

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

VLIV NOSNÉ FREKVENCE AMPLITUDOVĚ MODULOVANÝCH
STŘEDOFREKVENČNÍCH PROUDŮ NA HODNOTU SENZITIVNÍCH A
MOTORICKÝCH PRAHŮ DRÁŽDIVOSTI

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Gabriela Dobešová, obor fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Josef Urban

Olomouc 2019

Jméno a příjmení autora: Bc. Gabriela Dobešová

Název diplomové práce: Vliv nosné frekvence amplitudově modulovaných středofrekvenčních proudů na hodnotu senzitivních a motorických prahů dráždivosti

Pracoviště: Katedra fyzioterapie, Fakulta tělesné kultury, Univerzita Palackého v Olomouci

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Josef Urban

Rok obhajoby diplomové práce: 2019

Abstrakt: V diplomové práci je experimentálně ověřen a objektivizován vliv nosné frekvence amplitudově modulovaných středofrekvenčních proudů na hodnotu senzitivních a motorických prahů dráždivosti. V experimentu, který probíhal na pracovišti Fyziomed s.r.o. v Olomouci, je použit design jednocestně zaslepené studie, k němuž byl využit přístroj BTL Smart & Premium, a to na vzorku zdravé populace v rozmezí 21 až 28 let. Experiment vycházel z předpokladu, že se neprojeví statisticky významný rozdíl v hodnotách prahově senzitivní a prahově motorické intenzity středofrekvenčních proudů mezi nosnými frekvencemi 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz při konstantní amplitudově modulované frekvenci. Výsledky však tyto domněnky zcela vyvrátily. Bylo zjištěno, že nosná frekvence má na hodnotu senzitivního i motorického prahu dráždivosti zásadní vliv, a to na hladinách statistické významnosti vysoce přesahujících hodnotu $p < 0,001$. Z výsledků měření dále vyplývá, že dominance dolních končetin vliv na hodnotu sledovaných parametrů naopak nemá.

Klíčová slova: středofrekvenční proudy, nosná frekvence, senzitivní práh dráždivosti, motorický práh dráždivosti

Souhlasím s půjčováním bakalářské práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Bc. Gabriela Dobešová

Title of the master thesis: Influence of the carrier frequency of amplitude-modulated mid-frequency currents on the sensory and motor excitatory thresholds

Department: Department of physiotherapy, Faculty of Physical Culture, Palacký University Olomouc

Supervisor: Mgr. Josef Urban

The year of presentation: 2019

Abstract: This thesis experimentally and objectively verifies the influence of the carrier frequency of the amplitude-modulated mid-frequency currents on the sensory and motor excitatory thresholds. In the research which was carried out at Fyziomed s.r.o. in Olomouc, a single-blind study and the BTL Smart & Premium device was used, on a sample of healthy probands who were aged between 21 to 28. The research was based on the assumption that a statistically significant value of the sensory and motor intensity thresholds values of the mid-frequency current between 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz and 10 kHz at constant amplitude-modulated frequencies would not show. However, the results have completely disproved these assumptions. It was found that the carrier frequency has a significant effect on both the sensory and motor excitory thresholds concerning the level of statistical significance way over $p < 0,001$. The results of the testing also show that the dominance of the lower limbs does not influence the values of the monitored parameters.

Keywords: mid-frequency currents, carrier frequency, sensory excitatory treshold, motor excitatory treshold

I agree the thesis paper to be lent within the library service.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Josefa Urbana, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne

.....

Děkuji Mgr. Josefu Urbanovi za pomoc, trpělivost a cenné rady, které mi poskytl při zpracování diplomové práce. Dále děkuji prof. Eriku Sigmundovi za pomoc se statistickým zpracováním dat, a v neposlední řadě děkuji také všem probandům, kteří se účastnili výzkumného úkolu, za jejich čas, vstřícnost a trpělivost.

OBSAH

1	ÚVOD	9
2	PŘEHLED POZNATKŮ	11
2.1	Nervový vzruch	11
2.2	Projevy vzruchu.....	12
2.2.1	Klidový membránový potenciál.....	12
2.2.2	Akční potenciál	14
2.3	Změny dráždivosti vyvolané vzruchem	16
2.4	Mechanismus vedení vzruchu	17
2.5	Elektrická dráždivost.....	18
2.6	Dráždivost nervových vláken.....	19
2.6.1	Závislost dráždivosti na typu nervového vlákna.....	20
2.6.2	Závislost dráždivosti na typu použité elektrody	21
2.6.3	Závislost dráždivosti na délce a typu impulzu.....	23
2.6.4	Závislost dráždivosti na frekvenci	25
2.7	Reakce nervosvalového systému na podráždění	26
2.7.1	Senzitivní práh dráždivosti	26
2.7.2	Motorický práh dráždivosti.....	27
2.7.3	Algický práh dráždivosti.....	29
2.8	Faktory ovlivňující subjektivní intenzitu	29
2.9	Středofrekvenční proudy	31
2.9.1	Mechanismus středofrekvenčních proudů	31
2.9.2	Typy středofrekvenčních proudů	33
2.9.3	Účinky středofrekvenčních proudů.....	34
2.9.4	Indikace procedur.....	36

3	CÍLE A HYPOTÉZY	37
3.1.	Cíle	37
3.1.1.	Hlavní cíl.....	37
3.1.2.	Vedlejší cíl	37
3.2.	Hypotézy	37
4	METODIKA	39
4.1	Charakteristika souboru.....	39
4.2	Postup vyšetření	39
4.2.1	Odebrání anamnézy	39
4.2.2	Neurologické vyšetření	40
4.2.3	Určení dominance dolních končetin	41
4.2.4	Postup měření.....	42
4.3	Popis přístroje BTL 4000 Smart & Premium.....	44
4.4	Statistické zpracování dat.....	45
5	VÝSLEDKY	46
5.1	Testování hypotézy H_01	46
5.2	Testování hypotézy H_02	48
5.3	Testování hypotézy H_03	50
5.4	Testování hypotézy H_04	52
5.5	Testování hypotézy H_05	54
5.6	Testování hypotézy H_06	58
6	DISKUZE.....	62
6.1	Diskuze k hypotézám H_01 – H_04	62
6.2	Diskuze k hypotézám H_05 – H_06	66
7	ZÁVĚRY	68
8	SOUHRN	69

9	SUMMARY	71
10	REFERENČNÍ SEZNAM.....	73
11	SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK.....	80
12	PŘÍLOHY	82

1 ÚVOD

Fyzikální terapie využívá praktického působení jakékoliv fyzikální energie na organismus. Za „otce“ fyzikální terapie je považován čínský lékař Koung-Fou, který u svých pacientů kolem roku 4700 př.n.l. používal vodoléčbu, tedy hydroterapii. Ta je společně s mechanoterapií nejstarší formou fyzikální terapie. Nejstarší dochovaná učebnice, ve které se již objevují zmínky o termoterapii, manipulaci i trakci, pochází z roku 2837 př.n.l. z Číny. První informace týkající se elektroterapie, tedy oblasti fyzikální terapie, která ke své terapii či diagnostice využívá aplikace elektrických proudů anebo impulzů, se objevují kolem roku 2500 př.n.l. ve Staré říši (v Egyptě). Z této doby pochází první zmínka o využití výboje parejnoka elektrického při léčbě periferních paréz. Poté nastalo dlouhé období, kdy se hojně využívaly prvky mechanoterapie, hydroterapie, termoterapie, manipulace, trakce, ale samotné elektroterapii nebyla věnována taková pozornost. Tak tomu bylo až do přelomu 18. a 19. stol., kdy Alessandro Volta a Luigi Galvani popsali dráždění nervosvalového aparátu pomocí galvanického proudu. Tímto byl odstartován počátek moderní elektroterapie (Capko, 1998; Poděbradský & Vařeka, 1998a).

Všechny formy fyzikální léčby mohou v mnoha případech zastoupit farmakoterapii, pokud je cíleně a přesně dávkována pro konkrétního pacienta. Je to pomocný prostředek pro léčebnou rehabilitaci bez nežádoucích vedlejších účinků. Může sloužit jako premedikace tkání anebo jako podpora účinků jiných terapeutických technik (Poděbradský & Vařeka, 1998a). Díky pasivitě pacienta při této terapii by však celková doba využití neměla, u většiny diagnóz, přesahovat 5–10 % z celkové doby léčby (Schreier, 2009).

Hlavní důvod, proč jsem se ve své diplomové práci zaměřila na fyzikální terapii, spočívá v nízké oblíbenosti tohoto druhu terapie mezi fyzioterapeuty. Tomuto tématu se nevěnuje ani takové množství odborných článků jako jiným terapeutickým metodám. Z toho pramení chyby při aplikaci procedur, špatná indikace nebo nepřesné dávkování terapie pro pacienty. Během mého pětiletého studia jsem se setkala pouze se dvěma pracovišti, kde byly indikace a provedení procedur zcela korektní. Zde jsem se také utvrdila v názoru, že správná indikace procedur může výrazně urychlit a zkvalitnit celkovou dobu léčebné rehabilitace.

Náplní mé diplomové práce je podat ucelené neurofyziologické poznatky, důležité pro pochopení principu fyzikální terapie. Dále se ve své práci zaměřuji na problematiku středofrekvenčních proudů a porovnáním informací získaných v odborné literatuře.

Hlavním přínosem práce je výzkumný úkol, jehož cílem je experimentální ověření a objektivizování vlivu nosné frekvence amplitudově modulovaných středofrekvenčních proudů na hodnotu senzitivních a motorických prahů dráždivosti u zdravé populace. Tyto hodnoty jsou porovnávány pro jednotlivé nosné frekvence, ale také pro dominantní a nedominantní dolní končetinu.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Nervový vzruch

Nervová tkáň se skládá z prostorově rozsáhlé sítě nervových a gliových buněk. Ty jsou navzájem velmi úzce propojené, přičemž délka kanálů, která jednotlivé buňky od sebe odděluje, je 150 Å, tedy 15 nm (Orkand, Nicholls, & Kuffler, 1966). Díky tomuto složitému systému je umožněna dráždivost (= vzrušivost či excitabilita) tkáně, která se řadí mezi základní vlastnosti živých soustav. Díky této schopnosti dokáže, nejen lidský organismus, rozpoznat a vhodně reagovat na změnu vnějšího či vnitřního prostředí. Reakce organismu na změny prostředí se uskutečňují buď pohybem, anebo ve formě fyziologického děje. Všechny výraznější změny by pak mohly narušit homeostázu, tedy stálost vnitřního prostředí, která je nezbytná pro optimální průběh životních dějů. Tyto změny mohou být vyvolané působením mechanické, chemické, tepelné, magnetické, fyzikální nebo jiné energie. Dalším důležitým aspektem vedoucím k ovlivnění dějů v organismu je kvalita, kvantita a rychlost intenzity působícího podnětu (Bishop, 1956).

Základním principem vzrušivosti je elektrické napětí, resp. jeho změna na povrchu buňky. Ta je dána měnicím se poměrem mezi záporně a kladně nabitými ionty. Se změnou elektrického napětí na buňce také úzce souvisí změna membránových vlastností. Touto schopností reagovat na excitabilitu se vyznačují buňky svalové a nervové. První zmiňované na podráždění reagují kontrakcí, zatímco nervové buňky umí tuto změnu v nervovém systému přenášet a také ji měnit (Silbernagl, Despopoulos, O'Sullivan, Gay, & Rothenburger, 2015).

Nervový vzruch se vytváří a převádí na buněčné membráně, která je, společně s cytoplazmou, pro funkci neuronu vysoce důležitá. V této membráně se nachází iontové kanály reagující na již zmiňované elektrické napětí, jejichž propustnost záleží na polaritě membrány. Samotný membránový potenciál je ovlivňován čtyřmi základními ionty – sodným kationtem (Na^+), draselným kationtem (K^+), vápenatým kationtem (Ca^{+II}) a chloridovým aniontem (Cl^-). To, jaká bude odpověď na daný působící podnět, závisí na elektrochemickém gradientu určitého iontu a elektrických fenoménech. Zjednodušeně se tedy dá říci, že dráždivost nastává díky nerovnováze, změně klidového membránového potenciálu, následnému vzniku potenciálu akčního anebo působení neurotransmiterů (Trojan, 2003).

Dysfunkce neurální excitability je považována za podklad patofyziologie různých onemocnění, zejména epilepsie a Alzheimerovy choroby (Santos, Pierro, & Octave, 2010; Tejada, Costa, Bertti, & Garcia-Cairasco, 2013). Podle Famma a kol. (2013) je v budoucnu šance vyvinout zařízení, které bude uměle generovat a modulovat nervové impulsy, které jsou podstatné pro řízení lidského těla. Aby tato vize mohla být uskutečněna, musí spolu spolupracovat mnoho lidí z řad mnoha profesí, např. inženýrů, doktorů, průmyslníků aj. Díky tomuto přístroji by léčba řady onemocnění, např. hypertenze, obezity, Parkinsonovy choroby či srdečního selhání, mohla být mnohem jednodušší. Toto zařízení by totiž bylo schopno v určitém rozsahu navrátit ztracenou funkci, obnovit zdravou rovnováhu, regulovat příjem potravy či kontrolovat zánět.

2.2 Projevy vzruchu

Nervový vzruch vzniká ve chvíli, kdy je receptor podrážděn prahovým podnětem. Ten postupně vyvolá svalový impuls a následně svalovou kontrakci. Jeho hlavním projevem je akční potenciál, který v podstatě popisuje elektrické projevy vzruchu, ke kterým dochází při průchodu vzrušivou tkání. Dalším znakem nervového vzruchu je tvorba tepla a v neposlední řadě chemické a metabolické změny (Seliger, Vinařický, & Trefný, 1983).

Základem veškerých stavů, především klidového membránového potenciálu a akčního potenciálu, které souvisejí s nervovým vzruchem, je membránový potenciál. Ten představuje rozdíl elektrického potenciálu mezi dvěma stranami biologické membrány, přičemž z fyzikálního hlediska je to vlastně napětí na polarizované semipermeabilní membráně, které vzniká díky působení elektrochemického gradientu iontů a protonů (Trojan, 2003).

2.2.1 Klidový membránový potenciál

S objevem neuronů jako strukturálních a funkčních jednotek nervového systému se otevřela nová příležitost pro studium nervů, potažmo nervového impulsu. To se stalo podnětem vzniku nové vědní disciplíny – buněčné elektrofyziologie. Na počátku 20. století Julius Bernstein použil Nernstovu elektrolytickou teorii, která se zabývala elektrickými potenciály vznikajícími difúzí iontů v biologických systémech. Po využití této teorie přišel s hypotézou, že draslíkové ionty na buněčné membráně vytvářejí difúzní potenciál, který je v excitačních buňkách základem klidového membránového potenciálu (Bernstein, 1912).

Klidový membránový potenciál se vyznačuje relativně stálým elektrickým napětím v klidovém stavu buňky. Hodnoty tohoto napětí se v závislosti na tkáni pohybují v rozmezí -50 až -90 mV. Schopnost vytvořit a následně udržet tento potenciál mají téměř všechny buňky v lidském těle. Výjimkou jsou pouze tzv. pacemakerové buňky, které neustále mění svou polaritu, čímž generují akční potenciál. Z toho důvodu nemají schopnost klidový membránový potenciál tvořit. Tyto buňky se charakteristicky uplatňují v převodním systému srdečním, kde vytvářejí srdeční rytmus (Kittnar, 2011). K udržení samotného klidového membránového potenciálu je potřeba uplatnění tří mechanismů.

1) Rozdílná koncentrace iontů

V intracelulárním a extracelulárním prostředí je rozdílná koncentrace iontů, čímž je podmíněn odlišný náboj na obou stranách polopropustné membrány. Ve vnitřním prostředí buňky převažuje množství záporně nabitých bílkovin (A^-) a K^+ iontů, přičemž se zde také v malém množství objevují ionty Na^+ a Cl^- . Naopak v zevním prostředí buňky převládají ionty Na^+ a Cl^- a pouze v malém množství se zde vyskytují ionty K^+ (Tabulka 1). Uvnitř buňky se tudíž objevuje záporný náboj, a to především díky převaze A^- , které nejsou schopny procházet skrze membránu. K udržení tohoto náboje rovněž přispívají stále otevřené iontové kanály pro K^+ , které v malé míře vystupují ven z buňky dle svého koncentračního gradientu. Naproti tomu vnější prostředí se díky výše zmíněným iontům projevuje nábojem kladným (Kittnar, 2011).

Tabulka 1. Zastoupení vybraných iontů v lidském organismu [mmol/l] (Kittnar, 2011, 379)

	Na^+	K^+	Cl^-	A^-	Ca^{+II}	HCO_3^-
Intracelulárně	10–14	140–160	3,4	155	0	7–10
Extracelulárně	140	4,4	180	7	2,4	24

2) Rozdílná propustnost membrány pro různé ionty

Iontové kanály jsou struktury, díky nimž je možný transport skrz buněčnou membránu. Ty jsou pro K^+ ionty vysoce propustné, zatímco pro Na^+ ionty je permeabilita membrány velmi malá. Samotná propustnost membrány pro jednotlivé ionty je pak korigována koncentrací Ca^{+II} iontů (Langmeier, 2009).

3) Činnost sodíko-draselné pumpy

Sodíko-draselná pumpa (Na^+/K^+ ATPáza) se nachází ve většině buněk lidského těla a je považována za nejrozšířenější typ aktivního přenašeče. Její hlavní funkcí je čerpání Na^+ iontů z intracelulárního do extracelulárního prostoru a čerpání K^+ iontů v opačném směru. Udržuje tedy dynamickou rovnováhu pohybu kladných iontů, a také nerovnoměrné rozložení sodíku a draslíku po obou stranách buněčné membrány. To je možné díky přenosu 3 Na^+ proti 2 K^+ . Tato funkce způsobuje další posun napětí, a to přibližně o 5 až 10 mV směrem k záporným hodnotám. Energie pro Na^+/K^+ ATPázu je získávána z makroergních vazeb (Hall, 2015).

Pro výpočet klidového membránového potenciálu se využívá Nernstova a Goldmanova rovnice. První zmiňovaná rovnice předpokládá, že přes membránu prochází pouze K^+ ionty. Výsledkem je hodnota klidového membránového potenciálu -90 mV. Tento výsledek však nelze považovat za přesný, jelikož semipermeabilní membrána není propustná pouze pro jeden iont. Z tohoto důvodu se již častěji aplikuje Goldmanova rovnice, která z Nernstovy rovnice vychází, ale pro svůj výpočet zahrnuje reálnou propustnost pro všechny ionty, která činí přibližně 90 % pro K^+ , 3 % pro Na^+ a 7 % pro Cl^- . Hodnota vypočítaná Goldmanovou rovnicí je -72 mV. Ta je již velmi blízká reálné hodnotě, která je však lehce snížena díky činnosti Na^+/K^+ ATPázy (Trojan 2003; Wahl 2005).

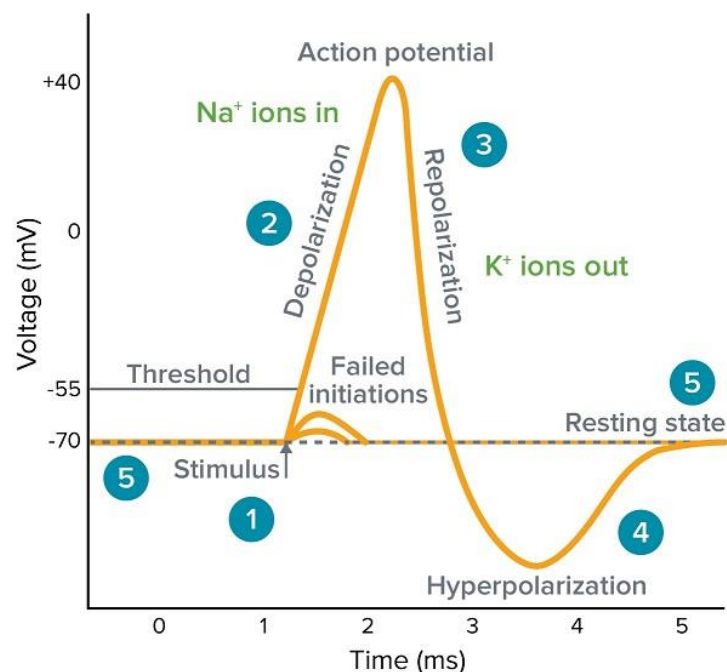
2.2.2 Akční potenciál

Výše zmiňovaná Bernsteinova hypotéza membrán byla dále rozpracována Overtonem. Ten prokázal, že ionty sodíku nebo lithia jsou potřebné ke vzniku akčního potenciálu, čímž poprvé vyslovil domněnku, že samotný proces excitace je výsledkem výměny sodných a draselných iontů (Overton, 1902). Dalším významným Bernsteinovým objevem byl, v roce 1902, kvantitativní popis časového průběhu akčního potenciálu (Drukarch et al., 2018).

Akční potenciál, vznikající změnou klidového membránového potenciálu na buněčné membráně, byl předmětem zkoumání po dvě století. To vyvrcholilo průlomovým modelem Hodgkina a Huxleyho. Tzv. HH model formoval neurovědu na všech úrovních, a některými je dokonce považován za nejpřínosnější objev v celé historii fyziologie (Keener & Sneyd, 2009). Jedná se o matematický model popisující iniciaci a propagaci akčních

potenciálů v neuronech, a to pomocí nelineárních diferenciálních rovnic. Nervový impuls je popisován jako čistě elektrický fenomén, zatímco nervové vlákno je modelováno jako elektrický obvod. V tom pak buněčná membrána představuje kondenzátor a iontové kanály rezistory (Hodgkin & Huxley, 1952).

Ke vzniku nervového vzruchu, a s tím souvisejícího akčního potenciálu, dochází v místě napětově řízených iontových kanálů. Ty se řídí zákonem „vše nebo nic“. V praxi to znamená, že se vzruch vytvoří pouze působením dostatečně intenzivního podnětu, tzn. prahového podnětu. Ten je nejčastěji o 5 až 15 mV vyšší než hodnota klidového membránového potenciálu. Při dosažení této hodnoty dochází k otevření napětově řízených iontových kanálů pro Na^+ , ty pak prostupují, dle koncentračního i elektrického gradientu, do intracelulárního prostoru. Díky tomuto jevu dochází ke snížení negativního náboje uvnitř buňky, tzv. depolarizaci. Otevření K^+ napětově iontových kanálů pak dosahuje maxima až při zavření sodíkových kanálů. Tím může docházet k situaci, tzv. transpolarizaci, kdy kationtový proud, proudící do buňky během depolarizační fáze, vede ke krátkodobému obrácení polarity buněčné membrány (Obrázek 1). Uvnitř buňky nacházíme náboj kladný, zatímco vně membrány převažuje náboj negativní (Enoka, 2002; Mysliveček 2009).



Obrázek 1. Schéma průběhu akčního potenciálu (<https://www.moleculardevices.com>) [online]

1 – prahový podnět, 2 – depolarizace, 3 – repolarizace, 4 – hyperpolarizace, 5 – klidový membránový potenciál

Akční potenciál se, u nervového i svalového vlákna, díky prostupu iontů buněčnou membránou podobá chemické reakci. Jeho hodnoty se však u obou typů dráždivých vláken lehce liší. Celková hodnota akčního potenciálu u nervového vlákna je 110–120 mV, zatímco ke změně dochází z hodnot klidového membránového potenciálu (-90 až -60 mV) na hodnotu samotného akčního potenciálu (20 až 30 mV). U svalových vláken se hodnota klidového membránového potenciálu nachází v rozmezí -90 až -80 mV. Ta se poté, při dostatečném podráždění svalu, zvýší přibližně na stejné hodnoty jako u nervového vlákna, tedy na 20 až 30 mV. Úplná doba trvání akčního potenciálu u nervového vlákna je 1–3 ms, kdežto u svalového vlákna tato hodnota činí okolo 10 ms (Rokyta, 2008).

K návratu polaridy do původního stavu dochází v důsledku proudění draselných iontů po směru jeho koncentračního gradientu. Tento stav se nazývá repolarizace. Dojde-li však k prohloubení původního klidového membránového potenciálu, hovoříme o hyperpolarizaci (Obrázek 1). Ta je nejdelsí fází celého cyklu. Dosažení původních hodnot klidového membránového potenciálu je dáno činností Na^+/K^+ ATPázy, která přečerpává Na^+ a K^+ ionty proti koncentračnímu gradientu (Enoka, 2002).

Popsané schéma akčního potenciálu je podle Trojana (2003) pouze „učebnicové“. Ve skutečnosti totiž může mít vzruchová aktivita nervového vlákna charakter tzv. salvy vzruchů, která vzniká při intenzivní protražované depolarizaci.

Hodnoty napětí a proudu akčního potenciálu ve všech jeho fázích byly přesně namodelovány Alanem Loydem Hodgkinem a Andrewem Huxleym v roce 1952. Jejich model však popisuje pouze dva druhy iontových kanálů a vychází z různých předpokladů, například že vnitřní průchody iontových kanálů se otevírají a zavírají nezávisle na sobě. Ve skutečnosti však víme, že existuje více typů iontových kanálů, které se ne vždy chovají nezávisle na sobě (Nandor, Wolf, & Volgushev, 2006; Waxman, 2007).

2.3 Změny dráždivosti vyvolané vzruchem

V průběhu akčního potenciálu dochází ke změnám dráždivosti nervového vlákna, které korelují s jeho fázemi. Podle Trojana (2003) jsou tyto stavy vyvolané aktuálním funkčním stavem napěťově řízených iontových kanálů. Tento stav, vyskytující se během každého akčního potenciálu, se nazývá refrakterní fáze. Podle stavu molekul sodíku a draslíku pak rozdělujeme dva typy – absolutní a relativní refrakterní fázi.

Absolutní refrakterní fáze nastává v momentě, kdy jsou napěťově řízené iontové kanály pro Na^+ téměř inaktivní. Podle Barretta a kol. (2015), kteří vycházejí z práce

Williamu Francise Ganongovi, tato fáze přetrvává během hrotového potenciálu až do doby, kdy je repolarizace přibližně třetinová. Jedná se tedy o stav, kdy po dosažení spouštěcí úrovně akčního potenciálu není nervová membrána schopna, a to ani při velmi intenzivní stimulaci, odpovědět vznikem dalšího akčního potenciálu. Napětově řízené iontové kanály sodíku se totiž nemohou otevřít dříve, než dojde k úplné repolarizaci membrány a její potenciál se přiblíží hodnotám klidového membránového potenciálu.

Relativní refrakterní fáze následuje po fázi absolutní. Začíná tedy zhruba ve třetině repolarizace a trvá až do začátku depolarizace. Během této fáze může dojít ke vzniku nové excitace. Ta však nastává pouze v případě, je-li působící stimul nadprahový, tedy silnější než ten předchozí. V průběhu této fáze dochází ke zvýšené propustnosti membrány pro K^+ ionty, která brání možnosti depolarizace (Barrett, Barman, Boitano, & Brooks, 2015; Trojan, 2003).

2.4 Mechanismus vedení vzruchu

Aby mohl být vzruch veden nervovým vláknem optimálně, je potřeba splnění určitých kritérií. Ty jsou obsaženy ve třech následujících zákonech (Seliger, Vinařický, & Trefný, 1983).

- Zákon fyziologické celistvosti nervu – nerv nesmí být porušen a musí být zachována jeho přirozená integrita.
- Zákon izolovaného vedení nervu – nervový vzruch, který se šíří ve vlákně anatomického nervu nemůže přeskočit na jiné nervové vlákno.
- Zákon obousměrného vedení – nervový vzruch se může šířit oběma směry pouze při pokusu. V organismu jen směrem jedním. Zpět nemůže, a to proto, že úsek, kterým již prošel, je v refrakterní fázi.

Hlavní funkci při vedení vzruchu plní místní proudy, vznikající na rozhraní depolarizované a klidově polarizované membrány. Ty se šíří po axonu a depolarizují, je-li depolarizace dostatečně silná, sousední membrány segmentů axonu. Dosáhne-li tato depolarizace spouštěcí úrovně, vzniká nervový vzruch. Tento základní mechanismus představil v roce 1937 Alan Hodgkin. Výše zmiňovaný děj se stále opakuje a v každém dalším sousedním segmentu membrány vzniká nový vzruch. Jeho amplituda se však nemění, můžeme tedy říci, že vzruch se šíří bez dekrementu, avšak relativně pomalu. Tento proces můžeme vidět u nemyelinizovaných nervových vláken. U axonů, které jsou obaleny

myelinovou pochvou, je vedení nervového vzruchu poněkud odlišné (Bullock, Orkland, & Grinnell, 1977; Hodgkin, 1937).

Akční potenciál při běžném, tedy ortodromním vedení, putuje od iniciálního segmentu po terminální axonové zakončení. Naopak šíření nervového vzruchu v protějším směru je velmi vzácné. Za přirozených podmínek se tedy vzruch šíří pouze jedním směrem. Pokud je axon stimulován uprostřed, vzniknou dva akční potenciály, které se šíří dvěma směry. Tuto situaci je však možné vytvořit pouze v laboratoři (Trojan, 2003).

Rychlost vedení vzruchu je u nervových vláken rozdílná. Pro její zvýšení existují dvě cesty. První možností je zvětšení axonálního průměru, který vede ke snížení axiálního odporu, což u člověka naráží na prostorová omezení (velikost hlavy). Druhou možností je lepší izolace axonu, tedy myelinizace. Ta vede ke zvýšení membránového odporu a snížení kapacitance membrány. Další důležitou funkcí myelinizace je prevence vzniku efaptického přenosu, tedy schopnost zabránit „přeskakování“ akčních potenciálů z poškozených axonů na nepoškozené. Dá se tedy s jistotou říci, že šíření nervového vzruchu na myelinizovaných axonech je nejen rychlejší, ale také ekonomičtější (Bullock, Orkland, & Grinnell, 1977; Yamamotová & Papežová 2010).

Aby byl tedy signál přenášen rychleji, je většina axonů obalena pochvou, která je tvořena myelinem. Ten vytváří vícevrstevné membrány, které pokrývají části axonu a na jednotlivé segmenty je rozdělují Ranvierovy zářezy. Myelin je v periferní nervové soustavě (PNS) tvořen Schwannovými buňkami, zatímco v centrální nervové soustavě (CNS) oligodendrocyty. Proud v myelinizovaných úsecích axonu se nemůže, na rozdíl od nemyelinizovaných nervových vláken, šířit po membráně. Putuje cytoplazmou, která je schopna depolarizovat jeden až dva následující Ranvierovy zářezy. Vytvořený tok iontů akčního potenciálu na jednom zářezu vytvoří akční potenciál na následujícím zářezu. Jedná se o tzv. saltatorní šíření vzruchu, kdy akční potenciál „skáče“ z jednoho Ranvierova zářezu na druhý. Tím se liší, od již výše zmiňovaného kontinuálního šíření akčního potenciálu u nemyelinizovaných axonů (Lillie, 1925; Poliak & Peles, 2003).

2.5 Elektrická dráždivost

Vedení elektrického proudu v tkáních se řídí Kirchhoffovými zákony, představujícími dvě pravidla, která formulují principy zachování náboje a energie v elektrických obvodech. Podstatným prvkem pro vedení elektrického proudu je polarizace tkání, která vzniká působením zevního elektrického pole, přičemž opravdovými nositeli

proudu jsou samotné ionty v cytoplazmě a v mezibuněčném prostředí. Obě části buňky se pak chovají jako vodiče druhého řádu, jejichž rezistence nezávisí na frekvenci (Hrazdira & Mornstein, 1998; Oldham, 2008).

Elektrická dráždivost je způsobnost tkáně reagovat na elektrické podněty. Podle typu nervového vlákna rozlišujeme její nízký a vysoký práh. Nízkým prahem elektrické dráždivosti se vyznačují myelinizovaná nervová vlákna, vysokým prahem pak nervová vlákna bez myelinové pochvy. Elektrické stimuly je možné považovat za univerzální stimuly, jsou totiž schopny nahradit jakýkoliv jiný druh dráždění. Pomocí nich se dají podráždit receptory, svaly, nervy i kůže. Dráždivými účinky vyniká především střídavý proud. Stejnoseměrný proud těmito účinky oplývá jen při jeho náhlé změně (Hrazdira & Mornstein, 1998; Vrána, 1974).

K podráždění tkáně dochází až při dosažení určité prahové intenzity, tzv. reobáze. Pro kvantifikaci dráždivosti je však důležitější časový faktor, který je charakterizován chronaxií, což je doba potřebná k vyvolání podráždění, a to při intenzitě proudu, která je rovna dvojnásobné hodnotě reobáze. Chronaxie pak není, za žádných okolností, závislá na podmínkách měření, např. na velikosti dráždivé elektrody nebo na podmínkách vnějšího prostředí. Tyto dva základní pojmy jsou neodmyslitelnými aspekty elektrické stimulace, jimž dal název, před více než sto lety, francouzský vědec Lapicque (Werner, 2010).

2.6 Dráždivost nervových vláken

Dráždivost je schopnost nervového vlákna reagovat na podráždění, tzn. změnu vnějšího či vnitřního prostředí. Tato rychlá detekce změny je umožněna především přechodnou propustností excitačních membrán vůči iontovým kanálům. Není však možná u rostlinných organismů. Excitabilita, se kterou souvisí schopnost vnímání, poznání a motorické aktivity, tak patří k zásadním rozdílům mezi faunou a flórou (Cook, Carvalho, & Damasio, 2014).

Existuje několik typů nervových vláken, které mají různé funkce, vlastnosti či velikosti (Tabulka 2). Rychlost vedení nervového impulsu je přímo závislá na myelinizaci axonu a z délky trvání absolutní refrakterní fáze se dá určit délka impulsu při stimulaci. Ta by u nervových vláken typu A neměla být kratší než 0,4–1 ms, u vláken typu B 1,2 ms a u vláken typu C 2 ms (Rokyta, 2008).

2.6.1 Závislost dráždivosti na typu nervového vlákna

Nervová vlákna jsou, podle autorů Erlangera a Gassera, rozdělena do tří základních skupin – A, B a C, kdy A vlákna disponují ještě čtyřmi podskupinami – α , β , γ a δ . Každý typ vlákna je typický svou funkcí, průměrem, rychlostí vedení nervového vzruchu a trváním hrotového potenciálu či absolutní refrakterní fáze (Tabulka 2). Obecně však platí, že čím větší je průměr nervového vlákna, tím je nervový vzruch veden rychleji. Dále se dá říci, že širší axony se primárně zabývají propriocepcí, motorickou funkcí a vědomým dotykem, kdežto tenčí nervová vlákna obstarávají autonomní funkce a také vnímání bolesti, tepla či chladu (Ganong, 2005).

Tabulka 2. Typy nervových vláken – jejich funkce, průměry a elektrické charakteristiky (upraveno dle Barretta a kol., 2015, 94)

typ vlákna	Funkce	průměr vlákna [μm]	rychlost vedení [m/s]	hrotový potenciál [ms]	absolutní refrakterní fáze [ms]
A α	propriocepce, motorika	12–20	70–120	–	–
A β	dotyk, tlak	5–12	30–70	0,4–0,5	0,4–1
A γ	svalová vřeténka	3–6	15–30	–	–
A δ	první komponenta bolesti, teplo, chlad	2–5	12–30	–	–
B	autonomní pregangliová vlákna	< 3	3–15	1,2	1,2
C	hlavní komponenta bolesti, teplo	0,4–1,2	0,4–1,2	2	2

Dále můžeme nervová vlákna rozdělit na motorická (A α , A β a A γ), senzitivní (A α , A β , A δ a C) a autonomní (B a C). Pro klasifikaci sensorických vláken byl také vytvořen samotný numerický systém (Ia, Ib, II, III, IV). Ten však v přesné kategorizaci jednotlivých sensorických vláken způsobil lehký zmatek. Srovnání číselného a numerického systému je uvedeno v Tabulce 3.

Tabulka 3. Ucelení klasifikace pro senzoričká nervová vlákna (upraveno dle Barretta a kol., 2015, 95)

číslo	typ vlákna	Původ
Ia	A α	svalové vřetenko (anulospinální zakončení)
Ib	A α	Golgiho šlachové tělísko
II	A β	svalové vřetenko (větvičkové zakončení), všechny mechanoreceptory
III	A δ	receptory pro chlad, bolest a dotyk
IV	C	receptory pro teplo a bolest

Jednotlivá nervová vlákna se od sebe dále odlišují velikostí myelinizace. Zatímco A α , A β , A γ či B vlákna jsou silně myelinizovaná, nervová vlákna A δ vynikají slabší myelinizací. Nervová vlákna typu C nejsou naopak myelinizována vůbec (Ganong, 2005).

Podle Robinsona (1995) vlastnosti nervových vláken, především pak průměr nervového vlákna a s ním související odpor, ovlivňují velikost dráždivosti na působící elektrický podnět. Z výše uvedeného tedy vyplývá, že nervová vlákna typu A α jsou nejdráždivější, vlákna A β méně a nervová vlákna typu A δ disponují nejmenší dráždivostí.

2.6.2 Závislost dráždivosti na typu použité elektrody

Na stimulaci muskuloskeletálního systému má vliv, kromě dráždivosti nervových vláken, také vzdálenost stimulující elektrody od tkáně, její velikost a v neposlední řadě velikost proudové hustoty ve tkáni. Účinnost dráždění je dále ovlivněna typem stimulační elektrody – anody či katody.

Dráždění nervosvalového systému se může provádět bipolárně, anebo monopolárně. Při bipolární technice se na požadované místo, ve většině případů, přikládají elektrody identické velikosti. Monopolární aplikace pak využívá prostorově rozdílných elektrod. Zatímco diferentní (aktivní) elektroda disponuje malou plochou a je lokalizována v místě dráždění nervu či svalu, indiferentní (neaktivní) elektroda je větší a je na lidském těle umístěna jinde (Carlos, 1998).

Na podráždění nervových vláken, které jsou uloženy blíže dráždivé elektrodě, je potřeba menší intenzita podráždění než na ty, které jsou lokalizovány dále. Nejdříve totiž dochází k aktivaci nervových vláken s nejmenším prahem dráždivosti nebo nejmenší vzdáleností od elektrody. Při postupném zvyšování intenzity proudu se naopak aktivují nervová vlákna s vyšším prahem excitability nebo se vzdálenějším umístěním od dráždivé elektrody (Robinson, 1995).

Velikost elektrody je dalším rozhodujícím aspektem velikosti podráždění. Čím je totiž velikost dráždivé elektrody větší, tím je k vyvolání intenzity podráždění potřebná větší intenzita proudu. S rozsahem podráždění souvisí i proudová hustota ve tkáni. Proto je při dráždění elektrickými impulzy výhodné použít co nejmenší plochu elektrody, aby se ve tkáni dosáhlo co největší proudové hustoty. Při monopolární technice, kdy je diferentní elektroda mnohem menší, je tedy potřeba k vyvolání podráždění tkáně nižší hodnota intenzity dráždivého proudu než u bipolární aplikace (Alon, Kantor, & Ho, 1994).

Účinnost dráždění ve velké míře závisí také na typu použité stimulační elektrody. Při dráždění kladnou nebo zápornou elektrodou platí Pflügerovo pravidlo (1859), které bylo přibližně o deset let později modifikováno Brennerem. Dnes se již velmi často označuje jako Brennerovo pravidlo, označující zapojování jednotlivých elektrod při různých intenzitách:

$$KZ < AZ < AV < KV$$

Toto pravidlo platí pouze u zdravého svalu a ukazuje, že katoda při zapnutí proudu potřebuje na vyvolání reakce nejnižší intenzitu, nastane tedy nejsilnější odpověď. Mírně vyšší hodnotu intenzity potřebuje anoda při zapnutí, ještě větší anoda při vypnutí proudu, a naopak odpověď svalu při nejvyšší intenzitě je potřebná při vypnutí proudu pod katodou. Z tohoto důvodu se u zdravého jedince používá jako dráždivá elektroda katoda (Bureš, Petráň, & Zachar, 1967; Tasaki, 1982).

Při poškození periferního motorického neuronu nastupují charakteristické změny dráždivosti. Jedním z nich je tzv. inverze formule, kterou popsal Pflüger aplikující výše zmiňované informace na denervační syndrom. V tomto případě vyvolá anoda stejnou dráždivost (vyrovnání formule), anebo je dokonce dráždivější (inverze formule) než katoda (Ipser & Přerovský, 1972). V případě denervace svalu se tedy jako dráždivá elektroda používá anoda, včetně situace, kdy dojde pouze k vyrovnání formule a obě elektrody jsou

stejně dráždivé, a to z důvodu vyvarování se zbytečného dráždění zdravých nervových vláken (Urban, osobní sdělení, 2015).

2.6.3 Závislost dráždivosti na délce a typu impulzu

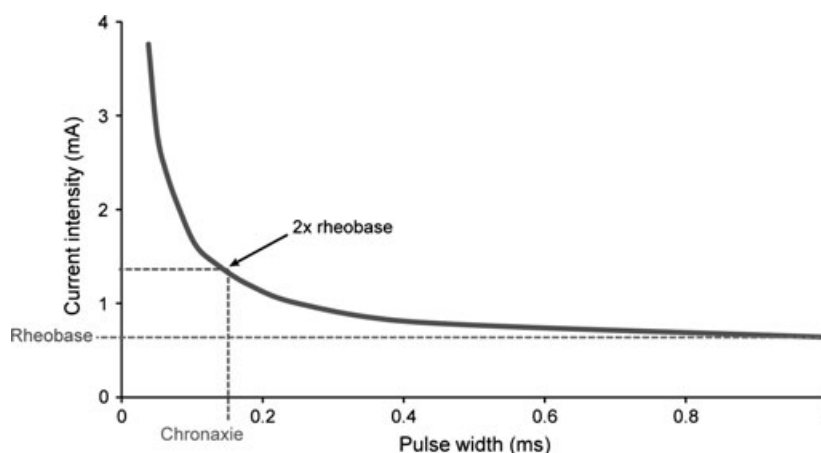
Neurony při stimulování podprahovým podnětem nevysílají akční potenciál a nedochází k vytvoření požadované odpovědi. Aby došlo k jejímu vytvoření, musí být nervová tkáň drážděna prahovými impulzy. Vztah stimulačního proudu, tedy její amplitudy, a doby trvání prahového podráždění byl experimentálně navržen autory Weissem a Lapiquem. Jedná se o hyperbolickou podobu, ve které je dále zahrnuta hodnota reobáze i chronaxie. Při vytváření další rovnice vycházel Lapique ze svého staršího pokusu, ve kterém získal teoretický vztah mezi kondenzátorem a rezistorem zapojenými v sérii. Tímto způsobem vznikla exponenciální rovnice, jejíž prahový mechanismus začal zkoumat Blaire (Rabinovitch, Braunstein, Biton, Friedman, & Aviram, 2016).

Rabinovitch a kol. (2016) se ve své práci zmiňují, že tyto dvě různé rovnice vyvolaly neshody mezi příznivci elektrostimulace, kteří se nedokázali shodnout, která rovnice udává přesnější hodnoty a je tedy pro využití v elektrostimulaci lepší. Autoři Bezekci a Biktashev (2016) však uvádějí, že výstupní data Lapique-Blairovy exponenciální křivky a Weiss-Lapicqueovy hyperbolické rovnice jsou zcela totožná. Obě dvě popsané rovnice se nicméně již zdají obsolentní.

Pro podráždění nervových vláken a vzniku akčního potenciálu tedy není potřebná jen dostatečná intenzita, ale také dostatečná doba trvání impulzu. Touto závislostí se zabýval Weiss společně s Hoorwegem. Vytvořili tzv. Hoorweg-Weissovu I/t křivku, která má tvar hyperboly. Graficky vyjadřuje nepřímou lineární závislost mezi intenzitou elektrického proudu (I) a trváním impulzu (t), a to při prahových elektrických impulzech. Musí tedy vždy dojít k motorickému podráždění svalových vláken (Urban, 2007).

I/t křivka se měří pro dosažení optimálních parametrů impulsů při elektrostimulaci. Z ní pak vyplývají hodnoty reobáze a chronaxie (Obrázek 2). Při denervaci tkáně se tyto hodnoty po počátečním poklesu zvyšují a pomocí samotné reobáze se dají velmi zřetelně určit změny dráždivosti tkáně. Její vysoká hodnota totiž odpovídá nízké dráždivosti a naopak (Hupka, Kolesár, & Žaloudek, 1980; Schreier, 2009). Hodnoty chronaxie jsou podle Ipsera a Přerovského (1972) rozdílné na různých místech lidského těla. Na proximálně uložených svalech je délka chronaxie kratší než na distálně uložených

svalech a na horních končetinách je délka kratší než na dolních končetinách. Autoři Li a Bak (1976) se ve svém výzkumu zabývali dráždivostí jednotlivých senzitivních vláken při stimulaci n. saphenus sinusovým pulzním proudem u myši. Z výzkumu vyplývá, že se hodnoty chronaxie u jednotlivých nervových vláken liší. U vláken typu $A\beta$ je hodnota chronaxie 0,02 ms, u $A\delta$ 0,45 ms a u vláken typu C se tato hodnota rovná 1,5 ms.



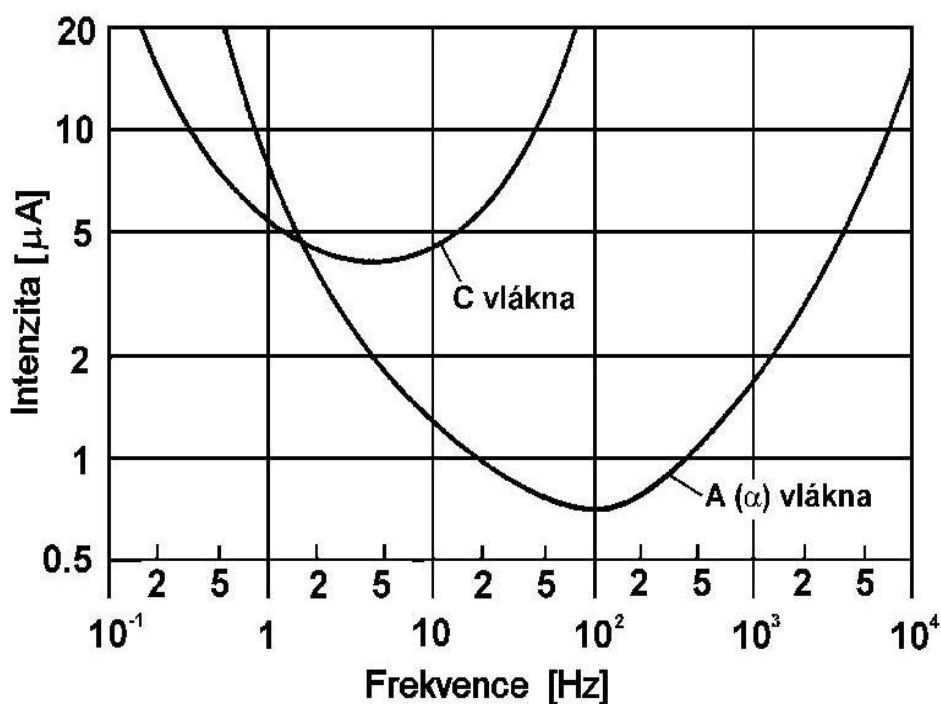
Obrázek 2. Hoorweg-Weissova I/t křivka (Tsui, 2014, 375)

Na stimulaci krátkými impulzy je potřebná velká intenzita proudu. Vařeka (1995) uvádí, že při použití extrémně krátkých impulzů nedojde k podráždění ani při aplikaci extrémně vysokých intenzit. Podle něho totiž dochází pouze k zahřátí hlubokých tkání. S narůstající délkou impulzu však tato potřeba klesá, a to až k dosažení hodnoty reobáze. Dle Robinsona (1995) je dráždivost přímo úměrná délce impulzu. Udává také, že s rostoucí délkou impulzu se dráždivost mezi nervovými vlákny typu $A\alpha$, $A\beta$, $A\delta$ a svalovým vláknem zvětšuje.

Dráždění tkáně elektrickými impulzy závisí také na zvoleném typu. Abychom totiž dosáhli svalové kontrakce šikmými impulzy, musíme použít mnohem vyšší intenzitu proudu než při dráždění pravoúhlými impulzy. Zdravé svalové vlákno totiž vykazuje schopnost akomodace na impulzy s pomalým náběhem intenzity (šikmé impulzy). Denervovaný sval pak tuto schopnost ztrácí a na šikmé i pravoúhlé impulzy reaguje zcela identicky. K určení míry denervace pak slouží tzv. akomodační koeficient, který je popisován jako podíl intenzity nezbytné k vyvolání svalové kontrakce pro šikmý a pravoúhlý impulz při jeho délce 1000 ms. Hodnota AQ se pro zdravý sval pohybuje v rozmezí 2–6, pro částečně denervovaný sval 1–2 a úplně denervovaný okolo 1 (Schreier, 2009).

2.6.4 Závislost dráždivosti na frekvenci

Pro určení optimální frekvence se v impulzoterapii často vychází z práce Lulliese a Trinckera (1970), ve které popisují závislost dráždivosti na frekvenci některých nervových vláken. Výzkum probíhal in vitro na n. ischiadicus žab. Autoři pro něho použili sinusový střídavý proud a sledovali silně myelinizovaná vlákna typu A α a tenká nemyelinizovaná sympatická vlákna typu C. Zjistili, že pro oba typy nervových vláken existuje optimální frekvenční rozpětí, kdy je prahová intenzita nejnižší, a tedy dráždivost největší. Dojde-li však ke zvýšení či snížení frekvence a od tohoto frekvenčního optima se ustoupí, dráždivost nervových vláken klesá. Pro A α vlákna se tedy frekvenční optimum udává v rozmezí 50 až 100 Hz, naopak pro C vlákna od 2 do 10 Hz. Z níže uvedeného grafu vyplývá, že se křivky těchto dvou nervových vláken protínají přibližně při frekvenci 2 Hz. Při zvýšení frekvence nad 2 Hz jsou pak dráždivější nervová vlákna typu A α , a naopak při snížení hodnoty frekvence pod 2 Hz jsou dráždivější nervová vlákna typu C (Obrázek 3).



Obrázek 3. Závislost dráždivosti nervových vláken typu A α a C na frekvenci (upraveno podle Lulliese a Trinckera, 1970, 70)

Autoři průběh křivek přirovnávají k Hoorweg-Weissově I/t křivce pro šikmé impulzy, tedy pro impulzy s pomalým náběhem intenzity (Lullies & Trincker, 1970).

Dráždivé účinky střídavého proudu jsou i podle Hrazdíry a Mornsteina (1998) velmi závislé na hodnotě frekvence. S jejím zvyšováním, a to přibližně do 100 Hz, se dráždivost zvyšuje. Naopak s dále stoupající frekvencí nad 100 Hz se dráždivé účinky proudu snižují.

Shodný názor mají i autoři Beneš, Kyplová a Vítek (2015). Uvádějí, že dráždivý účinek je přímo úměrně závislý na zvyšující se frekvenci, a to do hodnoty 100 Hz. Při stále rostoucí frekvenci nad 100 Hz se však dráždivost snižuje, přičemž prahová hodnota dráždivosti proudu je přímo úměrná druhé odmocnině frekvence. Beneš, Kyplová a Vítek (2015) také informují o vyšších dráždivých účincích střídavých nízkofrekvenčních proudů v rozmezí 50 až 500 Hz, které jsou dány jejich nižšími elektrolytickými účinky způsobenými změnou polarity membrány během průchodu proudu.

K využití nižších frekvencí v praxi se přiklání i Dreibati, Lavet, Pinti a Poumarat (2010). Ti ve své studii uvádějí, že vyšší intenzita a vyšší frekvence sice vedou ke zvětšení svalové kontrakce, ale také k silnějšímu poklesu celkové svalové síly, a hlavně k rychlejší svalové únavě. Za optimální frekvenci pro stimulaci svalů pak považují hodnoty frekvence okolo 80 až 100 Hz.

2.7 Reakce nervosvalového systému na podráždění

Elektrickou stimulací se, za běžných podmínek, nejdříve aktivují vlákna senzitivní, která způsobují pocit brnění či mravenčení. Při znásobení senzitivní stimulace následuje motorická odpověď, která je dána činností periferních motorických vláken. Jejich stimulace vyvolá kontrakci příčně pruhovaného svalstva, které je inervováno α motoneurony. Na závěr dochází k podráždění nervových vláken vedoucích bolest. Takto vyvolaný akční potenciál, modulovaný do časových a prostorových vzorců, není stejný jako při fyziologické aktivitě (Robinson, 1995).

Postupný nárůst intenzity elektrického podnětu se tedy může na intaktním neuromuskulárním systému projevit třemi základními formami odpovědi.

2.7.1 Senzitivní práh dráždivosti

K dosažení senzitivního prahu dráždivosti dochází podrážděním senzitivních nervových vláken v blízkosti stimulující elektrody, kde se nachází největší proudová hustota tkáně. Jedná se o první odpověď při relativně nejnižší intenzitě elektrického podnětu, která je spojená s pocitem brnění, mravenčení či chvění (Robinson, 1995). Podle Vařeky a Poděbradského (1998b) je vznik akčního potenciálu v senzitivních nervových

vláknech vyvolán neadekvátním podrážděním kožních receptorů, a to především Vater-Paciniho, Meissnerových a Ruffiniho tělísek.

Tato tělíška jsou důležitými mechanoreceptory a představují specializovaná, histologicky modifikovaná zakončení senzitivních nervových vláken typu A β , A δ a C. Na působící podnět reagují vznikem receptorového potenciálu, jehož velikost je přímo úměrná velikosti intenzity tohoto podnětu. Při dosažení určité úrovně velikosti receptorového potenciálu dochází ke vzniku vzruchu v senzitivním nervovém vlákne. S dále se zvyšující intenzitou působícího stimulu se receptorový potenciál stále zvyšuje a senzitivní nervové vlákno vytváří opakovaný akční potenciál. V senzitivním nervovém vlákne tedy dochází ke změně, kdy se amplitudově modulovaný receptorový potenciál mění na frekvenčně modulovaný akční potenciál (Ganong, 2005). Už tento akční potenciál je, podle Trojana (2003), uspořádán do složitých časových a prostorových vzorců.

Slabé podněty nejdříve aktivují receptory s nejnižším prahem dráždivosti. Při zvyšování intenzity elektrického stimulu tedy nedochází pouze k aktivaci receptorů s vyšším prahem dráždivosti, ale aktivují se i další receptory v blízkém okolí stimulující elektrody. Vyšší intenzita má proto za následek podráždění dalších senzitivních nervových vláken. Tato intenzita, která mimo jiné zvýrazňuje i subjektivní pocit, se nazývá nadprahově senzitivní (Ganong, 2005; Robinson, 1995).

Při stálém působení podnětu mohou mít jednotlivé receptory specifickou základní frekvenci odpovědi. Ta se pak mění podle velikosti intenzity působícího impulsu či podle gradientu jeho působení. Konstantní intenzita působícího stimulu také může způsobit snížení nervového vzruchu v jeho aferentním nervovém vlákne. Tento fenomén se nazývá adaptace. Její stupeň se však v různých typech receptorů liší (Aidley, 1998). Jejím hlavním projevem se stává snížená schopnost vnímat působení určitého stimulu. Podle Robinsona (1995) dochází k adaptaci při delší aplikaci elektrické stimulace, která disponuje konstantní intenzitou působícího proudu a frekvencí vyšší než 15 Hz. Abychom adaptaci zabránili, je nezbytná buď změna intenzity, anebo změna frekvence stimulujícího pulzního proudu (Poděbradský, 1995).

2.7.2 Motorický práh dráždivosti

Motorický práh dráždivosti nastává v případě, jestliže intenzita stimulujícího proudu, která dosáhla senzitivního prahu dráždivosti, stále narůstá. Projevuje se kontrakcí příčně pruhovaného svalstva, která je současně doprovázena znásobenou senzitivní stimulací.

Dochází-li k dráždění neporušeného motorického systému prahově motorickou intenzitou, vzniklá kontrakce je vyvolána aktivací motorických nervových vláken. Pro přímé podráždění svalového vlákna by totiž byla potřebná vyšší intenzita a delší trvání impulzu (Poděbradský & Vařeka, 1998b; Robinson, 1995).

Svalová kontrakce je způsobena přenosem nervového vzruchu z motorického nervového vlákna na vlákno kosterního svalu. Tento přenos akčního potenciálu z nervového na svalové vlákno se uskutečňuje na nervosvalové ploténce, která je považována za druh chemické synapse, jejíž součástí je celá řada chemických látek, a to především acetylcholin, jako hlavní mediátor, a sodíkové a draselné ionty, které jsou nezbytné pro vznik ploténkového potenciálu. Místní podráždění tohoto ploténkového potenciálu způsobuje depolarizaci sousední svalové membrány na její spouštěcí úroveň. Tímto vzniká akční potenciál, který se podél svalového vlákna šíří oběma směry a zahajuje kontraktlní odpověď kosterního svalstva (Ganong, 2005; Levitan & Kazmarek, 2015).

Svalová kontrakce, která je vyvolána impulsem s intenzitou prahově motorickou, začíná přibližně 2 ms po vzniku depolarizace svalové membrány. Celkové trvání svalového záškubu se však liší podle druhu svalového vlákna, přičemž delší dobu trvá kontrakce u tonických svalových vláken než u svalových vláken fázických. Po každém izolovaném impulsu, který vyvolá svalový stah, následuje relaxace svalu (Ganong, 2005). Objektivně můžeme intenzitu prahově motorickou určit pomocí palpáce iritovaného svalu a při vyšších hodnotách impulzů také prostřednictvím aspekce.

Při použití většího počtu impulzů je konečný účinek závislý na zvolené stimulační frekvenci. Svalová vlákna, která jsou inervována α motoneurony, reagují izolovanými svalovými záškuby při hodnotách frekvence do 7 Hz. Při zvyšování frekvence zhruba od 8 do 29 Hz vzniká vlnitý tetanus. Takováto odpověď je dána sumací jednotlivých stahů. Ta vzniká opakovanou stimulací v průběhu relaxace předchozího záškubu, která vyvolá odpověď dalších kontraktlních prvků a sčítá se s předchozími. U vyšších frekvencí, přibližně nad 30 Hz, dochází k tetanické kontrakci. Ta je dána aktivací kontraktlních mechanismů, které nastávají dříve, než je zahájena samotná relaxace svalových vláken. Jednotlivé mechanické odpovědi tedy splývají do úplné tetanické kontrakce, pro jejíž vyvolání je optimální frekvence 40 až 60 Hz (Ganong, 2005; Poděbradský & Vařeka, 1998a).

2.7.3 Algický práh dráždivosti

Při nadále se zvyšující intenzitě podnětu reaguje neuromuskulární systém poslední možnou formou odpovědi, která je nazývána algickým prahem. Při této situaci dochází k podráždění tenkých nemyelinizovaných vláken typu C včetně jejich volných nervových zakončení v kůži (Poděbradský & Vařeka, 1998b). Vzniklá nociceptivní aferentace je vedena do příslušných oblastí centrální nervové soustavy, kde je konečným výsledkem uvědomění si bolesti. Intenzita prahově algická, která doprovází tento pocit, je relativně vysoká a často je také doprovázena motorickou odpovědí svalu. Výjimkou je však její působení v místě, ve kterém se nevyskytují motorická nervová či svalová vlákna. V tomto případě může být bolestivá odpověď bez svalové kontrakce (Robinson, 1995). Poděbradský s Vařekou (1998b) dále uvádějí, že intenzita prahově algická je sice vysoká, ale v některých nefyziologických situacích může být, a to např. při působení v hyperalgických zónách, dokonce nižší než intenzita prahově motorická.

Frekvenční optimum pro intenzitu prahově algickou se udává okolo 2 až 10 Hz. V tomto rozhraní dochází k podráždění tenkých nemyelinizovaných vláken typu C, ke zvýšení sekrece endorfinů a tlumení pocitů bolesti. Konečný účinek je tedy převážně analgetický (Poděbradský & Vařeka, 1998a).

2.8 Faktory ovlivňující subjektivní intenzitu

Pro stanovení optimálního účinku terapie a vyvolání určité dráždivosti je v elektroterapii využívána subjektivní intenzita. Ta nám určuje a také označuje požadovanou odpověď neuromuskulárního systému. Její tři základní formy, senzitivní, motorický a algický práh, jsou popsány v kapitole 2.7. Při postupném zvyšování intenzity působícího proudu je však možné rozlišit i její další stupně:

- intenzitu podprahově senzitivní (IPPS),
- intenzitu prahově senzitivní (IPS),
- intenzitu nadprahově senzitivní (INPS),
- intenzitu podprahově motorickou (IPPM),
- intenzitu prahově motorickou (IPM),
- intenzitu nadprahově motorickou (INPM),
- intenzitu podprahově algickou (IPPA),
- intenzitu prahově algickou (IPA).

Podprahové a nadprahové oblasti jsou však velmi široké a z hlediska absolutní intenzity se mohou částečně překrývat. Proto je velmi důležitá technika jejich nastavení, která se nejdříve odvíjí od přesného nastavení intenzity prahové. Hodnoty podprahových intenzit jsou o 1 až 2 mA nižší, a naopak hodnoty nadprahových intenzit o 1 až 2 mA vyšší (Poděbradský & Vařeka, 1998b).

Intenzita potřebná k vyvolání podráždění a určité odpovědi nervosvalového systému je vysoce individuální, a především je podmíněná mnoha faktory. Autoři Poděbradský s Vařekou (1998b) popisují vliv těchto faktorů, které rozdělují na objektivní a subjektivní, pouze pro IPS. K subjektivním faktorům řadí vodivost kůže a individuální práh dráždivosti. Vodivost kůže je velmi úzce spojena s jejím elektrickým odporem, který je o dva až tři řády vyšší než vodivost ostatních tkání. Kožní odpor suché kůže může být až $2 \text{ M}\Omega/\text{cm}^2$, naopak navlhčené pouze 30 až $50 \text{ k}\Omega/\text{cm}^2$. Ovlivňujícími aspekty vodivosti kůže jsou dále např. tloušťka epidermis, vlhkost, psychické či chemické vlivy apod. Na individuální práh dráždivosti má dopad např. somatotyp člověka, zkušenosti, chronická bolest, stres aj.

K objektivním faktorům patří frekvence stimulujícího proudu, délka impulzu a jeho tvar. Podle Poděbradského a Vařeky (1998a) je za frekvenční optimum pro IPS považováno 50 až 100 Hz. Tyto hodnoty vycházejí z grafu H. Lulliese, který popisuje dráždivost hrubých myelinizovaných nervových vláken typu A na frekvenci (Obrázek 3). Dále Poděbradský a Vařeka (1998a) porovnávali IPS, IPM a IPA pro frekvenci 50 a 100 Hz pro sinusový monofázický pulzní proud. Zjistili, že nižší frekvence jsou dráždivější a hůře tolerované.

Jejich další pokus, vycházející z porovnání sinusového monofázického proudu bez galvanické složky pro délku impulzu 1 ms a 10 ms, ukazuje, že pro delší impulzy je IPS, IPM a IPA nižší. Z toho vyplývá, že delší impulzy jsou dráždivější. Také udávají, že dráždivost pravoúhlých impulzů je větší než dráždivost sinusových impulzů (Poděbradský & Vařeka, 1998b).

2.9 Středofrekvenční proudy

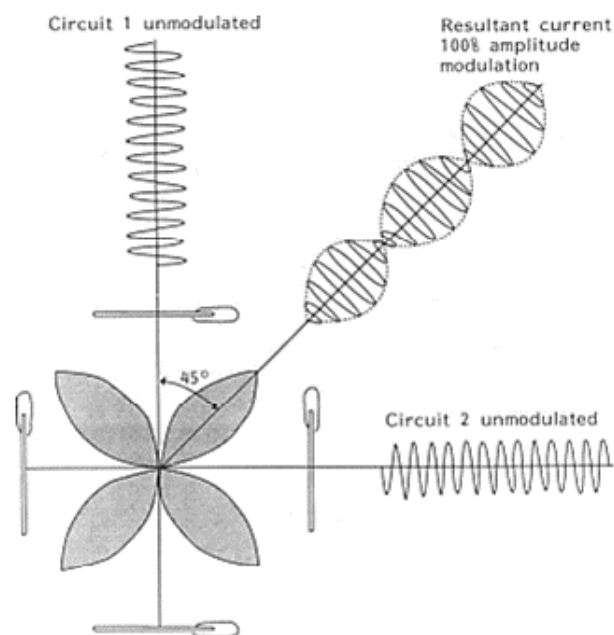
První klinické využití středofrekvenčních proudů (SF proudy) je přisuzováno rakouskému fyzikovi, Dr. Hansovi Nemecovi. Ten v roce 1949, pomocí přístroje, překryl dva střídavé středofrekvenční proudy s mírně odlišnými frekvencemi a zjistil, že při zvyšující se frekvenci tyto proudy snadno překonávají kožní odpor a nezatěžují pokožku (Smith, 2009). Do širšího povědomí lékařů a fyzioterapeutů se však využití středofrekvenčních proudů dostalo až v 70. letech 20. století, a to ve Velké Británii (Ganne, 1976).

2.9.1 Mechanismus středofrekvenčních proudů

Středofrekvenční terapie se řadí mezi kontaktní terapie. Elektrický proud je tedy do organismu přiváděn pomocí elektrod, které jsou vodivě připojeny na kůži. Dalším specifikem SF proudů je frekvence 1 až 100 kHz, přičemž v běžné fyzioterapeutické praxi dochází výhradně k využívání frekvencí v rozmezí 2,5 až 12 kHz (Poděbradský & Vařeka, 1998a).

Důležitou informací je fakt, že SF proudy jsou při frekvenci vyšší než 250 Hz nedráždivé. Aby tedy dosáhly žádoucích účinků, musí dojít k jejich konverzi na proudy nízkofrekvenční. Tohoto procesu je dosaženo aplikací dvou nedomulovaných SF alternujících proudů, které se mírně liší v hodnotách svých počátečních nosných frekvencí (NF), přičemž jejich rozdíl musí být maximálně 250 Hz. V místě, kde se oba, na sobě nezávislé SF proudy, protínají, vzniká nový střídavý SF proud s modulovanou amplitudou. Výsledná frekvence tohoto proudu se nazývá amplitudově modulovaná frekvence (AMF) a její hodnota odpovídá rozdílu dvou původních SF proudů (Adel & Luykx, 2005).

Vzniklý amplitudově modulovaný proud je kromě frekvence charakterizovaný také hloubkou modulace, vyjadřující míru překřížení proudových okruhů. Ta je vyjádřena v procentech a její hodnota může nabývat 0 až 100 %. Maximální hloubka modulace (100 %) vytváří v homogenní tkáni kříž. Ještě účinná hodnota hloubky modulace (50 %) tvoří tzv. čtyřlístek, jehož osy jsou pootočeny oproti osám proudových okruhů o 45° (Obrázek 4). Přímo pod elektrodami není žádná hloubka modulace (0 %), a tedy ani žádný dráždivý účinek (Adel & Luykx, 2005; Goats, 1990).



Obrázek 4. Schématické znázornění rozložení hloubky modulace ve tkáni (Goats, 1990, 88)

Výše zmiňovaný mechanismus platí pouze pro klasickou interferenci (dvouokruhovou aplikaci čtyřmi elektrodami), kdy maximum dráždivého účinku nastává v místě překřížení proudových drah, která je kontraindikována u akutních zdravotních stavů. Důvodem je strmý gradient hloubkové modulace, kde se v těsné blízkosti nachází hloubka modulace 0 % a 100 %. Při bipolární aplikaci dochází k odlišnému uspořádání elektrod, jedná se totiž o jednocíhovou aplikaci dvěma elektrodami, kdy nízkofrekvenční obalová křivka vzniká již v přístroji. Maximální dráždivý účinek se tedy nachází pod elektrodami a hloubka modulace 100 % na spojnici elektrod (Poděbradský & Poděbradská, 2009).

Mezi další parametry frekvenční modulace SF proudů spadá spektrum, sweep time a contour. Spektrum ukazuje rozsah frekvenční modulace, jejíž rozpětí je 1 až 200 Hz. Nastavená hodnota se vždy přičítá k původní AMF a vzniká výsledná frekvenční modulace. Doba, za kterou tato změna z minima (AMF) do maxima (AMF + spektrum) proběhne, se udává v sekundách a nazývá se sweep time. Nejedná se však o léčebný parametr. Nastavuje se jen kvůli vznikající adaptaci na SF proudy. Jestli je změna frekvence postupná, nebo náhlá, určuje poslední parametr – contour. Ten je v úzkém vztahu k předcházející veličině a udává rychlost její změny v rozsahu 1 až 100 %. Contour 1% znamená změnu frekvence skokem. Na začátku periody sweep time tedy dojde ke změně frekvence a zbytek probíhá v maximální frekvenci. Naopak pro plynulou

změnu frekvence se volí contour 100%. Hodnoty všech tří parametrů se volí podle stádia choroby a typu požadovaného účinku středofrekvenční terapie (Poděbradský & Vařeka, 1998a; Yamany, 2017).

Impulsy SF proudů jsou velmi krátké, nedráždí volná nervová zakončení, nemají leptavý účinek a velmi lehce překonávají kožní odpor. Díky těmto výhodám jsou pacienti velmi dobře snášeny. Pro dosažení léčivých účinků však musí dojít k již zmiňované modulaci na nízkofrekvenční proudy, a to buď pomocí interference (klasická interference a její varianty), anebo přímo v přístroji (SF modulované proudy). Mechanismus depolarizace nervových vláken je ale v porovnání s nízkofrekvenčními proudy zcela odlišný. Díky vyšší frekvenci SF proudů totiž žádný z impulsů nestačí depolarizovat nervové vlákno. Proto je konečná depolarizace výsledkem principu sumace (Vyskotová, 2011).

2.9.2 Typy středofrekvenčních proudů

V současnosti se využívají dva hlavní typy SF proudů – interferenční proudy a modulované středofrekvenční proudy. Mezi interferenční proudy řadíme klasickou interferenci, izoplanární vektorové pole (IVP) a dipólové vektorové pole (DVP). Součástí modulovaných středofrekvenčních proudů je bipolární aplikace SF proudů, ruská stimulace, přerušovaná galvanizace a reboxové proudy (Vyskotová, 2011). Poslední dva zmiňované nicméně nejsou v praxi příliš využívány, proto se jimi v následujících řádcích nebudu detailněji zabírat.

Klasická interference, IVP i DVP se řadí mezi tetrapolární aplikace SF proudů. Pro jejich aplikaci tedy využíváme dva proudové okruhy se čtyřmi elektrodami. Ty jsou uloženy tak, aby se křížily v cílové tkáni. Elektrody stejného proudového okruhu musí být umístěny vždy naproti sobě. Mechanismus klasické interference již byl popsán v kapitole 2.9.1. Její výhodou je vznik výsledné účinné frekvence v hloubce tkáně a minimální zatížení kůže a podkoží. Aplikace klasické interference však klade velké nároky na prostorovou představivost a přesné uložení elektrod, což může v praxi znamenat velké potíže. V místě interference totiž vzniká velká iritace, a to díky strmému gradientu hloubkové modulace. V případech, kdy tento typ středofrekvenční terapie nemůže být použit, např. z důvodu akutního zdravotního stavu pacienta, volíme modernější varianty tetrapolární aplikace – IVP a DVP (Zeman, 2013).

IVP je modifikovaný typ interferenčních proudů, který se vyznačuje rovnoměrným rozložením maximální hloubky modulace v celém prostoru křížení proudových okruhů.

V celé oblasti se tedy nevyskytují žádné rozdíly hloubky modulace, ve všech místech je hloubka modulace 100%. Z této charakteristiky vyplývá, že tento proud může být aplikován i u akutních stavů. Aplikace IVP se dále vyznačuje šetrným účinkem, a především výrazně nižší náročností na uložení elektrod. Posledním typem tetrapolární aplikace je DVP. V tom je změněn původní tvar čtyřlístku na přímku (dipól), na které se nachází maximální hloubka modulace. Mimo tento dipól je však hloubka modulace 0%. Aplikace tohoto typu je, stejně jako u klasické interference, kontraindikována u akutních stavů. Bezmeznou výhodou se však zdá být přesné zacílení do požadovaného místa, jelikož dipólem lze rotovat pomocí automatického nastavení přístroje nebo ručně (Vyskotová, 2011; Zeman, 2013).

Při uplatnění bipolární aplikace SF proudů dochází k využití jednookružové aplikace pomocí dvou elektrod. Při bipolární aplikaci vzniká frekvenční modulace již v přístroji a maximální hloubka modulace se nachází pod elektrodami. Dochází zde k podráždění kožních receptorů, takže v porovnání s interferenčními proudy nedosahují ve tkáni takového hloubkového účinku. Dají se však využít i u akutních stavů a především tam, kde není prostor na uložení čtyř elektrod. Posledním zmiňovaným typem SF proudů je ruská stimulace, kterou jako první použil Kots, a to k posilování svalů a výcviku ruských kosmonautů. Jedná se o lichoběžníkově modulované SF proudy s NF 2,5 kHz. Sled jednotlivých impulsů je uspořádán do salvy v délce trvání přibližně 6 sekund, po jejímž skončení následuje přiměřená pauza a celý postup se opakuje (Adel & Luykx, 2005; Vyskotová, 2011).

2.9.3 Účinky středofrekvenčních proudů

Aplikace SF proudů, ve většině případů, nezpůsobuje pacientům nepříjemné pocity. To je dáno malou dráždivostí volných nervových zakončení v kůži, která umožňuje hlubší průnik proudu do tkáně a terapeutovi dovoluje nastavit vyšší absolutní intenzitu působícího proudu. Středofrekvenční terapie je, ve srovnání s nízkofrekvenční terapií, pacienty velmi dobře tolerována. A právě její vysoká tolerance předurčuje tento druh fyzikální terapie k širokému využití. Díky variabilitě jednotlivých parametrů vzniká v běžné praxi fyzioterapeuta nespočet možností, jak středofrekvenční terapii využít (Kolesár, Ďurianová, Hupka, & Pavlík, 1975; Vyskotová, 2011).

Dle Goatse (1990) jsou hlavními účinky SF proudů analgezie, redukce otoku a stimulace, zatímco Poděbradský s Vařekou (1998a) ještě zmiňují účinek myorelaxační.

Jednotlivé účinky jsou však vždy závislé na nastavení žádoucích parametrů. Pro vyvolání kontrakce příčně pruhovaného svalstva s následným zvýšením žilního odtoku a sekundární hyperemií je vhodná hodnota AMF mezi 30 až 60 Hz (Poděbradský & Vařeka, 1998a). Goats (1990) uvádí větší rozpětí, a to 40 až 80 Hz. Stejný autor také uvádí optimální hodnotu (10 až 40 Hz) pro stimulaci viscerálního svalstva, na něž má vliv autonomní nervový systém. Pro dosažení hyperemického či antiedematózního účinku je vhodná intenzita

a nadprahově motorická, a to při výše uvedených hodnotách AMF.

Analgetický účinek, ke kterému dochází díky postupné stimulaci A δ a C aferentních nervových vláken, je vyvolán při intenzitě prahově senzitivní s hodnotou AMF přibližně 100 Hz. Při zvýšení frekvence na 150 až 200 Hz i intenzity na hodnotu prahově motorickou, nastupují účinky myorelaxační (Goats, 1990; Poděbradský & Vařeka, 1998a). Dále je velmi důležité si uvědomit, že veškeré zmiňované účinky spolu velmi úzce souvisí a ve většině případů nedojde k ovlivnění pouze jednoho mechanismu. Primárně tedy můžeme chtít ovlivnit otok, ale při jeho redukcii se současně snižuje i tlak na okolní tkáň, což znamená, že se snižuje také působící bolest (De Domenico, 1982).

Pro ovlivnění konečného účinku může dojít k nastavení i dalších parametrů. Hodnota NF 2,5 kHz má podle empirických poznatků spíše stimulační účinky, zatímco NF s hodnotou 4 kHz se uplatňuje spíše ovlivněním tlumení bolesti. Tato fakta však nemají žádné teoretické podklady a jsou založena pouze na empirii (Urban, osobní sdělení, 2015). Dalším nastavitelným parametrem je spektrum, jehož hodnota se určuje podle stádia onemocnění. Pro akutní stavy jsou voleny hodnoty nízké, maximálně do 20 Hz, pro subakutní do 40 Hz a pro chronické do 60 Hz. Sweep time je nastavován rovněž dle stádia nemoci – pro akutní stavy je hodnota 10 až 20 s, pro subakutní 4 až 10 s a pro chronické 1 až 3 s. Posledním parametrem je contour, který ukazuje rychlost změny frekvence ve vztahu k sweep time. Vyšší hodnoty, okolo 80 až 100 %, volíme pro akutní stavy, a především analgetické frekvence, zatímco nízké (1 až 33 %) pro chronické stavy a dráždivé účinky (Poděbradský & Vařeka, 1998a). Nastavení hodnot tří posledních parametrů vychází z faktu, že při akutní bolesti je schopnost adaptace daleko nižší než při bolesti chronické.

2.9.4 Indikace procedur

Indikace jednotlivých typů středofrekvenční terapie vyplývá z jejich popisu (kapitola 2.9.2) a také z výše uvedených účinků (kapitola 2.9.3). Existují však studie, které popisují vliv SF proudů na různé druhy či stádia onemocnění.

Autoři Samuel a Maiya (2015) vytvořili z dostupných studií systematický přehled, ve kterém se zabývali vlivem transkutánní elektrické stimulace a interferenčních proudů na ovlivnění akutní a chronické bolesti. Udávají, že sice existuje mnoho studií, které dokládají analgetický účinek těchto proudů, ve většině případů se však jedná o studie, které mají velmi nízkou metodickou kvalitu a také nedostatečnou kvalitu zkoumaného vzorku.

Fuentes, Armijo-Olivo, Magee a Gross (2010) ze své meta-analýzy usuzují, že účinnost interferenčních proudů je mnohem vyšší u chronické bolesti muskuloskeletálního původu než u bolesti akutní. Šestnáct z dvaceti předložených studií totiž uvádí významný analgetický efekt SF proudů u chronické bolesti.

De Domenico a Strauss (1985) doporučují SF proudy pro reedukaci svalové aktivity. S nimi se shoduje také autorka Vyskotová (2011), která uvádí, že se k obnově svalového napětí ochablého svalstva po úrazech či operacích využívá ruská stimulace.

Goats (1990) SF proudy s frekvencí 50 Hz doporučuje v léčbě spasticity. Uvádí sice, že hodinu po aplikaci procedury se spasticita vrátí zpět v celém svém rozsahu, myslí si však, že by použití tohoto druhu fyzikální terapie, bezprostředně před kinezioterapií, mohlo vést k urychlení léčby.

Škála využití SF proudů může být velmi široká. Diskutuje se o účinku v léčbě astmatu, psoriázy, hojení fraktur, či dokonce při léčení inkontinence. Většina těchto studií však není vědecky podložena. Využití středofrekvenční terapie pro tyto účely by vyžadovalo ověření (Watson, 2008).

3 CÍLE A HYPOTÉZY

3.1. Cíle

V rámci výzkumného úkolu diplomové práce „Vliv nosné frekvence amplitudově modulovaných středofrekvenčních proudů na hodnotu senzitivních a motorických prahů dráždivosti“ byl stanoven jeden hlavní cíl a jeden cíl vedlejší.

3.1.1. Hlavní cíl

Hlavním cílem diplomové práce je experimentálně ověřit a objektivizovat vliv nosné frekvence amplitudově modulovaných středofrekvenčních proudů na hodnotu senzitivního a motorického prahu dráždivosti.

3.1.2. Vedlejší cíl

Vedlejším cílem diplomové práce je zjistit, zda má dominance dolních končetin vliv na hodnotu senzitivního a motorického prahu dráždivosti.

3.2. Hypotézy

H₀₁: Nemá statisticky významný rozdíl v hodnotách prahově senzitivní intenzity SF proudů mezi NF 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz při konstantní AMF na dominantní dolní končetině.

H₀₂: Nemá statisticky významný rozdíl v hodnotách prahově senzitivní intenzity SF proudů mezi NF 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz při konstantní AMF na nedominantní dolní končetině.

H₀₃: Nemá statisticky významný rozdíl v hodnotách prahově motorické intenzity SF proudů mezi NF 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz při konstantní AMF na dominantní dolní končetině.

H₀₄: Nemá statisticky významný rozdíl v hodnotách prahově motorické intenzity SF proudů mezi NF 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz při konstantní AMF na nedominantní dolní končetině.

H₀₅: Nemá statisticky významný rozdíl v hodnotách prahově senzitivní intenzity SF proudů s NF 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz při konstantní AMF mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou.

H_0 : Není statisticky významný rozdíl v hodnotách prahově motorické intenzity SF proudů s NF 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz při konstantní AMF mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou.

4 METODIKA

4.1 Charakteristika souboru

Soubor probandů tvořilo 40 zdravých osob ve věkovém rozmezí 21–28 let, přičemž jejich průměrný věk byl 23,93 roku. Po obeznámení s cílem a metodikou měření všichni probandi podepsali informovaný souhlas, čímž souhlasili se svou účastí na tomto výzkumu. U všech zúčastněných, tedy 25 žen a 15 mužů, bylo v rámci orientačního neurologického vyšetření vyloučeno postižení periferní či centrální nervové soustavy (porucha povrchového i hlubokého cití). Dále byla anamnesticky vyloučena jakákoliv bolest v den měření, pravidelná medikace, užívání léků minimálně 14 dnů před měřením a časté křeče v dolních končetinách (nejméně 2x měsíčně). Tedy stavy, které by mohly určitým způsobem ovlivnit jejich senzitivní či motorický práh dráždivosti.

Vyšetření i samotné měření probíhalo na pracovišti Fyziomed, s.r.o. v Olomouci v období říjen–listopad 2018 na přístroji BTL 4000 Smart & Premium. Každý proband byl vyšetřován a měřen v místnosti, kde byla pokojová teplota, dobré osvětlení a dostatečný klid. Výše uvedené probíhalo v odpoledních hodinách po pracovní době, v rámci možností tedy byla, pro vyšetření i měření, zajištěna stejná denní doba pro všechny probandy.

4.2 Postup vyšetření

Každý proband byl nejdříve seznámen s cílem a metodikou výzkumného úkolu, po němž následovalo podepsání informovaného souhlasu (Příloha 2). Tímto proband souhlasil se všemi okolnostmi, které jsou v něm napsány. Před samotným měřením následovalo odebrání anamnézy a provedení neurologického vyšetření, a to především z důvodu vyloučení onemocnění nervosvalového aparátu dolních končetin, závažného onemocnění či úrazu, postižení povrchového i hlubokého cití nebo porušení integrity míšního segmentu L2–L4. Dále následovalo určení laterality dolních končetin, a to hlavně pro zjištění odpovědi na jeden z cílů práce.

4.2.1 Odebrání anamnézy

Po podepsání informovaného souhlasu všemi probandy následovalo vyplnění anamnestického dotazníku (Příloha 3). Zde byly zaznamenávány především údaje z nynějšího onemocnění, z osobní a farmakologické anamnézy, dále úrazy dolních končetin na nervosvalovém aparátu, četnost výskytu křečí v dolních končetinách a další

významná fakta. Výzkumný úkol byl prováděn na zdravých probandech, v anamnéze se tedy neobjevovala žádná významná onemocnění nebo závažné úrazy dolních končetin.

4.2.2 Neurologické vyšetření

Pro zjištění míry nervosvalové dráždivosti byl vyšetřen Chvostkův a Trömnerův příznak. Zvýšená nervosvalová dráždivost se u Chvostkova příznaku vyšetřuje pomocí neurologického kladívka a projevuje se v oblasti obličeje. Nejnižší stupeň klinicky prokazatelné zvýšené nervosvalové dráždivosti se označuje jako Chvostek I, kdy dochází, při poklepu neurologickým kladívkem na tvář asi 2 cm od ústního koutku na spojnici koutek–tragus, k záškubu mimického svalstva horního rtu a koutku směrem zevním. Při vyšším stupni nervosvalové dráždivosti se popisuje Chvostek II, ten se provádí poklepem neurologického kladívka ve větší vzdálenosti od ústního koutku, a to před tragem v místě příušní žlázy a větvení n. facialis. Reakce je zcela totožná s výše popsanou. Poslední, tedy nejvyšší stupeň nervosvalové dráždivosti, se označuje jako Chvostek III, kdy při poklepu neurologickým kladívkem před tragus (na stejném místě jako u Chvostka II), se objevuje záškub m. orbicularis oculi. Dále byl vyšetřen Trömnerův příznak, a to poklepem do distálního článku prostředníku zavěšeného za prst druhé ruky vyšetřujícího. Pozitivní odpovědí je flexe (chňapavý pohyb) prstů vyšetřované ruky. Při pozitivitě se však dále musí odlišit od pozitivních spastických jevů na horních končetinách (Opavský, 2003). U dvanácti probandů byl jednostranně pozitivně testován Chvostek I, tento výsledek je však považován za fyziologický. Ostatní výše popsané zkoušky pak byly u všech testovaných negativní.

V rámci neurologického vyšetření bylo dále vyšetřeno povrchové cití – taktilní cití, dvoubodová diskriminace, rozlišení ostrých a tupých předmětů a grafestézie. Taktilní cití bylo vyšetřeno bilaterálně smotkem vaty v jednotlivých dermatomech dolních končetin. U dvoubodové diskriminace byla hodnocena schopnost rozlišit jeden nebo dva působící dotyky a jejich vzdálenost na stehnech probandů. Při vyšetření, které se nazývá rozlišení ostrých a tupých předmětů, byla použita jehla z Bruckova neurologického kladívka, a to její ostrý i tupý hrot. Posledním vyšetřovaným aspektem povrchového cití pak byla grafestézie. Zde byla pozorována schopnost rozpoznat číslice velikosti cca 5 cm, které byly vykreslovány na stehnech probandů ostrým hrotem jehly (Kobesová, 2009; Opavský, 2003).

Po povrchovém čítí následovalo vyšetření hlubokého čítí, přesněji statestézie a kinestézie. Při testování polohocitu neboli statestézie byla vyšetřovanému pasivně nastavena jedna dolní končetina do pozice „trojflexe“ a jeho úkolem bylo si tuto pozici zapamatovat a druhou dolní končetinu nastavit do symetrické polohy. Pohybocit (kinestézie) se pak vyšetřoval na prstcích a úkolem probanda bylo popsat pomalu se měnící polohu segmentu, jeho směr a pohyb (Kobesová, 2009). Všechny výše zmíněné testy na povrchové a hluboké čítí probandí prováděli se zavřenýma očima. Za normální, tedy fyziologický výsledek, jsou považovány čtyři správné odpovědi z pěti. U žádného probanda pak nebyl zaznamenán horší výsledek ani stranová odchylka.

Posledním bodem neurologického vyšetření bylo vyšetření patelárního reflexu bilaterálně, kterým byla ověřena integrita nervového systému, především míšního segmentu L2–L4 (Ambler, 2011). U všech pacientů byla zjištěna normoreflexie, nebylo tedy nutné aplikovat Jendrassikův manévr.

4.2.3 Určení dominance dolních končetin

Dominantní neboli preferenční dolní končetina je obvykle ta, kterou by vyšetřovaná osoba kopla do míče. Druhá dolní končetina, tedy nedominantní, je zpravidla používána jako odrazová při skoku (Opavský, 2003). Ve smyslu funkční laterality je dominantní dolní končetina švihová, tedy obratnější, zatímco na nedominantní dolní končetině spočívá větší hmotnost těla, bývá tak silnější a většinou také objemnější (Měkota, 1984).

Na zjištění dominantní dolní končetiny byl u probandů použit krátký dotazník, který obsahoval pět otázek:

1. „Kterou nohou většinou kopete na cíl?“
2. „Kterou nohu jako první kladete na schod/stoličku?“
3. „Kterou nohu umístíte vřed při skluzu?“
4. „Kterou nohou si vyklepáváte rytmus?“
5. „Kterou nohu byste si vybral/a, kdybyste ji měl/a zvednout co nejvýš?“

Když proband nevěděl, kterou dolní končetinu v dané činnosti preferuje, mohl si ji vyzkoušet.

Všechny odpovědi na tyto otázky byly zaznamenány a dosazeny do vzorce pro výpočet indexu dominance (DI).

$$DI = \frac{xP}{xP + xL} \times 100$$

xP počet úkonů vykonaných pravou dolní končetinou

xL počet úkonů vykonaných levou dolní končetinou

Hodnota $DI < 50$ znamená dominanci levé dolní končetiny, $D = 50$ ukazuje na ambidextrii, tedy schopnost používat stejně obratně obě dolní končetiny a z výsledků $DI > 50$ vyplývá dominance pravé dolní končetiny (Králová, 2000). Z dotazníku na určení laterality dolních končetin pak vyplynulo, že 32 probandů preferuje pravou dolní končetinu, zatímco zbylých 8 testovaných dává přednost levé dolní končetině.

4.2.4 Postup měření

Dříve, než došlo k samotnému měření, byl všem probandům vysvětlen podrobný postup, včetně vysvětlení základních pojmů. IPS byla probandům popisována jako „první pocit průchodu proudů“, přičemž IPM jako „kontrakce svalu“. Samotné měření bylo zahájeno kontrolním měřením senzitivního a motorického prahu pro správnost uložení elektrod a objektivizaci pocitů těchto dvou intenzit.

Pro standardizaci podmínek byla pokožka, v místě uložení elektrod, odmaštěna alkoholovým roztokem. Uložení elektrod se shodovalo s uložení elektrod ve výzkumu Krchové (2014) a Novotné (2016), tedy na m. vastus medialis dominantní a poté i nedominantní dolní končetiny. Pro všechna měření byly použity deskové elektrody o velikosti 5 x 7 cm opatřené standardní elektrodovou podložkou. Elektrody byly k dolním končetinám připevněny pásy na suchý zip. Jednalo se o bipolární aplikaci, katoda tedy byla umístěna distálně a anoda proximálně.

Hodnota senzitivního prahu dráždivosti byla zaznamenána na základě subjektivního pocitu probanda. Ten byl o daných pocitech instruován. V případě subjektivního dojmu probanda byla velmi důležitá jeho spolupráce. Proband byl dále upozorněn na zvyšující se intenzitu proudu mezi tzv. prvním pocitem průchodu proudu a svalovou kontrakcí. Záskub svalu proband ohlásil a byla určena hodnota motorického prahu dráždivosti. Ta byla překontrolována vizuální a palpační kontrolou svalového břicha m. vastus medialis.

Pro hlavní výzkumný úkol byla použita bipolární aplikace středofrekvenčních proudů o různých NF a jedné AMF (Tabulka 4). V rámci samotného měření byla pro dané hodnoty

proudů nejdříve zaznamenána IPS a poté IPM. Měření vždy začínalo na dominantní dolní končetině probanda, kdy katoda byla umístěna distálně a anoda proximálně na m. vastus medialis. Přístroj BTL 4000 Smart & Premium byl nastaven v režimu constant current – konstantní intenzity (CC).

Tabulka 4. Parametry SF proudů, které byly aplikovány během výzkumu

NF	AMF	Sp
2,5 kHz	75 Hz	0
4 kHz	75 Hz	0
6 kHz	75 Hz	0
8 kHz	75 Hz	0
10 kHz	75 Hz	0

SF = středofrekvenční, NF = nosná frekvence, AMF = amplitudově modulovaná frekvence, Sp = spektrum

Z důvodu subjektivity a reliability testování bylo u měření IPS a IPM pořadí NF zcela náhodné. Pro tento účel byla použita mobilní aplikace „Random all things generator“. Před každým měřením byl spuštěn náhodný generátor čísel s rozsahem 1–5, kdy každé číslo odpovídalo jedné NF a opakovalo se pouze jednou (Tabulka 5).

Tabulka 5. Přehled čísel v aplikaci „Random all things generator“, které odpovídají NF

NF	2,5 kHz	4 kHz	6 kHz	8 kHz	10 kHz
číslo	1	2	3	4	5

NF = nosná frekvence

Na přístroji BTL 4000 Smart & Premium byly nastaveny hodnoty daného proudu a absolutní intenzita byla zvyšována až do senzitivního prahu, který proband subjektivně určil. Naměřená hodnota byla zapsána do protokolu měření (Příloha 5). Následovalo další zvyšování intenzity až k motorické odpovědi svalu. Hodnota byla opět zaznamenána do

protokolu a měření mohlo být ukončeno. Výše uvedený postup byl zopakován u všech středofrekvenčních proudů s různými hodnotami NF. U každého probanda bylo dohromady naměřeno 20 číselných hodnot, tedy 10 číselných hodnot na jedné dolní končetině. Měření začínalo na jeho dominantní straně.

4.3 Popis přístroje BTL 4000 Smart & Premium

Na měření hodnot senzitivní a motorické dráždivosti, tedy IPS a IPM, byl použit přístroj BTL 4000 Smart & Premium (Obrázek 5). Ten pochází z nejnovější řady profesionálních přístrojů určených pro fyzioterapii firmy BTL. Jeho výhodou je velký barevný dotykový displej, který v celém průběhu terapie informuje o aplikovaném typu, používaném příslušenství, zbývajícím čase a hlavních parametrech terapie. Přístroj se vyznačuje vynikajícími parametry jednotlivých terapií a širokým sortimentem aplikátorů a doplňků.



Obrázek 5. Přístroj BTL 4000 Smart & Premium (<https://www.btl.cz/>) [online]

Přístroj umožňuje generovat různé typy proudů s nastavitelnými parametry, a to buď v režimu konstantní intenzity (CC), anebo v režimu konstantního napětí (CV). Parametry dipólové aplikace SF proudů, které byly používány během výzkumného úkolu na tomto přístroji, jsou následující. NF lze nastavit v rozsahu 2 000 až 10 000 Hz. Tyto hodnoty jsou možné do 5 000 Hz nastavovat s krokem 100 Hz, zatímco při vyšších hodnotách až do maxima s krokem 500 Hz. Spektrum i AMF mají zcela stejný rozsah frekvence, a to v rozpětí 0 až 250 Hz. Zvyšování tohoto parametru lze do 20 Hz po 1 Hz, do 100 Hz po 5 Hz a do 250 Hz, tedy maxima, po 10 Hz. Posledním základním parametrem je intenzita zvoleného proudu. Po celou dobu měření byl přístroj nastaven v režimu CC. Zde se uplatňuje intenzita proudového režimu, jejíž hodnoty jsou udávány v mA, a to v rozsahu 0 až 100 mA. Do 10 mA lze tuto intenzitu nastavovat s krokem 0,1 mA, při intenzitě do 20 mA s krokem 0,5 mA a při vyšších intenzitách s krokem 1 mA až do maximální výstupní intenzity 100 mA. Výrobce udává toleranci výstupní amplitudy $\pm 20\%$ z nastavené intenzity a dále toleranci časových parametrů průběhů $\pm 20\%$ z jmenovité zatěžovací impedance 500 až 750 Ω .

4.4 Statistické zpracování dat

Naměřené hodnoty pro všechny sledované parametry, týkající se intenzity prahově senzitivní a intenzity prahově motorické, byly zapsány do programu Excel Office 365 a zpracovány programem STATISTICA 13.5.0. Histogramy ukázaly, že data nesplňují kritéria normálního rozložení dle Gaussovy křivky, i když se tomuto rozložení velmi blížila. Na základě rozložení dat byla pro čtyři hypotézy použita neparametrická statistika, přesněji byly porovnávány dva závislé proměnné vzorky s využitím Wilcoxonova párového testu. Po konzultaci výsledků neparametrické statistiky s prof. Sigmundem byl pro zbylé dvě hypotézy aplikován t-test pro dva nezávislé výběry, který spadá do parametrické statistiky.

5 VÝSLEDKY

Na základě rozložení dat, a především po konzultaci s prof. Sigmundem, byla použita parametrická i neparametrická statistika. Pro testování hypotéz H_{03} a H_{04} byl využit t-test pro dva nezávislé výběry. Zatímco hypotézy H_{01} , H_{02} , H_{05} a H_{06} byly testovány pomocí Wilcoxonova párového testu pro porovnání dvou závislých proměnných.

5.1 Testování hypotézy H_{01}

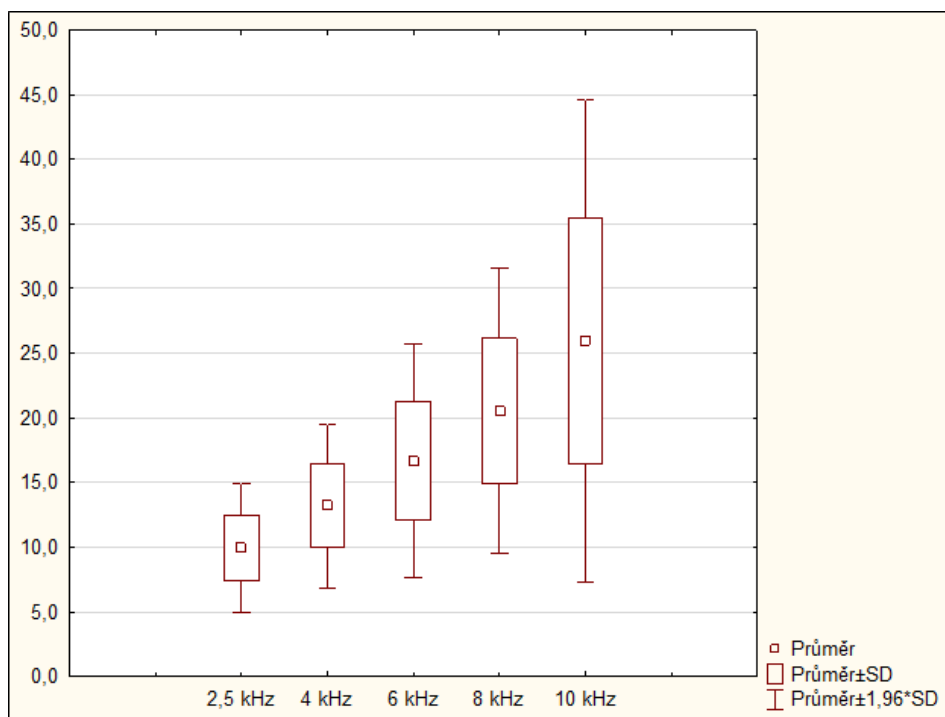
H_{01} : Nemá statisticky významný rozdíl v hodnotách prahově senzitivní intenzity SF proudů mezi NF 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz při konstantní AMF na dominantní dolní končetině.

Při testování hypotézy H_{01} bylo zjišťováno, zda je statisticky významný rozdíl mezi naměřenými hodnotami prahově senzitivní intenzity SF proudů mezi NF 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz při AMF 75 Hz na dominantní dolní končetině.

Pro zhodnocení byly použity naměřené hodnoty všech probandů pro senzitivní dráždivost s výše uvedenými NF na dominantní dolní končetině (Příloha 6). Z výsledků vyplývá, že byl nalezen statisticky významný rozdíl na hladině statistické významnosti $p < 0,001$ (Tabulka 6; Obrázek 6).

Tabulka 6. Rozdíly hodnot prahově senzitivní intenzity SF proudů mezi NF 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz při konstantní AMF na dominantní dolní končetině

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test				
	Počet (N)	T	Z	Hodnota-p	$p \leq$
2,5 kHz & 4 kHz	40	4,000	5,457	4,8415E-08	0,000
2,5 kHz & 6 kHz	40	2,000	5,484	4,16012E-08	0,000
2,5 kHz & 8 kHz	40	1,000	5,497	3,85527E-08	0,000
2,5 kHz & 10 kHz	40	0,000	5,511	3,57213E-08	0,000
4 kHz & 6 kHz	40	25,000	5,175	2,28171E-07	0,000
4 kHz & 8 kHz	40	5,000	5,444	5,22158E-08	0,000
4 kHz & 10 kHz	40	1,000	5,497	3,85527E-08	0,000
6 kHz & 8 kHz	40	27,000	5,148	2,6341E-07	0,000
6 kHz & 10 kHz	40	0,000	5,511	3,57213E-08	0,000
8 kHz & 10 kHz	40	15,000	5,309	1,10113E-07	0,000



Obrázek 6. Grafické znázornění rozdílu hodnot prahově senzitivní intenzity SF proudů mezi NF 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz při konstantní AMF na dominantní dolní končetině

Na základě výsledků byla hypotéza H_0 1 vyvrácena. Byl shledán statisticky významný rozdíl v hodnotách prahově senzitivní intenzity SF proudů mezi NF 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz při AMF 75 Hz na dominantní dolní končetině.

5.2 Testování hypotézy H_02

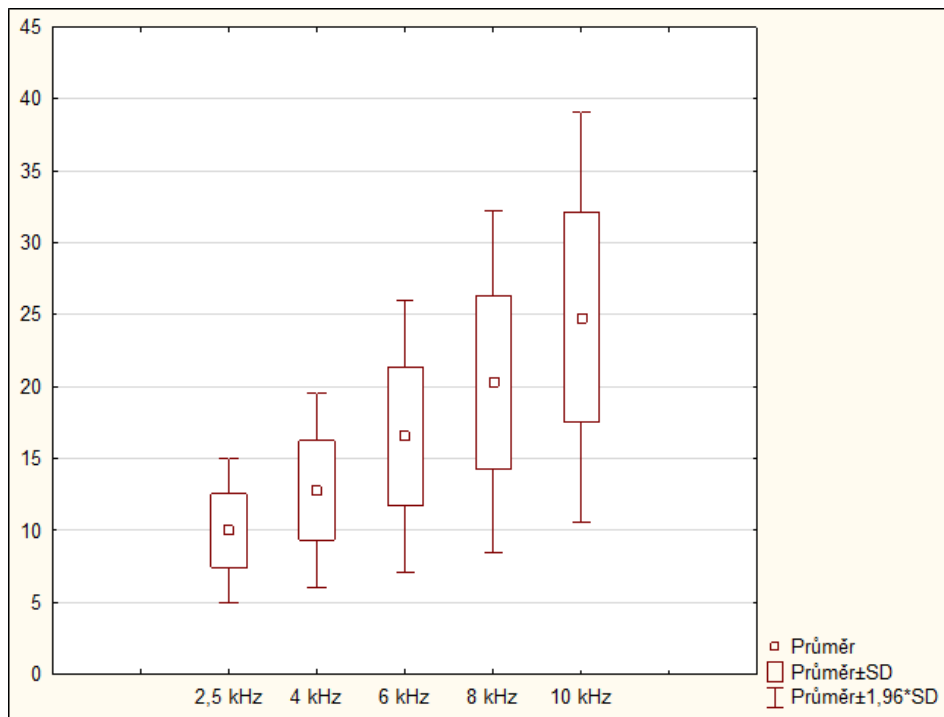
H_02 : *Není statisticky významný rozdíl v hodnotách prahově senzitivní intenzity SF proudů mezi NF 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz při konstantní AMF na nedominantní dolní končetině.*

Při testování hypotézy H_02 bylo zjišťováno, zda je statisticky významný rozdíl mezi naměřenými hodnotami prahově senzitivní intenzity SF proudů mezi NF 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz při AMF 75 Hz na nedominantní dolní končetině.

Pro zhodnocení byly použity naměřené hodnoty všech probandů pro senzitivní dráždivost s výše uvedenými NF na nedominantní dolní končetině (Příloha 7). Z výsledků vyplývá, že byl nalezen statisticky významný rozdíl na hladině statistické významnosti $p < 0,001$ (Tabulka 7; Obrázek 7).

Tabulka 7. Rozdíly hodnot prahově senzitivní intenzity SF proudů mezi NF 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz při konstantní AMF na nedominantní dolní končetině

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test				
	Počet (N)	T	Z	Hodnota-p	$p \leq$
2,5 kHz & 4 kHz	40	29,500	5,114	3,14898E-07	0,000
2,5 kHz & 6 kHz	40	14,500	5,316	1,06125E-07	0,000
2,5 kHz & 8 kHz	40	5,000	5,444	5,22158E-08	0,000
2,5 kHz & 10 kHz	40	0,000	5,511	3,57213E-08	0,000
4 kHz & 6 kHz	40	35,000	5,040	4,64602E-07	0,000
4 kHz & 8 kHz	40	8,000	5,403	6,54354E-08	0,000
4 kHz & 10 kHz	40	0,000	5,511	3,57213E-08	0,000
6 kHz & 8 kHz	40	6,500	5,424	5,84646E-08	0,000
6 kHz & 10 kHz	40	0,000	5,511	3,57213E-08	0,000
8 kHz & 10 kHz	40	10,500	5,370	7,88795E-08	0,000



Obrázek 7. Grafické znázornění rozdílu hodnot prahově senzitivní intenzity SF proudů mezi NF 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz při konstantní AMF na nedominantní dolní končetině

Na základě výsledků byla hypotéza H_02 vyvrácena. Byl shledán statisticky významný rozdíl v hodnotách prahově senzitivní intenzity SF proudů mezi NF 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz při AMF 75 Hz na nedominantní dolní končetině.

5.3 Testování hypotézy H_03

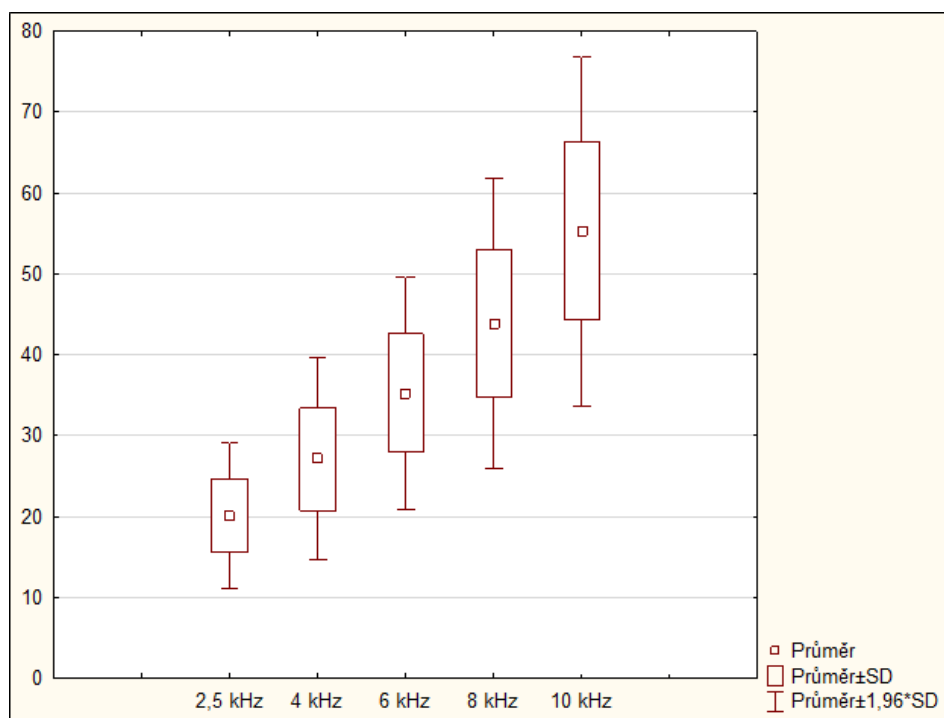
H_03 : *Není statisticky významný rozdíl v hodnotách prahově motorické intenzity SF proudů mezi NF 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz při konstantní AMF na dominantní dolní končetině.*

Při testování hypotézy H_03 bylo zjišťováno, zda je statisticky významný rozdíl mezi naměřenými hodnotami prahově motorické intenzity SF proudů mezi NF 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz při AMF 75 Hz na dominantní dolní končetině.

Pro zhodnocení byly použity naměřené hodnoty všech probandů pro motorickou dráždivost s výše uvedenými NF na dominantní dolní končetině (Příloha 8). Z výsledků vyplývá, že byl nalezen statisticky významný rozdíl na hladině statistické významnosti $p < 0,001$ (Tabulka 8; Obrázek 8).

Tabulka 8. Rozdíly hodnot prahově motorické intenzity SF proudů mezi NF 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz při konstantní AMF na dominantní dolní končetině

Dvojice proměnných	T-test pro nezávislé výběry					
	Průměr	SD	Počet (N)	T	Hodnota-p	$p \leq$
4kHz 2,5kHz	27,088 20,138	6,359 4,564	40	15,469	3,11034E-18	0,000
6kHz 2,5kHz	35,250 20,138	7,320 4,564	40	27,570	3,46061E-27	0,000
8kHz 2,5kHz	43,850 20,138	9,111 4,564	40	26,859	9,12255E-27	0,000
10kHz 2,5kHz	55,250 20,138	11,001 4,564	40	28,963	5,51963E-28	0,000
6kHz 4kHz	35,250 27,088	7,320 6,359	40	20,547	1,5929E-22	0,000
8kHz 4kHz	43,850 27,088	9,111 6,359	40	23,540	1,16592E-24	0,000
10kHz 4kHz	55,250 27,088	11,001 6,359	40	26,423	1,67158E-26	0,000
8kHz 6kHz	43,850 35,250	9,111 7,320	40	17,621	3,60421E-20	0,000
10kHz 6kHz	55,250 35,250	11,001 7,320	40	23,993	5,81726E-25	0,000
10kHz 8kHz	55,250 43,850	11,001 9,111	40	14,929	1,02178E-17	0,000



Obrázek 8. Grafické znázornění rozdílu hodnot prahově motorické intenzity SF proudů mezi NF 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz při konstantní AMF na dominantní dolní končetině

Na základě výsledků byla hypotéza H_{03} vyvrácena. Byl shledán statisticky významný rozdíl v hodnotách prahově motorické intenzity SF proudů mezi NF 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz při AMF 75 Hz na dominantní dolní končetině.

5.4 Testování hypotézy H_04

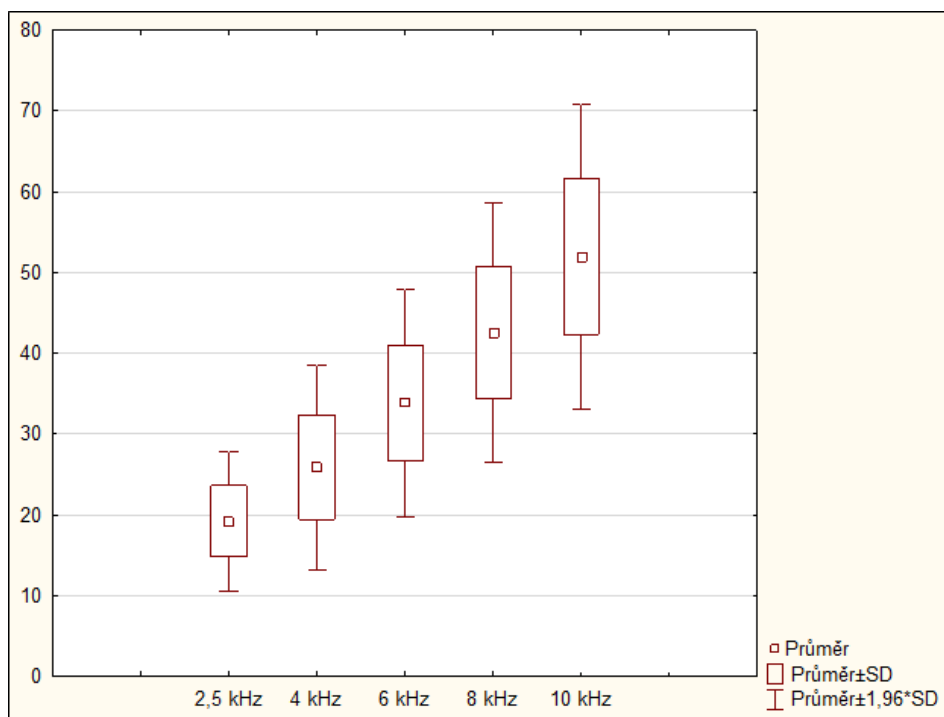
H_04 : *Není statisticky významný rozdíl v hodnotách prahově motorické intenzity SF proudů mezi NF 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz při konstantní AMF na nedominantní dolní končetině.*

Při testování hypotézy H_04 bylo zjišťováno, zda je statisticky významný rozdíl mezi naměřenými hodnotami prahově motorické intenzity SF proudů mezi NF 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz při AMF 75 Hz na nedominantní dolní končetině.

Pro zhodnocení byly použity naměřené hodnoty všech probandů pro motorickou dráždivost s výše uvedenými NF na nedominantní dolní končetině (Příloha 9). Z výsledků vyplývá, že byl nalezen statisticky významný rozdíl na hladině statistické významnosti $p < 0,001$ (Tabulka 9; Obrázek 9).

Tabulka 9. Rozdíly hodnot prahově motorické intenzity SF proudů mezi NF 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz při konstantní AMF na nedominantní dolní končetině

Dvojice proměnných	T-test pro nezávislé výběry					
	Průměr	SD	Počet (N)	T	Hodnota-p	$p \leq$
4kHz 2,5kHz	25,888 19,203	6,453 4,408	40	12,347	4,74223E-15	0,000
6kHz 2,5kHz	33,850 19,203	7,205 4,408	40	24,444	2,93791E-25	0,000
8kHz 2,5kHz	42,500 19,203	8,187 4,408	40	27,774	2,6307E-27	0,000
10kHz 2,5kHz	51,975 19,203	9,620 4,408	40	30,684	6,37143E-29	0,000
6kHz 4kHz	33,850 25,888	7,205 6,453	40	14,930	1,01957E-17	0,000
8kHz 4kHz	42,500 25,888	8,187 6,453	40	23,216	1,93298E-24	0,000
10kHz 4kHz	51,975 25,888	9,620 6,453	40	27,966	2,03517E-27	0,000
8kHz 6kHz	42,500 33,850	8,187 7,205	40	17,048	1,13085E-19	0,000
10kHz 6kHz	51,975 33,850	9,620 7,205	40	25,472	6,46699E-26	0,000
10kHz 8kHz	51,975 42,500	9,620 8,187	40	13,069	7,88016E-16	0,000



Obrázek 9. Grafické znázornění rozdílu hodnot prahově motorické intenzity SF proudů mezi NF 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz při konstantní AMF na nedominantní dolní končetině

Na základě výsledků byla hypotéza H_04 vyvrácena. Byl sledán statisticky významný rozdíl v hodnotách prahově motorické intenzity SF proudů mezi NF 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz při AMF 75 Hz na nedominantní dolní končetině.

5.5 Testování hypotézy H_05

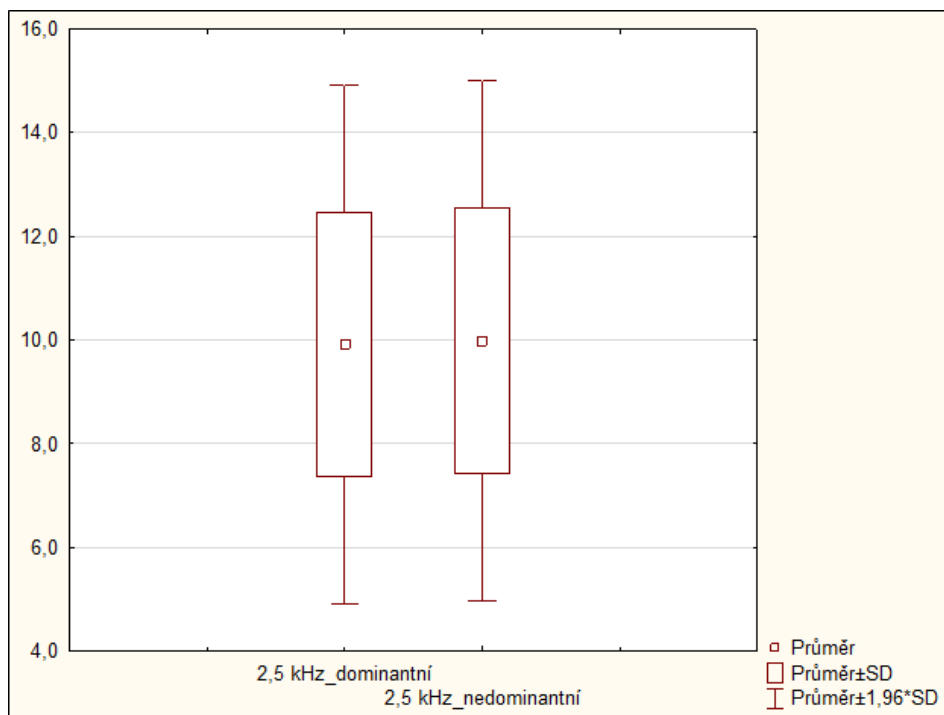
H_05 : Není statisticky významný rozdíl v hodnotách prahově senzitivní intenzity SF proudů s NF 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz při konstantní AMF mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou.

Při testování hypotézy H_05 bylo zjišťováno, zda je statisticky významný rozdíl mezi naměřenými hodnotami prahově senzitivní intenzity SF proudů s NF 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz při AMF 75 Hz mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou.

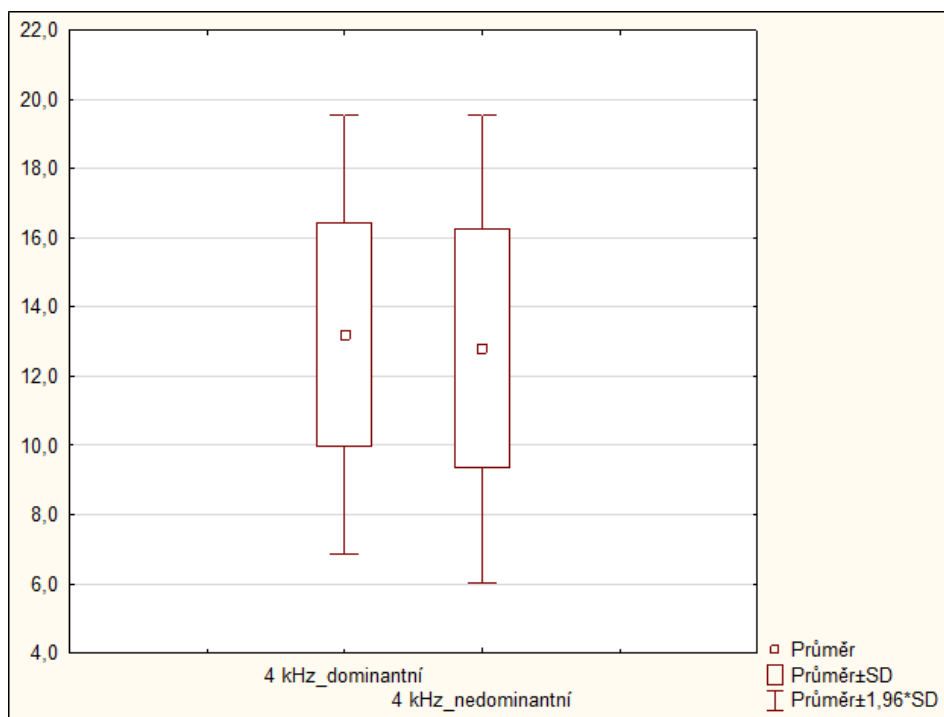
Pro zhodnocení byly použity naměřené hodnoty všech probandů pro senzitivní dráždivost s výše uvedenými NF na dominantní a nedominantní dolní končetině (Příloha 6, 7). Z výsledků vyplývá, že nebyl nalezen statisticky významný rozdíl na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ (Tabulka 10; Obrázek 10–14).

Tabulka 10. Rozdíly hodnot prahově senzitivní intenzity SF proudů s NF 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz při konstantní AMF mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou

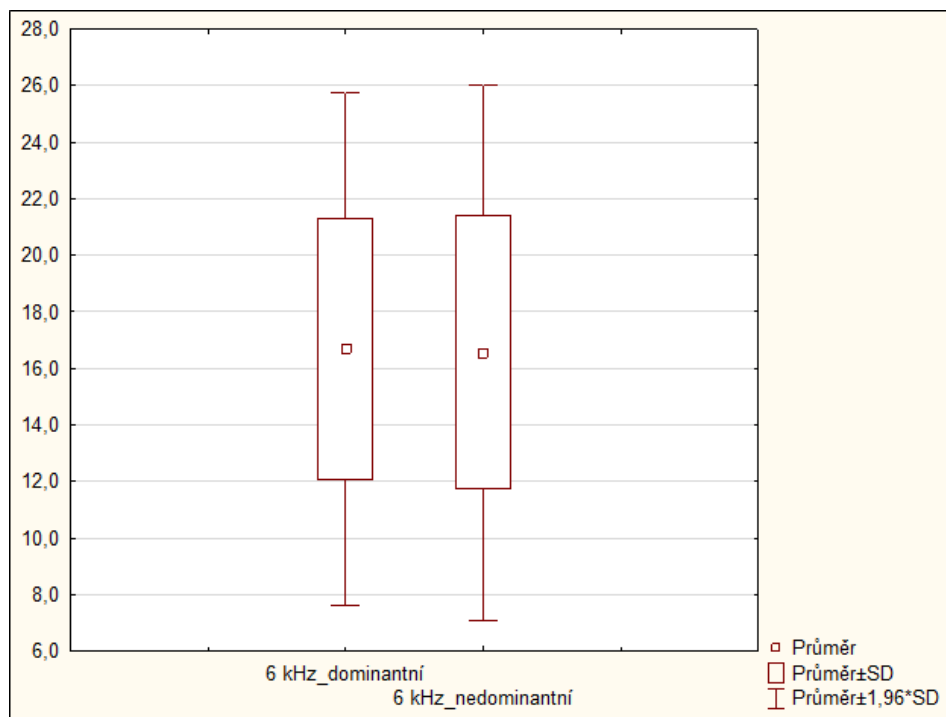
Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test			
	Počet (N)	T	Z	Hodnota-p
2,5 kHz_dominantní & 2,5 kHz_nedominantní	39	378,000	0,167	0,867
4 kHz_dominantní & 4 kHz_nedominantní	34	240,500	0,975	0,330
6 kHz_dominantní & 6 kHz_nedominantní	39	372,500	0,244	0,807
8 kHz_dominantní & 8 kHz_nedominantní	39	369,500	0,286	0,775
10 kHz_dominantní & 10 kHz_nedominantní	38	320,000	0,732	0,464



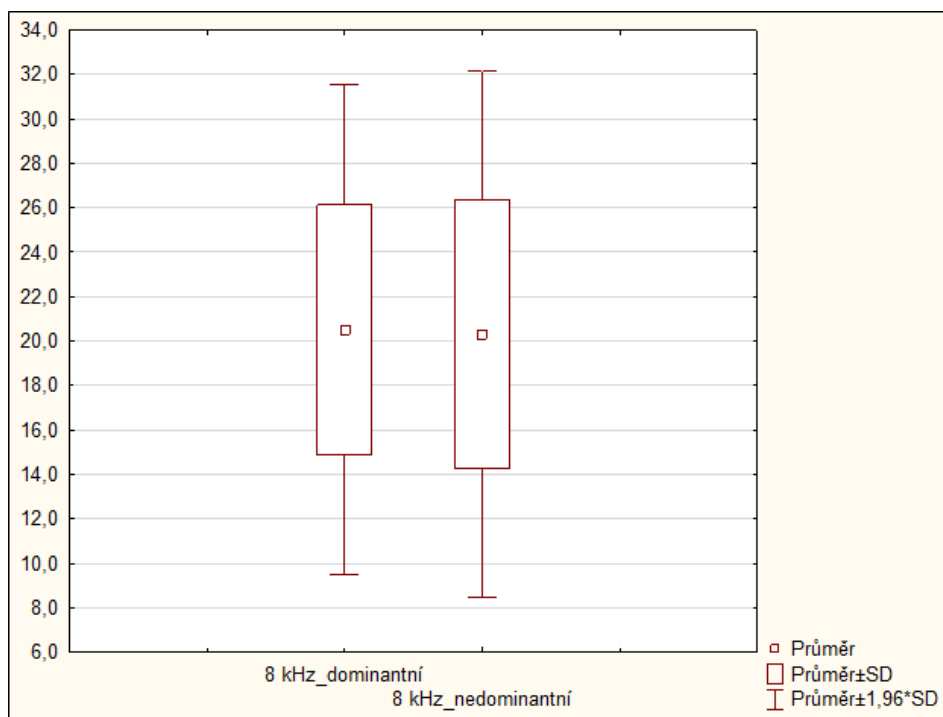
Obrázek 10. Grafické znázornění rozdílu hodnot prahově senzitivní intenzity SF proudů s NF 2,5 kHz při konstantní AMF mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou



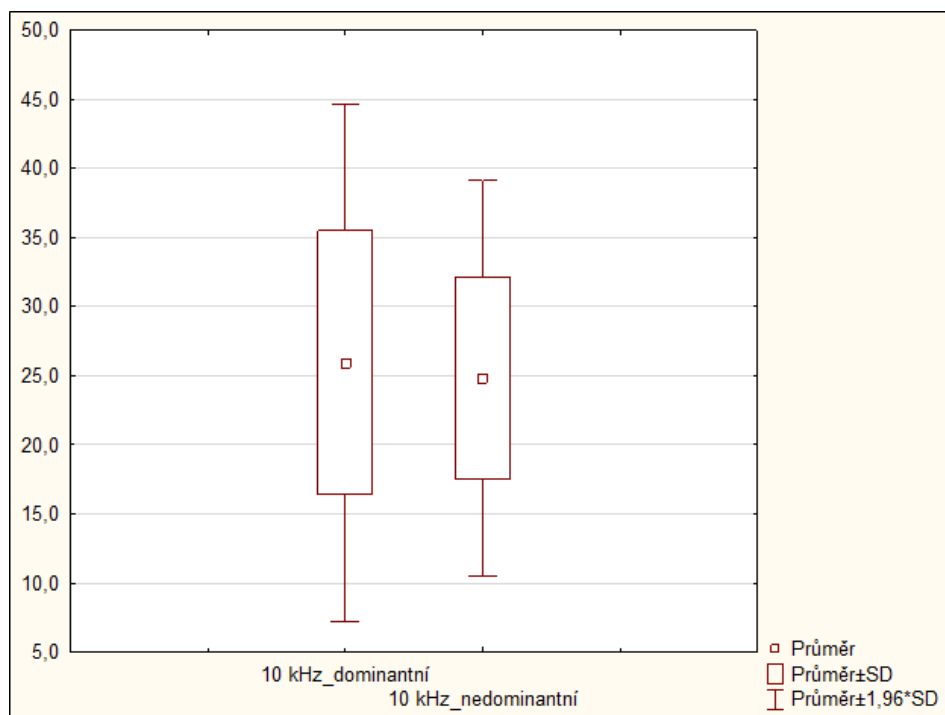
Obrázek 11. Grafické znázornění rozdílu hodnot prahově senzitivní intenzity SF proudů s NF 4 kHz při konstantní AMF mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou



Obrázek 12. Grafické znázornění rozdílu hodnot prahově senzitivní intenzity SF proudů s NF 6 kHz při konstantní AMF mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou



Obrázek 13. Grafické znázornění rozdílu hodnot prahově senzitivní intenzity SF proudů s NF 8 kHz při konstantní AMF mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou



Obrázek 14. Grafické znázornění rozdílu hodnot prahově senzitivní intenzity SF proudů s NF 10 kHz při konstantní AMF mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou

Na základě výsledků byla hypotéza H_05 potvrzena. Nebyl shledán statisticky významný rozdíl v hodnotách prahově senzitivní intenzity SF proudů s NF 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz při konstantní AMF mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou.

5.6 Testování hypotézy H_06

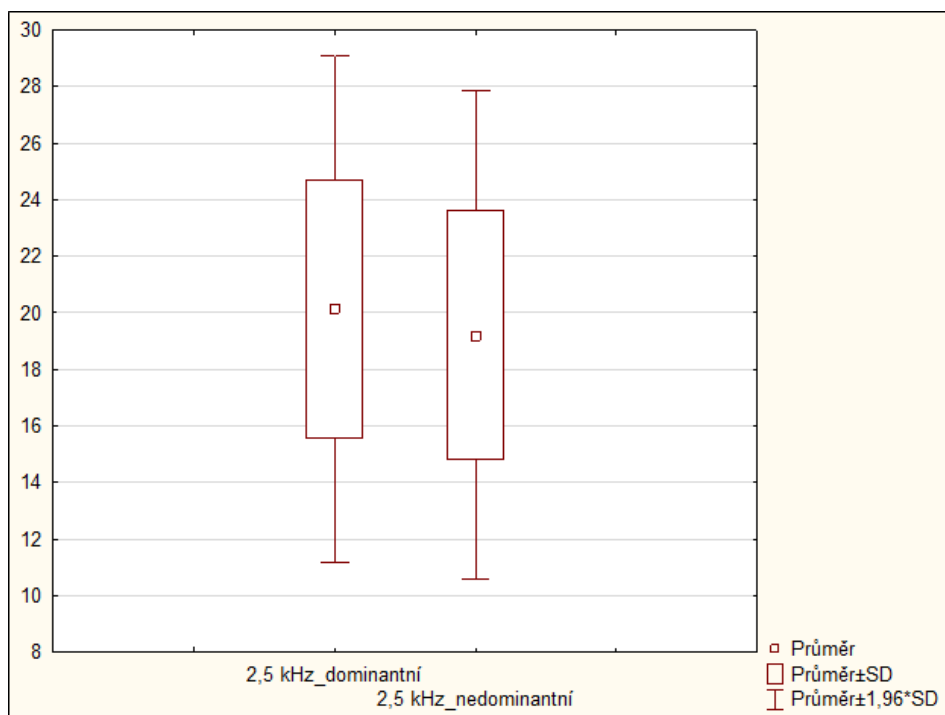
H_06 : *Není statisticky významný rozdíl v hodnotách prahově motorické intenzity SF proudů s NF 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz při konstantní AMF mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou.*

Při testování hypotézy H_06 bylo zjišťováno, zda je statisticky významný rozdíl mezi naměřenými hodnotami prahově motorické intenzity SF proudů s NF 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz při AMF 75 Hz mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou.

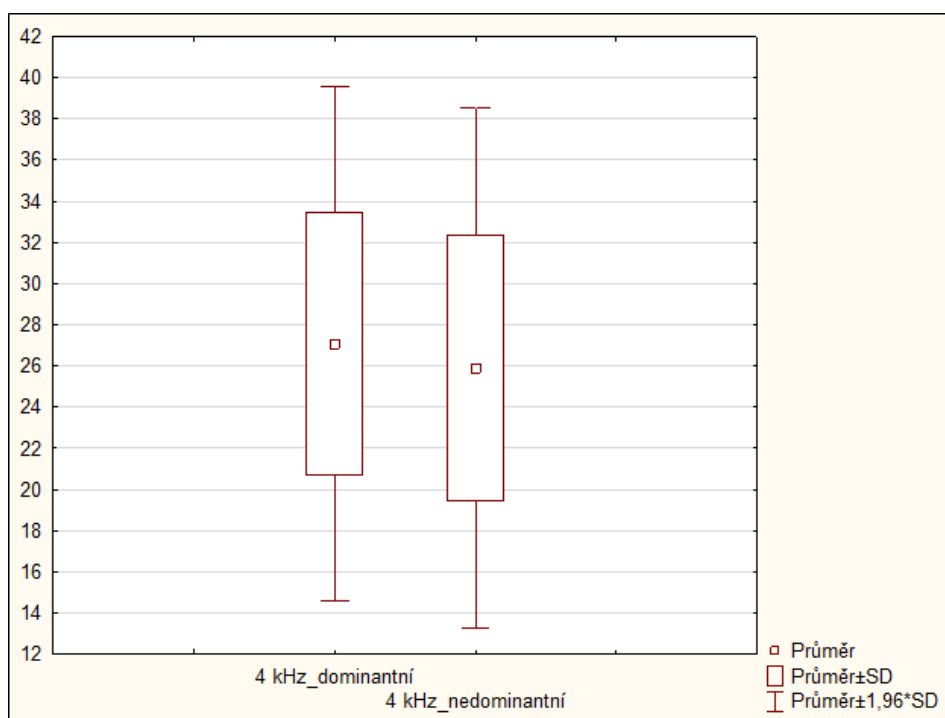
Pro zhodnocení byly použity naměřené hodnoty všech probandů pro motorickou dráždivost s výše uvedenými NF na dominantní a nedominantní dolní končetině (Příloha 8, 9). Z výsledků vyplývá, že nebyl nalezen statisticky významný rozdíl na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ (Tabulka 11; Obrázek 15–19).

Tabulka 11. Rozdíly hodnot prahově motorické intenzity SF proudů s NF 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz při konstantní AMF mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou

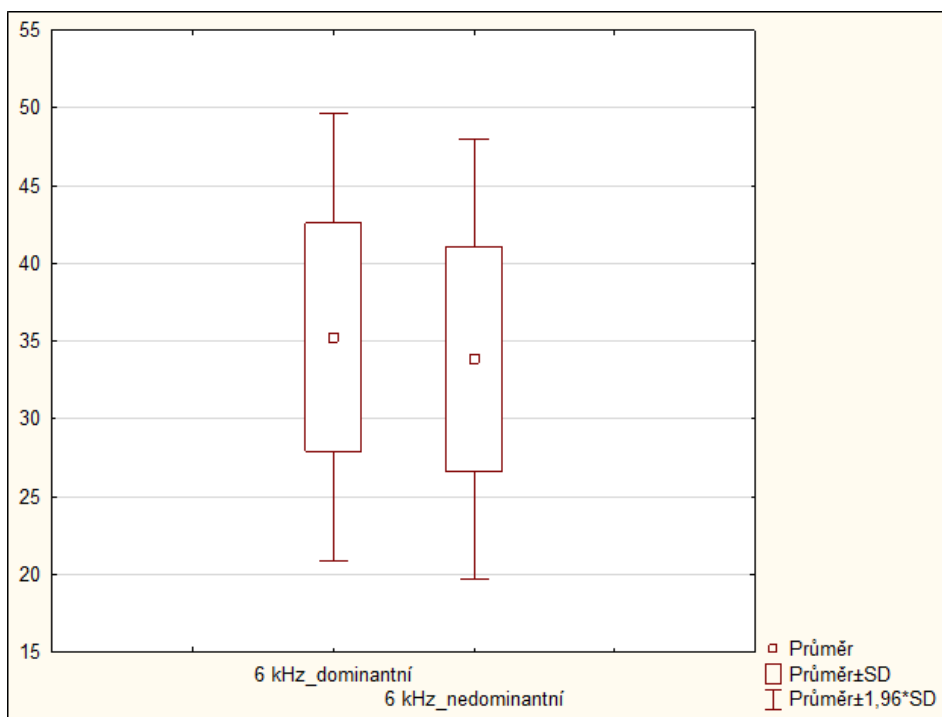
Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test			
	Počet (N)	T	Z	Hodnota-p
2,5 kHz_dominantní & 2,5 kHz_nedominantní	40	323,500	1,163	0,245
4 kHz_dominantní & 4 kHz_nedominantní	38	301,000	1,008	0,313
6 kHz_dominantní & 6 kHz_nedominantní	39	292,000	1,368	0,171
8 kHz_dominantní & 8 kHz_nedominantní	38	309,500	0,885	0,376
10 kHz_dominantní & 10 kHz_nedominantní	40	265,000	1,949	0,051



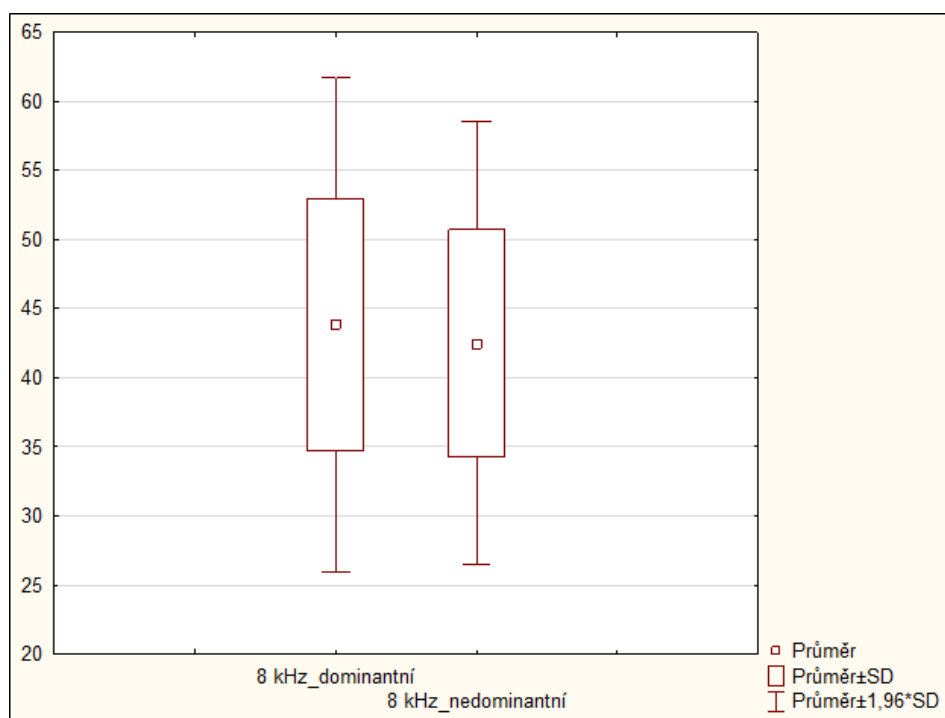
Obrázek 15. Grafické znázornění rozdílu hodnot prahově motorické intenzity SF proudů s NF 2,5 kHz při konstantní AMF mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou



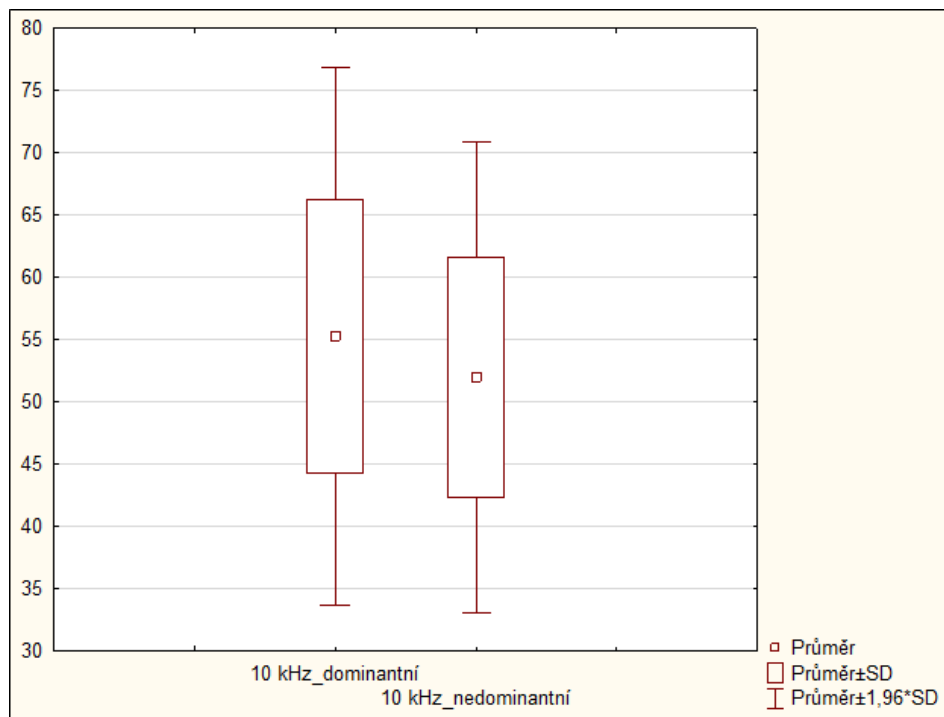
Obrázek 16. Grafické znázornění rozdílu hodnot prahově motorické intenzity SF proudů s NF 4 kHz při konstantní AMF mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou



Obrázek 17. Grafické znázornění rozdílu hodnot prahově motorické intenzity SF proudů s NF 6 kHz při konstantní AMF mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou



Obrázek 18. Grafické znázornění rozdílu hodnot prahově motorické intenzity SF proudů s NF 8 kHz při konstantní AMF mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou



Obrázek 19. Grafické znázornění rozdílu hodnot prahově motorické intenzity SF proudů s NF 10 kHz při konstantní AMF mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou

Na základě výsledků byla hypotéza H_06 potvrzena. Nebyl shledán statisticky významný rozdíl v hodnotách prahově motorické intenzity SF proudů s NF 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz při konstantní AMF mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou.

6 DISKUZE

Tato diplomová práce si kladla za cíl experimentálně ověřit a objektivizovat, zda má nosná frekvence amplitudově modulovaných středofrekvenčních proudů vliv na hodnotu senzitivních a motorických prahů dráždivosti. Pro výzkum bylo vybráno 5 různých nosných frekvencí – 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz, zatímco amplitudově modulovaná frekvence zůstala u všech měření konstantní. Její hodnota 75 Hz vycházela ze studie Lulliese a Trinckera (1970), která předpokládá, že nejvyšší dráždivost $A\alpha$ nervových vláken se nachází v rozmezí mezi 50 až 100 Hz.

Dalším cílem výzkumného úkolu bylo objektivizovat vliv dominance dolních končetin na hodnotu senzitivních a motorických prahů dráždivosti.

6.1 Diskuze k hypotézám H_01 – H_04

Hypotézy H_01 – H_04 se týkaly hlavního cíle diplomové práce, a to vlivu nosné frekvence na senzitivní a motorickou dráždivost tkáně. Pro výzkumný úkol byla využita bipolární aplikace středofrekvenčních proudů aplikovaná na m. vastus medialis. Hodnoty nosných frekvencí byly nastaveny v rozmezí 2,5 až 10 kHz, amplitudově modulovaná frekvence byla vždy konstantní – 75 Hz a ostatní parametry (spektrum, contour, sweep time) byly rovny 0.

Bipolárně aplikované amplitudově modulované středofrekvenční proudy jsou definovány jako pre-modulované středofrekvenční proudy, jejichž amplitudová modulace probíhá již v přístroji. Středofrekvenční proudy se obecně vyznačují minimální dráždivostí volných nervových zakončení v kůži, vyšší absolutní intenzitou, a tudíž i větší hloubkou účinku (Poděbradský & Poděbradská, 2009; Zeman, 2013). Autoři Poděbradský s Poděbradskou (2009) a také Vyskotová (2011) poukazují na nižší hloubku účinku bipolární aplikace v porovnání s interferenčními proudy. Maximální účinek totiž lze očekávat přímo pod elektrodami, čímž jsou mnohem více drážděny receptory v kůži.

Na cílení terapie pomocí středofrekvenčních proudů na hlubší tkáně se soustředili ve své studii také autoři Beatti, Rayner, Chipchase a Souvlis (2011). Porovnávali rozdíl mezi interferenčními proudy a pre-modulovanými středofrekvenčními proudy, tedy bipolární aplikací. Všechny použité proudy způsobily větší napětí v povrchových vrstvách kůže než ve svalové tkáni. I přesto se však ukázalo, že větší hloubka účinku je dosažena pomocí interferenčních proudů. Jejich výsledek se tak shoduje s tvrzením výše uvedených autorů.

S tímto faktem však nesouhlasí autoři Ozcan, Ward a Robertson (2004). Ti ve své studii naopak uvádějí, že terapie bipolární aplikací středofrekvenčních proudů může být mnohem účinnější než terapie pomocí interferenčních proudů, a to z hlediska hloubky působení, výkonu, ale také pohodlí pacienta.

Brazilští autoři Fiori a kol. (2014) se ve svém výzkumu zaměřili na srovnání několika aspektů bipolární a tetrapolární aplikace středofrekvenčních proudů u zdravých jedinců. Těmi jsou hodnota nociceptivního prahu dráždivosti na tlak a chlad, adaptace na aplikovaný proud a subjektivní hodnocení příjemnosti daného proudu. Výsledky ukázaly vyšší adaptační hodnoty pro tetrapolární aplikaci, avšak v hodnotách nociceptivního prahu dráždivosti na tlak a chlad mezi danými proudy žádné výrazné rozdíly nalezeny nebyly. Subjektivní hodnocení většiny účastníků výzkumu dopadlo téměř identicky. Za příjemnější označili tetrapolární aplikaci středofrekvenčních proudů.

Chceme-li však terapii pomocí středofrekvenčních proudů využít v běžné klinické praxi, musíme se také zaměřit na nastavení jejich ostatních kritérií. Pro správný efekt léčby není důležitý pouze zvolený typ středofrekvenční terapie, ale výchozí hodnoty ostatních parametrů, a to především amplitudově modulované frekvence anebo nosné frekvence. Nesmíme však zapomínat ani na parametry, jako jsou spektrum, contour a sweep time.

Amplitudově modulovaná frekvence je v mnoha případech uváděna jako ta, která vyvolává fyziologické mechanismy a ovlivňuje tak konečný efekt působícího proudu. Poděbradský s Vařekou (1998a) ve své knize zmiňují, že hodnota frekvence kolem 50 Hz vyvolá svalovou kontrakci s následným zvýšením žilního odtoku, kolem 100 Hz silný analgetický účinek a hodnoty frekvence v rozmezí 150 až 200 Hz působí myorelaxačně.

Autoři Adel a Luykx (2005), Low a Reed (2000) či Poděbradský s Poděbradskou (2009) považují k vyvolání tetanické kontrakce optimální frekvenci kolem 40 až 70 Hz. Hogenkamp, Mittelmeijer, Smits a Stralen (2005) doporučují pro chronické stavy a situace, kde je potřebná svalová kontrakce, využití nižších frekvencí, jejichž hodnoty jsou menší než 50 Hz. A naopak pro akutní a bolestivé stavy frekvence s hodnotami v rozpětí 70 až 150 Hz.

Z výše uvedeného může vyplývat, že hodnota amplitudově modulované frekvence středofrekvenčních proudů je pro konečný výsledek terapie velmi významná. Při bližším prostudování dostupných článků a studií však byly zjištěny informace, které se s těmito

fakty zcela neztotožňují. Je tedy otázkou, jestli amplitudově modulovaná frekvence má v efektivitě léčby opravdu svou úlohu.

Nastavením rozdílných amplitudově modulovaných frekvencí pro požadovaný účinek se zabývalo několik autorů. Ve dvou použitých studiích se zaměřovali především na stanovení frekvenčního optima pro analgetický účinek. V žádné se však nepotvrdily výrazné odchylky, které by měly vliv na snížení bolesti probandů. Jeden výzkum ukázal, že je nepravděpodobné, že by amplitudově modulovaná frekvence měla fyziologický analgetický účinek (Fuentes, Armijo-Olivo, Magee, & Gross, 2010). Výsledky druhé studie také neodhalily žádnou efektivitu odlišných amplitudově modulovaných frekvencí, a to ve snížení bolesti u pacientů s osteoartrózou (Gundog, Atamaz, Kanyilmaz, Kirazli, & Celepoglu, 2012).

Dalším nastavitelným parametrem středofrekvenčních proudů je nosná frekvence, která ani není v mnohých učebnicích popisována. Ve studiích jí není věnována taková pozornost jako amplitudově modulované frekvenci. Z těchto informací vyplývá, že nemá vliv nejen na konečný účinek aplikovaného středofrekvenčního proudu, ale ani na dráždivost amplitudově modulovaných středofrekvenčních proudů.

Nejpoužívanější učebnice fyzikální terapie, které jsou napsány autory Poděbradským s Vařekou (1998a) a Poděbradským s Poděbradskou (2009), se problematikou nosné frekvence téměř vůbec nezabývají. Ve svých doporučených postupech u vybraných diagnóz nemají mnohdy parametr nosné frekvence ani zaznamenán. Neudávají tedy informace, jaká hodnota nosné frekvence má být použita u konkrétní diagnózy či bolestivého stavu. Autoři novější publikace pouze konstatují, že nosná frekvence stanovuje délku impulzu a tím i toleranci a účinek středofrekvenčních proudů.

Díky těmto faktům práce vychází z předpokladu, že nosná frekvence na hodnotu senzitivního a motorického prahu dráždivosti u zdravých osob nebude mít statisticky významný vliv. Částečně se tímto problémem ve své diplomové práci zabývala Novotná (2016), která v rámci vedlejšího cíle zjišťovala vliv nosné frekvence na dráždivost tkáně. Stanovila si však pouze tři hodnoty nosné frekvence (2,5 kHz, 4 kHz a 10 kHz), a ty pak kombinovala se dvěma hodnotami amplitudově modulované frekvence (50 Hz a 100 Hz).

Pro výzkumný úkol diplomové práce bylo určeno pět odlišných nosných frekvencí – 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz, které lze na přístrojích běžně nastavit, zatímco amplitudově modulovaná frekvence byla vždy neměnná. Její hodnota byla stanovena na

75 Hz, tedy hodnotu vycházející z již zmiňované studie Lulliese a Trinckera (1970). Z důvodu subjektivity a reliability testování bylo pořadí nosných frekvencí pro stanovení prahově senzitivní a prahově motorické intenzity u čtyřiceti probandů zcela náhodné. Před každým měřením byla spuštěna mobilní aplikace „Random all things generator“, kdy jedno číslo odpovídalo vždy jedné nosné frekvenci.

Jediná studie v databázích, zabývající se nosnou frekvencí jako klíčovým parametrem středofrekvenčních proudů, autorů Venancia, Pelegriniho, Gomese, Nakana a Liebana (2013), se zabývá vlivem nosné frekvence na snížení prahu tlakové bolesti a také hodnotí subjektivní vnímání jednotlivých nosných frekvencí u zdravých osob. Výsledkem jejich studie je fakt, že pro dosažení senzitivního prahu dráždivosti u vyšších nosných frekvencí je potřeba vyšší intenzita použitého středofrekvenčního proudu, než tomu je u nižších hodnot nosných frekvencí.

Výsledky hlavního cíle výzkumného úkolu této práce se s výše uvedenou studií zcela shodují. Ve srovnání s ní však byly hodnoty zvolených nosných frekvencí lehce odlišné. V této studii byly použity hodnoty 1 kHz, 2 kHz, 4 kHz, 8 kHz a 10 kHz. Rozdílné bylo také uložení elektrod. Pro výzkum využili předloktí nedominantní horní končetiny, zatímco ve výzkumném úkolu diplomové práce byly elektrody uloženy na m. vastus medialis dominantní a poté i nedominantní dolní končetiny probanda. Nemyslím si však, že by tyto jemné odchylky v jednotlivých výzkumech měly vliv na změnu totožných výsledků, týkajících se vlivu nosné frekvence na dráždivost tkáně.

Během experimentu tedy bylo zjištěno, že nosná frekvence má výrazný vliv nejen na hodnoty prahově senzitivní, ale také na hodnoty prahově motorické intenzity amplitudově modulovaných středofrekvenčních proudů, a to na hladině statistické významnosti $p < 0,001$. Lze tedy říci, že čím je použitá nosná frekvence nižší, tím je vyšší dráždivost působícího proudu. Jinými slovy, čím vyšší nosnou frekvenci nastavíme, tím vyšší intenzita bude potřebná k vyvolání žádoucího pocitu, tedy senzitivního i motorického prahu dráždivosti.

Někteří autoři spekulují nad možností, že nosné frekvence s vysokými hodnotami mohou snížit nervovou odezvu, a to z důvodu vysokého počtu po sobě jdoucích podnětů. Ty totiž spadají do relativní, či dokonce absolutní refrakterní fáze akčního potenciálu a tím narušují repolarizaci nervového vlákna. Prodloužená stimulace s vysokými frekvencemi způsobuje jev známý jako Wedenského inhibice, který vede k dočasnému zpomalení

vedení nervového vzruchu v axonu. Citlivost nervových vláken se snižuje a pro depolarizaci membrány nervového vlákna je potřebná větší intenzita (Goats, 1990; Hogenkamp, Mittelmeijer, Smits, & Stralen, 2005).

Moderní zařízení pro generování středofrekvenčních proudů umožňují nastavení nosné frekvence v souladu s terapeutickým cílem. Uvádí se, že frekvence kolem 2,5 Hz je vhodnější pro vyvolání svalové kontrakce, zatímco frekvence kolem 4 Hz pro snížení bolesti. Dle autorů Venancia, Pelegriniho, Gomese, Nakana a Liebana (2013) tyto informace obvykle pocházejí z učebnic určených pro elektroléčbu, nikoli jako výsledky vědeckých studií.

Souhrnně lze tedy konstatovat, že středofrekvenční proudy s nosnou frekvencí 1 kHz produkují větší analgetický účinek během terapie i po ní než středofrekvenční proudy s nosnou frekvencí 8 kHz či 10 kHz. Podle studie jsou však nižší nosné frekvence pro pacienty méně pohodlné. S tímto faktem ve své diplomové práci souhlasí také Novotná (2016), která uvádí, že testovaní probandi za nejpříjemnější označili středofrekvenční proud s hodnotami nosné frekvence 10 kHz a amplitudově modulované frekvence 100 Hz. Tento vzniklý diskomfort by mohl souviset s větším analgetickým efektem nižších nosných frekvencí (Venancio, Pelegrini, Gomes, Nakano, & Liebano, 2013).

Mezi poslední nastavitelné parametry řadíme spektrum, sweep time a contour, které jsou spojovány s amplitudově modulovanou frekvencí. Spektrum je nastavováno v rozsahu 1 až 250 Hz a tato hodnota je vždy připisována k amplitudově modulované frekvenci. Není však léčebným parametrem, pouze zabraňuje adaptaci. Hodnoty sweep time a contour jsou voleny podle stádia onemocnění. Pro akutní stavy volíme pozvolné hodnoty a pomalu se měnící frekvence, zatímco pro chronické stavy aplikujeme modulaci skokem, a tudíž rychle se měnící frekvenční hodnoty. Ve výzkumném úkolu této práce se pro objektivitu testování všechny tyto tři parametry rovnaly 0.

6.2 Diskuze k hypotézám H₀₅–H₀₆

Cílem vedlejšího úkolu bylo objektivizovat, zda má dominance dolních končetin statisticky významný vliv na hodnoty senzitivního a motorického prahu dráždivosti, a to při různých hodnotách nosné frekvence (2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz, 10 kHz) a konstantní amplitudově modulované frekvenci (75 Hz). Na tuto otázku byla získána odpověď z výsledků hypotéz H₀₅–H₀₆.

Ve výzkumech zabývajících se aplikací proudů fyzikální terapie není vždy lateralita končetin rozlišována. Především ve starších studiích se za experimentální považuje pravá dolní končetina, zatímco levá dolní končetina za kontrolní. Autoři tedy lateralitě končetin u probandů nepřikládají žádný význam (Balogun, Onilari, Akeju, & Marzouk, 1993; Soo, Currier, & Therkeld, 1988). Vliv laterální dominance končetin byla naopak zmíněna ve většině novějších studií (Liebano, Waszczuk, & Corrêa, 2013; Scott et al., 2015; Venancio, Pelegrini, Gomes, Nakano, & Liebano 2013). Myslím si, že tento rozdíl je dán především postupně se zvyšujícími nároky na kvalitu výzkumu, a tedy propracovanější metodikou vybraných studií.

V tomto experimentálním testování, které probíhalo u čtyřiceti zdravých osob, nebyl pozorován statisticky významný vliv dominance dolních končetin na senzitivní ani motorickou dráždivost tkáně na hladině statistické významnosti $p < 0,05$. Tento statisticky nevýznamný rozdíl mohl být jistě způsoben nestejným počtem probandů s dominantní pravou dolní končetinou (32) a dominantní levou dolní končetinou (8). Veškeré hodnoty byly porovnávány mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou jednoho jedince, a to při různých nosných frekvencích amplitudově modulovaných středofrekvenčních proudů.

Při testování hypotézy H_05 , vlivu dominance dolních končetin na intenzitu prahově senzitivní, byli zaznamenáni probandí, u kterých byly naměřeny totožné hodnoty mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou. Při porovnání dominance s nosnou frekvencí 2,5 kHz to byl jeden proband, stejně jako u nosné frekvence 6 kHz a 8 kHz. Ve výsledcích je tedy u těchto nosných frekvencí započítáno pouze 39 probandů. U nosné frekvence 10 kHz měli 2 probandí totožné výsledky mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou a u nosné frekvence 4 kHz dokonce 6 probandů. Ve statistickém zpracování dat je tedy u těchto nosných frekvencí počítáno s 38, respektive 34 probandy.

Experimentální ověření dominance dolních končetin při prahově motorické intenzitě, tedy testování hypotézy H_06 , ukázalo kompaktnější výsledky. Při porovnání hodnot nosných frekvencí 2,5 kHz a 10 kHz nebyla zaznamenána žádná duplicita výsledků. V naměřených výsledcích prahově motorické intenzity při nosné frekvenci 4 kHz a 8 kHz byla mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou vždy jedna hodnota totožná, u nosné frekvence 6 kHz dokonce dvě hodnoty. V rámci Wilcoxonova párového testu byl u těchto nosných frekvencí počet proměnných 39, respektive 38.

7 ZÁVĚRY

Cílem práce bylo objektivizovat a experimentálně ověřit, zda má nosná frekvence amplitudově modulovaných středofrekvenčních proudů vliv na hodnotu senzitivních a motorických prahů dráždivosti. Statisticky byla vyhodnocena také data o vlivu dominance dolních končetin na prahy dráždivosti. Na základě rozložení dat, a především po odborné konzultaci s prof. Sigmundem, byl u čtyř hypotéz využit neparametrický Wilcoxonův párový test pro dva závislé proměnné vzorky a na zbylé dvě hypotézy byl aplikován t-test pro nezávislé výběry. Z výsledků výzkumného úkolu tedy lze vyvodit následující závěry:

- 1) Byl nalezen statisticky významný rozdíl v hodnotách prahově senzitivní i prahově motorické intenzity středofrekvenčních proudů mezi nosnými frekvencemi 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz při konstantní amplitudově modulované frekvenci na dominantní dolní končetině na hladině statistické významnosti $p < 0,001$.
- 2) Byl nalezen statisticky významný rozdíl v hodnotách prahově senzitivní i prahově motorické intenzity středofrekvenčních proudů mezi nosnými frekvencemi 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz při konstantní amplitudově modulované frekvenci na nedominantní dolní končetině na hladině statistické významnosti $p < 0,001$.
- 3) Nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v hodnotách prahově senzitivní intenzity středofrekvenčních proudů s nosnými frekvencemi 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz při konstantní amplitudově modulované frekvenci mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou.
- 4) Nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v hodnotách prahově motorické intenzity středofrekvenčních proudů s nosnými frekvencemi 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz při konstantní amplitudově modulované frekvenci mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou.

Z výše uvedeného tedy vyplývá, že velikost aplikované nosné frekvence má zásadní vliv na hodnotu prahově senzitivní i prahově motorické intenzity. Můžeme tak říci, že čím nižší bude hodnota použité nosné frekvence, tím vyšší bude dráždivost působícího proudu. Sledované parametry jsou téměř lineárně závislé. Dominance dolních končetin však na ně žádný statisticky významný vliv nemá.

8 SOUHRN

Hlavním cílem diplomové práce bylo experimentální ověření a objektivizování vlivu nosné frekvence amplitudově modulovaných středofrekvenčních proudů na hodnotu senzitivních a motorických prahů dráždivosti. Následně bylo také ověřováno, zda má na hodnoty sledovaných parametrů vliv dominance dolních končetin.

Pro výzkumný úkol byla použita bipolární aplikace středofrekvenčních proudů o různých nosných frekvencích a jedné amplitudově modulované frekvenci. Ta byla aplikována na m. vastus medialis, a to pro jeho dobrou stimulaci a s tím spojenou četnost využívání v praxi. Pro toto ověření byla využita nosná frekvence s hodnotami 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz. Amplitudově modulovaná frekvence měla konstantní hodnotu 75 Hz a ostatní nastavované parametry – spektrum, sweep time a contour byly rovny 0. Měření vždy začínalo na dominantní dolní končetině probanda, kdy katoda byla umístěna distálně a anoda proximálně.

Při formulaci hlavního i vedlejšího cíle práce a z něho vyplývajících hypotéz byl základem předpoklad, že nosná frekvence nemá vliv na hodnoty prahově senzitivní a prahově motorické intenzity středofrekvenčních proudů při konstantní amplitudově modulované frekvenci a že dominance dolních končetin nemá výrazný dopad na hodnoty sledovaných parametrů. Výzkumu se zúčastnilo 40 zdravých probandů, z toho 25 žen a 15 mužů, ve věkovém rozmezí 21–28 let. Data byla měřena na pracovišti Fyziomed s.r.o. v Olomouci.

Z důvodu subjektivity a reliability testování bylo u měření prahově senzitivní i prahově motorické intenzity pořadí nosných frekvencí zcela náhodné. Pro tento účel byla použita mobilní aplikace „Random all things generator“. Před každým měřením byl spuštěn náhodný generátor čísel s rozsahem 1–5, kdy každé číslo odpovídalo jedné nosné frekvenci a opakovalo se pouze jednou.

Výsledky ukázaly, že nosná frekvence středofrekvenčních proudů má na hodnotu senzitivního a motorického prahu dráždivosti při konstantní amplitudově modulované frekvenci výrazný vliv. Se zvyšující se nosnou frekvencí se téměř lineárně zvyšovala také hodnota prahově senzitivní a prahově motorické intenzity. Zjednodušeně tedy lze říci, že čím nižší bude aplikovaná nosná frekvence, tím vyšší bude dráždivost působícího proudu. Tento fakt byl potvrzen na hladině statistické významnosti $p < 0,001$.

Naměřené hodnoty dále prokázaly, že dominance dolních končetin na hodnotu senzitivního a motorického prahu dráždivosti středofrekvenčních proudů s různými nosnými frekvencemi a stálou amplitudově modulovanou frekvencí nemá vliv.

9 SUMMARY

The main aim of this thesis was to experimentally and objectively verify the influence of the carrier frequency of amplitude-modulated medium-frequency currents on the value of the sensory and motor excitatory thresholds. Subsequently, it was also verified whether the dominance of the lower limbs influences the values of the monitored parameters.

The bipolar application of mid-frequency currents of different carrier frequencies and one amplitude-modulated frequency was used for the research. This was applied to m. vastus medialis as it has a good stimulation and is frequently used in practice. For this verification, a carrier frequency of 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz, and 10 kHz was used. The amplitude-modulated frequency was 75 Hz and the other set parameters such as – spectrum, sweeptime and contour were 0. The testing always started on the dominant lower limb of the proband when the cathode was placed distally and the anode proximally.

In the preparation of the main and secondary aim of this thesis and its consequential hypotheses, the basic assumption was that the carrier frequency does not affect the values of the sensory and motor intensity thresholds of the mid-frequency currents at a constant amplitude-modulated frequency and also that the limb dominance does not have a significant impact on the monitored parameters. The research involved 40 healthy probands, including 25 women and 15 men, aged between 21 to 28. The data was carried out at the Fyziomed s.r.o. in Olomouc.

Due to the subjectivity and reliability of the testing, the sequence of the carrier frequency measurements were completely random in the testing of the sensory and motor intensity thresholds. The mobile application "Random all things generator" was used for this purpose. Before each testing, a random number generator with a range from 1 to 5 was triggered, with each number corresponding to one carrier frequency and this was repeated only once.

The results showed that the carrier frequency of the mid-frequency currents has a significant effect on the sensory and motor excitatory thresholds at a constant amplitude-modulated frequency. With increasing carrier frequency, also the value of the sensory and motor excitatory intensity thresholds increased almost linearly. It must be pointed out that the lower the applied carrier frequency, the higher the irritation of the applied current. This fact was confirmed at the level of statistical significance $p < 0,001$.

The measured values further showed that the dominance of the lower limb does not affect the value of the sensory and motor excitatory thresholds of the mid-frequency currents with the different carrier frequencies and the constant amplitude-modulated frequency.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Adel, R. V., & Luykx R. H. J. (2005). *Low and medium electrotherapy*. Rotterdam: Enraf-Nonius.
- Aidley, D. J. (1998). *The physiology of excitable cells* (4th ed.). New York: Cambridge University Press.
- Alon, C., Kantor, G., & Ho, H. S. (1994). Effects of electrode size on basic excitatory responses and on selected stimulus parameters. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 20 (1), 29–35.
- Ambler, Z. (2011). *Základy neurologie* (7th ed.). Praha: Galén.
- Balogun, J. A., Onilari, O. O., Akeju, O. A., & Marzouk, D. K. (1993). High voltage electrical stimulation in the augmentation of muscle strength: effects of pulse frequency. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 74 (9), 910–916.
- Barrett, K. E., Barman, S. M., Boitano, S., & Brooks, H. L. (2015). *Ganong's review of medical physiology*. New York: McGraw Hill Education.
- Beatti, A., Rayner, A., Chipchase, L., & Souvlis, T. (2011). Penetration and spread of interferential current in cutaneous, subcutaneous and muscle tissues. *Physiotherapy*, 97 (4), 319–326.
- Beneš, J., Kyplová, J., & Vitek, F. (2015). *Základy fyziky pro lékařské a zdravotnické obory: pro studium i praxi*. Praha: Grada
- Bernstein, J. (1912). *Elektrobiologie*. Wiesbaden: Springer.
- Bezekci, B., & Biktashev, V. N. (2016). Strength-duration relationship in an excitable medium. Retrieved 11.12.2018 from World Wide Web: <https://www.researchgate.net/publication/311586289StrengthDurationRelationshipinanExcitableMedium>
- Bishop, G. H. (1956). Natural history of the nerve impulse. *Physiological Reviews*, 36 (3), 376–399.
- Bullock, T. H., Orkland, R., & Grinnell, A. (1977). *Introduction to nervous system*. San Francisco: W. H. Freeman.
- Bureš, J., Petrání, M., & Zachar, J. (1967). *Electrophysiological methods in biological research*. New York: Academic Press.

- Capko, J. (1998). *Základy fyziatrické léčby*. Praha: Grada.
- Carlos, J. (1998). Clinical electrotherapy: physiology and basis concepts. *PT Magazine*, 62–75.
- Cook, N. D., Carvalho, G. B., & Damasio, A. (2014). From membrane excitability to metazoan psychology. *Trends in Neurosciences*, 37 (12), 698–705.
- De Domenico, G. G. (1982). Pain relief with interferential therapy. *The Australian Journal of Physiotherapy*, 28 (3), 14–18.
- De Domenico, G. G., & Strauss, G. R. (1985). Motor stimulation with interferential currents. *The Australian Journal of Physiotherapy*, 31 (6), 225–230.
- Dreibati, B., Lavet, C., Pinti, A., & Poumarat, G. (2010). Influence of electrical stimulation frequency on skeletal muscle force and fatigue. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 53 (4), 266–277.
- Drukarch, B., Holland, H. A., Velichkov, M., Geurts, J. J. G., Voorn, P., Glas, G., & de Regt, H. W. (2018). Thinking about the nerve impulse: a critical analysis of the electricity-centered conception of nerve excitability. *Progress in Neurobiology*, 169, 172–185.
- Enoka, R. (2002). *Neuromechanics of human movement*. Champaign, IL: Elsevier.
- Famm, K., Litt, B., Tracey, K. J., Boyden, E. S., & Slaoui, M. (2013). A jump-start for electroceuticals. *Nature*, 496 (7444), 159–161.
- Ferrao Santos, S., Pierrot, N., & Octave, J.-N. (2010). Network excitability dysfunction in Alzheimer's disease: insights from in vitro and in vivo models. *Reviews in the Neurosciences*, 21 (3), 153–171.
- Fiori, A., Cescon, C. L. C., Galesky, J. D. F., Santos, T. A. C. D., Brancalhão, R. M. C., & Bertolini, G. R. F. (2014). Comparison between bipolar and tetrapolar of the interferential current in nociceptive threshold, accommodation and pleasantness in healthy individuals. *European Journal of Physiotherapy*, 16 (4), 201–205.
- Fuentes, J. P., Armijo-Olivo, S. A., Magee, D. J., & Gross, D. P. (2010). Effectiveness of interferential current therapy in the management of musculoskeletal pain: a systemic review and meta-analysis. *Physical Therapy*, 90 (9), 1219–1238.

Ganne, J. M. (1976). Interferential therapy. *Australian Journal of Physiotherapy*, 22 (3), 101–110.

Ganong, W. F. (2005). *Přehled lékařské fyziologie* (20th ed.). Praha: Galén.

Goats, G. C. (1990). Interferential current therapy. *British Journal of Sports Medicine*, 24 (2), 87–92.

Gundog, M., Atamaz, F., Kanyilmaz, S., Kirazli, Y., & Celepoglu, G. (2012). Interferential current therapy in patients with knee osteoarthritis. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 91 (2), 107–113.

Hall, J. E. (2015). *Guyton and Hall textbook of medical physiology* (13th ed.). Philadelphia: Elsevier.

Hodgkin, A. L. (1937). Evidence for electrical transmission in nerve, Part I. *Journal of Physiology*, 90 (2), 183–210.

Hodgkin, A. L., & Huxley, A. F. (1952). A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve. *The Journal of Physiology*, 117 (4), 500–544.

Hogenkamp, M., Mittelmeijer, E., Smits, I., & Stralen, C. (2005). *Interferential therapy*. Rotterdam: Enraf-Nonius B. V.

Hrazdira, I., & Mornstein, V. (1998). *Úvod do obecné a lékařské biofyziky*. Brno: Masarykova univerzita.

Hupka, J., Kolesár, J., & Žaloudek, K. (1980). *Fyzikálna terapia*. Martin: Osveta.

Ipsler, J., & Přerovský, K. (1972). *Fysiatrie*. Praha: Avicenum.

Keener, J. P., & Sneyd, J. (2009). *Mathematical physiology* (2nd ed.). New York: Springer.

Kittnar, O. (2011). *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada.

Kobesová, A. (2009). Vyšetření senzitivních funkcí. In P. Kolář, et al. (Eds.), *Rehabilitace v klinické praxi* (68–69). Praha: Galén.

Králová, M. (2000). *Vztah dominance oka a končetin*. Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.

Krchová, K. (2014). *Objektivizace senzitivního a motorického prahu dráždivosti pulzní složky 50 Hz a 100 Hz frekvence dráždivého proudu*. Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.

Langmeier, M. (2009). *Základy lékařské fyziologie*. Praha: Grada.

Levitan, I. B., & Kaczmarek L. K. (2015). *The neuron: cell and molecular biology* (4th ed.). New York: Oxford University Press.

Li, C. L., & Bak, A. (1976). Excitability characteristics of the A – and C–fibers in a peripheral nerve. *Experimental Neurology*, 50, 67–79.

Liebano, R. E., Waszczuk, S., & Corrêa, J. B. (2013). The effect of burst-duty-cycle parameters of medium-frequency alternating current on maximum electrically induced torque of the quadriceps femoris, discomfort, and tolerated current amplitude in professional soccer players. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 43 (12), 920–926.

Lillie, R. S. (1925). Factors affecting transmission and recovery in the passive iron nerve model. *The Journal of General Physiology*, 7 (4), 473–507.

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

Lullies, H., & Trincker, D. *Taschenbuch der Physiologie II*. Stuttgart: George Fischer

Měkota, K. (1984). Syntetická studie o pohybové lateralitě. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis Facultas Paedagogica Gymnica*, 14, 93–122.

Mysliviček, J. (2009). *Základy neurovědy* (2nd ed.). Praha: Tritan.

Naundorf, B., Wolf, F., & Volgushev, M. (2006). Unique features of action potential initiation in cortical neurons. *Nature*, 440 (7087), 1060–1063.

Novotná, G. (2016). *Frekvenční závislost dráždivosti obalové křivky středofrekvenčních proudů*. Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.

Oldham, K. T. S. (2008). *The doctrine of description: Gustav Kirchhoff, classical physics, and the „purpose of all science“ in 19th-century Germany*. Dissertation, University of California, Berkeley.

Opavský, J. (2003). *Neurologické vyšetření pro fyzioterapeuty*. Olomouc: Univerzita Palackého.

Orkand, R. K., Nicholls J. G., & Kuffler, S. W. (1966). Effect of nerve impulses on the membrane potential of glial cells in the central nervous system of amphibia. *Journal of Neurophysiology*, 29 (4), 788–806.

Overton, E. (1902). Beiträge zur allgemeinem Muskel und Nervenphysiologie. *Pflüger, Archiv für die Gesamte Physiologie des Menschen und der Thiere*, 92 (6–7), 346–386.

Ozcan, J., Ward, A. R., & Robertson, V. J. (2004). A comparison of true and premodulated interferential currents. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85 (3), 409–415.

Poděbradský, J. (1995). Úvod do problematiky fyzikální terapie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2, 99–134.

Poděbradský, J., & Poděbradská, R. (2009). *Fyzikální terapie: manuál a algoritmy*. Praha: Grada.

Poděbradský, J., & Vařeka, I. (1998a). *Fyzikální terapie I*. Praha: Grada.

Poděbradský, J., & Vařeka, I. (1998b). *Fyzikální terapie II*. Praha: Grada.

Poliak, S., & Peles, E. (2003). The local differentiation of myelinated axons at nodes of Ranvier. *Nature Reviews Neuroscience*, 4 (12), 968–980.

Rabinovitch, A., Braunstein, D., Biton, Y., Friedman, M., & Aviram I. (2016). The Weiss-Lapicque and the Lapicque-Blair strength-duration curves revisited. *Biomedical Physics & Engineering Express*, 2 (1), 1–6.

Robinson, A. J. (1995). Physiology in muscle and nerve. In Robinson, A. J., & L. Snyder-Mackler (Eds.), *Clinical electrophysiology: Electrotherapy and electrophysiologic testing* (83–119). Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins.

Rokyta, R. (2008). *Fyziologie pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech* (2nd ed.). Praha: ISV.

Saliger, V., Vinařický, R., & Trefný, Z. (1983). *Fyziologie člověka: pro fakulty tělesné výchovy a sportu*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství.

Samuel, S. R., & Maiya, G. (2015). Application of low frequency and medium frequency currents in the management of acute and chronic pain: a narrative review. *Indian Journal of Palliative Care*, 21 (1), 116–120.

Scott, W., Adams, CH., Cyr, S., Hanscom, B., Hill, K., Lawson, J., & Ziegenbein, C. (2015). Electrically elicited muscle torque: comparison between 2500 Hz burst-modulated alternating current and monophasic pulsed current. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 45 (12), 1035–1041.

Schreier, B. (2009). Fyzikální terapie. In P. Kolář, et al. (Eds.), *Rehabilitace v klinické praxi* (285). Praha: Galén.

Silbernagl, S., Despopoulos, A., O'Sullivan, G., Gay, R., & Rothenburger, A. (2015). *Color atlas of physiology* (7th ed.). New York: Thieme.

Smith, H. S. (2009). *Current therapy in pain*. Philadelphia: Saunders.

Soo, CH. L., Currier, D. P., & Threlkeld, A. J. (1988). Augmentation voluntary torque of healthy muscle by optimalization of electrical stimulation. *Physical Therapy*, 68(3), 333–337.

Tasaki, I. (1982). *Physiology and electrochemistry of nerve fibres*. New York: Academic Press.

Tejada, J., Costa K. M., Berti, P., & Garcia-Cairasco, N. (2013). The epilepsies: complex challenges needing complex solutions. *Epilepsy & Behavior*, 26 (3), 212–228.

Trojan, S. (2003). *Lékařská fyziologie* (4th ed.). Praha: Grada.

Tsui, B. C. (2014). The effects of general anaesthesia on nerve-motor response characteristics (rheobase and chronaxie) to peripheral nerve stimulation. *Anaesthesia*, 69 (4), 374–379.

Urban, J. (2007). Fyzioterapie u periferní parézy traumatologické etiologie: Standard fyzioterapie doporučený UNIFY ČR. *Programy kvality a standardy léčebných postupů* [online], F/9, 1–16.

Vařeka, I. (1995). *Základy fyzikální terapie*. Olomouc: Vydavatelství Univerzity Palackého.

Venancio, R. C., Pelegri, S., Gomes, D. Q., Nakano, E. Y., & Liebano, R. E. (2013). Effects of carrier frequency of interferential current on pressure pain threshold and sensory comfort in humans. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 94 (1), 95–102.

Vrána, V. (1974). *Elektrické vlastnosti organismů*. Praha: SNTL.

Vyskotová, J. (2011). *Fyzikální terapie a balneologie 2*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě.

Wahl, D. (2005). A short history of electrochemistry. *Galvanotechnik*, 96 (8), 1820–1828.

Watson, T. (2008). *Electrotherapy: evidence-based practice* (12th ed.). New York: Churchill Livingstone.

Waxman, S. G. (2007). *Molecular neurology*. Burlington, MA: Elsevier.

Werner, I. (2010). The terms „chronaxie“ and „rheobase“ are 100 years old. *Pacing and Clinical Electrophysiology*, 33 (4), 491–496.

Yamamoto, A., & Papežová, H. (2010). Patofyziologie vztahu bolesti a deprese. *Psychiatrie pro Praxi*, 11 (3), 110–114.

Yamany, A. A. (2017). Sweep frequency of interferential currents therapy attenuate fatigue of biceps brachia muscle in normal male subjects: a randomized placebo control trial. *International Journal of Physiotherapy and Research*, 5 (2), 1937–1945.

Zeman, M. (2013). *Základy fyzikální terapie*. České Budějovice: Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích.

11 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

A⁻ – záporně nabité bílkoviny

AMF – amplitudově modulovaná frekvence

AQ – akomodační koeficient

Ca^{+II} – vápenatý kationt

CC – constant current (konstantní intenzita)

Cl⁻ – chloridový aniont

CV – constant voltage (konstantní napětí)

DI – index dominance

DM – hloubka modulace

DVP – dipólové vektorové pole

Hz – jednotka frekvence

K⁺ – draselný kationt

m. – musculus

Na⁺ – sodný kationt

NF – nosná frekvence

INPM – intenzita nadprahově motorická

INPS – intenzita nadprahově senzitivní

IPA – intenzita prahově algická

IPM – intenzita prahově motorická

IPPA – intenzita podprahově algická

IPPM – intenzita podprahově motorická

IPPS – intenzita podprahově senzitivní

IPS – intenzita prahově senzitivní

IVP – izoplanární vektorové pole

SD – směrodatná odchylka

SF proudy – středofrekvenční proudy

Sp. – spektrum

12 PŘÍLOHY

Seznam příloh

Příloha 1 – Vyjádření etické komise FTK UP

Příloha 2 – Informovaný souhlas

Příloha 3 – Anamnestický dotazník

Příloha 4 – Kopie protokolu o bezpečnostně technické kontrole přístroje BTL 4000 Smart & Premium

Příloha 5 – Protokol měření

Příloha 6 – Absolutní prahově senzitivní intenzity dominantní dolní končetiny pro SF proudy s AMF 75 Hz a NF 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz [mA]

Příloha 7 – Absolutní prahově senzitivní intenzity nedominantní dolní končetiny pro SF proudy s AMF 75 Hz a NF 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz [mA]

Příloha 8 – Absolutní prahově motorické intenzity dominantní dolní končetiny pro SF proudy s AMF 75 Hz a NF 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz [mA]

Příloha 9 – Absolutní prahově motorické intenzity nedominantní dolní končetiny pro SF proudy s AMF 75 Hz a NF 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz [mA]



Fakulta
tělesné kultury

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.
Mgr. Filip Neuls, Ph.D.
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.
doc. Mgr. Erik Sigmund, Ph.D.
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Na základě žádosti ze dne 5. 9. 2018 byl projekt diplomové práce

autor (hlavní řešitel): Bc. Gabriela Dobešová

s názvem

Vliv nosné frekvence amplitudově modulovaných středofrekvenčních proudů na hodnotu senzitivních a motorických prahů dráždivosti

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **60/ 2018**
dne: **31. 10. 2018.**

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnicemi pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

Řešitelka projektu splnila podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

za EK FTK UP
doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.
předsedkyně
Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury
Komise etická
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc

Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc | T: +420 585 636 009
www.ftk.upol.cz

Informovaný souhlas

Název studie (projektu): Vliv nosné frekvence amplitudově modulovaných středofrekvenčních proudů na hodnotu senzitivních a motorických prahů dráždivosti

Jméno a příjmení:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mne očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností. Pokud je studie randomizovaná, beru na vědomí pravděpodobnost náhodného zařazení do jednotlivých skupin lišících se léčbou.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. S mou účastí ve studii není spojeno poskytnutí odměny.
6. Porozuměl(a) jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka:

Podpis fyzioterapeuta pověřeného touto studií:

Datum:

Datum:

Anamnestický dotazník

Název studie: Vliv nosné frekvence amplitudově modulovaných středofrekvenčních proudů na hodnotu senzitivních a motorických prahů dráždivosti

Jméno a příjmení:

Datum vyšetření:

Pohlaví: muž x žena

Datum narození:

Účastník byl do výzkumu zařazen pod číslem:

Nynější onemocnění/aktuální bolest:

Osobní anamnéza:

Farmakologická anamnéza:

Četnost výskytu křečí v dolních končetinách:

Jiná významná onemocnění nebo vážné úrazy dolních končetin:

Neurologické vyšetření

1) Chvostkův příznak l. dx.

Chvostkův příznak l. sin.

Chvostek I – pozitivní x negativní

Chvostek I – pozitivní x negativní

Chvostek II – pozitivní x negativní

Chvostek II – pozitivní x negativní

Chvostek III – pozitivní x negativní
negativní

Chvostek III – pozitivní x

2) Trömnerův příznak l. dx. – pozitivní x negativní

Trömnerův příznak l. sin. – pozitivní x negativní

3) Patelární reflex l. dx. – hyporeflexie x normoreflexie x hyperreflexie

Patelární reflex l. sin. – hyporeflexie x normoreflexie x hyperreflexie

4) Povrchové čítí l. dx.

Povrchové čítí l. sin.

Taktilní čítí –

Taktilní čítí –

Dvoubodová diskriminace –

Dvoubodová diskriminace –

Rozlišení ostrých a tupých předmětů –

Rozlišení ostrých a tupých předmětů

–

Grafestézie –

Grafestézie –

5) Hluboké čítí l. dx.

Hluboké čítí l. sin.

Statestézie –

Statestézie –

Kinestézie –

Kinestézie –

Určení dominance dolních končetin

„Kterou nohou většinou kopete na cíl?“

P x L

„Kterou nohu jako první kladete na schod/stoličku?“

P x L

„Kterou nohu umístíte vřed při skluzu?“

P x L

„Kterou nohou si vyklepáváte rytmus?“

P x L

„Kterou nohu byste si vybral/a, kdybyste ji měl/a zvednout co nejvýš?“

P x L

Příloha 4 – Kopie protokolu o bezpečnostně technické kontrole přístroje BTL 4000 Smart & Premium

SERVIS A PRODEJ ZDRAVOTNICKÉ TECHNIKY JAROSLAV MĚCHURA

**PROTOKOL O BEZPEČNOSTNĚ TECHNICKÉ KONTROLE
ZDRAVOTNICKÉHO PROSTŘEDKU**

podle zákona 268/2014 Sb., v platném znění §65

Přístroj elektroléčebný: BTL	Typ: 4825SL
Výrobní číslo: 058-P-B-01089	Inventární číslo: ---
Výrobce: BTL Zdravotnická technika a.s.	Zdravotnický prostředek třídy: II.b
Poskytovatel zdravotní péče: Mgr. Josef Urban odb. 902 FYZIOTERAPEUT Horní Lán 1310/10A, 779 00 Olomouc	

	naměřená hodnota	vyhovuje ANO NE	
1. kontrola poškození krytů	---	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
2. kontrola napájecí části včetně síťového přívodu	---	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
3. kontrola pacientských kabelů, elektrod a UZ hlavice	---	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
4. kontrola vnitřních měřidel přístroje	---	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
5. kontrola stavu mechanických částí	---	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
6. kontrola charakteristik výstupních proudů	---	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
7. kontrola laserové hlavice/sprchy	0/0	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
8. kontrola intenzity výstupního ultrazvuku při nastavení 50%	0/0	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
9. kontrola intenzity výstupního proudu při nastavení (20 mA)	20,04 mA	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
10. funkční kontrola	---	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Kontrola elektrické bezpečnosti přístrojem: MD TEST v.č. 0221, kalibrace platná do: 9.1.2019			
11. unikající proud příložná část	0,008 mA	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
12. unikající proud krytem (NP ≤ 0,1mA; JZ ≤ 0,5 mA)	- mA	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
13. izolační odpor (> 20MΩ)	> 100 MΩ	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
14. odpor zemnicího vodiče (≤ 0,3 Ω)	1,07 Ω	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Stav zdravotnického prostředku:

Zdravotnický prostředek vyhovuje technickým předpisům a dokumentaci, podle které byl vyroben, splňuje určený účel použití a je schopen bezpečného provozu.

Termín následného prověření stavu zdravotnického prostředku: 23. 8. 2019

Ověření provedl: Lubomír Dubský, tel: 603 338 678

Jaroslav Měchura
SERVIS A PRODEJ
ZDRAVOTNICKÉ TECHNIKY
třída Komenského 2118, 697 01 Kyjov
jamech@seznam.cz, mobil: 603 338 678
IČO: 75770342, DIČ: CZ7607074343

Dne: 23. 8. 2018 razítko a podpis:

Jaroslav Měchura **SERVIS A PRODEJ ZDRAVOTNICKÉ TECHNIKY**, Třída Komenského 2118/76, 697 01 Kyjov
tel/fax: 518 614 204, mobil 603 338 678, IČO 75770342, DIČ CZ7607074343, e-mail: jamech@seznam.cz

Protokol měření

PDK

Pořadí	NF	AMF	IPS	IPM
	2,5 kHz	75 Hz		
	4 kHz	75 Hz		
	6 kHz	75 Hz		
	8 kHz	75 Hz		
	10 kHz	75 Hz		

LDK

pořadí	NF	AMF	IPS	IPM
	2,5 kHz	75 Hz		
	4 kHz	75 Hz		
	6 kHz	75 Hz		
	8 kHz	75 Hz		
	10 kHz	75 Hz		

Příloha 6 – Absolutní prahově senzitivní intenzity dominantní dolní končetiny pro SF proudy s AMF 75 Hz a NF 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz [mA]

pořadové číslo	do_2,5kHz IPS	do_4kHz IPS	do_6kHz IPS	do_8kHz IPS	do_10kHz IPS
1	9,60	14,00	19,50	24,00	31,00
2	13,00	14,50	20,00	24,00	28,00
3	12,50	16,00	18,00	19,50	27,00
4	12,50	15,50	19,50	27,00	35,00
5	7,50	10,00	14,00	19,00	25,00
6	9,80	13,50	13,00	20,00	17,00
7	11,00	15,50	21,00	22,00	24,00
8	12,50	15,50	19,50	25,00	32,00
9	6,90	8,70	7,00	8,00	8,50
10	8,70	11,50	14,50	18,00	19,50
11	14,50	17,50	21,00	26,00	35,00
12	6,90	11,50	13,00	16,50	18,50
13	11,50	14,50	19,50	24,00	27,00
14	8,70	9,70	12,50	15,00	19,50
15	10,50	13,00	14,50	22,00	25,00
16	9,30	12,50	17,50	23,00	29,00
17	8,20	13,50	14,00	17,00	20,00
18	10,50	14,50	12,50	21,00	27,00
19	11,00	11,50	16,50	18,50	22,00
20	8,80	11,50	14,50	9,40	17,00
21	9,50	13,00	17,50	21,00	23,00
22	11,50	16,50	22,00	28,00	33,00
23	8,70	11,00	13,50	20,00	19,50
24	4,10	14,50	13,50	19,00	19,50
25	9,10	8,50	8,90	9,00	18,50
26	12,50	17,00	22,00	26,00	31,00
27	9,80	13,50	16,50	19,50	26,00
28	9,20	11,50	15,00	21,00	24,00
29	8,90	12,50	18,00	19,50	25,00
30	7,80	10,50	13,00	15,00	16,50
31	8,10	14,00	21,00	24,00	26,00
32	6,20	7,80	10,50	16,50	21,00
33	7,30	10,50	12,50	13,50	19,50
34	14,50	18,50	19,50	23,00	39,00
35	8,00	8,50	17,00	23,00	25,00
36	7,50	7,90	13,00	15,50	24,00
37	14,50	20,00	30,00	31,00	68,00
38	13,50	16,50	23,00	26,00	31,00
39	7,70	10,50	13,50	16,00	19,50
40	14,50	21,00	26,00	35,00	42,00

Příloha 7 – Absolutní prahově senzitivní intenzity nedominantní dolní končetiny pro SF proudy s AMF 75 Hz a NF 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz [mA]

pořadové číslo	NEdo_2,5kHz IPS	NEdo_4kHz IPS	NEdo_6kHz IPS	NEdo_8kHz IPS	NEdo_10kHz IPS
1	8,30	11,50	15,50	23,00	24,00
2	15,00	19,00	24,00	26,00	33,00
3	15,00	20,00	22,00	30,00	38,00
4	16,00	19,00	25,00	31,00	36,00
5	9,20	14,00	19,00	23,00	30,00
6	7,30	9,30	10,50	13,00	17,00
7	10,50	12,00	18,50	21,00	30,00
8	10,00	13,50	19,00	23,00	26,00
9	12,00	8,10	6,20	6,90	15,00
10	6,70	11,50	13,50	15,50	20,00
11	12,50	15,50	22,00	29,00	33,00
12	9,30	12,50	16,50	17,50	23,00
13	9,70	12,50	15,50	18,50	25,00
14	9,30	11,00	14,50	17,50	20,00
15	8,30	13,00	17,00	21,00	27,00
16	9,50	14,50	18,50	24,00	31,00
17	9,20	11,50	17,50	18,50	27,00
18	9,50	13,50	18,00	27,00	25,00
19	8,30	10,50	15,00	17,50	19,50
20	7,60	9,40	8,70	8,10	12,00
21	10,50	12,00	19,50	24,00	25,00
22	9,60	12,50	17,50	21,00	24,00
23	9,30	11,00	16,50	17,50	21,00
24	8,80	18,50	14,00	19,50	21,00
25	8,20	8,30	7,00	7,80	9,50
26	12,50	16,00	22,00	29,00	37,00
27	9,70	12,50	16,00	22,50	23,00
28	8,20	11,50	12,50	17,50	18,50
29	9,60	13,50	17,00	19,50	21,00
30	8,10	11,50	13,50	18,50	19,50
31	9,50	10,50	14,50	19,50	22,00
32	5,70	8,30	11,50	14,50	19,50
33	8,80	10,50	14,50	17,00	22,00
34	8,00	9,60	15,00	18,50	27,50
35	8,30	8,60	15,00	21,00	24,00
36	9,50	10,50	12,00	14,50	16,00
37	14,00	18,00	27,00	33,00	41,00
38	15,00	17,00	25,00	24,00	37,00
39	7,40	8,80	12,00	15,50	19,50
40	15,50	21,00	24,00	27,00	33,00

Příloha 8 – Absolutní prahově motorické intenzity dominantní dolní končetiny pro SF proudy s AMF 75 Hz a NF 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz [mA]

pořadové číslo	do_2,5kHz IPM	do_4kHz IPM	do_6kHz IPM	do_8kHz IPM	do_10kHz IPM
1	14,00	17,00	23,00	29,00	37,00
2	17,50	22,00	29,00	31,00	48,00
3	19,50	25,00	35,00	45,00	48,00
4	18,00	24,00	32,00	39,00	46,00
5	22,00	31,00	40,00	50,00	60,00
6	19,00	27,00	35,00	44,00	66,00
7	18,00	28,00	40,00	51,00	67,00
8	16,50	20,00	30,00	36,00	44,00
9	13,00	16,00	23,00	29,00	39,00
10	13,00	16,00	23,00	29,00	41,00
11	24,00	28,00	35,00	44,00	56,00
12	18,00	27,00	32,00	39,00	52,00
13	25,00	32,00	42,00	48,00	61,00
14	23,00	31,00	41,00	54,00	65,00
15	14,00	22,00	30,00	38,00	53,00
16	19,00	28,00	34,00	43,00	59,00
17	28,00	41,00	44,00	47,00	63,00
18	34,00	46,00	59,00	73,00	89,00
19	23,00	29,00	34,00	43,00	45,00
20	18,50	25,00	33,00	44,00	55,00
21	14,00	18,00	24,00	31,00	37,00
22	18,00	26,00	31,00	38,00	48,00
23	23,00	30,00	39,00	51,00	58,00
24	25,00	31,00	39,00	53,00	63,00
25	17,00	22,00	28,00	39,00	47,00
26	15,50	19,50	29,00	34,00	45,00
27	18,00	30,00	35,00	38,00	46,00
28	19,50	25,00	34,00	40,00	51,00
29	27,00	37,00	49,00	60,00	71,00
30	22,00	32,00	41,00	55,00	66,00
31	21,00	31,00	37,00	46,00	60,00
32	18,50	24,00	33,00	46,00	52,00
33	16,50	22,00	30,00	37,00	45,00
34	20,00	29,00	37,00	47,00	64,00
35	25,00	26,00	40,00	46,00	74,00
36	20,00	29,00	35,00	47,00	54,00
37	22,00	32,00	41,00	52,00	61,00
38	22,00	31,00	37,00	47,00	59,00
39	16,50	21,00	30,00	37,00	49,00
40	28,00	33,00	47,00	54,00	66,00

Příloha 9 – Absolutní prahově motorické intenzity nedominantní dolní končetiny pro SF proudy s AMF 75 Hz a NF 2,5 kHz, 4 kHz, 6 kHz, 8 kHz a 10 kHz [mA]

pořadové číslo	NEdo_2,5kHz IPM	NEdo_4kHz IPM	NEdo_6kHz IPM	NEdo_8kHz IPM	NEdo_10kHz IPM
1	15,00	23,00	31,00	37,00	48,00
2	21,00	29,00	39,00	40,00	63,00
3	22,00	32,00	41,00	52,00	65,00
4	21,00	30,00	35,00	43,00	49,00
5	25,00	29,00	37,00	45,00	54,00
6	24,00	31,00	36,00	44,00	52,00
7	23,00	27,00	38,00	44,00	56,00
8	12,00	16,00	24,00	40,00	42,00
9	17,00	19,00	26,00	31,00	40,00
10	16,00	23,00	31,00	39,00	48,00
11	19,00	24,00	33,00	41,00	53,00
12	16,50	25,00	32,00	38,00	48,00
13	21,00	27,00	36,00	43,00	53,00
14	22,00	29,00	38,00	47,00	61,00
15	17,00	26,00	31,00	42,00	43,00
16	21,00	28,00	37,00	47,00	57,00
17	23,00	45,00	42,00	52,00	66,00
18	26,00	36,00	53,00	66,00	69,00
19	16,00	21,00	28,00	36,00	42,00
20	11,00	13,50	17,50	24,00	31,00
21	22,00	28,00	36,00	49,00	52,00
22	15,50	19,50	25,00	35,00	44,00
23	19,00	32,00	36,00	53,00	55,00
24	21,00	26,00	35,00	43,00	55,00
25	12,00	15,00	19,50	29,00	37,00
26	17,00	19,00	28,00	42,00	50,00
27	19,00	26,00	30,00	35,00	42,00
28	25,00	31,00	37,00	43,00	46,00
29	26,00	31,00	42,00	53,00	66,00
30	23,00	30,00	37,00	44,00	59,00
31	20,00	26,00	36,00	43,00	55,00
32	19,50	29,00	34,00	46,00	58,00
33	15,50	22,00	31,00	42,00	53,00
34	8,60	13,00	18,00	23,00	31,00
35	27,00	34,00	47,00	56,00	71,00
36	14,00	18,50	30,00	36,00	45,00
37	16,50	22,00	34,00	42,00	55,00
38	20,00	26,00	39,00	43,00	45,00
39	16,00	22,00	33,00	42,00	58,00
40	23,00	32,00	41,00	50,00	62,00

