat tlumení bolesti i endogenně pomocí aktivace inhibičních pochodů v centrálním nervovém systému, které zahrnují Gaba, serotoninové, muskarinové, opioidní a kanabinoidní receptory (Vance et al., 2022).

3.16 Fyziologie svalstva

Svalstvo lidského těla patří mezi tkáně, které jsou vzrušivé. Výsledkem jejich vzrušivosti je svalový stah neboli kontrakce. Základní charakteristickou vlastností svalu jeho schopnost kontrakce a relaxace. Svalová excitace vzniká 3 různými způsoby. **Působením látek na buněčnou membránu** dochází k podráždění receptorů, která v konečném důsledku vede ke svalové kontrakci. U hladké svaloviny je to například působením určitých léků nebo hormonů. U kosterního svalstva jsou to hormony na nervosvalové ploténce. Druhou možností svalové kontrakce je vyvolání **elektrickým podnětem**. Poslední možností je spontánní aktivace (většinou u svalů močového měchýře nebo gastrointestinálního traktu) (Trojan, 2003).

Excitace je zapříčiněna, stejně jako u nervové buňky, akčním potenciálem. Ten však musí být delšího trvání, než je tomu při excitaci nervového vlákna. Konečná kontrakce svalu je zprostředkována pomocí zasouvání aktinu a myozinu, které se zasouvají do sebe. Vlákna kosterního svalu jsou řízena pomocí nervového aparátu. Sarkolema tvoří společně s axony míšních nervů tzv. **nervosvalové ploténky**. Pokud vytvoříme akční potenciál uměle, dojde k přenosu vzruchu až k nervosvalové ploténce. Zde se aktivují **acetylcholinové receptory**, které

v konečném důsledku způsobí kontrakci svalového vlákna. Podle počtu svalových vláken, se kterými tvoří nervosvalová ploténka komplex se odvíjí i míra kontrakce. Pokud dojde k přenosu chemické informace přes nervosvalovou ploténku dojde k aktivaci **všech svalových vláken**, které tato ploténka řídí. Výsledná kontrakce je tedy závislá i na **počtu aktivovaných nervosvalových plotének** a záleží na tom, kolik svalových vláken daná ploténka inervuje (Trojan, 2003).

Kosterní svalovina obsahuje dva typy vláken tzv. **bílá** a **červená**. Červená vlákna mají **vyšší zastoupení myoglobinu** a jejich reakce je na akční potenciál je **pomalejší**. Většina posturálních svalů tedy obsahuje **více** těchto vláken. Díky jejich **dobrému cévnímu zásobení** mají vyšší schopnost **odolávat únavě**. Motorické jednotky, které tyto svaly inervují, zpravidla inervují **vyšší počet** svalových vláken. Naopak **bílá** vlákna jsou snadno **unavitelná**, avšak dokáží generovat silnější a **rychlejší typ kontrakce**. Zpravidla se tyto vlákna vyskytují ve **fázických** svalech. Červená vlákna se dále dělí na **rychlá** a **pomalá** a dalším typem jsou tzv. **přechodná vlákna**, která mají schopnost určité diferenciaci, dle typu zátěže, kterým je muskuloskeletální aparát stimulován (Seidl, 2015). Je zajímavé, že typ svalového vlákna souvisí s typem konkrétní svalové poruchy. Tyto data ukazuje práce (Talbot, 2016). Dle této práce jsou určité typy svalových vláken náchylnější k různým nemocem než jiné typy svalových vláken.

3.17 Citlivost tkání

Dle knihy Fyzikální terapie (Poděbradský & Vařeka, 1998) na str. 134 píše autoři o vyšší dráždivosti **proximálních segmentů** oproti distálním segmentům, a také o vyšší dráždivosti **дорzálních** oblastí těla oproti ventrálním oblastem. Nicméně autoři tento fenomén zmiňují v kontextu **phototerapie**. Z této myšlenky vychází i návrh pro tuto práci, která se bude snažit toto tvrzení objektivizovat.

3.18 Faktory ovlivňující dráždivost tkáně

3.18.1 Typ nervového vlákna a myelinizace

Každé nervové vlákno má **jiný průměr** díky tomu i **jiný vnitřní odpor**. Na základě toho dochází i k různé vzrušivosti těchto vláken. Vlákna, která mají **větší průměr** jsou stimulována **snadněji**, a tedy dojde ke vzniku akčního potenciálu v těchto vláknech dříve než u nervových vláken s **menším** průměrem (Robinson & Snyder-Mackler, 2008). Další faktor, který razantně zvyšuje dráždivost i rychlost vedení akčního potenciálu je **míra myelinizace** nervového vlákna. **Čím více** je nervové vlákno myelinizováno, tím **snadněji** je drážděno (Trojan, 2003).

3.18.2 Typ elektrod a jejich uložení

Polarita elektrod a jejich lokalizace při terapii je dalším faktorem ovlivňujícím vznik akčního potenciálu v nervovém vlákně. Větší elektroda zajišťuje dobrou styčnou plochu pro přenos elektrického proudu. Čím **větší plocha** elektrod je, tím **lepší komfort** pro pacienta. Nicméně **odpor** tkáně je závislý také na **ploše**, kterou tkáň má. Jinými slovy, pokud aplikujeme proud na **větší plochu** má tkáň i **vyšší odpor**. Tedy pokud je cílem vznik akčního potenciálu při co nejnižší intenzitě, pak je třeba aplikovat proud na **menší ploše**, aby odpor tkání byl, pokud možno **nejnižší**. Dá se tedy říci, že čím větší elektrody jsou použity pro stimulaci, tím vyšší intenzita je zapotřebí k výslednému účinku (Beneš, Kymlová a Vítek, 2015).

Díky změně **polarizace** membrány pod katodou a anodou dochází k **rozdílné dráždivosti** nervových vláken nacházejících se v místě aplikace. Obecně platí, že **anoda přitahuje ionty se záporným nábojem** tzv. anionty. Naopak **katoda přitahuje ionty s kladným nábojem** tzv. kationty. Pod anodou dochází k jevu, který se nazývá **anelektrotonus**. Díky tomuto jevu vzniká **hyperpolarizace**

membrány nervového vlákna. Pro vznik akčního potenciálu je však důležité vytvořit **depolarizaci** membrány. Depolarizace se naopak děje v **místě aplikace katody**, kde vzniká jev, kterému se říká **katelektrotonus**. **Pod katodou tedy dochází k lepší dráždivosti nervových vláken** než pod anodou za použití stejné intenzity proudu (Poděbradský, 2009).

Lokalizace elektrod může do jisté míry ovlivnit **dráždivost** tkáně v závislosti na tom, **jak daleko od elektrody se nervové vlákno nachází**. Pokud je elektroda umístěna **přímo** v místě nervového vlákna, pak je jeho dráždivost **vyšší**, než je tomu v případě, že je nervové vlákno uloženo v **hloubce tkáně**, a tak je od elektrody dále. Čím **blíže a povrchově** se nervové vlákno nachází, tím **vyšší dráždivost** má. Na základě toho se může stát, že i menší nervové vlákno, které má nižší míru dráždivosti se může vzrušit snadněji, pokud je elektrodě blíže než silnější nervové vlákno, které je od elektrody vzdálenější (Robinson & Snyder-Mackler, 2008).

Obecně je uložení elektrod u podélně aplikace, která bude v této práci používána, do místa **motorického bodu** svalu. To je místo, které vyžaduje nejmenší možnou intenzitu pro svalový záškub a nachází se u **inervovaných svalů v první třetině proximálně**. U paretického svalstva se přesouvá distálně a povrchově. (Gobbo et al., 2014) je práce, která zkoumala motorický bod a poukazuje na důležitost aplikace právě v tomto místě.

3.19 Intenzita proudu

Pro tuto práci je důležité definovat **intenzitu proudu** i subjektivní a objektivní účinky elektroterapie. Intenzita proudu je považována za absolutní veličinu a pro tuto práci poskytne objektivní informace při měření. Použití elektroterapie je možné ve dvou různých nastaveních tzv. **CC – Constant current** a **CV – Constant voltage**. CC nastavení je standardně využíváno pro aplikaci

galvanických proudů, nízkofrekvenčních a středofrekvenčních proudů. Tyto aplikace se zpravidla provádějí za pomoci **fixovaných elektrod**. Přístroj si sám udržuje nastavenou absolutní intenzitu. Pokud tedy uvažujeme proud jako I , pak toto schéma představuje vzorec (konst. $I = U/R$). To znamená, že pokud dojde při aplikaci k **poklesu** kožního odporu, udržuje přístroj konstantní **proudovou hustotu**. To znamená, že pokud se sníží odpor, musí dojít k adekvátnímu snížení i napětí. Nicméně, pokud by došlo k vyschnutí roztoku nebo zmenšení plochy působícího proudu, hrozí riziko poškození pacienta. Pokud bychom úplně oddálily elektrody od pokožky, došlo by k velice nepříjemnému pocitu „kopnutí“ elektrickým proudem. K tomuto kopnutí by došlo i při následném přiložení elektrody zpět. Naopak režim CV, tedy se používá standardně pro **dynamické aplikace** například kuličkovou nebo hrotovou elektrodou nebo, pokud proud aplikujeme pomocí **ultrazvukové hlavice** či při aplikaci proudu přes sliznice. V momentě, kdy dochází ke zvýšení elektrického odporu při oddalování elektrody od kůže, zároveň dochází i k ekvivalentnímu **snížení intenzity** aplikovaného proudu, tak aby konstanta $U=R \cdot I$. Díky tomu je eliminováno nepříjemných vjemů spojených se skokovým navýšením intenzity proudu. Nicméně pokud by byl v tomto režimu aplikován galvanický proud, pak by při postupném **poklesu kožního odporu** došlo k navýšení intenzity proudu, tím proudové hustoty a následně by byl pacient popálen (Poděbradský, 2009)

Je důležité zmínit, že výsledná zvolená intenzita je klíčovou věcí, která ovlivňuje konečný účinek proudu. V praxi se můžeme setkat s různými aplikacemi a názory. Například podle vědecké práce (Adams, 2018) dokážeme zvýšit funkčnost svalů na lůžkovém oddělení nemocnic až o **10–15 % za 5-6 týdnů** rehabilitace pouze pomocí elektroterapie. Tato práce používala frekvence 20, 50 a 100 Hz a poukazuje na to, že je velmi důležité při vyvolání svalové kontrakce volit maximální intenzitu proudu, kterou je pacient schopný tolerovat a zároveň díky této intenzitě vyvoláme silný svalový záškub.

3.20 Subjektivní hodnocení intenzity pacientem

- podprahově senzitivní = při postupném zvyšování intenzity zvyšujeme až do prahově senzitivní a poté lehce snížíme (zhruba o 1 mA)
- prahově senzitivní = okamžik, kdy pacient poprvé uvádí, že cítí při postupném zvyšování intenzity průchod elektrického proudu
- nadprahově senzitivní = zvyšujeme intenzitu proudu až do prahově senzitivní intenzity a lehce zvýšíme
- podprahově motorická = zvyšujeme intenzitu až do prvního svalového záškubu a poté lehce snížíme
- prahově motorická = intenzita prvního svalového záškubu, je možné ji přiřadit hodnotu intenzity absolutní
- nadprahově motorická = mírné zvýšení intenzity při prvním svalovém záškubu
- podprahově algická = zvyšujeme intenzitu proudu až do prahově motorické a poté dále zvyšujeme až do prvních pocitů bolesti (Poděbradský, 2009)

4 METODIKA

Vzorek tvořilo 43 probandů obou pohlaví ve věku 20–29 let. Nebyl brán ohled na cirkadiánní rytmus dne, protože nebylo možné zajistit, aby každý proband byl měřen ve stejnou denní dobu. Za praváky bylo považováno při zaokrouhlení na celá čísla 86 % probandů a zbylých 14 % probandů bylo považováno za leváky. Je tedy vyšší převaha jedinců s dominantní pravou horní končetinou.

4.1 Obecný průběh měření

Každý z probandů byl na začátku seznámen s tím, jak bude probíhat měření. Byl podepsán informovaný souhlas, díky kterému je možné anonymně prezentovat naměřená data. Dále proběhlo orientační vyšetření svalového aparátu k vyloučení závažné patologie. Důležité bylo určit dominanci horních končetin pomocí cílených otázek. Poté následoval hod kostkou k určení, kterým typem elektrického proudu se bude začínat a na jaké straně paže se bude měření provádět jako první. Samotné měření probíhalo v klidné místnosti za pokojové teploty. Proband nebyl rušen hlukem ani světelnými podněty.

4.2 Použité proudy

V této práci byly použity 2 typy proudů. Proud MF s 50 Hz frekvencí a proud DF s 100 Hz frekvencí. Oba tyto proudy jsou v popsány v kapitolách výše jako součást DD proudů. Aby nedošlo ke zkreslení účinku a celkového vjemu při měření, byly v této práci proudy MF a DF použity bez báze, tedy galvanické složky.

4.2.1 Parametry použitých proudů

MF – délka impulzu 10ms, pauza 10ms, nastavená frekvence 50 Hz, délka aplikace do 1 minuty, režim constant current

DF – délka impulzu 10ms, pauza 0ms, nastavená frekvence 100 Hz, délka aplikace do 1 minuty, režim constant current

4.3 Určení dominance horních končetin

Určení dominance horních bylo provedeno za pomoci cílených otázek:

“Kterou horní končetinou píšete”

“Kterou horní končetinou ovládáte myš od počítače”

“Ve které horní končetině držíte lžičku”

“Kterou horní končetinou stříháte, když držíte nůžky”

“Kterou horní končetinou házíte”

Odpovědi pravá (P) a levá (L) byly zaznamenány jako **Index. P**, který představuje počet úkonů provedených **pravou horní končetinou** a **L** představuje počet úkonů provedených **levou horní končetinou**. Pokud počet úkonů pravou horní končetinou je vyšší než počet úkonů provedených levou horní končetinou, tedy platí vztah $P > L$ je u probanda stanovena **dominantní končetina pravá**. Pokud počet úkonů levou horní končetinou je vyšší než počet úkonů provedených pravou horní končetinou, tedy platí vztah $L > P$, pak je u probanda stanovena **dominantní horní končetina levá**. Vzhledem k lichému celkovému počtu otázek není možné, aby proband byl vyhodnocen tak, jako by dominantní končetinu neměl.

4.4 Před samotným měřením

Před započítím měření proběhlo orientační neurologické vyšetření. Byl vyšetřen Chvostkův příznak, vyklepání bicipitového a tricipitového reflexu pro stanovení nervosvalového dráždění. Elektrody byly ošetřeny a dezinfikovány, dále byly napuštěny vodou.

Chvostkův příznak je hlavním indikátorem zvýšení mechanické dráždivosti. Odborně se pro tento fenomén používá slovo idioneurální. Zvýšený Chvostkův příznak bývá pozitivní u jedinců, kteří mají **neurovegetativní labilitu** v rámci tzv. spazmofilního terénu. Dále může být pozitivní například u tetanie, konkrétně její hypokalcemické formy nebo samotné hypokalcémie. Při poklepu na **nervus facialis** (VII. hlavový nerv) na tváři, konkrétně na pes anserinus směrem ke koutku úst, vede k **záškubu až stahu koutku** (Seidl, 2015). Existuje studie (Hujoel, 2016), která koukala na množství vápníku v séru a srovnávala tuto hladinu s pravděpodobností Chvostkova příznaku. Výsledky prokázaly přesný opak, než se píše v knížkách fyziologie a sice, že Chvostkův příznak je **spojený se zvýšeným množstvím vápníku v krvi**. Konkrétně to vypadá, že pokud má jedinec hladinu vápníku o **1 g/dl** krve, tak je **vyšší** pravděpodobnost Chvostkova příznaku o **4 %**. V diskuzi tato studie hovoří o tom, že Chvostkův příznak není pozitivní u hypokalcémie, ale je spíše pozitivní u hyperkalcémie.

Bicipitový reflex C5 byl klepán pomocí neurologického kladívka na lacertus fibrosus v loketní jamce. Odpovědí je standardně kontrakce m. biceps brachii s flexí a supinací předloktí.

Tricipitový reflex C7 byl klepán pomocí neurologického kladívka v distální části paže na šlaše m. triceps brachii. Odpovědí na tento reflex je standardně extenze lokte a záškeb tohoto svalu.

Dále bylo vyšetřeno **čítí** oblasti přední a zadní strany m. deltoideus, m. biceps brachii, m. triceps brachii. Pomocí **destigramového filamenta** byly zkoumány tyto oblasti při zavřených pacientových očích vleže na zádech a vleže na břiše (Kolář 2009).

Elektrody byly přeměřeny **každé druhé měření** probandů, aby výsledky nemohly být zkresleny chybnými údaji vznikajícími při nesprávném používání přístroje. Správná kalibrace elektrod byla hodnocena pomocí samotného přístroje.

4.4.1 Kalibrace elektrod

Přímo na **samotném přístroji** je možné měřit vodivost elektrod na jednotlivých vstupních kanálech. Toto měření probíhalo tak, že byly **namočené** elektrody přitisknuty na sebe a pomocí programu pro **kalibraci elektrod** byly elektrody přeměřeny. Správná kalibrace byla vyhodnocena tak, že přístroj udával vodivost elektrod alespoň na úrovni "**dobrý**" (viz fotografie č.2)



Obrázek 3 - Fotografie přístroje při kalibraci elektrod [zdroj vlastní]

4.5 Zaslepení měření

Náhodnost měření spočívala v **hodu kostkou probanda**. Pokud padlo sudé číslo, pak měření začínalo na dorsální straně dominantní horní končetiny. Pokud padlo číslo liché, pak měření začínalo na ventrální straně dominantní horní končetiny. Stejně tak bylo zaslepeno i použití proudu. Pokud padlo sudé číslo, pak byl použit proud DF jako první. V případě, že padlo číslo liché, pak byl použit proud MF jako první.

Proband ležel tak, aby neměl možnost vidět, jakou intenzitu má probíhající proud. **První test** byl proveden "nanečisto" až do NPM intenzity za použití proudu TENS symetrický 100 Hz. Proband tak zažil subjektivní vjem

procházejícího proudu i **uměle vyvolaný** svalový záškub, aby byl seznámen s pocity, které je třeba subjektivně při měření vnímat.

4.6 Uložení elektrod a samotné měření

Byly použity malé **deskové elektrody o velikosti 5x7 cm**, při režimu CC – constant current. Byla použita longitudinální aplikace elektrod. Stimulace probíhala pomocí katody, protože je obecně považována za dráždivější. Anoda byla uložena distálně (viz obrázek č.3 a 4). Proband ležel na **břiše** (při aplikaci elektrod na m. triceps brachii) a na **zádech** (při aplikaci elektrod na m. biceps brachii). Proband **nebyl upozorněn** na spuštění protékajícího proud a ani neviděl na monitor. Absolutní intenzita byla postupně **zvyšována** a zaznamenán byl **subjektivní** prahově senzitivní vjem probanda a **dále byla zvyšována** intenzita až do **prvního záškubu** svalu sledovaným jak pohledem, tak i palpací a subjektivními pocity probanda. Tedy mezi měřením prahově senzitivní intenzity a prahově motorické intenzity probíhalo za pomoci **jednoho měření**. Obě tyto intenzity byly zaznamenány. První jako prahově **senzitivní bod** a druhá

hodnota jako **prahově motorický bod**. Dále se stejným postupem měřila i druhá horní končetina.



Obrázek 4 - uložení elektrod m. biceps brachii [zdroj vlastní]



Obrázek 5 - uložení elektrod m. triceps brachii [zdroj vlastní]

4.7 Snášelnivost proudu

Po skončení měření na jedné straně horní končetiny byl proband tázán na **snášelnivost** jednotlivých měření a použitých proudů. Proband měl za úkol říci, které měření (první nebo druhé) bylo podle jeho subjektivního hodnocení **příjemnější**. Na základě toho byl přidělen proud, dle označeného měření **bod**. Proud, který měl v konečném důsledku nejvíce bodů za měření, byl vyhodnocen jako snesitelnější. Poté se měřila druhá strana horní končetiny.

4.8 Přístroj BTL-5818SM2

Použitý přístroj byl BTL-5818SM2, který je kombinovaný s možností až 4 kanálů. Na tomto přístroji lze využít elektroterapii, magnetoterapii i aplikaci ultrazvuku. Je relativně robustní s pojízdnou podstavou. Má dotykový displej s širokým výběrem proudů. Přístroj je velice přehledný a lehce se s ním



Obrázek 6 - Samotný přístroj [zdroj vlastní]

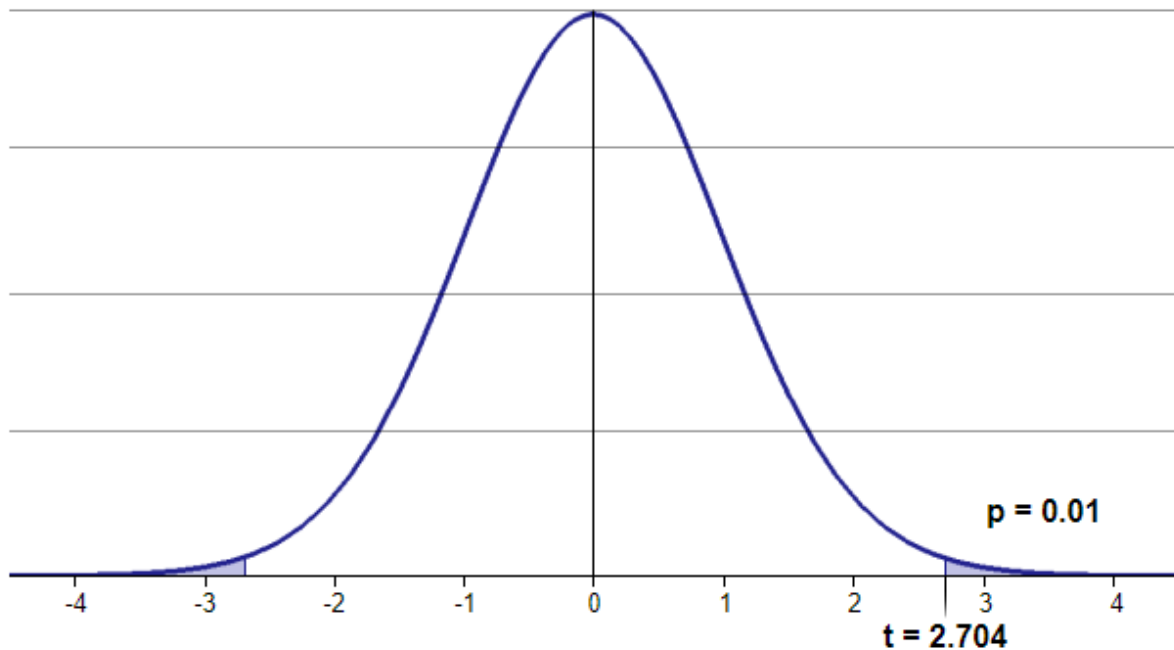
manipuluje (viz obrázek č.5). Bohužel se autorovi nepodařilo dohledat přesné specifikace přístroje a firma BTL tuto variantu přístroje již nenabízí.

4.9 Interpretace výsledků

Výsledky měření jsou zpracované v jednotlivých tabulkách, grafech a jejich interpretace bude dále rozvíjena v diskusi této práce.

5 VÝSLEDKY

Rozložení studentova t-rozdělení pravděpodobnosti, které bylo použito v případě párového t-testu při testování výzkumných hypotéz.



Obrázek 7 - upravená Gaussova křivka použita pro názornost měření [zdroj statskingdom.com]

Byla zvolena hladina významnosti 0,01, tedy 99 %. V takovém případě pro $n = 43$ (probandů) se oblast přípustných hodnoty nachází na intervalu $(-2,704; 2,704)$, tedy pokud se hodnota testovacího kritéria nacházela v této oblasti, nelze zamítnout nulovou hypotézu **H₀: neexistuje statisticky významný rozdíl při měření**. Konkrétně byly ověřovány následující možné rozdíly:

- 1) Existuje významný rozdíl v senzitivitě u dominantní a nedominantní končetiny?
- 2) Existuje významný rozdíl v motorice u dominantní a nedominantní končetiny?

- 3) Existuje významný rozdíl v senzitivě z hlediska přední a zadní strany dominantní končetiny?
- 4) Existuje významný rozdíl v motorice z hlediska přední a zadní strany dominantní končetiny?
- 5) Existuje významný rozdíl v senzitivě při použití MF nebo DF proudu?
- 6) Existuje významný rozdíl v motorice při použití MF nebo DF proudu?

Poznámka: otázky č. 1–4 byly ještě zvlášť zkoumány v případě proudů MF a DF. Výsledky a odpovědi na následující otázky shrnuje následující tabulka.

Tabulka 1 - Výsledky práce [zdroj vlastní]

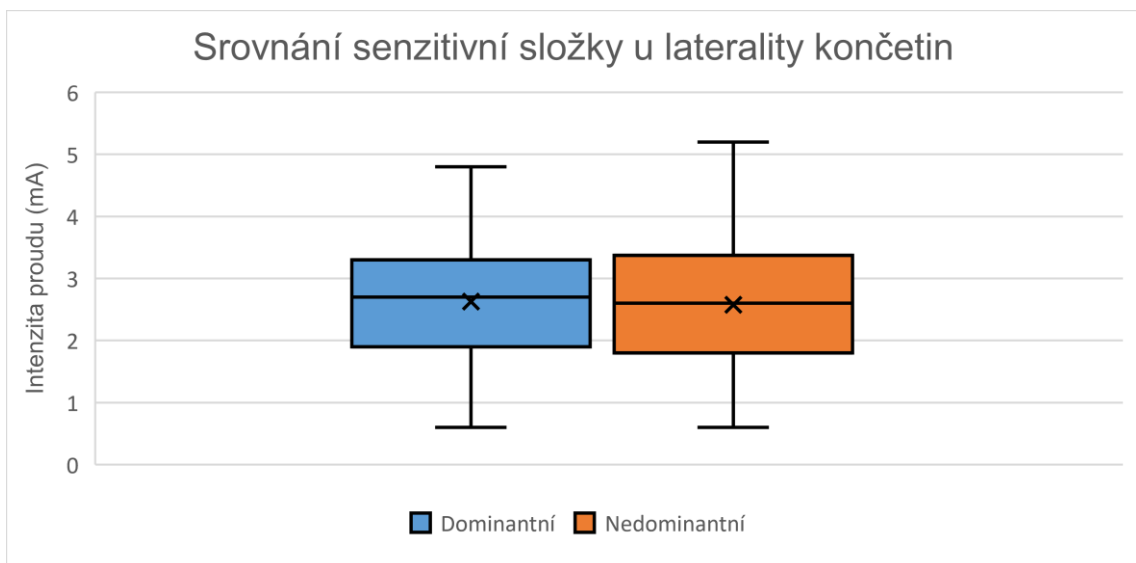
1) Existuje významný rozdíl v senzitivě u dominantní a nedominantní končetiny?				
hodnota testovacího kritéria	0,74 (MF proud)	oblast přípustných hodnot	(-2,704; 2,704)	H0 nezamítáme
	0,42 (DF proud)			
2) Existuje významný rozdíl v motorice u dominantní a nedominantní končetiny?				
hodnota testovacího kritéria	1,99 (MF proud)	oblast přípustných hodnot	(-2,704; 2,704)	H0 nezamítáme
	2,15 (DF proud)			
3) Existuje významný rozdíl v senzitivě z hlediska přední a zadní strany dominantní končetiny?				
hodnota testovacího kritéria	-0,9 (MF proud)	oblast přípustných hodnot	(-2,704; 2,704)	H0 nezamítáme
	0,6 (DF proud)			
4) Existuje významný rozdíl v motorice z hlediska přední a zadní strany dominantní končetiny?				
hodnota testovacího kritéria	-0,4 (MF proud)	oblast přípustných hodnot	(-2,704; 2,704)	H0 nezamítáme
	-0,3 (DF proud)			
5) Existuje významný rozdíl v senzitivě při použití MF nebo DF proudu?				
hodnota testovacího kritéria	0,076	oblast přípustných hodnot	(-2,704; 2,704)	H0 nezamítáme
6) Existuje významný rozdíl v motorice při použití MF nebo DF proudu?				
hodnota testovacího kritéria	3,23	oblast přípustných hodnot	(-2,704; 2,704)	H0 zamítáme

Z tabulky jasně vyplývá, že u prvních 4 výzkumných otázek/hypotéz nedochází ke statisticky významnému rozdílu – jelikož hodnota testovacího kritéria vždy padla do oblasti přípustných hodnot, tedy H_0 nezamítáme. Stejně tak si lze všimnout, že v tomto případě neexistují ani statisticky významné rozdíly v případě použití MF, nebo DF proudu. Vedle toho nedochází ani k zamítnutí 5. výzkumné otázky/hypotézy, tedy že neexistuje významný rozdíl v senzitivitě při použití rozdílných proudů. Nulovou hypotézu o neexistenci statisticky významného rozdílu zamítáme až v poslední případě, kdy byl pozorován statisticky významný rozdíl v motorice při použití rozdílných proudů. Konkrétně kladná hodnota testovacího kritéria (3,23) vysvětluje, že proud DF spouští motoriku **výrazně rychleji** než proud MF.

5.1 Testování hypotézy H₀₁

Pro použitou techniku není statisticky významný rozdíl mezi dominantní a nedominantní horní končetinou při dráždění elektrickým proudem v prahově senzitivní intenzitě

Při testování hypotézy H₀₁ jsme testovali, zda bude statisticky významný rozdíl při použití proudu MF i DF mezi dominantní a nedominantní horní končetinou v prahově senzitivní intenzitě. Autoři předpokládali, že mezi končetinami není statisticky významný rozdíl. Vzhledem k výsledkům nebyla hypotéza H₀₁ na hladině významnosti 0,01 zamítnuta. Tedy **není statisticky významný** rozdíl pro použitou techniku v prahově senzitivní intenzitě.

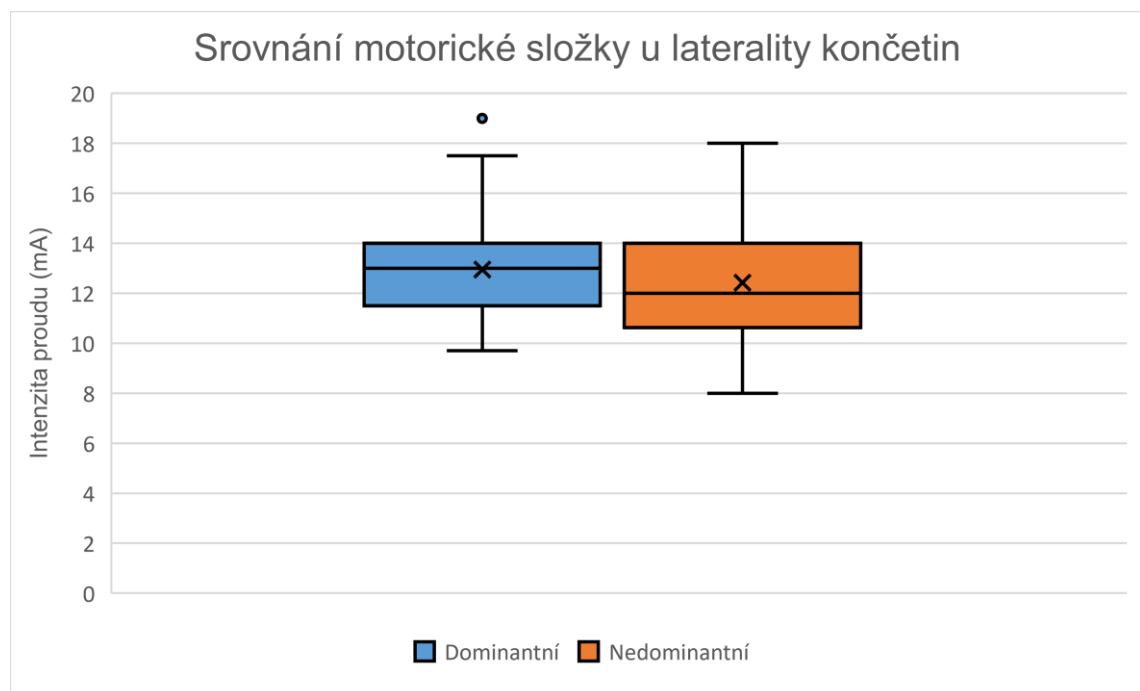


Graf 1: Srovnání senzitivní složky u laterality končetin [zdroj vlastní]

5.2 Testování hypotézy H₀₂

Pro použitou techniku není statisticky významný rozdíl mezi dominantní a nedominantní horní končetinou při dráždění elektrickým proudem v prahově motorické intenzitě

Při testování hypotézy H₀₂ jsme testovali, zda bude statisticky významný rozdíl při použití proudu MF i DF mezi dominantní a nedominantní horní končetinou v prahově motorické intenzitě. Autoři předpokládali, že mezi končetinami není statisticky významný rozdíl. Vzhledem k výsledkům nebyla hypotéza H₀₂ na hladině významnosti 0,01 zamítnuta. Tedy **není statisticky významný** rozdíl pro použitou techniku v prahově motorické intenzitě.

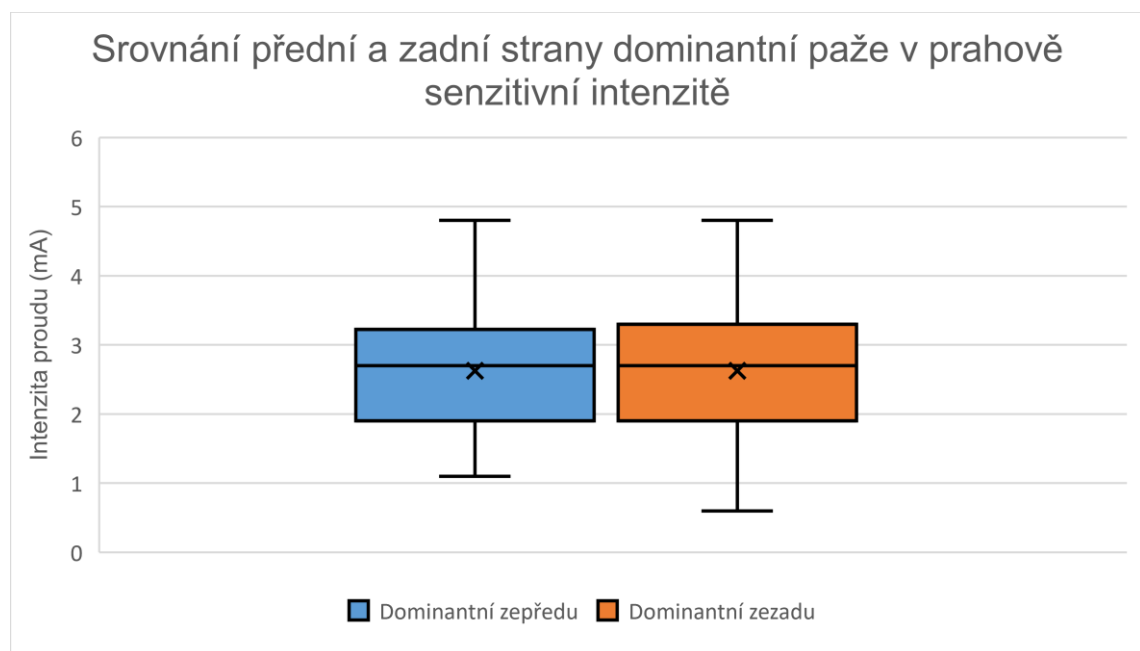


Graf 2: Srovnání motorické složky u laterality končetin [zdroj vlastní]

5.3 Testování hypotézy H₀₃

Pro použitou techniku není statisticky významný rozdíl mezi přední a zadní stranou dominantní horní končetiny při dráždění elektrickým proudem v prahově senzitivní intenzitě

Při testování hypotézy H₀₃ jsme testovali, zda bude statisticky významný rozdíl při použití proudu MF i DF mezi přední a zadní stranou dominantní horní končetinou v prahově senzitivní intenzitě. Autoři předpokládali, že mezi končetinami není statisticky významný rozdíl. Vzhledem k výsledkům nebyla hypotéza H₀₃ na hladině významnosti 0,01 zamítnuta. Tedy **není statisticky významný** rozdíl pro použitou techniku v prahově senzitivní intenzitě.

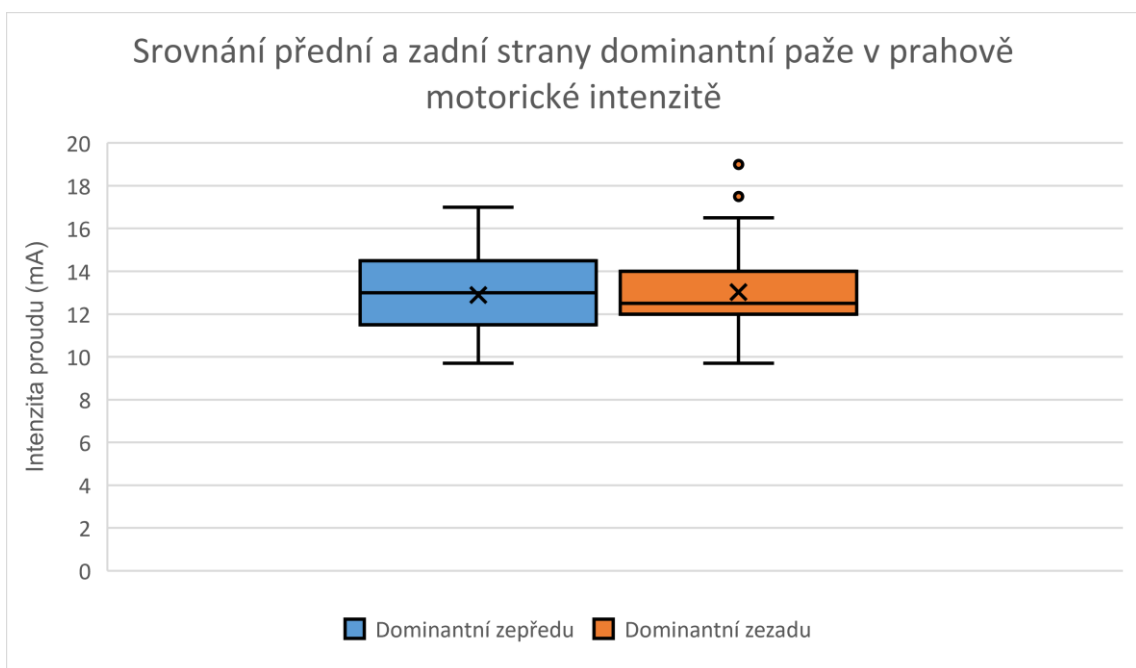


Graf 3: Srovnání přední a zadní strany dominantní paže v prahově senzitivní intenzitě [zdroj vlastní]

5.4 Testování hypotézy H₀₄

Pro použitou techniku není statisticky významný rozdíl mezi přední a zadní stranou dominantní horní končetiny při dráždění elektrickým proudem v prahově motorické intenzitě

Při testování hypotézy H₀₄ jsme testovali, zda bude statisticky významný rozdíl při použití proudu MF i DF mezi přední a zadní stranou dominantní horní končetinou v prahově motorické intenzitě. Autoři předpokládali, že mezi končetinami není statisticky významný rozdíl. Vzhledem k výsledkům nebyla hypotéza H₀₄ na hladině významnosti 0,01 zamítnuta. Tedy **není statisticky významný** rozdíl pro použitou techniku v prahově motorické intenzitě.

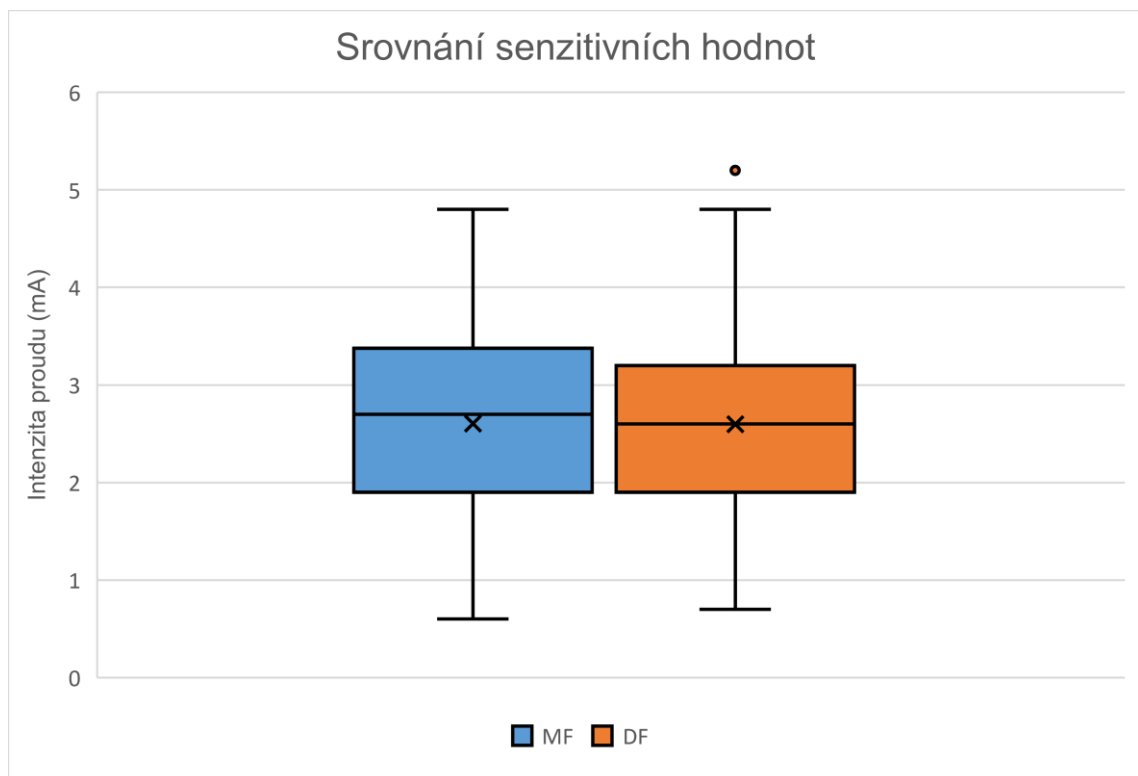


Graf 4: Srovnání přední a zadní strany dominantní paže v prahově motorické intenzitě [zdroj vlastní]

5.5 Testování hypotézy H₀₅

Pro použitou techniku není statisticky významný rozdíl mezi proudem typu MF a proudem typu DF při použití v prahově senzitivní intenzitě

Při testování hypotézy H₀₅ jsme testovali, zda bude statisticky významný rozdíl při použití proudu MF a DF v prahově senzitivní intenzitě. Autoři předpokládali, že mezi proudy není statisticky významný rozdíl. Vzhledem k výsledkům nebyla hypotéza H₀₅ na hladině významnosti 0,01 zamítnuta. Tedy **není statisticky významný rozdíl** pro použitou techniku v prahově senzitivní intenzitě.

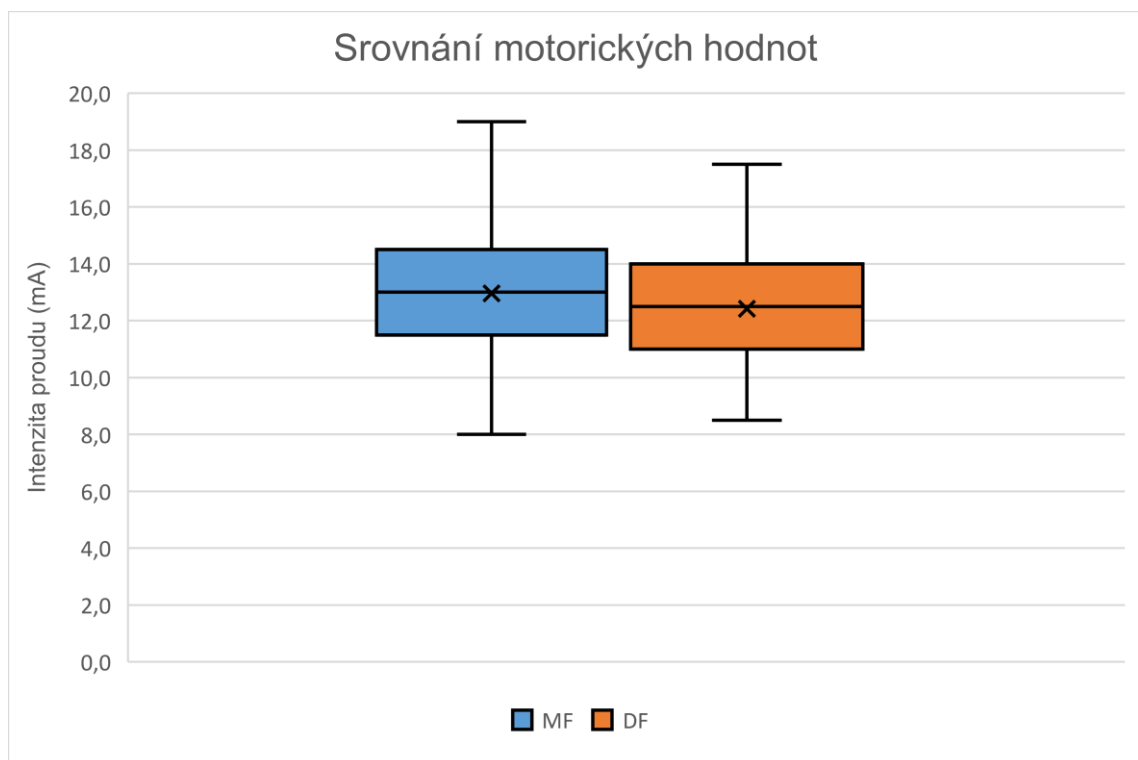


Graf 5: Srovnání senzitivních hodnot [zdroj vlastní]

5.6 Testování hypotézy H₀₆

Pro použitou techniku není statisticky významný rozdíl mezi proudem typu MF a proudem typu DF při použití v prahově motorické intenzitě

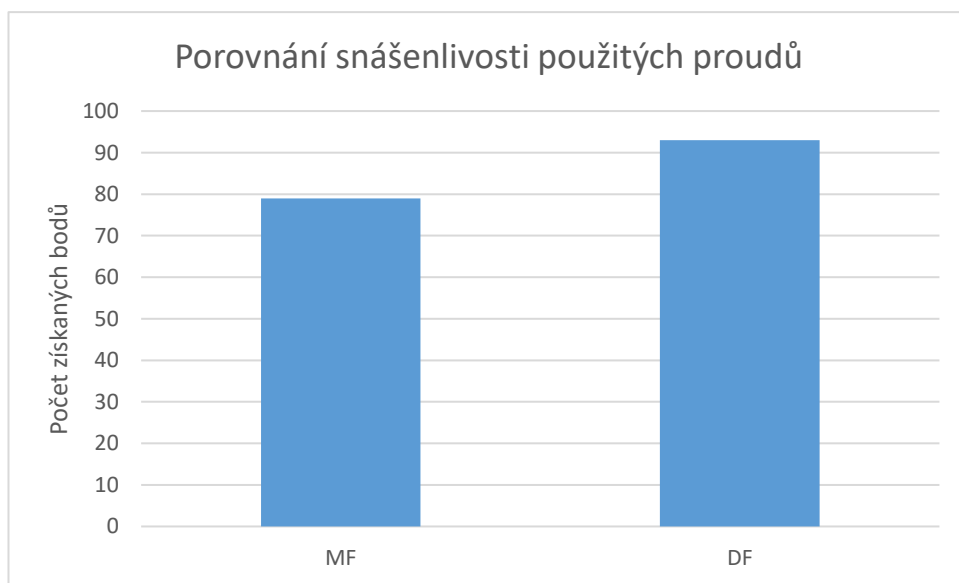
Při testování hypotézy H₀₆ jsme testovali, zda bude statisticky významný rozdíl při použití proudu MF a DF v prahově senzitivní intenzitě. Autoři předpokládali, že mezi proudy není statisticky významný rozdíl. Vzhledem k výsledkům **byla** hypotéza H₀₆ na hladině významnosti 0,01 zamítnuta. Tedy **je statisticky významný** rozdíl pro použitou techniku v prahově motorické intenzitě. Proud DF spouští motoriku za použití nižší intenzity.



Graf 6: Srovnání motorických hodnot [zdroj vlastní]

5.7 Hodnocení snášenlivosti proudu

Při testování snášenlivosti proudu autoři předpokládali, že nebude mezi proudy statisticky významný rozdíl ve snášenlivost, protože mají stejnou šíři impulsu. Výsledky ukázaly pouze mírnou odchylku mezi snášenlivostí obou proudů. Proud MF získal v kladném hodnocení snášenlivosti od probandů celkem **79 bodů**. Proud DF získal v kladném hodnocení snášenlivosti od probandů celkem **93 bodů**. Dle této práce je tedy **proud DF lépe snášen**.



Graf 7: Porovnání snášenlivosti použitých proudů [zdroj vlastní]

6 DISKUZE

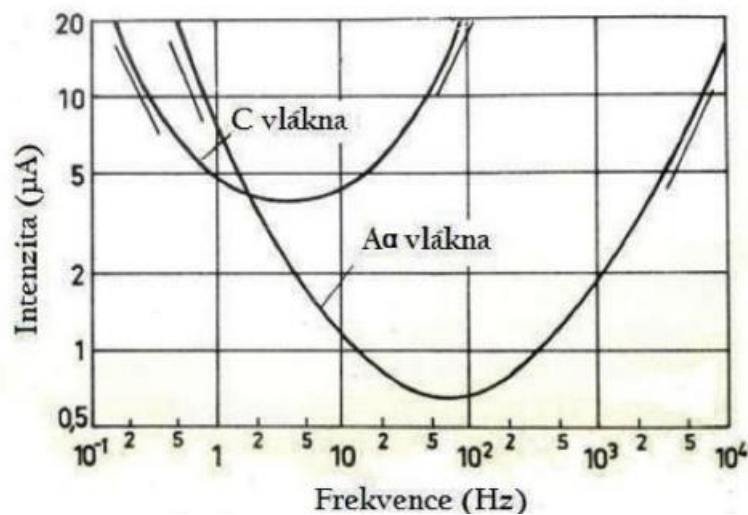
Cílem této diplomové práce bylo zjistit, zda existuje statisticky významný rozdíl mezi prahově senzitivní a prahově motorickou intenzitou přední a zadní strany dominantní paže. Zvolené byly nejdiskutovanější frekvence proudů 50 a 100 Hz, které se v praxi používají. Tyto frekvence se standardně používají v kombinaci s galvanickým proudem jako jeho dónní složka, nicméně pro tuto práci byly použity tyto proudy bez galvanické složky, aby nedošlo ke zkreslení celkového vjemu. 50 Hz frekvence jsou některými autory (Poděbradský, 2009) považovány za ideální pro vyvolání motorické odpovědi. Podobně tak doporučuje například i literatura dle autorů (Adel & Luykx, 2005). Naopak 100 Hz frekvence jsou doporučovány spíše k analgezi. Důležité je nastínit i to, že třeba sám (Poděbradský, 2009) ve své knize zmiňuje, že každý proud s frekvencí v rozmezí 50–100 Hz může mít analgetický efekt, ale záleží na použité intenzitě. Tedy jisté náznaky o názorech, které již v dnešní době můžeme považovat za platnější fakta Poděbradský měl. V naší práci byl hůře snášen proud typu MF, který v konečném hodnocení získal méně bodů, a z toho důvodu ho považujeme za méně senzitivně příjemný. Je potřeba zmínit, že probandi při měření často udávali, že zkušební proud TENS byl nejpříjemnější. Obecně jsou DD proudy hůře snášeny, pravděpodobně proto, že mají relativně velkou šíři svého impulsu třeba právě oproti proudům typu TENS, jejichž délka impulsu je kratší než 1 ms. Díky relativně rychlé a krátké časové jednotce celého měření nepředpokládáme, že by na fixní frekvenci proudu vznikala jakákoli adaptace, která by zkreslila celkové výsledky této práce.

V této práci jsme předpokládali, že nebude statisticky významný rozdíl v dráždivosti na přední a zadní straně dominantní paže. Také jsme očekávali, že mezi 50 a 100 Hz frekvencí nebude signifikantní rozdíl v rámci senzitivní ani motorické složky. Vzhledem ke snášenlivosti proudů, která se může odrazit na celkovém vztahu pacienta k terapii (pozitivním či negativním) autoři

předpokládali, že do praxe je lepší použít takovou frekvenci, která bude pro probanda příjemnější.

Výsledky jiných odborných prací

Již v roce 1970 byla popisována závislost frekvence a intenzity na vyvolání svalové kontrakce. Při těchto zkoumáních se snažili autoři Lullies a Tricker identifikovat jisté optimum, které by bylo výhodné použít právě pro stimulaci A α vláken za použití nejnižší možné intenzity (viz obrázek č.7).



Obrázek 10 - Závislost intenzity proudu na frekvenci [zdroj: Lullies a Trincker, 1970]

Z obrázku č.7 je patrné, že neideálnější použití frekvence proudu se pohybuje kolem 50-100 Hz pro stimulaci A α vláken. Podle autorů (Beneš, Kyplová a Vítek, 2015) je frekvence vnímána tak, že cca do 100 Hz se dráždivost elektrického proudu zvyšuje a od hranice 100 Hz postupně dráždivost s narůstající frekvencí zase slábne, což se nijak významně neliší od poznatků získaných v roce 1970. Další autoři (Poděbradský & Vařeka, 1998) doporučují frekvence kolem 40–60 Hz, (Low a Reed, 2000) hovoří o tom, že je 50 Hz frekvence dráždivější než 100 Hz, což se v naší práci nepotvrdilo, a naopak jsme došli k závěru, že pro vyvolání motorické aktivity zdravého svalu je výhodnější použít 100 Hz frekvenci. Důležité je také zmínit, že střídavý nízkofrekvenční proud

o frekvenci mezi 50 až 500 Hz má velmi malou schopnost elektrolytického efektu, a proto se spíše využívá jeho dráždivého efektu.

Předpoklad pro používání nižších frekvencí pro stimulaci pramení i z vědeckých prací, které poukazují na závislosti mezi frekvencí a maximální silou svalové kontrakce. Například práce (Dreibati et al., 2010) poukazuje na to, že se zvyšující se frekvencí roste i míra síly svalové kontrakce. Konkrétně nejsilnější svalová kontrakce vyšla u 100 Hz frekvence oproti 50 a 20 Hz. Nicméně je důležité zmínit, že použití této frekvence možná povede i k rychlejšímu vyčerpání svalu jako takového. Tedy použití nižších frekvencí by představovalo spíše aerobní typ cvičení a použití vyšších frekvencí by představovalo spíše anaerobní typ svalové kontrakce. V praxi spíše nechceme daná svalová vlákna úplně vyčerpat a možná to je dalším důvodem, proč se autoři přiklánějí spíše k použití nižších frekvencí. Je potřeba zmínit, že existují i práce využívající FES (funkční elektrickou stimulaci), které kladly důraz na to, že měřili počáteční svalovou sílu a v průběhu měření za pomoci poměru maximální síly při použití 20/60 Hz frekvence. Tyto práce oponují tvrzení, že by zvyšující frekvencí docházelo k rychlejší svalové únavě, protože jednotlivé protokoly nevykazovaly rozdíly ve svalové únavě u izometrické kontrakce. Dále existují i práce, které srovnávají použití různé intenzity nastaveného proudu a poukazují na to, že samozřejmě nejde jen o frekvenci jako takovou, ale výsledná síla kontrakce je závislá především na intenzitě proudu a pravděpodobně celková síla svalové kontrakce záleží na tom, jak jsou tyto dvě proměnné nastavené vůči sobě (Kesar et al., 2006). V neposlední řadě je dobré nastínit, že také může záležet i na tom jaké typy svalových vláken se v daném svalu vyskytují. Samotná práce (Dreibati et al., 2010) tvrdí, že pro rozdílné typy vláken je třeba zvolit i rozdílnou frekvenci terapie. Dreibati například doporučuje pro stimulaci m. triceps surae používat 60 Hz frekvenci, protože tento sval obsahuje převážně svalová vlákna I. typu.

(Goats, 1990) zase poukazuje na zvolení frekvence dle svalového průřezu. 100 Hz frekvence je dle tohoto autora lepší pro stimulaci masivnějších svalových skupin.

Další vědeckou prací, se kterou se dá naše práce porovnat je (Ghoname et al., 1999). Tato studie zkoumala účinky 4 frekvencí 4, 15, 30 a 100 Hz na analgezii a zlepšení funkčních dovedností u 68 pacientů s bolestí spodní části zad. Pacienti docházeli na 30 min. terapie 2x v týdnu. Zajímavé je to, že v průměru došlo k nejvyššímu snížení bolesti a nejvyššímu funkčnímu zlepšení u skupin s 15 a 30 Hz frekvencí. Dokonce za použití této frekvence došlo nejvíce ke zlepšení spánku. U skupin se 100 Hz a 4 Hz frekvencí také došlo k významnému zlepšení nicméně nebylo tak výrazné. Již výše zmíněná práce (Bae et al., 2014) porovnávala přímo frekvence 50 a 100 Hz, nicméně se jednalo o proudy typu TENS. Studie byla dělaná na pacientech s bolestmi končetin z důvodu ischemie tkáně a její závěr nehovoří o tom, že by mezi proudy měl být významný rozdíl ve snášenlivost ani v účinnosti proudu. Tedy nelze jednoznačně prokázat, že by určitá frekvence dokázala snižovat bolest více než jiná. V dnešní době tedy nemáme přesvědčivé důkazy, že by 50 Hz byla efektivnější než 100 Hz pro navození svalové kontrakce, a dokonce nemáme ani důkazy na to, že by v rámci analgezie byla vhodnější 100 Hz frekvence proudu. V tento moment tedy nemáme objektivní důvod aplikovat proud, který by byl pacientem hůře snášen jak v rámci analgezie, tak v rámci vyvolání svalové kontrakce, když je možnost využít příjemnější, který dokáže vyvolat stejnou odezvu (viz dále).

Původní doporučení používání elektroterapie v rámci analgezie vycházejí z poznatků Malzacka a Walla, kteří jsou autory obecně známe tzv. vrátkové teorie bolesti. Tato teorie vychází z faktu, že bolest je vedena C vlákny, která jsou pouze slabě myelinizovaná. Aktivita těchto vláken by měla tlumit substantia gelatinosa Rolandi, což je oblast v zadním rohu míšním, která obsahuje těla nervových buněk (především interneuronů a zadních míšních

provazců). Vjem z dané tkáně je veden vlákny typu A, které při aktivaci účinkují jako inhibiční mechanismus na C vlákna. Díky tomu, že jsou C vlákna pouze slabě myelinizována, tak informace vedena pomocí A vláken rychleji dorazí do zadního rohu míšního a výsledný efekt je právě onen inhibiční mechanismus. Vyšší myelinizace A vláken zajišťuje i to, že jsou tyto vlákna dříve drážděna než slabě myelinizovaná C vlákna (Rokyta,2012).

Na povrchu našeho těla jsou umístěny receptory různého typu se schopnostmi reagovat na různé typy fyzikálních veličin jako je tlak, teplo, vibrace a další. Aferentní neboli dostředivá vlákna neuronů jsou převážně myelinizovaná. Další receptory, které lidské tělo má jsou tzv. proprioreceptory, nacházející se přímo ve šlachách jako Golgiho šlachová tělíska nebo svalová vřetenka, které jsou umístěny paralelně se svalovými vlákny v příčně pruhované svalovině. V dnešní době nevíme, jak moc je určitá informace z různých receptorů důležitá, protože mechanoreceptory máme i na styčných plochách kloubu dvou kostí. Vzhledem k tomu že, když uděláme totální výměnu kloubu za kloub umělý, tedy kloub bez těchto receptorů, tak i přesto pacienti s těmito náhradami nadále vnímají polohu, a i jsou schopni registrovat pohyb, který se v kloubu odehrává. To znamená, že výsledná informace o pohybu a nastavení kloubu je pravděpodobně daleko složitější, než si ji ve skutečnosti představujeme. (Mourek, 2012).

Celkovým a komplexní vjem, který na periférii vzniká, a to může být vjem o procházejícím proudu nebo třeba vjem o svalové kontrakci či přímo pohybu v kloubu je pravděpodobně ve výsledku ovlivněný na více etážích celého centrálního i periferního systému (Mourek, 2012).

Informace z receptorů našeho těla putuje do zadního rohu míšního. Zde se může odehrát eferentní odpověď v podobě reflexní kontrakce svalu za pomoci využití šlachoosticového reflexu a informace dále putuje zadními

míšními provazci (Gollův a Burdachův svazek) do thalamu a somatosenzorické oblasti v mozkové kůře (Mourek, 2012). K tomu abychom poznali, jaká část oblasti mozku informaci zpracovává a jakým způsobem se zapojuje do vnímání a motorické odpovědi našeho těla, je možné využít poznatků z funkční magnetické stimulace. Tato technika dokáže stimulovat při transkraniální aplikaci určitou oblast mozku a výsledný projev nám může napomoci s celkovým chápáním různých oblastí mozku a jejich zapojení do role vnímání specifického vjemu nebo motorické odpovědi.

Za normálních okolností považujeme sami sebe jako element, který je ve většině případů tím iniciátorem určitého pohybu. Když sáhneme na horkou ploténku sporáku považujeme onen úhybný manévr jako čin, který pramenil z naší vlastní vůle přesto, že na neurologické úrovni našeho těla se tento čin odehrává v iniciální fázi jako reflex, který začíná na úrovni míchy. Naproti tomu, pokud lékař klepe kladívkem na úponovou šlachu m. quadriceps femoris pro vyvolání motorické odpovědi, tak ačkoli se naše tělo pohnulo, máme „správný“ pocit, že tento čin nebyl dobrovolně vyvolaný. Za normálních okolností dochází ke zvýšení aktivity v mozku ještě předtím, než se cílený pohyb odehraje na periférii cca to vychází asi 1 sekundu před dobrovolným plánovaným pohybem. Nicméně my jsme schopni vyvolat iluzi určitého pohybu pomocí elektrického proudu aplikovaného přímo na oblast mozku bez motorické aktivity na periférii. Penfield a Boldrey se například snažili vyvolat umělou motorickou aktivitu pomocí stimulace v doplňkové motorické oblasti mozku. Ke samotné kontrakci nedošlo, avšak probandi přesto udávali, že jistý pocit a nutkání k pohnutí v dané oblasti těla měli. Důležité je také říci i to, že při vyšší stimulaci nedocházelo k vyššímu nutkání pohyb provést, jak bychom očekávali, ale docházelo k pohybu na jiných částech stimulované končetiny nebo třeba i na jiných částech těla (Mazurek a Schieber, 2019).

V jiných vědeckých výzkumech zase stimulovali dolní část parietálního laloku. Při postupném zvyšování intenzity účastníci přestali pociťovat nutkání pohyb provést, ale zažili přímo iluzi pohybu dané končetiny. Probandi udávali, že se s jejich končetinou, ústy, hrudníkem a dalšími částmi těla odehrál pohyb, nicméně EMG ani vizuální sledování probanda nezachytilo žádnou aktivitu svalů. Pokud stejný postup aplikovali v primární motorické kůře, výsledky ukázaly přesný opak. Tedy probandi jeví motorické odpovědi na periférii svého těla, ale nebyli si vědomi žádné aktivity, že by se takový pohyb v jejich těle odehrál. Jinými slovy se nedá konstatovat, že by proband byl iniciátorem svalové kontrakce. Pokud stimuluje somatosenzorickou kůru, pak spíše dochází ke vzniku vjemů a stimulovaný subjekt něco slyší, cítí a ví, že ke stimulaci došlo, popřípadě může mít iluzi o samotném pohybu jako takovém. Penfield narazil i na skutečnost, že pokud zrovna daný proband mluvil a byla mu stimulována část kortikální oblasti související s pohybem jazyka, přestal proband jakkoli mluvit až do doby, než stimulace skončila. Tato zástava se nejčastěji odehrávala v momentě, když byla stimulována precentrální část gyru mozku. Autoři předpokládají, že se tento jev odehrával ve smyslu vyvolání tonické kontrakce artikulačního svalstva a ta bránila smysluplným pohybům artikulace řeči. Další oblastí, která byla zkoumána podobnými způsoby je oblast středního temporálního laloku (Mazurek a Schieber, 2019). V dnešní době víme, že pohyb, informace o něm nebo představa pohybu se dějí na různých etážích a v různých oblastech mozku a konečný pocit z určitého vjemu nebo pohybu je složen z komplexního zpracování informace z různých částí CNS, které jsou do tohoto procesu zapojeny. Celkové chápání určitého vjemu, který se odehrává na periférii těla nemusí nutně souviset pouze s parametry nastaveného proudu, ale také může souviset i se strukturálním a funkčním zapojením jednotlivých oblastí, jež jsou zprostředkovateli iniciace, provedení nebo pouhé představě o pohybu v CNS. Dále může být tato proměnná ovlivněna i celkovým laděním CNS, mírou psychického stresu, které je na tělo vyvíjeno, a proto by možná bylo

vhodné v budoucích studiích hodnotit i celkové psychické ladění probanda a porovnávat tuto složku v závislosti na dráždivosti jeho tělesné schránky.

Senzitivita a dráždivost mezi pohlavími a věkovými skupinami

Vzhledem k tomu, že endogenní nastavení těla (v podobě třeba hormonálního nastavení), tak i faktory, jako je například suchost kůže, jsou schopny ovlivňovat celkový vjem i účinnost proudu, je potřeba nastínit, jak se tyto proměnné odrazí na výsledných použitých parametrech.

Práce (Lund, 2005) porovnávala bolestivý práh u mužů a žen, který byl dosažen pomocí proudů typu TENS. Ženy v tomto výzkumu opravdu vyšly lépe a v průměru vydržely vyšší hodnotu průchodu elektrického proudu. Studie tento fenomén přikládá fázi menstruačního cyklu, protože především v luteální fázi cyklu mají ženy zvýšený práh bolestivosti (Giamberardino, 1997). Bohužel naše práce zkoumala hlavně prahově senzitivní a motorický vjem a na ten dosud žádný výzkum nebyl proveden. Nicméně je třeba mít na paměti, že tyto proměnné by se teoreticky do této problematiky mohly promítnout.

Vliv dominance končetin na míru dráždivosti

V této práci jsem sledovali i to, zda bude mít dominance končetin vliv na míru dráždivosti. Dle výsledků hypotéz H_{01} a H_{02} , které zkoumali tento aspekt jak u prahově senzitivní složky, tak i u prahově motorické složky bylo dosaženo závěru, že ani jedna z hypotéz nebyla zamítnuta. To znamená, že dominance končetin nemá na dráždivost elektrického proudu vliv. Autoři této práce stanovili hypotézy ve smyslu, že nepředpokládali rozdíl v dráždivosti mezi dominantní a nedominantní horní končetinou.

Často ve výzkumech, které jsou dělané na téma elektroterapie autoři nerozlišují mezi dominantní a nedominantní končetinou a porovnávají mezi pravou a levou nebo vůbec tuto proměnnou nezmiňují (Laughman, 1986). Jedna z mála prací, která se zabývala podobnou problematikou jako naše práce a zároveň rozlišovala laterální končetin je práce (Krchová, 2014), která zkoumala v rámci svého výzkumu laterální dolních končetin a došla ke stejnému závěru jako tato práce a sice, že dominance končetin se na dráždivosti neodráží.

Dále pravděpodobně nehraje roli ani to, zda jsme praváci nebo leváci. Při zkoumání intrakortikální aktivity mozku u 26 dospělých pomocí funkční magnetické stimulace při tréninku nebyl pozorován žádný signifikantní rozdíl ve zpracování informace mezi praváky a leváky (Waller et al., 2008). To znamená, že ani sensorický input se u praváků a leváků neliší.

Délka terapie pro dosažení analgetického efektu

Důležité je nastínit i to, jak dlouho by měla elektroterapie trvat, aby bylo dosaženo maximálního analgetického efektu. Evidence ukazuje, že zhruba 30–45minutová terapie je efektivnější v rámci analgezie než kratší aplikace elektroterapie, nicméně záleží i na tom, pro jaké onemocnění a jaký typ bolesti proud používáme. V akutní fázi onemocnění je dobré využívat elektroterapii k tlumení akutní bolesti častěji v rámci dne. Výzkum (Parseliunas et al., 2021) aplikoval 30minutové terapie 2x s nejkratší přestávkou mezi aplikací 2 hodiny u pacientů po operaci tříselné kýly. Výzkum poukazuje na efektivní využití TENS v kombinaci s analgetikami pro maximální tlumení bolesti u pooperačních stavů.

(Kerai, et al., 2014) je rozsáhlou studií, která se zabývala tím, kdy a v jaké fázi určitého onemocnění můžeme využít elektroterapii k analgezi. Ve většině zahrnutých studií figurují hlavně proudy typu TENS.

Use of TENS for post-operative analgesia

Study	Type of surgery	Timing of TENS	TENS parameters	Results
Erdogan <i>et al.</i>	Posterolateral thoracotomy (group TENS=60; group placebo=56)	Post-operatively for 48 h continuously Later for 20 min at 3 h interval for 3 days	Intensity: Patient's comfort Frequency: 100 Hz Pulse width: 100 µs Location: 2 pairs of electrodes 2 cm above and 2 cm below the thoracotomy incision	VAS score in TENS group was significantly less after second post-operative hour at rest and while coughing ($P=0.009$ and 0.008 respectively) Decrease in opioids consumption during the 5-day post-operative period ($P=0.013$) The FEV ₁ , FVC and PaO ₂ were high and PaCO ₂ was low in TENS group. All these results are statistically significant ($P=0.012$, $P=0.01$, $P=0.024$ and $P=0.02$ respectively)
Ferreira <i>et al.</i>	Thoracotomy (group G1: with TENS=15, G2: without TENS=15)	On second post-operative day for 1 h	Intensity: According to patient's perception Frequency: 100 Hz Pulse width: 100 µs Location: Parallel to incision	Pain severity is significantly less in TENS group at rest immediately after TENS application ($P=0.0380$) and with elevation of limb at 1 h after TENS ($P=0.05$) No difference in pain severity while coughing and changing decubitus
DeSantana <i>et al.</i>	Unilateral inguinal herniorrhaphy (active TENS=20, placebo TENS=20)	At 2 and 4 h post-operatively for both with duration of 30 min	Intensity: Strong but comfortable Frequency=100 Hz Pulse duration: 100 µs Position of electrodes=4 electrodes around incision	Decreased pain intensity at 2, 4, 8 and 24 h ($P=0.028$, 0.022 , 0.006 , 0.001) Decreased analgesic consumption ($P=0.001$)
DeSantana <i>et al.</i>	Laparoscopic tubal ligation (n=64) (high frequency TENS=23, low frequency TENS=20, placebo TENS=21)	Immediately after recovery from anaesthesia for 20 min	Intensity: Individually titrated, with a sensory intensity to maximal tolerance without muscle contraction Frequency: 100 Hz for high frequency TENS group and 4 Hz for low frequency TENS group Pulse duration: 100 µs Location: Around surgical incision	Pain intensity was significantly lower in low and high TENS groups when compared with placebo TENS group and also in the time before administration of TENS using numerical rating scale ($P=0.001$), pain rating index ($P=0.001$) and number of words chosen ($P=0.001$)
Silva <i>et al.</i>	Laparoscopic cholecystectomy (active TENS=21, placebo TENS=21)	First 24 h after the operation, in those patients who complained of pain or discomfort at the incision or drainage sites after surgical intervention for 30 min	Intensity: maximum tolerable without causing pain, discomfort or muscle contraction Frequency: 75 Hz Pulse width: 150 µs Location: Around incision	Active TENS significantly reduced post-operative pain compared to placebo ($P<0.016$)

Obrázek 11 - Soubor zahrnutých studií v práci Kerai [zdroj: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4155281/>]

Například u operací, kde se využívá vstupu přes hrudník, doporučuje tato studie aplikovat elektroterapii po dobu celé jedné hodiny (viz obrázek č. 8) a to hned druhý den po operaci. Naopak laparoskopický přístup je relativně malý zásah do lidského organismu. Čím větší porušení integrity kůže bude, tím vyšší bolest se dá očekávat v pooperačním stavu. To je jedno z možných vysvětlení, proč Kerai prokazuje efektivního účinku elektroterapie u laparoskopického přístupu již po 30 minutách aplikace. Z této analýzy by se dalo říci, že čím vyšší je míra bolesti a čím větší je rána operačního zásahu, tím delší by měla aplikace elektroterapie být. Obecně se dá konstatovat, že pro tlumení bolesti je vhodné použít aplikace kolem 30 minut. Po masivnějších operacích je možné využít i hodinové aplikace.

Využití elektroterapie u akutních bolestivých stavů

U akutní bolesti se můžeme setkat se stavy, kdy tento negativní vjem nelze ovlivnit léky nebo se vyskytnou situace, kdy farmakologická léčba nemůže být aplikována z důvodu vysoké toxicity léků nebo zatížení specifických orgánů například jater nebo ledvin. (Gulacti et al., 2022) je randomizovaná studie, která byla prováděna na pacientech s bolestí z důvodu renální koliky. Použité proudy byly skupiny TENS s parametry 100 Hz, šíří impulzu 200 mikrosekund a napětím 2 mA. Výzkum byl kontrolován placebem a bylo použito měření dle VAS (Visual analogue scale) na 0, 15 a 30 minutě. Škála VAS se používá ve spoustě výzkumech pro měření intenzity bolesti. Závěr této práce hovoří o velice pozitivním účinku elektroterapie k tlumení akutní bolesti z důvodu renální koliky.

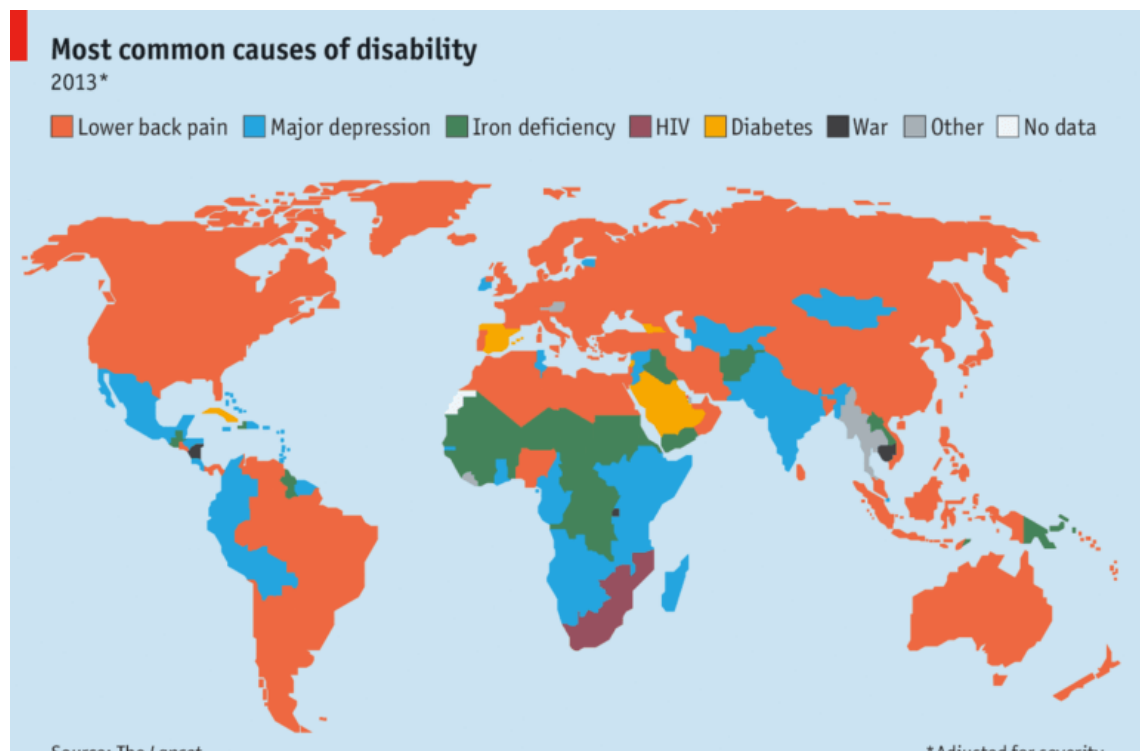
Další možné využití elektroterapie pro akutní bolest při nemožnosti podávání analgetik je její použití přímo při převozu pomocí záchranné služby, v literatuře často popisováno jako přednemocniční prostředí. V této problematice je řeč o středně vysokých až vysokých intenzitách bolesti. Systematický přehled (Simpson et al., 2014) se snažil objektivizovat, zda i na tak vysoký stupeň bolesti bude mít použití proudů typu TENS dostatečný efekt oproti použití placeba. Pozitivním výsledkem přehledu je, že proudy typu TENS nezaznamenaly ani v tomto použití žádné rizika, o kterých by se dopředu nevědělo. Výsledky jasně hovoří o tom, že použití elektroterapie je velmi účinná metoda, která by měla být zvážena zdravotnickou záchrannou službou jako doplněk péče o pacienta s akutní bolestí v přednemocničním prostředí obzvláště v případech, kdy není možné využít farmakologickou léčbu nebo je farmakologická léčba neúčinná.

Využití elektroterapie v léčbě bolestí zad

Jednou z nejčastějších disabilit moderního světa je bolest oblasti bederní krajiny páteře. Za celý život postihne bolest v této oblasti zhruba 84% celosvětové populace a každý rok má epizodu bolestí zad 23 % lidí (Balagué et al., 2014). Dá se tedy konstatovat, že bolest bederní krajiny je relativně běžná záležitost. Pro tuto diagnózu se občas používá termín bio-psycho-sociální model, který představuje to, že bolest pravděpodobně není závislá pouze na jedné struktuře v těle, respektive není tato problematika pouze o tom, že by bolest vznikala na podkladě specifické patologie, ale je výsledkem kombinace několika fyziologických pochodů v lidském organismu. To znamená, že většina akutních i chronických bolestí bederní krajiny pravděpodobně nepramení z jedné jediné příčiny, ale je výsledkem kombinace různých rizikových faktorů dohromady, které hrají roli v jejím vzniku. Zajímavý a velice kvalitní výzkum je (Carragee et al., 2006). Tento výzkum zkoumal 200 asymptomatických (bezpříznakových) jedinců, kterým byl udělán snímek MRI, aby byl znám strukturální stav jejich páteře. Vzorek probandů tvořili lidé, kteří nikdy na bolesti zad nijak zvlášť netrpěli. Výzkum probíhal po dobu 5 let, kdy byli probandi sledováni a v momentě, kdy se u probanda vyskytla nová epizoda bolestí zad, byl probandovi udělán opětovný snímek MRI, který byl porovnán s původním. Z 51 probandů u kterých se bolest zad opravdu vyskytla pouze 4 % (tedy u 2 probandů) byl nalezen snímek pravděpodobného klinického nálezu. Nutno podotknout, že u obou se jednalo o kořenové dráždění. Je tedy vysoce

nepravděpodobné, že by s nově vzniklou bolestí zad došlo k nějaké strukturální změně v organismu. Tato práce je jistým důkazem toho, že na našem těle se toho s nově vzniklou bolestí strukturálně moc nezmění a zůstává otázka, na jakém podkladě tedy bolest účinně léčit.

Zkrátka a dobře v tenhle moment je velmi složité cílit na léčbu pouze na jednu strukturu, a proto by možná měla být léčba cílená více obecně. Jinými slovy, pokud umíme s bolestí pracovat na více etážích (což elektroterapie bez pochyby umí), mohla by pak taková terapie přinést adekvátní výsledky. Problém chronické a recidivující bolesti je ovšem trochu složitější. Je třeba si uvědomit, že lidské tělo je ekosystém, kde věci jako je stres, obavy, strach z budoucnosti, deprese a úzkosti dost zásadním způsobem ovlivňují to, jak moc je náš mozek senzitivní k bolesti. Hezky by se to dalo prezentovat na dnes již relativně staré studii (Videman et al., 1995), která zkoumala 937 bývalých atletů a porovnávala jejich snímky na magnetické rezonanci a množství bolestí pohybového aparátu s obecnou populací stejného věku. Tato práce ukazuje, že sportovci mají obecně



Obrázek 12 - Data popisující nejčastější příčinu disability v oblastech celého světa [zdroj: <https://www.trifectatherapeutics.com/blog/9yzvodk0livpl3urjj9chmskq4ucp>]

více degenerací a opotřebení pohybového aparátu na MRI než nesportující populace, ale přitom vykazují nižší výskyt bolestí než lidé, kteří nesportují. Jedno z možných vysvětlení tohoto fenoménu je právě to, že tou konečnou strukturou, která bolest zprostředkovává jako vjem či negativní prožitek je mozek, a pokud celý život daný člověk trénuje a vystavuje se bolesti, pak je pravděpodobně vůči ní odolnější, a tak tu bolest necítí, i když by ji za normálních okolností cítit měl.

Tento fenomén je tak trochu problémový v tom, že je obecně těžké aplikovat jednu proceduru, která by bolest vyřešila, ale je třeba více změnit celkový postoj, návyky nebo stereotyp žití daného člověka, a to je pravděpodobně tím základním aspektem léčby. Nicméně elektroterapie by mohla pomoci v tom smyslu, že pokud se snažíme zakomponovat jedinci do života s bolestí pohyb, který ve spoustě případů hlavně v iniciální fázi může být bolestivý nebo může mít zhoršující efekt na bolest, pak by mohla elektroterapie sloužit jako dočasná analgezie v kombinaci s farmakoterapií pro to, aby takový jedinec vůbec určitou míru pohybové zátěže byl schopný snést, respektive alespoň nějak začít a popřípadě vyšší míru bolesti způsobenou aktivitou tlumit elektroterapií. Problém elektroterapie, a to především při jejím používání pro analgezii v rámci bolestí zad je ten, že se jedná o pasivní proceduru. Pasivní procedury nedokáží nebo pouze velice málo dokáží změnit nebo adaptovat tkáň v dlouhodobém časovém horizontu. To je jedno z možných vysvětlení, proč například masáže nejsou efektivní procedura pro terapii u chronických bolestí zad (Furlan et al., 2015). Podobné výsledky přinášejí i jiné pasivní procedury jako jsou například metoda IASTM (Instrumental assisted soft tissue mobilization), kterou je možné vidět v podobě masáže pomocí tupých nožů (Nazari et al., 2022) a v neposlední řadě i baňkování má podobný krátkodobý účinek na snížení bolestivosti, ale v dlouhodobém časovém horizontu nevykazují signifikantní účinek (Teut et al., 2018).

Vzhledem k tomu, že i aplikace elektroterapie za účelem analgezie je také pasivní procedura, tak snad nebude divu, že ani ta nevychází v dlouhodobém časovém horizontu superiorně nad jinými pasivními procedurami. Zkrátka a dobře aplikace proudů typu TENS může významně pomoci ve snížení bolesti, a to zejména ve fázi prvních 5 týdnů od vzniku epizody. Nicméně v dlouhodobém časovém horizontu se nedá konstatovat, že by aplikace elektroterapie (v tomto případě proudu typu TENS) měla dlouhodobý efekt na bolest, jak ukazují data ze studie (Jaregui et al., 2016). Elektroterapie tedy může sloužit jako vhodný doplněk terapie obzvlášť, pokud je intenzita bolesti vysoká, protože dokáže nespécificky a na více etážích krátkodobě regulovat bolest a tím zlepšit celkový funkční stav pacienta a krátkodobě zvýšit kvalitu života, nicméně je potřeba říct, že se běžně na rehabilitaci takto elektroterapie aplikuje. Dále je důležité zmínit, že hlavním prvkem rehabilitace chronické bolesti zad by měla být především aktivní forma terapie v podobě cvičení, snížení psychického stresu například v podobě meditací a provádění častěji aktivit, které daného klienta dělají šťastným, protože u takových aktivit je vyšší pravděpodobnost, že se jí bude klient dlouhodobě držet. Další aspekty mohou být celkové zlepšení návyků v rámci podpory zdraví jako je zdravější a málo průmyslově zpracovaná strava.

Elektroterapie u imobilních pacientů

Značná atrofie kosterního svalstva a následná ztráta svalové síly je jedním z největších problémů imobilních pacientů, kteří jsou hospitalizováni na odděleních anesteziologie a resuscitace nebo jednotkách intenzivní péče. Z vědeckých výzkumů, kterým je třeba (Versteeg et al., 2018) je patrné, že čím vyšší podíl svalové hmoty a svalové síly pacient má, tím vyšší je jeho šance na přežití. Stejně tak, je nedílnou součástí rehabilitace maximální udržení svalové hmoty a síly pro následný návrat pacienta do běžného života. Zajímavou prací,

kteřá zahrnovala sice pouze 6 subjektů s průměrným věkem 63 let je (Dirks et al., 2015). Tato práce zkoumala akutní fázi pacientů hospitalizovaných na JIP. NMES byla aplikována 2x denně pouze na 1 dolní končetinu a na druhou nikoli. Dále se měřil stav fosforylace klíčových proteinů, průřezová plocha svalu, a také pomocí biopsie i zastoupení jednotlivých vláken. Na dolní končetině nedošlo k žádnému úbytku kosterního svalstva po 1 týdnu hospitalizace při používání NMES.

Podobný výzkum zpracoval (Bao et al., 2022), který porovnával pacienty na JIP cvičící pomocí aktivní terapie i NMES. Všechny skupiny v této studii vykazovaly klesající trend úbytku svalové hmoty. Tedy je otázka, zda jsme schopni úplně atrofii svalové hmoty zastavit. Studie doporučuje používat NMES na antagonistické svalové skupiny a v závěru této práce byla NMES shledána jako procedura, která by měla být použita jako další nástroj pro boj se svalovou atrofií u imobilních pacientů na jednotkách intenzivní péče.

Shrnutí

Na konec celé diskuze je potřeba zhodnotit, proč výsledky této práce vyšly právě tímto způsobem, a jak na konečné výsledky nahlíží sám autor. Na začátku práce jsme nepředpokládali, že by mezi přední a zadní stranou dominantní paže měl být určitý významný rozdíl v dráždivosti a výsledky toto potvrzují. Mezi dominantní a nedominantní paží též není statisticky významný rozdíl v dráždivosti elektrickým proudem a tento jev nebyl pozorován ani u jiných vědeckých prací. Pokud srovnáváme čistě parametry proudu MF a DF je třeba si uvědomit, jaké proměnné se mezi těmito dvěma proudy liší, a jak se tyto proměnné mohou promítnou do celkového vnímání a účinnosti proudu. Tyto dva proudy se liší čistě ve frekvenci, kdy proud MF má 50 Hz a proud DF 100 Hz frekvenci, nicméně délku jednoho impulsu mají tyto proudy stejnou.

To znamená, že na každé dva impulzy proudu DF připadá jeden impulz proudu MF a pauza, která je stejně dlouhá, jako délka impulzu. Tedy proud typu DF za stejnou časovou jednotku vytvoří dvojnásobný počet elektrických impulzů. Pokud tedy spočítáme celkovou aplikaci fyzikální energie, kterou jsme na tělo probanda působily, pak proud DF dokáže působit na pacienta 2x vyšší celkovou fyzikální energií než proud MF za předpokladu, že aplikujeme proudy za stejnou časovou jednotku a se stejnou intenzitou. Na tom principu by se dalo vysvětlit, proč proud DF dokázal vyvolat motorický záškrub dříve než proud MF, protože celková fyzikální energie, která byla aplikována na pacienta je ve výsledku u proudu DF vyšší. Na druhou stranu v rámci celkového vjemu a snášenlivosti proudu pravděpodobně nejvíce hraje roli délka impulzu, protože obecně jsou proudy s malou šířkou impulzu například typu TENS lépe snášeny. Z toho důvodu se dá předpokládat, že by snášenlivost obou proudů měla být v konečném důsledku stejná, respektive velmi podobná. Tento fakt se svým způsobem z této práce dá konstatovat také, protože rozdíl ve snášenlivosti mezi proudy není až tak výrazný. Dále je nutné podotknout, že i přes fakt, že proud DF dokáže působit dvojnásobně vyšší fyzikální energií než proud MF, tak motorický záškrub nebyl vyvolán o tolik dříve, jak by se dalo předpokládat (například by stačilo použít poloviční intenzitu proudu), pokud bychom uvažovali, že v tomto případě záleží pouze na celkové fyzikální energii, kterou je daný proud schopný působit. I přes fakt, že proud DF spouští motoriku rychleji nedá se dogmaticky konstatovat, že by jeden nebo druhý typ proudu měl být v praxi použit častěji. Vzhledem k tomu, že někteří probandi snášeli proud MF lépe a jiní zase proud DF, rádi bychom poukázali na to, že do praxe je možná nejlepší volba použít ten proud, který je pacientem lépe snášen i za cenu toho, že se přidá na intenzitě proudu. Tyto výsledky jsou v rozporu s obecným přesvědčením, že proud MF je lepší volbou, pokud je naším cílem vyvolání umělé svalové kontrakce.

7 ZÁVĚR

Cílem této práce bylo zjistit, zda je určitý rozdíl v prahově senzitivní a prahově motorické složce na přední a zadní straně dominantní paže. Vedlejšími zkoumanými proměnnými bylo zjistit, zda existuje statisticky významný rozdíl mezi 50 a 100 Hz frekvencí při dráždění elektrickým proudem a jestli existuje statisticky významný rozdíl mezi dominantní a nedominantní horní končetinou v prahově senzitivní a prahově motorické intenzitě při dráždění elektrickým proudem. V neposlední řadě jsme sledovali subjektivní snášenlivost použitých proudů.

Výsledky byly zpracovány v přehledných grafech a naměřená data je možné nalézt v příloze. Konkrétně bylo zjištěno:

1. Mezi dominantní a nedominantní horní končetinou není statisticky významný rozdíl v dráždivosti v prahově senzitivní a prahově motorické intenzitě při dráždění elektrickým proudem
2. Mezi ventrální a dorsální stranou dominantní paže neexistuje statisticky významný rozdíl v dráždivosti v prahově senzitivní ani prahově motorické intenzitě.
3. Existuje statisticky významný rozdíl při porovnání proudu typu MF a DF v dráždivosti v prahově motorické intenzitě, ale v prahově senzitivní intenzitě tento rozdíl neexistuje. Proud DF spouští motoriku rychleji.
4. Mezi proudy existuje mírný statistický rozdíl ve snášenlivosti. Dle této práce je proud DF hodnocen jako senzitivně příjemnější.

8 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

NAPŘ – například

TENS – transkutánní neuromuskulární elektrostimulace

NMES – neuromuskulární elektrická stimulace

CC – constant current

CV – constant voltage

DK – dolní končetina

DKK – dolní končetiny

HK – horní končetina

HKK – horní končetiny

PHK – pravá horní končetina

LHK – levá horní končetina

IASTM – instrumental assisted soft tissue mobilization

MRI – magnetická rezonance

JIP – jednotka intenzivní péče

m. – musculus (z lat. překladu sval)

Na – sodík

Cl – chlór

NaCl – chlorid sodný

H₂O – voda

EEG – elektroencefalografie

9 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

ADAMS, Volker. *Electromyostimulation to fight atrophy and to build muscle: facts and numbers. Journal of Cachexia, Sarcopenia and Muscle [online]. 2018, 9(4), 631-634 [cit. 2023-04-19]. ISSN 21905991. Dostupné z: doi:10.1002/jcsm.12332*

Adel, R. V. & Luyckx, R. H. J. (2005). *Low and Medium Frequency Electrotherapy Manual. Rotterdam: Enraf Nonius.*

BAE, Young-hyeon a Suk min LEE. *Analgesic Effects of Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation and Interferential Current on Experimental Ischemic Pain Models: Frequencies of 50 Hz and 100 Hz. Journal of Physical Therapy Science [online]. 2014, 26(12), 1945-1948 [cit. 2023-04-19]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: doi:10.1589/jpts.26.1945*

BALAGUÉ, Federico, Anne F MANNION, Ferran PELLISÉ a Christine CEDRASCHI. *Non-specific low back pain. The Lancet [online]. 2012, 379(9814), 482-491 [cit. 2023-04-19]. ISSN 01406736. Dostupné z: doi:10.1016/S0140-6736(11)60610-7*

BAO, Weiwei, Jiajia YANG, Mingna LI, Kang CHEN, Zheng MA, Yuehong BAI a Yiming XU. *Prevention of muscle atrophy in ICU patients without nerve injury by neuromuscular electrical stimulation: a randomized controlled study. BMC Musculoskeletal Disorders [online]. 2022, 23(1) [cit. 2023-04-19]. ISSN 1471-2474. Dostupné z: doi:10.1186/s12891-022-05739-2*

BENEŠ, Jiří, Jaroslava KYMPLOVÁ a František VÍTEK. *Základy fyziky pro lékařské a zdravotnické obory: pro studium i praxi. Praha: Grada, 2015. ISBN 978-80-247-4712-5.*

CARRAGEE, Eugene, Todd ALAMIN, Ivan CHENG, Thomas FRANKLIN, Erica VAN DEN HAAK a Eric HURWITZ. *Are first-time episodes of serious LBP associated*

with new MRI findings?. The Spine Journal [online]. 2006, 6(6), 624-635 [cit. 2023-04-19]. ISSN 15299430. Dostupné z: doi:10.1016/j.spinee.2006.03.005

CARROLL, D, M TRAMÈR, H MCQUAY, B NYE a A MOORE. Randomization is important in studies with pain outcomes: systematic review of transcutaneous electrical nerve stimulation in acute postoperative pain. British Journal of Anaesthesia [online]. 1996, 77(6), 798-803 [cit. 2023-04-19]. ISSN 00070912. Dostupné z: doi:10.1093/bja/77.6.798

Clinical Electrophysiology: Electrotherapy and Electrophysiologic Testing (Point (Lippincott Williams & Wilkins)).

DIRKS, Marlou L., Dominique HANSEN, Aimé VAN ASSCHE, Paul DENDALE a Luc J. C. VAN LOON. Neuromuscular electrical stimulation prevents muscle wasting in critically ill comatose patients. Clinical Science [online]. 2015, 128(6), 357-365 [cit. 2023-04-19]. ISSN 0143-5221. Dostupné z: doi:10.1042/CS20140447

DREIBATI, B., C. LAVET, A. PINTI a G. POUMARAT. Influence of electrical stimulation frequency on skeletal muscle force and fatigue. Annals of Physical and Rehabilitation Medicine [online]. 2010, 53(4), 266-277 [cit. 2023-04-19]. ISSN 18770657. Dostupné z: doi:10.1016/j.rehab.2010.03.004

FURLAN, Andrea D, Mario GIRALDO, Amanda BASKWILL, Emma IRVIN a Marta IMAMURA. Massage for low-back pain. Cochrane Database of Systematic Reviews [online]. 2015, 2015(9) [cit. 2023-04-19]. ISSN 14651858. Dostupné z: doi:10.1002/14651858.CD001929.pub3

GHONAME, El-sayed A., William F. CRAIG, Paul F. WHITE, Hesham E. AHMED, Mohamed A. HAMZA, Noor M. GAJRAJ, Akshay S. VAKHARIA a Carl E. NOE. The Effect of Stimulus Frequency on the Analgesic Response to Percutaneous Electrical Nerve

Stimulation in Patients with Chronic Low Back Pain [online]. 1999, 88(4), 841-846 [cit. 2023-04-19]. ISSN 0003-2999. Dostupné z: doi:10.1097/00000539-199904000-00030

GIAMBERARDINO, Maria Adele, Karen J BERKLEY, Sabina IEZZI, Paolo DE BIGONTINA a Leonardo VECCHIET. *Pain threshold variations in somatic wall tissues as a function of menstrual cycle, segmental site and tissue depth in non-dysmenorrheic women, dysmenorrheic women and men. Pain [online]. 1997, 71(2), 187-197 [cit. 2023-04-19]. ISSN 0304-3959. Dostupné z: doi:10.1016/S0304-3959(97)03362-9*

GOATS, G C. *Interferential current therapy. British Journal of Sports Medicine [online]. 1990, 24(2), 87-92 [cit. 2023-05-08]. ISSN 0306-3674. Dostupné z: doi:10.1136/bjism.24.2.87*

GOBBO, Massimiliano, Nicola A MAFFIULETTI, Claudio ORIZIO a Marco A MINETTO. *Muscle motor point identification is essential for optimizing neuromuscular electrical stimulation use. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation [online]. 2014, 11(1) [cit. 2023-04-19]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi:10.1186/1743-0003-11-17*

GULACTI, Umut, Abdullah ALGIN, Kasim TURGUT, et al. *Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation (TENS) for the Treatment of Renal Colic in the ED: A Randomized, Double-Blind, Placebo-Controlled Trial. The American Journal of Emergency Medicine [online]. 2022, 56, 127-132 [cit. 2023-04-19]. ISSN 07356757. Dostupné z: doi:10.1016/j.ajem.2022.02.044*

GUTKOVICH, Yoni Evgeni, Daniel LAGAMI, Anna JAMISON, Yuri FONAR a Dror TAL. *Experimental Brain Research [online]. 2022, 240(2), 429-437 [cit. 2023-04-19]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-021-06263-w*

HAFLIDADÓTTIR, Sigurlaug H., Carsten B. JUHL, Sabrina M. NIELSEN, Marius HENRIKSEN, Ian A. HARRIS, Henning BLIDDAL a Robin CHRISTENSEN. *Placebo*

response and effect in randomized clinical trials: meta-research with focus on contextual effects. Trials [online]. 2021, 22(1) [cit. 2023-04-19]. ISSN 1745-6215. Dostupné z: doi:10.1186/s13063-021-05454-8

HUJOEL, Isabel A. The association between serum calcium levels and Chvostek sign. Neurology: Clinical Practice [online]. 2016, 6(4), 321-328 [cit. 2023-04-19]. ISSN 2163-0402. Dostupné z: doi:10.1212/CPJ.0000000000000270

JIN, Hee-Kyung, Tae-Yeon HWANG a Sung-Hyoun CHO. Effect of electrical stimulation on blood flow velocity and vessel size. Open Medicine [online]. 2017, 12(1), 5-11 [cit. 2023-04-19]. ISSN 2391-5463. Dostupné z: doi:10.1515/med-2017-0002

Journal of Cachexia, Sarcopenia and Muscle [online]. 9. 2018 [cit. 2023-04-19]. ISSN 21905991. Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/jcsm.12332>

KERAI, Sukhyanti, KirtiNath SAXENA, Bharti TANEJA a Lalit SEHRAWAT. Role of transcutaneous electrical nerve stimulation in post-operative analgesia. Indian Journal of Anaesthesia [online]. 2014, 58(4) [cit. 2023-04-19]. ISSN 0019-5049. Dostupné z: doi:10.4103/0019-5049.138966

KESAR, Trisha a Stuart BINDER-MACLEOD. Effect of frequency and pulse duration on human muscle fatigue during repetitive electrical stimulation. Experimental Physiology [online]. 2006, 91(6), 967-976 [cit. 2023-05-04]. ISSN 09580670. Dostupné z: doi:10.1113/expphysiol.2006.033886

KOLÁŘ, Pavel. Rehabilitace v klinické praxi. Praha: Galén, c2009. ISBN 978-80-7262-657-1.

KRCHOVÁ, Karolína. OBJEKTIVIZACE SENZITIVNÍHO A MOTORICKÉHO PRAHU DRÁŽDIVOSTI PULZNÍ SLOŽKY 50 Hz A 100 Hz FREKVENCE

DRÁŽDÍČHO PROUDU. olomouc, 2014. Diplomová. Univerzita Palackého v Olomouci. Vedoucí práce Mgr. Josef Urban

LAUGHMAN, R. Keith, James W. YODAS, Tom R. GARRETT a Edmund Y. S. CHAO. *Strength Changes in the Normal Quadriceps Femoris Muscle as a Result of Electrical Stimulation*. *Physical Therapy* [online]. 1983, 63(4), 494-499 [cit. 2023-05-07]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi:10.1093/ptj/63.4.494

Low, J., & Reed, A. (2000). *Electrotherapy explained*. London: Butterworth-Heinemann

Lullies, H., & Trincker, D. (1970). *Taschenbuch der Physiologie, band III*. Stuttgart: Gustav Fischer Verlag.

LUND, Iréne, Thomas LUNDEBERG, Jan KOWALSKI a Elisabeth SVENSSON. *Gender differences in electrical pain threshold responses to transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS)*. *Neuroscience Letters* [online]. 2005, 375(2), 75-80 [cit. 2023-04-19]. ISSN 03043940. Dostupné z: doi:10.1016/j.neulet.2004.10.068

MAZUREK, Kevin A. a Marc H. SCHIEBER. *How is electrical stimulation of the brain experienced, and how can we tell? Selected considerations on sensorimotor function and speech*. *Cognitive Neuropsychology* [online]. 2019, 36(3-4), 103-116 [cit. 2023-05-03]. ISSN 0264-3294. Dostupné z: doi:10.1080/02643294.2019.1609918.

MCCOMBE WALLER, Sandy, Larry FORRESTER, Federico VILLAGRA a Jill WHITALL. *Intracortical inhibition and facilitation with unilateral dominant, unilateral nondominant and bilateral movement tasks in left- and right-handed adults*. *Journal of the Neurological Sciences* [online]. 2008, 269(1-2), 96-104 [cit. 2023-05-07]. ISSN 0022510X. Dostupné z: doi:10.1016/j.jns.2007.12.033

Melzac, R., & Wall, P. D. (1965). *Pain Mechanismus: A New Theory*. *Science*, 150, 971-979.

Monografie algeziologie. 2. Praha: Tigris, 2012. ISBN 978-80-87323-02-1.

MOUREK, Jindřich. *Fyziologie: učebnice pro studenty zdravotnických oborů. 2., dopl. vyd. Praha: Grada, 2012. Sestra (Grada). ISBN 978-80-247-3918-2.*

NAZARI, Goris, Pavlos BOBOS, Steve (Ze) LU, et al. *Effectiveness of instrument-assisted soft tissue mobilization for the management of upper body, lower body, and spinal conditions. An updated systematic review with meta-analyses. Disability and Rehabilitation [online]. 1-11 [cit. 2023-04-19]. ISSN 0963-8288. Dostupné z: doi:10.1080/09638288.2022.2070288*

PARSELIUNAS, Audrius, Saulius PASKAUSKAS, Egle KUBILIUTE, Jovydas VAITEKUNAS a Donatas VENSKUTONIS. *Transcutaneous Electric Nerve Stimulation Reduces Acute Postoperative Pain and Analgesic Use After Open Inguinal Hernia Surgery: A Randomized, Double-Blind, Placebo-Controlled Trial. The Journal of Pain [online]. 2021, 22(5), 533-544 [cit. 2023-04-19]. ISSN 15265900. Dostupné z: doi:10.1016/j.jpain.2020.11.006*

PODĚBRADSKÝ, Jiří a Ivan VAŘEKA. *Fyzikální terapie. Praha: Grada, 1998. ISBN 80-716-9661-7.*

PODĚBRADSKÝ, Jiří a Radana PODĚBRADSKÁ. *Fyzikální terapie: manuál a algoritmy. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-2899-5.*

Robinson, A.J. and Snyder-Mackler, L. (2008) *Clinical Electrophysiology: Electrotherapy and Electrophysiologic Testing. 3rd Edition, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia.*

SEIDL, Zdeněk. *Neurologie pro studium i praxi. 2., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2015. ISBN 978-80-247-5247-1.*

SIMPSON, Paul M., Peiter F. FOUICHE, Richard E. THOMAS a Jason C. BENDALL. *Transcutaneous electrical nerve stimulation for relieving acute pain in the prehospital setting. European Journal of Emergency Medicine [online]. 2013 [cit. 2023-04-19]. ISSN 0969-9546. Dostupné z: doi:10.1097/MEJ.0b013e328363c9c1*

TALBOT, Jared a Lisa MAVES. *Skeletal muscle fiber type: using insights from muscle developmental biology to dissect targets for susceptibility and resistance to muscle disease. WIREs Developmental Biology [online]. 2016, 5(4), 518-534 [cit. 2023-04-19]. ISSN 1759-7684. Dostupné z: doi:10.1002/wdev.230*

TEUT, M., A. ULLMANN, M. ORTIZ, et al. *Pulsatile dry cupping in chronic low back pain – a randomized three-armed controlled clinical trial. BMC Complementary and Alternative Medicine [online]. 2018, 18(1) [cit. 2023-04-19]. ISSN 1472-6882. Dostupné z: doi:10.1186/s12906-018-2187-8*

THORNTON, Richard M, Frank C MENDEL a Dale R FISH. *Effects of Electrical Stimulation on Edema Formation in Different Strains of Rats. Physical Therapy [online]. 1998, 78(4), 386-394 [cit. 2023-04-19]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi:10.1093/ptj/78.4.386*

TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie. Vyd. 4., přeprac. a dopl. Praha: Grada, 2003. ISBN 80-247-0512-5.*

VANCE, Carol G. T., Dana L. DAILEY, Ruth L. CHIMENTI, Barbara J. VAN GORP, Leslie J. CROFFORD a Kathleen A. SLUKA. *Using TENS for Pain Control: Update on the State of the Evidence. Medicina [online]. 2022, 58(10) [cit. 2023-04-19]. ISSN 1648-9144. Dostupné z: doi:10.3390/medicina58101332*

VERSTEEG, Kathelijn Sophie, Susanne BLAUWHOFF-BUSKERMOLLEN, Laurien M. BUFFART, Marian A.E. DE VAN DER SCHUEREN, Jacqueline A.E. LANGIUS, Henk M.W. VERHEUL, Andrea B. MAIER a Inge R. KONINGS. *Higher Muscle Strength Is Associated with Prolonged Survival in Older Patients with Advanced Cancer. The Oncologist [online]. 2018, 23(5), 580-585 [cit. 2023-04-19]. ISSN 1083-7159. Dostupné z: doi:10.1634/theoncologist.2017-0193*

VIDEMAN, Tapio, Seppo SARNA, Michele Crites BATTIÉ, Seppo KOSKINEN, Kevin GILL, Heli PAANANEN a Laura GIBBONS. *The Long-Term Effects of Physical Loading and Exercise Lifestyles on Back-Related Symptoms, Disability, and Spinal Pathology Among Men. Spine [online]. 1995, 20(6), 699-709 [cit. 2023-04-19]. ISSN 0362-2436. Dostupné z: doi:10.1097/00007632-199503150-00011*

WILLOUGHBY, Darryn S.; SIMPSON, Steve. *Supplemental EMS and dynamic weight training: effects on knee extensor strength and vertical jump of female college track & field athletes. The Journal of Strength & Conditioning Research, 1998, 12.3: 131-137.*

ZEMAN, Marek. *Základy fyzikální terapie. České Budějovice: Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích, Zdravotně sociální fakulta, 2013. ISBN 978-80-7394-403-2.*

10 SEZNAM POUŽITÝCH OBRÁZKŮ

Obrázek 1 - Ukázka vlnivého a hladkého tetanu [zdroj: Trojan, 2003].....	15
Obrázek 2 - Graf závislost intenzity proudu na čase [zdroj Poděbradský, 2009]	22
Obrázek 3 - Fotografie přístroje při kalibraci elektrod [zdroj vlastní].....	35
Obrázek 4 - uložení elektrod m. biceps brachii [zdroj vlastní].....	37
Obrázek 5 - uložení elektrod m. triceps brachii [zdroj vlastní]	37
Obrázek 6 - Samotný přístroj [zdroj vlastní]	38
Obrázek 7 - upravená Gaussova křivka použita pro názornost měření [zdroj statskingdom.com].....	40
Obrázek 8 - Graf srovnání senzitivní složky u laterality končetin [zdroj vlastní]	43
Obrázek 9 - Graf srovnání motorické složky u laterality končetin [zdroj vlastní]	44
Obrázek 15 - Závislost intenzity proudu na frekvenci [zdroj: Lullies a Trincker, 1970].....	51
Obrázek 16 - Soubor zahrnutých studií v práci Kerai [zdroj: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4155281/]	59
Obrázek 17 - Data popisující nejčastější příčinu disability v oblastech celého světa [zdroj: https://www.trifectatherapeutics.com/blog/9yzvocdk0livpl3urjj9chmskq4ucp]62	

11 SEZNAM POUŽITÝCH TABULEK

Tabulka 1 - Výsledky práce [zdroj vlastní].....	41
Tabulka 2- Naměřené hodnoty proudu MF (mA) [zdroj vlastní].....	82
Tabulka 3 - Naměřené hodnoty proudu DF (mA) [zdroj vlastní]	83
Tabulka 4 - Body za hodnocení snášlivosti proudu MF [zdroj vlastní]	84
Tabulka 6 - Body za hodnocení snášlivosti proudu DF [zdroj vlastní]	86

12 SEZNAM POUŽITÝCH GRAFŮ

Graf 1: Srovnání senzitivní složky u laterality končetin [zdroj vlastní]	43
Graf 2: Srovnání motorické složky u laterality končetin [zdroj vlastní]	44
Graf 3: Srovnání přední a zadní strany dominantní paže v prahově senzitivní intenzitě [zdroj vlastní]	45
Graf 4: Srovnání přední a zadní strany dominantní paže v prahově motorické intenzitě [zdroj vlastní]	46
Graf 5: Srovnání senzitivních hodnot [zdroj vlastní]	47
Graf 6: Srovnání motorických hodnot [zdroj vlastní]	48
Graf 7: Porovnání snášlivosti použitých proudů [zdroj vlastní].....	49

13 SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1	82
Příloha 2	83
Příloha 3	84
Příloha 4	86

PŘÍLOHA 1

Tabulka 2- Naměřené hodnoty proudu MF (mA) [zdroj vlastní]

Proud MF (mA)									
číslo probanda	dominantní končetina	Levá zepředu		Levá zezadu		Pravá zepředu		Pravá zezadu	
		Senz.	Mot.	Senz.	Mot.	Senz.	Mot.	Senz.	Mot.
1	pravá	4,5	11,0	3,4	14,5	3,3	15	3,3	12,0
2	pravá	0,6	10,0	1,6	9,7	1,6	12	2,8	10,0
3	pravá	0,6	14,0	1,1	13,5	1,1	14	1,2	12,5
4	pravá	2,7	13,0	2,7	9,3	2,8	11,5	3,7	14,5
5	pravá	1,9	9,8	1,8	10,5	1,4	10,5	1,1	9,7
6	levá	3,4	15,0	4,6	10	4,1	13,5	2,8	15,0
7	pravá	4,5	14,5	4,6	11,5	3,1	11	3,7	16,0
8	pravá	0,8	9,7	1	11	1,7	14	1,5	12,5
9	pravá	2,8	14,5	3,1	8	3,3	13	2,9	15,0
10	pravá	3,5	11,0	3,7	12,5	4,1	13	2,9	14,0
11	pravá	4,1	13,0	4,8	9,9	3,9	12,5	4,4	13,5
12	pravá	2,2	18,0	2,7	15,5	2,6	13,5	3,1	16,0
13	pravá	1,9	16,5	2	14	1,7	15,5	2,7	13,5
14	pravá	1,7	9,3	2,4	11,5	2,6	14	2,3	9,8
15	pravá	3,6	18,0	2,7	14,5	3,1	12,5	1,9	14,0
16	levá	4,3	14,5	3,8	12	3,7	12	4,5	16,0
17	pravá	2,6	12,0	2,1	9,3	2,1	13,5	2,5	14,5
18	pravá	1,6	15,0	1,9	16,5	2,2	17	1,5	14,0
19	levá	1,1	15,0	1,2	19	1,4	17	2	14,0
20	pravá	3,1	12,5	2,7	13,5	2,9	15	3,4	13,5
21	pravá	1,3	11,0	1,6	11,5	2,1	15,5	1,4	12,0
22	pravá	2,4	13,5	2	13	2,9	9,9	3	15,0
23	pravá	2,4	14,5	1,8	11	1,9	13	2,1	14,0
24	pravá	3,8	11,0	3,3	10,5	3,4	13,5	3,8	12,5
25	pravá	0,9	15,5	0,8	12	1,1	15,5	0,9	16,0
26	pravá	1,2	12,0	1,6	11	1,1	12,5	1,7	11,0
27	pravá	3,9	16,0	3,5	14,5	3,7	13	3,6	15,5
28	pravá	2,7	15,0	3,6	13,5	3,1	14	3,5	15,0
29	levá	4,2	13,0	3,1	11	2,8	10,5	3,3	14,5
30	pravá	2,6	11,5	2,9	10	2,7	11,5	2,1	14,0
31	pravá	2,9	11,0	2,7	11,5	2,4	12,5	2,2	14,5
32	pravá	2,3	12,5	3,6	16	2,6	11,5	2,9	13,5
33	levá	2,8	10,0	2,4	19	3,2	16	2	12,0
34	pravá	1,4	12,5	2,3	14,5	1,9	16,5	3,1	12,5
35	pravá	3,7	12,0	1,1	13	3,7	14,5	3,2	12,5
36	pravá	0,6	9,7	1,7	12	2,1	11,5	0,6	9,9
37	pravá	2,2	12,0	1,9	10	1,7	13	2,8	13,5
38	pravá	3,4	13,0	3,7	12,5	3,1	14,5	3,3	10,5
39	pravá	2,1	13,5	2,4	12	1,1	11,5	1,2	12,0
40	pravá	3,5	18,0	1,7	9,3	2,8	10,5	2,5	12,5
41	pravá	3,1	13,0	3,8	11	2,9	10	3,2	15,5
42	levá	2,7	11,0	4,1	12	2,2	15	3,1	13,0
43	pravá	3,5	12,5	3,6	9,8	2,7	13,5	4,3	11,0

PŘÍLOHA 2

Tabulka 3 - Naměřené hodnoty proudu DF (mA) [zdroj vlastní]

Proud DF (mA)									
číslo probanda	dominantní končetina	Levá zepředu		Levá zezadu		Pravá zepředu		Pravá zezadu	
		Senz.	Mot.	Senz.	Mot.	Senz.	Mot.	Senz.	Mot.
1	pravá	5,2	9,8	2,7	12	3,1	13,5	3,7	12,0
2	pravá	1,6	9,6	1,4	8,9	2,1	12	2,9	13,0
3	pravá	1,1	11,5	2	10,5	2,2	13	2,6	12,0
4	pravá	3,4	10,5	2,8	9,8	1,7	11	2,4	11,5
5	pravá	2,1	9,8	1,8	10,5	1,6	14	1,6	10,0
6	levá	3,2	14,0	4,4	12,5	4,3	11,5	3,5	9,9
7	pravá	3,9	15,5	4,1	11,5	4,8	11	3,1	14,0
8	pravá	0,9	9,9	1,2	12	1,1	11,5	2,3	12,0
9	pravá	2,8	16,5	1,7	8,5	2,8	13	3,8	12,0
10	pravá	3,3	14,0	2,9	10	4,6	12,5	3,5	14,0
11	pravá	2,9	13,5	2,7	15,5	3,9	11	3	12,5
12	pravá	1,9	16,5	4,6	10,5	3,1	14	3,9	15,0
13	pravá	1,4	12,5	0,7	13	1,9	13,5	1,1	14,5
14	pravá	1,8	9,9	2,6	11	1,6	10,5	1,4	9,8
15	pravá	1,7	12,0	2,9	9,6	1,3	15	2,9	13,5
16	levá	2,7	13,0	3,6	13	3,2	12	4,3	14,5
17	pravá	1,9	11,5	2,7	9,3	2,3	13,5	1,4	10,0
18	pravá	1,8	15,5	2,1	12,5	2,6	15	1,9	13,5
19	levá	2,4	14,5	0,7	17,5	1,9	11,5	2,3	12,5
20	pravá	2,2	11,5	2,4	14,5	1,9	10,5	2,6	13,0
21	pravá	1,7	9,7	2,6	10	2,2	15	2,9	11,5
22	pravá	1,6	13,0	2,8	11	1,7	9,8	1,9	12,5
23	pravá	2,4	11,0	3,7	15	3,4	14,5	2,7	12,5
24	pravá	2,1	14,0	2,7	9,9	3,1	13,5	2,8	11,0
25	pravá	2,5	15,5	1,1	13,5	4,6	12,5	2	13,5
26	pravá	2,6	14,5	1,8	10,5	1,4	9,7	1,1	12,5
27	pravá	2,9	11,5	2,8	16	4,4	11	3,2	14,0
28	pravá	4	16,5	3,9	14	4,4	14	4,8	14,5
29	levá	3,5	11,5	2,4	10	4	10,5	4,5	13,5
30	pravá	1,9	9,1	2,8	11,5	1,4	11,5	2,3	12,5
31	pravá	1,3	11,0	2,9	13,5	2,2	16,5	1,5	15,0
32	pravá	2,3	15,5	2,1	17	2,8	13,5	1,2	12,5
33	levá	2,8	11,5	0,7	16,5	1,4	13,5	2,5	12,0
34	pravá	1,9	13,0	2,9	14	2,1	16,5	1,6	16,0
35	pravá	3,8	14,0	2,8	11,5	3,5	14,5	2,9	13,5
36	pravá	0,9	11,0	1,1	12,5	2,3	9,8	1,9	11,5
37	pravá	2,2	11,5	2,2	13	2,7	13	2,4	10,5
38	pravá	1,9	12,5	3,4	10,5	3,5	10,5	2,7	11,5
39	pravá	1,3	11,0	1,1	11	2,5	14,5	2,5	12,5
40	pravá	3,3	9,4	3,1	8,9	2,8	9,7	2,3	10,5
41	pravá	2,6	11,5	3,8	10	1,5	10	3,3	12,0
42	levá	3,6	11,0	4,4	13,5	2,4	15,5	3,8	13,5
43	pravá	4,7	13,5	4,6	11,5	1,7	14,5	4,2	13,5

PŘÍLOHA 3

Tabulka 4 - Body za hodnocení snášenlivosti proudu MF [zdroj vlastní]

Č. probanda	Proud MF			
	Dominantní Zepředu	Dominantní Zezadu	Nedominantní Zepředu	Nedominantní Zezadu
1.	1	1	0	0
2.	1	0	0	1
3.	0	0	0	0
4.	0	0	0	0
5.	1	0	0	0
6.	0	0	0	0
7.	1	1	1	0
8.	1	0	1	0
9.	0	0	1	1
10.	0	0	1	1
11.	1	1	1	1
12.	0	0	0	0
13.	0	0	0	0
14.	0	0	0	1
15.	1	1	1	1
16.	1	1	0	0
17.	0	0	1	1
18.	0	1	1	0
19.	1	1	1	1
20.	0	0	1	1
21.	1	1	0	0
22.	0	0	0	0
23.	0	0	0	0
24.	1	0	0	0
25.	1	0	1	0
26.	0	0	1	1
27.	1	0	1	1
28.	1	0	1	0
29.	0	1	1	0
30.	1	1	0	0
31.	0	0	0	0
32.	1	1	1	1
33.	1	0	1	0
34.	0	0	0	0
35.	1	1	1	0
36.	1	1	0	0
37.	1	1	1	1
38.	1	0	1	0
39.	1	1	1	1

40.	1	0	0	0
41.	1	1	1	1
42.	1	0	1	0
43.	0	0	0	0

PŘÍLOHA 4

Tabulka 5 - Body za hodnocení snášenlivosti proudu DF [zdroj vlastní]

Proud DF				
Č. probanda	Dominantní Zepředu	Dominantní Zezadu	Nedominantní Zepředu	Nedominantní Zezadu
1.	0	0	1	1
2.	0	1	1	0
3.	1	1	1	1
4.	1	1	1	1
5.	0	1	1	1
6.	1	1	1	1
7.	0	0	0	1
8.	0	1	1	0
9.	1	1	0	0
10.	1	1	0	0
11.	0	0	0	0
12.	1	1	1	1
13.	1	1	1	1
14.	1	1	1	0
15.	0	0	0	0
16.	0	0	1	1
17.	1	1	0	0
18.	1	0	0	1
19.	0	0	0	0
20.	1	1	0	0
21.	1	1	0	0
22.	1	1	1	1
23.	1	1	1	1
24.	0	1	1	1
25.	0	1	0	1
26.	1	1	0	0
27.	0	1	0	0
28.	0	1	0	1
29.	1	0	0	1
30.	0	0	1	1
31.	1	1	1	1
32.	0	0	0	0
33.	0	1	0	1
34.	1	1	1	1
35.	0	0	0	1
36.	0	0	1	1
37.	0	0	0	0
38.	0	1	0	1
39.	0	0	0	0
40.	0	1	1	1

41.	0	0	0	0
42.	0	1	0	1
43.	1	1	1	1