

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

OBJEKTIVIZACE SENZITIVNÍHO A MOTORICKÉHO PRAHU DRÁŽDIVOSTI
PULZNÍ SLOŽKY 50 Hz A 100 Hz FREKVENCE DRÁŽDÍCÍHO PROUDU

Diplomová práce
(magisterská)

Autor: Bc. Karolína Krchová, fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Josef Urban

Olomouc 2014

Jméno a příjmení autora: Bc. Karolína Krchová

Název diplomové práce: Objektivizace senzitivního a motorického prahu dráždivosti pulzní složky 50 Hz a 100 Hz frekvence dráždicího proudu

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Josef Urban

Rok obhajoby: 2014

Abstrakt:

Cílem práce bylo objektivizovat senzitivní a motorický práh dráždivosti pulzní složky 50 Hz a 100 Hz složky diadynamického proudu a proudu typu TENS. Testováno bylo 45 mladých probandů zdravé populace v rozmezí 20 – 40 let. Bylo prokázáno, že 100 Hz pulzní složka dráždicího proudu je při dosažení motorické intenzity statisticky významně dráždivější než 50 Hz složka. Z výsledků vyplynulo, že dominance dolních končetin nemá vliv na hodnoty sledovaných proudů.

Klíčová slova: práh dráždivosti, frekvence, elektromyostimulace, dominance dolních končetin, diadynamické proudy

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Name and surname of author: Bc. Karolína Krchová

Title of the master's thesis: Objectification of sensitive and motor threshold of pulse components 50 Hz and 100 Hz of irritating currents

Department: Department of Physiotherapy

Supervisor: Mgr. Josef Urban

Year of presentation: 2014

Abstract:

The purpose of the thesis was made objective sensitive and motor threshold of 50 Hz and 100 Hz pulse component of Diadynamic currents and TENS currents. There were 45 young and healthy probands at the age between 20 – 40 years. It was proved that 100 Hz pulse component of irritating current in the intensity of motor threshold was more irritable than 50 Hz component. The results showed that the dominance of lower extremities had no influence on sets of stimulating currents.

Key words: threshold of excitability, frequency, electromyostimulation, dominance of lower extremities, Diadynamic currents

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně s odbornou pomocí Mgr. Josefa Urbana, uvedla jsem všechny použité literární zdroje a odborné zdroje a řídila se zásadami vědecké etiky.

V Olomouci dne

Děkuji Mgr. Josefu Urbanovi za pomoc a cenné rady, které mi poskytl při zpracování závěrečné práce. Dále bych chtěla poděkovat Fakultě tělesné kultury za umožnění studia na její půdě. Na závěr bych ráda poděkovala rodině a příteli za materiální a psychickou podporu.

OBSAH

1 ÚVOD	9
2 PŘEHLED POZNATKŮ	10
2.1 Dráždivost	10
2.1.1. Akční potenciál.....	10
2.1.2. Absolutní a relativní refrakterní fáze.....	11
2.1.3. Závislost dráždivosti na typu nervového vlákna, svalového vlákna	12
2.1.4. Vztah frekvence a dráždivosti	15
2.1.5. Závislost dráždivosti na délce trvání impulzu a tvaru impulzu.....	18
2.1.6. Závislost dráždivosti na dráždicí elektrodě.....	19
2.2. Elektromyostimulace.....	21
2.2.1 Kontrakce svalu elektrická, fyziologická	21
2.2.2 Typy proudů využívaných k elektromyostimulaci	23
3 CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY	25
3.1 Cíle	25
3.1.1 Hlavní cíl.....	25
3.1.2 Vedlejší cíle	25
3.2 Hypotézy	26
4 METODIKA.....	27
4.1 Charakteristika souboru.....	27
4.2 Postup	27
4.2.1 Odebrání anamnézy	27
4.2.2 Neurologické vyšetření	27
4.2.3 Určení dominance dolních končetin.....	28
4.2.4 Postup měření.....	30
4.2.5 Statistické zpracování naměřených dat	31
5 VÝSLEDKY	32
5.1 Testování hypotézy H_01	32
5.2 Testování hypotézy H_02	34
5.3 Testování hypotézy H_03	36
5.4 Testování hypotézy H_04	38
5.5 Testování hypotézy H_05	40
5.6 Testování hypotézy H_06	42
5.7 Testování hypotézy H_07	44
5.8 Testování hypotézy H_08	46
5.9 Testování hypotézy H_09	48

5.10 Testování hypotézy H_0 10.....	50
5.11 Testování hypotézy H_0 11.....	52
5.12 Testování hypotézy H_0 12.....	54
5.13 Subjektivní hodnocení použitých proudů.....	56
6 DISKUZE.....	57
7 ZÁVĚRY.....	63
8 SOUHRN.....	65
9 SUMMARY.....	66
10 REFERENČNÍ SEZNAM.....	67
11 PŘÍLOHY.....	71

Seznam zkratek

AMP – základní amplitudová modulace

AP – akční potenciál

CC – režim elektroterapie (constant current)

DD – diadynamický proud

DD (RS) – typ diadynamického proudu, rytmicky přerušovaný proud MF

DF – diaphasé fixe, typ diadynamického proudu

DKK – dolní končetiny

FF – fast-fatigue, fast oxidative, rychlá svalová vlákna (typ IIa)

FR – fast-fatigue resistance, fast oxidative-glycolitic, oxidativní svalová vlákna (typ IIb)

Hz – jednotka frekvence

K⁺ - draslíkový kationt

MF – monofasé fixe, typ diadynamického proudu

Na⁺ – sodíkový kationt

NMES – neuromuskulární elektrostimulace

NPM – nadprahově motorická intenzita

NPS – nadprahově senzitivní intenzita

m. – musculus

mV – miliVolt

ms – milisekunda

μs – mikrosekunda

n. – nervus

r. – ramus

S – slow oxidative, pomalá svalová vlákna (typ I)

Sf – středněfrekvenční proud

SG – substantia gelatinosa Rolandi

TENS – transkutánní elektroneurostimulace

TENS_{surge} – typ transkutánní elektroneurostimulace amplitudově modulovaný

1 ÚVOD

Fyzikální terapie zahrnuje dozované terapeutické využití různých druhů vnější energie na lidský organismus. Využívá neurofyzilogických poznatků o vlivu na aferentní nervový systém s cílem terapeutického ovlivnění konkrétní poruchy (Poděbradský & Vařeka, 1998). Z hlediska druhu energie lze dělit fyzikální terapii do několika větví, mezi něž patří i elektroterapie. Elektroterapie využívá účinky elektrických proudů na organismus za účelem jak terapeutickým, tak diagnostickým.

Účinky kontaktní elektroterapie jsou popsány v závislosti na typu proudu a jeho parametrech (délka impulzu, frekvence, režim elektroterapie). Účinky jsou závislé na způsobu aplikace, na intenzitě aplikovaného proudu a na frekvenci aplikací v sérii. Účinky dosahované prostřednictvím elektroterapie jsou nejčastěji myorelaxační nepřímý účinek, trofotropní nepřímý účinek, antiedematózní nepřímý účinek, myostimulační přímý i nepřímý účinek a analgetický účinek nepřímý. Účinky trofotropní a antiedematózní nepřímý jsou zprostředkovány 50 Hz a 100 Hz pulzní složkou dráždicího proudu, které jsou předmětem výzkumu této diplomové práce.

Do protikladu jsou stavěny vlastnosti jednotlivých frekvencí. Pro 50 Hz složku je charakteristický dráždivý účinek, pro 100 Hz složku je charakteristický zklidňující účinek. Důležitá je také dosažená intenzita. 50 Hz složka s dráždicím efektem dosahuje intenzity nadprahově motorické (dále NPM). 100 Hz složka se uklidňujícím efektem dosahuje intenzity nadprahově senzitivní (dále NPS). Podrobnější výzkumy srovnávající dráždivost 50 Hz pulzní složky a 100 Hz pulzní složky dráždicího proudu nejsou dostupné. Teoretickým dokumentem tak zůstává 44 let starý Lulliesův graf.

Význam elektroterapie je znám již z dob před Kristem, kdy staří Egypťané využívali rejnoka elektrického k léčbě paréz (Capko, 2003). Rozvoj je datován od konce 18. a počátku 19. století zejména díky dvojici vědců Galvani a Volt. V dnešní době je tento druh fyzikální terapie s výhodou využíván v mnoha oborech západní i východní medicíny.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

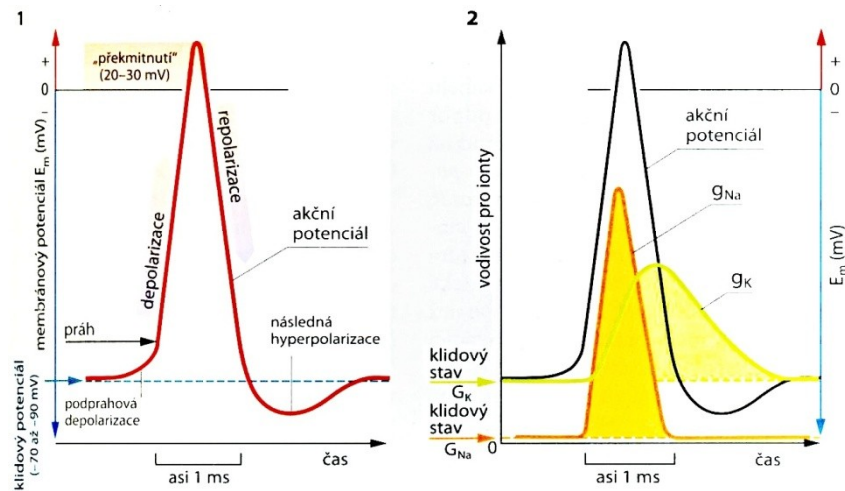
2.1 Dráždivost

Základní vlastností živého organismu je dráždivost, schopnost reagovat na zevní podněty. Podstatou dráždivosti je změna elektrického napětí na povrchu buňky, která je dána změnou poměru množství kladně a záporně nabitých iontů. Se změnou elektrického napětí přichází také změna vlastností membrány. Máme dvojí typy vzrušivých buněk, nervové a svalové. Nervové buňky tuto změnu umí přenášet a modifikovat ji, svalové buňky reagují na tuto změnu kontrakcí (Silbernagl & Agamemnon, 2004). Podstatou dráždivosti je tedy nerovnováha, narušení klidového membránového potenciálu, vznik akčního potenciálu.

2.1.1. Akční potenciál

Klidový membránový potenciál má podle typu buňky od -50 mV po -100 mV a je dán nerovnoměrným rozložením mezi intracelulárními ionty (převaha K^+) a extracelulárními ionty (převaha Na^+) (Silbernagl & Agamemnon, 2004). Na základě “odpovědi vše nebo nic” je překročen prahový membránový potenciál, vznikne akční potenciál, a to vzrůstem vodivostního gradientu Na^+ , nastává depolarizace membrány ke kladným hodnotám (Silbernagl & Agamemnon, 2004). Následuje transpolarizace, kdy membrána dosahuje kladných hodnot +20 mV až +30 mV. V tomto okamžiku se opět gradient pro Na^+ zmenšuje, nastává repolarizace membrány, membránový potenciál dosahuje opět klidových hodnot (Silbernagl & Agamemnon, 2004). Během repolarizace se zvyšuje vodivostní gradient K^+ , který umožní následnou hyperpolarizaci (Silbernagl & Agamemnon, 2004). Popsaný děj je pro ilustraci zobrazen na obrázku č. 1.

Obr. 1: Akční potenciál (1) a vodivost pro ionty (2) (nerv a kosterní sval)
(Silbernagl & Agamemnon, 2004)



2.1.2. Absolutní a relativní refrakterní fáze

Po depolarizaci nastává absolutní refrakterní fáze, kdy žádné stimuly nemohou vyvolat další akční potenciál, jelikož sodné kanály buňky jsou uzavřené a nemůže probíhat přesun žádných iontů (Vander et al., 2001). Absolutní refrakterní fáze trvá od dosažení spouštěcí hladiny do 1/3 repolarizace (Ganong, 2005). Podle Guytona tato fáze trvá 1/2500 s, tedy AP lze vyvolat pouze 2500 krát za sekundu. Následuje relativní refrakterní fáze, která může v době hyperpolarizace umožnit další AP, ovšem pouze pro stimuly silnější než obvykle, relativní refrakterní fáze trvá 10 až 15 ms (Vander et al., 2001). Refrakterní fáze trvá od 1/3 repolarizace až do okamžiku nové depolarizace (Ganong, 2005). Dle Kutchaie trvá relativní refrakterní fáze od 1ms od vzniku AP (in Trojan, 2003).

2.1.3. Závislost dráždivosti na typu nervového vlákna, svalového vlákna

Základní vlastností nervové buňky je vzrušivost, tedy schopnost přijímat, transformovat a vysílat signály, akční potenciály. Nervové buňky vytváří nervová vlákna různého typu s různou funkcí a vlastnostmi, které jsou uvedeny v tabulce 1. Z délky trvání absolutní refrakterní fáze můžeme určit délku impulzu při stimulaci, který by tedy neměl být kratší než 0,4-1 ms u vláken typu A, 1,2 ms u vláken typu B a 2 ms u vláken typu C. Pro rozlišení typu nervových vláken je také důležitá rychlost vedení AP – rychlost vedení impulzu je přímo úměrně závislé na myelinizaci nervového vlákna (Rokyta, 2012). S myelinizací je nervové vlákno mnohem dráždivější, má nízký práh elektrické dráždivosti (Rokyta, 2012). AP nervového vlákna vzniká po vychýlení klidových hodnot membrány nervové buňky -50 mV až -90 mV na hodnoty +30 mV až +40 mV (Trojan, 2003).

Tabulka 1. Typy nervových vláken, jejich funkce a vlastnosti (upraveno dle Erlanger & Gasser, in Ganong, 2005)

Typy vláken	Funkce	Poloměr (μm)	Rychlost vedení (m/s)	Trvání hrotu (ms)	Absolutní refrakterní perioda (ms)
A α	Propriocepce, somatomotorická	12-20	70-120	0,4-0,5	0,4-1
β	Dotyk, tlak	5-12	30-70	0,4-0,5	0,4-1
γ	Motorická pro svalová vřeténka	3-6	15-30	0,4-0,5	0,4-1
δ	Bolest, chlad, dotyk	2-5	12-30	0,4-0,5	0,4-1
B	Pregangliová autonomní	<3	3-15	1,2	1,2
C Zadní kořeny	Bolest, teplota, část mechanorecepce, reflexní odpovědi	0,4-1,2	0,5-2	2	2
C Sympatická	Postgangliová sympatická	0,3-1,3	0,7-2,3	2	2

Z výše zmíněných informací vyplývá, že vlastnosti nervových vláken ovlivňují jejich dráždivost. Dle Robinsona (1995) je vlákno s velkým průměrem a nízkým vnitřním odporem dráždivější, se snižujícím se průměrem a se zvyšujícím se vnitřním odporem dráždivost klesá. Nejdráždivější je vlákno typu A α , potom A β a nejméně dráždivé je vlákno typu A δ (Robinson, 1995).

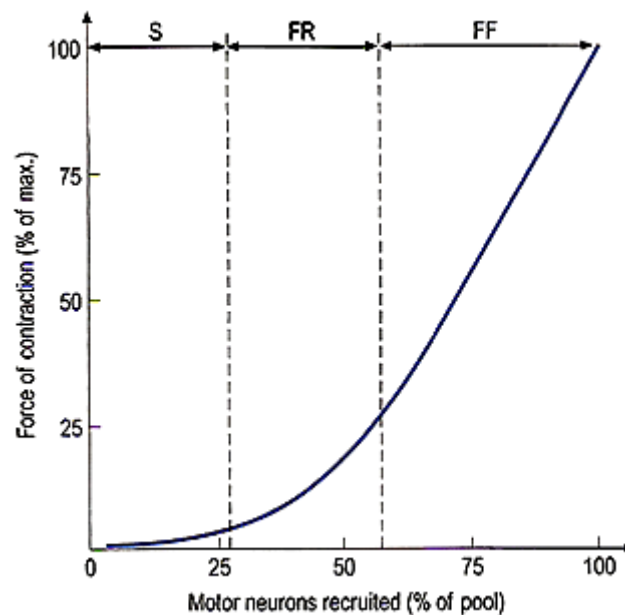
Dalším typem vzrušivé buňky je buňka svalová. Její AP se projevuje jako svalový záškub. Z klidových hodnot kosterního svalu -80 mV až -90 mV se vychýlí na +20 mV až +30 mV, čímž se podobá vzniku AP v buňce nervové (Rokyta, 2008). AP svalového vlákna trvá 2-4 ms a je veden rychlostí 5 m/s, absolutní refrakterní fáze trvá 1-3 ms (Ganong, 2005). Svalový záškub začíná asi 2 ms po počátku depolarizace membrány a podle typu svalového

vlákna trvá od 7,5 ms u rychlých vláken až po 100 ms u vláken pomalých (Ganong, 2005).

Rychlá svalová vlákna jsou uzpůsobena k rychlé kontrakci a dekontrakci s rychlejší unavitelností, pomalá vlákna naopak nektrahují tak rychle, za to mají větší výdrž (Máček & Radvanský, 2011). Rozlišujeme ještě další subtypy rychlých vláken (FF), oxidativní (FR) a glykolytická (S) (Máček & Radvanský, 2011).

Do náboru motorických jednotek se nejdříve zapojí vlákna oxidativní (FR), která jsou charakterizována rychlým pohybem s maximální silou odolná vůči únavě, dále vlákna rychlá (FF), která jsou charakterizována rychlým pohybem s maximální silou bez odolnosti vůči unavitelnosti (viz obr. 2) (Robertson, 2006).

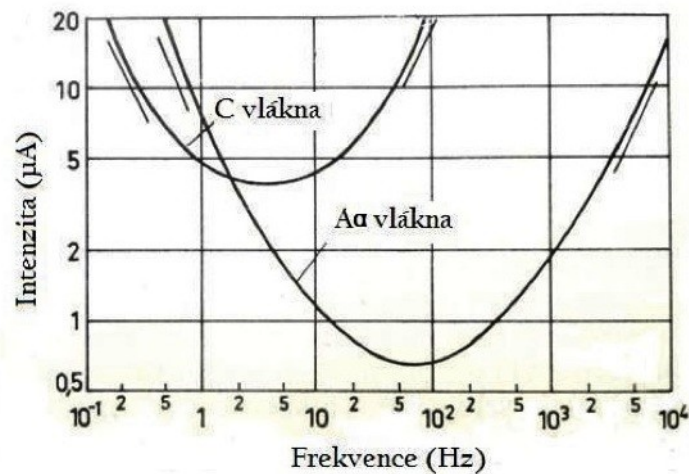
Obr. 2: Závislost náboru motorických jednotek v % (osa x) na jejich síle v % (osa y) (převzato z Robertson, 2006).



2.1.4. Vztah frekvence a dráždivosti

Již od roku 1970 je známa závislost dráždivosti na frekvenci přicházejícího impulsu, kterou popsal Lullies a Trincker (1970). Experiment byl zaměřen na vlákna A α a C s využitím impulsu sinusového střídavého proudu. Nejdraždivější jsou A α vlákna v rozmezí 50-100 Hz, zatímco C vlákna 2-10 Hz. Oddálením od těchto frekvencí se zmenšuje dráždivost pro daná vlákna.

Obr. 3: Závislost intenzity na frekvenci (Lullies, 1970, 70).



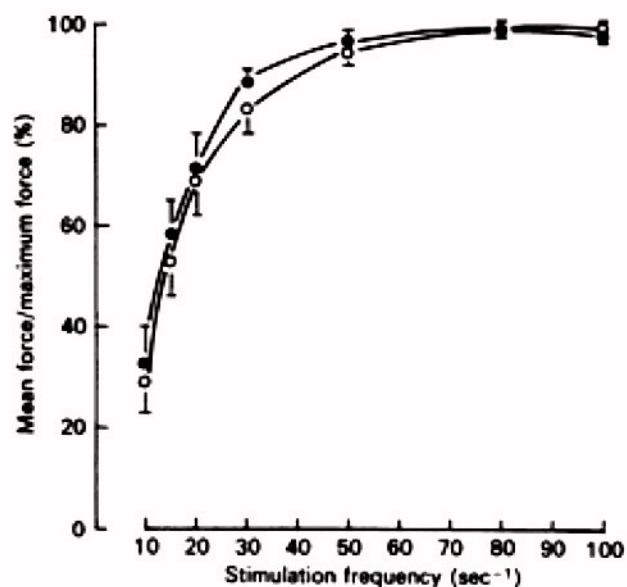
S rostoucí frekvencí se mění přímo úměrně synchronní depolarizace nervového vlákna na asynchronní depolarizaci (Hogenkamp et al., 2005). Tento jev nazýváme Gildemeisterův efekt (Hogenkamp et al., 2005). V rozsahu 60-100 Hz jsou stimulována středně a silně myelinizovaná nervová vlákna (Low & Reed, 2000).

Dráždivost je vyvolána přicházejícím proudem. Fyzikálně se průchod protékajícího proudu řídí Ohmovým zákonem, se kterým souvisí impedance. Impedance je dána vektorovým součtem ohmického odporu a rozdílu kapacitního a indukčního odporu tkáně. Impedance je frekvenčně závislá a se vzrůstající frekvencí se zvyšuje i průchod proudu (Capko, 1998, Robinson, 1995).

Normální fyziologické volní kontrakce svalů jsou ve frekvenci mezi 10 Hz a 30 Hz (Trojan, 2003). Vyšší frekvence jsou schopné vytvořit podobné kontrakce, ale také mohou

způsobit únavu svalu (Baker, 2000). Vysokofrekvenční únava je charakterizována excesivní ztrátou síly při stimulaci vysokými frekvencemi a rychlým zotavením, pokud je frekvence snížena (Jones, 1996). U stimulace nízkými frekvencemi byla pozorována tzv. „low frequency fatigue“, popsaná Edwardsem et al. (1977), viz obr. 4. Je charakterizována nižší schopností tetanické kontrakce svalu a je spojená s redukcí $[Ca^{2+}]$ kanálů díky sníženému toku Ca^{2+} iontů ze sarkoplazmatického retikula (Jones, 1996, Westerblad, 1993).

Obr. 4: Závislost svalové síly na stimulující frekvenci u m. quadriceps femoris a m. adductor pollicis (převzato z Edwards et al., 1977).



Naopak Thomas (1991) tvrdí, že vyšší frekvence umožní stimulovat i v případě, kdy sval začne být unavený. Baker (2000) uvádí, že frekvence 20 Hz (v rozmezí fyziologické kontrakce svalu) umožní stimulovat s delší časovou periodou za nízké kontraktibility. Vyšší frekvence umožní znásobit sílu svalového stahu, ale stimulovat je možné po kratší dobu (Baker, 2000). Sílu kontrakce svalu v závislosti na frekvenci komentuje také Fuglevand (2003): konstantní frekvence 30 Hz vyvolá větší sílu kontrakce, než když je frekvence postupně snižována z 30 Hz na 15 Hz. V rozporu s Edwardsem et al. (1977) je také Doucet (2013). Tvrdí, že nižší frekvence (20 Hz) mají vliv na výdrž svalu a jeho koordinaci, vyšší frekvence (40 Hz) jsou efektivnější pro ovlivnění aktivace motorické jednotky (Doucet, 2013). Snyder-Mackler (1994) navrhuje z hlediska menší unavitelnosti svalu stimulovat nízkými frekvencemi a vyšší intenzitou.

Při stimulaci frekvencemi pod 7 Hz svalová vlákna reagují izolovanými kontrakcemi s následnými spontánními dekontrakcemi (Poděbradský & Vařeka, 1998). Stimulace frekvencí 10 Hz vyvolá svalový třes (Low & Reed, 2000). Dle Poděbradského & Vařky (1998) při stimulaci 8 Hz až 29 Hz vzniká vlnitý tetanus, dle Ganonga vzniká vlnitý tetanus při srovnatelných frekvencích (10-20Hz). Nad 30 Hz se zmínění autoři shodují se vznikem hladkého tetanu, fyziologické svalové kontrakce. Poděbradský & Vařeka (1998) dodávají, že 40-60 Hz je frekvence optimální k vyvolání tetanické kontrakce. Autoři Adel & Luykx (2005) dodávají, že nejpříjemnější tetanická kontrakce je vyvolána mezi frekvencemi 40-80 Hz. Pro dosažení komfortní tetanické kontrakce je vhodná aplikace frekvence 50 Hz konstantně (Adel & Luykx, 2005). Podle Low & Reeda (2000) je optimální frekvence pro vyvolání tetanické kontrakce 50 Hz. Síla tetanické kontrakce roste až do hodnoty 100 Hz, potom stagnuje navzdory zvyšující se intenzitě (Low & Reed, 2000). Frekvence 50 Hz stimuluje rychlá svalová vlákna, frekvence 20-30 Hz stimuluje pomalá svalová vlákna (Low & Reed, 2000). Frekvenční rozpětí 180-220 Hz využíváme k dosažení myorelaxačního účinku (Poděbradský & Vařeka, 1998). Při frekvenci nad 250 Hz dochází k vyčerpání energetických zásob a ztrátě účinků elektroterapie (Poděbradský & Vařeka, 1998).

Se zvyšující se frekvencí dráždivost klesá (Poděbradský, 2009). K adaptaci nervových vláken dochází při použití frekvence nad 100 Hz, optimálně 182 Hz (Poděbradský, 2009). Sval se nejrychleji stahuje při frekvenci AP 80-120 Hz (Trojan, 2003).

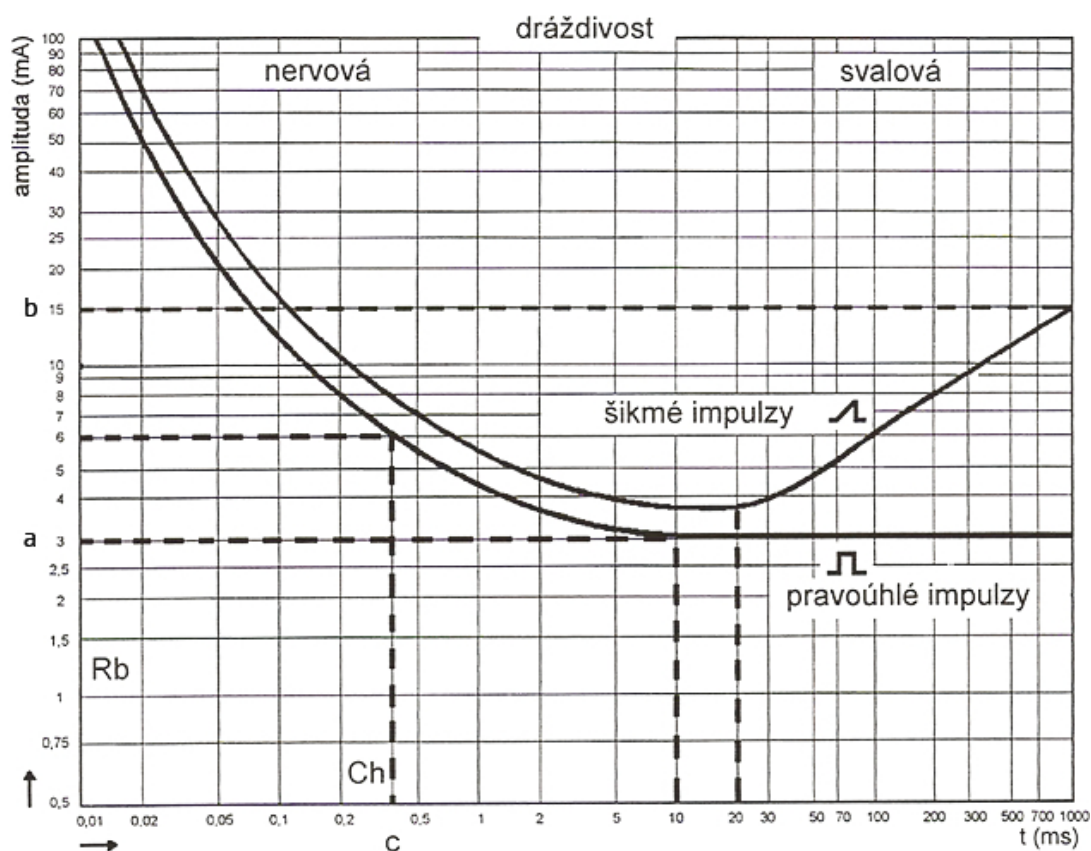
2.1.5. Závislost dráždivosti na délce trvání impulzu a tvaru impulzu

Podráždění nervového vlákna závisí na intenzitě, i na délce impulzu, kterou vyjadřuje Hooverg-Weissova I/t křivka (Obr. 5). U I/t křivky zjišťujeme hodnotu reobáze a chronaxie. Reobáze je nejnižší intenzita v mA, která vyvolá reakci drážděného nervového vlákna (v našem případě 3 mA, viz obr. 5). Od hodnoty reobáze odečteme z křivky hodnotu chronaxie. Chronaxie je doba trvání impulzu a je rovna dvojnásobné hodnotě reobáze (0,3 ms, viz obr. 5). Chronaxie je délka trvání impulzu, která stačí na podráždění nervového vlákna.

Dle Wyss je dráždivost nervových vláken přímo úměrně závislá na zvětšující se délce trvání impulzu. Pro typ A α je to 1-10 ms, pro typ B je to 10 ms (in Poděbradský, 2009). Dráždivost je také přímo úměrně závislá na délce impulzu (Robinson, 1995). Nejdraždivější jsou vlákna A α , A β , A δ , pak svalové vlákno (Robinson, 1995).

S rostoucí délkou impulzu se rozdíl v dráždivosti zvětšuje (Robinson, 1995). Wyss naopak tvrdí, že s rostoucí délkou impulzu se rozdíl v dráždivosti zmenšuje a nad 100 ms se prahová intenzita vláken A α a B zcela přibližuje (in Poděbradský, 2009).

Obr. 5: I/t křivka (převzato z Capka, 1998)



Tvar impulzu může být pravoúhlý nebo šikmý. Pravoúhlý impulz umožní okamžitý nástup nastavené intenzity, šikmý impulz je charakteristický postupným nástupem intenzity. Dráždivost je ovlivněna fyziologickým jevem, který nazýváme akomodace. U zdravého nervového vlákna dochází k akomodaci při déle trvající stimulaci šikmými proudy. U stimulace pravoúhlými proudy k akomodaci nedochází vlivem náhlého dosažení nastavené intenzity (Poděbradský, 2009).

2.1.6. Závislost dráždivosti na dráždicí elektrodě

Dráždivost tkáně závisí i na dráždicí elektrodě. Techniky aplikace elektrického proudu na tkáň rozlišujeme podle velikosti stimulujících elektrod. Podle Poděbradského (2009) rozlišujeme aplikaci monopólní a bipolární. Urban (2011) k těmto dvěma přidává ještě techniku pseudomonopólní (část nepublikované přednášky, září 2011, Urban). U monopólní aplikace rozlišujeme elektrodu diferentní, větší, a indiferentní, zpravidla

nepoměrně menší. Poděbradský (2009) zároveň uvádí, že jde spíše o aplikace pseudomonopolární, stejně jako Urban (2011). U pseudomonopolární techniky rozdíl velikosti elektrod není tak velký jako u monopolární aplikace. Bipolární aplikace je charakteristická stejnou velikostí elektrod.

Dráždivost je závislá nepřímo úměrně na velikosti dráždicí elektrody. Se zvětšující se velikostí elektrody klesá dráždivost tkáně, a tedy je zapotřebí vyšší absolutní intenzity pro dosažení prahově senzitivní nebo prahově motorické odezvy. Tvrzení odpovídá Ohmovu zákonu, který vyjadřuje vztah protékajícího proudu, odporu vodiče a napětí.

$$I = U / R$$

Protékající proud je přímo závislý na napětí vodiče a nepřímo úměrně závislý na elektrickém odporu. Hodnota elektrického odporu je dána odporem elektrody a odporem tkáně. Elektrický odpor elektrody je charakterizován materiálem, tvarem a teplotou vodiče, nepřímo úměrně je závislý na obsahu průřezu vodičem. U monopolární techniky dosahujeme menší absolutní intenzity, než je tomu tak u techniky bipolární.

Dráždivost je nepřímo úměrně závislá na vzdálenosti elektrody od tkáně. Čím je cílová tkáň dále od elektrody, dráždivost klesá a při dosažení prahové intenzity dochází k náboru i dalších motorických jednotek, které nejsou přímo v proudové dráze.

Dráždivost je závislá na polaritě elektrod. Při aplikaci stejnosměrného proudu na tkáň dochází k polarizaci tkání v celé proudové dráze, která způsobí změny koncentrací iontů v extracelulárním a intracelulárním prostoru (Poděbradský, 2009). Na elektrodových podložkách dochází k dějům, které nazýváme anaelektrotonus a kataelektrotonus (Du Bois-Reymond, in Poděbradský, 2009). Díky těmto dějům jsou účinky anody a katody rozdílné (Pflüger, in Poděbradský, 2009). Pod anodou, kladnou elektrodou, dochází ke zvýšení klidového membránového potenciálu, tím klesá dráždivost. Naopak u katody, záporné elektrody, dochází k přitahování kationtů z membrány nervového vlákna, tím se sníží membránový potenciál a dráždivost roste (Poděbradský, 2009).

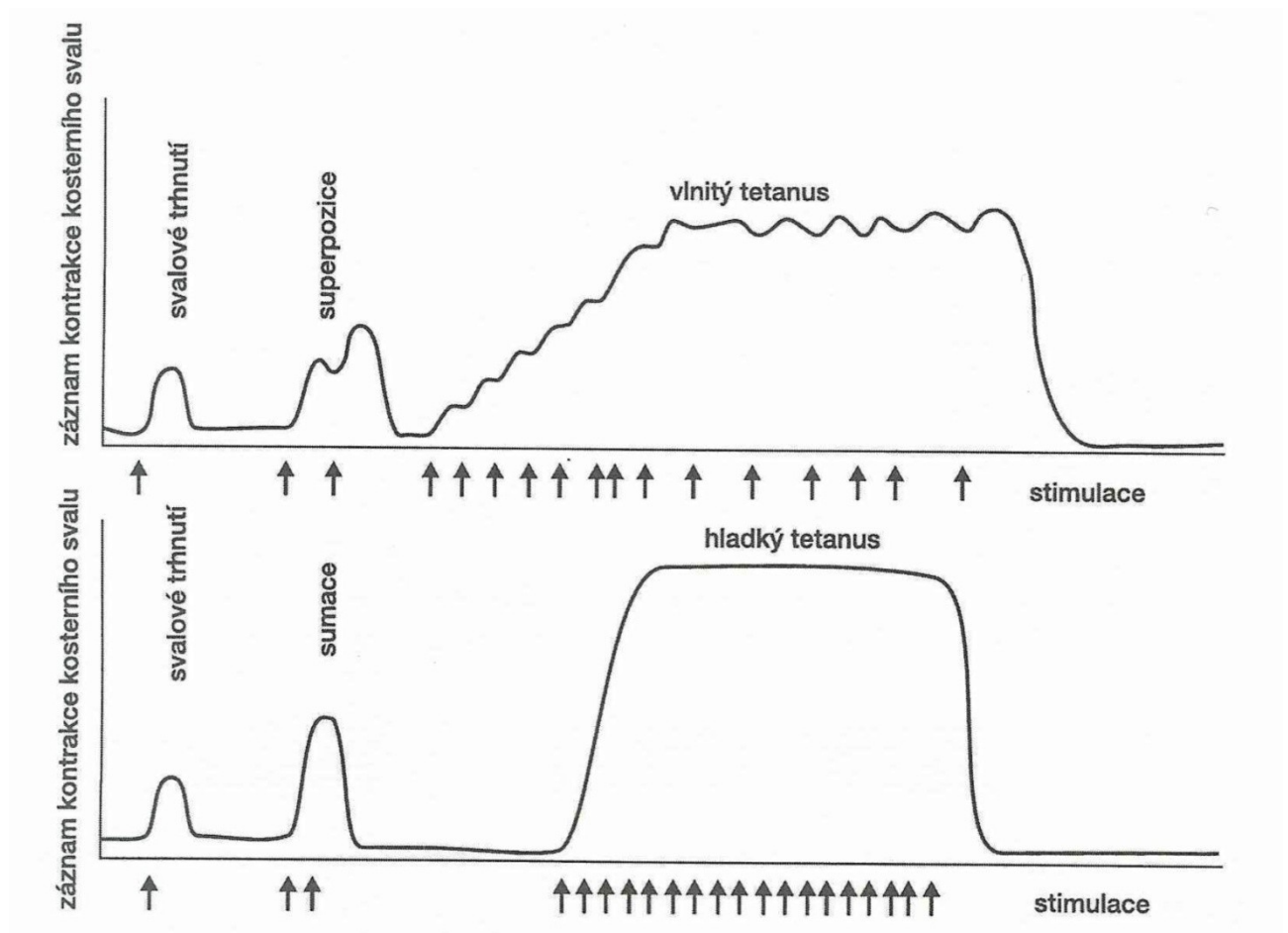
2.2. Elektromyostimulace

Elektromyostimulace je dráždění zdravých či denervovaných svalů prostřednictvím elektrického proudu (Poděbradský, 2009). Protože je nervové vlákno dráždivější než svalové, při neporušeném nervosvalovém aparátu vždy dráždíme nervové vlákno. Tehdy mluvíme o myostimulačním účinku nepřímém. Pokud je sval denervovaný, nervový aparát je porušený, mluvíme o účinku myostimulačním přímém, kdy stimulujeme přímo svalové vlákno. Pro myostimulační účinek přímý je nutné využít délku impulzu nad 10 ms (nejkratší absolutní refrakterní fáze 7,5 ms), lépe 100 ms (u pomalých oxidativních vláken) (Poděbradský, 2009). Elektromyostimulaci využíváme také pro dosažení účinku trofotropního přímého. Pro aktivaci svalové mikropumpy je nezbytný dostatečný rozsah frekvence, a to minimálně 50 Hz (Poděbradský, 2009).

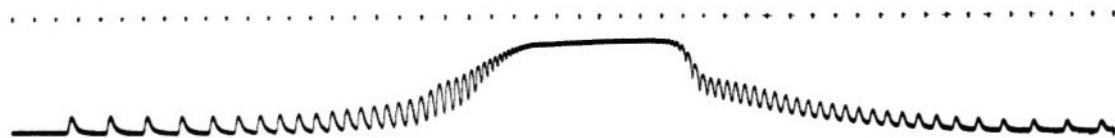
2.2.1 Kontrakce svalu elektrická, fyziologická

Fyziologická kontrakce svalu má formu tetanického stahu (Trojan, 2003). Svalový kontraktilní aparát nemá refrakterní fázi, vzniká sumace stahů (Ganong, 2005). V případě, že dochází k nasedání impulzů na sebe dostatečně rychle za sebou, vzniká neúplný tetanický stah, tzv. vlnitý tetanus (viz obr. 5), kdy mezi jednotlivými záškuby nastává relaxace (Trojan, 2003). Pokud k relaxaci mezi jednotlivými svalovými záškuby nedochází, vzniká úplný tetanický záškub, tzv. hladký tetanus (viz obr. 5) (Trojan, 2003). Ganong (2005) označuje tyto reakce jako úplný a neúplný tetanický stah (viz obr. 6). Tenze během tohoto stahu je asi trojnásobná až čtyřnásobná vzhledem k izolovaným záškubům (Ganong, 2005, Trojan, 2003). K sumaci stahu dochází pouze při určité frekvenci dráždění, která je závislá na trvání záškubu daného svalu (Ganong, 2005). K maximální možné kontrakci dochází při impulzech nad 30 Hz (Trojan, 2003).

Obr. 6: Vlnitý a hladký tetanus (Trojan, 2003).



Obr. 7: Úplný a neúplný tetanický stah (Ganong, 2005).



Obr. 3-9. Tetanus. Izometrická tenze jediného svalového vlákna během postupně zvyšované a snižované frekvence dráždění. Tečky nad obrázkem značí 0,2 s intervaly. (Převzato se svolením z BUCHTHAL, F. Dan Biol Med, 1942, 17, 1.)

2.2.2 Typy proudů využívaných k elektromyostimulaci

K přímé myostimulaci využíváme parametry získané z Hooverg-Weissovy I/t křivky. Používáme šikmé impulzy s pozvolnou náběžnou hranou a délku impulzu odečtenou z křivky, minimálně 10 ms (prakticky 100 ms) (Poděbradský, 2009).

Nepřímý myostimulační účinek je nazýván elektrogymnastika a využívá různé typy proudů k dosažení tetanické kontrakce. Poděbradský (2009) doporučuje využít proudy typu TENS surge nebo NMES (neuromuskulární elektrostimulace). Připouští, že je možné pracovat i s faradickým proudem, proudy typu DD (RS) nebo Kotzovým proudem. Nízkofrekvenční typy proudů jako je farad, neofarad, DD (RS) nebo Träbert jsou obsolentní, protože jsou nepříjemné díky šířce impulzu (nepublikovaná přednáška, říjen 2011, Urban). Podle Urbana (2011) je ideální využít proud typu TENS surge s parametry: šířka impulzu 100-500 μ s, frekvence 50 Hz, surge 3-15 s, pauza 6-30 s (nepublikovaná přednáška, říjen 2011, Urban). Další možnosti jsou ruská stimulace, Kotzův proud nebo modulované impulzní proudy (MIP) (nepublikovaná přednáška, říjen 2011, Urban). Adel & Luykx (2005) upozorňují na snadno vyvolatelnou svalovou kontrakci MF složkou DD proudu. MF složka je podle autorů vhodná pro svalovou stimulaci. Podle Poděbradského & Vařeky (1998) má MF složka motorické účinky, ale pro nepříjemné senzitivní pocity je pro elektrogymnastiku tento typ proudu nevhodný.

Elektromyostimulaci využíváme také pro dosažení účinku trofotropního nepřímého nebo antiedematózního nepřímého. Obou účinků je dosaženo aktivací mikrosvalové pumpy. Při kontrakci svalů dochází ke zvýšenému odtoku žilní krve a sekundárně ke zvýšení přítoku arteriální krve (Poděbradský, 2009). Oba účinky zajistí ve stimulované oblasti zvýšené prokrvení, zrychlení metabolismu, redukci otoku a rychlejší proces hojení. Aktivace mikrosvalové pumpy je popisována jako hlavní účinek u kombinovaného proudu CP, zástupce DD proudů. CP proud (courant modulé en courtes périodes) je kombinovaný proud, kdy se skokem střídá 1s složka MF a 1s složka DF. MF proud je jednocestně usměrněný proud o frekvenci 50 Hz (10 ms impulz, 10 ms pauza). DF proud (diaphasé fixe) je dvoucestně usměrněný proud o frekvenci 100 Hz (10 ms impulz, 0s pauza). Poděbradský (2009) popisuje aktivaci svalové mikropumpy s jednosekundovým motorickým stahem při

nástupu složky MF a jednosekundovou relaxací při nástupu složky DF. Zároveň při nástupu MF složky je intenzita NPM a u nástupu DF složky je intenzita NPS.

Trofotropní účinek nepřímý je dosahován také prostřednictvím gangliotropní aplikace konstantních 100 Hz proudů různého typu. Gangliotropní aplikace konstantních 100 Hz prostřednictvím DF proudu má omezení. Nízkofrekvenční proudy působí povrchově, můžeme je aplikovat pouze na hubené jedince, u silnějších osob bychom měli pro dosažení účinku aplikovat středněfrekvenční proudy (Poděbradský, 2009). Dalšími nedostatky aplikace DF proudu jsou nepříjemné subjektivní pocity a krátká doba ošetření (6 minut). Pro dosažení trofotropního nepřímého účinku je nezbytné použít ochranné roztoky jako prevenci poleptání, protože doba aplikace by měla být alespoň 10 minut (nepublikovaná přednáška, říjen 2011, Urban). Nepříjemné subjektivní pocity jsou způsobeny šířkou impulzu. Gangliotropní aplikaci konstantních 100 Hz je možné zajistit jinými typy proudu s kratší délkou impulzu a nepříjemné pocity odstranit (TENS, středněfrekvenční proudy).

3 CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY

3.1 Cíle

3.1.1 Hlavní cíl

Experimentálně ověřit a objektivizovat dráždivost jednotlivých komponent pulzní složky (dosis) diadynamických proudů.

3.1.2 Vedlejší cíle

1. Experimentálně ověřit a objektivizovat dráždivost ekvivalentních frekvencí jiného typu proudu, a to TENS.
2. Ověřit, zda zjištěné rozdíly dráždivosti platí pro diadynamické proudy i TENS proudy.
3. Zjistit, zda má dominance končetin vliv na dráždivost sledovaných proudů.
4. Zjistit subjektivní hodnocení použitých proudů.

3.2 Hypotézy

H₀1: Pro použitou techniku stimulace není rozdíl mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou v dráždivosti pulzní složky MF proudu v intenzitě NPS.

H₀2: Pro použitou techniku stimulace není rozdíl mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou v dráždivosti pulzní složky MF proudu v intenzitě NPM.

H₀3: Pro použitou techniku stimulace není rozdíl mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou v dráždivosti pulzní složky DF proudu v intenzitě NPS.

H₀4: Pro použitou techniku stimulace není rozdíl mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou v dráždivosti pulzní složky DF proudu v intenzitě NPM.

H₀5: Pro použitou techniku stimulace není rozdíl mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou v dráždivosti 50 Hz složky TENS proudu v intenzitě NPS.

H₀6: Pro použitou techniku stimulace není rozdíl mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou v dráždivosti 50 Hz složky TENS proudu v intenzitě NPM.

H₀7: Pro použitou techniku stimulace není rozdíl mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou v dráždivosti 100 Hz složky TENS proudu v intenzitě NPS.

H₀8: Pro použitou techniku stimulace není rozdíl mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou v dráždivosti 100 Hz složky TENS proudu v intenzitě NPM.

H₀9: Není rozdíl v NPS intenzitě mezi MF pulzní složkou a DF pulzní složkou DD proudu.

H₀10: Není rozdíl v NPM intenzitě mezi MF pulzní složkou a DF pulzní složkou DD proudu.

H₀11: Není rozdíl v NPS intenzitě mezi 50 Hz a 100 Hz složkou TENS proudu.

H₀12: Není rozdíl v NPM intenzitě mezi 50 Hz a 100 Hz složkou TENS proudu.

4 METODIKA

4.1 Charakteristika souboru

Soubor tvořilo 45 zdravých jedinců ve věkovém rozmezí 20 – 40 let, průměrný věk byl 23, 8 periodických. Měření výzkumného souboru probíhalo v období mezi červnem 2012 a zářím 2013 na pracovišti RRR centrum v Olomouci. Při měření nebyl brán v úvahu cirkadiální rytmus dne, nebylo možno zajistit stejnou denní dobu pro měření všech probandů.

4.2 Postup

Před samotným získáváním dat byl proband seznámen s měřením, podepsal informovaný souhlas s prováděným výzkumem a anonymním zveřejněním naměřených dat (příloha 1).

Proběhlo orientační neurologické vyšetření k vyloučení poškození svalově-nervového aparátu (příloha 3). Byl proveden test k vymezení dominantní dolní končetiny (příloha 3). Vyšetření i měření probíhalo v dostatečně osvětlené místnosti s pokojovou teplotou, v relativním klidu.

4.2.1 Odebrání anamnézy

Z anamnestických údajů byly zaznamenány údaje především z osobní anamnézy, úrazy dolních končetin na nervosvalovém aparátu, další jiné významné údaje včetně farmakologické anamnézy. Výzkum byl prováděn na zdravém vzorku populace, tedy v anamnéze se nevyskytovaly žádná významná onemocnění nebo závažné úrazy dolních končetin.

4.2.2 Neurologické vyšetření

K vyšetření nervosvalového dráždění byl využit Chvostkův příznak a Trömmerovo vyšetření, bilaterálně (Opavský, 2003).

Trömmerův příznak byl vyšetřen klepnutím do břicha relaxovaného prostředníčku a u všech probandů byl negativní.

Chvostkův příznak byl vyšetřen standardně pro Chvostek I. (poklep neurologickým

kladívkem na tvář 2 cm od ústního koutku směrem k tragu) i pro Chvostek II. (poklep neurologickým kladívkem před tragem). Chvostek I. byl přítomen u všech probandů, stav nervosvalového dráždění byl vyhodnocen jako fyziologický.

Integrita nervového aparátu byla ověřena vyšetřením patelárního reflexu bilaterálně (segment L2 - L4) (Opavský, 2003). Hodnocena byla vybavitelnost reflexu: normoreflexie, hyporeflexie nebo hyperreflexie. U všech probandů byla přítomna normoreflexie, nebylo nutné použít Jendrassikův manévr.

Vyšetřeno bylo povrchové čítí (taktilní čítí a dvoudobou diskriminaci) a hluboké čítí (statestézie a kinestézie) dolních končetin (Kolář, 2009). Taktilní čítí bylo vyšetřeno smotkem vaty v dermatomech dolní končetiny bilaterálně. Dvoudobá diskriminace byla vyšetřena dotykem na stehna probanda a byla zjištěna schopnost rozlišit počet dotyků se zmenšující se vzdáleností bodů. Při vyšetření statestézie byla nastavena dolní končetina do trojflexe, proband určil polohu své končetiny a druhou končetinou polohu napodobil. U vyšetření kinestézie byla prováděna dorzální a plantární flexe hlezna při extenzi kolena, proband napodobil prováděný pohyb. Normální nález – čtyři správná opakování z pěti. Všechny testy byly prováděny se zavřenýma očima. U žádného z probandů nebylo porušeno ani hluboké, ani povrchové čítí, nebyly přítomny stranové rozdíly.

4.2.3 Určení dominance dolních končetin

Na závěr byla určena dominance dolních končetin. Dominanci nohy určujeme podle obratnější, švihové končetiny (Drnková & Syllabová, 1991). Dominantní dolní končetina je kladena jako první při skluzu, vystupuje první na překážku (Měkota, 1984). Dominance byla určena cílenými dotazy:

“Kterou nohou kopete do míče?”

“Kterou nohou jako první vystupujete na schod?”

“Kterou nohu máte vpředu při sklouznutí se?”

Podle odpovědí a indexu dominance, $DI = 100 (R) / (R+L)$, byla určena dominantní dolní končetina všem probandům. Ve výše zmíněném vztahu platí, že pro R je zaznamenán

počet úkonů provedených pravou končetinou, pro L je zaznamenán počet úkonů provedených levou končetinou. 38 probandům byly zjištěny hodnoty $DI > 50$, tedy platí dextrie (dominance pravé dolní končetiny), u 7 probandů byly zjištěny hodnoty $DI < 50$, tedy platí sinistrie (dominance levé dolní končetiny). Žádný z probandů neměl hodnoty $DI = 50$, která je obvykle hodnocena jako ambidextrie.

4.2.4 Postup měření

Měření bylo zahájeno kontrolním měřením pro ozřejmění senzitivního a motorického prahu probandům. Následovalo samotné měření, kdy byly zaznamenány nejprve hodnoty NPS, potom hodnoty NPM. Měření se opakovalo jednou na obou dolních končetinách.

Senzitivní práh byl zaznamenán na základě subjektivních pocitů probanda. O pocitech byl proband instruován. Hodnotu NPS intenzity proband označil při pocitu právě procházejícího proudu. Svalový záškub proband označil jako intenzitu NPM. Hodnota NPM intenzity byla zaznamenána vizuální kontrolou a palpační kontrolou svalového bříška m. vastus medialis na měřené končetině.

Bylo provedeno kontrolní měření Kotzovým proudem na m. vastus medialis dominantní dolní končetiny. Parametry aplikace kontrolního měření: bipolární aplikace, katoda umístěna distálně, malé deskové elektrody (5x7 cm) opatřené standartní elektrodovou podložkou navlhčenou fyziologickým roztokem, režim CC. Při kontrolním měření proband zažil vjem tetanické kontrakce při dosažení intenzity NPM.

Měření bylo provedeno bilaterálně na m. vastus medialis. Byly použity malé deskové elektrody o rozměrech 5x7 cm, katoda byla umístěna distálně, anoda byla umístěna proximálně. Elektrody byly opatřeny standardní elektrodovou podložkou navlhčenou fyziologickým roztokem a připevněny na měřenou dolní končetinu. Měření probíhalo vleže na zádech, měřená dolní končetina spočívala volně natažená na lehátku. Na přístroji BTL-4000 byly nastaveny následující parametry:

MF – délka impulzu 10 ms, pauza 10ms, frekvence 50 Hz, čas trvání 1 minuta, režim CC

DF – délka impulzu 10 ms, pauza 0ms, frekvence 100 Hz, čas trvání 1 minuta, režim CC

TENS 50 Hz – délka impulzu 300 μ s, frekvence 50 Hz, čas trvání 1 minuta, režim CC

TENS 100 Hz – délka impulzu 300 μ s, frekvence 100 Hz, čas trvání 1 minuta, režim CC

MF je zástupce diadynamického proudu a v našem měření představuje 50 Hz pulzní složku dráždicího proudu. DF je zástupce diadynamického proudu a v našem měření představuje zástupce 100 Hz pulzní složky dráždicího proudu. Standardně se při použití diadynamických proudů používá nastavení báze, která představuje galvanickou složku

proudu. Pro svalovou stimulaci jsou účinky galvanické složky nežádoucí, proto báze v našem výzkumu nebyla použita. Byla nastavena hodnota 0%.

Proudy byly zaznamenány v náhodném pořadí, které určil los čísel 1-4. Pod číslem 1 byl měřen proud TENS 100 Hz, číslo 2 ukryvalo proud TENS 50 Hz, číslo 3 DF a číslo 4 MF.

Po spuštění zvoleného typu proudu byla zvyšována absolutní intenzita až do senzitivního prahu dle subjektivního pocitu probanda, hodnota byla zaznamenána do protokolu měření (příloha 2). Aniž by byl ukončen probíhající proud, byla intenzita zvyšována až do odpovědi motorické. Po dosažení motorické intenzity bylo ukončeno probíhání proudu, naměřená hodnota byla zaznamenána do protokolu měření. Výše popsany postup byl zopakován pro každý typ proudu na dané dolní končetině. Na konci měření proband slovně subjektivně ohodnotil použité proudy do řady od 1 do 4. Hodnotil NPM intenzitu tak, že hodnota 1 označovala proud nejvíce příjemný a hodnota 4 označovala proud nejméně příjemný. Po ukončení měření všech čtyř proudů byly elektrody přemístěny na druhou dolní končetinu. Elektrodové podložky byly znovu navlhčeny fyziologickým roztokem a měření se opakovalo výše uvedeným způsobem.

4.2.5 Statistické zpracování naměřených dat

Naměřené hodnoty intenzity prahově senzitivní i prahově motorické pro všechny sledované parametry byly zpracovány statistickým programem STATISTICA 10. Na základě rozložení dat byla použita neparametrická statistika. Rozložení dat nesplňovalo normální rozložení dat, i když se tomu blížilo. Byly porovnány dva závislé vzorky s využitím Wilcoxonova párového testu. Stejně tak byla vyhodnocena data rozdílu dráždivosti jednotlivých komponent pulzní složky (dosis) diadynamických proudů.

Subjektivní hodnocení příjemnosti použitých proudů bylo vyhodnoceno rozložením četnosti hodnot. Hodnoty 1-4 byly zaznamenány do tabulky a graficky znázorněny s použitím programu Microsoft Word 2013.

5 VÝSLEDKY

Na základě rozložení dat, jsme použili neparametrickou statistiku. Rozložení dat nespĺňovalo normální rozložení dat, i když se tomu blížilo. Byly porovnány dva závislé vzorky s využitím Wilcoxonova párového testu.

5.1 Testování hypotézy H_01

H_01 : Pro použitou techniku stimulace není rozdíl mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou v dráždivosti pulzní složky MF proudu v intenzitě NPS.

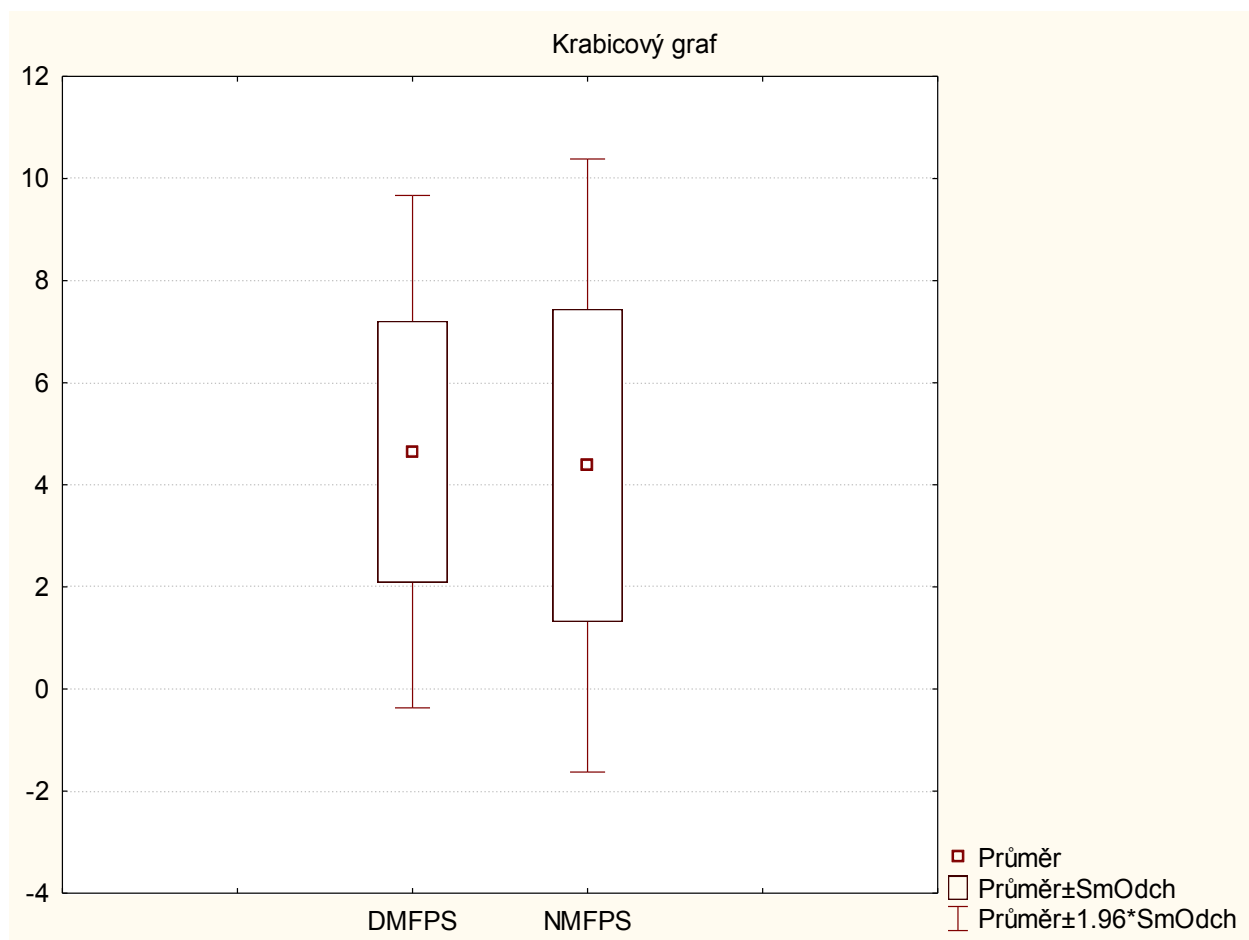
Při testování hypotézy H_01 byly porovnávány hodnoty naměřené na dominantní a nedominantní dolní končetině při dráždění pulzní složkou MF proudu v intenzitě NPS. Pro statistické zhodnocení byl použit Wilcoxonův párový test. Při porovnávání hodnot obou souborů nebyl shledán statisticky významný rozdíl na hladině nižší jak 0,05 (tabulka 2, graf 1).

Hypotéza byla potvrzena, není stranový rozdíl v senzitivních prazích pro pulzní složku MF proudu.

Tabulka 2. Rozdíl v dominanci DKK při dráždění pulzní složkou MF proudu v intenzitě NPS.

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test			
	Počet platných	T	Z	Úroveň p
DMFPS&NMFPS	45	405,5000	0,815059	0,415039

Graf 1. Grafické znázornění rozdílu v dominanci DKK při dráždění pulzní složkou MF proudu v intenzitě NPS.



5.2 Testování hypotézy H₀₂

H₀₂: Pro použitou techniku stimulace není rozdíl mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou v dráždivosti pulzní složky MF proudu v intenzitě NPM.

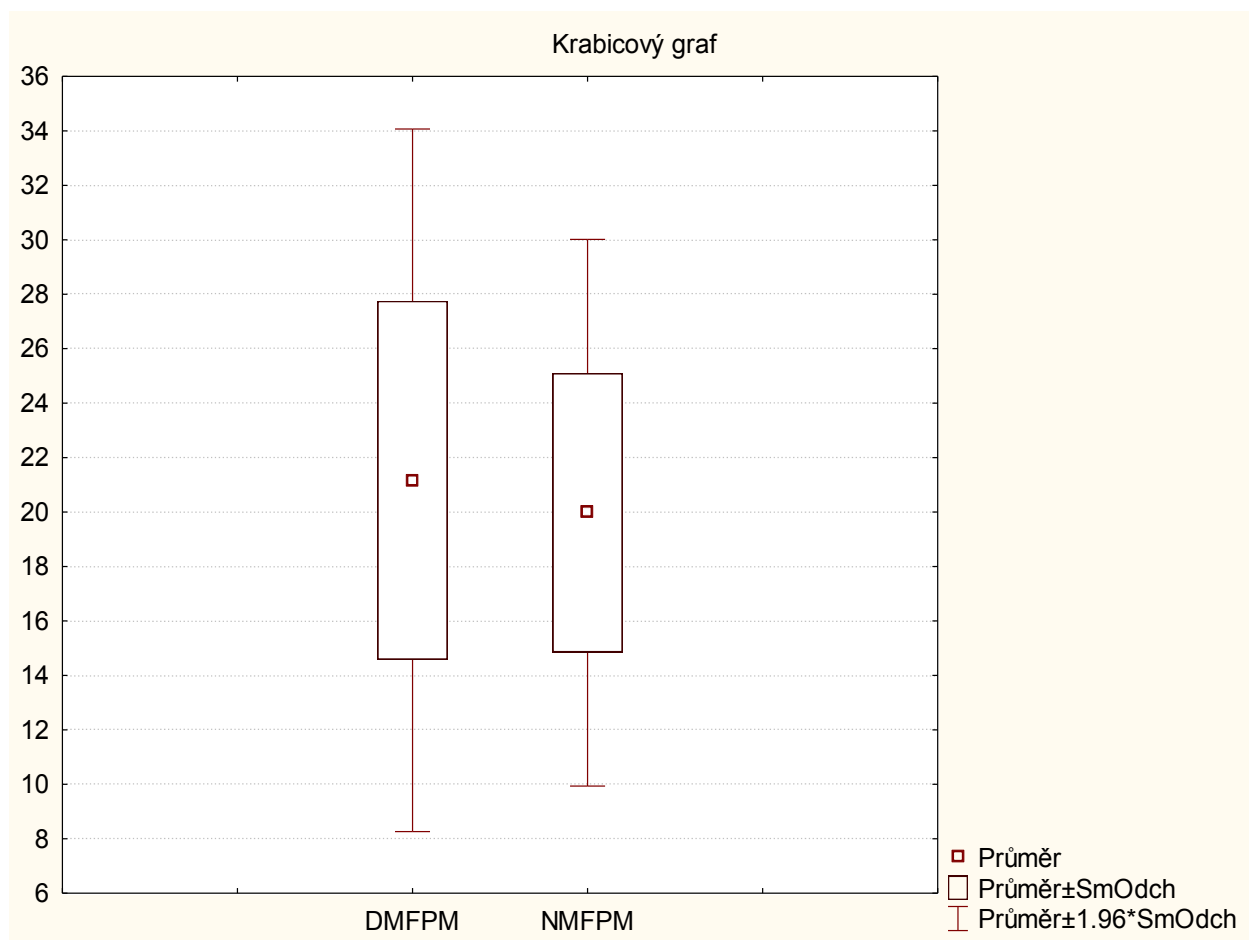
Při testování hypotézy H₀₂ byly porovnávány hodnoty naměřené na dominantní a nedominantní dolní končetině při dráždění 50 Hz složky DD proudu v intenzitě NPM. Pro statistické zhodnocení byl použit Wilcoxonův párový test. Při porovnávání hodnot obou souborů nebyl shledán statisticky významný rozdíl na hladině nižší jak 0,05 (tabulka 3, graf 2).

Hypotéza byla potvrzena, není stranový rozdíl v motorických prazích pro pulzní složku MF proudu.

Tabulka 3. Rozdíl v dominanci DKK při dráždění pulzní složkou MF proudu v intenzitě NPM.

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test Označené testy jsou významné na hladině $p < ,05000$			
	Počet platných	T	Z	Úroveň p
DMFPM&NMFPM	45	447,5000	0,554334	0,579351

Graf 2. Grafické znázornění rozdílu v dominanci DKK při dráždění pulzní složkou MF proudu v intenzitě NPM.



5.3 Testování hypotézy H₀₃

H₀₃: Pro použitou techniku stimulace není rozdíl mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou v dráždivosti pulzní složky DF proudu v intenzitě NPS.

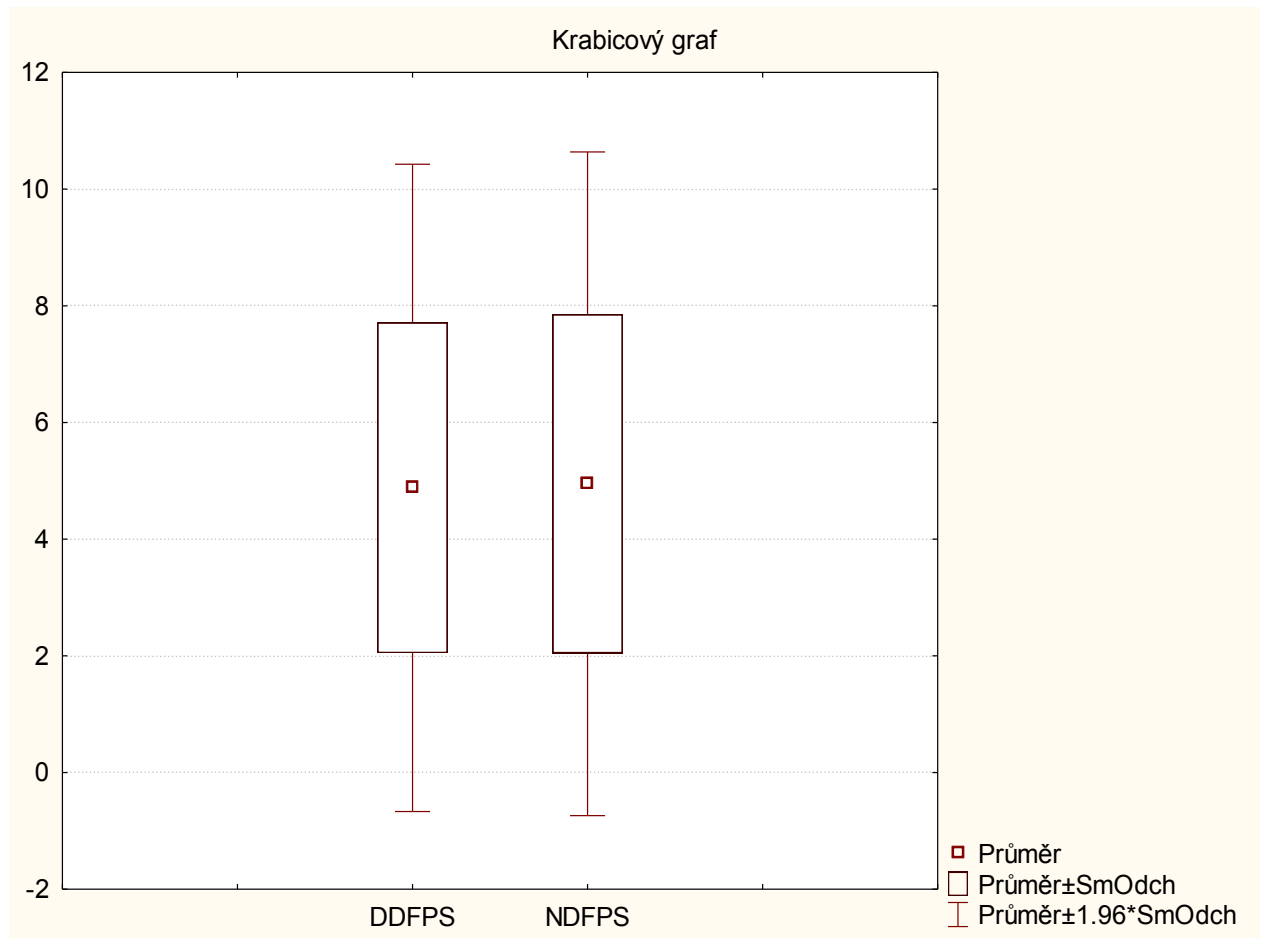
Při testování hypotézy H₀₃ byly porovnávány hodnoty naměřené na dominantní a nedominantní dolní končetině při dráždění 100 Hz složky DD proudu v intenzitě NPS. Pro statistické zhodnocení byl použit Wilcoxonův párový test. Při porovnávání hodnot obou souborů nebyl shledán statisticky významný rozdíl na hladině nižší jak 0,05 (tabulka 4, graf 3).

Hypotéza byla potvrzena, není stranový rozdíl v senzitivních prazích pro pulzní složku DF proudu.

Tabulka 4. Rozdíl v dominanci DKK při dráždění pulzní složkou DF proudu v intenzitě NPS.

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test			
	Počet platných	T	Z	Úroveň p
DDFPS&NDFPS	45	514,0000	0,039506	0,968487

Graf 3. Grafické znázornění rozdílu v dominanci DKK při dráždění pulzní složkou DF proudu v intenzitě NPS.



5.4 Testování hypotézy H_04

H_04 : Pro použitou techniku stimulace není rozdíl mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou v dráždivosti pulzní složky DF proudu v intenzitě NPM.

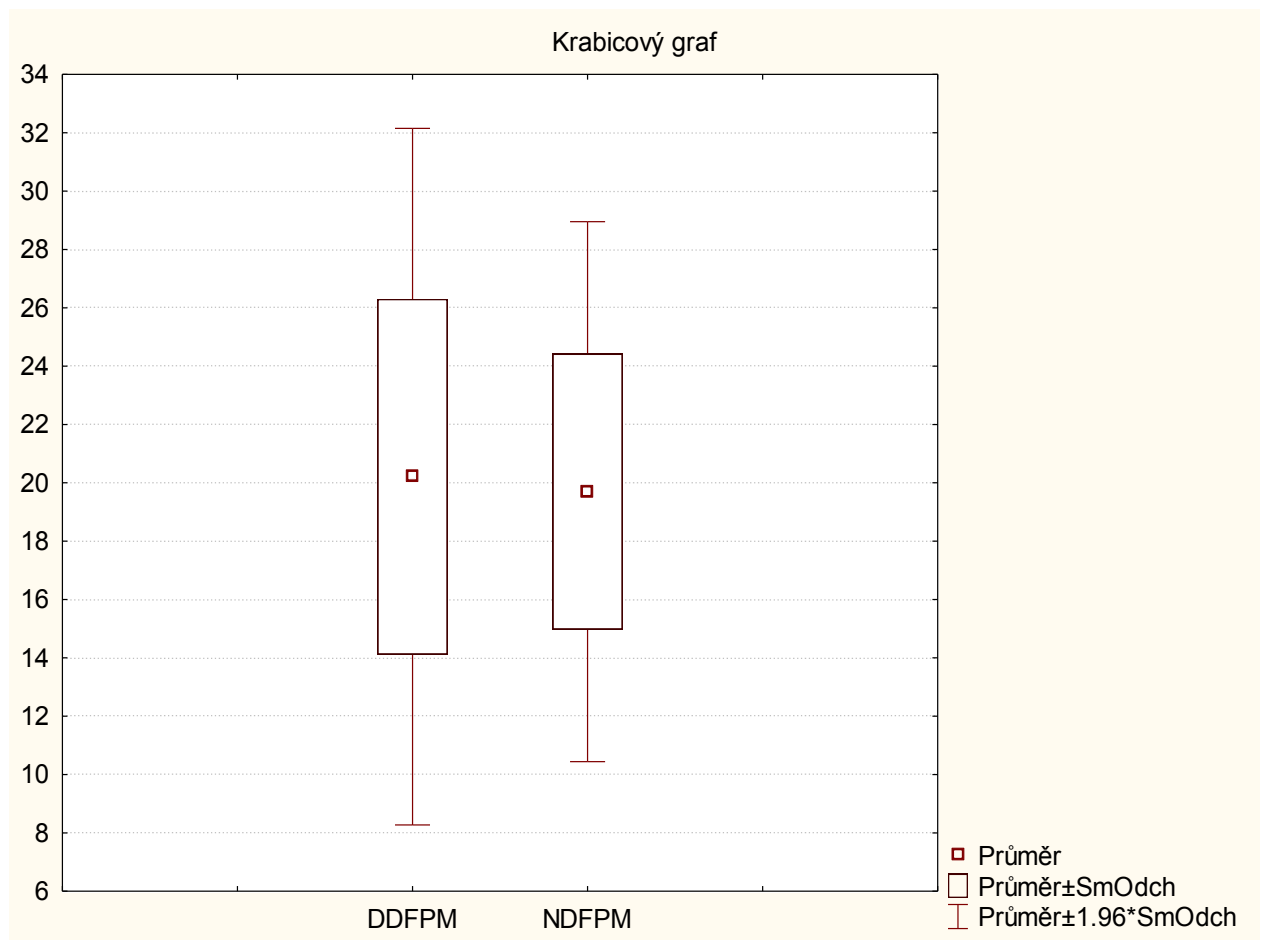
Při testování hypotézy H_04 byly porovnávány hodnoty naměřené na dominantní a nedominantní dolní končetině při dráždění 100 Hz složky DD proudu v intenzitě NPM. Pro statistické zhodnocení byl použit Wilcoxonův párový test. Při porovnávání hodnot obou souborů nebyl shledán statisticky významný rozdíl na hladině nižší jak 0,05 (tabulka 5, graf 4).

Hypotéza byla potvrzena, není stranový rozdíl v motorických prazích pro pulzní složku DF proudu.

Tabulka 5. Rozdíl v dominanci DKK při dráždění pulzní složkou DF proudu v intenzitě NPM.

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test			
	Počet platných	T	Z	Úroveň p
DDFPM & NDFPM	45	477,0000	0,210063	0,833618

Graf 4. Grafické znázornění rozdílu v dominanci DKK při dráždění pulzní složkou DF proudu v intenzitě NPM.



5.5 Testování hypotézy H₀₅

H₀₅: Pro použitou techniku stimulace není rozdíl mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou v dráždivosti 50 Hz složky TENS proudu v intenzitě NPS.

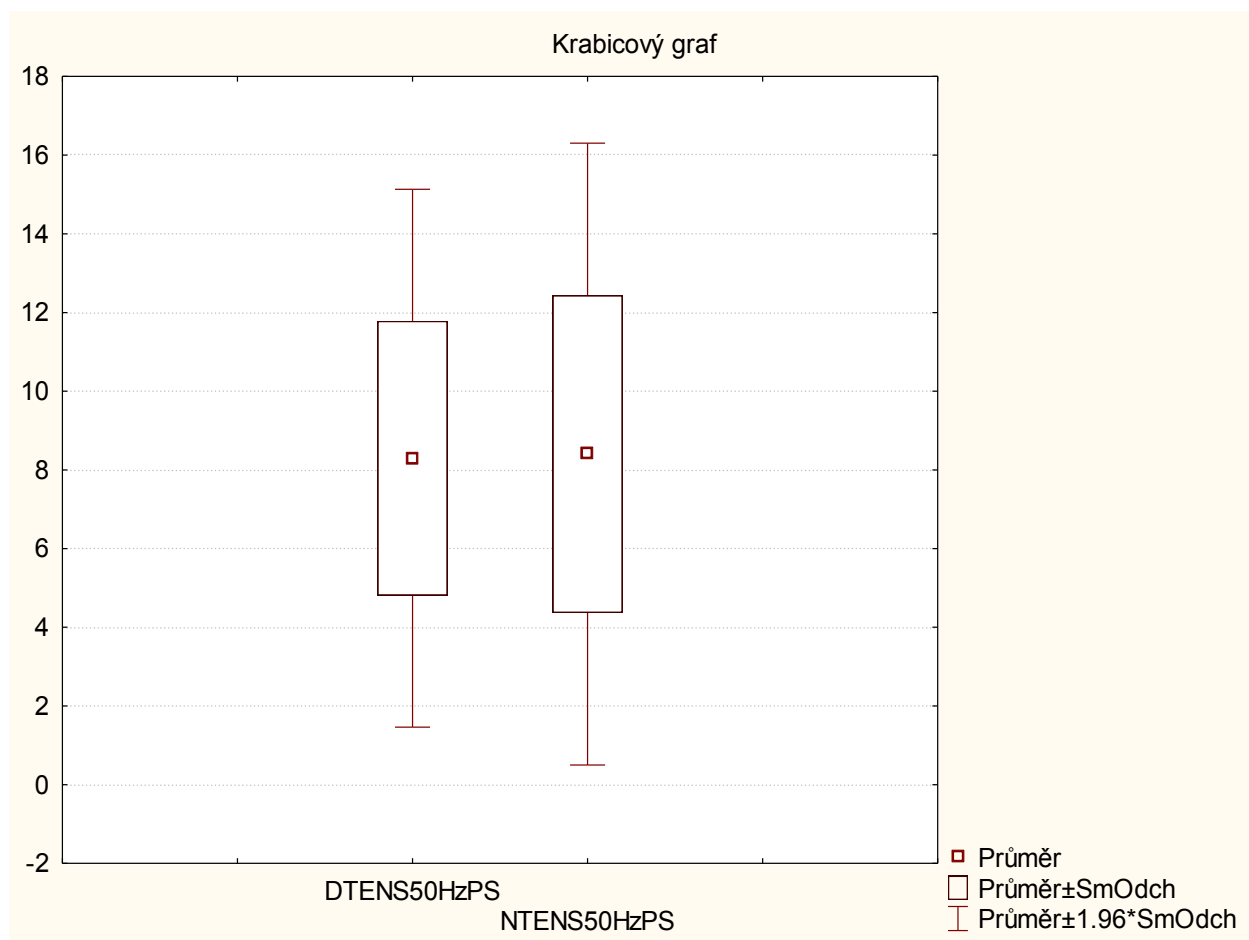
Při testování hypotézy H₀₅ byly porovnávány hodnoty naměřené na dominantní a nedominantní dolní končetině při dráždění 50 Hz složky TENS proudu v intenzitě NPS. Pro statistické zhodnocení byl použit Wilcoxonův párový test. Při porovnávání hodnot obou souborů nebyl shledán statisticky významný rozdíl na hladině nižší jak 0,05 (tabulka 6, graf 5).

Hypotéza byla potvrzena, není stranový rozdíl v senzitivních prazích pro 50 Hz složku TENS proudu.

Tabulka 6. Rozdíl v dominanci DKK při dráždění 50 Hz složkou TENS proudu v intenzitě NPS.

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test Označené testy jsou významné na hladině $p < ,05000$			
	Počet platných	T	Z	Úroveň p
DTENS50HzPS& NTENS50HzPS	45	461,5000	0,138862	0,889559

Graf 5. Grafické znázornění rozdílu v dominanci DKK při dráždění 50 Hz složkou TENS proudu v intenzitě NPS.



5.6 Testování hypotézy H₀₆

H₀₆: Pro použitou techniku stimulace není rozdíl mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou v dráždivosti 50 Hz složky TENS proudu v intenzitě NPM.

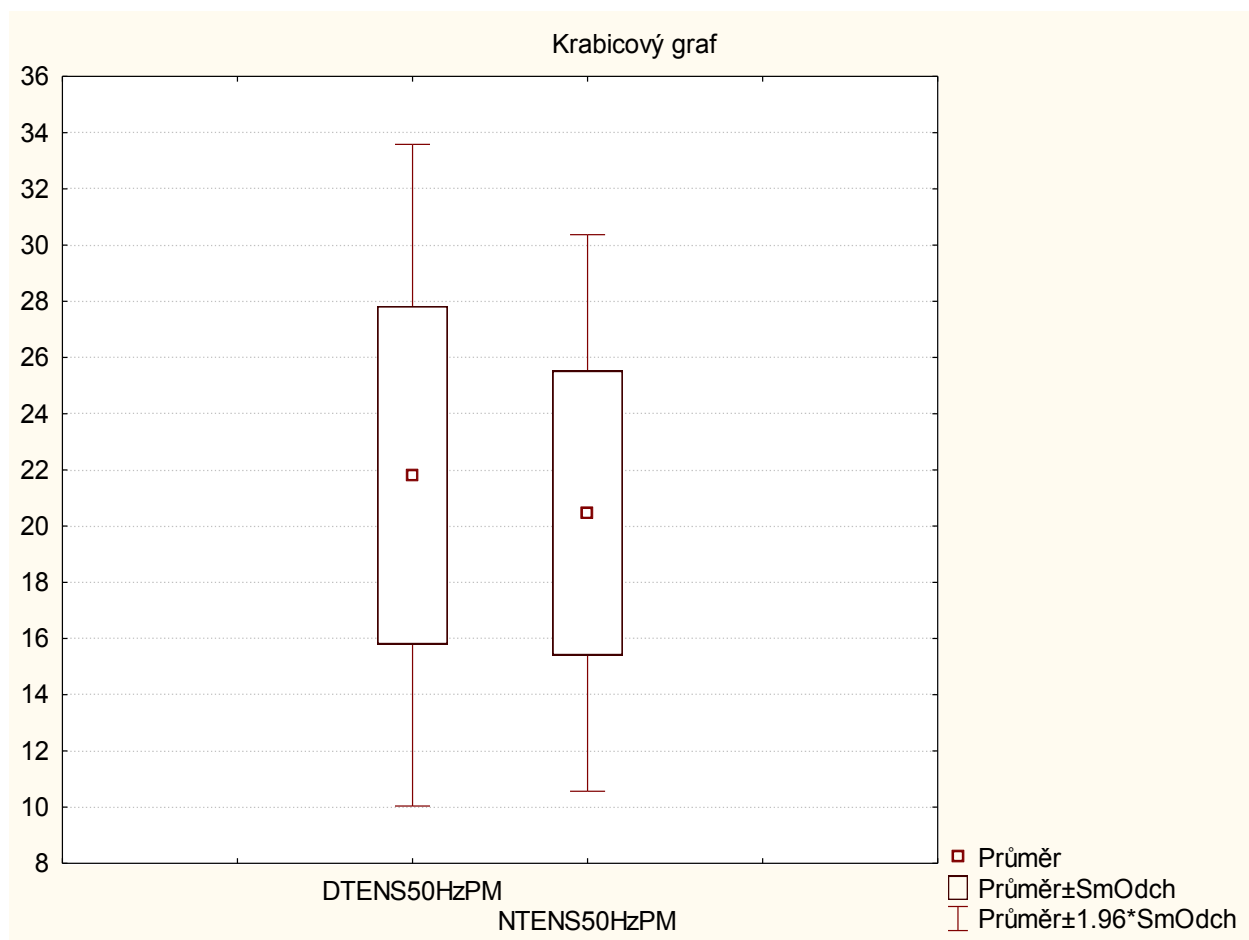
Při testování hypotézy H₀₆ byly porovnávány hodnoty naměřené na dominantní a nedominantní dolní končetině při dráždění 50 Hz složky TENS proudu v intenzitě NPM. Pro statistické zhodnocení byl použit Wilcoxonův párový test. Při porovnávání hodnot obou souborů nebyl shledán statisticky významný rozdíl na hladině nižší jak 0,05 (tabulka 7, graf 6).

Hypotéza byla potvrzena, není stranový rozdíl v motorických prazích pro 50 Hz složku TENS proudu.

Tabulka 7. Rozdíl v dominanci DKK při dráždění 50 Hz složkou TENS proudu v intenzitě NPM.

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test Označené testy jsou významné na hladině $p < ,05000$			
	Počet platných	T	Z	Úroveň p
DTENS50HzPM&NTENS50HzPM	45	420,5000	1,094893	0,273565

Graf 6. Grafické znázornění rozdílu v dominanci DKK při dráždění 50 Hz složkou TENS proudu v intenzitě NPM.



5.7 Testování hypotézy H₀₇

H₀₇: Pro použitou techniku stimulace není rozdíl mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou v dráždivosti 100 Hz složky TENS proudu v intenzitě NPS.

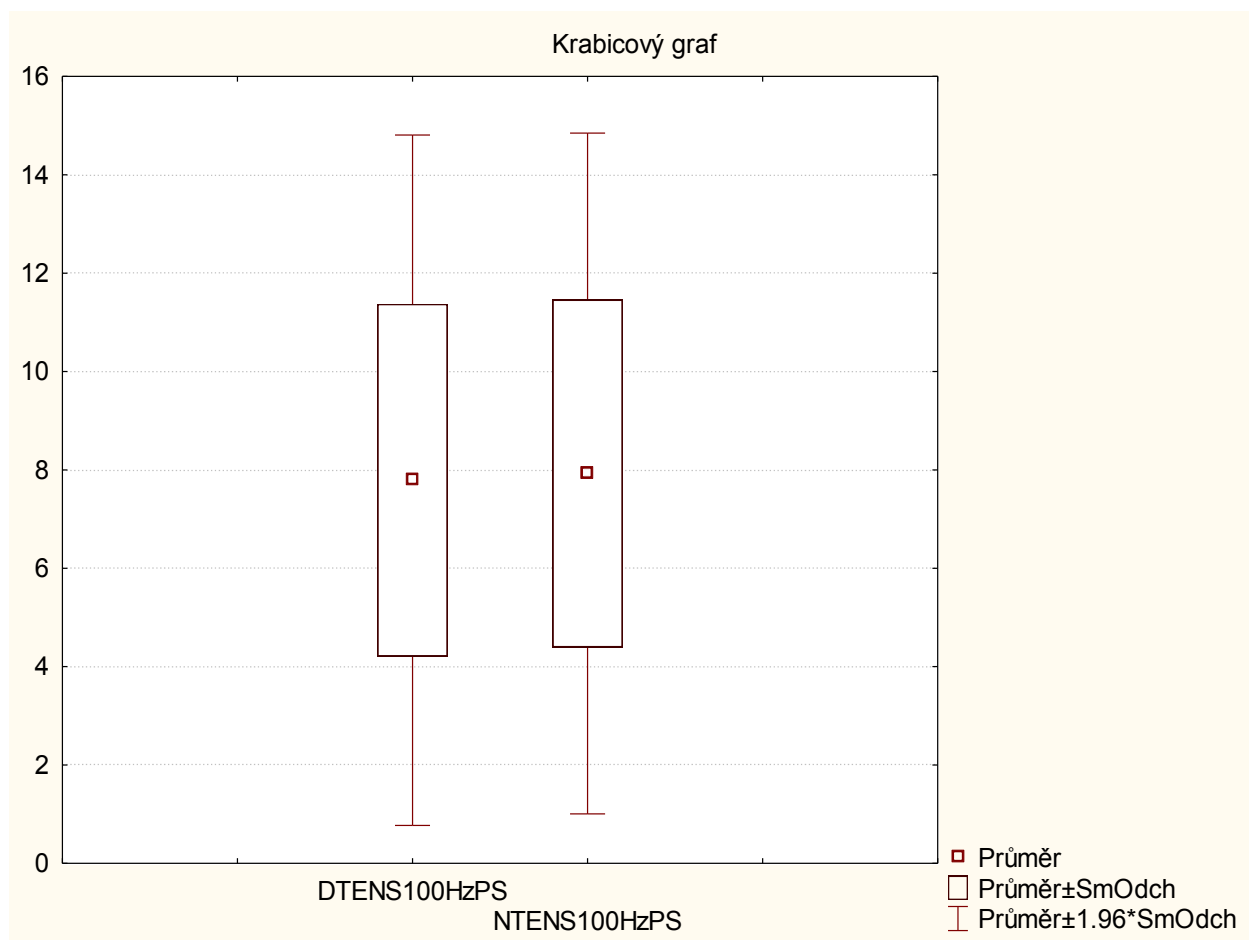
Při testování hypotézy H₀₇ byly porovnávány hodnoty naměřené na dominantní a nedominantní dolní končetině při dráždění 100 Hz složky TENS proudu v intenzitě NPS. Pro statistické zhodnocení byl použit Wilcoxonův párový test. Při porovnávání hodnot obou souborů nebyl shledán statisticky významný rozdíl na hladině nižší jak 0,05 (tabulka 8, graf 7).

Hypotéza byla potvrzena, není stranový rozdíl v senzitivních prazích pro 100 Hz složku TENS proudu.

Tabulka 8. Rozdíl v dominanci DKK při dráždění 100 Hz složkou TENS proudu v intenzitě NPS.

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test Označené testy jsou významné na hladině $p < 0,05000$			
	Počet platných	T	Z	Úroveň p
DTENS100HzPS&NTENS100HzPS	45	451,5000	0,744978	0,456285

Graf 7. Grafické znázornění rozdílu v dominanci DKK při dráždění 100 Hz složkou TENS proudu v intenzitě NPS.



5.8 Testování hypotézy H_08

H_08 : Pro použitou techniku stimulace není rozdíl mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou v dráždivosti 100 Hz složky TENS proudu v intenzitě NPM.

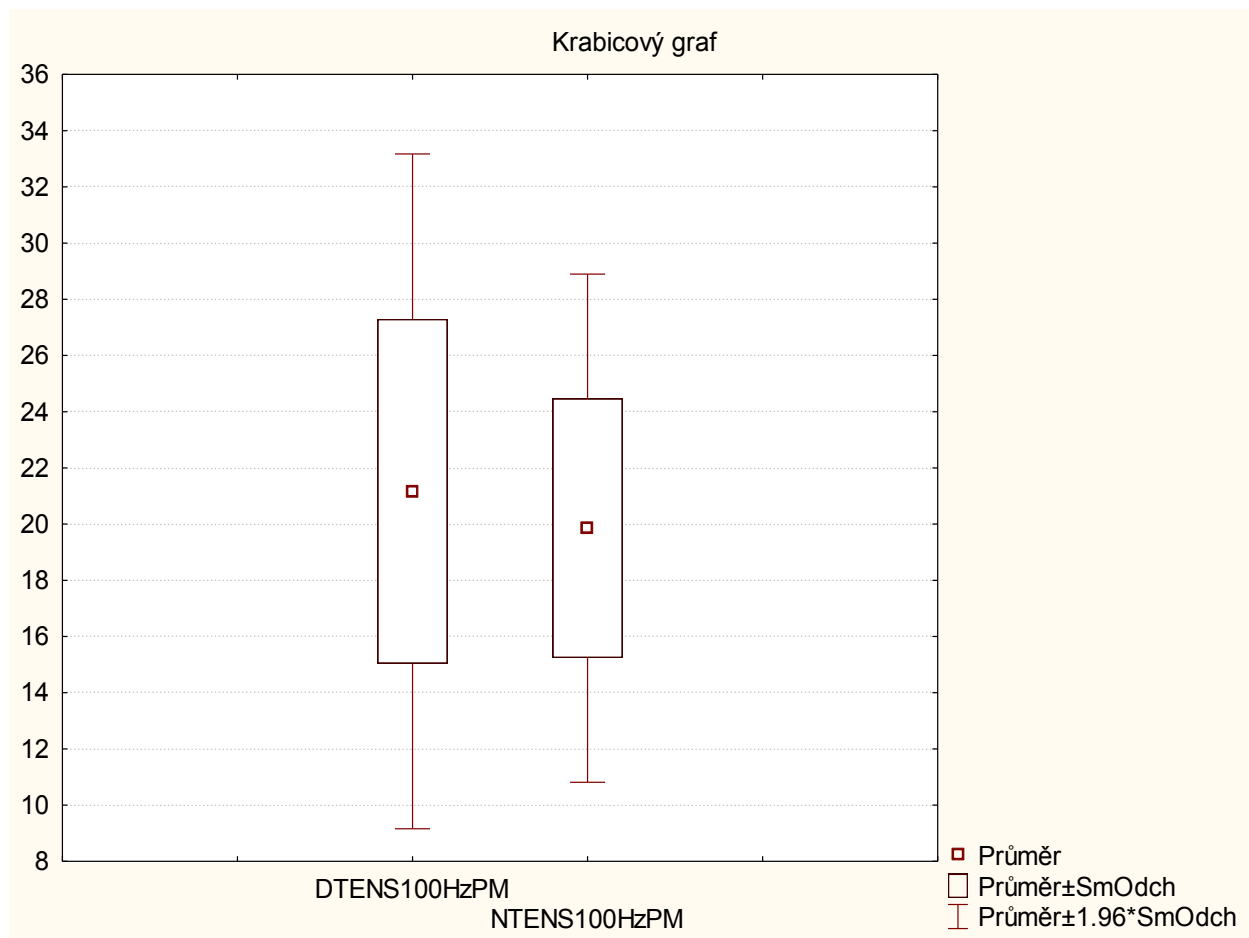
Při testování hypotézy H_08 byly porovnávány hodnoty naměřené na dominantní a nedominantní dolní končetině při dráždění 100 Hz složky TENS proudu v intenzitě NPM. Pro statistické zhodnocení byl použit Wilcoxonův párový test. Při porovnávání hodnot obou souborů nebyl shledán statisticky významný rozdíl na hladině nižší jak 0,05 (tabulka 9, graf 8).

Hypotéza byla potvrzena, není stranový rozdíl v motorických prazích pro 100 Hz složku TENS proudu.

Tabulka 9. Rozdíl v dominanci DKK při dráždění 100 Hz složkou TENS proudu v intenzitě NPM.

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test Označené testy jsou významné na hladině $p < 0,05000$			
	Počet platných	T	Z	Úroveň p
DTENS100HzPM&NTENS100HzM	45	417,0000	0,910275	0,362678

Graf 8. Grafické znázornění rozdílu v dominanci DKK při dráždění 100 Hz složkou TENS proudu v intenzitě NPM.



5.9 Testování hypotézy H₀₉

H₀₉: *Není rozdíl v NPS intenzitě mezi MF pulzní složkou a DF pulzní složkou DD proudu.*

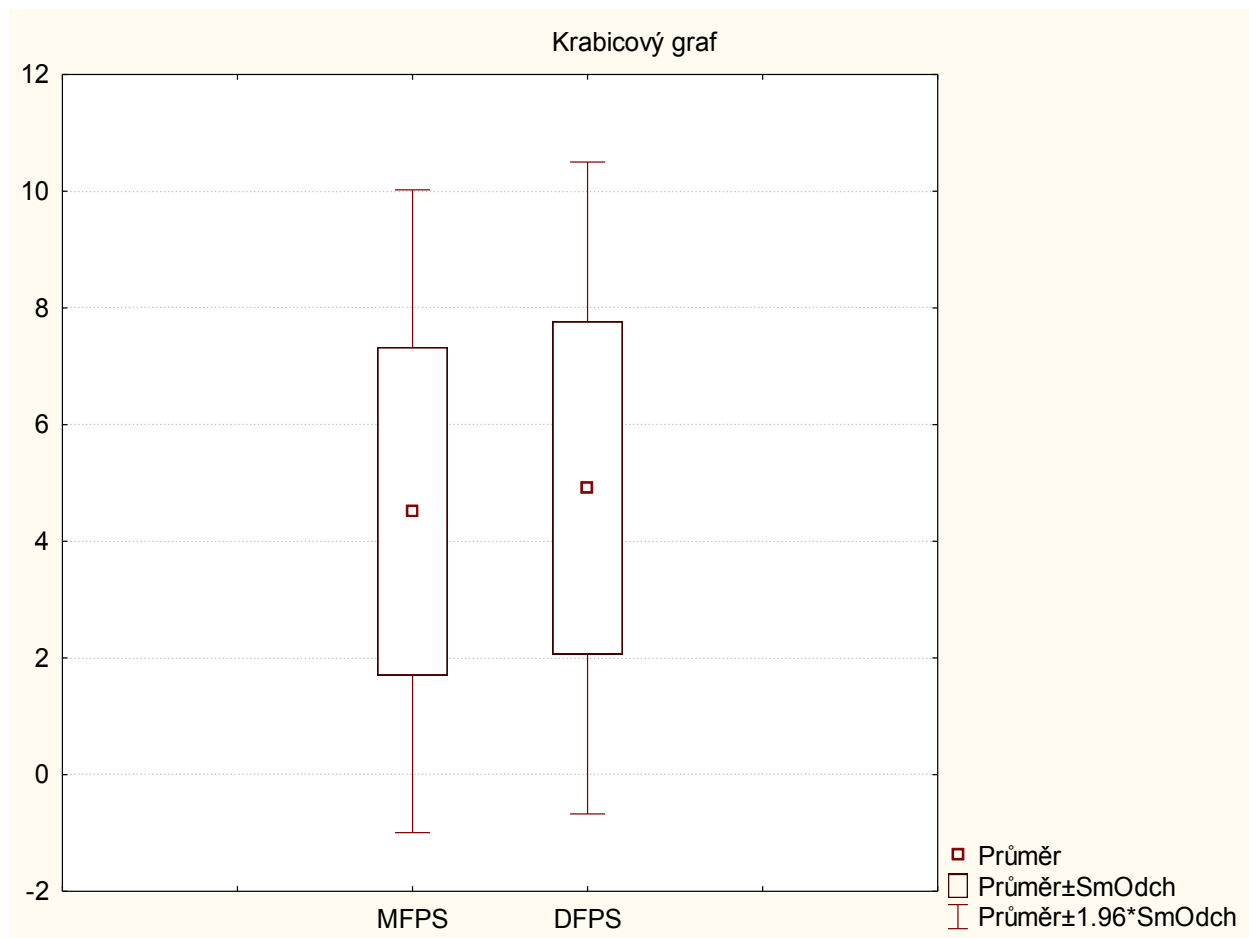
Při testování hypotézy H₀₉ byly porovnávány hodnoty naměřené při intenzitě NPS mezi pulzními složkami MF a DF proudů. Pro statistické zhodnocení byl použit Wilcoxonův párový test. Při porovnávání hodnot byl shledán statisticky významný rozdíl na hladině nižší jak 0,05 (tabulka 10, graf 9).

Hypotéza nebyla potvrzena, byl shledán statisticky významný rozdíl na hladině $p < 0,05$ mezi NPS intenzitami pulzní složky MF proudu a pulzní složky DF proudu.

Tabulka 10. Rozdíl v dráždivosti pulzní složky MF proudu a pulzní složky DF proudu v intenzitě NPS.

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test			
	Počet platných	T	Z	Úroveň p
MFPS & DFPS	90	1341,500	2,129537	0,033211

Graf 9. Grafické znázornění rozdílu v dráždivosti pulzní složky MF proudu a pulzní složky DF proudu v intenzitě NPS.



5.10 Testování hypotézy H_{010}

H_{010} : *Není rozdíl v NPM intenzitě mezi MF pulzní složkou a DF pulzní složkou DD proudu.*

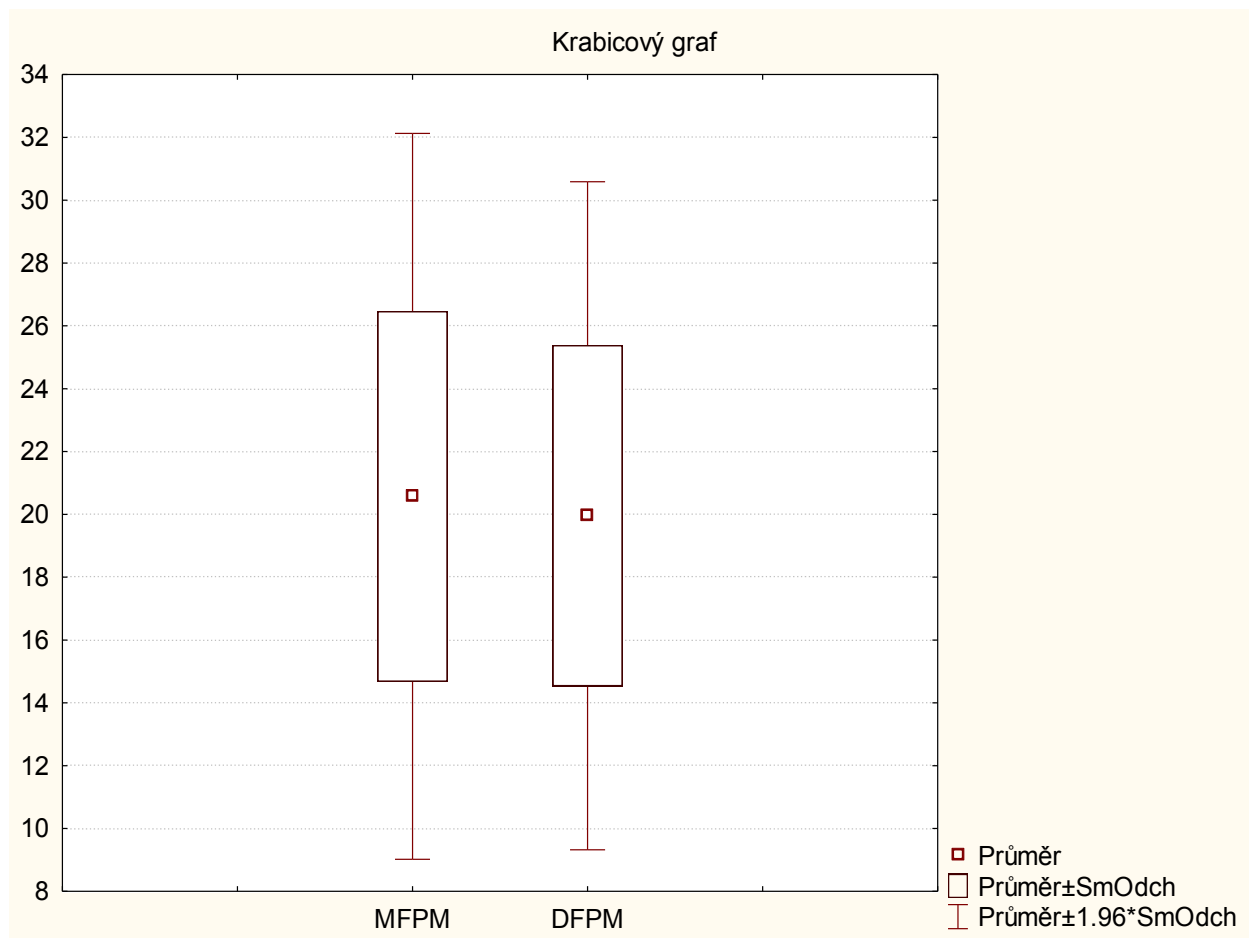
Při testování hypotézy H_{010} byly porovnávány hodnoty naměřené při intenzitě NPM mezi MF a DF složkou diadynamických proudů. Pro statistické zhodnocení byl použit Wilcoxonův párový test. Při porovnávání hodnot byl sledován statisticky významný rozdíl na hladině nižší jak 0,05 (tabulka 11, graf 10).

Hypotéza nebyla potvrzena, byl sledován statisticky významný rozdíl na hladině $p < 0,05$ mezi NPM intenzitami pulzní složky MF proudu a pulzní složky DF proudu.

Tabulka 11. Rozdíl v dráždivosti pulzní složky MF proudu a pulzní složky DF proudu v intenzitě NPM.

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test Označené testy jsou významné na hladině $p < ,05000$			
	Počet platných	T	Z	Úroveň p
MFPM & DFPM	90	1013,000	2,480343	0,013126

Graf 10. Grafické znázornění rozdílu v dráždivosti pulzní složky MF proudu a pulzní složky DF proudu v intenzitě NPM.



5.11 Testování hypotézy H_{011}

H_{011} : *Není rozdíl v NPS intenzitě mezi 50 Hz a 100 Hz složkou TENS proudu.*

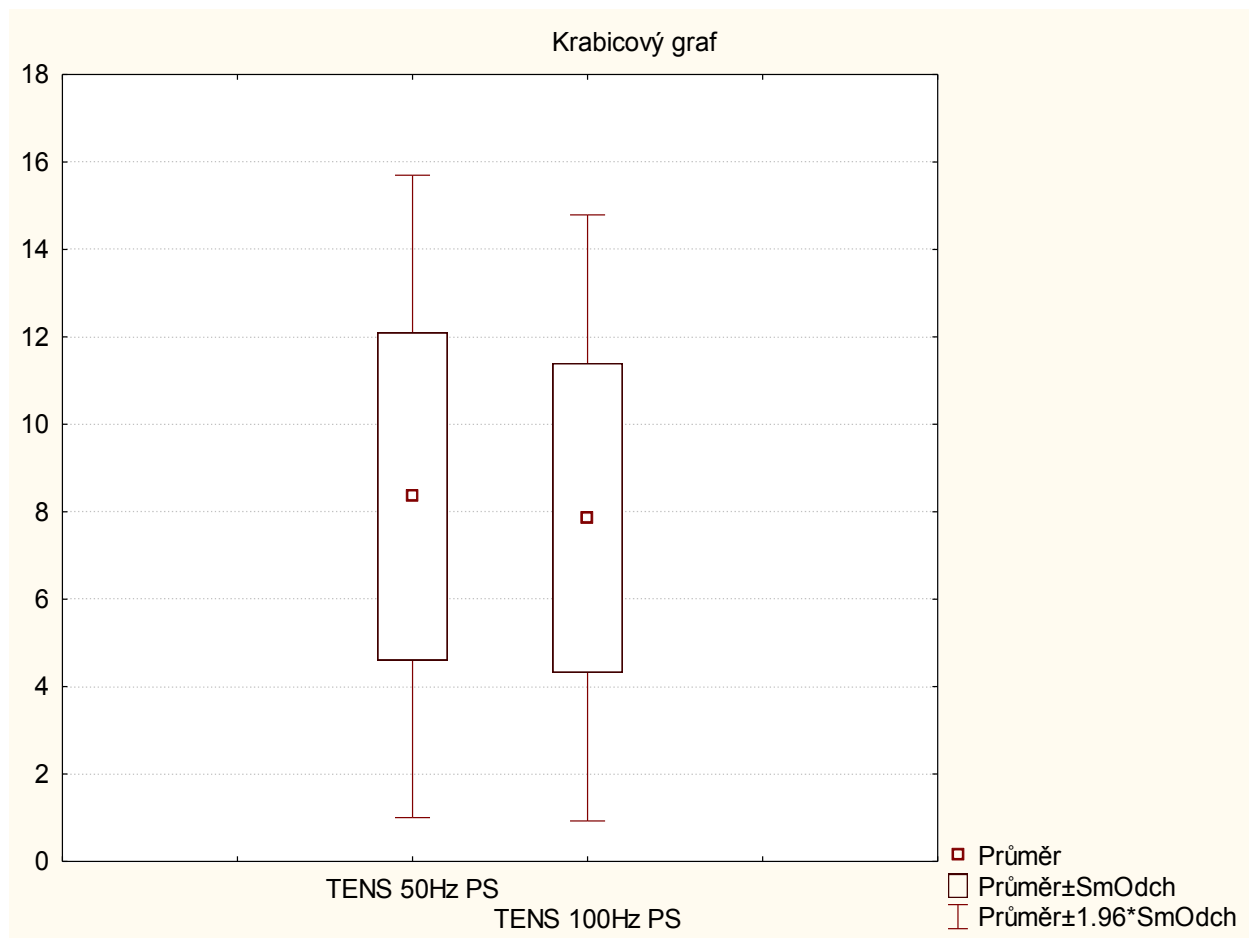
Při testování hypotézy H_{011} byly porovnávány hodnoty naměřené při intenzitě NPS mezi 50 Hz složkou a 100 Hz složkou TENS proudů. Pro statistické zhodnocení byl použit Wilcoxonův párový test. Při porovnávání hodnot byl shledán statisticky významný rozdíl na hladině nižší jak 0,01 (tabulka 12, graf 11).

Hypotéza nebyla potvrzena, byl shledán statisticky významný rozdíl na hladině $p < 0,01$ mezi NPS intenzitami 50 Hz a 100 Hz složky TENS proudů.

Tabulka 12. Rozdíl v dráždivosti 50 Hz a 100 Hz složky TENS proudů v intenzitě NPS.

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test			
	Počet platných	T	Z	Úroveň p
TENS50HzPS & TENS100HzPS	90	1061,500	3,356430	0,000790

Graf 11. Grafické znázornění rozdílu v dráždivosti 50 Hz a 100 Hz složky TENS proudů v NPS intenzitě.



5.12 Testování hypotézy H_{012}

H_{012} : *Není rozdíl v NPM intenzitě mezi 50 Hz a 100 Hz složkou TENS proudu.*

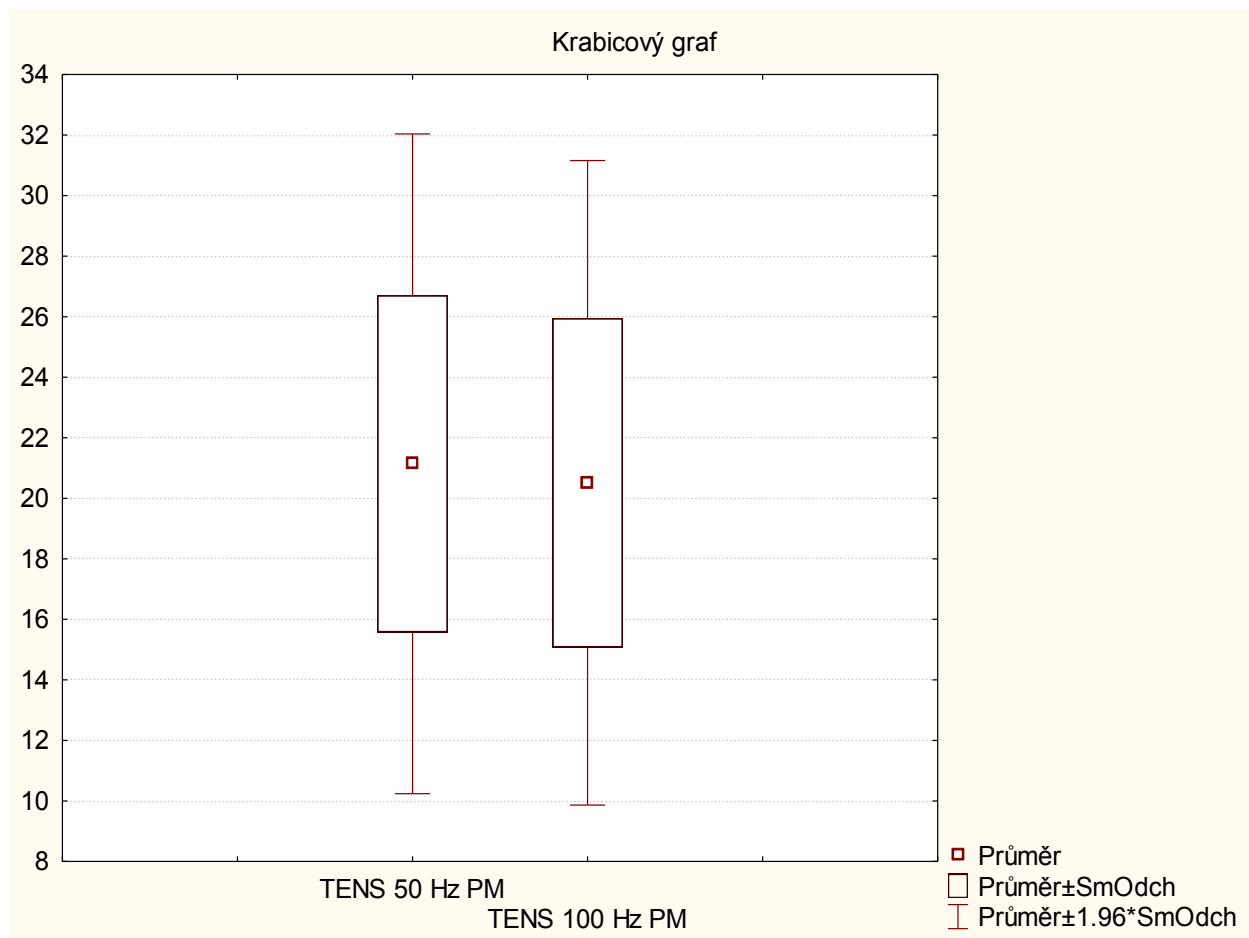
Při testování hypotézy H_{012} byly porovnávány hodnoty naměřené při intenzitě NPM mezi 50 Hz a 100 Hz složkou TENS proudů. Pro statistické zhodnocení byl použit Wilcoxonův párový test. Při porovnávání hodnot byl shledán statisticky významný rozdíl na hladině nižší jak 0,01 (tabulka 13, graf 12).

Hypotéza nebyla potvrzena, byl shledán statisticky významný rozdíl na hladině $p < 0,01$ mezi NPM intenzitami 50 Hz a 100 Hz složky TENS proudů.

Tabulka 13. Rozdíl v dráždivosti 50 Hz a 100 Hz složky TENS proudů v intenzitě NPM.

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test Označené testy jsou významné na hladině $p < 0,05000$			
	Počet platných	T	Z	Úroveň p
TENS 50 Hz PM&TENS 100 Hz PM	90	826,0000	2,589886	0,009601

Graf 12. Grafické znázornění rozdílu v dráždivosti 50 Hz a 100 Hz složky TENS proudů v intenzitě NPM.

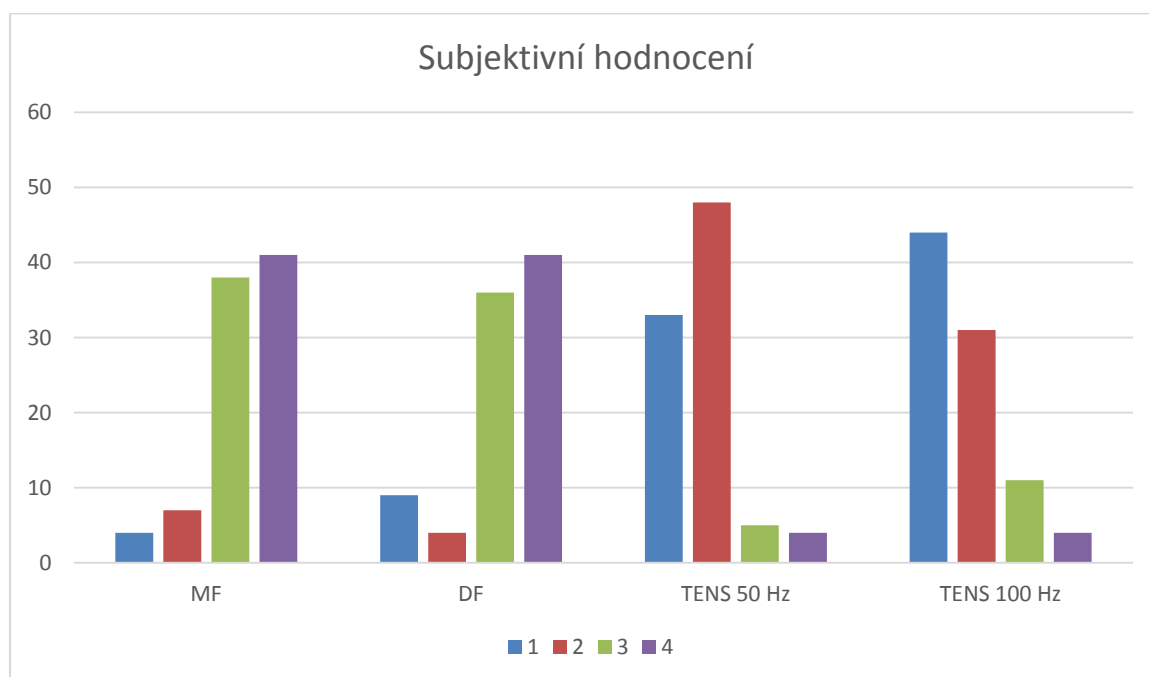


5.13 Subjektivní hodnocení použitých proudů

Subjektivní hodnocení příjemnosti použitých proudů proband vyhodnotil po ukončení měření hodnotami od 1 do 4. Vyhodnocena byla subjektivní příjemnost pro každou dolní končetinu zvlášť. Hodnoty 1-4 byly zaznamenány do tabulky a vyhodnoceny pro každou končetinu zvlášť (příloha 11, příloha 13). Na základě rozložení četnosti hodnot byly vyhodnoceny výsledky v grafické podobě (příloha 12, příloha 14). Pro větší přehlednost byly výsledky obou dolních končetin pro grafické vyjádření sloučeny (graf 13).

Nejvíce příjemný byl proud TENS 100 Hz, druhý nejvíce příjemný proud TENS 50 Hz, nejméně příjemné byly proudy DF a MF.

Graf 13. Grafické znázornění četnosti subjektivního hodnocení použitých proudů



6 DISKUZE

Hlavním cílem této diplomové práce bylo zjistit rozdíl mezi dráždivostí 50 Hz a 100 Hz pulzní složkou diadynamického proudu. Zvolili jsme frekvence nejvíce diskutované a v praxi používané. Frekvence 50 Hz je obecně považována za dráždivou frekvenci (Adel & Luykx, 2005, Capko, 2003, Hogenkamp et al., 2000, Poděbradský, 2009 a další). Frekvence kolem 100 Hz je naopak považována za analgetickou (Capko, 2003, Low & Reed, 2000, Poděbradský, 2009). Ucelený výzkum pro využitelnost jednotlivých frekvencí se autorovi této práce nepodařil vyhledat. Všechna doporučení týkající se využitelnosti frekvencí 50 Hz a 100 Hz vycházela z výzkumu Lulliese z roku 1970.

V našem výzkumu jsme předpokládali, že 50 Hz pulzní složka DD proudu je méně dráždivá než 100 Hz pulzní složka DD proudu. Předpoklad byl založen na empirických zkušenostech při aplikaci CP proudu pro dosažení účinku trofotropního nepřímého. 50 Hz složka je v praxi užívána pro stimulaci. Stimulace je dráždění tkáně prostřednictvím zevních stimulů různého původu. V elektroterapii mluvíme o elektromyostimulaci a selektivním dráždění nedenergovaných svalů (Poděbradský, 2009). Cílem elektromyostimulace je dosáhnout tetanické kontrakce, která je nutná k dosažení požadovaných účinků.

Předpoklad, že 100 Hz pulzní složka DD proudu je dráždivější, se neshoduje s dostupnou literaturou. 100 Hz složka se v praxi využívá za účelem analgetického účinku při intenzitě NPS. Poděbradský (2009) doporučuje optimální frekvenci kolem 100 Hz a odkazuje se na Lulliesův graf (viz obr. 3). Kromě optimální frekvence Poděbradský (2009) doporučuje ideální velikost impulzu 1-7 ms (s odkazem na Wyssův diagram), intenzitu NPS a dobu aplikace 5-10 minut. Využití frekvence kolem 100 Hz k ovlivnění bolesti doporučují i další autoři jako Watson (2013), Low & Reed (2000), Capko (2003) nebo Urban (2011). Frekvenční rozpětí se nachází podle Watsona (2013) mezi 90-130 Hz. Hogenkamp (2005) rozšiřuje rozpětí na 75-150 Hz. Dodává, že tyto frekvence jsou pocitově příjemnější, lehčí a mohou se použít při velkých bolestech, akutních potížích nebo hypersenzitivitě (Hogenkamp, 2005).

Doporučení jsou zdůvodněná známou teorií bolesti, kterou v roce 1965 popsali Ronald Melzack a Peter Wall. Vrátková teorie předpokládá, že impulzní aktivita slabě myelinizovaných aferentních vláken tlumí neurony substantia gelatinosa Rolandi (dále SG)

a na primárních aferentních vláknech v míše ubývá tonická depolarizace (Rokyta et al., 2006). Tonická depolarizace vzniká v důsledku spontánní aktivity silných aferentních vláken a představuje presynaptický inhibiční mechanismus přenosu v míše (Rokyta et al., 2006). SG funguje jako vrátkový regulátor, který ovlivňuje aferentní impulzy dříve, než dorazí na míšní neurony (T-buňky) (Melzack & Wall, 1965). Kolaterály slabých vláken inhibují aktivitu buněk SG a zvyšují účinnost aferentní signalizace. Podrážděním kolaterál silných aferentních vláken vedoucích na míšní neurony se aktivují buňky SG (Melzack & Wall, 1965). Tyto buňky tvoří na zakončení primárních aferentních vláken synapse, které snižují účinnost impulzní aktivity, která přichází z periferie. Primární aferentní vlákna vedou na míšní neurony (T-buňka), které tvoří ascendentní dráhu vedoucí do thalamu a dalších oddílů CNS, které se uplatňují při vnímání bolesti (Rokyta et al., 2006). Práh dráždivosti silných aferentních vláken je podstatně nižší než u slabě myelinizovaných vláken (Rokyta et al., 2006).

Pro výzkum byl použit diadynamický proud, který je jedním ze základních nízkofrekvenčních proudů využívaných pro elektroterapii. Dříve se využíval pro stimulaci svalů, dnes už je tento proud obsolentní pro své galvanické účinky a nepříjemné subjektivní vjemy (Poděbradský & Vařeka, 1998). Stejný dráždivý efekt je možno dosáhnout jinými typy pulzních proudů s příjemnějšími subjektivními vjemy, např. Kotzovým proudem, ruskou stimulací, modulovanými impulzními proudy nebo TENS _{surge} (Poděbradský, 2009). Nepříjemné subjektivní vjemy při aplikaci DD proudů jsou dány také šířkou impulzu. U DD proudu je přítomna galvanická složka, která nepříjemné pocity zvýrazňuje. Galvanická složka je nezbytná pro dosažení žádoucích účinků elektroléčby, nicméně báze není vhodná pro elektromyostimulaci. V našem výzkumu jsme využívali pulzní složku DD proudu, proto báze byla nastavena na hodnotu 0%.

Přesto jsou DD proudy stále využívanou formou nízkofrekvenční terapie, hlavně s účinkem trofotropním nepřímým a antiedematózním nepřímým. Oba účinky využívají aktivaci svalové mikropumpy, která zajišťuje zvýšený odtok žilní krve a sekundárně zvýšený přítok arteriální krve. Zdůrazňována je úloha frekvenční modulace v rozsahu minimálně 50 Hz aplikovaná v jednosekundových periodách a skokem (contour 1 %) (Poděbradský, 2009). Poděbradský (2009) popisuje aktivaci svalové mikropumpy s účinkem trofotropním nepřímým, resp. antiedematózním nepřímým, při aplikaci CP proudu. K aktivaci svalové mikropumpy dochází jednosekundovým motorickým stahem při nástupu složky MF

a jednosekundovou relaxací při nástupu složky DF. Zároveň při nástupu MF složky musí být dosaženo intenzity NPM a u nástupu DF složky musí být dosaženo intenzity NPS (Poděbradský, 2009). Urban (2011) se domnívá, že NPM intenzita by měla být nastavena pro DF složku, ne naopak (nepublikovaná přednáška, říjen 2011, Urban). NPM intenzita s nástupem MF fáze vyvolá svalovou kontrakci a s nástupem DF fáze intenzita klesne díky změně dráždicí frekvence. Tvrzení je platné pouze v případě, že 50 Hz složka DD proudu je dráždivější než složka 100 Hz.

Dráždivost jednotlivých komponent pulzní složky DD proudů tohoto výzkumu se s dostupnou českou literaturou neshodují. Tkáň je dráždivější při stimulaci 100 Hz pulzní složkou DD proudu v intenzitě NPM. Při aplikaci CP proudu s účinkem trofotropním nepřímým by tedy musela být nastavena motorická intenzita pro jednosekundovou fázi DF a relaxace by nastala v jednosekundové fázi MF.

Frekvence 50 Hz je podle mnohých autorů považovaná za dráždivou. Podle Poděbradského (2009) je k vyvolání optimální tetanické kontrakce vhodné použít frekvence 40-60 Hz. Adel & Lyux (2005) doporučují pro dosažení nejpříjemnější tetanické kontrakce frekvence 40-80 Hz. Low & Reed (2000) tvrdí, že frekvence 50 Hz vyvolá tetanickou kontrakci, jejíž síla roste do frekvence 100 Hz. Dále síla tetanické kontrakce neroste, i když se zvyšuje intenzita procházejícího proudu (Low & Reed, 2000). Jiní autoři upozorňují při stimulaci vyššími frekvencemi (50-80 Hz označované jako vysoké) na nebezpečí vyčerpání energetických zásob v buňce (sarkolemě) (Baker, 2000, Fuglevand, 2003). Po vyčerpání energetických zásob nastupuje únava. Únava je vyvolána podle Fuglevanda (2003) fyziologicky neobvyklými frekvencemi, na příklad 80 Hz (označované jako vysoké frekvence). Edwards et al. (1977) naopak popisují tzv. „low frequency fatigue“ při stimulaci nižšími frekvencemi (30 Hz a 50 Hz).

V následujících studiích byla 50 Hz složka použita jako nejvýhodnější pro dosažení nejintenzivnější svalové kontrakce: Liu et al. (1977) (in Soo, 1988), Currier et al. (1983), Laughman et al. (1983), Selkowitz (1985) a Soo et al. (1988).

Lulliesův graf znázorňuje frekvenční rozpětí, kde očekáváme největší dráždivost A α vláken. Frekvenční rozpětí se pohybuje mezi frekvencemi 50 Hz a 100 Hz. Jak již bylo výše

zmíněno, 50 Hz složka je využívána k optimálnímu dosažení tetanické kontrakce. Nicméně z dostupné literatury nevyplývá, že frekvence 100 Hz je k optimálnímu dosažení tetanické kontrakce nevhodná. Poděbradský (2009) připouští, že účinek závisí na dosažené intenzitě proudu. V našem výzkumu k optimálnímu dosažení tetanické kontrakce (tkáň byla dráždivější) byla výhodnější frekvence 100 Hz u obou sledovaných proudů. Důvod proč není frekvence 100 Hz využívána k elektromyostimulaci může být obecné doporučení využití této frekvence k analgetickému účinku, ne k dráždivému. Druhým důvodem může být menší subjektivní příjemnost při stimulaci frekvencí 100 Hz, což se v našem výzkumu nepotvrdilo.

Kromě absolutních intenzit NPS a NPM byla při měření zaznamenána i subjektivní míra příjemnosti jednotlivých proudů. Na konci měření proband seřadil subjektivně proudy od nejvíce příjemného po nejméně příjemný (hodnoty 1-4). Jednoznačně nejvíce nepříjemné byly oba DD proudy, tedy proud DF a proud MF (viz kap. 5.13). DF proud byl v dalších stupních hodnocen lépe než MF proud (více četností pro hodnocení 1 a 2, méně četností pro hodnocení 3). DF proud byl subjektivně vnímán lépe u více probandů než MF proud, tedy by se dalo říci, že byl vnímán subjektivně příjemněji. Nepříjemné subjektivní pocity jsou u DD proudů dány šířkou impulzu a přítomností galvanické složky. Galvanická složka byla pro výzkum vyřazena, protože byla využita pouze pulzní složka DD proudů. Šířka impulzu zůstala zachována, a proto je hlavním důvodem nepříjemných subjektivních vjemů probandů. Subjektivní hodnocení nelze v našem výzkumu nijak kvantifikovat a statisticky vyhodnotit. Je to ovšem jeden z důležitých parametrů aplikace elektroterapie. Frekvence 100 Hz není využívána pro elektromyostimulaci z důvodu nepříjemného subjektivního cítění. Je to spíše obecné doporučení 50 Hz frekvence pro nepřímou elektromyostimulaci.

TENS proud byl zvolen jako druhý sledovaný typ proudu, protože je široce využíván pro elektromyostimulaci. Pro určení všech parametrů aplikace TENS proudů jsme vycházeli z práce M. Čentíka (2002). Pro obě měřené frekvence byly nastaveny impulzy asymetricky bifázické. Důvodem asymetrie je redukce galvanických účinků. Kladná část impulzu s relativně vysokou intenzitou a krátkou dobrou trvání je ideální pro podráždění nervově-svalového aparátu, kdežto záporná část impulzu potlačuje galvanické děje pod elektrodami. V tomto výzkumu byl m. vastus medialis drážděn po velmi krátkou dobu, pouze do dosažení NPM intenzity. Tvar impulzu nebyl důležitým parametrem, nicméně jsme zachovali ideální parametry pro elektromyostimulaci. Délka asymetrického bifázického impulzu byla v práci Čentíka (2002) sledována pro frekvence 1 Hz, 50 Hz, 100 Hz a 250 Hz. Nejnížší absolutní

motorická intenzita byla naměřena pro šířku impulzu 300 μ s u všech sledovaných frekvencí dráždicího proudu. Výsledky této práce jasně ukazují, že se snižující se šířkou impulzu stoupá dráždivost tkáně.

Subjektivní hodnocení obou složek TENS proudu bylo hodnoceno jako příjemné, důvodem je opět šířka impulzu stimulačního proudu oproti DD proudům. V porovnání 50 Hz a 100 Hz složky TENS proudu navzájem byla 100 Hz složka subjektivně hodnocena jako příjemnější (nejvíce četností hodnocení 1). Podobné hodnocení bylo pozorováno i v práci Čentíka (2002). Důvodem může být skutečnost, že se zvyšující se frekvencí klesá rozdíl hodnot absolutních intenzit mezi NPS a NPM intenzitou, a tak dochází u vyšších frekvencí k menšímu náboru senzitivních vláken při intenzitě NPM než u frekvencí nižších. 100 Hz složka TENS proudu je subjektivně nejvíce příjemná, tudíž může být v praxi s výhodou využita pro nepřímou elektromyostimulaci místo dosavadní 50 Hz složky TENS proudu.

Poznatek, že s rostoucí frekvencí dochází k menšímu náboru senzitivních vláken, se neshoduje s výsledkem testování hypotézy H_09 . V NPS intenzitě je MF proud dráždivější než DF proud. Opačně je tomu tak u hypotézy H_011 , kde 50 Hz složka TENS proudu je méně dráždivá než 100 Hz složka TENS proudu. DD proudy a TENS proudy jsou zástupci nízkofrekvenční elektroterapie a liší se především šířkou impulzu. DD proudy mají impulz široký 10 ms, šířka impulzu u TENS proudu nepřekročí hodnotu 1 ms. Senzitivní práh je subjektivní a je vnímaný jako první pocit průchodu proudu. Větší dráždivost 50 Hz složky DD proudu může být daná právě šířkou impulzu. Pro delší impulzy je senzitivní práh nižší než pro impulzy s menší šířkou (Poděbradský & Vařeka, 1998).

V experimentu byl stimulován m. vastus medialis. Při vytváření metodiky jsme vycházeli z faktu, že m. vastus medialis je z fázických svalů jedním z nejčastěji stimulovaných svalů (osobní sdělení, únor 2014, Urban). Výběr byl porovnáván s loňskou diplomovou prací P. Hudcové (2013). Motorický bod m. vastus medialis nejlépe reaguje na elektromyostimulaci (Hudcová, 2013). Elektrody byly umístěny jako při bipolární technice dráždění. Katoda byla umístěna distálně v místě distálního motorického bodu (15,6% od přední části mediálního kolaterálního vazu) (Botter et al., 2011). Anoda byla umístěna proximálně v místě proximálního motorického bodu (22,7% od superomediální části báze pately) (Botter et al., 2011).

V tomto experimentu nebyl pozorován vliv dominance na dráždivost tkáně. Všechny výsledky zabývající se laterální preferencí a dráždivostí byly statisticky nevýznamné (viz kap. 5.1 až 5.8). Lateralita v naší studii tedy nemá vliv na dráždivost. V jiných pracích zabývajících se elektrickou stimulací nerozlišují dominantní a nedominantní končetinu, ale pravou dolní končetinu určují jako experimentální a levou jako kontrolní (Balogun, 1993, Soo, 1998). V jiných studiích (Laughman, 1983) není laterální preference vůbec zmíněna, aplikace elektrického proudu je prováděna na pravé dolní končetině. Vliv laterální dominance končetin na dráždivost mohl být v naší studii ovlivněn nestejným počtem probandů s dextrií a sinistrií. Převaha probandů s dominancí pravé nohy byla 84,4%, oproti probandům s dominancí levé nohy 15,6%. Pokud by počet probandů se sinistrií a dextrií byl vyrovnaný, vliv dominance na dráždivost by mohl být větší.

7 ZÁVĚRY

Cílem práce bylo objektivizovat dráždivost 50 Hz a 100 Hz pulzní složky diadynamických proudů pro prahově senzitivní a prahově motorickou intenzitu při bipolární technice elektrické stimulace m. vastus medialis v místě jeho motorického bodu. Statisticky byla vyhodnocena data o vlivu dominance končetin na dráždivost. Při porovnávání hodnot obou souborů nebyl shledán statisticky významný rozdíl na hladině nižší jak 0,05. Dominance dolních končetin nemá vliv na hodnotu sledovaných proudů. Na základě rozložení dat byla použita neparametrická statistika. Rozložení dat nespĺňovalo normální rozložení dat, i když se tomu blížilo. Byly porovnány dva závislé vzorky s využitím Wilcoxonova párového testu. Stejně tak byla vyhodnocena data rozdílu dráždivosti jednotlivých komponent pulzní složky (dosis) diadynamických proudů. Při porovnávání hodnot NPS a NPM intenzity pulzních složek DD proudů byl shledán statisticky významný rozdíl na hladině nižší jak 0,05. Při porovnávání hodnot NPS a NPM intenzity TENS proudů byl dokonce shledán statisticky významný rozdíl na hladině nižší jak 0,01.

Z výsledků vyplývá:

1. Bylo potvrzeno, že 50 Hz pulzní složka diadynamického proudu je pro prahově senzitivní intenzitu dráždivější než 100 Hz pulzní složka diadynamického proudu. Při porovnávání hodnot mezi prahově senzitivními intenzitami 50 Hz a 100 Hz pulzní složky diadynamického proudu byl shledán statisticky významný rozdíl na hladině $p < 0,05$.
2. Bylo potvrzeno, že 100 Hz pulzní složka diadynamického proudu je pro prahově motorickou intenzitu dráždivější než 50 Hz pulzní složka diadynamického proudu. Při porovnávání hodnot mezi prahově motorickými intenzitami 50 Hz a 100 Hz pulzní složky diadynamického proudu byl shledán statisticky významný rozdíl na hladině $p < 0,05$.

Jedním z vedlejších cílů této práce bylo objektivizovat dráždivost ekvivalentních frekvencí TENS proudu. Z výsledků vyplývá:

3. Bylo potvrzeno, že 100 Hz složka TENS proudu je pro prahově senzitivní intenzitu dráždivější než 50 Hz složka TENS proudu. Při porovnávání hodnot mezi prahově

senzitivními intenzitami 50 Hz a 100 Hz složky TENS proudů byl shledán statisticky významný rozdíl na hladině $p < 0,01$.

4. Bylo potvrzeno, že 100 Hz složka TENS proudu je pro prahově motorickou intenzitu dráždivější než 50 Hz složka TENS proudu. Při porovnávání hodnot mezi prahově motorickými intenzitami 50 Hz a 100 Hz složky TENS proudů byl shledán statisticky významný rozdíl na hladině $p < 0,01$.

V rámci této práce byl porovnán vliv dominance dolních končetin na hodnotu sledovaných proudů. Z výsledků vyplývá:

5. Bylo potvrzeno, že dominance dolních končetin nemá vliv na hodnotu sledovaných proudů. Při porovnávání hodnot obou souborů naměřených na dominantní a nedominantní dolní končetině při dráždění jednotlivými proudy nebyl shledán statisticky významný rozdíl.

Dalším z vedlejších cílů bylo zjistit subjektivní hodnocení použitých proudů. Z výsledků vyplývá:

6. Nejpříjemněji byla vnímána 100 Hz složka TENS proudu, druhá nejpříjemnější byla 50 Hz složka TENS proudu, nejméně příjemné byly proudy MF a DF.

8 SOUHRN

V teoretické části práce byly shrnuty poznatky neurofýziologie nervosvalové dráždivosti a problematika elektrické stimulace.

Cílem práce bylo objektivizovat senzitivní a motorický práh 50 Hz a 100 Hz pulzní složky diadynamických proudů. Dalším cílem bylo objektivizovat senzitivní a motorický práh ekvivalentních frekvencí TENS proudu a ověřit, zda zjištěné rozdíly dráždivosti platí pro diadynamické proudy i TENS proudy. Jedním z vedlejších cílů práce bylo zjistit, zda má dominance dolních končetin vliv na dráždivost. Dalším vedlejším cílem práce bylo zjistit subjektivní hodnocení použitých proudů. Výzkumu se zúčastnilo 45 mladých probandů zdravé populace. K elektrostimulaci m. vastus medialis byla použita bipolární technika s využitím přístroje BTL-4000.

Z výsledků vyplývá, že 100 Hz pulzní složka diadynamického proudu v intenzitě prahově motorické byla statisticky významně dráždivější než 50 Hz pulzní složka. V intenzitě prahově senzitivní byla statisticky významně dráždivější 50 Hz pulzní složka diadynamického proudu. 100 Hz složka TENS proudu byla dráždivější v intenzitě prahově senzitivní i prahově motorické na hladině velmi statisticky významné.

Statisticky nevýznamné byly rozdíly hodnot obou souborů naměřených na dominantní a nedominantní dolní končetině při dráždění jednotlivými proudy, dominance neměla vliv na dráždivost použitých proudů.

Z výsledků dále vyplývá, že subjektivně nejvíce příjemná byla 100 Hz složka TENS proudu, dále 50 Hz složka TENS proudu, nejméně příjemné byly diadynamické proudy.

9 SUMMARY

The theoretical part of the thesis was focused on neurophysiology knowledges of neuromuscular excitability and the issue of electrical stimulation.

The aim of the thesis was made objective sensitive and motor threshold of 50 Hz and 100 Hz pulse component of Diadynamic currents. The Next aim was made objective sensitive and motor threshold of equivalent frequencies of TENS current and proved the versality of difference among Diadynamic currents and TENS currents. One of the next aim of the study was to determine whether the dominance of the lower extremities affect the excitability. Another secondary aim was to determine the subjective evaluation of the currents. 45 young and healthy subjects took place in the research. M. vastus medialis was stimulated by bipolar technique with the machine BTL-4000.

The results show that 100 Hz pulse component of Diadynamic current was statistically significantly more irritable than 50 Hz pulse component in the intensity of motor threshold. 50 Hz pulse component of Diadynamic current was statistically significantly more irritable in the intensity of sensitive threshold. More irritable was 100 Hz component of TENS current in both thresholds at a level highly statistically significant.

Statistical insignificant were differences in results of both sets measured on the dominant and non-dominant lower extremity at different stimulating current, the dominance had no influence on the excitability in uses currents.

The results also show that the most pleasant current was TENS 100 Hz, then TENS 50 Hz and less pleasant were diadynamic currents.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

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

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, 910-916.

Baker, L. L., Wederich, C. L., McNeal, D. R., Newsam, C., & Waters, R. L. (2000). *Neuromuscular electrical stimulation*, (4th Ed.). Downey, CA: Los Amigos Research & Education Institute.

Bigland-Ritchie, B., Jones, D. A., & Woods, J. J. (1979). Excitation frequency and muscle fatigue: Electrical responses during human voluntary and stimulated contractions. *Experimental Neurology*, 64(2), 414-427.

Botter, A., Oprandi, G., Lanfranco, F., Allasia, S., Maffiuletti, N. A., & Minetto, M. A. (2011). Atlas of the muscle motor points for lower limb: implication for electrical stimulation procedures and electrode positioning. *European journal of applied physiology*, 111, 2461-2471.

Capko, J. (2003). *Základy fyziotrické léčby*. Praha: Grada Publishing.

Currier, D. P., & Mann, M. (1984). Pain Complaint: Comparison of electrical stimulation with conventional isometric exercise. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 5(6), 318-323.

Čihák, R. (2001) *Anatomie I*. Praha: Grada Publishing.

Doucet, B. M. (2013). High- Versus Low-Frequency Stimulation Effects on Fine Motor Control in Hemiplegia. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 20(4), 299-307.

Edwards, R. H. T., Hill, D. K., & Jones, D. A. (1997). Fatigue of Long Duration in Human

Skeletal Muscle After Exercise. *Journal of Physiology*, 272(3), 769-778.

Funglevand, A. J., & Keen, D. A. (2003). Re-evaluation of muscle wisdom in the human adductor pollicis using physiological rates of stimulation. *The Journal of Physiology*, 549(3), 865-875.

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

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

Hudcová, P. (2013). *Optimalizace uložení elektrod při technikách povrchové myostimulace*. Pilotní studie. Olomouc: Fakulta Tělesné Kultury.

Jones, D. A. (1996). High- and Low-frequency Fatigue revisited. *Acta Physiologica Scandinavica*, 158(3), 265-270.

Kolář, P. (2009). *Rehabilitace pro klinickou praxi*. Praha: Galén.

Laughman, R. K., Youdas, J.W., Garrett, T. R., & Chao, E. Y. S. (1983). Strength Changes in the Normal Quadriceps Femoris Muscle as a Result of Electrical Stimulation. *Physical Therapy*, 63(4), 494-499.

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

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

Máček, M., & Radvanský, J. (2011). *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Praha: Galén.

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

Měkota, K. (1984). Syntetická studie o pohybové lateralitě. *Acta gymnica XIV*, 93-122.

Opavský, J. (2003). *Neurologické vyšetření v rehabilitaci a pro fyzioterapeuty*.

Olomouc: Vydavatelství Univerzity Palackého v Olomouci.

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

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

Praha: Grada Publishing.

Robertson, V. (2006). *Electrotherapy explained: principles and practise*, (4th ed.).

Edinburgh: Butterworth-Heinemann.

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

Rokyta, R. et al. (2008). *Fyziologie pro bakalářská studia v medicíně, ošetrovatelství, přírodovědných, pedagogických a tělovýchovných oborech*. Praha: ISV.

Rokyta, R., Kršiak, M., & Kozák, J. (2006). *Bolest: monografie algeziologie*. Praha: Tigris.

Selkowitz, D. M. (1985). Improvement in Isometric Strength of the Quadriceps Femoris Muscle After Training with Electrical Stimulation. *Physical Therapy*, 65(2), 186-196.

Silbernagl, S., & Agamemnon, D. (2004). *Atlas fyziologie člověka*. Praha: Grada Publishing.

Snyder-Mackler, L., Delitto A., Stralka, S.W., Bailey, S.L. (1994). Use of electrical stimulation to enhance recovery of quadriceps femoris muscle force production in patients following anterior cruciate ligament reconstruction. *Physical Therapy*, 74, 901–907.

Soo, Ch., Currier, D., & Threlkeld, A. J. (1988). Augmentation Voluntary Torque of Healthy Muscle by Optimization of Electrical Stimulation. *Physical Therapy*, 68(3), 333-337.

Thomas C. K., Bigland-Ritchie B., & Johansson R. S. (1991). Force-frequency relationships

of human thenar motor units. *Journal of Neurophysiology*, 65, 1509-1516.

Watson, T. (2002). Current concepts in electrotherapy. *Departement of Physiotherapy, University of Hertfordshire*, 8, 413-418.

Westerbland, H., Duty, S., & Allen, D.G. (1993). Intracellular calcium concentration during low-frequency fatigue in isolated single fibers of mouse skeletal muscle. *Journal of Applied Physiology*, 75(1), 382-388.

11 PŘÍLOHY

Seznam příloh

- | | |
|------------|---|
| Příloha 1 | Informovaný souhlas |
| Příloha 2 | Protokol měření |
| Příloha 3 | Anamnestický dotazník |
| Příloha 4 | Vyjádření Etické komise |
| Příloha 5 | Uložení elektrod na m. vastus medialis |
| Příloha 6 | Přístroj BTL-4000 |
| Příloha 7 | Absolutní intenzity v mA při dosažení intenzity NPS pro MF a DF pulzní složku DD proudu |
| Příloha 8 | Absolutní intenzity v mA při dosažení intenzity NPM pro MF a DF pulzní složku DD proudu |
| Příloha 9 | Absolutní intenzity v mA při dosažení intenzity NPS pro 50 Hz a 100 Hz složku TENS proudu |
| Příloha 10 | Absolutní intenzity v mA při dosažení intenzity NPM pro 50 Hz a 100 Hz složku TENS proudu |
| Příloha 11 | Tabulka hodnot subjektivního hodnocení použitých proudů pro dominantní končetinu |
| Příloha 12 | Grafické vyjádření četnosti subjektivního hodnocení použitých proudů pro dominantní končetinu |
| Příloha 13 | Tabulka hodnot subjektivního hodnocení použitých proudů pro nedominantní končetinu |
| Příloha 14 | Grafické vyjádření četnosti subjektivního hodnocení použitých proudů pro nedominantní končetinu |

Příloha 1. Informovaný souhlas

INFORMOVANÝ SOUHLAS

Objektivizace senzitivního a motorického prahu dráždivosti pulzní složky 50 Hz a 100 Hz
frekvence dráždicího proudu
Diplomová práce

Garant studie: Mgr. Josef Urban

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já níže podepsaný souhlasím s účastí ve studii.
2. Byl (a) jsem podrobně informovaný (á) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností.
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 mojí účastí ve studii není spojeno poskytnutí žádné 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:

Příloha 2. Protokol měření

	MFPS	MFPM	DFPS	DFPM	TENS50 HzPS	TENS50 HzPM	TENS100 HzPS	TENS100 HzPM
D								
N								

Příloha 3. Anamnestický dotazník

Anamnestický dotazník

Jméno a příjmení

Datum vyšetření

muž

žena

Datum narození

Vybrané údaje z anamnézy:

osobní

.....
.....

farmakologická

.....

Neurologické vyšetření

1. Chvostkův příznak

dx.

sin.

- Chvostek I
- Chvostek II

2. Trömnerův příznak dx. sin.

3. Reflexy

dx. sin.

• Patelární reflex

4. Povrchové čítí

• Taktilní čítí

• Dvoudobá diskriminace

5. Hluboké čítí

• Statestezie

• Kinestezie

Dominance končetin

Dolní končetina:

1. Kterou nohou kopete do míče, když míříte na cíl?
2. Kterou nohou vstupujete jako první na schod?
3. Kterou nohu máte vpředu při sklouznutí?

pravák

levák

Příloha 4. Vyjádření Etické komise



**Fakulta tělesné kultury
Univerzity Palackého
tř. Míru 115
OLOMOUC**

Vyjádření Etické komise FTK UP

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

Na základě žádosti ze dne 4. 11. 2012 byl projekt diplomové práce autorky **Bc. Karolína Krchové**

s názvem

Objektivizace senzitivního a motorického prahu dráždivosti pulzních proudů pro 50 Hz a 100 Hz frekvence dráždivého proudu

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 44/2012
dne: 14. 11. 2012.

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

Řešitelka projektu splnila podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

za EK FTK UP
PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.
předsedkyně

razítko fakulty

Příloha 5. Uložení elektrod m. vastus medialis



Příloha 6. Přístroj BTL-4000



Příloha 7. Absolutní intenzity v mA při dosažení intenzity NPS pro MF a DF pulzní složku DD proudu.

	DMFPS	NMFPS	D DFPS	NDFPS
1	7.4	7.0	8.4	7.4
2	3.5	2.6	3.5	3
3	4.3	4.3	3.8	3.9
4	9.7	6.9	9.2	8.3
5	4.9	8.6	4.7	7.1
6	8.7	13.5	8.6	11
7	2.5	2.6	3.9	5.6
8	2.1	3.4	1.7	2.2
9	6.8	7.3	7.3	7.8
10	12.5	15.0	12.5	15
11	10.5	3.7	5.9	6.3
12	4.9	4.3	6.9	3.7
13	4.9	2.2	4.4	2.3
14	4.7	4.9	5.4	6.1
15	2.2	2.1	2	1.9
16	3.5	4.2	3.4	3.3
17	3.1	2.2	3.4	2.5
18	1.9	1.4	1.1	1.6
19	2.2	1.9	3.1	2.4
20	5.1	6.2	9.1	8.9
21	4.3	1.8	4.2	3.1
22	2.7	3.2	3.3	3
23	5.8	2.5	3.9	4.8
24	3.2	2.7	4.2	2.9
25	4.5	2.8	3.1	2.8
26	4.8	7.3	4.9	4.6
27	4.4	3.3	14.5	9.5
28	3.7	4.4	3.3	5.6
29	2.2	1.8	4.6	3.9
30	3.1	2.5	3.4	2.9
31	4.1	4.9	4.9	4.7
32	5.6	2.0	5.3	4.3
33	5.9	6.2	6.2	6.9
34	4.4	5.1	4.5	5.6
35	2.1	1.9	2.2	2.1
36	3.4	1.6	3.6	3.1
37	2.3	2.6	2.8	2.7
38	1.3	1.3	1.4	2.1
39	1.4	1.6	1.9	1.3
40	10.5	10.0	9.3	9.6
41	3.5	3.2	2.9	4.3
42	3.5	4.3	2.9	4.3
43	7.6	7.2	6.9	6.2
44	5.7	7.0	3.5	8.8
45	3.8	1.6	3.6	3.3

Příloha 8. Absolutní intenzity v mA při dosažení intenzity NPM pro MF a DF pulzní složku DD proudu.

	DMFPM	NMFPM	D DFPM	NDFPM
1	17	21	26	18
2	17.5	15.5	17	15.5
3	26	28	24	27
4	25	19	20	23
5	19	26	18	23
6	21	37	27	35
7	24	16.5	20	16
8	21	28	21	25
9	15.5	21	16	19
10	23	29	18.5	28.5
11	24	19	16.5	18
12	15	15.5	14	16.5
13	31	17	31	19
14	26	19	24	17.5
15	12.5	19	12.5	18
16	23	25	25	26
17	39	21	38	17
18	14.5	22	13	20
19	20	19.5	19.5	18.5
20	17	13.5	17	13.5
21	12.5	17	11.5	16.5
22	18.5	25	19	23
23	16	18.5	11.5	19
24	22	17.5	21	21
25	18.5	16	17.5	15
26	15.5	12.5	15.5	12.5
27	44	20	31	24
28	18.5	16.5	16.5	16
29	26	17	25	15
30	26	19	25	21
31	12	16.5	11.5	15.5
32	15.5	14	15.5	13.5
33	15.5	14	14	13
34	28	19.5	30	19
35	22	24	25	19.5
36	34	14	32	16
37	23	19.5	16	19
38	16.5	13.5	14	13.5
39	19.5	22	19	23
40	22	22	22.5	23
41	18.5	19	23	25
42	18.5	19	23	25
43	18.5	22	17	22
44	24	32	19	25
45	16.5	17.5	16.5	17.5

Příloha 9. Absolutní intenzity v mA při dosažení intenzity NPS pro 50 Hz i 100 Hz složku TENS proudu.

	DTENS 50Hz PS	NTENS 50Hz PS	DTENS 100Hz PS	NTENS 100Hz PS
1	15.5	15.5	16	16
2	7.9	8.2	6.9	7.1
3	8.1	6.9	5.8	5.6
4	15	13	12.5	8.6
5	7.5	8.2	6	7.5
6	11	13.5	9.5	11.5
7	12	14.5	14.5	16
8	5.5	6.6	4.3	2.4
9	11	11.5	11	12
10	17.5	19.5	16.5	17.5
11	9.4	11	9.9	8.1
12	8.4	6.5	8.3	6.8
13	5.4	6.9	5.3	5.6
14	5.6	5.9	4.9	5.6
15	5.1	4.7	4.7	6.1
16	5.5	5.5	5.1	5.6
17	7.4	8.1	7.5	7.6
18	4.9	3	4.7	5.9
19	5.8	5.8	5.9	6.9
20	9.8	9.2	11.5	9.3
21	5.8	5.1	4.4	4.3
22	6.3	4.5	5.5	5.1
23	5	6.1	4.3	5.9
24	8	7.4	6.4	7.3
25	5.9	6.1	5.4	5.9
26	5	6.3	6.6	8.5
27	14.5	13.5	16.5	12
28	4.5	5.6	4.7	5.7
29	12	9.1	11	8.4
30	5.7	6.7	5.4	8.5
31	7.9	6.8	7	6.1
32	7.3	6.6	7.3	6.8
33	12.5	13.5	13	13.5
34	6.2	6.4	5.9	6.6
35	11	13	10.5	12.5
36	13	13	9.3	9.3
37	7	5.3	5.4	5.3
38	1.3	1.6	1.9	2.3
39	5.7	5.1	5.7	3
40	8.2	12	7.2	10.5
41	5.6	4.8	4.7	5.6
42	5.6	4.8	4.7	5.6
43	10	7.2	9.8	7.1
44	13	9.4	10.5	8.8
45	8.1	7.7	6.7	5.7

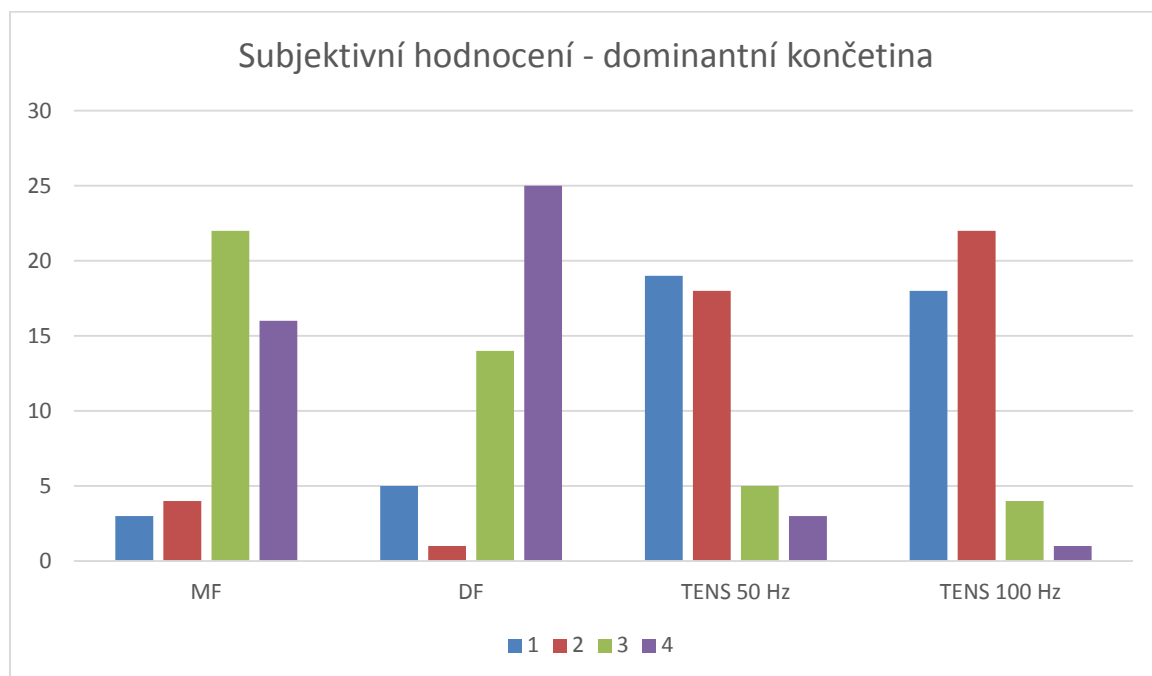
Příloha 10. Absolutní intenzity v mA při dosažení intenzity NPM pro 50 Hz i 100 Hz složku TENS proudu.

	DTENS 50Hz PM	NTENS 50Hz PM	DTENS 100Hz PM	N TENS 100Hz PM
1	19	16	18.5	15
2	16.5	17	16	17
3	33	20	31	27
4	22	26	18	24
5	22	23	21	22
6	31	41	28	34
7	19.5	20	17.5	22
8	24	31	22	27
9	16	22	26.5	22
10	22	24	25	24
11	21	19.5	17	18.5
12	16	17.5	14.5	17.5
13	30	19	28	18
14	24	19.5	24	22
15	13.5	15.5	12.5	15.5
16	22	20	19.5	17.5
17	35	21	36	17.5
18	15.5	19	14.5	23
19	16	12.5	15	14.5
20	22	17	22	15.5
21	17.5	15.5	15.5	15.5
22	17	21	18	19
23	12.5	18.5	11	18
24	20	21	19.5	21
25	18.5	16	17.5	16
26	18	21.5	17	13.5
27	41	24	41	23
28	18.5	17.5	20	19
29	29	17	29	17
30	24	19.5	25	20
31	16	20	16	15
32	17	14	18	13.5
33	16	25	19.5	15.5
34	27	17.5	31	18.5
35	22	21	22	21
36	30	19	23	15
37	18.5	14.5	18.5	16.5
38	22	17.5	18	22
39	23	21	22	20
40	22	25	22	25
41	19	20	17	19
42	19	20	17	19
43	23	18.5	20	19
44	30	33	29	32
45	21	23	19.5	27

Příloha 11. Tabulka hodnot subjektivního hodnocení použitých proudů pro dominantní končetinu

	MF	DF	TENS 100Hz	TENS 50Hz
1	1	4	2	3
2	4	3	1	2
3	4	3	1	2
4	4	3	1	2
5	3	4	1	2
6	4	3	2	1
7	4	1	2	3
8	4	3	2	1
9	3	4	2	1
10	2	3	1	4
11	4	1	2	3
12	4	3	2	1
13	3	4	2	1
14	3	4	2	1
15	3	4	2	1
16	3	4	2	1
17	3	4	1	2
18	2	1	3	4
19	3	4	1	2
20	3	4	1	2
21	3	4	2	1
22	3	4	2	1
23	4	3	1	2
24	1	4	3	2
25	3	4	1	2
26	3	4	2	1
27	3	4	1	2
28	3	4	2	1
29	4	3	1	2
30	4	3	2	1
31	4	3	1	2
32	3	4	1	2
33	1	2	4	3
34	3	4	1	2
35	2	4	3	1
36	3	4	2	1
37	2	1	3	4
38	4	1	2	3
39	3	4	1	2
40	3	4	1	2
41	3	4	1	2
42	4	3	2	1
43	3	4	2	1
44	4	3	2	1
45	4	3	2	1

Příloha 12. Grafické vyjádření četnosti subjektivního hodnocení použitých proudů pro dominantní končetinu



Příloha 13. Tabulka hodnot subjektivního hodnocení použitých proudů pro nedominantní končetinu

	MF	DF	TENS 100 Hz	TENS 50 Hz
1	3	4	1	2
2	4	3	1	2
3	4	3	1	2
4	3	4	2	1
5	4	3	1	2
6	4	3	2	1
7	4	3	2	1
8	4	3	2	1
9	2	1	4	3
10	4	2	1	3
11	3	2	1	4
12	4	3	2	1
13	3	4	2	1
14	4	3	2	1
15	3	4	2	1
16	3	4	2	1
17	3	4	1	2
18	2	3	4	1
19	3	4	1	2
20	4	3	2	1
21	3	4	2	1
22	4	3	2	1
23	4	3	1	2
24	1	4	3	2
25	3	4	2	1
26	4	3	2	1
27	3	4	1	2
28	3	4	2	1
29	4	3	1	2
30	4	3	2	1
31	4	3	1	2
32	3	4	1	2
33	2	1	4	3
34	4	3	2	1
35	4	2	1	3
36	4	3	1	2
37	4	1	2	3
38	4	1	2	3
39	3	4	2	1
40	4	3	2	1
41	4	3	2	1
42	4	3	2	1
43	3	4	2	1
44	4	3	2	1
45	3	4	2	1

Příloha 14. Grafické vyjádření četnosti subjektivního hodnocení použitých proudů pro nedominantní končetinu

