

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Natálie Langová

**Vliv galvanické base na senzitivní a motorické prahy
dráždivosti u diadynamických proudů**

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Miroslav Haltmar

Olomouc 2024

Anotace

Typ závěrečné práce: Diplomová práce

Téma práce: Vliv galvanické base na senzitivní a motorické prahy dráždivosti u diadynamických proudů

Název práce: Vliv galvanické base na senzitivní a motorické prahy dráždivosti u diadynamických proudů

Název práce v AJ: The Effect of Galvanic Base on the Sensitive and Motor Thresholds of Excitability in Diadynamic Currents

Datum zadání: 31-01-2023

Datum odevzdání: 17-05-2024

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav klinické rehabilitace

Autor práce: Bc. Natálie Langová

Vedoucí práce: Mgr. Miroslav Haltmar

Oponent práce: doc. MUDr. Petr Konečný, Ph.D., MBA

Rozsah: 85 stran / 6 příloh

Abstrakt v ČJ:

Úvod: Diadynamické proudy (DD) jsou nedílnou součástí nízkofrekvenční elektroterapie. Není zcela objasněno možné ovlivnění dráždivých účinků DD v souvislosti s procentuálním podílem galvanické base. Tato práce se zaměřuje na podrobné prozkoumání této problematiky, kdy zkoumá senzitivní a motorický práh dráždivosti v oblasti musculus vastus medialis na dominantní dolní končetině s pomocí MF a DF proudů.

Cíl: Objasnit vliv podílu galvanické base na senzitivní a motorický práh dráždivosti u diadynamických proudů s pulzní složkou typu MF a DF.

Metodika: Byl testován soubor 40 zdravých osob (19 mužů a 21 žen) ve věku od 20 do 26 let. Byla stanovena dominantní dolní končetina, na které se do oblasti musculus vastus medialis s pomocí přístroje BTL4825S aplikovalo šest kombinací DD proudů v randomizovaném pořadí. Tyto proudy byly tvořeny kombinací pulzní složky MF nebo DF a 0%, 10% nebo 20% galvanickou basí. Mezi měřeními jednotlivých proudů proběhla 3 minutová pauza.

Výsledky: Nebyl nalezen signifikantní rozdíl pro senzitivní práh dráždivosti u MF ($p > 0,05$). Pro motorický práh dráždivosti u MF vyšli nejednotné výsledky. Stejně tak pro senzitivní a motorický práh dráždivosti u DF se projevila signifikance jen u části porovnávaných dvojic, kdy nelze vliv base potvrdit ani vyvrátit. Při porovnání vlivu rozdílné pulzní složky MF a DF u DD proudu s 10% basi byla zaznamenána signifikance jen pro senzitivní práh ($p < 0,05$).

Závěr: Nebyl nalezen přímý vliv galvanické base na senzitivní a motorické prahy u DD. Odpovědi na stanovené hypotézy nebyly jednotné a nevyplývá z nich jednoznačné stanovisko. Jelikož byla v některých případech byla potvrzena signifikance a některých nikoliv, měla by se tato problematika nechat otevřená pro další zkoumání.

Klíčová slova: diadynamický proud, galvanická base, práh dráždivosti, senzitivní práh, motorický práh, dominance dolní končetiny

Abstrakt v AJ:

Introduction: Diadynamic currents (DD) are an integral part of low-frequency electrotherapy. The possible influence of the excitatory effects of DD in relation to the percentage share of the galvanic base is not fully clarified. This work focuses on a detailed examination of this issue, exploring the sensory and motor excitability thresholds in the area of the m. vastus medialis on the dominant lower limb using MF and DF currents.

Aim: To clarify the influence of the galvanic base share on the sensory and motor excitability thresholds of diadynamic currents with MF and DF pulse components.

Methods: A group of 40 healthy individuals (19 men and 21 women) aged 20 to 26 years was tested. The dominant lower limb was determined, on which six combinations of DD currents were applied in a random order to the area of the musculus vastus medialis using the BTL4825S device. These currents were formed by a combination of the MF or DF pulse component and a 0%, 10% or 20% galvanic base. A 3-minute break was taken between measurements of individual currents.

Results: No significant difference was found for the sensory excitability threshold in MF ($p > 0.05$). For the motor excitability threshold in MF, the results were inconsistent. Similarly, for the sensory and motor excitability thresholds in DF, significance was only evident in some of the compared pairs, so the influence of the base cannot be confirmed or refuted. When comparing the influence of the different MF and DF pulse components in the DD current with a 10% base, significance was only recorded for the sensory threshold ($p < 0.05$).

Conclusion: No direct influence of the galvanic base on the sensory and motor thresholds in DD was found. The responses to the hypotheses were not consistent, and no clear position emerged. Since significance was confirmed in some cases but not others, this issue should remain open for further investigation.

Keywords: diadynamic current, galvanic base, excitability threshold, sensory threshold, motor threshold, lower limb dominance

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

V Olomouci, 17. července 2024

Bc. Natálie Langová

Poděkování

Mé upřímné poděkování patří Mgr. Miroslavu Haltmarovi za jeho profesionální přístup vedení této diplomové práce, za jeho odborné konzultace, cenné rady a připomínky, trpělivost a nadhled, který mi byl oporou v průběhu psaní. Dále chci poděkovat panu RNDr. Milanu Elfmarkovi za pomoc při zpracování statistiky.

Obsah

Úvod.....	8
1 Dráždivost	10
1.1 Dráždivost buněk nervové soustavy	11
1.2 Dráždivost a parametry elektroterapie	11
1.2.1 Vliv frekvence na dráždivost	12
1.2.2 Vliv tvaru a délky impulzu na dráždivost	13
1.2.3 Vliv polarity elektrod na dráždivost	14
2 Membránový potenciál	15
2.1 Klidový membránový potenciál	15
2.2 Akční potenciál	16
2.2.1 Vedení vzruchu po nervovém vlákně.....	18
2.2.2 Synaptický přenos vzruchu	19
3 Nervosvalová dráždivost.....	20
3.1 Faktory ovlivňující nervosvalovou dráždivost.....	20
3.2 Poruchy nervosvalové dráždivosti	20
4 Působení elektrického proudu na lidský organismus	21
4.1 Elektrické projevy v živém organismu.....	21
4.2 Vedení proudu v organismu	22
5 Diadynamické proudy.....	23
5.1 Pulzní složka	24
5.2 Galvanická složka.....	25
5.3 Aplikace diadynamických proudů	25
5.3.1 Intenzita aplikace diadynamického proudu.....	25
5.3.2 Způsoby aplikace diadynamických proudů	26
5.3.3 Napět'ový režim při aplikaci diadynamických proudů	27
5.4 Účinky a využití diadynamických proudů	27
6 Dominance dolní končetiny	28
6.1 Lateralita.....	28
6.2 Vyšetření a stanovení laterality dolní končetiny	29
7 Cíl práce a výzkumné hypotézy	30
7.1 Cíle práce	30
7.2 Výzkumné hypotézy	30
8 Metodika	32
8.1 Specifikace zkoumaného souboru.....	32

8.2 Postup šetření exkluzivních kritérií.....	33
8.3 Určení dominance dolní končetiny	33
8.4 Přesný popis průběhu měření	34
8.5 Přesný popis zpracování dat.....	36
9 Výsledky	37
9.1 Testování hypotéz H_01 a H_{A1}	38
9.2 Testování hypotéz H_02 a H_{A2}	40
9.3 Testování hypotéz H_03 a H_{A3}	42
9.4 Testování hypotéz H_04 a H_{A4}	44
9.5 Testování hypotéz H_05 a H_{A5}	46
9.6 Testování hypotéz H_06 a H_{A6}	48
10 Diskuze	50
10.1 Diskuze výsledků pro senzitivní práh dráždivosti	52
10.2 Diskuze výsledků pro motorický práh dráždivosti	54
10.3 Limity studie	56
10.4 Diadynamické proudy v klinické praxi	60
Závěr.....	62
Referenční seznam	63
Seznam zkratk	74
Seznam obrázků	75
Seznam tabulek.....	76
Seznam příloh	77
Přílohy	78

Úvod

Aplikace elektrického proudu může mít se správnými parametry velmi pozitivní účinky na lidský organismus. Postupem let v historii vývoje fyzikální terapie byly objevovány a definovány konkrétní typy proudů vhodné k terapeutickému použití. Jedním z objevených proudů, se označuje názvem diadynamik (DD). Odlišnost oproti jiným proudům z odvěti elektroterapie spočívá ve spojení dvou složek plynoucích současně. DD je specificky definován kombinací stejnosměrného a střídavého proudu.

V Evropě měly DD proudy historicky významné postavení při využívání elektroterapie, nicméně jsou v současnosti neopodstatněně opomíjeny nahrazovány typy léčebných proudů dosahujících podobných účinků. Oproti jiným proudům může průchod DD způsobit pacientovy nepříjemné pocity. S jednosměrnou složkou proudu přichází i riziko poleptání kůže, a tak je jejich aplikace spojená s určitými opatřeními. Jsou proto mnohdy v západních zemích neoblíbené, ať už v klinické praxi nebo jako předmět výzkumů.

Tato diplomová práce zkoumá reaktivitu organismu na DD proudy. Zaměřuje se na senzitivní a motorické prahy dráždivosti zkoumané v oblasti musculus vastus medialis na dominantní dolní končetině. Bylo vyhodnoceno působení šesti proudů vzájemně se odlišujících pulzní složkou (MF a DF) a poměrem galvanické base (0 %, 10 % a 20 %). Cílem práce bylo zhodnotit vztahy intenzit dosahující senzitivního a motorického prahu dráždivosti mezi jednotlivými proudy a jejich možným ovlivněním galvanickou složkou.

Vyhledávání odborných článků a dalších zdrojů probíhalo především přes on-line databáze PubMed, ResearchGate, Google Scholar a Web of Science. Časové ohraničení literárních zdrojů bylo ohraničeno od 1. ledna 1960 po současnost. Pro vyhledávací strategii byla zvolena klíčová slova diadynamic, sensory thresholds, motor thresholds, nerve stimulation, electrical stimulation.

CAPKO, J. 1998. *Základy fyziatrické léčby*. Praha: Grada Publishing. ISBN 80-7169-341-3.

KONEČNÝ, P., VYSKOTOVÁ, J., KOLÁŘOVÁ, B., OLŠÁK, P., KREJSTOVÁ, G. 2019. *Fyzikální terapie a diagnostika*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-5495-5.

NAVRÁTIL, L. 2019. *Fyzikální léčebné metody pro praxi*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-0478-9.

ROBINSON, A. J., SNYDER-MACKLER, L. 1995. *Clinical Electrophysiology: Electrotherapy and Electrophysiological testing*. 2nd ed. Philadelphia: Williams & Wilkins. ISBN 0-683-07816-X.

ROKYTA, R. 2015. *Fyziologie a patologická fyziologie: pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-4867-2.

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

WATSON, T. 2008. *Electrotherapy Evidence Based Practice*. 12th ed. Edinburgh: Elsevier. ISBN 78-0-443-10179-3.

1 Dráždivost

Dráždivost spadá mezi jednu ze základních vlastností živé hmoty. Jedná se o schopnost reagovat na změny (podněty) z vnitřního a vnějšího prostředí. Reakce na konkrétní podnět probíhá charakteristickým způsobem. Záleží na kvalitě, kvantitě, trvání podnětu a na rychlosti změny intenzity. Nejvíce je schopnost reaktivity na podnět rozvinuta u nervových buněk, svalových buněk a buněk smyslových orgánů. (Petřek, 2019, s. 59; Rosina, 2022, s. 576; Trojan, 2003, s. 74)

Kvalitou stimulu potřebnou pro vyvolání reakce, je míněna působící energie. Některé typy buněk totiž reagují pouze na určitý typ energií. Druhy působícího podnětu mohou být ve formě elektrické, elektromagnetické, tepelné, chemické nebo osmotické mechanické energie. (Mourek, 2012, s. 492; Trojan, 2003, s. 75)

K dráždění dochází, pokud podnět působí na vzrušivou tkáň, načež se následně dostaví vzruchová činnost. Aby bylo dráždění účinné a vznikla reakční odpověď, je zapotřebí dosáhnout určité intenzity podnětu. Minimální intenzita potřebná k vybavení vzruchu se popisuje jako prahový podnět neboli práh. Pokud intenzita dosáhne nebo překročí hranici prahového podnětu, vzruch se vybaví. Při překročení hodnot potřebných k dosažení prahového podnětu může intenzita podnětu nadále růst, ale nemá již na výbavnost vliv. Ve výsledném projevu podráždění probíhá reakce stejným způsobem, jako při dosažení hodnoty prahové. V opačném případě, kdy intenzita nedosahuje minima nutného k podráždění, ke vzruchové činnosti nedochází. Při nedosažení dráždivé úrovně vzruch nevzniká a tento podnět nazývá jako podprahový. (Mourek, 2012, s. 492-493; Petřek, 2019, s. 56-72; Trojan, 2003, s. 74-75)

Podráždění může ovlivňovat i délka působení podnětu. V případě, kdy intenzita podnětu dosahuje nižších hodnot, je nutno prodloužit samotný čas působení. Doba, která uplyne pro vybavení vzruchu se nazývá tzv. užitečný čas. Platí vzájemný vztah, který tvrdí, že čím kratší je doba trvání impulzu, tím větší musí být jeho intenzita a naopak. Velikost intenzity podnětu souvisí také s rychlostí podráždění, přičemž s vyšší intenzitou se vzruch dostaví rychleji. Nástup podnětu ovlivňuje vznik vzruchu. Pokud je nástup intenzity impulzu pozvolný a plíživý, vzruch se nemusí vyvolat, navzdory dosažení potřebného času i intenzity. K úspěšnému podráždění je zapotřebí, jak hovoří Du Bois-Reymondovo pravidlo, dostatečná strmost nástupu podnětu, kdy rozhoduje nejen

intenzita, ale i rychlost její změny. (Mourek, 2012, s. 493; Petřek, 2019, s. 56–72; Rokyta, 2015, s. 40; Trojan, 2003, s. 75)

1.1 Dráždivost buněk nervové soustavy

Receptivní segment neuronu je buněčné tělo a jeho dendrity, které přijímají a integrují mnohočetné potenciálové změny (Petřek, 2019, s. 62). Elektrické podráždění na nervovém vlákne vzniká na základě pravidla vše nebo nic (Trojan, 2003, 76). Podnět, který dosahuje prahové hodnoty (prahového potenciálu) zapříčiní otevření transportních kanálů na buněčné membráně, načez se mění klidový membránový potenciál a vzniká akční potenciál (Beneš, Kyplová, Vítek, 2015, s. 79).

Dráždivost neuronů ovlivňuje řada fyzikálních a chemických faktorů. Fyzickým faktorem excitability smíšeného nervu je jeho průměr a odpor, přičemž s větším průměrem a nižším vnitřním odporem se pojí nižší práh dráždivosti (Robinson, Snyder-Mackler, 1995, s. 89). Změny excitability s ovlivněním vzniku a průběhu potenciálů mohou být způsobeny působením mnoho psychoaktivních látek formou léků, drog, průmyslových či přírodních jedů (Orel, 2015, s. 195).

Geneze akčních potenciálů i synaptického přenosu podléhá vlivu charakteristiky osobnosti, a tak je ovlivněna aktivita dráždivosti nervových okruhů. U emočně labilnějších jedinců se může tvořit větší množství excitačních mediátorů, receptorů a přenašečů. Jejich neurony pak reagují častěji a intenzivněji než u emočně stabilnějších typů osobností. (Orel, 2015, s. 195).

1.2 Dráždivost a parametry elektroterapie

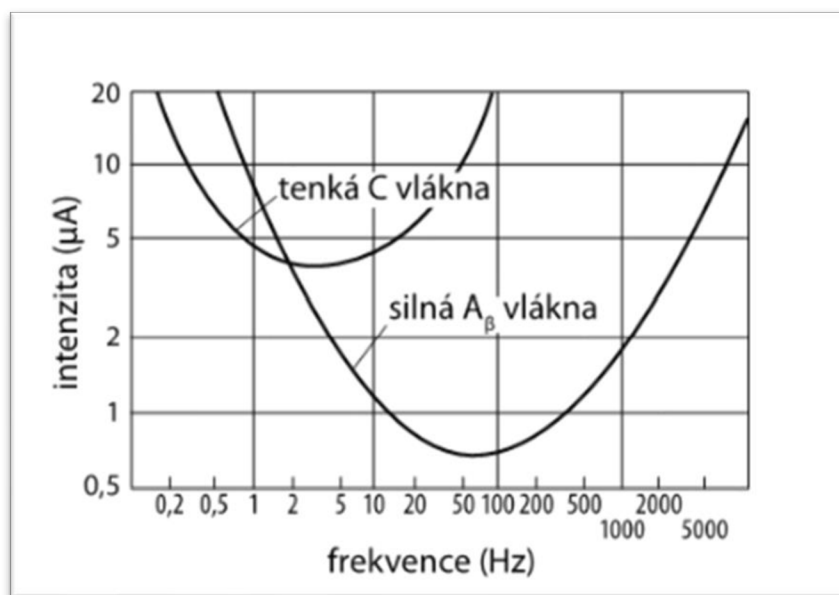
Účinky elektrického proudu na lidský organismus jsou obecně dráždivé. Mohou nastat při zapnutí, vypnutí nebo náhlé změně proudu. Elektroterapie způsobuje umělé podráždění nervových buněk s pomocí elektrických podnětů a při dosažení prahové velikosti proudu dojde k podráždění. Čím je elektrický podnět intenzivnější, tím kratší doba stačí k vyvolání podráždění. Pokud se sníží intenzita pod prahový podnět, je zapotřebí delší doby působení proudu k vyvolání vzruchu. Ale s příliš nízkou intenzitou proudu, už nelze podráždit, ani s prodloužením času působení. (Beneš, Jiráček, Vítek, 2022, s. 120-121; Rosina, 2022, s. 555-576)

1.2.1 Vliv frekvence na dráždivost

Frekvence elektrického napětí a proudu udává počet period či impulzů za 1 sekundu (Navrátil, 2019, s. 300). Elektroterapie se dle frekvence rozděluje na stejnosměrný ($f = 0$ Hz) a střídavý nízkofrekvenční ($f < 1000$ Hz), středofrekvenční (1–100 kHz) a vysokofrekvenční ($f > 100$ kHz) proud (Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 59; Zeman, 2013, s. 12).

Frekvence elektrického proudu ovlivňuje účinky působení na lidský organismus. U nízkofrekvenční elektroterapie do 100 Hz se s rostoucí frekvencí dráždivý účinek zvyšuje, a nad 100 Hz klesá (Rosina, 2022, 556). Obecně platí, že pokud na periferní nerv působí elektrický proud, jako první se aktivují vlákna A, pro aktivaci vláken B nebo C jsou potřeba stimuly s větší amplitudou nebo delším trváním (Snyder-Mackler, 1995, s. 88; Watson, 2008, s. 70-71). Na Obrázku 1 (s. 13) je znázorněna dráždivost nervových vláken, kdy vlákna typu $A\alpha$, β jsou nejvíce dráždivá pro sinusový střídavý proud o frekvenci 50–100 Hz a vlákna typu C jsou nejvíce dráždivá pro frekvence 2–10 Hz (Lullies, Trincker, 1970; Watson, 2008, s. 70-71). Pokud se požívá frekvence nad 100 Hz konstantní intenzity, dochází k adaptaci dráždivosti nervových vláken po 2 až 3 minutách (Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 43). Proud s frekvencí nad 100 kHz již nemá dráždivé ani elektrolytické účinky a u vysokofrekvenčních proudů jsou účinky ve tkáních jen tepelné (Rosina, 2022, s. 556).

Sval se nejrychleji stahuje při frekvenci akčních potenciálů v rozmezí 80–120 Hz. (Trojan, 2003, s. 101-104). Při vyšších frekvencích od 1 kHz do 10 kHz senzorické, motorické a bolestivé prahy postupně klesají, nad 10 kHz se opět zvyšují (Claro et al., 2014, s.178; Ward, Robertson, 1998, s. 273). Zvýšení frekvence pulsů elektrické stimulace může zvýšit vnímanou intenzitu (Jelinek, McIntyre, 2010, s. 1378). Existuje frekvenční závislost, kdy nižší frekvence vyžaduje k dosažení prahu vyšší proudovou intenzitu (Palmer, Martin, Steedman, Ravey, 1999, s. 1065).



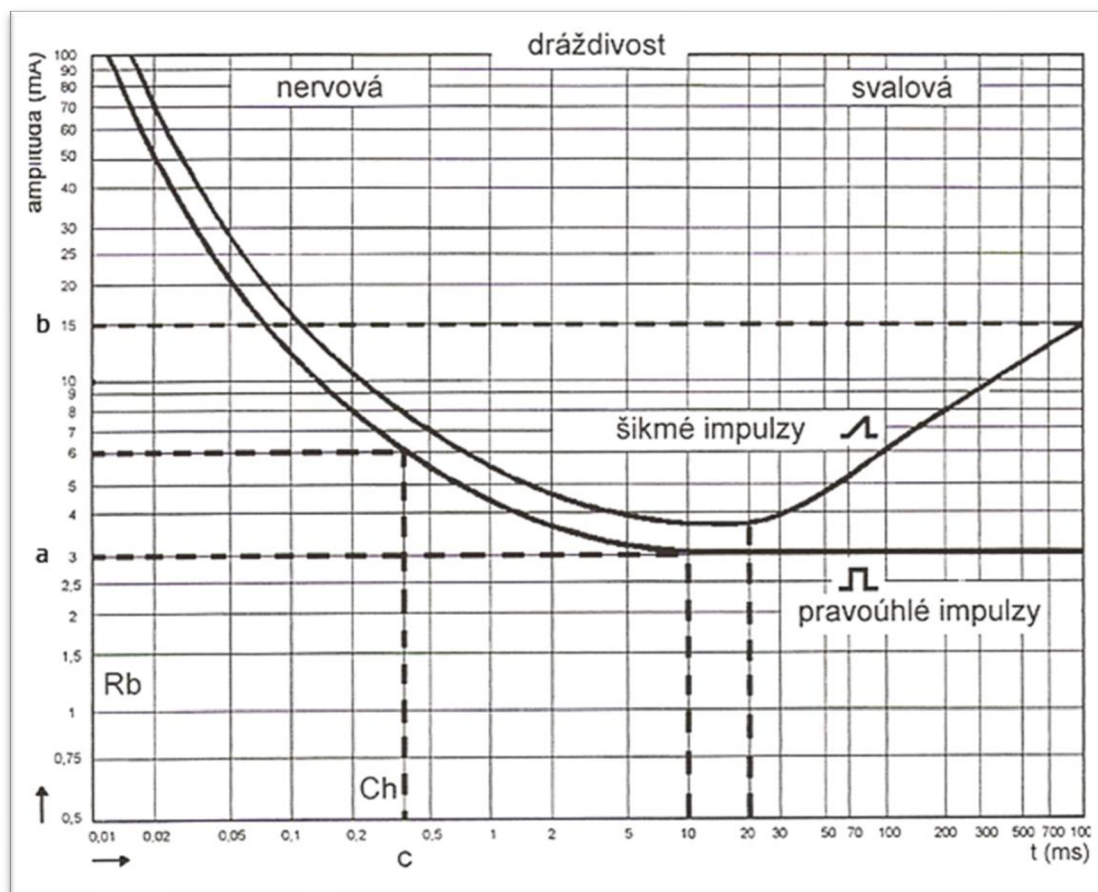
Obrázek 1 Závislost dráždivosti nervových vláken na frekvenci (Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 36)

1.2.2 Vliv tvaru a délky impulzu na dráždivost

Proudy s kolmým nebo strmým nástupem vyvolávají podráždění za kratší časový úsek než 10 ms. U šikmých proudů doba podráždění přesahuje 10 ms, přičemž je s pozvolným nástupem zásadní čas a strmost impulzu. (Capko, 1998, s. 189-190)

Neuromuskulární dráždivost vyjadřují veličiny reobáze a chronaxie. Nejnižší prahová intenzita potřebná k vyvolání vzruchu proudovými impulzy se nazývá reobáze a udává se v miliampérech (mA). Chronaxie se určuje jako doba v milisekundách (ms), která se rovná vyvolané reakci působení intenzity dvojnásobné reobáze. Tyto hodnoty lze zjistit na základě I/t křivky dle Hoover-Weiss. Křivka na Obrázku 2 (s. 14) znázorňuje fyziologický průběh intenzit dráždivého impulzu pro pravoúhlé a šikmé impulzy. (Capko, 1998, s. 189-193; Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 101; Robinson, Snyder-Mackler, 1995, s. 87)

Při delším působení šikmých impulzů dochází k adaptaci nervového vlákna a mění se tak jeho dráždivost, při stimulaci pravoúhlými impulzy k adaptaci nedochází (Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 101).



Obrázek 2 I/t křivka (Capko, 1998, s. 191)

1.2.3 Vliv polarity elektrod na dráždivost

Stejnoseměrný proud má na lidský organismus elektrolytické účinky, které jsou způsobeny hromaděním alkalických látek pod katodou a kyselých látek pod anodou (Beneš, Jiráček, Vítek, 2022, s. 120). Proud do tkáně prochází zvenčí směrem od pozitivní anody, pokračuje do měkkých tkání a vystupuje u negativní katody (Silbernagl, Despopoulos, 2004, s. 50). K anodě jsou přitahovány negativní náboje anionty (chlor, jod, síran, fosforečnan, penicilin, vitamin C) a ke katodě jsou přitahovány pozitivní náboje kationty (sodík, draslík, prokain, vápník, histamin) (Navrátil, 2019, s. 292). V průběhu elektrolyzy pak nastává změna dráždivosti nervů (Beneš, Jiráček, Vítek, 2022, s. 120). Dráždivost tkáně je následně změněna podle polarity elektrod. Anodální stimulace vede k podprahové depolarizaci společně se zvýšením excitability a katodální stimulace hyperpolarizuje neuronální membrány, čímž dochází ke snížení excitability (Caetano, Pereira, Pereira, De Carvalho, 2011, s. 277).

Čím blíže je excitabilní tkáň ke stimulačním elektrodám, tím je aktivace dráždivosti účinnější. Proto je při aplikaci elektroterapie důležité uložení elektrod v těsném kontaktu s povrchem těla. Pod katodou je nerv depolarizován a při použití monofázických či asymetrických bifázických pulsů je v aktivaci tkáně účinnější katoda oproti anodě (Silbernagl, Despopoulos, 2004, s. 50; 88-90).

2 Membránový potenciál

Semipermeabilní buněčná membrána buněk je elektricky polarizovaná. U nervových buněk jsou membrány zdrojem elektrického napětí, které je tvořené elektrochemickým gradientem iontů v intracelulárním a extracelulárním prostoru. Tímto rozdílem se definuje tzv. membránový potenciál. Mezi vnitřní a vnější částí membrány přetrvává hodnota potenciálu v rozmezí -80 až -90 μV . Tento stav je ovlivněn průchodem látek skrz polopropustnou membránu aktivním a pasivním transportem. Pohyb iontů probíhá z části volně. Existuje ale také množství látek, které pro průchod skrz membránu potřebují aktivovat specifický přenašeč nebo otevřít kanálky pro danou látku. Elektrické projevy se významně podílejí na excitaci svalové tkáně, kódování a při přenosu informací nervovými buňkami. (Navrátil, Rosina, 2019, s. 117; Orel, 2015, s. 165-166; Pfeiffer, 2007, s. 21; Petřek, 2019 s. 62–63; Pilátová, 2020, s. 75)

2.1 Klidový membránový potenciál

Klidový membránový potenciál přetrvává, pokud je zachováno nerovnoměrné rozložení iontů mezi intracelulární a extracelulární tekutinou (Silbernagl, Despopoulos, 2004, s. 44). Za běžných podmínek se koncentrace iontů vnitřního a vnějšího prostředí polopropustné membrány výrazně liší. Uvnitř buňky se vyskytuje značné množství bílkovin, které nesou záporný náboj a nejsou schopné procházet membránou. Zastoupení zde má i značné množství chloridových aniontů a celkově vnitřní prostředí nabývá výrazné převahy záporného náboje. Poměrově jsou intracelulárně až 35krát vyšší koncentrace draselných kationtů a 20krát nižší koncentrace sodných kationtů oproti vnějšímu prostředí. Na povrchu buňky naopak převažuje náboj kladný. Protože přirozený pohyb iontů probíhá osmoticky, ionty prostupují skrz membránu směrem k vyrovnání koncentrací. Kationty jsou přitahovány do nitra buňky a anionty opačně vypuzovány z buňky ven. Pro zachování klidového membránového potenciálu s patřičným rozdílem náboje prostředí je nezbytně nutná činnost sodíko-draslíkové pumpy. Za účasti ATP pumpa aktivně přečerpává ionty zpět

proti koncentračnímu gradientu, a napomáhá tak udržení klidového potenciálu. (Myslivoček, 2022, s. 32; Navrátil, Rosina, 2019, s. 117-118; Pfeiffer, 2007, s. 21; Pilátová, 2020, s. 75)

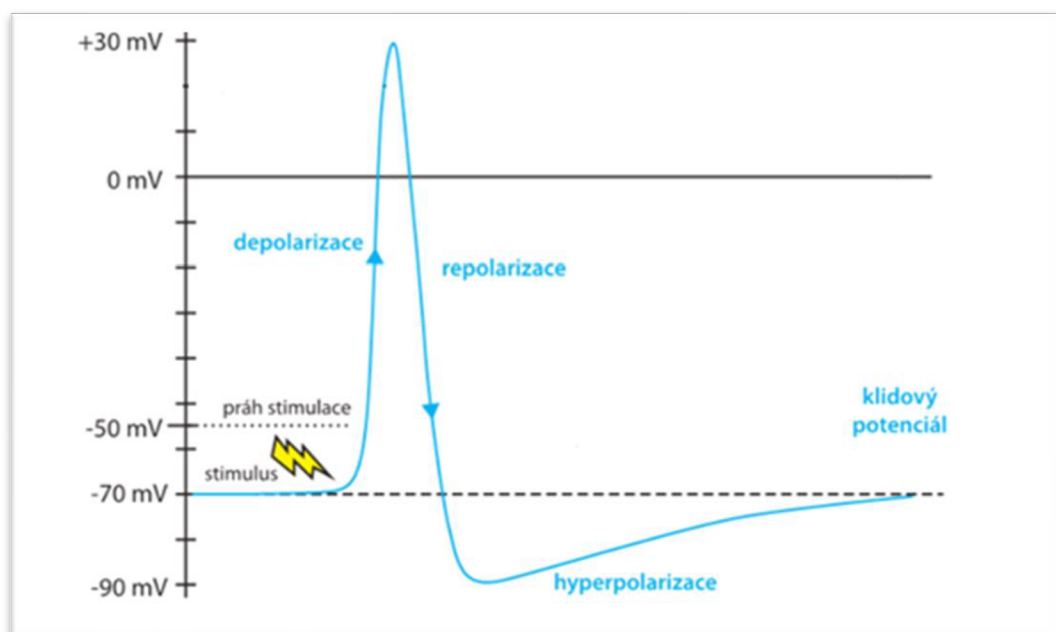
Úroveň elektrické polarizace membrány se nazývá klidový membránový potenciál. Pokud probíhá polarizace (případně hyperpolarizace), znamená to zachování rovnovážného stavu elektrického náboje. Tento stav za normálních podmínek přetrvává a je podmíněn převahou kladně nabitých iontů na zevní straně buněčné membrány. Velikost klidového membránového potenciálu se orientuje prostřednictvím tří aspektů. Mezi tyto aspekty patří nerovnoměrné rozložení difúzibilních iontů s rozdílnými koncentracemi intracelulárního a extracelulárního prostoru buňky, rozdílná propustnost buněčné membrány pro jednotlivé ionty v klidovém stavu a aktivní transport sodíkových a draslíkových iontů přes sodíkovodraslíkovou pumpou proti směru koncentračního gradientu. (Myslivoček, 2022, s. 32-33; Navrátil, Rosina, 2019, s. 117-118; Orej, 2015, s. 169; Pfeiffer, 2007, s. 21; Petřek, 2019, s. 64–66)

Hodnoty klidového membránového potenciálu u jednotlivých typů buněk kolísají od -30 do -90 mV (Trojan, 2003, s. 33). Klidový membránový potenciál u nervových vláken dosahuje hodnoty kolem -50 až -90 mV. Snižováním napětí na membráně buněčného těla se pohybuje hladina klidového membránového potenciálu pod prahovou hodnotu na tzv. prahový potenciál. Tento rozdíl se běžně pohybuje v rozmezí 5 – 15 mV. Pokud se napětí na membráně změní na úroveň prahového podnětu, dojde k podráždění a vzrušivé aktivitě. Prahový podnět změní stav klidového membránového potenciálu a vniká akční potenciál. (Beneš, Kyplová, Vitek, 2015, s. 79; Myslivoček, 2022, s. 32-33; Navrátil, Rosina, 2019, s. 117-118; Orel, 2015, s. 169; Petřek, 2019, s. 63)

2.2 Akční potenciál

Akční potenciál je schopnost vzrušivé tkáně reagovat na určitý stupeň podráždění. Definuje se jako charakteristická změna membránového potenciálu způsobená dostatečně silným podnětem a řídí se podle zákona všechno nebo nic. V důsledku depolarizace, která se projeví změnou membránového potenciálu, vzniká bioelektrický buněčný akční potenciál (vzruch). (Kittnar, Mlček, 2009, s. 48; Myslivoček, s. 33; Orel, 2015, s. 179-180; Pfeiffer, 2007, s. 21; Silbermagl, Despopoulos, 2004, s. 46)

Změny polarizace membrány souvisí v průběhu vzruchu se selektivní změnou propustnosti pro sodíkové a draslíkové ionty. Průběh akčního potenciálu se rozděluje na dílčí komponenty (Obrázek 3, s. 17). Po dostatečně velkém podnětu dochází ke zvýšení membránového potenciálu na spouštěcí úroveň. Nastává depolarizace, kdy po zvýšení potenciálu přichází přestřelení na izoelektrickou linii o hodnotách 35 až 50 mV. Následuje fáze repolarizace a hodnoty klesají zpět ke klidovému membránovému potenciálu. Při mírném přestřelení do opačných hodnot pod hranici klidového membránového potenciálu vzniká hyperpolarizace. Poté opět nastává rovnováha a hodnoty se vrací do úrovně klidového membránového potenciálu. Prudký růst a pokles při depolarizaci a polarizaci se nazývá hrotový potenciál (spike). Hrotový potenciál se charakterizuje největší amplitudou o velikosti 70 až 120 mV. Po podráždění vzruchem nelze na krátkou dobu ihned poté nervovou buňku opětovně podráždit. Toto období útlumu se nazývá refrakterní fáze a je časově ohraničeno od spouštěcího bodu po jednu třetinu repolarizace. V této době není možné vyvolat podráždění nervu a dochází ke změně dráždivosti. (Mysliveček, 2022, s. 34-36; Navrátil, Rosina, 2019, s. 118-119; Orel, 2015, s. 179-186; Petřek, 2019, s. 62–102; Rokyta, 2015, s. 470–473; Silberagl, Despopoulos, 2004, s. 42; Watson, 2008, s. 69)



Obrázek 3 Akční potenciál (Rokyta, 2015, s. 471, upraveno)

2.3 Přenos nervového vzruchu

2.2.1 Vedení vzruchu po nervovém vlákně

Nervový vzruch je nositelem signalizační funkce neuronu a vzniká na podkladě metabolických změn fyzikálně chemické podstaty (Petřek, 2019, s. 69). Samotný přenos vzruchu se projevuje elektrickými jevy, které jsou formou informace vedeny skrz dráhy neuronů (Rokyta, 2015, s. 470). Vzruch se šíří konstantní rychlostí, aniž by se rychlost jeho vedení zmenšovala (Petřek, 2019, s. 69, Seidl, 2023, s. 237). Přítomnost myelinových obalů určuje vodivost vlákna (Rokyta, 2015, s. 72).

Nervové vlákno samo osobě není dobře izolované vůči okolí a má v podélném směru poměrně velký vnitřní odpor (Silbernagl, Despopoulos, 2004, s. 48). Z těchto příčin se elektrotonické vedení axonu rychle ztrácí. Aby se impulz nevytratil, musí být znovu vytvářen nový akční potenciál. Při vedení vzruchu nervovými vlákny bez myelinu probíhá šíření místními proudy na rozhraní klidové a depolarizované membrány (Rokyta, 2015, s. 72). Z hlediska vybavování akčních potenciálů v těsně sousedících úsecích je na nemyelinizovaných vláknech zajištěn přenos, ale z časového hlediska se rychlost vedení pohybuje přibližně okolo 1 m/s (Silbernagl, Despopoulos, 2004, s. 48). Rychlost přenosu vzruchu závisí na myelinizaci nervového vlákna (Mysliveček, 2022, s. 38). Myelin působí na vlákno jako izolant a napříč nevodivými částmi je přenos zprostředkován saltatorním vedením (Rokyta, 2015, s. 471). Na myelinizovaných vláknech se akční potenciál se šíří skoky přes Ranvierovy zářezy v myelinu rychlostí 90 až 350 km/h (Silbernagl, Despopoulos, 2004, s. 48).

S rychlostí vedení vzruchu souvisí i samotná tloušťka nervového vlákna. Čím větší je tloušťka, tím se rychlost vedení signálu zvyšuje (Silbernagl, Despopoulos, 2004, s. 48). Průměr nervových vláken tak odpovídá rychlosti šíření vzruchu (Rokyta, 2015, s. 72). Podle průměru a rychlosti vedení se nervová vlákna rozdělují na vlákna typu A, B (myelinizovaná; průměr 3–15 μm ; rychlost 3–15 m/s; přenos informace autonomních neuronů) a C (nemyelinizovaná; průměr 0,3–1,3 μm ; rychlost maximálně 2 m/s; převod senzitivní informace o bolesti a tepla autonomních neuronů). Vlákna typu A jsou myelinizovaná, a dále se kategorizují na A α (průměr 12–20 μm ; rychlost 70–120 m/s; převod informace hlubokého čítí a motoriky), A β (průměr 5–12 μm ; rychlost 30–70 m/s; převod senzitivní informace dotyku a tlaku), A γ (průměr 3–6 μm ; rychlost 15–30 m/s; převod informace γ -motoneuronů svalových větének) a A δ (průměr 2–5 μm ; rychlost 12–30 m/s; přenos informace

chladu, dotyku a bolesti) (Capko, 1998, s. 49; Orel, 2015, s. 57; Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 33; Trojan, 2003, s. 85).

2.2.2 Synaptický přenos vzruchu

Jednotlivé neurony mezi sebou tvoří spoje tzv. synapse. Synapse je tvořena presynaptickou membránou, synaptickou štěrbinou a postsynaptickou membránou. Jedná se o koncová rozšíření neuronů těsně naléhající na sebe a umožňující přejímání informace. Elektrické synapse pro ionty tvoří přímá vodivá spojení zprostředkována kanály v gap junction. Oproti tomu chemické synapse přenáší informace prostřednictvím mediátorů (neurotransmiterů). Synapse mohou být také smíšené, kdy přenos vzruchu probíhá elektrickou i chemickou cestou. (Pfeiffer, 2007, s. 20; Petřek, 2019, s. 88; Silbernagl, Despopoulos, 2004, s. 50; Trojan, 2003, s. 64-70; Watson, 2008, s. 71)

Chemickou cestou probíhá přenos vzruchu mezi synapsi na presynaptické membráně. Elektrický potenciál doputuje na presynaptickou membránu a zapříčiní uvolnění mediátoru v podobě chemické látky. Mezi hlavními mediátory přenosu na intersynaptické štěrbině patří acetylcholin, dopamin, noradrenalin, serotonin, adrenalin, histamin, aminokyseliny (GABA, glycin, glutamát) a neuroaktivní peptidy. Jejich vlivem vzniká na postsynaptické membráně postsynaptický potenciál. Postsynaptická membrána již náleží nasedajícímu neuronu a touto cestou se vzruch šíří dál. (Pfeiffer, 2007, s. 20; Petřek, 2019, s. 88; Trojan, 2003, s. 65-70)

Podle svého charakteru neurotransmitery vyvolávají budivý (excitační) nebo tlumivý (inhibiční) podnět. Mezi excitační neurotransmitery se řadí acetylcholin a glutamát, které bývají často vyplavovány současně. Dochází k depolarizaci a na postsynaptické membráně vzniká jejich vlivem excitační postsynaptický potenciál. Inhibiční neurotransmitery jsou GABA, glycin a současně také acetylcholin. Membrána se hyperpolarizuje, a během toho na postsynaptické membráně vzniká inhibiční postsynaptický potenciál. Pokud nastane blokáde synaptického přenosu, následně dochází k desenzitizaci. (Pfeiffer, 2007, s. 20; Petřek, 2019, s. 88; Seidl, 2023, s. 242; Silbernagl, Despopoulos, 2004, s. 52; Trojan, 2003, s. 65-70; Watson, 2008, s. 71-73)

3 Nervosvalová dráždivost

3.1 Faktory ovlivňující nervosvalovou dráždivost

Nervosvalová dráždivost se mění podle různých vlivů organismu. Například při snižování tělesné teploty klesá i nervosvalová dráždivost (Mačák, Mačáková, Dvořáčková, 2012, s. 56). Navozením několikaminutové ischemie končetiny nebo hyperventilace dochází ke zvýšení nervosvalové dráždivosti (Ambler, 2011, s. 201).

Jedním z hlavních reagujících faktorů stavu nervosvalové dráždivosti je koncentrace iontů nezbytných pro nervosvalový přenos. Látky ovlivňující dráždivost jsou majoritně ionty hořčíku, draslíku a vápníku (Starita, Giusti, Rossi, Sartuci, 1984, s. 619). Tyto koncentrace fyziologicky kolísají v průběhu dne. Pokud dochází k poruše metabolismů ovlivňující jejich koncentraci, dojde zároveň k narušení přirozené nervosvalové dráždivosti. Porucha těchto koncentrací se projevuje svalovými křečemi a tetanií (Starita, Giusti, Rossi, Sartuci, 1984, s. 619). Konkrétně nízké koncentrace vápníku v neuronech umožní průstup sodíku, který zvyšuje nervovou dráždivost a následně vede ke spontánním svalovým fascikulacím (Patton et al., 1989, s. 177-178).

3.2 Poruchy nervosvalové dráždivosti

Hlavní porucha nervosvalové dráždivosti se nazývá tetanický syndrom, který je spojen se zvýšenou nervosvalovou dráždivostí (Steidl, 2002, s. 113). K nejčastějším tetaniím spojených se zvýšeným nervosvalovým drážděním patří onemocnění známé jako normokalcemická tetanie (Ambler, 2011, s. 200). Primární vznik této diagnózy spočívá v deficitu magnézia (Ambler, 2011, s. 200; Steidl, 2002, s. 114). Další častou příčinou poruch nervosvalové dráždivosti bývá nedostatečná hladina parathormonu v organismu, důsledkem čehož dochází k hypokalcémii a následně k hypokalcemické tetanii (Mačák, Mačáková, Dvořáčková, 2012, s. 1293). Svalové křeče a tetanie se spojují s hyperexcitabilitou nervosvalového spojení z důvodu nedostatečného množství vápníku v organismu (Cooper, Gittoes, 2008). Pokud dojde ke zvýšení hladiny vápníkových iontů v krvi (hyperkalcemie), nervosvalová dráždivost se sníží (Mačák, Mačáková, Dvořáčková, 2012, s. 233).

Za nejcitlivější způsob vyšetření tetanie a svalových křečí je považována elektromyografie, protože umožňuje kvantifikovat zvýšenou neuromuskulární dráždivost (Manz, Thoden, 1972, s. 1390; Starita, Giusti, Rossi, Sartuci, 1984, s. 621). Klinické orientační vyšetření stavu dráždivosti je možné také pozorovat testováním Chvostkova a Trousseauu příznaku. Chvostkův příznak se testuje ve třech stupních, přičemž Chvostek I se provádí poklepem dva centimetry laterálně od ústního koutku (Opavský, 2013, s. 22). Chvostek II a III se vyšetřuje poklepem před tragus v oblasti příušní žlázy a větvení nervus facialis (Opavský, 2013, s. 22). Chvostek I a II se pozitivně projeví záškubem mimického svalstva na spojnici ústního koutku a tragu, Chvostek III je pozitivní stejným záškubem mimického svalstva s přidružením musculus orbicularis oculi (Opavský, 2013, s. 22-23). Pozitivní Chvostekův příznak je informativní pro normální až zvýšené hladiny kalcia v krevním séru, a tak jedinci s normokacémií nebo hyperkalcémií mají vyšší pravděpodobnost pozitivního příznaku než jedinci s hypokalcémií (Hujoel, 2016, s. 321). Trousseauův příznak je pozorovatelný jako spasmus akrální části horní končetiny, projevuje se flexí zápěstí, palce a metakarpofalangeálních kloubů s hyperextenzí prstů (Patel, Hu. 2023). Příznak je vyvolaný sekundárně po nafouknutí manžety tlakoměru na paži vyšetřovaného po dobu tří minut (Patel, Hu. 2023).

4 Působení elektrického proudu na lidský organismus

4.1 Elektrické projevy v živém organismu

Elektrické vlastnosti organismu se dělí na pasivní a aktivní. Mezi pasivní elektrické vlastnosti patří chování orgánů v elektrickém poli, přítomnost částic nesoucí elektrický náboj. Aktivní elektrické vlastnosti jsou elektrické jevy vznikající při činnosti srdce, mozku apod. Elektrickou aktivitou činného kosterního svalstva je akční potenciál. (Čapek, Hájek, Heniš, 2019, s. 106; Rosina, Kolářová, Vránová, 2021, s. 536)

Projevem elektrického proudu v organismu je membránový potenciál (viz kapitola 2). Pokud prochází iont přes polopropustnou membránu, prochází jí i elektrický proud. Aby docházelo k přenosům skrz nevodivou vrstvu fosfolipidů, mají významnou roli membránové kanály a přenašeče. Mezi vnitřním a vnějším prostředím buňky existuje rozdíl elektrického potenciálu, který je způsobený koncentracemi iontů intracelulárního a extracelulárního prostředí. (Beneš, Kyplová, Vitek, 2015, s. 77-78)

Hodnoty klidového membránového potenciálu u svalových a nervových buněk kolísá v rozmezí -50 mV až -100 mV. Akční potenciál nervové buňky dosahuje hodnot $+35$ mV a hodnoty prahového potenciálu kolísají $5-15$ mV od hodnot klidového potenciálu. Membrány buněk hladké svaloviny mají nižší klidový potenciál pohybující se kolem -50 mV. U buněk srdeční svaloviny je klidový potenciál -80 až -90 mV. (Beneš, Kyplová, Vítek, 2015, s. 79).

4.2 Vedení proudu v organismu

Živý organismus je z hlediska uspořádání a rozdělení elektrických polí a nábojů heterogenní soustava. Velmi zjednodušeně lze popsat jako komplikovaný vodič elektrického proudu. Komplikovanost vodivosti spočívá v rozdílných biochemických vlastnostech prostředí. Každé prostředí má totiž tzv. měrnou elektrickou vodivost. Cytoplazma a mezibuněčné prostředí se chová jako vodič 2. řádu, kde jsou nositelem náboje anionty a kationty. Oproti tomu vodivost membrán je nesrovnatelně nižší. Elektrický proud si volí do organismu cestu nejmenšího odporu a prochází skrz struktury s dobrou vodivostí. (Capko, 1998, s. 162; Beneš, Kyplová, Vítek, 2015, s. 81-82; Navrátil, 2019, s. 305; Rosina, Kolářová, Vránová, 2021, s. 538)

Elektrickou vodivost proudu ovlivňuje mezibuněčná tekutina a buněčná hmota svou strukturou a chemickým složením. Na průtok elektrického proudu organismem má vliv míra odporu, která je definována množstvím elektrolytů. Pokud prostředí obsahuje vyšší koncentrace elektrolytů, dochází k volnějšímu pohybu iontů, nižšímu odporu a větší vodivosti. Příkladem může být zpocená kůže, která dává mnohem menší odpor nežli kůže suchá. (Konečný, Vyskotová, Kolářová, Olšák, Krejstová, 2019, s. 14; Rosina, Kolářová, Vránová, 2021, s. 544)

Stejnoseměrný proud je nejlépe veden krví, mozkomíšním mokem a svaly, naopak vazivová a tuková tkáň proud prakticky nepropouští. Prochází skrz povrchové vrstvy kůže, vlasové váčky a vývody potních žláz. Šíří se přes vodnaté tkáně, tkáňové štěrby a cévy. Stejnoseměrný proud protéká tkání z větší části skrz mezibuněčnou tekutinu a mimobuněčné prostory. Při průchodu proudu dochází k depolarizaci a vyšší permeabilitě membrán. Tkáně projevují určitý ohmický odpor a mezi elektrodami, které tvoří elektrické pole, lze tkáň přirovnat k elektrolytickému roztoku. Proud se skrz tkáň šíří elektrolyticky s pomocí iontů. Kladně nabitá částice (kationty) jsou přitahovány ke katodě (záporné elektrodě) a záporně nabitá částice (anionty) jsou přitahovány k anodě (kladné elektrodě).

Na anionty a kationty působí síla, která vede jejich pohyb po siločárách elektrického pole. Po přerušení stejnosměrného proudu dochází k pomalému zpětnému toku, čímž se prodlužuje účinek elektroléčby. Celkový počet nábojů je závislý na disociaci roztoku. Proud působí při jeho průtoku roztoky solí, kyselin a zásad elektrolyticky. Jeho působením dochází k fyzikálně chemickým změnám. (Capko, 1998, s. 162-163; Beneš, Kyplová, Vítek, 2015, s. 81-82; Konečný, Vyskotová, Kolářová, Olšák, Krejstová, 2019, s. 15-17; Rosina, Kolářová, Vránová, 2021, s. 539)

Střídavý proud probíhá, podobně jako proud stejnosměrný, cestou menšího odporu. Prochází mezibuněčnými prostory, podél cév a nervových vláken (Beneš, Kyplová, Vítek, 2015, s. 81-82). Způsob šíření proudu tkání se ale typem proudu liší. Střídavý proud se definuje jako posuvný proud, který je charakteristický pohybem nábojů v dielektriku (Konečný, Vyskotová, Kolářová, Olšák, Krejstová, 2019, s. 15). Dielektrika sama o sobě neobsahuje volně nabitě částice a náboje jsou vázány v iontech, atomech nebo molekulách (Rosina, Kolářová, Vránová, 2021, s. 528). Působením elektrického pole se dielektrikum polarizuje, čímž vnikají elektrické dipóly a posuvný elektrický proud (Rosina, Kolářová, Vránová, 2021, s. 528).

5 Diadynamické proudy

Použití elektroterapie ve fyzikální terapii poskytuje nejrůznější možnosti aplikace elektrického proudu na lidský organismus. Pokud jsou elektrické proudy vhodně indikovány a jejich aplikace dodržuje stanovená kritéria, jejich specifické účinky mohou značně a pozitivně ovlivnit strukturu lidského těla. Proudů se od sebe v elektroterapii rozlišují podle velikosti frekvence, intenzity proudu, samotným způsobem aplikace a dalšími parametry. Volba konkrétního proudu pak závisí na jeho vlastnostech, zvolených parametrech a požadovaných účincích.

DD proudy jsou známé také jako Bernardovy proudy. Objevil je v roce 1929 francouzský stomatolog Pier D. Bernard při poruše přístroje využívající galvanizaci ke snižování bolesti zubů. Tyto proudy spadají do kategorie nízkofrekvenční kontaktní elektroterapie. Označení diadynamik vysvětluje, že se proud skládá ze dvou rozdílných působných sil. Basi DD tvoří galvanický proud, na které je superponován tzv. dosis, který představuje pulzní složku proudu. Aplikace obou složek probíhá vždy simultánně. Pokud by aplikace proudu zahrnovala pouze pulzní složku bez složky galvanické, pak nelze tento proud označit jako DD. (Beneš, Kyplová, Vítek, 2015, s. 94;

Capko, 1998, s. 164; Navrátil, 2019, s. 352; Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 79–81; Subhash, 2003, s. 49-50)

5.1 Pulzní složka

Pulzní složka DD proudu se označuje jiným slovem dosis. Jedná se o monofázický pulzní proud sinusového tvaru. Jeho nosná frekvence je fixní a délka impulzu má trvání 10 ms. Délka impulzu o této hodnotě depolarizuje převážně silná nervová vlákna. Intenzita proudu může být fixní nebo modulovaná. (Adel, Luykx, 2005, s. 12-13; Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 79–81)

Primárně pulzní složku zastupují dva základních druhy proudu. První z nich, monophasé fixe (MF), se definuje jako jednocestně usměrněný síťový proud o nosné frekvenci 50 Hz. Impulz MF má délku 10 ms a po impulzu následuje pauza trvající 10 ms. Druhý základní proud zastupující pulzní složku DD se označuje pod názvem diphasé fixe (DF). Jedná se o dvoucestně usměrněný síťový proud, jehož frekvence dosahuje hodnoty 100 Hz. Délka impulzu trvá stejně jako u MF 10 ms, ale liší se délkou pauzy, která má délku 0 ms. Proud s pulzní složkou DF se obecně vyznačuje snižováním nepříjemných pocitů z aplikace. Může zvýšit absolutní intenzitu proudu a s tím i samotnou hloubku průniku. Vzhledem k tomu, že DF má konstantní frekvenci a nízkou intenzitu, dochází k adaptaci tkáně v řádu desítek vteřin. (Capko, 1998, s. 166-167; Navrátil, 2019, s. 356; Navrátil, Rosina, 2019, s. 137; Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 80–81; Zeman, 2013, s. 24–26)

Pulzní složka se dále rozděluje podle možnosti nastavení amplitudové a frekvenční modulace. Různou kombinací složek MF a DF vznikají specifické modulace proudů. Typy modulací se seskupují v pořadí podle potřeby terapie. DD proud Courant modulé en courtes periodes (CP) je definován frekvenční modulací skokem v krátké periodě. Dochází ke střídání MF (1 s) a DF (1 s). Courant modulé en longues periodes (LP) je tvořen frekvenční a amplitudovou modulací střídáním MF a DF v dlouhé periodě. MF probíhá 4–6 s, a po dosažení maxima se vlna mění na DF, která má dobu trvání dosahující 12–16 s. DF vlna následně stejným způsobem klesá až do MF. (Capko, 1998, s.167-168; Navrátil, 2019, s. 359-360; Navrátil, Rosina, 2019, s. 137; Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 80; Zeman, 2013, s. 24)

5.2 Galvanická složka

Galvanický proud je stejnosměrný proud konstantní intenzity, který se specifikuje jeho elektrolytickým účinkem (Konečný, Vyskotová, Kolářová, Olšák, Krejstová, 2019, s. 17). Spolu s pulzní složkou tvoří nedílnou součást DD proudu. Galvanická složka se označuje jako basis neboli base (Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 79).

U starších přístrojů využívaných k aplikaci DD nabývá galvanická složka hodnot 1–3 mA. Novější přístroje umožňují nastavit podíl báze celkové absolutní intenzity od 1 % do 50 % z výsledné intenzity protékajícího proudu. Tato možnost je přínosná především z hlediska zlepšení subjektivní tolerance proudu. Zároveň se tím naskytuje možnost ovlivnění hloubky efektivního průniku do tkání. Nevýhoda báze spočívá v nežádoucích leptavých účincích. Aby bylo zabráněno leptavým účinkům, dodržují se při aplikaci DD proudů striktní opatření předcházející poškození pacienta. (Navrátil, 2019, s. 353; Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 79–80; Zeman, 2013, s. 24)

5.3 Aplikace diadynamických proudů

5.3.1 Intenzita aplikace diadynamického proudu

Nedílnou součástí lege artis v preskripci pro kýžený účinek elektroterapie spočívá ve vymezení vnímané intenzity. Pro selektivní stimulaci proudem se subjektivní vnímání intenzity rozděluje na několik úrovní. Klasifikace hodnotí, zda se jedná o podprahový, prahový či nadprahový vjem. Při dosažení určité úrovně intenzity, dojde k podráždění nervových vláken a pacient začne vjem pociťovat. V patologických případech se intenzita může odlišovat od fyziologického stavu. Vnímání záleží na stavu měkkých tkání, metabolismu kůže, různé citlivosti pacienta, a dalších specifikacích. Není tak možné využívat absolutní hodnotu intenzity proudu a musí se vždy určovat pro každého pacienta individuálně. Intenzita proudu dávkovaná v miliampérech se přidává od nuly po dosažení požadovaného vjemu. (Adel, Luykx, 2005, s. 10–11; Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 64–82; Zeman, 2013, s. 8).

Intenzita, při které se dosáhne první informace o podráždění, se označuje jako prahově senzitivní (IPS). Toto podráždění vniká dosažením senzitivního prahu dráždivosti. Veškeré hodnoty nižší, se označují jako intenzita podprahově senzitivní (IPPS). Naopak s navýšením intenzity proudu nad IPS se hovoří o intenzitě nadprahově senzitivní (INPS). Následující podstatný milník při zvyšování intenzity dochází v bodě, kdy přichází odpověď na podnět ve formě svalové kontrakce. V tomto případě je dosaženo motorického prahu dráždivosti

a jedná se o intenzitu prahově motorickou (IPM). Vyšší hodnoty se označují jako intenzita nadprahově motorická (INPM). Nejvyšší možná intenzita, která se při aplikaci elektroterapie používá, je intenzita prahově algická (IPA), při které vniká bolestivý vjem. Intenzita nadprahově algické (INPA) se při terapii nepoužívá. (Navrátil, 2019, s. 312; Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 64)

Další z klasifikací vnímání intenzity se orientuje čistě podle subjektivního vnímání pacienta. V tomto případě není brán v potaz senzitivní a motorický práh dráždivosti. Dělí se na intenzitu, kdy ještě není podnět postřehnutelný (submitis), kdy začíná být podnět právě vnímán (mitis), kdy je podnět zřetelně vnímatelný (normalitis) a kdy je intenzita podnětu na hranici snesitelnosti (fortis). (Adel, Luykx, 2005, s. 11)

Při aplikaci nízkofrekvenčního proudu o konstantní frekvenci a intenzitě dochází již po krátké době k adaptaci tkáně. Pokud nedochází k modulaci intenzity, vzniká adaptace na elektrický podnět. Přibližně po jedné minutě dochází k výraznému snížení vjemu, po dvou minutách už dochází ke ztrátě fyziologického účinku léčebného elektrického proudu na tkáň. (Kolář et al., 2009, s. 285–286; Poděbradský, 1995, s. 108–109)

5.3.2 Způsoby aplikace diadynamických proudů

Specializované přístroje umožňující aplikaci pro elektroterapii jsou vybaveny dvěma protichůdně nabitými elektrodami, kladně nabitou anodou a záporně nabitou katodou. Vzájemná poloha uložení elektrod pro aplikaci DD může být transregionální (příčná) nebo longitudinální (podélná). Při transregionální aplikaci je cílená oblast zavzata mezi elektrody a proudová dráha mezi elektrodami probíhá kolmo na osu segmentu. (Navrátil, 2019, s. 362; Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 65, s. 82)

V běžné praxi používají kontaktní plošné elektrody. Pro zvýšení vodivosti jsou pokryty elektrodovými podložkami z froté látky nebo syntetické houby napuštěné vodou. Jelikož DD proudy obsahují galvanickou složku s leptavými účinky, je nezbytně nutné dodržovat opatření bránící poleptání pokožky. Při použití zmiňovaných pomůcek byl stanoven maximální bezpečný časový úsek působení DD proudu na šest minut. Pro umocnění účinku elektroterapie lze prodloužit čas skrze přepólování. U moderních přístrojů probíhá přepólování automaticky. Změna polarity elektrod, která musí nadcházet vždy maximálně po uplynutí doby šesti minut, umožní prodloužení působení doposud působícího nebo jiného typu DD proudu podle požadovaných účinků. Další přepólování již nelze provést, a tak je

souvislá aplikace DD proudu možná nejvýše na 12 minut. (Adel, Luykx, 2005, s. 12; Navrátil, 2019, s. 355; Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 61–62; Zeman, 2013, s. 13; 26)

Existuje i alternativa aplikace DD proudu, při které se eliminuje riziko poškození kožního krytu, i při překročení bezpečného časového limitu bez změny polarity proudu. Aby se tomu zabránilo, je nutno použít standartní elektrodové podložky ve formě 10 vrstev melu nebo 1 cm suché vaty namočené do ochranných roztoků. Využívá se slabý roztok kyseliny chlorovodíkové (HCl) nebo hydroxidu sodného (NaOH). Tyto roztoky spolehlivě ochrání kůži před poškozením, ale jejich využití není v běžné klinické praxi příliš časté. Jelikož nedojde k přepólování a ke změně toku proudu, na tkáň působí po celý čas aplikace galvanický proud. (Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 62; 82; Zeman, 2013, s. 26)

5.3.3 Napěťový režim při aplikaci diadynamických proudů

Při volbě napěťového režimu pro aplikaci DD je nezbytně nutné hledět na galvanickou složku proudu. Napěťový režim CV (Constant voltage) udržuje konstantní napětí nastavené v jednotkách voltů. Tento režim se při aplikaci galvanického proudu nepoužívá, protože při poklesu kožního odporu se adekvátně zvyšuje intenzita a proudová hustota, načež hrozí popálení pacienta. Pro aplikaci nízkofrekvenčních a galvanických proudů se využívá napěťový režim CC (Constant current), který udržuje absolutní intenzitu v mA. Při poklesu kožního odporu CC režim zaručuje konstantní proudovou hustotu. Aplikace probíhá s pevně fixovanými elektrodami. Pokud by došlo k uvolnění elektrody nebo vyschnutí roztoku, zmenší se aktivní plocha průchodu proudu a opět hrozí riziko popálení. (Navrátil, 2019, s. 311; Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 62-63).

5.4 Účinky a využití diadynamických proudů

DD proudy získaly významné postavení v historii evropské fyzioterapie. Mají působivé specifické účinky pro snížení bolesti nebo zlepšení tkáňového metabolismu. Snížení bolesti je způsobeno vlivem elektrické stimulace, která vede k vazodilataci cév, zvýšení přísunu živin a kyslíku v oblasti působení proudu, načež dochází k modulaci informací nociceptivních drah nervového systému. Kvůli svým vlastnostem umožňují široké využití při terapii bolestivých stavů a zlepšení trofiky tkání. Indikace k terapeutickému využití DD mohou být vertebrogenní potíže, poúrazové stavy, epikondylitidy, artróza, neuralgie nebo komplexní regionální bolestivý syndrom (Adel, Luykx, 2005, s. 12–13; Rizqi, 2021, s. 59; Zeman, 2013, s. 26)

Cílený účinek DD proudu na lidský organismus se indikuje podle vnímání subjektivní intenzity. Při intenzitě nadprahově senzitivní dochází především k analgezii a bolest je s pomocí DD tlumena na podkladě vrátkové teorie. Při intenzitě prahově motorické převažují účinky antiedematózní a myorelaxační. (Konečný, Vyskotová, Kolářová, Olšák, Krejstová, 2019, s. 18; Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 79–82)

Vlivem galvanické složky působí DD na tkáň elektrolytickým účinkem. Dochází k vazodilataci, čímž je umocněn trofotropní účinek proudu. Při aplikaci DD nastává hyperemie, dochází ke zrychlení látkové výměny a k podpoře vstřebávání otoků. Z důvodu zastoupení galvanické složky budou účinky DD vždy trofotropní. Zároveň galvanická báze ovlivňuje prahy dráždivosti. Při působení DD proudu se snižuje dráždivost senzitivních nervů a zvyšuje dráždivost motorických nervů. (Konečný, Vyskotová, Kolářová, Olšák, Krejstová, 2019, s. 18; Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 79–82)

Druh pulzní složky zvolené při použití DD ovlivňuje dominantní účinky a vnímání proudu. Analgetické účinky se nejvýrazněji projevují při aplikaci LP v intenzitě prahově nebo nadprahově senzitivní. LP proud se využívá v intenzitě prahově motorické k vyvolání nepřímého myorelaxačního účinku a intenzita nadprahově motorická k dosažení přímého myostimulačního účinku. S využitím CP proudu při prahově motorické aplikaci dochází k aktivaci mikrosvalové pumpy a proud má nepřímé antiedematózní účinky. Pro dosažení stanovených požadavků terapeutického účinku se volí kombinace proudů označované jako tzv. koktejly. Nejčastěji používanou kombinací je DF 1 minuta jako premedikace umožňující větší hloubku průniku, následuje CP, přepólování a poté LP. (Navrátil, 2019, s. 363; Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 80-82; Zeman, 2013, s. 25-26)

6 Dominance dolní končetiny

6.1 Lateralita

Lateralita je stranově asymetrické zapojení struktur těla a párových orgánů při různých funkcích (Vařeka, 2001, s. 93). Dělí se na dextrii, sinistrii a ambidextrii. U člověka lze stanovit různé druhy lateralit, mezi které se řadí rukovost (pro horní končetinu), nohovost (pro dolní končetinu), zrakovost (pro oko), sluchovost (pro ucho), točivost (lateralita vestibulárního aparátu) a otáčivost neboli směrovost (Tichý, Běláček, Nykl, Kaspříková, 2013, s. 155; Vařeka, 2006. s. 131). Speciálním pojmem v této oblasti je tzv. zkřížená lateralita. Tento pojem je popisován jako fenomén, který se projevuje jako neshoda preference nebo dominance pro horní a dolní končetiny (Vařeka, 2001, s. 93)

6.2 Vyšetření a stanovení laterality dolní končetiny

Činnost dolních končetin je nesouměrná. Podle funkční specializace se jedna dolní končetina projevuje zdatněji v silovém výkonu a druhá dolní končetina vyniká šikovností, obratností a přesností (Drnková, Syllabová, 1991, s. 50). Z tohoto hlediska silový výkon prezentuje odrazová dolní končetina a obratnost končetina švihová. Dle Kučery (1967, s. 105) se považuje preferovaná nebo dominantní dolní končetina ta, která je schopna přesnějšího a obratnějšího výkonu.

Testování dominance dolní končetiny není jednotné a standardizované. Předpokládaná laterální dominance je orientována na základě upřednostňování jedné dolní končetiny při konkrétních činnostech. Mezi tyto činnosti se řadí odraz při skoku do dálky, skoky na jedné noze, psaní a kreslení nohou na podlahu nebo do písku (Tichý, Běláček, Nykl, Kaspříková, 2013, s. 155). Jako laterálně dominantní může být také označena končetina vedoucí při úmyslném sklouznutí, při chůzi do schodů, při vykročení a při kopu do míče (Vařeka, 2006, s. 133). Mezi nejspolehlivější zkoušky pro zjištění laterality dolní končetiny patří posouvání kostky po čáře za použití nohy, zvednutí nohy co nejvýše v sedu, stoupnutí na stoličku, udupání dohořívajícího ohníčku, nasedání na tříkolku nebo na kolo (Drnková, Syllabová, 1991, s. 50).

Kvantifikace laterity se provádí s pomocí výpočtů výsledků z jednoho nebo více testů. Pro stanovení míry z výsledků jednoho testu se používá index symetrie (laterality) dle Robinsona, poměrový index, index Vagenase a Hoshizakiho. Pro stanovení míry laterality z výsledků více testů lze využít koeficient pravorukosti nebo index dominance. (Vařeka, 2001, s. 95)

7 Cíl práce a výzkumné hypotézy

7.1 Cíle práce

Cílem této diplomové práce je objasnit vliv podílu galvanické base na senzitivní a motorický práh dráždivosti u diadynamických proudů s pulzní složkou typu MF a DF.

7.2 Výzkumné hypotézy

- H₀₁ Velikost podílu galvanického base u diadynamických proudů typu MF nebude mít vliv na senzitivní práh dráždivosti zaznamenané na m. vastus medialis dominantní končetiny.
- H_{A1} Velikost podílu galvanického base u diadynamických proudů typu MF bude mít vliv na senzitivní práh dráždivosti zaznamenané na m. vastus medialis dominantní končetiny.
- H₀₂ Velikost podílu galvanického base u diadynamických proudů typu MF nebude mít vliv na motorický práh dráždivosti zaznamenané na m. vastus medialis dominantní končetiny.
- H_{A2} Velikost podílu galvanického base u diadynamických proudů typu MF bude mít vliv na motorický práh dráždivosti zaznamenané na m. vastus medialis dominantní končetiny.
- H₀₃ Velikost podílu galvanického base u diadynamických proudů typu DF nebude mít vliv na senzitivní práh dráždivosti zaznamenané na m. vastus medialis dominantní končetiny.
- H_{A3} Velikost podílu galvanického base u diadynamických proudů typu DF bude mít vliv na senzitivní práh dráždivosti zaznamenané na m. vastus medialis dominantní končetiny.
- H₀₄ Velikost podílu galvanického base u diadynamických proudů typu DF nebude mít vliv na motorický práh dráždivosti zaznamenané na m. vastus medialis dominantní končetiny.
- H_{A4} Velikost podílu galvanického base u diadynamických proudů typu DF bude mít vliv na motorický práh dráždivosti zaznamenané na m. vastus medialis dominantní končetiny.

- H₀₅ Typ pulzní složky u diadynamických proudů s 10% galvanickou basí nebude mít vliv na senzitivní práh dráždivosti zaznamenané na m. vastus medialis dominantní končetiny.
- H_{A5} Typ pulzní složky u diadynamických proudů s 10% galvanickou basí bude mít vliv na senzitivní práh dráždivosti zaznamenané na m. vastus medialis dominantní končetiny.
- H₀₆ Typ pulzní složky u diadynamických proudů s 10% galvanickou basí nebude mít vliv na motorický práh dráždivosti zaznamenané na m. vastus medialis dominantní končetiny.
- H_{A6} Typ pulzní složky u diadynamických proudů s 10% galvanickou basí bude mít vliv na senzitivní práh dráždivosti zaznamenané na m. vastus medialis dominantní končetiny.

8 Metodika

8.1 Specifikace zkoumaného souboru

Zkoumaný soubor osob byl složen ze 40 zdravých jedinců ve věku od 20 do 26 let a jejich věkový průměr činil 23 ($\pm 1,5$) let. Soubor čítal 19 mužů a 21 žen. Všechny osoby byly konkrétně vyšetřeny pro vybraná exkluzivní kritéria.

Věkový rozptyl pro přijetí do souboru byl stanoven od 20 do 35 let. Hlavním kritériem účasti ve výzkumném experimentu byla absence veškerých onemocnění a stavů spadajících pod obecné kontraindikace aplikace kontaktní elektroterapie. Mezi kontraindikace byly zařazeny horečnaté stavy, kachexie, manifestní kardiální a respirační insuficience, osoby s implantovaným kardiostimulátorem, hemoragickými diatézami, primárními ložisky TBC a tumory (Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 55-56). Pod místem a v dráze aplikace proudu byla vyloučena přítomnost jakékoliv kovového předmětu, poruchy citlivosti, poškození integrity kožního krytu, jizvy a trofické změny kůže (Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 55-56). Pro měření dále nebyla povolena přítomnost ortopedické nebo jiné vady dolních končetin. Experimentálního měření se nemohly účastnit osoby trpící průkazným neurologickým onemocněním a poruchou nervosvalové dráždivosti. V bezprostředním čase měření nebo před jeho zahájením nebyl u osob manifestován bolestivý stav.

Všechny zúčastněné osoby byly seznámeny s průběhem experimentálního měření. Před začátkem vyšetření a sběru dat byl osobám předložen informovaný souhlas (viz Příloha 2). Zde byly zahrnuty informace o veškerých vyšetřovacích a testovacích postupech stávajícího výzkumu i se všemi riziky, včetně možnosti bezprostředního ukončení a odstoupení z celého procesu. Osoby byly oprávněny účastnit se výzkumného experimentu až po stvrzení souhlasu svým podpisem.

Návrh metodiky a celkový koncept výzkumného experimentu této diplomové práce byl schválen Etickou komisí Fakulty zdravotnických věd Univerzity Palackého (Příloha 3).

8.2 Postup šetření exkluzivních kritérií

Postup vyšetření pro přijetí do výzkumného experimentu započal dotazováním, které směřovalo konkrétně k odběru osobní anamnézy. Otázky se specifikovaly na možnost výskytu zmíněných kontraindikovaných stavů pro aplikaci kontaktní elektroterapie. Dále byla formou dotazování vyloučena přítomnost bolestivých stavů, ortopedických a jiných vad dolních končetin a možnost současného nebo dřívějšího neurologického onemocnění. Pomocí aspekčního vyšetření byl zhodnocen stav pokožky na ventrální straně stehna a trofika měkkých tkání na obou dolních končetin.

Objektivizace stavu nervového systému proběhla vybraným neurologickým vyšetřením. Bylo zde zahrnuto etážové posouzení taktilního cití kontaktem ruky vyšetřujícího přes povrch pokožky obou dolních končetin. S použitím neurologického kladívka byly osoby na dolních končetinách otestovány v rozpoznání ostrého a tupého podnětu. K posouzení nervosvalové dráždivosti bylo zvoleno otestování příznaku Chvostek I., II. a III. a Trömnerův test. Celková reaktivita nervového systému byla hodnocena podle výbavnosti patelárního reflexu provokovaného neurologickým kladívkem. Při nižší reaktivitě byl pro vybavení reflexu využit Jendrassikův manévr. (Opavský, 2003, s. 62).

8.3 Určení dominance dolní končetiny

Měření intenzity senzitivního a motorického prahu dráždivosti proběhlo na musculus vastus medialis na dominantní dolní končetině. Nejprve bylo zvoleno sedm otázek zaměřujících se na používání dolních končetin při vybraných činnostech. Tyto otázky byly sestaveny v jednotný protokol (Příloha 6) vytvořený speciálně pro tuto práci.

Znění otázek:

- 1) „ Před Vámi leží míč, který chcete kopnut do branky, kterou nohou do něj kopnete? ”
- 2) „ Před Vámi jsou schody vzhůru, kterou nohou vykročíte na první schod? ”
- 3) „ Slyšíte hrát hudbu, kterou nohou začnete klepat rytmus písni? ”
- 4) „ Představte si, že máte poskočit na jedné noze, na které noze bude skákat? ”
- 5) „ Chcete do písku nakreslit obrazec, kterou nohu použijete? ”
- 6) „ Chcete skočit do písku, kterou nohou se odrážíte? ”
- 7) „ Kloužete se po ledu, jakou nohu dáte při skluzu dopředu? ”

(Tichý, Běláček, Nykl, Kaspříková, 2013, s. 155; Zaatari, Vařeka, 2006 s. 133)

Interpretace otázek proběhla u každé osoby ve stejném znění, přičemž bylo požadováno pro každou odpověď určit stranovou preferenci končetiny. Pokud pro osobu bylo obtížné jasně zvolit stranu, bylo doporučeno zavřít oči a představit si konkrétní provedení činnosti společně s uvědoměním použití dolních končetin.

Pro stanovení laterality byl využit index dominance (DI), který je definován vzorcem $DI = 100 (R) / (R + L)$ (Vařeka, 2001, s. 95). Za písmeno R se dosadil celkový počet otázek, u kterých byla preferovaná pravá dolní končetina a za písmeno L se dosazoval celkový počet odpovědí preferující levou dolní končetinu. Výsledná hodnota byla následně kategorizována. Hodnoty vyšší než 50 vymezují dextrií a hodnoty nižší než 50 značí sinistrii (Vařeka, 2001, s. 95).

8.4 Přesný popis průběhu měření

Sběr dat byl proveden při aplikaci diadynamických proudů s pomocí elektrod na musculus vastus medialis dominantní dolní končetiny. Byly pozorovány hodnoty intenzity pro senzitivní a motorický práh dráždivosti pro šest proudů s konkrétní pulzní složkou a přesně stanoveným podílem galvanické base.

Celé výzkumné měření probíhalo na úseku elektroléčby oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc s použitím přístroje BTL4825S (Příloha 5). Délka sběru dat jedné osoby trvala přibližně 40 minut. Tato časová dotace zahrnovala neurologické vyšetření, stanovení laterality dolní končetiny a samotnou aplikaci jednotlivých proudů včetně pauz mezi měřeními. Všechny osoby byly měřeny v denní době v rozmezí od 13:00 do 15:00 hodin.

Elektrody byly přiloženy na dominantní dolní končetinu do průběhu musculus vastus medialis viz Příloha 4. Region přikládání elektrod byl zacílen na distální část vastu. Jedna elektroda (katoda) byla přiložena mediokraniálním směrem od base pately, nad oblast motorických bodů žlutě znázorněných na Obrázku 4 (Botter et al, 2011, s. 2465). Druhá elektroda (anoda) byla přiložena nad elektrodu první ve vzdálenosti přibližně dvou centimetrů kraniálně v průběhu svalu na oblast motorických bodů znázorněných modře na Obrázku 4 (Botter et al, 2011, s. 2465). Vzájemná poloha elektrod byla umístěna podle jejich polarity tak, že anoda ležela proximálně a katoda distálně.



Obrázek 4 Motorické body musculus vastus medialis (Botter et al., 2011, s. 2465)

Pro aplikaci elektrického proudu byly použity kontaktní pryžové plošné elektrody o velikosti 7x5 cm, na kterých byly nasazeny elektrodové podložky ze syntetického houbovitého materiálu. Pro dostatečnou vodivost se elektrodové podložky důkladně namočily ve vodě (Zeman, 2013, s. 13-14).

Oblast pokožky distálního stehna byla před přiložením elektrod pečlivě očištěna dezinfekčním roztokem. Připevnění elektrod na očištěnou pokožku proběhlo s použitím elastických popruhů, čímž se zajistil dobrý kontakt ploch a eliminoval se pohyb elektrod po pokožce.

DD proudy byly použity v šesti variantách s různým poměrem pulzní a galvanické složky. Varianty proudů byly označeny čísly 1. až 6. Pulzní složka MF byla aplikována s nulovou galvanickou basí (proud 1.), s 10% galvanickou basí (proud 2.) a s 20% galvanickou basí (proud 3.). Pulzní složka DF byla kombinována s nulovou galvanickou basí (proud 4.), s 10% galvanickou basí (proud 5.) a s 20% galvanickou basí (proud 6.). U každého z proudů se zaznamenávaly prahové hodnoty intenzity pro senzitivní (S) a motorickou (M) dráždivost. Všech dvanáct hodnot bylo zpracovááno pod označením čísla proudu a zkratkou pro senzitivní (1. S, 2. S, 3. S, 4. S, 5. S, 6. S.) nebo motorický práh (1. M, 2. M, 3. M, 4. M, 5. M, 6. M).

Po přiložení elektrod a nastavení parametrů konkrétního proudu se postupně začala přidávat intenzita. Testovaná osoba dostala pokyn, aby sdělila moment, při kterém pod elektrodami pocítí první senzitivní vjem. Tento vjem byl osobě přiblížen jako jemné bodání jehličkami, případně jako pocit brnění nebo mravenčení (Desantana et al., 2008, s. 1; Jung, et al., 2016, s.148; Robinson, Snyder-Makler, 2008, s. 100) S dosažením senzitivního prahu dráždivosti následovalo další navyšování intenzity a hledání motorické odpovědi. První motorická aktivita byla detekována palpačně vyšetřující osobou v oblasti pokožky mezi elektrodami. Po celou dobu sběru dat a průchodu elektrického proudu byla testovaná osoba v relaxované poloze v leže na zádech.

Pořadí testování jednotlivých proudů bylo pro každou osobu předem určeno pomocí randomizovaného losování. Podle pořadí vylosovaných čísel postupně probíhal sběr dat všech šesti variant proudů a mezi jednotlivými proudy byla provedena třiminutová pauza. Hodnoty byly zaznamenány do tabulek protokolu měření (Příloha 1).

8.5 Přesný popis zpracování dat

Při zpracování dat se vycházelo s nasbíraných výsledků měření, které byly zapsány do speciálně vytvořeného protokolu (viz Příloha 1). Součástí základních dat bylo datum měření, pohlaví, věk, lateralita dolní končetiny, tabulky pro hodnoty intenzit senzitivního a motorického prahu dráždivosti jednotlivých proudů v mA a doplňující tabulka pro subjektivitu vnímání proudu. Pro zachování anonymity bylo každé zúčastněné osobě přiděleno číslo (od 1 do 40), které se následně použilo pro zpracování odebraných hodnot.

Bylo provedeno statistické šetření s pomocí programu STATISTICA 10. Na nasbíraná data bylo přihlédnuto s použitím neparametrické statistiky, kdy byl pro ověření signifikance hypotéz zvolen Wilcoxonův párový test s hladinou významnosti nižší než 0,05 ($p < 0,05$).

9 Výsledky

Tato kapitola uvádí výsledky výzkumného experimentu pojící se explicitně k jednotlivým hypotézám. V Tabulce 1 jsou znázorněna data popisné statistiky senzitivních a motorických prahů jednotlivých proudů. Zahrnují průměr, medián, minimum, maximum a směrodatnou odchylku z celkového souboru testovaných.

Tabulka 1 Data popisné statistiky (hodnoty uvedeny v mA)

Proměnná	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	SD
1. S	2,02	1,70	0,40	5,30	1,21
2. S	2,40	2,20	0,70	6,30	1,30
3. S	2,26	2,10	0,90	5,60	1,12
4. S	2,68	2,45	0,30	6,20	1,37
5. S	2,82	2,40	0,70	7,00	1,38
6. S	3,23	3,10	0,80	9,90	1,76
1. M	6,57	6,20	3,30	11,00	1,73
2. M	7,08	7,05	3,60	11,00	1,83
3. M	7,06	6,95	3,30	11,10	1,73
4. M	7,13	7,20	1,30	11,00	1,89
5. M	7,56	7,65	4,10	15,50	2,04
6. M	8,59	8,35	3,30	17,00	2,51

Legenda: 1. – proud MF bez base; 2. – proud MF 10 % base; 3. – proud MF 20 % base; 4. – proud DF bez base; 5. – proud DF 10 % base; 6. – proud DF 20 % base; S – senzitivní práh dráždivosti; M – motorický práh dráždivosti; SD – směrodatná odchylka

9.1 Testování hypotéz H_0 a H_A

H_0 : Velikost podílu galvanického base u diadynamických proudů typu MF nebude mít vliv na senzitivní práh dráždivosti zaznamenané na m. vastus medialis dominantní končetiny.

H_A : Velikost podílu galvanického base u diadynamických proudů typu MF bude mít vliv na senzitivní práh dráždivosti zaznamenané na m. vastus medialis dominantní končetiny.

Tabulka 2 Statistická data porovnávající senzitivní prahy pro MF bez base a MF s 10% basí

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test Označené testy jsou významné na hladině $p < ,05000$			
	Valid N	T	Z	p-value
1. S & 2. S	37	227,5000	1,870699	0,061388

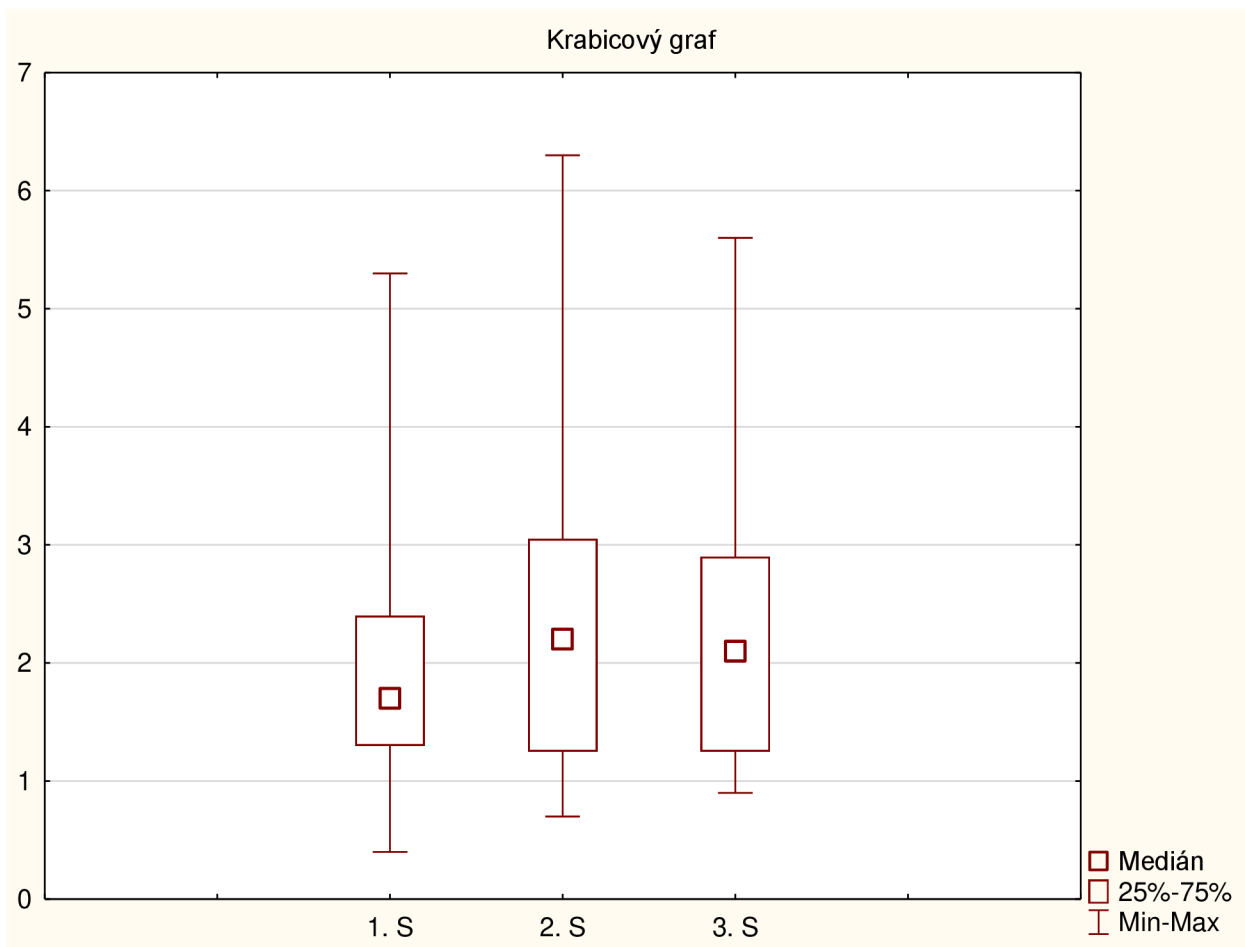
Tabulka 3 Statistická data porovnávající senzitivní prahy pro MF bez base a MF s 20% basí

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test Označené testy jsou významné na hladině $p < ,05000$			
	Valid N	T	Z	p-value
1. S & 3. S	40	322,5000	1,176114	0,239550

Tabulka 4 Statistická data porovnávající senzitivní prahy pro MF s 10% a MF s 20% basí

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test Označené testy jsou významné na hladině $p < ,05000$			
	Valid N	T	Z	p-value
2. S & 3. S	38	322,0000	0,703360	0,481832

Z Wilcoxonova testu vyplývají hodnoty $p = 0,06$ (Tabulka 2); $p = 0,24$ (Tabulka 3); $p = 0,48$ (Tabulka 4). Nepodařilo se prokázat statistickou významnost pro senzitivní prahy dráždivosti u MF proudů s odlišnou galvanickou basí, a tak se **alternativní hypotéza H_A nepřijímá** a **nulová hypotéza H_0 nezamítá**. Krabicový graf na Obrázku 5 zobrazuje výsledné rozdíly mezi hodnotami senzitivního prahu dráždivosti u proudů 1., 2. a 3.



Obrázek 5 Krabicový graf pro hypotézy H_0 a H_A

9.2 Testování hypotéz H_02 a H_{A2}

H_02 : Velikost podílu galvanického base u diadynamických proudů typu MF nebude mít vliv na motorický práh dráždivosti zaznamenané na m. vastus medialis dominantní končetiny.

H_{A2} : Velikost podílu galvanického base u diadynamických proudů typu MF bude mít vliv na motorický práh dráždivosti zaznamenané na m. vastus medialis dominantní končetiny.

Tabulka 5 Statistická data porovnávající motorické prahy pro MF bez base a MF s 10% basi

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test Označené testy jsou významné na hladině $p < ,05000$			
	Valid N	T	Z	p-value
1. M & 2. M	38	195,5000	2,537898	0,011153

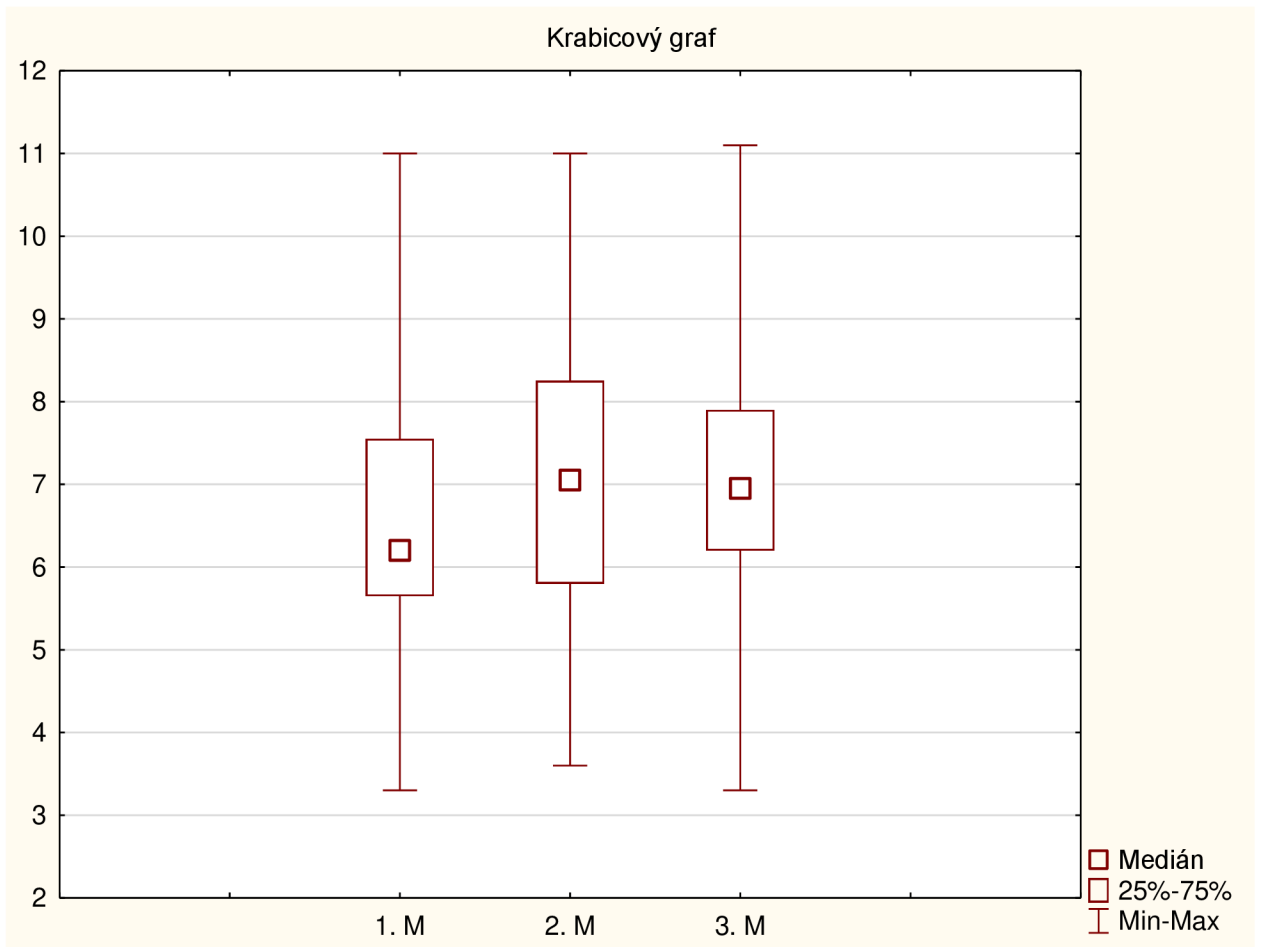
Tabulka 6 Statistická data porovnávající motorické prahy pro MF bez base a MF s 20% basi

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test Označené testy jsou významné na hladině $p < ,05000$			
	Valid N	T	Z	p-value
1. M & 3. M	38	273,5000	1,406721	0,159511

Tabulka 7 Statistická data porovnávající motorické prahy pro MF s 10% a MF s 20% basi

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test Označené testy jsou významné na hladině $p < ,05000$			
	Valid N	T	Z	p-value
2. M & 3. M	39	354,5000	0,495402	0,620316

Pro dvojici proměnných 1. M a 2. M dle Wilcoxonova testu vyplývá hodnota $p = 0,01$ (Tabulka 5). V případě této dvojice proměnných lze alternativní hypotézu H_{A2} přijmout a nulovou hypotézu H_02 zamítnout. Nepodařilo se dle Wilcoxonova testu prokázat statisticky významný rozdíl pro dvojice proměnných 1. M a 3. M ($p = 0,16$) a pro 2. M a 3. M ($p = 0,62$) viz Tabulka 6 a Tabulka 7. Pro tyto dvojice proměnných se alternativní hypotéza H_{A2} nepřijímá a nulová hypotéza H_02 nezamítá. Krabicový graf na Obrázku 6 zobrazuje výsledné rozdíly mezi hodnotami motorického prahu dráždivosti u proudů 1., 2. a 3.



Obrázek 6 Krabicový graf pro hypotézy H_0 a H_A

9.3 Testování hypotéz H_03 a H_{A3}

H_03 : Velikost podílu galvanického base u diadynamických proudů typu DF nebude mít vliv na senzitivní práh dráždivosti zaznamenané na m. vastus medialis dominantní končetiny.

H_{A3} : Velikost podílu galvanického base u diadynamických proudů typu DF bude mít vliv na senzitivní práh dráždivosti zaznamenané na m. vastus medialis dominantní končetiny.

Tabulka 8 Statistická data porovnávající senzitivní prahy pro DF bez base a DF s 10% basí

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test Označené testy jsou významné na hladině $p < ,05000$			
	Valid N	T	Z	p-value
4. S & 5. S	39	359,5000	0,425627	0,670380

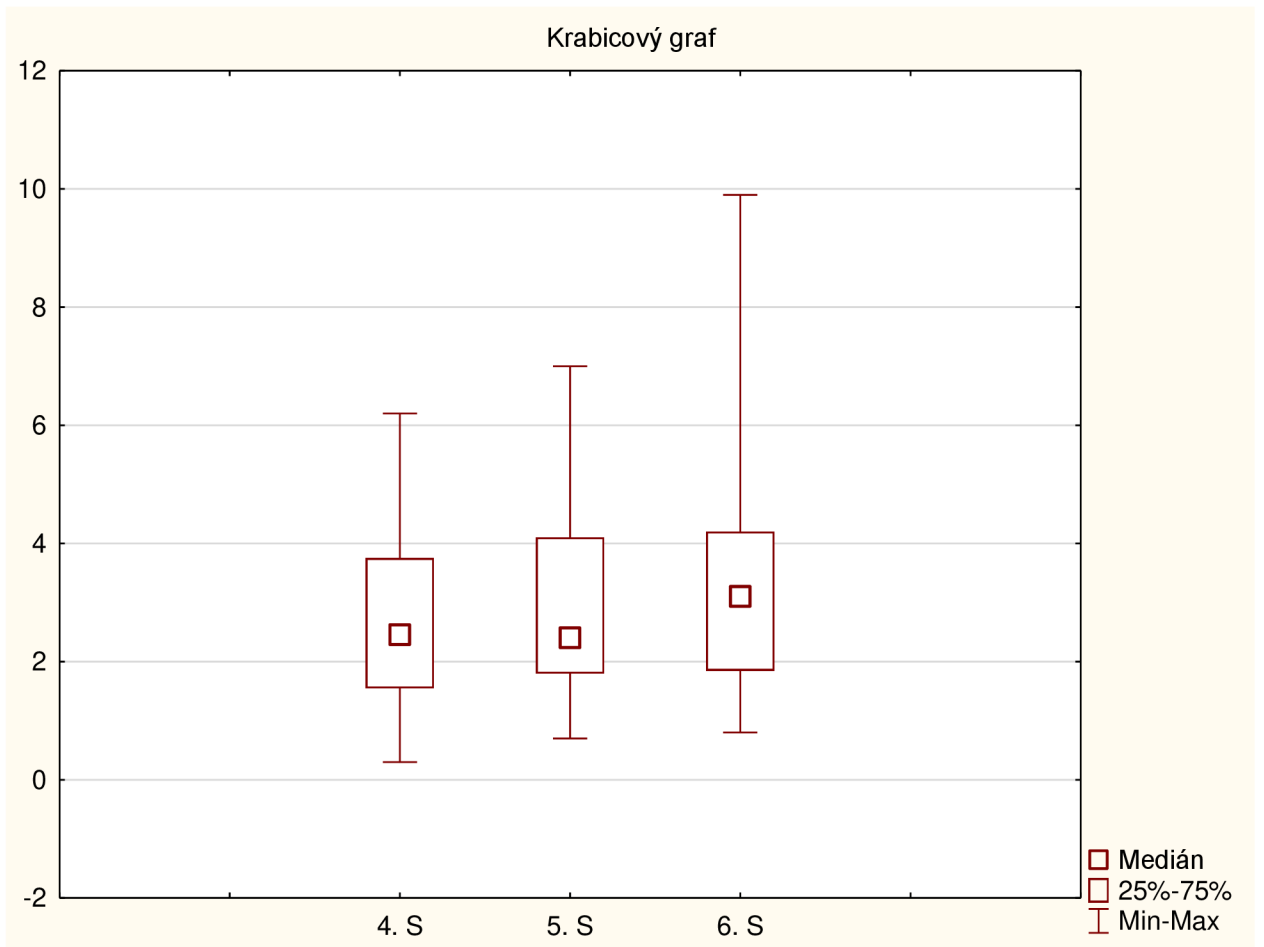
Tabulka 9 Statistická data porovnávající senzitivní prahy pro DF bez base a DF s 20% basí

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test Označené testy jsou významné na hladině $p < ,05000$			
	Valid N	T	Z	p-value
4. S & 6. S	39	198,5000	2,672382	0,007532

Tabulka 10 Statistická data porovnávající senzitivní prahy pro DF s 10% a DF s 20% basí

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test Označené testy jsou významné na hladině $p < ,05000$			
	Valid N	T	Z	p-value
5. S & 6. S	38	238,5000	1,914300	0,055583

Z Wilcoxonova testu pro dvojici proměnných 4. S a 6. S vyplývá hodnota $p = 0,008$ (Tabulka 9). V případě této dvojice proměnných lze alternativní hypotézu H_{A3} přijmout a nulovou hypotézu H_03 zamítnout. Nepodařilo se dle Wilcoxonova testu prokázat statisticky významný rozdíl pro dvojice proměnných 4. S a 5. S ($p = 0,67$) a pro 5. S a 6. S ($p = 0,06$) viz Tabulka 8 a Tabulka 10. Pro tyto dvojice proměnných se alternativní hypotéza H_{A3} nepřijímá a nulová hypotéza H_03 nezamítá. Krabicový graf na Obrázku 7 zobrazuje výsledné rozdíly mezi hodnotami senzitivního prahu dráždivosti u proudů 4., 5. a 6.



Obrázek 7 Krabicový graf pro hypotézy H_03 a H_{A3}

9.4 Testování hypotéz H_04 a H_{A4}

H_04 : Velikost podílu galvanického base u diadynamických proudů typu DF nebude mít vliv na motorický práh dráždivosti zaznamenané na m. vastus medialis dominantní končetiny.

H_{A4} : Velikost podílu galvanického base u diadynamických proudů typu DF bude mít vliv na motorický práh dráždivosti zaznamenané na m. vastus medialis dominantní končetiny.

Tabulka 11 Statistická data porovnávající motorické prahy pro DF bez base a DF s 10% basi

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test Označené testy jsou významné na hladině $p < ,05000$			
	Valid N	T	Z	p-value
4. M & 5. M	38	310,5000	0,870137	0,384226

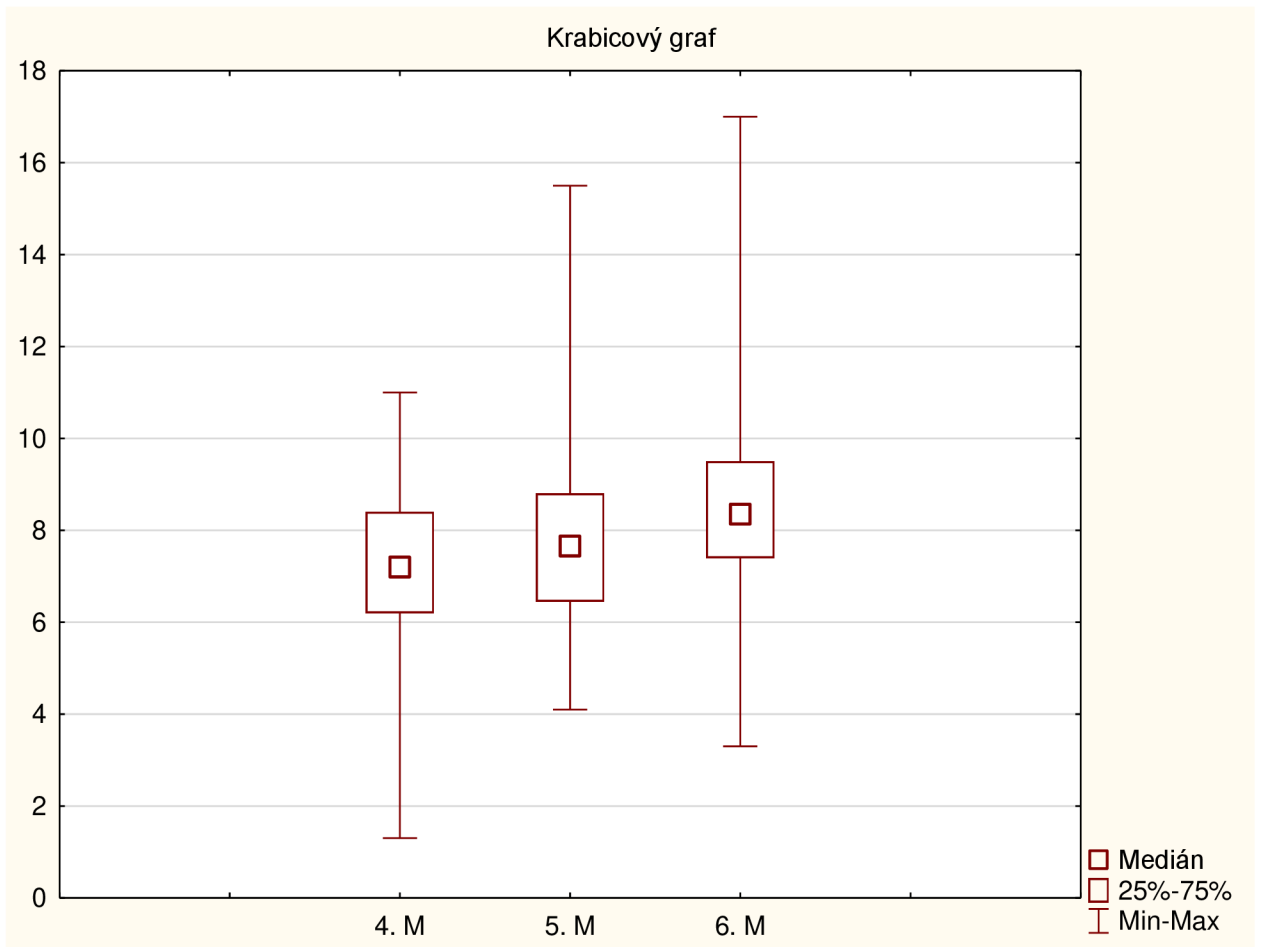
Tabulka 12 Statistická data porovnávající motorické prahy pro DF bez base a DF s 20% basi

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test Označené testy jsou významné na hladině $p < ,05000$			
	Valid N	T	Z	p-value
4. M & 6. M	39	99,50000	4,053927	0,000050

Tabulka 13 Statistická data porovnávající motorické prahy pro DF s 10% a DF s 20% basi

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test Označené testy jsou významné na hladině $p < ,05000$			
	Valid N	T	Z	p-value
5. M & 6. M	39	171,0000	3,056145	0,002242

Z Wilcoxonova testu pro dvojici proměnných 4. M a 5. M vyplývá hodnota $p = 0,38$ (Tabulka 11). V případě této dvojice proměnných se alternativní hypotéza H_{A4} nepřijímá a nulová hypotéza H_04 nezamítá. Statisticky významný rozdíl se podařilo prokázat pro dvojice proměnných 4. M a 6. M ($p = 0,0001$) a pro 5. M a 6. M ($p = 0,002$) viz Tabulka 12 a Tabulka 13. Pro tyto dvojice proměnných lze alternativní hypotézu H_{A4} přijmout a nulovou hypotézu H_04 zamítnout. Krabicový graf na Obrázku 8 zobrazuje výsledné rozdíly mezi hodnotami motorického prahu dráždivosti u proudů 4., 5. a 6.



Obrázek 8 Krabicový graf pro hypotézy H_{04} a H_{A4}

9.5 Testování hypotéz H_05 a H_{A5}

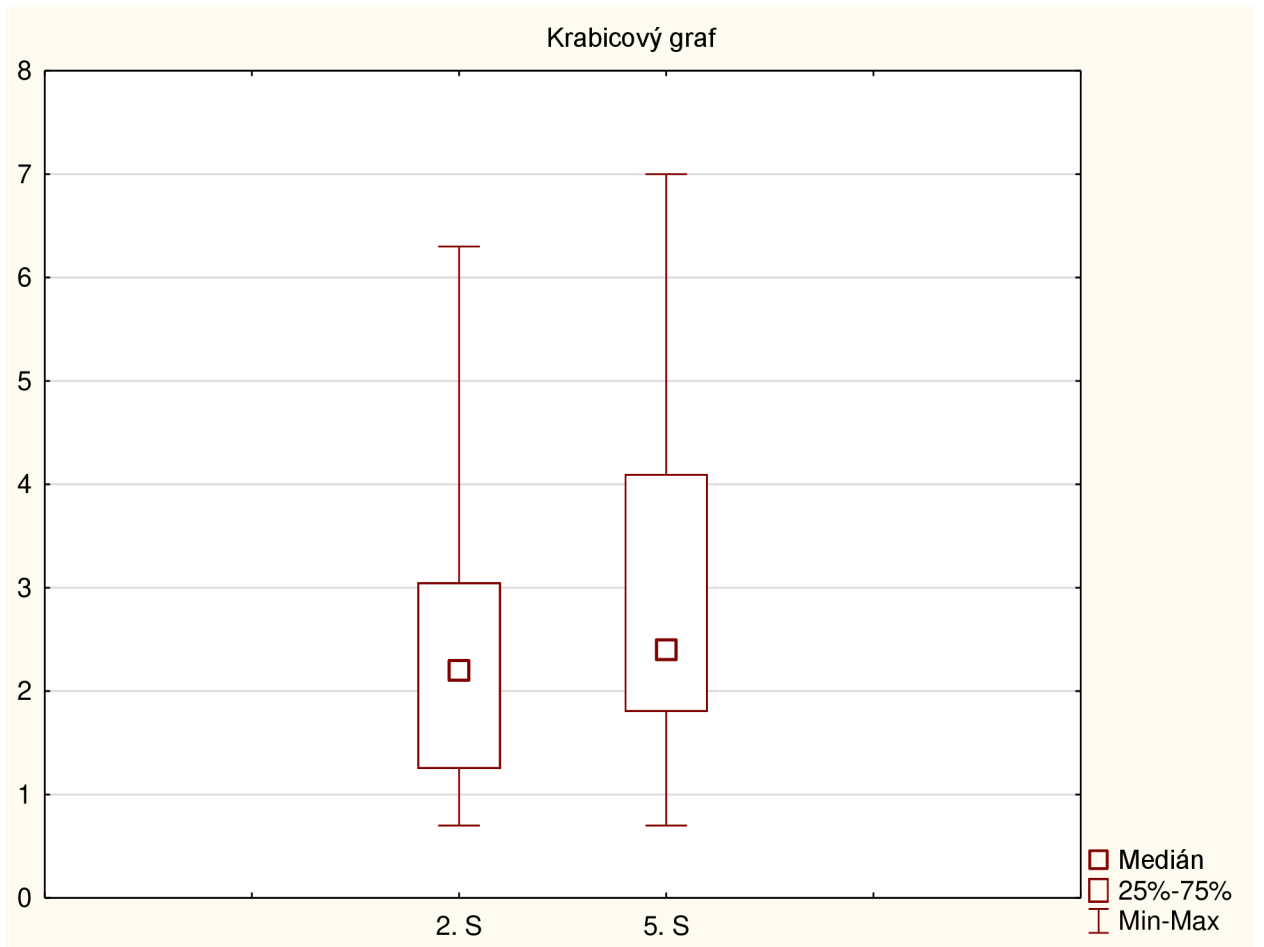
H_05 : Typ pulzní složky u diadynamických proudů s 10% galvanickou basí nebude mít vliv na senzitivní práh dráždivosti zaznamenané na m. vastus medialis dominantní končetiny.

H_{A5} : Typ pulzní složky u diadynamických proudů s 10% galvanickou basí bude mít vliv na senzitivní práh dráždivosti zaznamenané na m. vastus medialis dominantní končetiny.

Tabulka 14 Statistická data porovnávající senzitivní prahy pro MF a DF s 10% basí

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test Označené testy jsou významné na hladině $p < ,05000$			
	Valid N	T	Z	p-value
2. S & 5. S	39	216,0000	2,428170	0,015176

Z Wilcoxonova testu vyplývá hodnota $p = 0,02$ (Tabulka 14). Podařilo se prokázat statistickou významnost pro senzitivní prahy dráždivosti u DF a MF proudů s 10% galvanickou basí, a tak se **alternativní hypotéza H_{A5} přijímá** a **nulová hypotéza H_05 zamítá**. Krabicový graf na Obrázku 9 zobrazuje výsledné rozdíly mezi hodnotami senzitivního prahu dráždivosti u proudů 2. a 5.



Obrázek 9 Krabicový graf pro hypotézy H_{05} a H_{A5}

9.6 Testování hypotéz H_{06} a H_{A6}

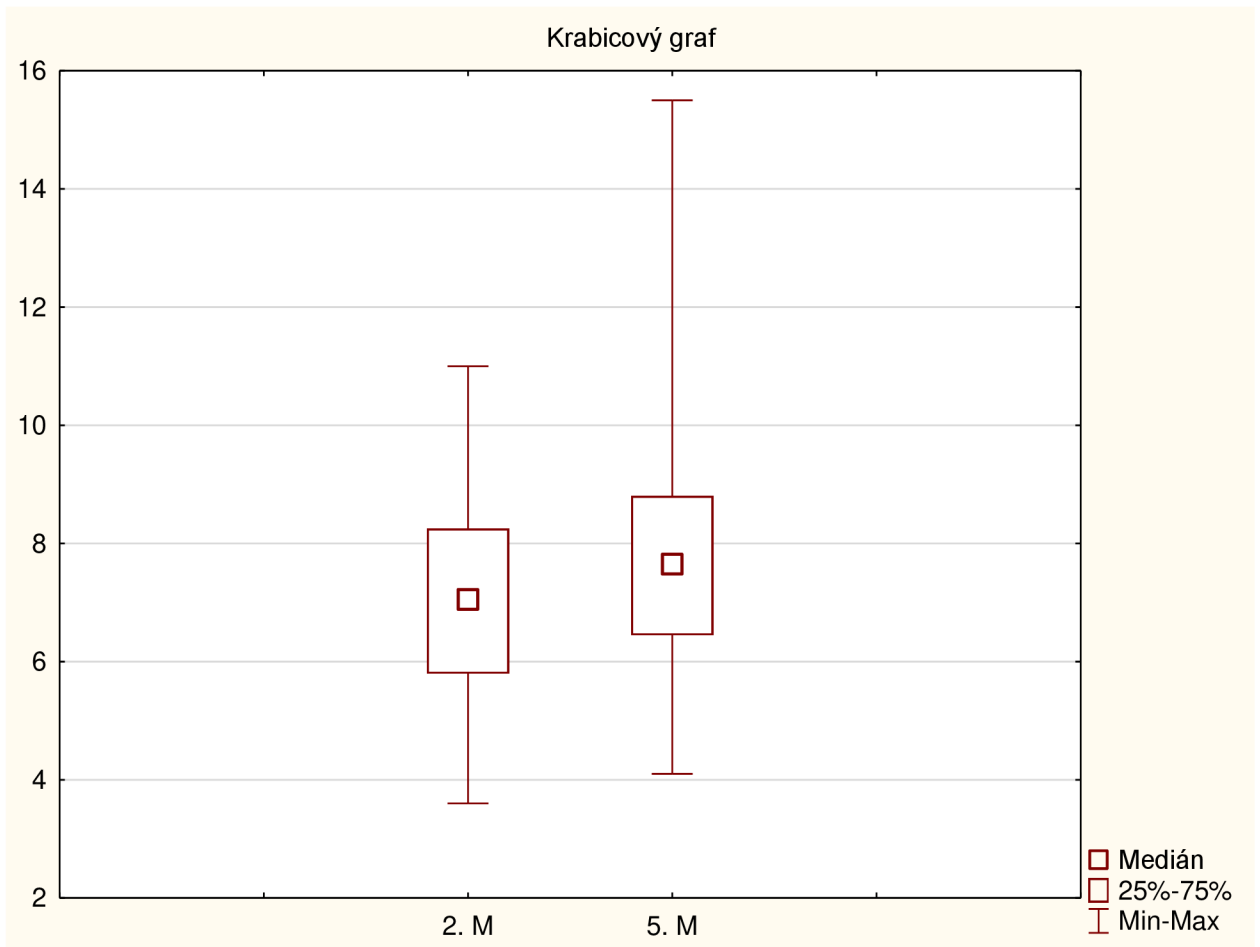
H_{06} : Typ pulzní složky u diadynamických proudů s 10% galvanickou basí nebude mít vliv na motorický práh dráždivosti zaznamenané na m. vastus medialis dominantní končetiny.

H_{A6} : Typ pulzní složky u diadynamických proudů s 10% galvanickou basí bude mít vliv na senzitivní práh dráždivosti zaznamenané na m. vastus medialis dominantní končetiny.

Tabulka 15 Statistická data porovnávající motorické prahy pro MF a DF s 10% basí

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test Označené testy jsou významné na hladině $p < ,05000$			
	Valid N	T	Z	p-value
2. M & 5. M	39	307,5000	1,151287	0,249615

Z Wilcoxonova testu vyplývá hodnota $p = 0,25$ (Tabulka 15). Nepodařilo se prokázat statistickou významnost pro motorické prahy dráždivosti u DF a MF proudů s 10% galvanickou basí, a tak se **alternativní hypotéza H_{A5} nepřijímá** a **nulová hypotéza H_{05} nezamítá**. Krabicový graf na Obrázku 10 zobrazuje výsledné rozdíly mezi hodnotami motorického prahu dráždivosti u proudů 2. a 5.



Obrázek 10 Krabicový graf pro hypotézy H_0 a H_A

10 Diskuze

Podíl galvanické složky je faktor, který by mohl ovlivňovat celkové působení DD proudu na lidský organismus. Výzkumné hypotézy se zaměřují na vliv procentuálního podílu base u šesti definovaných DD proudů. Pro objektivizaci vlivu galvanické složky bylo zvoleno dosahování senzitivního a motorického prahu dráždivosti v oblasti distální části musculus vastus medialis. Cílem této práce bylo porovnat intenzity prahově senzitivní a prahově motorické, které jsou zároveň využívány v klinické praxi při aplikaci DD pro žádaný terapeutický účinek. Proto vyvstává otázka, zdali existují možné souvislosti při dosahování požadované subjektivní intenzity proudu vzhledem k velikosti base.

Oblast přiložení elektrod do oblasti musculus vastus medialis bylo zvoleno z důvodu předpokladu lepší snesitelnosti dráždění proudem. Na různých částech těla dochází totiž k odlišnému vnímání proudu a intenzity dosahovaných prahů (Leitgeb, Schröttner, Cech, 2007, s. 591). Autoři Kantor, Alon, Ho (1994, s. 960) zmiňují vyšší hodnoty při stimulaci sensorických a motorických nervů na dolní končetině v porovnání s předloktím. Snesitelnost proudu při dosahování prahů dráždivosti může ovlivnit struktura, nad kterou jsou elektrody přiložené. Ve studii Hughes, Bennett, Johnson (2013, s. 150) shrnují, že nejméně příjemná je aplikace transkutánní elektroneurostimulace (TENS) na oblasti kůže v blízkém kontaktu s kostí a nejkomfortnější v oblastech kůže pokrývající vrstvu kosterního svalstva nebo pojivou tkáň. Samotné uložení elektrod na končetině se jeví jako podstatné. Není sice blíže prozkoumán tento vliv přímo na dolní končetině, nicméně bylo potvrzeno ovlivnění dráždivosti způsobené různým uložením elektrod v oblasti předloktí (Dölker, Lau, Bernhard, Haueisen 2022, s. 7335; Geng, Yoshida, Petrini, Jensen, 2012, s. 297).

V metodice této práce byly testované osoby dotazovány na zranění, bolestivé stavy a vady dolních končetin, protože by se mohlo projevit ovlivnění prahů dráždivosti ve spojitosti s patologií organismu. Například bylo zkoumáno, že u osob po frakturách a chronických bolestech se postižená oblast může projevovat sníženou citlivostí (Griffioen et al., 2018, s. 16). Změny prahu dráždivosti sensorických a motorických axonů vyvolá i přechodná ischemie, která může souviset s aktivitou sodíko-draslíkové pumpy a koncentracemi iontů extracelulárně (Lin Kuwabara, Cappelen-Smith, Burke, 2002, s. 1025). Ovlivnění reaktivity nervového systému by mohlo být způsobeno kořenovým útlakem, jehož následkem by stimulační prahy dosahovaly vyšších hodnot prahové intenzity (Plata-Bello, et al., 2015, s. 139). Proto bylo zapotřebí ověřit reaktivitu s pomocí femoropatelního reflexu, který byl výbavný u všech zúčastněných osob.

Při aplikaci proudu byl zvolen jednotný rozměr, tvar a uložení elektrod. Pokud by tyto parametry nebyly sjednoceny, mohlo by to mít za následek ovlivnění výsledků. Některé studie tvrdí, že tvar elektrod při aktivaci nervu nehraje významnou roli (Forrester, Petrofsky, 2004, s. 346; Gomez-Tames, Gonzales, Wenwei 2012, s. 3576). Vzdálenost uložení elektrod ale výslednou stimulaci ovlivnit může. Kratší vzdálenost mezi elektrodami způsobuje poruchovější a hustější tok proudu, kdy se může projevit větší iritace a aktivace kožních nervových vláken (Forrester, Petrofsky, 2004, s. 346). Na druhou stranu s větší vzdáleností mezi elektrodami se k dosažení motorického prahu zvyšuje potřebná intenzita stimulačního proudu (Doheny, Caulfield, Minogue, Lowery, 2010, s.468).

Podstatná je také velikost elektrod používaných ke stimulaci elektrickým proudem (Tursky, Watson, 1964, s. 151). Bylo zjištěno, že s větší velikostí plochy elektrody dochází k mírnému nárůstu senzitivního prahu dráždivosti (Dölker, Lau, Bernhard, Haueisen, 2022). Zároveň může dojít k ovlivnění tolerance a pohodlí, kdy s větší plochou elektrody přichází i nižší proudová hustota na povrchu kůže (Alon, Kantor, Ho. 1994, s. 33; Doheny, Caulfield, Minogue, Lowery, 2008, s. 5684). Výzkum od autora Alon (1985, s. 890) při testování různých velikostí elektrod při aplikaci TENS potvrdil jako nejméně bolestivý a nepříjemný pocit u největších elektrod z použitých rozměrů. Také při stimulaci plantární flexe TENS se výrazně zlepšilo pacientovo vnímání průchodu proudu s větší velikostí elektrod (Alon, Kantor, Ho. 1994, s. 29). Při testování motorických prahů na předloktí byly pro pacienty komfortnější elektrody o menší ploše, pravděpodobně z důvodu tenké tukové vrstvy a stimulaci povrchových nervů, zatímco větší elektrody byly komfortnější v oblastech se silnější tukovou vrstvou a hlouběji uloženými nervy (Kuhn, Keller, Lawrence, Morari, 2010, s. 255).

Kožní impedance může ovlivnit motorickou odezvu při aplikaci proudu (Vance, Rakel, Dailey, Sluka, 2015, s. 576). Proto má také na vnímání průchozího proudu vliv ošetření kůže, které způsobí možný pokles kožní impedance (Tursky, Watson, 1964, s. 151). Ošetření kůže dezinfekcí bylo zahrnuto v metodice a bylo provedeno u všech testovaných osob této práce.

Dominantní dolní končetina byla zvolena pro co největší jednotnost sběru celého souboru dat. Stranová preference by neměla mít vliv při zjišťování senzitivního a motorického prahu. Tuto skutečnost naznačují i výsledky experimentu testování percepčního prahu s pomocí kožní elektrické stimulace dle Su Leong, Lauschke, Rutowski, Waite (2010, s. 249), přičemž u porovnaných hodnot v dermatomech levé a pravé strany těla nebyl žádný skupinový rozdíl. S tím se neshoduje studie podle Eek, Holmqvist, Sommerfeld (2012, s. 373), která s pomocí TENS dokumentuje vyšší hodnoty percepčního prahu na pravé ruce, a to bez ohledu na rukovost. Na dominantní dolní končetině byla naznačena souvislost s větší nervovou aktivací, která by mohla produkovat větší svalovou sílu (Sadeghi, Allard, Prince, Labelle, 2000, 34-45). Některé studie naznačují, že by dominance dolní končetiny mohla být podmíněna počtem neuronů a jejich rozdílem na pravé a levé polovině těla (Chhibber, Singh, 1970, 553-556). Nicméně přímá neurofyzilogická souvislost mezi excitabilitou a dominancí dolní končetiny není známa.

10.1 Diskuze výsledků pro senzitivní práh dráždivosti

Výzkumné hypotézy byly sestaveny tak, aby porovnalý případné ovlivnění velikosti intenzity proudu pro vyvolání senzitivního prahu v mA ve spojitosti s procentuálním podílem base. Hypotézy H_{01} a H_{A1} porovnávají vliv base pro MF proud, hypotézy H_{03} a H_{A3} pro DF proud. Hypotézy H_{05} a H_{A5} se snaží objasnit vliv pulzní složky MF a DF na senzitivní práh. Z uvedených hypotéz, které porovnávají senzitivní práh dráždivosti, vyplynuly různé výsledky.

H_{01} Velikost podílu galvanického base u diadynamických proudů typu MF nebude mít vliv na senzitivní práh dráždivosti zaznamenané na m. vastus medialis dominantní končetiny.

H_{A1} Velikost podílu galvanického base u diadynamických proudů typu MF bude mít vliv na senzitivní práh dráždivosti zaznamenané na m. vastus medialis dominantní končetiny.

Hypotézy H_{01} a H_{A1} porovnávají velikosti intenzit senzitivního prahu dráždivosti pro dvojice proudů s pulzní složkou MF a s podíly base 0 %, 10 % a 20 %. Z hodnot vyplývá, že nejnižších intenzit senzitivního prahu dráždivosti dosahoval proud 1. (medián = 1,7; $SD \pm 1,21$ mA), střední intenzitu dosahoval proud 3. (medián = 2,1; $SD \pm 1,12$ mA) a nejvyšších intenzit dosahoval 2. proud (medián = 2,2; $SD \pm 1,30$ mA). Při statistickém zpracování výsledů pro H_{01} a H_{A1} vyšla podle Wilcoxonova testu hladina významnosti větší než 0,05 u všech tří porovnávaných dvojic proudů, a tak se v tomto případě nevyskytla signifikantní souvislost pro vyvolání senzitivního prahu dráždivosti vzhledem

k podílu base. Z těchto hypotéz vyplývá, že velikost base nemá vliv na senzitivní práh dráždivosti u MF proudu.

H₀₃ Velikost podílu galvanického base u diadynamických proudů typu DF nebude mít vliv na senzitivní práh dráždivosti zaznamenané na m. vastus medialis dominantní končetiny.

H_{A3} Velikost podílu galvanického base u diadynamických proudů typu DF bude mít vliv na senzitivní práh dráždivosti zaznamenané na m. vastus medialis dominantní končetiny.

Hypotézy H₀₃ a H_{A3} porovnávají velikosti intenzit senzitivního prahu dráždivosti pro dvojice proudů s pulzní složkou DF a s podíly base 0 %, 10 % a 20 %. Dvojice proměnných pro proud 4., 5., a 6. dle Willcoxonova testu potvrdila signifikanci pouze v případě porovnávání proudu 4. proti proudu 6. ($p = 0,008$). V ostatních dvou případech p hodnota neklesla pod úroveň významnosti.

Vzniká otázka, zda tento výsledek signifikance lze přisuzovat většímu rozdílu galvanické base, který u dvojice porovnaných proudů 4. proti 6. dosahuje rozdílu 20 %. U dvojic proudů 4. proti 5. a 5. proti 6. tvoří rozdíl base pouze 10 %, a tak by se tento rozdíl mohl zdát nízký k průkaznosti ovlivnění senzitivního prahu. Vystává proto otázka, jestli by větší rozdíl procentuálního zastoupení base mezi porovnávanými proudy mohl ovlivnit výsledný senzitivní práh dráždivosti u DF.

H₀₅ Typ pulzní složky u diadynamických proudů s 10% galvanickou basí nebude mít vliv na senzitivní práh dráždivosti zaznamenané na m. vastus medialis dominantní končetiny.

H_{A5} Typ pulzní složky u diadynamických proudů s 10% galvanickou basí bude mít vliv na senzitivní práh dráždivosti zaznamenané na m. vastus medialis dominantní končetiny.

Hypotézy H₀₅ a H_{A5} porovnávají dvojice proudů 2. proti 5., kdy se zkoumá vliv pulzní složky MF a DF na velikosti intenzit senzitivního prahu dráždivosti. DD proudy mohou mít pro pacienty oproti jiným proudům subjektivně horší snesitelnost. Studie od Camargo, Santos, Liebano (2012, s. 329) se zaměřuje na diskomfort aplikace DD, kdy se MF jeví celkově jako nejvíce nepříjemný typ pulzní složky. Podle tolerance typů DD by se mohlo odhadovat, že nejiritabilnější proud bude dosahovat nižších intenzit prahů dráždivosti. S tím se potvrdil předpoklad, že se dostaví senzitivní odpověď dříve u MF než u DF. Podle Wilcoxonova testu byla zjištěna hladina významnosti $p = 0,02$. V tomto případě lze potvrdit, že pulzní složka DD má vliv na senzitivní práh dráždivosti.

10.2 Diskuze výsledků pro motorický práh dráždivosti

Odborná literatura, která se zabývá elektroterapií, zmiňuje v průběhu postupného zvyšování proudové intenzity dřívějšího dosažení senzitivního prahu dráždivosti, a následně pak dosažení motorického prahu dráždivosti (Navrátil, 2019; s. 312-313; Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 64; Zeman, 2013, s. 14). Toto pravidlo se potvrdilo i v případě této práce, kdy v celkovém výsledku dosahovaly intenzity proudů pro aktivaci senzitivního prahu obecně nižších hodnot než při dosahování prahu motorického. Tato posloupnost aktivace prahů by měla platit bez ohledu na tvar impulzu či stimulované místo (Kantor, Alon Ho, 1994, s. 959). Pokud by došlo k pozdější senzitivní vzrušivosti a dřívější svalové odpovědi, důvod pravděpodobně spočívá v dřívější stimulaci hlouběji uložených motorických nervů oproti nervům senzoričným (Kantor, Alon Ho, 1994, s. 960).

Motorické prahy byly podle stanovených hypotéz porovnávány stejným způsobem jako prahy senzitivní. Hypotézy H_{02} , a H_{A2} porovnávají vliv base na motorický práh dráždivosti u MF proudů a hypotézy H_{04} a H_{A4} u DF proudů. Hypotézy H_{06} a H_{A6} mezi sebou porovnávají pulzní složku MF a DF a její možný vliv na motorické prahy dráždivosti. Pro uvedené hypotézy vplynuly následující výsledky.

H_{02} Velikost podílu galvanického base u diadynamických proudů typu MF nebude mít vliv na motorický práh dráždivosti zaznamenané na m. vastus medialis dominantní končetiny.

H_{A2} Velikost podílu galvanického base u diadynamických proudů typu MF bude mít vliv na motorický práh dráždivosti zaznamenané na m. vastus medialis dominantní končetiny.

Výsledky hypotéz H_{02} a H_{A2} se po statistickém zpracování projevíly nejednotně. Proběhlo porovnávání dvojic proudů 1., 2. a 3., které jsou tvořeny MF pulzní složkou a podílem base 0 %, 10 % a 20 %. Nejnižších hodnot intenzity motorického prahu dosahoval proud 1. (medián = 6,2; $SD \pm 1,73$ mA), středních hodnot proud 3. (medián = 6,95; $SD \pm 1,73$ mA) a nejvyšších hodnot proud 2. (medián = 7,05; $SD \pm 1,83$ mA). Dvě porovnávané dvojice proudů (1. proti 3. a 2. proti 3.) neprokázaly statistickou významnost, a proto v tomto případě nelze potvrdit vliv base. Není však příhodné tuto myšlenku zcela zavrhnout, jelikož byla zaznamenána signifikance vlivu pro dvojici proudů 1. proti 2. ($p = 0,02$).

H₀₄ Velikost podílu galvanického base u diadynamických proudů typu DF nebude mít vliv na motorický práh dráždivosti zaznamenané na m. vastus medialis dominantní končetiny.

H_{A4} Velikost podílu galvanického base u diadynamických proudů typu DF bude mít vliv na motorický práh dráždivosti zaznamenané na m. vastus medialis dominantní končetiny.

U hypotéz H₀₄ a H_{A4} byl zkoumán procentuální vliv galvanické báze na motorický práh dráždivosti u DD s pulzní složkou DF. Nejnižší hodnoty naměřené pro aktivaci motorického prahu dráždivosti u DF byly naměřeny u proudu 4. (medián = 7,2; SD± 1,89 mA), střední hodnoty u proudu 5. (medián = 7,65; SD± 2,04 mA) a nejvyšší hodnoty u proudu 6. (medián = 8,35; SD± 2,51 mA). Při hledání odpovědi na kladené hypotézy vyšel signifikantní statistický výsledek pro ovlivnění motorického prahu dráždivosti u porovnávaných dvojic proudů 4. proti 6. ($p = 0,0001$) a 5. proti 6. ($p = 0,002$). Vzhledem k tomu, že signifikantně vyšly dvě dvojice ze tří, dalo by se více přiklánět k možnému vlivu base na motorický práh u DF, nicméně tato myšlenka nelze zcela potvrdit.

H₀₆ Typ pulzní složky u diadynamických proudů s 10% galvanickou basí nebude mít vliv na motorický práh dráždivosti zaznamenané na m. vastus medialis dominantní končetiny.

H_{A6} Typ pulzní složky u diadynamických proudů s 10% galvanickou basí bude mít vliv na senzitivní práh dráždivosti zaznamenané na m. vastus medialis dominantní končetiny.

Studie podle Geng, Yoshida, Petrini, Jensen (2012, s. 297) se udává, že vyšší počet pulzů může snáze vyvolávat pohybový vjem. Proto lze také předpokládat nižší intenzitu motorického prahu u MF oproti DF proudu. Výsledky měření této práce při ověřování stanovených hypotéz v tomto případě nesplnila očekávání. Statistického zhodnocení nepotvrdilo signifikantní výsledek při porovnání MF a DF proudů s 10% basí a hypotézy tvrdí, že pulzní složka nemá vliv na motorický práh dráždivosti. Může to být z příčiny nejednotného zastoupením typů nervových vláken, které souvisí se svalovou vzrušivostí (Ruff, 1996, s. 165). Malé zastoupení a pomalá inaktivace sodíkových kanálů pravděpodobně způsobí nižší odolnost proti svalové únavě, a tak může docházet ke zvyšování motorického prahu dráždivosti. (Ruff, 1996, s. 165) Vzhledem k randomizovanému pořadí proudů mohlo docházet ke zvyšování, a to bez ohledu na typ pulzní složky.

10.3 Limity studie

Zvolené postupy v metodice byly voleny tak, aby co nejvíce eliminovaly odchylky při sběru dat. Byl kladen důraz na sjednocení podmínek během procesu výběru testovaných osob a prostředí, ve kterém výzkumné měření probíhalo, včetně přístroje, elektrod, a veškerého náčiní použitého pro aplikaci zvolených proudů. Zároveň byla sjednocena i denní doba testování. Ačkoliv v současnosti není zcela upozorována přímá souvislost na dráždivost během denní doby, podle Hirono et al. (2024, s. 472) může být kontraktilní vlastnost motorických jednotek v průběhu denního cyklu ovlivněna. Navzdory co nejvíce sjednoceným podmínkám z výsledků hypotéz nevyplývají jednotné závěry.

Jako hlavní limitující faktor výsledků je omezený počet testovaných osob zařazených do výzkumného experimentu. Z důvodu časové náročnosti nebylo dosaženo uspokojivému objemu zúčastněných. Pro dosažení lepší reprezentace vzorku populace by bylo vhodné obsáhnout mnohem větší soubor osob. S vyššími počty zúčastněných by se lépe odhalily případné chyby při měření a extrémní hodnoty, které mohly současné výsledky zkreslit.

Jedním z velkých limitů se stává nízký počet kvalitních výzkumných zdrojů, které by se zabývaly problematikou base u DD. Při provádění rešerše článků týkajících se DD proudů nebyla nalezena velká shoda aplikovatelná pro porovnání s výsledky této práce. Samotné články, které zkoumají vlivy DD konstatují malé počty výzkumů a nízkou spolehlivost ve spojení s různorodostí použitých metod a rozpory mezi nimi (Ebandi et al., 2018, s. 693; Kroeling, Gross, Goldsmith, 2005, s. 641; Uysal, Güntel, 2022, s. 1078).

Samotný sběr dat sebou nesl možná rizika, která mohla výsledné hodnoty zkreslit. Pro senzitivní práh dráždivosti mohly být hodnoty zkresleny ze strany pacienta pro očekávání a obavu z přicházejícího vjemu. Některé testované osoby neměly předchozí zkušenost s elektroterapií a s vjemy, které budou pociťovat. I když byla osoba ústně poučena o možných projevech, mohla nastat odchylka pro nejistotu detekce senzitivního prahu prvního aplikovaného proudu. V některých případech došlo u testovaných osob k detekci vjemu, ačkoliv byl přívod elektrického proudu do tkáně vypnutý. Za takovéto situace byla testované osobě na několik vteřin aplikována TENS, čímž se osobě ozřejmily pocity pod elektrodami, ustalo falešné dráždění a mohlo se pokračovat se sběrem dat do výzkumu.

Pro detekci senzitivního prahu se v odborných publikacích využívá elektrická kožní stimulace. Vyvolané pocity z proudu elektrické stimulace mohou být ovlivněny počtem pulsů (Geng, Yoshida, Petrini, Jensen, 2012, s. 297). Studie podle Sang, Max, Gracely (2003, s. 63) tvrdí, že pro testování senzitivního prahu je spolehlivá kvantifikovatelná technika kožní elektrická stimulace, která není významně ovlivněna potencionální senzibilizací, habituací, galvanickou kožní reakcí nebo změnou elektrického mikroprostředí. Vzhledem k možným vlivům při opakovaném působení DD během výzkumného experimentu této práce, a celkově odlišným vlastnostem DD oproti elektrické kožní stimulaci nelze odhadnout, jak jsou tyto proudy spolehlivé pro detekci senzitivního prahu.

Není zcela objasněné, do jaké míry v tomto výzkumném experimentu působení DD ovlivňovalo vnímání testované osoby pro senzitivní práh dráždivosti. Při samotném působení proudu dochází ve tkáni ke změnám prostředí. S přihlédnutím na parametry a délkou působení proudu lze odhadovat možnou změnu v dráždivosti, kvůli různým adaptačním vlivům organismu. Pocity vnímání proudu může být ovlivněn nejednotnou impedancí kůže, která patří mezi dielektrické vlastnosti tkání (Mueller, Loeffel, Mead, 1953, s. 746). Lokální změny impedance kůže mohou být způsobeny řadou faktorů jako cévní reakce, zahřívání nebo iontové výměny během působení proudu (Tursky, Watson, 1964, 151).

V této práci byl mezi aplikací jednotlivých proudů a sběrem dat nastaven časový rozestup na 3 minuty. Proudů nebyly aplikovány hned po sobě, kvůli eliminaci odchylek způsobených adaptací. Navzdory tomu byl v některých případech vyzorován postupný nárůst senzitivního a motorického prahu. Podobnou situaci adaptace udává i Ward, Robertson (1998, s. 276) při zkoumání senzitivních, motorických a algických prahů při stimulaci interferenčními proudy, kdy se prahové intenzity během výzkumu systematicky zvyšovaly, přičemž první stimul dosahoval nejnižších hodnot. Zkoumání interferenčních proudů naznačuje míru adaptace i za předpokladu dostatečného odstupu mezi jednotlivými stimuly (Ward, Robertson, 1998, s. 276).

Frekvence proudu při testování senzitivních a motorických prahů může celkově ovlivnit výsledné hodnoty. Ve studii od Palmer, Martin, Steedman, Ravey (1999, s. 1065) byl zkoumán vliv frekvence interferenčních proudů a TENS na senzitivní, motorické a algické prahy dráždivosti. Došel k závěru, že při zkoumání TENS byly účinky pozorovány velmi zřetelně, přičemž se pokles frekvence projevoval výrazným nárůstem intenzity proudu

pro každý práh. U interference byl malý a nedostatečně definovaný vliv frekvence. Jaký vliv může mít frekvence na vnímání DD není známý. Podle Luu, Johnes, Collins (2020 s. 22) byla vyzorována frekvenční závislost při snižování excitability axonů motorických nervů. Vyvolávání motorického odpovědi svalu a zachování pohodlí pacienta je příhodnější používat proudy o nižší frekvenci (Jelinek, McIntyre, 2010, s. 1378). Jelikož MF dosahuje oproti DF nižší frekvence, měl by být tento proud snesitelnější a vhodnější pro stimulaci svalů nebo analgezií. Frekvence elektrických pulzů má vliv na excitaci nervových vláken, kdy zvyšující se frekvence do 120 HZ umocňuje pocit vnímání proudu (Jelinek, McIntyre, 2010, s. 1378). Při nepohodlí testovaných osob, které bylo způsobeno DD proudem mohlo dojít ke zkreslení výsledných hodnot.

Do souboru testovaných osob této práce byl záměr zařadit ženy a muže podobného věku podobné věkové kategorie. V několika odborných článcích bylo konstatováno ovlivnění prahů vzhledem k věku a pohlaví. Studie od Irnich, Batz (1989, s. 208) uvádí možný vliv na práh vnímání skrz individuálními parametry, mezi které řadí tělesné rozměry a věk. Při zkoumání percepčního prahu s pomocí TENS na ruce, byly zjištěny vyšší hodnoty u mužů než u žen a zvyšující se práh v závislosti na zvyšujícím se věku (Eek, Holmqvist, Sommerfeld, 2012, s. 373). V publikaci od autorů Guirro, Guirro, De Sousa (2015, s. 42) byl vyzorován vliv věku a pohlaví na senzitivní a motorický práh dráždivosti u TENS, přičemž u starších osob ženského pohlaví se prahy dráždivosti pohybují na vyšších úrovních. S věkem zvyšující se práh bolesti testovaný pomocí TENS udává také Tucker, Andrew, Ogle, Davison (1989, s. 241–246). Podle Maffiuletti et al. (2008, s. 507) mají ženy oproti mužů výrazně vyšší senzickou a motorickou excitabilitu a výrazněji vnímají bolest. Při testování prahu vnímání ve studii Nakatani-Enomoto et al. (2019, s. 155) byl opět potvrzen vliv pohlaví, kdy byl práh vnímání proudu vyšší u mužů. Rozsáhlá studie od Leitgeb, Schröttner, Cech (2007, s. 591) konstatuje vyšší práh vnímání proudu o frekvenci 50 Hz u mužů, oproti tomu ženy a děti jsou citlivější a mají nižší práh dráždivosti.

Změny dráždivosti spojené s věkem mohou být způsobeny dehydratací a jinými fyziologickými změnami kůže (Nakatani-Enomoto et al., 2019, s. 150). Podle Gøransson, Mellgren, Lindal, Omdal (2004, s. 774) lze odlišnost dráždivosti přisuzovat podle hustoty epidermálních nervových vláken, která se s věkem snižuje a u mužů je obecně nižší než u žen. Při vyvolávání senzitivního a algického prahu s pomocí vysokofrekvenční TENS u mužů a žen bylo zpozorováno postupné signifikantní zvýšení senzitivní prahu u obou pohlaví, zatímco práh bolesti se významně zvýšil jen u žen (Lund, Lundeberg,

Kowalski, Svensson, 2005, s. 75-80). Další publikace zabývající se touto problematikou od autorů Maffiuletti et al. (2008, s. 510) udává nižší senzitivní i motorický práh u žen. Ačkoliv se některé studie svými výsledky rozcházejí, je zřetelný vliv vnímání elektrického proudu mezi pohlavím.

Detekce prahů dráždivosti mohla být u každého z testovaných osob ovlivněna individuálním procentem tělesného tuku. Vzhledem k vysokému odporu podkožní tukové tkáně jsou k vyvolání svalové kontrakce u obézních jedinců zapotřebí vyšší stimulační proudy (Doheny, Caulfield, Minogue, Lowery, 2008, s. 5684). Podle výzkumu od Geng, Yoshida, Jensen (2011) ženy dosahovaly nižších hodnot prahu vnímání než muži a že tento výsledek se mohl pojit s procentem tělesného tuku, které je úzce spjato s ovlivněním náboru nervových vláken. Další studie hodnotí nižší práh u žen než u mužů, zároveň hodnotí vyšší senzitivní a motorické prahy u obézních osob (Maffiuletti et al., 2011, s. 202). Při nervosvalové elektrické stimulaci a navazování svalových kontrakcí je velikost intenzity proudu podmíněná v závislosti na objemu tukové a svalové tkáně (Doheny, Caulfield, Minogue, Lowery, 2010, s.468; Ogata, et al., 2021, s. 6).

Odpověď na stimulaci DD proudy byla pozorována v oblasti nad motorickými body musculus vastus medialis. V oblasti motorických prahů se předpokládá vyšší motorický práh dráždivosti, který je způsobený větším rozptylem axonů, než v okolí mimo něj (Trevillion, Howells, Jankelowitz, Burke, 2004. s. 442-443). Z toho důvodu se zdá oblast motorických bodů vhodná, ale vzhledem k velikosti elektrod použitých při měření, mohlo dojít k odchýlkám.

Sběr hodnot motorického prahu dráždivosti této práce má úskalí ze strany identifikace motorického záškubu. To bylo provedeno vyšetřujícím palpačně, a jelikož palpáce nelze plně objektivizovat, o včasnosti a přesnosti určení nahmatané kontrakce svalu lze polemizovat.

10.4 Diadynamické proudy v klinické praxi

DD proudy mají se svým jedinečným obsahem dvou složek proudu jednosměrného a střídavého, patřičné místo v nízkofrekvenční elektroterapii. Literatura věnující se teoretickým poznatkům z elektroterapie hojně zmiňuje DD jako její nedílnou součást. Oproti tomu vědeckých článků a prací na poli výzkumu není na toto téma mnoho. Lze předpokládat, že v současné době není DD v klinické praxi volbou číslo jedna a požadovaných účinků terapie, se cílí s využitím jiných typů proudů. Komplikací u DD se může zdát galvanická složka, která může pacientům vyvolávat subjektivně nepříjemné vjemy (Adel, Luykx, 2005, s. 13, Ebandi et al., 2018, s. 693). Otázkou zůstává, zda DD proudy naskýtají oproti jiným proudům používaných v elektroterapii nějaké benefity.

Největší konkurence pro DD při volbě elektroterapie západních zemí je pravděpodobně TENS. DD proudy a TENS se shodují v účincích přímých analgetických, nepřímých trofotropních a myorelaxačních (Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 81, 82, 87). Vzhledem k tomu, že DD a TENS mají odlišné elektrofyziologické mechanismy, je obtížné určit, který z nich je lepší (Can et al., 2003, s. 61-68). Dominanta obou proudů spočívá v analgetickém účinku, kdy je bolest tlumena na základě Vrátkové teorie (Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 35). TENS nebo DD lze terapeuticky použít k úlevě od bolesti v závislosti na klinických zkušenostech a preferencích fyzioterapeutů (Can et al. 2003, s. 61-68). V některých případech analgezie se zdá být mírně účinnější DD (patelofemorální bolestivý syndrom) (Can et al., 2003, s. 61-68), v jiných případech lépe tlumí bolest TENS (akutní bolest beder) (Grajíčet al., 2020, s. 369-374). Pokud se porovnává vliv DD a TENS na ovlivnění tlakového prahu bolesti (pressure pain threshold), Demidaš, Zarzycki (2019, s. 7) ve své studii konstatují podobné analgetické účinky obou proudů, čímž jsou stejně vhodné pro léčbu v klinické praxi. Celkově výsledky naznačují, že aplikace DD proudů snižuje prahové hodnoty bolesti, přičemž mechanismus účinku je vysvětlen vazodilatačními a inhibičními efekty na nocicepční dráhy v důsledku elektrické stimulace (Rizqi, 2021, s. 62).

Oba typy nízkofrekvenční elektroterapie mohou být použity například jako adjuvativní terapie u chronické bolesti zad, kde byla léčba pro DD a TENS zaznamenána jako stejně účinná (Sayilir, Yildizgoren, 2017, s. 16-19). Srovnatelné analgetické účinky oba proudy prokazují i při snižování bolesti u diskopatií dolní části zad (Ratajczak et al., 2011, s. 155-159). Význam má použití DD i TENS při tlumení akutní bolesti bederní oblasti zad (Grajíčet, et al., 2020, s. 369). Účinná terapie byla

zaznamenána také při diagnóze patelofemorálního bolestivého syndromu, u něhož byla úspěšně potvrzena úleva od bolesti kolenního kloubu v případě použití DD i TENS (Can et al., 2003, s. 61). Pacienti s osteoartrózou kolena, kteří dostávali DD jako doplněk k programu cvičení, měli významně větší zlepšení bolesti a invalidity než ti, kteří dostávali samotné cvičení (Alfredo, Johnson, Bjordal, 2024)

Porovnání účinků mezi DD, TENS a interferenčním proudem ve studii dle Uysal, Güntel (2022, s. 1078) pro chronickou bolest bederní páteře potvrdila úspěch v léčbě bolesti u všech tří typů elektroterapie, přičemž nejúčinnější se zdá být interference.

Existují však články, které se neshodují s účinností DD při léčbě bolestivých stavů. Ve výzkumu Ebandi et al. (2018, s. 693) nezjišťují žádné účinky zlepšení bolesti po použití DD. Výsledky zkoumání účinků DD v léčbě chronické bolesti krku a ramen myofasciálního původu dle Philipson et al. (1983, s. 480) shledaly, že DD nemá sám o sobě žádný vliv na úlevu od bolesti. Při terapii myofasciálních spoušťových bodů v musculus trapezius nepřinesla aplikace DD nebo ultrazvuku žádné výhody oproti samostatné manuální terapii (Dibai-Filho et al., 2017, s. 243). Účinnost elektroterapie při strukturálních poruchách krční páteře není potvrzena, jelikož současný výzkum neobsahuje dostatečné množství výsledků (Kroeling, Gross, Goldsmith, 2005, s. 641). Další studie podle Rajfur et al. (2017, s. 85) vyhodnocuje efektivní analgezii u chronické bolesti dolní části zad s využitím interferenčního proudu, méně účinnou považuje terapii TENS a použití DD proudu hodnotí jako zbytečné. U pacientů s lumbosakrální bolestí ve výzkumu podle Zwolińska, Rząsa (2016, s. 21) bylo shledáno, že dodatečná aplikace DD ke cvičení a masáži nemá téměř účinek výsledné terapie.

Z těchto poznatků je zapotřebí zapřemýšlet nad indikací DD pro konkrétní typ diagnózy a jeho vhodností aplikace.

Závěr

V Evropě se DD proudy indikují a požívají na běžné bázi, ale v zámoří nemají až tak oblíbené zastoupení. To se odráží i v literatuře a výzkumu. Kromě obecných teoretických poznatků se zaměřením na elektroterapii, není na poli vědy mnoho nových objevů nebo hlubšího probádání účinků a působení DD proudu s jejich možným vlivem na lidský organismus. Vystává zde proto mnoho otevřených témat, na které prozatím není odpověď.

Tato práce zacílila na lepší pochopení a probádání DD proudů při jejich aplikaci s důrazem na možné ovlivnění jejich působení skrz procentuální zastoupení galvanické base. Z výsledků výzkumu vyplynuly nejednotné závěry, kde se vlivy base na senzitivní a motorické prahy přímo nepotvrdily.

Jednotnější výsledky vyplynuly pro senzitivní prahy. Byla zachována nulová hypotéza H_01 , která tvrdí, že base nemá vliv na senzitivní práh dráždivosti u MF, a tak byl v tomto případě vliv base zcela vyvrácen. Dále byla potvrzena alternativní hypotéza H_{A5} , která potvrzuje vliv pulzní složky DD na senzitivní práh dráždivosti. Pro motorický práh nedošlo k jednoznačnému výsledku, nicméně s přihlédnutím na porovnávané dvojice proměnných se hodnoty přikláněly více k teorii, že base může vnímání motorického prahu ovlivnit. Vliv pulzní složky se v případě dosahování motorického prahu nepotvrdil a byla zachována nulová hypotéza H_06 .

Napříč zkoumání výsledků hypotéz nebyla nalezena paralelní spojitost, která by potvrzovala nebo naopak vyvracovala souhrnné tvrzení o vlivu base. Došlo se k závěru, že nelze mezi sebou jednotlivé vyhodnocení hypotéz propojit a odvodit společné korelace. Není zcela objasněné, z jakých důvodů bylo dosaženo takto různorodých výsledků. Vzhledem k problematice, která nelze blíže porovnat s jiným typem výzkumu podobné charakteristiky, zůstávají pouze polemizace limitujících faktorů.

Ačkoliv práce nepřinesla jednoznačné závěry, může sloužit jako inspirace k dalšímu zkoumání a objasnění nastíněné problematiky. DD proudy jsou nedílnou součástí fyzikální terapie. Pod odborným vedením fyzioterapeuta není jejich používání pro pacienta nebezpečné nebo ohrožující. DD může sloužit jako dobrý pomocný nástroj při terapii různých druhů diagnóz v rámci léčebné rehabilitace.

Referenční seznam

ADEL, R. V., LUYKX, R. H. J. 2005. *Low and medium frequency electrotherapy – therapy manual*. Rotterdam: ENRAF NONIUS

ALFREDO, P. P., JOHNSON, M. I., BJORDAL, J. M. 2024. *Efficacy of diadynamic currents as an adjunct to exercise to manage symptoms of knee osteoarthritis in adults: A randomized controlled clinical trial*. *Clinical Rehabilitation* [online]. 0(0), [cit. 2024-05-03]. doi:10.1177/02692155241236611

ALON G. 1985. *High voltage stimulation. Effects of electrode size on basic excitatory responses*. *Phys Ther* [online]. 65(6), 890-5, [cit. 2024-05-02]. doi: 10.1093/ptj/65.6.890

ALON, G., KANTOR, G., HO, H. S. 1994. *Effects of electrode size on basic excitatory responses and on selected stimulus parameters*. *J Orthop Sports Phys Ther* [online]. 20(1), 29-35, [cit. 2024-05-01]. doi: 10.2519/jospt.1994.20.1.29

AMBLER, Z. 2011. *Základy neurologie*. 7. vyd. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-707-3.

BENEŠ, J., JIRÁK, D., VÍTEK, F. 2022. *Základy lékařské fyziky*. 5. vyd. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum. ISBN 978-80-246-5398-3.

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

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* [online]. 111(10), [cit. 2024-01-05]. ISSN: 2461-2471. doi: 10.1007/s00421-011-2093-y

CAETANO, A., PEREIRA, P., PEREIRA, M., DE CARVALHO, M. 2019. *Modulation of sensory nerve fiber excitability by transcutaneous cathodal direct current stimulation*. *Neurophysiologie Clinique* [online]. 49(5), 385-390, [cit. 2024-03-15]. ISSN 0987-7053. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2019.10.001>

CAMARGO, B. F., DOS SANTOS M. M., LIEBANO RE. 2012. *Hypoalgesic effect of Bernard's diadynamic currents on healthy individuals*. *Rev Dor Sao Paulo* [online]. 13(4), 327–331 [cit. 2024-03-19]. Dostupné z: <https://api.semanticscholar.org/CorpusID:160016115>

- CAN, F., TANDOGAN, R., YILMAZ, I., DOLUNAY, E., ERDEN, Z. 2003. *Rehabilitation of patellofemoral pain syndrome: TENS versus diadynamic current therapy for pain relief*. The Pain Clinic [online]. 15. 61-68, [cit. 2024-03-30]. 10.1163/156856903321196519
- CAPKO, J. 1998. *Základy fyziotrické léčby*. Praha: Grada Publishing. ISBN 80-7169-341-3.
- COOPER, M., S., GITTOES, N., J. 2008. *Diagnosis and management of hypocalcaemia*. BMJ [online]. 336(7656), 1298-1302, [cit. 2024-2-1]. doi: 10.1136/bmj.39582.589433.BE
- ČAPEK, L., HÁJEK, P., HENYŠ, P. 2018. *Biomechanika člověka*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-0367-6.
- DEMIDAŠ, A., ZARZYCKI, M. 2019. *Touch and Pain Sensations in Diadynamic Current (DD) and Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation (TENS): A Randomized Study*. Biomed Res Int. [online]. 1-7, [cit. 2024-03-30]. doi: 10.1155/2019/9073073
- DIBAI-FILHO, A. V., DE OLIVEIRA, A. K., GIRASOL, C. E., DIAS, F. R. C., GUIRRO, R. R. 2017. *Additional Effect of Static Ultrasound and Diadynamic Currents on Myofascial Trigger Points in a Manual Therapy Program for Patients With Chronic Neck Pain: A Randomized Clinical Trial*. American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation [online]. 96(4):p 243-252, [cit. 2024-04-23]. doi: 10.1097/PHM.0000000000000595
- DOHENY, E. P., CAULFIELD, B. M., MINOGUE, C. M., LOWERY, M. M. 2008. *The effect of subcutaneous fat thickness on the efficacy of transcutaneous electrical stimulation*. Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc [online]. 5684-7, [cit. 2024-04-30]. doi: 10.1109/IEMBS.2008.4650504
- DOHENY, E. P., CAULFIELD, B. M., MINOGUE, C. M., LOWERY, M. M. 2010. *Effect of subcutaneous fat thickness and surface electrode configuration during neuromuscular electrical stimulation*. Med Eng Phys [online]. 32(5), 468-74, [cit. 2024-04-30]. doi: 10.1016/j.medengphy.2010.03.004
- DÖLKER, E., M., LAU, S., BERNHARD, M., A., HAUEISEN, J. 2022. *Perception thresholds and qualitative perceptions for electrocutaneous stimulation*. Sci RepMay [online]. 12(1), 7335, [cit. 2024-05-03]. doi: 10.1038/s41598-022-10708-9
- DRNKOVÁ, Z., SYLLABOVÁ, R. 1991. *Záhada leváctví a praváctví*. 2.dopl.vyd. Praha: Avicenum. ISBN 80-201-0113-6.

- EBADI, S., ANSARI, N. N., AHADI, T., FALLAH, E., FOROGH, B. 2018. *No immediate analgesic effect of diadynamic current in patients with nonspecific low back pain in comparison to TENS*. J Bodyw Mov Ther [online]. 22(3), 693-699, [cit. 2024-03-31]. doi: 10.1016/j.jbmt.2017.11.003
- EEK, E., HOLMQVIST, L. W., SOMMERFELD, D. K. 2012. *Adult norms of the perceptual threshold of touch (PTT) in the hands and feet in relation to age, gender, and right and left side using transcutaneous electrical nerve stimulation*. Physiother Theory Pract [online]. 28(5), 373-83, [cit. 2024-05-01]. doi: 10.3109/09593985.2011.629021
- FORRESTER, B. J., PETROFSKY, J. S. 2004. *Effect of electrode size, shape, and placement during electrical stimulation*. J Appl Res. 4(2), 346-54. ISSN: 1665-6423.
- GENG, B., YOSHIDA, K., JENSEN, W. 2011. *Impacts of selected stimulation patterns on the perception threshold in electrocutaneous stimulation*. J Neuroeng Rehabil [online]. 8;9, [cit. 2024-03-31]. doi: 10.1186/1743-0003-8-9
- GENG, B., YOSHIDA, K., PETRINI, L., JENSEN, W. 2012. *Evaluation of sensation evoked by electrocutaneous stimulation on forearm in nondisabled subjects*. J Rehabil Res Dev [online]. 49(2), 297-308, [cit. 2024-04-23]. doi: 10.1682/jrrd.2010.09.0187
- GOMEZ-TAMES, J. D., GONZALEZ, J., WENWEI Y. 2012. *A simulation study: Effect of the inter-electrode distance, electrode size and shape in Transcutaneous Electrical Stimulation*. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society [online]. 3576–3579, [cit. 2024-04-23]. doi:10.1109/embc.2012.6346739
- GØRANSSON, L. G., MELLGREN, S. I., LINDAL, S., OMDAL, R. 2004. *The effect of age and gender on epidermal nerve fiber density*. Neurology [online]. 62(5), 774-777, [cit. 2024-04-28]. doi: 10.1212/01.wnl.0000113732.41127.8f
- GRAJIĆ, M., PANTELINAC, S., BOŠKOVIĆ, K., NIKOLIĆ, D., TOMAŠEVIĆ, T. S. 2020. *Transcutaneous electrical nerve stimulation and diadynamic current therapy in the management of acute low back pain*. Medicinski pregled [online]. 73(11-12), 369-374 [cit. 2024-03-31]. doi: 10.2298/MPNS2012369G
- GRIFFIOEN, M. A., GREENSPAN, J. D., JOHANTGEN, M., VON RUEDEN, K., O'TOOLE, R. V., DORSEY, S. G., RENN, C. L. 2018. *Quantitative Sensory Testing and Current Perception Threshold Testing in Patients With Chronic Pain Following Lower*

- Extremity Fracture*. Biol Res Nurs [online]. 20(1), 16-24, [cit. 2024-04-23]. doi: 10.1177/1099800417720725
- GUIRRO, R. R., GUIRRO, E. C., DE SOUSA, N. T. 2015. *Sensory and motor thresholds of transcutaneous electrical stimulation are influenced by gender and age*. PM&R [online]. 7(1), 42-7, [cit. 2023-05-18]. doi: 10.1016/j.pmrj.2014.07.004
- HIRONO, T., IGAWA, K., OKUDAIRA, M., TAKEDA, R., NISHIKAWA, T., WATANABE, K. 2024. *Time-of-day effects on motor unit firing and muscle contractile properties in humans*. J Neurophysiol [online]. 131(3), 472-479, [cit. 2024-05-10]. doi: 10.1152/jn.00368.2023.
- HUGHES, N., BENNETT, M. I., JOHNSON, M. I. 2013. *An investigation into the magnitude of the current window and perception of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) sensation at various frequencies and body sites in healthy human participants*. Clin J Pain [online]. 29(2), 146-153, [cit. 2024-04-24]. doi: 10.1097/AJP.0b013e3182579919
- HUJOEL I. A. 2016. *The association between serum calcium levels and Chvostek sign: A population-based study*. Neurology. Clinical practice [online]. 6(4), 321–328, [cit. 2023-11-23]. doi: 10.1212/CPJ.0000000000000270
- CHHIBBER, S. R., SINGH, I. 1970. *Asymmetry in muscle weight and one-sided dominance in the human lower limbs*. J Anat [online]. 106(3), 553-556, [cit. 2024-04-29] PMID: 5423943
- IRNICH W, BATZ L. 1989. *Die Wahrnehmungsempfindlichkeit gegenüber 50 Hz Wechselspannung bzw. Wechselstrom [The perception threshold for 50 Hz alternating voltage and current]*. Biomed Tech (Berl) [online]. 34(9), 207-209, [cit. 2024-04-21]. German. doi: 10.1515/bmte.1989.34.9.207
- JELINEK, H. F., MCINTYRE, R. 2010. *Electric Pulse Frequency and Magnitude of Perceived Sensation During Electrocutaneous Forearm Stimulation*. Arch Phys Med Rehabil [online]. 91(9), 1378-1382, [cit. 2024-05-02]. doi:10.1016/j.apmr.2010.06.016
- KANTOR, G., ALON, G., HO, H. S. 1994. *The Effects of Selected Stimulus Waveforms on Pulse and Phase Characteristics at Sensory and Motor Thresholds*. Physical Therapy [online]. 74(10), 951–962, [cit. 2024-04-20]. doi:10.1093/ptj/74.10.951

- KITTNAR, O., MLČEK M. 2009. *Atlas fyziologických regulací: 329 schémat*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-2722-6.
- KITTNAR, O., MLČEK M. 2021. *Regulace v lékařské fyziologii: atlas schémat*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-1240-1.
- KOLÁŘ, P. et al. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.
- KONEČNÝ, P., VYSKOTOVÁ, J., KOLÁŘOVÁ, B., OLŠÁK, P., KREJSTOVÁ, G. 2019. *Fyzikální terapie a diagnostika*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-5495-5.
- KROELING, P., GROSS, A. R., GOLDSMITH, C. H. 2005. *Cervical Overview Group. A Cochrane review of electrotherapy for mechanical neck disorders*. Spine (Phila Pa 1976) [online]. 30(21), 641-648, [cit. 2024-03-30]. doi: 10.1097/01.brs.0000184302.34509.48
- KUČERA, A. 1967. *K problému tzv. zkřížené laterality horních a dolních končev*. AUC Gymnica. ISSN: 0323-0511.
- KUHN, A., KELLER, T., LAWRENCE, M., MORARI, M. 2010. *The influence of electrode size on selectivity and comfort in transcutaneous electrical stimulation of the forearm*. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng [online]. 18(3), 255-62, [cit. 2024-04-15]. doi: 10.1109/TNSRE.2009.2039807
- LEITGEB, N., SCHRÖTTNER, J., CECH, R. 2007. *Perception of elf electromagnetic fields: excitation thresholds and inter-individual variability*. Health Physics [online]. 92(6), 591–595, [cit. 2024-04-13]. doi:10.1097/01.hp.0000243128.29337.aa
- LIN, C. S., KUWABARA, S., CAPPELEN-SMITH, C., BURKE, D. 2002 *Responses of human sensory and motor axons to the release of ischaemia and to hyperpolarizing currents*. J Physiol [online]. 541(3), s. 1025-1039, [cit. 2024-05-11]. doi: 10.1113/jphysiol.2002.017848.
- LIM, D., CASTILLO, M. D. BERGQUIST, A. J., MILOSEVIC, M., MASANI K. 2021. *Contribution of Each Motor Point of Quadriceps Femoris to Knee Extension Torque During Neuromuscular Electrical Stimulation*. IEEE Transactions on Neural Systems and

Rehabilitation *Engineering* [online]. vol. 29, 389–396, [cit. 2024-02-15]. doi: 10.1109/TNSRE.2021.3052853

LULLIES, H., TRINCKER, D. 1970. *Taschenbuch der Physiologie, band III*. Stuttgart: Gustav Fischer Verlag. ISBN 10 3437001213.

LUND, I., LUNDEBERG, T., KOWALSKI, J., SVENSSON, E. 2005. *Gender differences in electrical pain threshold responses to transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS)*. *Neurosci Lett* [online]. 375(2), 75-80, [cit. 2024-02-22]. doi: 10.1016/j.neulet.2004.10.068

LUU, M. J., JONES, K. E., COLLINS, D. F. 2020. Decreased excitability of motor axons contributes substantially to contraction fatigability during neuromuscular electrical stimulation. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism* [online]. 0-44, [cit. 2024-05-11]. doi:10.1139/apnm-2020-0366

MAČÁK, J., MAČÁKOVÁ, J., DVOŘÁČKOVÁ, J. 2012. *Patologie*. 2. dopl. vyd. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-3530-6.

MAFFIULETTI, N. A., HERRERO, A. J., JUBEAU, M., IMPELLIZZERI, F. M., BIZZINI, M. 2008. *Differences in electrical stimulation thresholds between men and women*. *Ann Neurol* [online]. 63(4), 507-12, [cit. 2024-05-4]. doi: 10.1002/ana.21346

MAFFIULETTI, N. A., MORELLI, A., MARTIN, A., DUCLAY, J., BILLOT, M., JUBEAU, M., AGOSTI, F., SARTORIO, A. 2011. *Effect of gender and obesity on electrical current thresholds*. *Muscle Nerve* [online]. 44(2), 202-7, [cit. 2024-04-1]. doi: 10.1002/mus.22050

MANZ, F., THODEN, U. 1972. *Elektromyographische Diagnose des Tetanie-Syndroms*. *Deutsche Medizinische Wochenschrift* [online]. 97(37), 1389–1391, [cit. 2024-03-21]. doi:10.1055/s-0028-1107569

MIN, H., HAN LEE, C. 2022. *Electromyographic changes in a patient with hypocalcemia after thyroidectomy: A case report*. *Turk J Phys Med Rehabil* [online]. 68(3), 422-425, [cit. 2024-03-30]. doi: 10.5606/tftrd.2022.8328

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

MUELLER, E. E., LOEFFEL, R., & MEAD, S. 1953. *Skin impedance in relation to pain threshold testing by electrical means*. *Journal of Applied Physiology* [online]. 5(12), 746-752, [cit. 2024-04-25]. <https://doi.org/10.1152/jappl.1953.5.12.746>

MYSLIVEČEK, J. 2022. *Základy neurověd*. 3., akt. vyd. Praha: Triton. ISBN 978-80-7684-007-2.

NAKATANI-ENOMOTO, S., YAMAZAKI, M., KAMIMURA, Y., ABE, M., ASANO, K., ENOMOTO, H., WAKE, K., WANTANABE, S., UGAWA, Y. 2019. *Frequency-dependent current perception threshold in healthy Japanese adults*. *Bioelectromagnetics* [online]. 40(3), 150–159, [cit. 2024-05-02]. doi:10.1002/bem.22175

NAVRÁTIL, L. 2019. *Fyzikální léčebné metody pro praxi*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-0478-9.

NAVRÁTIL, L., ROSINA, J. 2019. *Medicínská biofyzika*. 2., zcela přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-0209-9.

OGATA T, SEKIYA H, KONO Y, WATANABE Y, KOYAMA T, ODA H. 2021. *Development of the Protocol to Deliver Graded Stimulation Intensity on Lower Limbs Using Belt-shaped Electrode Skeletal Muscle Stimulation*. *Prog Rehabil Med* [online]. 5(6), 1-8, [cit. 2024-05-03]. ISSN 2432-1354. doi: 10.2490/prm.20210024

OPAVSÝ, J. 2003. *Neurologické vyšetření v rehabilitaci pro fyzioterapeuty*. Olomouc: Univerzita Palackého. ISBN 80-244-0625-X.

OREL, M. 2015. *Nervové buňky a jejich svět*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-5070-5.

PALMER, S., T., MARTIN, D. J., STEEDMAN, W. M., RAVEY, J. 1999. *Alteration of interferential current and transcutaneous electrical nerve stimulation frequency: effects on nerve excitation*. *Arch Phys Med Rehabil* [online]. 80(9), 1065-71, [cit. 2023-05-18]. doi: 10.1016/s0003-9993(99)90062-x

PATEL M., HU E. W. 2023. *Trousseau Sign. Treasure Island*. StatPearls Publishing [online]. [cit. 2023-05-12]. PMID: 32491764

PATTON, FUSCH, HILLE, SCHER, STEINER. 1989. *Textbook of Physiology: Excitable cells and neurophysiology*. Philadelphia: Saunders. ISBN 0-7216-2523-1.

PETŘEK, J. 2019. *Základy fyziologie člověka pro nelékařské zdravotnické obory*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-2208-0.

PFEIFFER, J. 2007. *Neurologie v rehabilitaci: pro studium a praxi*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-1135-5.

PHILIPSON, T., HAAGENSEN, N., LAUMANN, V., NIES, M., THORUP, K., HANSEN, T. I. 1983. *Effekten af diadynamisk strøm på kroniske bløddelssmerter i nakke-skulderåget [The effect of diadynamic current on chronic soft-tissue pain in the neck and shoulder girdle]*. Ugeskr Laeger [online]. Feb 14;145(7), 479-481 [cit. 2024-03-30]. Danish. PMID: 6342247

PILÁTOVÁ, J. 2020. *Potenciál, který mají buňky*. Živa. 2022(3), LXXV – LXXVII. Praha: Academica. ISSN 0044-4812.

PLATA-BELLO, J., PÉREZ-LORENSU, P. J., BRAGE, L., HERNÁNDEZ-HERNÁNDEZ, V., DÓNIZ, A., ROLDÁN-DELGADO, H., FEBLES, P., GARCÍA-CONDE, M., PÉREZ-ORRIBO, L., GARCÍA-MARÍN, V. 2015. *Electrical stimulation threshold in chronically compressed lumbar nerve roots: Observational study*. Clin Neurol Neurosurg [online]. 139, 1-5, [cit. 2024-05-02]. doi: 10.1016/j.clineuro.2015.08.019

PODĚBRADSKÝ, J. 1995 *Úvod do elektroterapie část I*. Rehabilitace a fyzikální lékařství. 2(3/1995), 99–118. Praha: Česká lékařská společnost Jana Evangelisty Purkyně. ISSN 1211-2658.

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

RAJFUR, J., PASTERNOK, M., RAJFUR, K., WALEWICZ, K., FRAS, B., BOLACH, B. 2017. *Efficacy of selected electrical therapies on chronic low back pain: a comparative clinical pilot study*. Medical science monitor: international medical journal of experimental and clinical research [online]. 23, 85-100, [cit. 2024-03-30]. <https://doi.org/10.12659/MSM.899461>

RATAJCZAK, B., HAWRYLAK, A., DEMIDAŚ, A., KUCIEL-LEWANDOWSKA, J., BOERNER, E. 2011. *Effectiveness of diadynamic currents and transcutaneous electrical nerve stimulation in disc disease lumbar part of spine*. J Back Musculoskelet Rehabil [online]. 24(3), 155-159, [cit. 2024-03-30]. doi: 10.3233/BMR-2011-0289

RIZQI, A. S. 2021. *Application of diadynamic currents to reduce pain*. Midwifery and nursing research (manr) journal [online]. 3(2), 59-62, [cit. 2024-05-02]. ISSN:2685-2012. Dostupné z: <http://ejournal.poltekkes-smg.ac.id/ojs/index.php/MANR>

- ROBINSON, A. J., SNYDER-MACKLER, L. 1995. *Clinical Electrophysiology: Electrotherapy and Electrophysiological testing*. 2nd ed. Philadelphia: Williams & Wilkins. ISBN 0-683-07816-X.
- ROKYTA, R. 2015. *Fyziologie a patologická fyziologie: pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-4867-2.
- ROSINA, J. 2022. *Základy lékařské biofyziky: pro studenty lékařských fakult*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-2574-6.
- ROSINA, J., VRÁNOVÁ, J., KOLÁŘOVÁ, H. 2021. *Biofyzika: pro zdravotnické a biomedicínské obory*. 2., dopl. vyd. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-2526-5.
- R. L. RUFF. 1996. *Sodium channel slow inactivation and the distribution of sodium channels on skeletal muscle fibres enable the performance properties of different skeletal muscle fibre types*. Acta Physiol Scand [online]. 156(3), 159–168, [cit. 2024-05-11]. doi:10.1046/j.1365-201x.1996.189000.x
- SADEGHI, H., ALLARD, P., PRINCE, F., LABELLE, H. 2000. *Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review*. Gait & Posture [online]. 12 (1), 34-45, ISSN 0966-6362, [cit. 2024-02-28]. doi: 10.1016/S0966-6362(00)00070-9
- SANG, C. N., MAX, M. B., GRACEY, R. H. 2003. *Stability and reliability of detection thresholds for human A-beta and A-delta sensory afferents determined by cutaneous electrical stimulation*. J Pain Symptom Manage [online]. 25, 64–73, [cit. 2024-05-02]. ISSN 0885-3924. doi: 10.1016/S0885-3924(02)00541-9
- SAYILIR, S., YILDIZGOREN, M.T. 2017. *The medium-term effects of diadynamic currents in chronic low back pain; TENS versus diadynamic currents: A randomised, follow-up study*. Complement Ther Clin Pract [online]. 29(11), 16-19, [cit. 2023-03-30]. doi: 10.1016/j.ctcp.2017.07.002
- SEIDL, Z. 2023. *Neurologie pro studium i praxi*. 3., zcela přepr. vyd. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-3710-7.
- SILBERNAGL, S., DESPOPOULOS, A. 2004. *Atlas fyziologie člověka*. 6. vyd., zcela přeprac. a rozš., Vyd. 3. české. Praha: Grada Publishing. ISBN 80-247-0630-X.

- STARITA, A., GIUSTI, A., ROSSI, B., SARTUCCI, F. 1984. *Evaluation of the EMG spontaneous activity in tetany: Further development of a method of automatic analysis*. Electromyogr Clin Neurophysiol [online]. 24(7), 619–623, [cit. 2024-03-10]. PMID: 6510360
- STEIDL, L. 2002. *Tetanický syndrom v interní praxi, jeho obsah, diagnóza a léčba z hlediska metabolismu magnezia*. Interní medicína [online]. 4(3), 113-118, [cit. 2024-01-29]. ISSN 1803-5256. Dostupné z: <https://www.internimedicina.cz/pdfs/int/2002/03/05.pdf>
- SU LEONG, G. W., LAUSCHKE, J., RUTOWSKI, S. B., WAITE, P. M. 2010. *Age, Gender, and Side Differences of Cutaneous Electrical Perceptual Threshold Testing in an Able-Bodied Population*. The Journal of Spinal Cord Medicine [online]. 33(3), 249–255, [cit. 2024-05-01]. doi:10.1080/10790268.2010.11689702
- SUBHASH, K. 2003. *Basics of Electrotherapy*. New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publisher. ISBN 9788180611711.
- TICHÝ, J., BĚLÁČEK J., NYKL M., KASPŘÍKOVÁ N. 2013. *Pravo-levorukost; házení šipek do terče jako test upřednostňování a výkonnosti*. Neurologie pro praxi [online]. 14(3), 155–159, [cit. 2024-01-05]. ISSN 1803-5280. Dostupné z: <https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2013/03/10.pdf>
- TREVILLION, L. HOWELLS, J. JANKELOWITZ, S., BURKE, D. 2004. *Axonal excitability measured by tracking twitch contraction force*. Muscle Nerve [online]. 30(4), 437–443 [cit. 2024-11-05]. doi:10.1002/mus.20134
- TROJAN, S. *Lékařská fyziologie*. 2003. Vyd. 4., přeprac. a dopl. Praha: Grada Publishing. ISBN 80-247-0512-5.
- TUCKER, M. A., ANDREW, M. F., OGLE, S. J., & DAVISON, J. G. 1989. *Age-associated Change in Pain Threshold Measured by Transcutaneous Neuronal Electrical Stimulation*. Age and Ageing [online]. 18(4), 241–246, [cit. 2024-04-12]. doi:10.1093/ageing/18.4.241
- TURSKY, B., WATSON, P. D. 1964. *Controlled physical and subjective intensities of electric shock*. Psychophysiology [online]. 1(2), 151–162, [cit. 2024-04-15]. doi:10.1111/j.1469-8986.1964.tb03230.x
- UYSAL, A., GÜNTEL, M. 2022. *Comparison of diadynamic current, interferential current and transcutaneous electrical nerve stimulation therapies in patients with chronic low back*

pain. Journal of Experimental and Clinical Medicine [online]. 39(4), 1078-1082, [cit. 2024-03-31]. doi: 10.52142/omujecm.39.4.29

VANCE, C. G., RAKEL, B. A., DAILEY, D. L., SLUKA, K. A. 2015. *Skin impedance is not a factor in transcutaneous electrical nerve stimulation effectiveness*. J Pain Res [online]. 19(8), 571-80, [cit. 2024-05-02]. doi: 10.2147/JPR.S86577

VAŘEKA, I. 2001. *Lateralita ve vývojové kineziologii a funkční patologii pohybového systému*. Rehabilitace a Fyzikální lékařství. 8(2), 92–98. Praha: Česká lékařská společnost Jana Evangelisty Purkyně. ISSN 1211-2658.

WARD, A. R., ROBERTSON, V. J. 1998. *Sensory, motor, and pain thresholds for stimulation with medium frequency alternating current*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation [online]. 273-278, [cit. 2024-05-04]. doi:10.1016/s0003-9993(98)90006-5

WATSON, T. 2008. *Electrotherapy Evidence Based Practice*. 12th ed. Edinburgh: Elsevier. ISBN 78-0-443-10179-3.

ZAATAR, A., VAŘEKA, I. 2006. *Lateralita a směřovost chůze*. Rehabilitácia. 43(3), 131–138. Bratislava: Ústav pre ďalšie vzdelávanie stredných zdravotníckych pracovníkov. ISSN 0375-0922.

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

ZWOLIŃSKA J., RZĄSA K. 2016 *Efficacy of diadynamic treatment in patients with lumbosacral pain*. Med Rehabil [online]. 20(3), 21-30, [cit. 2024-05-01]. doi: 10.5604/01.3001.0009.5011

Seznam zkratek

CC	constant current
CNS	centrální nervová soustava
CP	Courant modulé en courtes periodes
CV	constant voltage
DD	diadynamický, dyadinamik
DF	diphase fixe
DI	index dominance
f	frekvence
HCl	kyselina chlorovodíková
Hz	hertz
INPA	intenzita nadprahově algická
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
kHz	kilohertz
km/h	kilometr za hodinu
LP	Courant modulé en longues periodes
mA	miliampér
MF	monophasé fixe
m/s	metr za sekundu
mV	milivolt
NaOH	hydroxid sodný
s	sekunda
SD	směrodatná odchylka
TBC	tuberkulóza
TENS	transkutánní elektroneurostimulace
V	volt

Seznam obrázků

Obrázek 1 Závislost dráždivosti nervových vláken na frekvenci	14
Obrázek 2 I/t křivka	15
Obrázek 3 Akční potenciál	18
Obrázek 4 Motorické body musculus vastus medialis	36
Obrázek 5 Krabicový graf pro hypotézy H_{01} a H_{A1}	40
Obrázek 6 Krabicový graf pro hypotézy H_{02} a H_{A2}	42
Obrázek 7 Krabicový graf pro hypotézy H_{03} a H_{A3}	44
Obrázek 8 Krabicový graf pro hypotézy H_{04} a H_{A4}	46
Obrázek 9 Krabicový graf pro hypotézy H_{05} a H_{A5}	48
Obrázek 10 Krabicový graf pro hypotézy H_{06} a H_{A6}	50

Seznam tabulek

Tabulka 1 Data popisné statistiky	38
Tabulka 2 Statistická data porovnávací senzitivní prahy pro MF bez base a MF s 10% basí	39
Tabulka 3 Statistická data porovnávací senzitivní prahy pro MF bez base a MF s 20% basí	39
Tabulka 4 Statistická data porovnávací senzitivní prahy pro MF s 10% a MF s 20% basí	39
Tabulka 5 Statistická data porovnávací motorické prahy pro MF bez base a MF s 10% basí	41
Tabulka 6 Statistická data porovnávací motorické prahy pro MF bez base a MF s 20% basí	41
Tabulka 7 Statistická data porovnávací motorické prahy pro MF s 10% a MF s 20% basí	41
Tabulka 8 Statistická data porovnávací senzitivní prahy pro DF bez base a DF s 10% basí	43
Tabulka 9 Statistická data porovnávací senzitivní prahy pro DF bez base a DF s 20% basí	43
Tabulka 10 Statistická data porovnávací senzitivní prahy pro DF s 10% a DF s 20% basí	43
Tabulka 11 Statistická data porovnávací motorické prahy pro DF bez base a DF s 10% basí	45
Tabulka 12 Statistická data porovnávací motorické prahy pro DF bez base a DF s 20% basí	45
Tabulka 13 Statistická data porovnávací motorické prahy pro DF s 10% a DF s 20% basí	45
Tabulka 14 Statistická data porovnávací senzitivní prahy pro MF a DF s 10% basí	47
Tabulka 15 Statistická data porovnávací motorické prahy pro MF a DF s 10% basí	49

Seznam příloh

Příloha 1 Protokol měření

Příloha 2 Informovaný souhlas

Příloha 3 Souhlas Etické komise

Příloha 4 Uložení elektrod na musculus vastus medialis

Příloha 5 Přístroj BTL4825S

Příloha 6 Protokol stanovení laterality dolní končetiny

Přílohy

Příloha 1 Protokol měření

Protokol měření vlivu galvanické base na senzitivní a motorické prahy dráždivosti u diadynamických proudů

datum: _____

číslo testované osoby: _____

pohlaví: muž / žena

věk: _____ výška: _____ hmotnost: _____

dominantní dolní končetina: levá / pravá

Hodnoty intenzity [mA]:

	bez base		base 10 %		base 20 %	
	PS	PM	PS	PM	PS	PM
MF						
DF						

Subjektivní hodnocení (1 – 10):

	bez base	base 10 %	base 20 %
MF			
DF			

Příloha 2 Informovaný souhlas



Fakulta
zdravotnických věd

Genius loci ...

Informovaný souhlas

Pro diplomovou práci: **Vliv galvanické base na senzitivní a motorické prahy dráždivosti u diadynamických proudů**

Období realizace: únor 2023 – květen 2024

Řešitel diplomové práce: Bc. Natálie Langová

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Miroslav Haltmar

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném šetření, jehož cílem je zjistit vliv galvanické složky na senzitivní a motorické prahy dráždivosti. Dráždivost bude objektivizována na Vaši dominantní dolní končetině, konkrétně na m. vastus medialis. Měření bude probíhat šesti typy elektrického proudu, kdy mezi každým měřením bude třiminutová pauza. Měření bude zahrnovat následující kroky: otestování laterality končetin, očištění místa aplikace dezinfekcí, připevnění elektrod fixačními pásy, objektivizace senzitivního a motorického prahu dráždivosti pro konkrétní typy proudu (*senzitivní práh – první pocit průchoedu proudu; motorický práh – první viditelný svalový zážub*), subjektivní hodnocení daného typu proudu na stupnici 1 – 10. Výsledkem měření bude porovnání naměřených hodnot jednotlivých proudů mezi sebou. Předpokládaná časová dotace pro výzkumné šetření je 45 minut. Z účasti na výzkumu pro Vás nevyplývají žádná rizika.

Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci
Hněvotínská 3 | 775 15 Olomouc | T: 585 632 880
www.fzv.upol.cz

Prohlášení účastníka výzkumu k diplomové práci

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném výzkumu k diplomové práci. Řešitelka diplomové práce mě informovala o podstatě výzkumu a seznámila mě s cíli, metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mě z účasti na výzkumu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou anonymně zpracovány, použity jen pro účely výzkumu a že výsledky diplomové práce mohou být anonymně publikovány.

Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se řešitelky zeptat na vše, co jsem považoval/a za pro mě podstatné a potřebné vědět. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informován/a, že mám možnost kdykoliv od spolupráce na výzkumu odstoupit, a to i bez udání důvodu.

Osobní údaje (sociodemografická data) účastníka výzkumu budou v rámci výzkumného projektu zpracovávána v souladu s nařízením Evropského parlamentu a Rady EU 2016/679 ze dne 27. dubna 2016 o ochraně fyzických osob v souvislosti se zpracováním osobních údajů a o volném pohybu těchto údajů a o zrušení směrnice 95/46/ES (dále jen „nařízení“).

Prohlašuji, že beru na vědomí informace obsažené v tomto informovaném souhlasu a souhlasím se zpracováním osobních a citlivých údajů účastníka výzkumu v rozsahu a způsobem a za účelem specifikovaným v tomto informovaném souhlasu.

Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží účastník výzkumu a druhý řešitel projektu.

Jméno a příjmení účastníka výzkumu:

V Olomouci dne: Podpis účastníka výzkumu:

Jméno a příjmení řešitelky diplomové práce: Bc. Natálie Langová

Příloha 3 Souhlas Etické komise



Fakulta
zdravotnických věd

UPOL - 35248/FZV-2023

Vážená paní
Bc. Natálie Langová

2023-02-03

Vyjádření Etické komise FZV UP

Vážená paní bakalářko,

na základě Vaší Žádosti o stanovisko Etické komise FZV UP byla Vaše výzkumná část diplomové práce posouzena a po vyhodnocení všech zasláných dokumentů Vám sdělujeme, že diplomové práci s názvem „**Vliv galvanické base na senzitivní a motorické prahy dráždivosti u diadynamických proudů**“, jehož jste hlavní řešitelkou, bylo uděleno

souhlasné stanovisko Etické komise FZV UP .

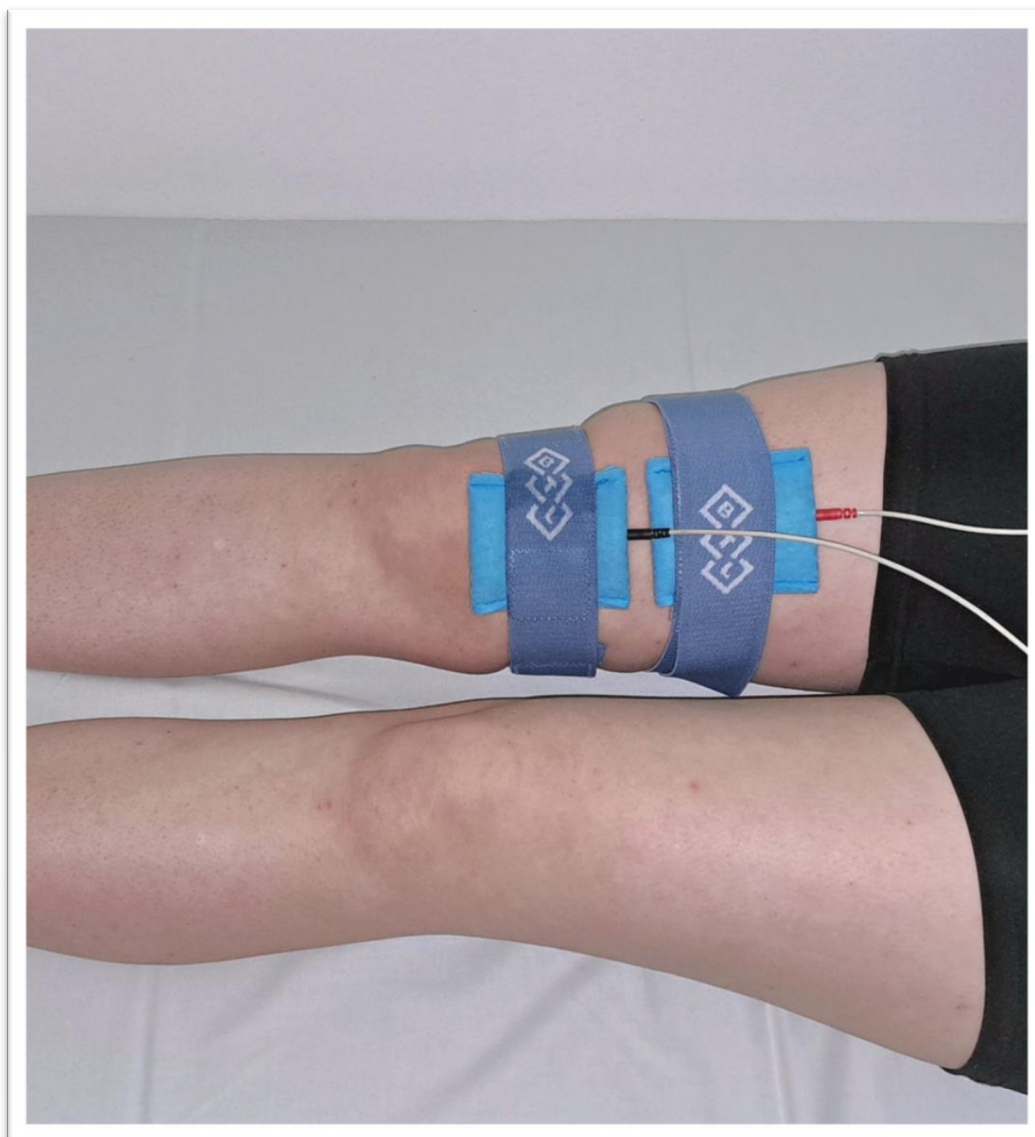
S pozdravem,

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI
Fakulta zdravotnických věd
Etická komise
Hněvotínská 3, 775 15 Olomouc

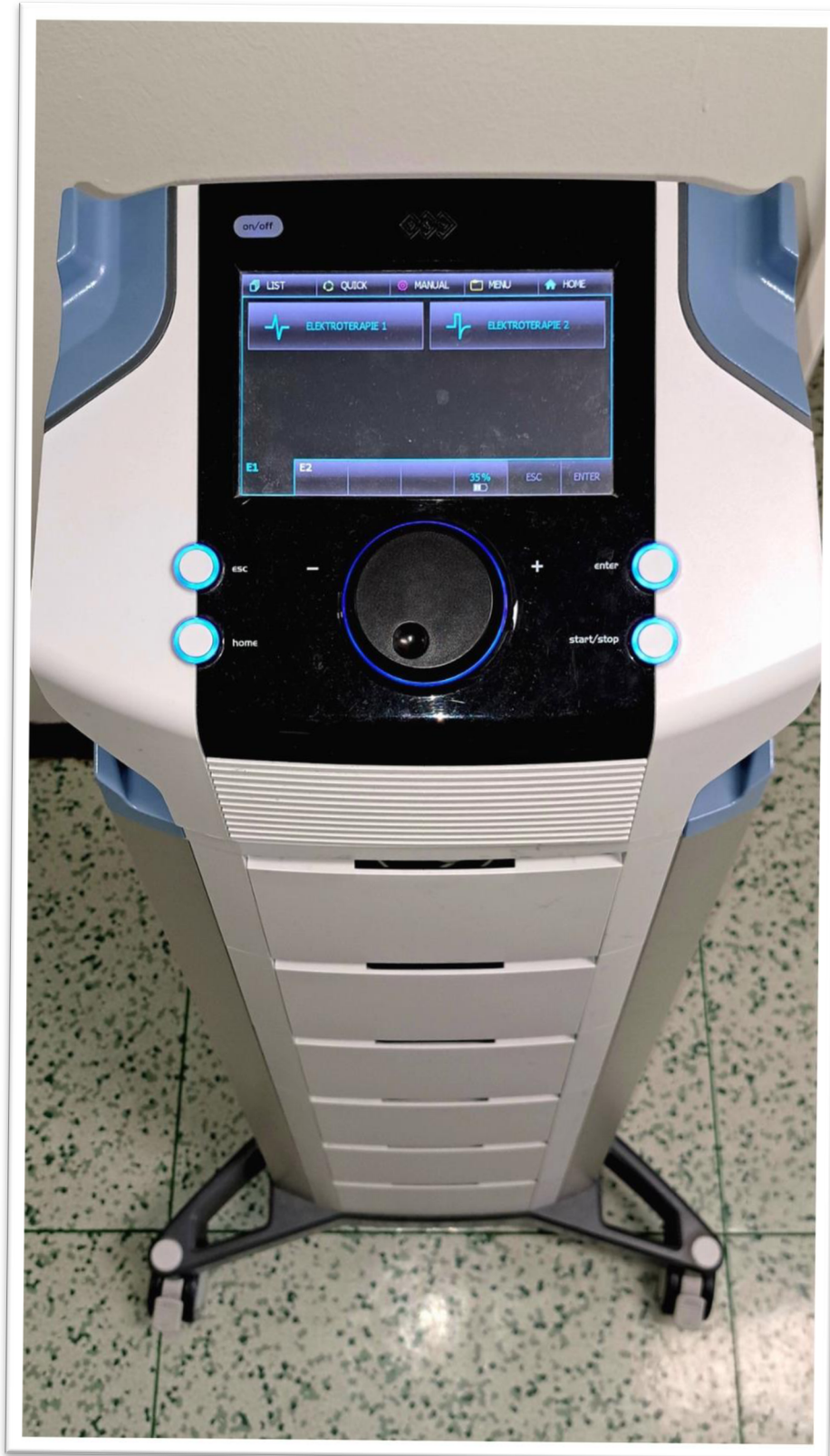
Mgr. Renáta Váverková
předsedkyně
Etické komise FZV UP

Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci
Hněvotínská 3 | 775 15 Olomouc | T: 585 632 880
www.fzv.upol.cz

Příloha 4 Uložení elektrod na musculus vastus medialis



Příloha 5 Příklad BTL4825S



Příloha 6 Protokol stanovení laterality dolní končetiny

Laterality dolní končetiny

- 1) Před Vámi leží míč, který chcete kopnut do branky, kterou nohou do něj kopnete?
- 2) Před Vámi jsou schody vzhůru, kterou nohou vykročíte na první schod?
- 3) Slyšíte hrát hudbu, kterou nohou začnete klepat rytmus písni?
- 4) Představte si, že máte poskočit na jedné noze, na které noze budete skákat?
- 5) Chcete do písku nakreslit obrazec, kterou nohu použijete?
- 6) Chcete skočit do písku, kterou nohou se odrážíte?
- 7) Kloužete se po ledu, jakou nohu dáte při skluzu dopředu?

Index dominance

$$DI = 100 (R) / (R + L)$$

$$DI = 100 \cdot \underline{\quad} / (\underline{\quad} + \underline{\quad})$$

$$DI = \underline{\quad}$$

sinistrie < 50 < dextrie