

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav klinické rehabilitace

Bc. Hana Machů

**Vliv denní doby na senzitivní a motorický práh dráždivosti
nízkofrekvenčních proudů**

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Miroslav Haltmar

Olomouc 2023

Anotace

Typ závěrečné práce: Diplomová práce

Téma práce: Vliv denní doby na senzitivní a motorický práh dráždivosti nízkofrekvenčních proudů

Název práce: Vliv denní doby na senzitivní a motorický práh dráždivosti nízkofrekvenčních proudů

Název práce v AJ: Influence of the daytime on the sensitive and motor irritability thresholds of low-frequency currents

Datum zadání: 2022-01-31

Datum odevzdání: 2023-05-17

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav klinické rehabilitace

Autor práce: Bc. Hana Machů

Vedoucí práce: Mgr. Miroslav Haltmar

Oponent práce: Mgr. Radek Mlíka, Ph.D.

Rozsah: 95 stran/ 10 příloh

Abstrakt v ČJ:

Úvod: Denní doba v podobě cirkadiánních rytmů ovlivňuje fungování lidského těla v průběhu celého života, a to jak v rámci fyziologie, tak chování či psychické stránky. Jejich působení v souvislosti s elektroléčbou, která je přínosnou součástí fyzioterapie, je stále neprostudovaným tématem.

Cíl: Stanovení vlivu denní doby na senzitivní a motorický práh dráždivosti nízkofrekvenčních proudů.

Metodika: Měření se zúčastnilo 40 probandů, u kterých nebyla prokázána vyřazovací kritéria. Jednalo se o 20 mužů a 20 žen, jejichž průměrný věk byl 23,85 let ($SD \pm 2,76$ let). Měření probíhalo u každého probanda dvakrát v průběhu jednoho dne, konkrétně ráno mezi 7-8 hodinou a poté odpoledne mezi 14-15 hodinou. K objektivizaci senzitivního a motorického prahu dráždivosti nízkofrekvenčních proudů jsme zvolili transkutánní elektroneurostimulaci (TENS) o frekvenci 50 a 100 Hz a dále proudy diadynamické (DD) – monophasé fixe (MF) a diphasé fixe (DF) aplikované na střední porci m. deltoideus a na m. vastus medialis (VM).

Výsledky: Statisticky významná změna v rámci denní doby byla zjištěna u prahově senzitivní intenzity (iPS) pro m. VM v případě 50 Hz TENS proudu ($p=0,009$), iPS pro m. VM u DD-MF ($p=0,006$) a u DD-DF jak pro m. deltoideus ($p=0,017$), tak pro m. VM ($p=0,007$). V případě výsledků pro zbylé typy proudů u iPS nebyla zjištěna statistická významnost, stejně jako u všech výsledků měřených v intenzitě prahově motorické.

Závěr: V celkovém měřítku výzkumu nedošlo ke statisticky významné změně a můžeme tedy říci, že v našem výzkumu nemá denní doba signifikantní vliv na senzitivní a motorický práh dráždivosti nízkofrekvenčních proudů.

Klíčová slova: Cirkadiánní rytmy, elektroterapie, nízkofrekvenční proudy, dráždivost

Abstrakt v AJ:

Introduction: The time of day in the form of circadian rhythms influences the functioning of the human body throughout life, both physiologically, behaviourally and psychologically. Their influence in the context of electrotherapy, which is a beneficial part of physiotherapy, is still an understudied topic.

Aim: To determine the effect of time of day on the sensory and motor threshold of low frequency current excitability.

Methods: The research constitutes of 40 probands who did not demonstrate exclusion criteria in the measurement. They were 20 males and 20 females with a mean age of 23.85 years ($SD\pm 2.76$). Measurements were taken twice during one day for each proband, namely in the morning between 7-8 am and then in the afternoon between 2-3 pm. To objectify the sensory and motor threshold of low-frequency excitability, we chose transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) at 50 and 100 Hz, as well as diadynamic currents (DD) – monophasé fixe (MF) and diphasé fixe (DF) applied to the middle portion of the m. deltoideus and to the m. vastus medialis (VM).

Results: A statistically significant result was found in threshold of sensitive intensity for the VM in case of 50 Hz TENS current ($p=0.009$), iPS for m. VM for DD-MF ($p=0.006$) and for DD-DF for both m. deltoideus ($p=0.017$) and m. VM ($p=0.007$). No statistical significance was found for the results for the remaining current types for iPS, as well as for all results measured in threshold motor intensity.

Conclusion: There was no statistically significant change in the overall scale of the study and we can therefore say that in our study, the time of day has no significant effect on the sensory and motor threshold irritability of low-frequency currents.

Keywords: Circadian rhythms, electrotherapy, low-frequency currents, irritability

Prohlášení autora

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

V Olomouci dne 17. května 2023

Bc. Hana Machů

Poděkování

Mé poděkování patří v první řadě vedoucímu diplomové práce Mgr. Miroslavu Haltmarovi za odborné vedení práce, cenné rady, komentáře a čas, který mi věnoval. Dále bych ráda poděkovala mé kamarádce Bc. Gabriele Janírkové za pomoc při statistickém zpracování dat a konzultace, které mi poskytla. Současně děkuji všem probandům, kteří byli ochotni zúčastnit se sběru dat za jejich spolupráci a čas. A v neposlední řadě děkuji mému blízkému okolí za podporu a trpělivost v průběhu tvorby diplomové práce a během celého studia.

Obsah

Úvod	8
1 Denní doba a její vliv na organismus	10
1.1 Cirkadiánní rytmy	11
1.1.1 Hormonální úroveň	12
1.1.2 Endogenní a exogenní faktory	13
2 Neurofyzilogické principy.....	14
2.1 Dráždivost nervových vláken	14
2.1.1 Klidový membránový potenciál.....	15
2.1.2 Akční potenciál	15
2.2 Aference a eference	17
2.2.1 Bolest	17
2.2.2 Vrátková teorie bolesti.....	18
2.3 Závislost dráždivosti na frekvenci.....	19
2.4 Vztah dráždivosti na polaritě elektrody.....	20
2.5 Vztah dráždivosti na tvaru impulzu.....	21
3 Fyzikální terapie.....	23
3.1 Kontaktní elektroterapie	23
3.2 Nízkofrekvenční proudy	24
3.2.1 TENS	24
3.2.2 Diadynamické proudy	26
3.3 Intenzita	27
4 Svaly.....	29
4.1 Musculus deltoideus	29
4.2 Musculus vastus medialis	30
5 Cíle a hypotézy.....	31
5.1 Hypotézy.....	31
6 Metodika	33
6.1 Charakteristika výzkumné skupiny	33
6.2 Postup měření a sběr dat.....	34
6.3 Metody statistického hodnocení	35
7 Výsledky	37
8 Diskuze	55

8.1	Diskuze k přijatým hypotézám	60
8.2	Limity studie.....	63
8.3	Východiska pro další výzkum	65
	Závěr	68
	Referenční seznam	70
	Seznam zkratk.....	81
	Seznam obrázků.....	82
	Seznam tabulek.....	83
	Seznam příloh	84

Úvod

Většina organismů na Zemi vykazuje cykličnost jak v rámci chování, tak co se fyziologických funkcí týče. Cykličnost nás ovlivňuje v průběhu celého života (Meléndez-Fernández et al., 2021, s. 2; Patke, Young, Axelrod, 2019, s. 67; Poljsak, Ribarič, Milislav, 2019, s. 1). Cirkadiánní rytmicita, a tedy i cirkadiánní rytmy jsou udržovány skrz geneticky zakódované biologické hodiny, které zajišťují generování cyklických změn v průběhu celého dne (Patke, Young, Axelrod, 2019, s. 67). V posledním desetiletí roste množství studií a celkový zájem o tematiku cirkadiánních rytmů, a to jak na úrovni buněčné, tak na úrovni celého organismu. Svou roli v tomto hraje i fakt, že v roce 2017 vědci získali Nobelovu cenu právě za objasnění této problematiky (Yousefzahedfard, Wechsler, DeLorenzo, 2022, s. 1-2).

Elektroterapie má v terapeutické praxi své dlouhodobé místo. I když prošla za řadu let významnými změnami a stále se vyvíjí, i v současné době se stále využívá především jako doplňková terapie (Watson, 2008, s. 3). Mnohými terapeuty je přijímána pozitivně, jiní se k této formě terapie přiklánějí méně (Paul et al., 2022, s. 343). Avšak pro pacienta může mít její začlenění do léčby významný přínos (Watson, 2008, s. 9). Hojně využívána bývá jak v rámci diagnostiky, tak i pro účely terapie, a to pro příznivé působení elektrických proudů a jejich impulzů na organismus (Poděbradský, Vařeka, 1998, s. 149).

Diplomová práce měla za cíl stanovit vliv denní doby na senzitivní a motorický práh dráždivosti nízkofrekvenčních proudů. K objektivizaci byly využity nízkofrekvenční proudy typu TENS a DD, v obou případech o frekvencích 50 a 100 Hz, a to na střední porci m. deltoideus a m. vastus medialis. Pro zjištění efektu denní doby byly statisticky vyhodnoceny hodnoty ranního a odpoledního měření.

Jako podklad diplomové práce sloužilo 63 odborných článků, z nichž 4 byly české a zbylých 59 zahraničních. K jejich vyhledání byly využity on-line databáze. Jednalo se především o PubMed, ScienceDirect, Scopus, BioMed Central, ResearchGate a Cochrane Database of Systematic Reviews. Současně bylo využito 13 knižních publikací v českém jazyce a 5 v jazyce anglickém. Využita byla i jedna diplomová práce. Jako klíčová slova byla především zvolena: cirkadiánní rytmy, elektroterapie, nízkofrekvenční proudy, dráždivost a jejich anglické ekvivalenty: circadian rhythm, electrotherapy, low-frequency currents a irritability. Jako úvodní literaturu bych vyzdvihla tyto knižní publikace:

ENOKA, R. M. 2008. *Neuromechanics of human movement*. 4th ed. Champaign, Ill.: Human Kinetics. ISBN 978-0-7360-6679-2.

LATASH, M. L. 2008. *Neurophysiological basis of movement*. 2nd ed. Champaign, Ill.: Human Kinetics. ISBN 978-0-7360-6367-8.

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

PODĚBRADSKÝ, J., VAŘEKA, I. 1998. *Fyzikální terapie*. Praha: Grada. ISBN 80-716-9661-7.

ROBINSON, A., SNYDER-MAKLER, L. 2008. *Clinical electrophysiology: electrotherapy and electrophysiologic testing*. Baltimore, Md.: Lippincott Williams & Wilkins, ISBN 0-7817-4484-9.

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

WATSON, T. 2008. *Electrotherapy: evidence-based practice*. VB, Edinburgh: Elsevier Churchill Livingstone. ISBN 978-0-443-10179-3.

1 Denní doba a její vliv na organismus

Téměř všechny organismy na Zemi mají vnitřní organizační a časovací systém nazývaný biologické oscilátory nebo jen „biologické hodiny“. Tyto oscilátory vytvářejí a udržují rytmy, které pomáhají organismům připravovat se na předvídatelné události (jako je například tma) s cílem efektivně využívat energii, optimálně reagovat na situace a regulovat stres. Zároveň mají za úkol synchronizovat chování a funkce lidského těla. Tyto hodiny řídí cirkadiánní rytmicita ve většině biologických procesů (Meléndez-Fernández et al., 2021, s. 2; Patke, Young, Axelrod, 2019, s. 67; Poljsak, Ribarič, Milislav, 2019, s. 1). Všeobecně se domnívá, že cirkadiánní hodiny byly vytvořeny jako adaptace na 24hodinový cyklus rotace Země (Montaruli et al., 2021, s. 1; Poljsak, et al., 2019, s. 1). Je prokázáno, že lidské biorytmy nejsou ovládány pouze střídáním dne a noci – externími vlivy, ale vnitřními hodinami nastavenými na 24 hodin. S těmito hodinami se člověk rodí, ovšem k jejich zdokonalování dochází až v průběhu prvních měsíců života (Panda, 2020, s. 29-30; 33).

Rytmičnost se zdá být zásadní pro řízení a harmonizaci vnitřních metabolických procesů a také pro koordinaci těchto procesů s každodenními změnami prostředí (Poljsak, Ribarič, Milislav, 2019, s. 1). Rytmicita se projevuje téměř ve všech aspektech našeho každodenního života. Ještě před probuzením připravují cirkadiánní hodiny naše tělo – snižuje se produkce melatoninu (spánkového hormonu), zrychlí se dech, zvýší krevní tlak a tep. Po probuzení se mírně zvyšuje hladina kortizolu – stresového hormonu, který nám pomáhá lépe zvládat stresové situace. Působení hodin se promítá i do kognitivních funkcí – připravují mozek pro řešení problémů během dne. Současně také dochází k postupnému narůstání svalového tonu, který je největší na konci dne. Večer dochází k opačným dějům než před probuzením a tělo se připravuje na spánek. Tento velice stručně uvedený rytmus se opakuje každý den (Panda, 2020, s. 31-32).

Přítomnost cirkadiánních rytmů byla pozorována v různých organismech, nejen u člověka, a zachována během evoluce. Jedná se mimo jiné o rytmy v rámci přijímání potravy, spánku, trávení, kardiálních funkcí, imunitního systému či kolísání tělesné teploty (Poljsak, Ribarič, Milislav, 2019, s. 1). Dle Pandy (2020, s. 53) tvoří základ zdraví tři hlavní rytmy, a to spánkové, rytmy zajišťující výživu a aktivitu. Koncentrace každé substance v těle, jako jsou hormony, enzymy, tělesný tuk, elektrolyty či minerály se udržují v určitém rozmezí a mnoho látek má tendenci během 24 hodin více či méně oscilovat (Poljsak, Ribarič, Milislav, 2019, s. 1).

1.1 Cirkadiánní rytmy

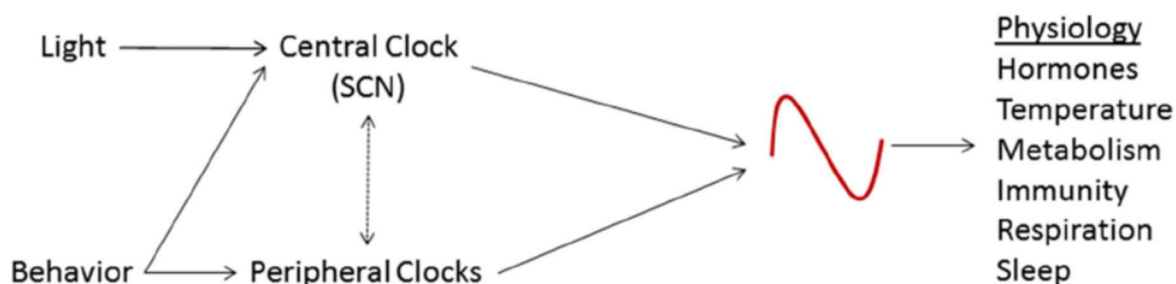
Živé organismy vykazují cykličnost jak ve fyziologických, hormonálních nebo psychologických procesech, tak i v rámci jejich chování a kognitivních funkcích (Selvi et al., 2017, s. 1). Cirkadiánní hodiny určují každému z aspektu života optimální čas a tím optimalizují schopnost organismu se těmto dějům co nejlépe přizpůsobit, a to ať už se jedná o příjem potravy, regeneraci, rozmnožování či využití energie v průběhu dne (Panda, 2020, s. 44). Každý z orgánů obsahuje své vlastní hodiny, které řídí například produkci enzymů a hormonů (Panda, 2020, s. 48). A to i na buněčné úrovni, v rámci řízení metabolismu, obnovy buněk či jejich sekrece (Panda, 2020, s. 50-51; Ruan, Yuan a Eltzhig, 2021, s. 28).

Studie využívají jako hlavní aspekty hodnocení cirkadiánních rytmů spánkovou rutinu, práci na směny, užívání farmak a menstruační cyklus. Současně jsou využívány postupy pro měření melatoninu, což je jeden z nejčastěji měřených cirkadiánních markerů (Yousefzahedfard, Wechsler, DeLorenzo, 2022, s. 1-2).

Cirkadiánní rytmy se manifestují v podobě „ranních“ či „večerních“ typů jedinců, popřípadě jako jejich kombinace. U těchto chronotypů byla prokázána například rozdílná tělesná teplota v průběhu dne, produkce hormonů (především melatoninu a kortizolu) či rozdílná doba spánku a probouzení. Liší se také kognitivní složka, jako je pozornost jedince (Montaruli et al., 2021, s. 2; Ruan, Yuan a Eltzhig, 2021, s. 289).

Systém zajišťující správné fungování těchto rytmů se skládá ze tří komponent – vstupů, oscilátoru a výstupů. Pracuje na dvou úrovních, a to systémové a buněčné (Ruan, Yuan a Eltzhig, 2021, s. 287).

Na systémové úrovni (znázorněno na Obrázku 1 níže) je hlavním vstupním podnětem světlo, které resetuje centrální oscilátor – suprachiasmatická jádra (SCN). Jedná se o shluk buněk uložený v hypothalamu, společně s centry pro řízení spánku, bdělosti, hladu a sytosti či centrem pro zvládání stresových reakcí (Panda, 2020, s. 52; Patke, Young, Axelrod, 2019, s. 67; Poljsak, Ribarič, Milislav, 2019, s. 1; Ruan, Yuan a Eltzhig, 2021, s. 288). Jeho funkcí je udržování fázového vyrovnávání autonomních buněčných hodin. Vstupní podnět jde přes fotosenzitivní ganglionální buňky retiny. Informace z nočního či denního cyklu jde přes části mozku k periferním tkáním cestou endokrinních a neuronálních signálů (Poljsak, Ribarič, Milislav, 2019, s. 1). Kromě vlivu světla se může jednat například i o příjem potravy nebo cvičení (Meléndez-Fernández et al., 2021, s. 3). Aby došlo k optimálnímu fungování, musí být synchronizovány centrální a periferní hodiny společně s vnějším prostředím (Jobanputra et al., 2020, s. 1-2).



Obrázek 1 Schéma cirkadiánních hodin – vnější a vnitřní faktory ovlivňující centrální a periferní hodiny, výsledkem jejichž synchronizace je regulace fyziologických funkcí jedince (Jobanputra et al., 2020, s. 2)

SCN se dá popsat jako síť oscilačních buněk, které jsou mezi sebou úzce spojeny. Jejich funkcí je kontrola periferních hodin v dalších částech mozku a napříč celým tělem skrz neuronální a hormonální signály. Neuronální kontrola probíhá cestou sympatiku a parasympatiku, jako „kontrolní“ hormony můžeme zmínit mimo spousty dalších například melatonin či glukokortikoidy. Periferními hodinami (výstupy) jsou jednotlivé orgány – srdce, játra nebo například ledviny (Ruan, Yuan a Eltzhig, 2021, s. 288). Rytmy u jednotlivých orgánů či tkání musí být synchronizovány s oscilátorem v rámci denní doby. Současně jsou vyvinuty komplexy a prvky, které tyto rytmy regulují (Jobanputra et al., 2020, s. 1-2; Poljsak, Ribarič, Milislav, 2019, s. 1).

Na individuální buněčné úrovni jsou cirkadiánní rytmy regulovány proteiny, které fungují na principu zpětné vazby (Poljsak, Ribarič, Milislav, 2019, s. 1).

1.1.1 Hormonální úroveň

Hlavními hormony, které stojí za zmínku v rámci syntézy v souvislosti s cirkadiánními rytmy, jsou například melatonin, prolaktin, testosteron, luteinizační hormon, kortizol, katecholaminy či aldosteron (Poljsak, Ribarič, Milislav, 2019, s. 3).

Melatonin, jakožto hormon s hlavní rolí v regulaci cirkadiánních rytmů, je zmiňován jako vnitřní „udavač času“. Jeho rytmus je generován jádry SCN dle střídání světla a tmy. Jedná se o přírodní antioxidant a regulátor, jehož signály jsou využívány k synchronizaci centrálních a periferních oscilátorů a přenastavování cirkadiánních rytmů včetně časování spánku a bdění, regulaci krevního tlaku či „nastavování“ reprodukce. Jak jedinci stárnou, produkce melatoninu klesá, což vede ke snížení schopnosti adaptace na vnější a vnitřní prostředí (Poljsak, Ribarič, Milislav, 2019, s. 3).

Vzhledem k tomu, že neustálá expozice vytváří rezistenci, dochází k cyklickému uvolňování hormonů, což rezistenci zabraňuje. Pro příklad kortizol se vylučuje každých 60-90 minut s nejvyšší amplitudou a frekvencí těsně před probuzením. Thyreoidní hormon má vrchol vylučování uprostřed biologické noci, růstový hormon je vylučován během hlubokého spánku s vrcholem během nástupu spánku. Naopak inzulín je produkován s různou intenzitou během dne a minimálně během noci (Poljsak, Ribarič, Milislav, 2019, s. 3).

1.1.2 Endogenní a exogenní faktory

Cirkadiánní rytmy jsou ovlivňovány jak vnitřními, tak vnějšími faktory. Vnější zahrnují například fyzickou aktivitu jedince, mentální a emocionální stres, stravovací návyky, konzumaci kofeinu nebo syntézu vitamínu D3. Stejně tak zde spadají vlivy prostředí jako světlo, teplota a hluk (Jang-Han et al., 2019, s. 1). Pokud dojde ke změně cirkadiánního rytmu vnějšími faktory, následky se projeví jak na úrovni fyziologické (např. metabolický stres), tak na úrovni psychologické, např. ovlivněním kognitivních funkcí a mentálního zdraví (Haupt et al., 2021, s. 3).

Vnitřní faktory ovlivňující cirkadiánní rytmy zahrnují sympatický a parasympatický nervový systém, koncentraci melatoninu a adrenalinu v plazmě či vazokonstrikce/vazodilatace (Jang-Han et al., 2019, s. 1).

Mnoho studií dokázalo, že ukazatele a hormony v těle vykazují cirkadiánní variace. Například aktivita sympatického nervového systému a vazokonstrikce jsou dominantní v průběhu dne, kdežto změny koncentrace melatoninu v plazmě a vazodilatace převažují v noci. Dále bylo zjištěno, že srdeční frekvence modulovaná autonomním nervovým systémem roste během REM (rapid eye movements) fáze spánku v ranních hodinách, stejně jako krevní tlak (Jang-Han et al., 2019, s. 1; Duez, Staels, 2010, s. 1529).

Biologické hodiny zabezpečují hospodaření metabolismu s energetickým substrátem. Studie prokázaly souvislosti mezi cirkadiánními rytmy a kardiovaskulárními či metabolickými onemocněními, a to především u lidí pracujících ve směnném provozu. Důvodem je zde narušení cirkadiánních a spánkových rytmů, a tím fungování celého organismu (Duez, Staels, 2010, s. 1529). Současně bylo provedeno mnoho studií k pochopení souvislostí mezi variacemi cirkadiánních rytmů a nemocemi jako je demence či nespavost (Jang-Han et al., 2019). Nejvíce prostudovaným příkladem je vysoký výskyt infarktu myokardu a cévní mozkové příhody v brzkých ranních hodinách, a to v důsledku zvýšení krevního tlaku (Ruan, Yuan a Eltzhig, 2021, s. 291).

2 Neurofyziologické principy

Dráždivost je vysvětlena jako schopnost organismu reagovat na podněty, a to jak z vnitřního, tak i vnějšího prostředí. Jedním z projevů vzruchu a nejdůležitější jednotkou přenosu informací je akční potenciál (Latash, 2008, s. 14). Z těchto základních faktů vycházíme při aktivaci excitabilních tkání – nervů a kosterních svalů při aplikaci elektroterapie (Robinson, Snyder-Makler, 2008, s. 72).

2.1 Dráždivost nervových vláken

Podnět neboli stimulus je definován jako každá změna vnějšího či vnitřního prostředí působící na neuron. O jeho účinnosti rozhoduje několik faktorů, kterými jsou rychlost změny jeho intenzity, kvalita, kvantita nebo doba trvání (Trojan, 2003, s. 74).

Kvalita podnětu je dána typem působící energie, jako je například energie elektrická, mechanická či chemická, přičemž většina neuronů reaguje především na konkrétní formu energie. Pro příklad uvedeme taktilní receptory, které jsou citlivé na deformaci tkáně. Kvantita podnětu je definována zákonem „vše nebo nic“. Pro vyvolání vzruchu je potřebné dosáhnout určité intenzity podnětu, který se označuje jako prahový. Pokud není této intenzity dosaženo, nazýváme tyto podněty podprahové. V opačném případě, kdy je podnět vyšší než prahový, dochází ke zvyšování odpovědi, a to z důvodu dráždění většího množství nervových vláken, a tudíž i dalších neuronů. Pokud tedy chceme aktivovat všechna nervová vlákna v daném nervu, je nutné využít maximální podnět. Tento jev bude blíže rozebrán v kapitole věnující se akčnímu potenciálu. Zároveň je nutné brát v potaz dobu trvání podnětu. Abychom vyvolali vzruch při působení nižší intenzity podnětu, je nutné, aby podnět působil déle (Trojan, 2003, s. 74-75).

Neurony reagují na působení podnětu podrážděním, díky kterému jsou schopny rychle přenášet informace. Za to je zodpovědná neuronální membrána, především díky přítomnosti iontových kanálů, které společně s dalšími strukturami ovlivňují její funkční stav. Ty můžeme ve zkratce rozdělit na napět'ově a chemicky řízené iontové kanály. Elektricky drážditelná je neuronální membrána tam, kde převažují napět'ově řízené iontové kanály a na základě toho jsou neurony schopny vytvořit vzruch, jinými slovy impulz. Jednou ze struktur, kde tyto kanály převažují, jsou membrány svalových vláken. A právě v tomto případě se uplatňuje zákon „vše nebo nic“. Vzruchy se mohou šířit rychlostí až 120 m/s, přičemž nejrychleji se šíří v tlustých, myelinizovaných vláknech (Trojan, 2003, s. 75-77).

2.1.1 Klidový membránový potenciál

U klidového potenciálu, který vzniká nerovnoměrným rozložením iontů na membráně, dochází k lehkému kolísání kolem hodnoty ustáleného stavu. Jedná se o stav, kdy k buněčné membráně nepřichází žádné stimuly. Jedním z hlavních důvodů vzniku nerovnoměrného rozložení iontů jsou iontové kanály, které jsou v klidovém stavu buňky otevřené. Na semipermeabilní buněčné membráně nervového vlákna, mezi povrchem a vnitřní částí, je potenciálový rozdíl cca -50 až -90 mV. Enoka (2008) udává tuto hodnotu okolo -65 mV, Robinson a Snyder-Makler (2008) zmiňují hodnoty okolo -90 mV pro sval a -70 mV pro vlákna periferního nervu (Enoka, 2008, s. 179, 186; Robinson, Snyder-Makler, 2008, s. 73; Trojan, 2003, s. 77).

Změnu membránového potenciálu zabezpečují ionty, konkrétně náboj, který nesou, současně s propustností membrány pro jednotlivé ionty. Jedná se o ionty draselné (K^+), sodné (Na^+) a chlorné (Cl^-) a také anionty bílkovin. V klidovém stavu má vnitřní povrch membrány přebytek záporných nábojů a vnější povrch kladných. Jinými slovy je vnitřní část membrány vůči vnějšímu záporná. Rozdíl koncentrace na stranách membrány způsobuje koncentrační gradient. Vnitřní koncentrační gradient působí na ionty Na^+ a Cl^- , které jsou více koncentrovány v extracelulární tekutině. Naopak ionty K^+ jsou více obsaženy v cytoplazmě, působí na ně tedy vnější koncentrační gradient (Enoka, 2008, s. 179, 186; Trojan, 2003, s. 77).

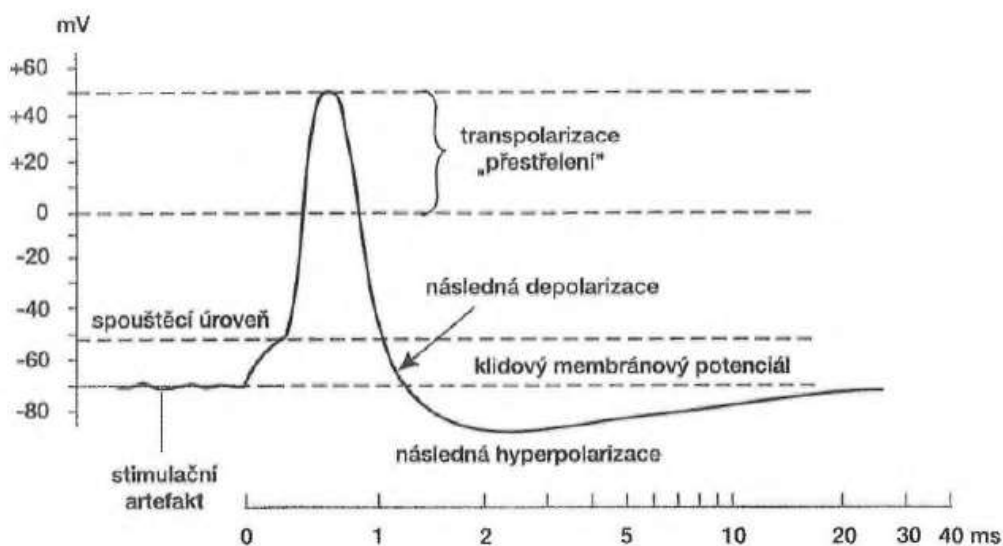
Pokud dojde k synapsi a současně k depolarizaci skrz elektrický náboj o více než 15 mV, dojde k aktivaci napěťově řízených kanálů pro K^+ a Na^+ , které způsobí vznik akčního potenciálu (Enoka, 2008, s. 179, 186; Trojan, 2003, s. 77).

2.1.2 Akční potenciál

Akční potenciál je nejdůležitější jednotkou přenosu informací (jedním z projevů vzruchu). Jedná se o změnu napětí na membráně vztaženou k času (Latash, 2008, s. 14). Základem je změna polarizace neboli změny klidové rovnováhy na membráně v okamžiku průchodu vzruchu. Akční potenciál v nejvyšším bodě dosahuje cca +30 až +40 mV. Ve zkratce dochází nejdříve k depolarizaci, kdy se zvyšuje změna potenciálu. Po depolarizaci se povrch stává elektronegativním, což znamená, že došlo k obrácení polarity – transpolarizaci. Právě v tento moment dosahuje akční potenciál svého vrcholu a rychle se vrací ke své klidové hodnotě – nastává repolarizace (Enoka, 2008, s. 187; Robinson, Snyder-Makler, 2008, s. 74; Trojan, 2003, s. 77).

Pokud se membrána dostane do refrakterní fáze, je obtížné, až nemožné dosáhnout dalšího akčního potenciálu. Tento stav závisí na opětovné aktivaci Na^+ a K^+ kanálů.

Tu rozlišujeme na absolutní a relativní. V případě absolutní refrakterní fáze není možné vyvolat akční potenciál ani intenzivním podnětem, právě z důvodu inaktivity Na^+ kanálů. A to až do doby, dokud nedojde k repolarizaci membrány. Relativní refrakterní fáze je období, kdy je možné vytvořit akční potenciál pouze nadprahovým podnětem (Enoka, 2008, s. 187; Trojan, 2003, s. 80). Názorné schéma průběhu akčního potenciálu zobrazuje Obrázek 2.



Obrázek 2 – Schéma akčního potenciálu (Trojan, 2003, s. 78)

Akční potenciál má „prahovou povahu“. Pro lepší objasnění tohoto tvrzení a detailnější rozebrání předchozího odstavce uvedeme příklad při aplikaci elektrického stimulu. Při nízkých hodnotách stimulu zareaguje membrána malou změnou potenciálu a následně se rychle vrací zpět do klidové (neboli rovnovážné) hodnoty. K jeho šíření sice dochází i nadále, protože se šíří i účinky elektrického pole, ovšem dochází k rychlému poklesu. A to z důvodu slábnoucího působení elektrického pole a zvýšení vzdálenosti od místa stimulu. Nejvyšší hodnota odchylky od klidové hodnoty membránového potenciálu tedy bude v době aplikace stimulu. Pokud budeme i nadále aplikovat proud, bude se zvyšovat i odchylka od klidové hodnoty membránového potenciálu, až dokud nedosáhne hraniční hodnoty. V této chvíli dojde k neúměrně velké změně potenciálu, což se nazývá membránový nebo stimulační práh. Pokud bychom i nadále zvyšovali podnět, žádná další změna nenastane a membrána bude reagovat stejně velkým akčním potenciálem. Toto chování akčního potenciálu je definováno již zmíněným zákonem „vše nebo nic“. Jinými slovy akční potenciál bude mít stále stejnou hodnotu nebo vůbec žádnou (Latash, 2008, s. 14).

2.2 Aference a eference

V lidském těle se nacházejí specializované buňky a zakončení aferentních nervů, které jsou citlivé na určitý typ dráždění. Tyto buňky se nazývají receptory neboli čidla. Dráždění se v tkáních transformuje na elektrické potenciály, přičemž každý receptor je uzpůsoben pro reakci na ideálně jednu formu dráždění. Například mechanoreceptory reagují na mechanické podráždění, fotoreceptory na fotony viditelného světla a nociceptory registrují fyzikální a chemické podráždění související s poškozením tkáně. V motorickém systému rozlišujeme svalová vřeténka, Golgiho šlachová tělíska, kloubní receptory a kožní senzitivní zakončení (nociceptory) (Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 17-18).

Ascendentní nervová vlákna vedou cestou ascendentní (aferentních) nervových drah informace z receptorů (periferie) směrem do vyšších struktur centrálního nervového systému (CNS). Tyto dráhy se nacházejí v zadních rožích míšních a všeobecně jsou označovány jako dráhy senzitivní (Enoka, 2008, s. 249-250; Opavský, 2011, s. 35). Pomocí aferentního systému můžeme zaktivizovat autoreparační mechanismy organismu ještě ve fázi rozvoje poruchy. Tím jsme často schopni odstranit funkční poruchu ještě dříve, než dojde k přeměně na poruchu strukturální (Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 19).

2.2.1 Bolest

Za normálních fyziologických podmínek mozek generuje pocity bolesti zpracováním příchozí negativní informace ze stimulů, jakými je například poškození nebo potencionální poškození tkáně (Opavský, 2011, s. 18; Watson, 2008, s. 255). Jedná se o nepříjemný subjektivní vjem, který registrují specializované receptory. Těmito receptory jsou nociceptory, které registrují mimo bolesti i chemické a fyzikální podráždění. Bolest může vznikat také jako reakce nocisenzorů na látky, které jsou uvolňovány při zánětu (Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 31, Watson, 2008, s. 255).

Bolest je neuronálními drahami vedena až do CNS, kde dochází k centrálnímu zpracování. Vedení bolesti je zprostředkováno tenkými vlákny – slabě myelinizovanými A δ a nemyelinizovanými C vlákny, která začínají v periférii a jsou vedena směrem do míchy a dál do CNS. Tato vlákna se označují jako primární aference pro nocicepci a dle vrátkové teorie bolesti (viz str. 18) jsou zodpovědná za „otevírání cesty pro bolest“. Vlákna A δ jsou zodpovědná za ostrou přesně lokalizovanou bolest a jsou tzv. „rychlou složkou bolesti“. Oproti tomu vlákna typu C zodpovídají za bolest nepřesně ohraničenou, tupé nebo pálivé kvality, která se udává jako „pomalá“ (Opavský, 2011, 35-36; Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 32-33).

Silně myelinizovaná nervová vlákna A β zprostředkovávají vedení taktilních podnětů, jako je například tření o kůži; vlákna A α jsou zodpovědná za propriocepci. Výsledné zpracování probíhá v podkorových a korových oblastech, jako je gyrus postcentralis, a promítají se při něm jak motorické a senzorycké faktory, tak i emoční a vegetativní komponenty (Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 32-33). Svou funkci zde mají i descendentní dráhy (descendentní inhibiční systémy), které se uplatňují při modulaci, konkrétně tlumení bolesti. Ve zkratce tlumí vstup bolestivých podnětů v CNS a následně skrz nervová vlákna vedoucích k zadním rohům míšním (Opavský, 2011, s. 40-41).

A právě v této fázi přichází na řadu vedle farmakoterapie či psychoterapie také fyzikální terapie. Analgetický účinek má za cíl snížit bolest, ovšem neřeší kauzální příčinu. Zároveň je nutno podotknout, že akutní bolest má informační charakter a ochrannou funkci, proto nesmí být ovlivňována bez řádné diagnostiky. Fyzikální terapie pracuje především na základě teorií tlumení bolesti, kde se jako nejvhodnější ukázala vrátková teorie tlumení bolesti, dále také endorfinová teorie či teorie kódů (Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 34-37).

Konkrétním příkladem aplikace elektroterapie s analgetickým účinkem jsou diadynamické proudy (DD) nebo transkutánní elektroneurostimulace (TENS) při frekvenci okolo 100 Hz (Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 34-35).

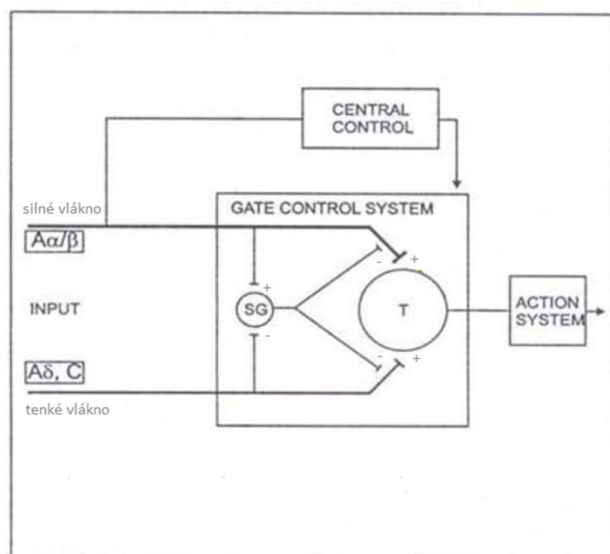
2.2.2 Vrátková teorie bolesti

Vrátková teorie bolesti, popsána Melzackem a Wallem v roce 1965, je jednou z teorií bolesti, které zajišťují analgetický účinek. Jejím principem je předpoklad, že v zadních rozích míšních jsou jakási „vrátka“ – specializované buňky (substantia gelatinosa Rolandi – SG), které regulují množství aferentních bolestivých stimulů, redukuje a mění vnímání původních bolestivých stimulů (Melzack, 1996, s. 132-133; Page et al., 2016; Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 34).

Tento mechanismus (viz Obrázek 3 níže) ovlivňuje aktivita ve vláknech s větším průměrem – silnějších (A α , A β) a vláknech s menším průměrem – tenčích (A δ , C). V principu vlákna silná inhibují přenos (zavírají vrátka) zatímco vlákna tenká facilitují přenos. Jinými slovy jsou zodpovědná za vznik a rozvoj bolesti (Melzack, 1996, s. 132-133; Opavský, 2011, s. 29; Watson, 2008, s. 255). Současně je aktivita těchto vláken ovlivňována nervovými impulzy jdoucími z mozku. Dochází k aktivaci specializovaného systému vlákniny s větším průměrem a cestou descendentních vláken k modulaci vrátkového mechanismu v míše. V důsledku toho, pokud zde buňky dosáhnou kritické úrovně, dojde k aktivaci akčního systému (konkrétní nervové oblasti), které jsou zodpovědné za charakteristické prožívání bolesti. Při uzavření

„vrátek“ se do mozku dostane méně informací, což vede ke snížení pocitu bolesti (Melzack, 1996, s. 132-133; Watson, 2008, s. 255).

Ovlivnění vrátkového systému probíhá jak z periferie, tak i z CNS. Opavský (2011, s. 30) uvádí, že z toho důvodu je vnímání bolesti mezi jedinci velice individuální. A to především kvůli různému poměru neurotransmisy, která bolest zesiluje nebo naopak potlačuje. Také zmiňuje, že stav nervového systému v daný čas rozhoduje o míře vnímání bolesti, a to i u jednoho konkrétního jedince. K modulaci bolesti tímto způsobem bývají užívány různé metody, mezi které patří například TENS proudy (Melzack, 1996, s. 132-133; Opavský, 2011, s. 30).



Obrázek 3 Vrátková teorie bolesti dle Melzacka a Walla (Opavský, 2011, s. 30)

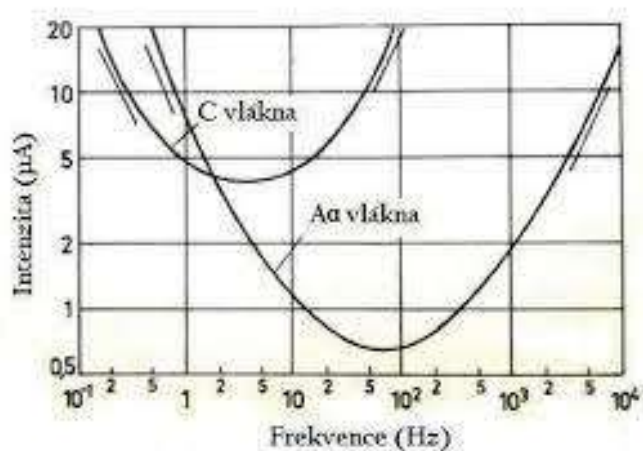
2.3 Závislost dráždivosti na frekvenci

Frekvence se měří v jednotkách Hertz (Hz) a udává počet pulzů za sekundu v případě pulzního proudu. V anglické literatuře se často setkáváme s označením pps (pulses per second). Jejich délka se obvykle udává v ms nebo μ s (Watson, 2008, s. 206-207). Vliv frekvence na intenzitu prahového podnětu u střídavých proudů popsali v roce 1970 Lullies a Trincker. Dle nich existuje tzv. frekvenční optimum, které udávají při 50–100 Hz pro A α vlákna a 5 Hz pro C vlákna, kdy tyto frekvence působí nejdráždivěji. Dráždivost se snižuje na obou stranách frekvenčního optima. Pro výslednou frekvenci je v tomto případě podstatná i rychlost vedení informace. Také udávají, že tyto frekvence mohou být využity k selektivní dráždivosti (Lullies, Trincker, 1970, s. 70).

C vlákna jsme schopni selektivně podráždit i frekvencí nižší, než je 5 Hz, Robinson a Snyder-Makler (2008, s. 164) zmiňují frekvenci 2–4 Hz. Poděbradský a Poděbradská (2009,

s. 36) vysvětlují selektivní dráždění těchto vláken v souvislosti s endorfinovou teorií tlumení bolesti, kterou popsali v letech 1974–1976 Terenius a Waldström. Zmiňují využití nízkofrekvenčních proudů s frekvencí do 10 Hz. V případě některých konkrétních typů proudů, jejichž působení je vysvětleno touto teorií, se využívají i frekvence nižší než 1 Hz (Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 85, 91).

Grafické znázornění tohoto tvrzení je uvedeno jako Obrázek 4 v podobě Lulliesova diagramu, kdy je zobrazen vztah intenzity prahového podnětu a frekvence u A α a C vláken. Poděbradský a Poděbradská (2009, s. 36) uvádějí tento vztah také pro A β vlákna, kdy k jejich podráždění stačí při intenzitě 50–100 Hz i nejmenší aplikovaná intenzita.



Obrázek 4 Závislost dráždivosti nervových vláken na frekvenci (Lulliesův diagram) (Lullies, Trincker, 1970, s. 70)

Aplikace proudu o frekvenci 50 Hz v intenzitě nadprahově motorické (NPM) způsobuje motorické dráždění. Proudů o frekvenci 100 Hz v intenzitě nadprahově senzitivní (NPS) mají účinek analgetický – uplatňuje se zde vrátková teorie bolesti (Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 80-81).

2.4 Vztah dráždivosti na polaritě elektrody

Při aplikaci především monofázického pulzního či asymetricky bifázického proudu je nutné brát v potaz polaritu elektrod (Robinson, Snyder-Makler, 2008, s. 99). Monofázický a bifázický proud vychází z jeho dělení dle polarit. U proudu monofázického se polarita elektrod nemění. Naopak je tomu u proudu bifázického, kde dochází ke střídání polarit na elektrodách (Navrátil, 2019, s. 81). Například při aplikaci monofázického impulzu bývá negativně nabitá elektroda – katoda zpravidla dráždivější než kladně nabitá elektroda – anoda (Robinson, Snyder-Makler,

2008, s. 99). Stejného názoru jsou v případě monofázického proudu i Poděbradský a Poděbradská (2009, s. 59), ovšem všeobecně pro bifázické proudy uvádějí, že se mění polarita elektrod a není tedy nutné rozlišovat anodu a katodu.

Dráždivost anody a katody popisují Pflügerova pravidla. Zapnutí proudu se zde označuje jako jeho zavření a vypnutí naopak jako jeho otevření. První svalový záškub se objeví při zapnutí proudu postupným zvyšováním intenzity, a to v případě kdy je katoda diferentní elektrodou. Tento stav se nazývá zavření katody. Normální sval má tedy v tomto případě nejnižší práh dráždivosti. Pokud intenzitu nadále zvyšujeme, dojde ke svalovému záškubu i v případě, kdy je diferentní elektrodou anoda (tzn. jejím vypnutím – otevření anody). Při dalším zvyšování intenzity se svalový záškub objeví při zavření anody a nakonec při otevření katody. Toto pořadí dráždivosti je přítomno u zdravého svalu. V případě poškozeného svalu by byl tento sled dějů narušen (Obrda, et al., 1964, s. 175; Robinson, Snyder-Makler, 2008, s. 100).

2.5 Vztah dráždivosti na tvaru impulzu

Tvar impulzu odráží geometrické znázornění průběhu impulzu v závislosti na čase. V první řadě proudy dělíme na střídavé a pulzní. U proudu střídavého se mění hodnota od 0 až ke kladnému maximu, následně se vrací zpět a jde k zápornému maximu. Po opětovném návratu k nule proběhla jedna perioda. Jedná se o harmonicky sinusový průběh, typický pro středofrekvenční proudy. Dvoucestným usměrněním tohoto proudu vzniká proud pulzní, kdy dochází během krátké doby ke změně z nuly ke kladnému či zápornému maximu. Tato varianta je typická například pro TENS proudy. Různý tvar impulzů rozlišujeme v případě proudů pulzních. Jedná se o tvar obdélníku, trojúhelníku či jehlovitý impulz. Současně musíme rozlišit, zda se jedná o impulz symetrický či asymetrický (Navrátil, 2019, s. 72, 80; Robinson, Snyder-Makler, 2008, s. 16). Grafické znázornění možností tvaru impulzu dle Robinsona a Snyder-Maklera (2008, s. 15) uvedeno jako příloha č. 1 na straně 85.

Při dráždění zdravého svalu impulzem se strmým nástupem intenzity, jako je tomu například u impulzu obdélníkového, reaguje sval svým stahem. Pokud bychom využili impulz s pozvolným nástupem intenzity, jako je tomu u proudů trojúhelníkových a exponenciálních (často užívaným názvem jsou impulzy šikmé), došlo by k přizpůsobení průběhu dráždícího proudu a ke stahu by nedošlo. Tento jev se nazývá akomodace (Capko, 1998, s. 189-190; Obrda et al., 1964, s. 175).

Tok proudu u monofázického impulzu probíhá pouze jedním směrem, a proto se pouze jedna z elektrod chová jako aktivní elektroda. Jako aktivní elektroda bývá udávána katoda.

U proudu bifázického rozlišujeme část kladnou a zápornou, a to z důvodu toku proudu oběma směry. Pokud jsou obě části, jak kladná, tak i záporná identické, jedná se o impulz symetrický. V tomto případě se stírá dráždivost elektrod a není proto nutné rozlišovat anodu a katodu. Pokud by se tvar kladné a záporné části lišil, mluvíme o asymetricky bifázickém impulzu (Watson, 2008, s. 205-206; Robinson, Snyder-Makler, 2008, s. 14).

Poděbradský a Poděbradská (2009, s. 86) s odkazem na Urbana (2001) uvádí, že v případě TENS proudů nemá tvar impulzu významnější roli, z důvodu jeho krátké délky. V tomto názoru se shoduje i Navrátil (2019, s. 88). Vždy má tento impulz strmý nástup. U impulzů asymetricky bifázických, využitých v tomto experimentu, je typický tvar hrotu (pike) s vysokou intenzitou na jedné straně a exponenciálním průběhem na straně druhé, kdy je intenzita nižší, ale o to delší dobu trvání má. K depolarizaci bývá využit záporný hrot na katodě – působí tedy dráždivěji. Z toho důvodu se Navrátil (2019, s. 182) i Poděbradský a Vařeka (1998, s. 174) shodují na tom, že impulzy asymetricky bifázické jsou neúčinnější. A to i proto, že pro dosažení prahově senzitivní intenzity stačí i nízká aplikovaná intenzita.

Navrátil (2019, s. 82), Watson (2008, s. 206) i Robinson a Snyder-Makler (2008, s. 15-16) také zdůrazňují důležitost rozlišení, zda se jedná o asymetrický impulz vyvážený či nevyvážený. U vyváženého asymetricky bifázického impulzu probíhá proud stejně v obou směrech, záporná část je tedy stejná jako kladná. Není tedy nutné rozlišovat anodu a katodu. Pokud bychom aplikovali nevyvážený asymetrický impulz, je nutné katodu a anodu rozlišit, a to z důvodu, že pouze jeden směr toku proudu je adekvátní ke způsobení depolarizace, ke které dochází pod katodou. Tento fakt může vést k subjektivně rozdílnému vnímání vjemů pod každou z elektrod.

Názory na subjektivní vnímání různých tvarů impulzů se liší. Hingne a Sluka (2007, s. 251-252) ve své studii uvádějí na základě průzkumu dva názory. Jedním z nich je nejlepší subjektivní vnímání symetrického bifázického tvaru proudu, druhý naopak říká, že neexistuje křivka, která by byla pro jedince méně či více komfortní. Stejně tak studie Junga et al. (2006, s. 149-150) nezmiňuje jednotný názor na subjektivní vnímání tvaru impulzu.

3 Fyzikální terapie

Fyzikální terapie má v terapeutické praxi své dlouhodobé místo. Tento způsob intervence prošel za řadu let významnými změnami a neustále se vyvíjí i nadále, ovšem i v současné době se stále využívá především jako doplňková terapie (Watson, 2008, s. 3). Mnozí ji považují za užitečnou, jiní právě naopak (Paul et al., 2022, s. 343). Všeobecně představuje terapeutické použití různých druhů energie na živý organismus, na základě jejich empirického podložení (Poděbradský, Vařeka, 1998, s. 13), s cílem preventivním, diagnostickým, léčebným nebo rehabilitačním (Hupka, Kolesár a Žaloudek, 1988, s. 13).

Rozdělení fyzikální terapie dle druhů energie je podle Poděbradského a Vařky (1998) pouze orientační, protože jde o aplikaci více druhů energie najednou, popřípadě o transformaci jednoho druhu na jiný. Vedle mechanoterapie, termoterapie či hydroterapie zde spadá i pro nás podstatná elektroterapie (Poděbradský, Vařeka, 1998, s. 17; Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 4-5).

Všeobecně je fyzikální terapie využívána pro působení širokého spektra fyzikálních podnětů s rozdílnými účinky, u kterých lze najít společné mechanismy působení. Obecným rysem, který platí i v případě elektroterapie, je působení na aferentní nervový systém. Fyzikální podněty, které do organismu přicházejí, zvyšují nebo mění aferentní tok do CNS (Poděbradský, Vařeka, 1998, s. 14). Paul et al. (2022, s. 343) uvádí, že přesný mechanismus příznivých účinků elektroterapie je i nadále sporný. Zmiňují, že dochází k blokování přenosu signálů bolesti podél nervů. Zároveň bylo prokázáno, že elektroléčba stimuluje uvolňování endorfinů, které fungují jako přirozená analgetika.

Základním dělením elektroterapie je na kontaktní a bezkontaktní. V případě kontaktní elektroterapie je elektrický proud přiváděn do organismu elektrodami přímou aplikací na kůži, u bezkontaktní potom nedochází k přímému kontaktu s kůží (Poděbradský, Vařeka, 1998, s. 149).

3.1 Kontaktní elektroterapie

Začlenění elektroterapie do léčby může mít pro pacienta významný přínos (Watson, 2008, s. 9). Tato oblast fyzikální terapie využívá působení elektrických proudů a jejich impulzů na organismus, a to jak v rámci diagnostiky, tak pro účely terapie (Poděbradský, Vařeka, 1998, s. 149). Elektroterapie všeobecně uvolňuje endorfiny, které mají za následek snížení bolesti a diskomfortu a současně dochází k přenášení elektrických impulzů, které snižují bolest potlačením přenosu signálů bolesti. Hojně se využívá pro snížení pooperačních i poúrazových

bolestí a také pro léčbu chronické bolesti. Dále dochází ke zlepšení krevního oběhu a tím podpoře hojivých schopností organismu, včetně hojení ran. Využívá se pro zpomalení či zabránění vzniku svalových atrofií, zmírnění svalových křečí, uvolnění a všeobecně stimulaci svalové tkáně (Paul et al., 2022, s. 342; Watson, 2008, s. 203). Paul et al. (2022, s. 324) také uvádí, že elektroléčba stimuluje buňky a tím pomáhá snižovat zánětlivé procesy v těle.

Kontaktní elektroterapii v základu dělíme na galvanoterapii, nízkofrekvenční proudy a středofrekvenční proudy (Poděbradský, Vařeka, 1998, s. 149). V rámci diplomové práce se zaměříme pouze na proudy nízkofrekvenční, konkrétně na TENS a DD proudy.

3.2 Nízkofrekvenční proudy

Termín nízkofrekvenční proudy zahrnuje řadu běžně užívaných elektrických proudů v klinické praxi. Jedná se o střídavé nebo pulzní proudy s frekvencí 0 až 1000 Hz. Dle Poděbradského a Vařky (1998, s. 160) jsou vytvářeny modifikací síťového střídavého proudu nebo přerušováním proudu galvanického. Jejich dělení uvádějí jako svízelné a velice variabilní. Nicméně jako hlavní dělení lze zmínit proudy s délkou impulzu kratší než 1 ms a proudy s délkou impulzů 1 ms a delší. Do kategorie proudů s délkou impulzu kratší než 1 ms spadají proudy TENS. V tomto případě není výsledný účinek ovlivněn tvarem impulzu. V případě proudů s délkou impulzu 1 ms a delší se jedná o proudy diadynamické, Träbertovy, Leducovy a řadu dalších. Zde již má tvar impulzu vliv na výsledný účinek. Jako další uvádějí dělení dle tvaru impulzů (na šikmé, sinusové a pravoúhlé), polarity (monofázické a bifázické) a parametrů frekvence (kontinuální, frekvenčně modulované). Podle daných parametrů se liší i terapeutické účinky.

Terapie nízkofrekvenčními proudy se využívá jak ke stimulaci svalů nebo nervů, tak i jako kombinace obojího (Watson, 2008, s. 203).

3.2.1 TENS

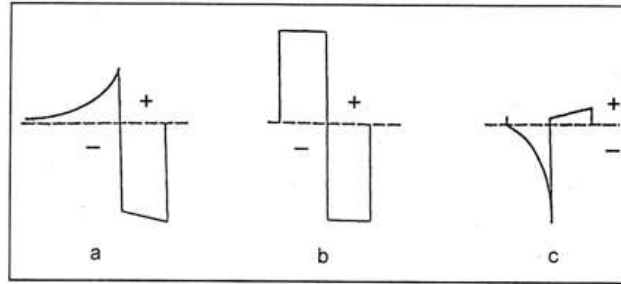
Transkutánní elektroneurostimulace (TENS) patří do forem kontaktní elektroterapie, kdy je proud přiváděn do těla elektrodami přes kůži (Page et al., 2016; Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 34), nejčastěji za účelem nefarmakologické redukce a kontroly bolesti. Ovlivnění bolesti v tomto případě nejvýrazněji probíhá na základě vrátkové teorie bolesti, ovšem nezřídka kdy bývá zmiňováno vysvětlení účinků i na základě teorie kódů (Ainsworth et al., 2006; Poděbradský, Vařeka, 1998, s. 175; Watson, 2008, s. 253).

Udává se, že TENS selektivně aktivuje silná, myelinizovaná vlákna ($A\alpha$, $A\beta$). Tato vlákna nevedou informaci o bolesti. Naopak vlákna tenká ($A\delta$, C), která zajišťují vedení bolesti, zůstávají při nižších intenzitách proudu neaktivní, což efektivně zvyšuje úlevu od bolesti. Při zvýšení intenzity (aktivity – frekvence vzruchů) TENS proudů se nejprve aktivují nenociceptivní nervová vlákna $A\beta$ a jedinec pocítí terapeutické parestezie typu brnění, chvění či mravenčení pod elektrodami. To proto, že vlákna silná mají nižší práh aktivace na elektrické podněty, než vlákna tenká. Pokud by se intenzita nadále zvyšovala, přešlo by příjemné brnění na bolestivý vjem (Johnson, 2007, s. 8; Watson, 2008, s. 245, 257). Z toho důvodu Watson (2008) udává pro nejlepší efekt aplikaci při nízké intenzitě a šířce impulzu mezi 50 až 500 μ s.

Hlavními parametry pro kategorizaci TENS proudů je především použitá frekvence a délka impulzu. Jedná se o velice nesourodou skupinu proudů, Poděbradský a Poděbradská (2009, s. 86) udávají jako jediný společný znak délku impulzu. V české literatuře se setkáváme s mnoha variantami rozdělení, ovšem ve zkratce bych zmínila typy jako je TENS konvenční, hyperstimulační, ultraelektrostimulace či nízkofrekvenční (low frequency TENS), z nichž každý má své specifické parametry. Jejich konkrétní využití volíme dle různého mechanismu působení či požadovaného terapeutického účinku (Jung et al., 2016, s. 146; Poděbradský, Vařeka, 1998, s. 174-175).

Jak už bylo zmíněno, TENS proudy jsou charakterizovány šířkou impulzů kratší než 1 ms, obvykle je to 10 až 750 μ s. V případě této diplomové práce byl využit TENS s konstantní frekvencí 50 a 100 Hz s asymetrickým bifázickým impulzem o šířce 300 μ s. Subjektivně bývá dobře tolerován, nevýhodou je zde rychlá adaptace tkání, což vyžaduje zvyšování intenzity v průběhu terapie (Poděbradský, Vařeka, 1998, s. 173-175). Tvar impulzů znázorněn na Obrázku 5 níže.

Impulzy asymetrické patří údajně k nejučinnějším, jak již bylo zmíněno, a proto i nejužívanější. Na jedné straně má impulz vysokou intenzitu ve tvaru hrotu, na straně druhé je průběh pozvolnější o nižší intenzitě, kdy má delší dobu trvání (Jung et al., 2006, s. 149; Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 86; Poděbradský, Vařeka, 1998, s. 173-175). Studie Junga et al. (2006, s. 149-150) udává, že přístroje pro aplikaci TENS ve většině případů využívají bifázický tvar impulzu, a to z důvodu bezpečnosti. Uvádí, že monofázické impulzy mohou způsobit nežádoucí kožní reakce. Zároveň zmiňují, že jedinci při aplikaci asymetrického typu impulzu pocítovali větší diskomfort než v případě symetrického. Ovšem na základě předchozích studií nebyl prokázán žádný výrazný vliv tvaru impulzu na analgetický účinek a rozdíl v subjektivním vnímání mezi monofázickým a asymetricky bifázickým impulzem.



Obrázek 5 – Tvar impulzu – a) asymetrický TENS s rozdílnou plochou kladné a záporné části, b) symetrický TENS, c) asymetrický TENS se stejnou plochou kladné a záporné části (Poděbradský, Vařeka, 1998, s. 174)

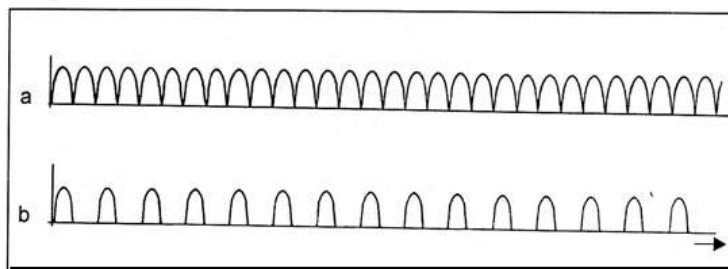
Nutno zmínit i důležitost použité frekvence. Blíže je vztah dráždivosti v souvislosti s použitou frekvencí popsán výše (s. 19-20), a to na základě poznatků Lulliese a Trinckera (1970), kdy udávají, že nejdráždivěji působí A α nervová vlákna na frekvenční rozmezí 50-100 Hz a C vlákna na frekvenci okolo 5 Hz (Lullies, Trincker, 1970, s. 70). Frekvence 50 Hz v intenzitě NPM působí na motorickou složku, 100 Hz v intenzitě NPS působí analgeticky (Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 80-81).

3.2.2 Diadynamické proudy

Principem diadynamických proudů (DD) je kombinace monofázické pulzní složky (DOSIS) nasedající na galvanickou složku (BASIS). Právě galvanická složka dělá diadynamické proudy jedinečnými (Navrátil, 2019, s. 84; Poděbradský, Vařeka, 1998, s. 165).

Základními typy jsou monofázický (monophasé fixe – MF) a difázický (diphase fixe – DF) proud (grafické znázornění Obrázek 6). Jednocestně usměrňovaný – MF proud je dán frekvencí 50 Hz, délkou impulzu 10 ms a délkou pauzy 10 ms. Dvoucestně usměrňovaný – DF proud je dán frekvencí 100 Hz, délkou impulzu 10 ms a délkou pauzy 0 ms. V praxi se častěji využívají kombinace těchto základních proudů, především z důvodu rychlé adaptace na jejich tvar, která nastupuje již po 1 až 2 minutách. Jedná se například o modulovaný proud s krátkou periodou (CP) či dlouhou periodou (LP), které jsou složeny jak z DF, tak i MF proudu (Poděbradský, Vařeka, 1998, s. 165). Terapie většinou začíná aplikací DD-DF z důvodu nejrychlejší schopnosti překonat kožní odpor a pro svůj analgetický účinek (Kolář, 2009, s. 287; Ratajczak et al., 2011, s. 156). Dle požadovaného výsledného účinku následuje nejčastěji dráždivější CP, působící především antiedematózně nebo LP typický účinkem analgetickým (Kolář, 2009, s. 287). V případě DD-MF bývá velice špatná subjektivní tolerance, a proto,

i když oddalují inhibici a pomáhají zachovávat analgetický účinek, se v praxi samostatně příliš nepoužívají (Poděbradský, Vařeka, 1998, s. 165; Ratajczak et al., 2011, s. 156).



Obrázek 6 – Diadynamické proudy – a) DF, frekvence 100 Hz, b) MF – frekvence 50 Hz (Poděbradský, Vařeka, 1998, s. 166)

Hlavní mechanismus účinku DD proudů se udává na základě vrátkové teorie bolesti. Oproti účinnosti TENS je počet studií zabývajících se účinkem DD proudů mnohem nižší, a proto jsou důkazy o jejich účinnosti stále vědecky slabé (Demidaś, Zarzycki, 2019, s. 1).

3.3 Intenzita

Jako nejdůležitější faktor, který určuje účinek elektroterapie, je udávána subjektivní intenzita. Elektroléčbu můžeme aplikovat v různých intenzitách, a to především v senzitivní a motorické. Ty dále rozlišujeme na podprahovou, prahovou a nadprahovou. Mimo tyto dvě varianty se v praxi setkáváme i s intenzitou prahově algickou (Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 64).

Prahově senzitivní intenzita (iPS) je první moment, kdy pacient či klient poprvé ucítí průchod elektrického proudu, po jeho postupném zvyšování (Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 64). Je definována jako amplituda, při které jedinec cítí příjemné parestazie připomínající mravenčení, brnění či pocit připomínající píchání jehličkami, a to bez vyvolání motorické reakce (Jung, et al., 2016, s. 148; Robinson, Snyder-Makler, 2008, s. 100). Pokud chceme aplikovat intenzitu podprahově senzitivní, při prvním vjemu elektrického proudu intenzitu lehce snížíme, v případě nadprahově senzitivní ji naopak lehce zvýšíme (Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 64). Nejčastěji se využívá pro účinek analgetický. Optimální jsou frekvence v rozpětí 50–100 Hz, kdy dochází k dráždění A α a A β vláken (Poděbradský, Vařeka, 1998, s. 161). Pokud je proud ve stejné senzitivní intenzitě aplikován po delší dobu, snižuje se vnímání stimulace a dochází k adaptaci (Robinson, Snyder-Makler, 2008, s. 101).

Se zvyšující se intenzitou proudu se pocíťované brnění zesiluje – zapojuje se větší množství senzitivních nervových vláken. Současně dochází k dosažení prahu pro aktivaci α -motoneuronů, v důsledku čehož vzniká svalová kontrakce (Robinson, Snyder-Makler, 2008,

s. 101). A právě první svalový záškub je cílem při aplikaci prahově motorické intenzity (iPM). Pokud přichází do svalu více impulzů, závisí výsledný účinek na použité frekvenci (Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 64; Poděbradský, Vařeka, 1998, s. 161). V případě použití nižší intenzity impulzu může být kontrakce detekovatelná pouze palpací, při zesilování se stává dostatečně silnou, aby vyvolala viditelný pohyb (Robinson, Snyder-Makler, 2008, s. 101).

Pokud chceme aplikovat intenzitu podprahově či nadprahově motorickou, postupujeme obdobně jako v případě intenzity senzitivní (Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 64; Poděbradský, Vařeka, 1998, s. 161).

Využívány bývají i vyšší intenzity, kdy aplikujeme maximum toho, co je jedinec schopný snést, bez toho aniž by byly vyvolány pocity bolesti a případně došlo k poškození tkáně (Jung, et al., 2016, s. 148). V praxi probíhá aplikace prahově algické intenzity nastavením intenzity prahově motorické a následným zvyšováním až do prvních pocitů „bolesti“ – připodobnit můžeme k pocitu píchnutí jehličkou (Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 64).

4 Svaly

V rámci praktické části diplomové práce byla zvolena objektivizace na dvou svalech – musculus deltoideus a musculus vastus medialis. A to z důvodu, že se jedná o nejčastěji stimulované svaly za využití elektrogymnastiky. Toto tvrzení lze podložit existencí kloubního vzorce dle Cyriaxe, kdy bývají zmiňovány právě tyto svaly jako hypotrofické v souvislosti s kloubní dysfunkcí (Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 47). Elektroléčba může být tedy v případě těchto svalů aplikována nejen po úrazech, ale i v případě potřeby posílení svalu, zabránění atrofie, nebo pokud chceme zapojit daný sval do určitého pohybového stereotypu (Obrda et al., 1964, s. 116; Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 105).

Po denervaci dochází v kosterním svalu ke snížení jeho dráždivosti. K jeho stimulaci je nutné použít daleko delšího impulzu, než je tomu v případě svalu inervovaného, a to 100-1000x. Chandrasekaran et al. (2020, s. 1401) konkrétně uvádí v průměru 100-200 ms. Navrátil (2019, s. 97) zmiňuje obdobnou délku impulzu pro stimulaci plegie způsobené poškozením periferního nervu, ale pokud je potřeba, využívají se i delší. Z tohoto hlediska je jasné, že v tomto případě není možné využití TENS proudů.

TENS bychom tedy mohli využít u svalů se zachovanou inervací pro udržení jejich svalového napětí, jako prevenci atrofie v případě imobilizace končetiny nebo u bolestivých stavů. DD proudy potom pro zlepšení prokrvení poraněné oblasti, snížení bolesti a urychlení vstřebávání otoku (Dylevský, Kubálková, Navrátil, 2001, s. 90, 92).

4.1 Musculus deltoideus

Musculus deltoideus je svalem pletence ramenního inervovaný z nervus axillaris. Povrchově překrývá ramenní kloub a jeho funkce se odvíjí od (v daných moment) aktivovaných vláken. Ta se dělí na anteriorní (klavikulární část m. deltoideus), mediální (akromiální část) a posteriorní (část spinální, neboli lopatková). Anteriorní vlákna mají největší podíl na ventrální flexi ramene, mediální vlákna zajišťují abdukci paže a vlákna posteriorní se uplatňují při extenzi. Současně se m. deltoideus podílí na rotacích paže (McCausland et al., 2022).

Dle McCausland et al. (2022) a Gulotta et al. (2012, s. 1666) je funkční deltový sval předpokladem pro úspěšnou totální reverzní endoprotézu ramene. Vysoká míra komplikací v podobě ztuhlosti a atrofie svalů ramenního pletence, mezi nimiž je i m. deltoideus, byla zjištěna po artroskopických operacích (Lee et al., 2019). Lee et al. (2019) ve své studii zmiňují zejména atrofii předních vláken, která jako hlavní zajišťují flexi ramene. Dochází k jejímu ztížení, jelikož tuto funkční ztrátu není schopen žádný jiný sval adekvátně kompenzovat.

K oslabení m. deltoideus dochází také při luxaci glenohumerálního kloubu či po fraktuře proximálního humeru (Dylevský, Kubálková, Navrátil, 2001, s. 69), stejně tak i po totální reverzní endoprotéze (Gullota et al., 2012, s. 1668). V pozdějších stádiích impingement syndromu dochází k přetížení tohoto svalu (Rouchal et al., 2022, s. 344).

Poškození větve inervující m. deltoideus může vyústit v jeho oslabení, atrofii a dokonce až parézu či nestabilitu glenohumerálního kloubení. Současně se mohou vyskytnout parestézie nebo ztráta citlivosti (Meldau et al., 2022, s. 821).

4.2 Musculus vastus medialis

Musculus vastus medialis (m. VM) je základní komponentou zajišťující stabilizaci a ochranu kolenního kloubu. K jeho oslabení dochází nejvýrazněji ze všech hlav musculus quadriceps femoris (m. QF), a to především u poúrazových či pooperačních stavů, ať už se jedná o rupturu předního zkříženého vazů (ligamentum cruciatum anterius – LCA) (Sato et al., 2021), totální endoprotézu kolenního kloubu (Avramidis et al., 2003) nebo funkční poruchy, jako je například patellofemorální syndrom (Lefebvre, et al., 2006). Důvodem oslabení tohoto svalu je především obsah většího množství fázických vláken, což vede i při jeho krátkodobé imobilizaci k rychlému oslabení a atrofii (Dylevský, 1997, s. 54).

Lefebvre et al. (2006) se v jejich studii hlouběji zaměřují na funkci m. VM a průběh jeho vláken v souvislosti s rehabilitací m. QF, konkrétně u patellofemorálních dysfunkcí. Na základě výsledků studie poukázali na výskyt tří separovaných skupin vláken v tomto svalu – proximální, mediální a distální. Proximální a mediální vlákna se dle výsledku jejich výzkumu více účastní extenze kolene, z důvodu úponu na šlachy m. rectus femoris, kdežto vlákna distální, upínající se přímo na patellu, zajišťují tah patelly mediálně a zabraňují její lateralizaci (Lefebvre et al., 2006; Dylevský, 1997, s. 54). Navazují na starší studii, z roku 1949 (Smilie), kde poukazují na souvislost atrofie m. QF a limitaci terminální fáze extenze kolene (posledních 15°). Dále vycházejí ze dvou na sebe navazujících studií od Lieb a Perry (1968; 1971), zaměřujících se na anatomii a funkci VM, ve kterých bylo prokázáno rozdělení m. VM do dvou částí – m. VM obliquus a m. VM longus. Tento fakt se shoduje s rozdělením vláken zjištěným Lefebvrem et al. (2006) na proximální (odpovídající m. VM longus) a distální (odpovídající m. VM obliquus) a jejich souvislostí při nastavení patelly při extenzi kolene.

5 Cíle a hypotézy

Cílem práce byla objektivizace a stanovení vlivu denní doby na senzitivní a motorický práh dráždivosti nízkofrekvenčních proudů.

5.1 Hypotézy

V závislosti na cíli práce bylo formulováno 16 alternativních hypotéz. Každá z nich se zaměřuje na konkrétní typ proudu, jeho specifika a sval, na kterém bylo měření prováděno.

H₁: Hodnoty prahově senzitivní (PS) intenzity TENS proudu o frekvenci 50 Hz zaznamenané na m. deltoideus dominantní strany jsou závislé na denní době.

H₂: Hodnoty PS intenzity TENS proudu o frekvenci 50 Hz zaznamenané na m. vastus medialis dominantní strany jsou závislé na denní době.

H₃: Hodnoty prahově motorické (PM) intenzity TENS proudu o frekvenci 50 Hz zaznamenané na m. deltoideus dominantní strany jsou závislé na denní době.

H₄: Hodnoty PM intenzity TENS proudu o frekvenci 50 Hz zaznamenané na m. vastus medialis dominantní strany jsou závislé na denní době.

H₅: Hodnoty PS intenzity TENS proudu o frekvenci 100 Hz zaznamenané na m. deltoideus dominantní strany jsou závislé na denní době.

H₆: Hodnoty PS intenzity TENS proudu o frekvenci 100 Hz zaznamenané na m. vastus medialis dominantní strany jsou závislé na denní době.

H₇: Hodnoty PM intenzity TENS proudu o frekvenci 100 Hz zaznamenané na m. deltoideus dominantní strany jsou závislé na denní době.

H₈: Hodnoty PM intenzity TENS proudu o frekvenci 100 Hz zaznamenané na m. vastus medialis dominantní strany jsou závislé na denní době.

H₉: Hodnoty PS intenzity pulzní složky DD-MF proudu zaznamenané na m. deltoideus dominantní strany jsou závislé na denní době.

H₁₀: Hodnoty PS intenzity pulzní složky DD-MF proudu zaznamenané na m. vastus medialis dominantní strany jsou závislé na denní době.

H₁₁: Hodnoty PM intenzity pulzní složky DD-MF proudu zaznamenané na m. deltoideus dominantní strany jsou závislé na denní době.

H₁₂: Hodnoty PM intenzity pulzní složky DD-MF proudu zaznamenané na m. vastus medialis dominantní strany jsou závislé na denní době.

H₁₃: Hodnoty PS intenzity pulzní složky DD-DF proudu zaznamenané na m. deltoideus dominantní strany jsou závislé na denní době.

H₁₄: Hodnoty PS intenzity pulzní složky DD-DF proudu zaznamenané na m. vastus medialis dominantní strany jsou závislé na denní době.

H₁₅: Hodnoty PM intenzity pulzní složky DD-DF proudu zaznamenané na m. deltoideus dominantní strany jsou závislé na denní době.

H₁₆: Hodnoty PM intenzity pulzní složky DD-DF proudu zaznamenané na m. vastus medialis dominantní strany jsou závislé na denní době.

6 Metodika

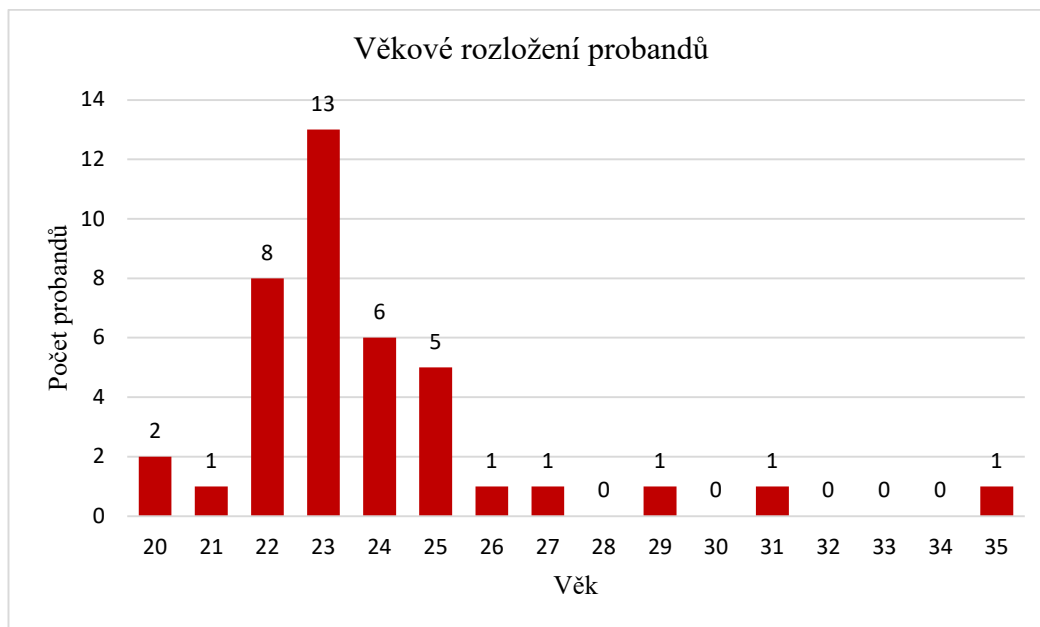
V podkapitolách níže bude přesně rozebrána metodika měření zahrnující charakteristiku výzkumné skupiny, průběh experimentu, použité metody a metody statistického hodnocení.

6.1 Charakteristika výzkumné skupiny

Do měření bylo zahrnuto 40 probandů ve věku od 20 do 35 let včetně, se stejným zastoupením mužů a žen. Popisná statistika uvedena v Tabulce 1; Obrázek 7 je grafickým znázorněním věkového rozložení probandů.

Tabulka 1 Dodatečné informace o věku probandů

Průměrný věk	23,83 let
Medián	23
Směrodatná odchylka	$\pm 2,76$ let
Minimální věk	20 let
Maximální věk	35 let



Obrázek 7 Grafické znázornění věkového rozložení probandů

Měření probíhalo u zdravých jedinců s absencí akutní bolesti, absencí neurologických onemocnění vyznačujících se zvýšenou nervosvalovou dráždivostí či hypestézií/anestézií a s absencí ortopedických či jiných vad horních a dolních končetin. Při zařazování probandů

do výzkumu se dále přihlíželo na obecné kontraindikace platné pro aplikaci kontaktní elektroterapie. Jedinci nesplňující tato kritéria nebyli do studie zahrnuti. Současně nebyli do výzkumu zahrnuti jedinci trpící obezitou.

Sběr dat probíhal po celou dobu anonymně, každý proband měl po celou dobu výzkumu přiděleno číslo, pod kterým byla data vyhodnocována. Každý proband byl také obeznámen s průběhem měření a případnými kontraindikacemi, což potvrdil podpisem informovaného souhlasu, který je k nahlédnutí v příloze č. 2 na stranách 86-87.

6.2 Postup měření a sběr dat

Měření probíhalo na úseku elektroléčby Oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc v období od dubna do listopadu roku 2022. Ke sběru dat byl využit přístroj pro aplikaci elektroterapie – BTL4825S (viz příloha č. 3 na straně 88).

Délka jednoho měření nepřesahovala 30 minut. Vzhledem k cíli práce bylo měření provedeno dvakrát v průběhu jednoho dne. První měření probíhalo v ranních hodinách, konkrétně mezi sedmou a osmou hodinou. Druhé následně v odpoledních hodinách, mezi druhou a třetí hodinou. Denní doba byla takto zvolena z důvodů limitace provozem ambulance elektroléčby.

K objektivizování senzitivních a motorických prahů dráždivosti byly využity nízkofrekvenční proudy, konkrétně diadynamické proudy (DD) a transkutánní elektroneurostimulace (TENS). Z DD proudů se jedná o typy MF o frekvenci 50 Hz a DF o frekvenci 100 Hz. Aplikace probíhala bez galvanické složky. Proud typu TENS byl také aplikován ve frekvencích 50 a 100 Hz, šířka impulzu byla 300 μ s, a jednalo se o asymetrický typ impulzu (Poděbradský, Vařeka, 1998, s. 173-174). Hodnocenými parametry byl senzitivní a motorický práh dráždivosti TENS a DD proudů, uváděný v jednotkách miliampér (mA). Jedná se o hodnotu základní jednotky soustavy SI pro elektrický proud.

Objektivizace byla prováděna na dvou svalech – střední porci m. deltoideus a na m. vastus medialis na dominantní končetině probanda. Demonstrace probandovi byla naopak provedena na nedominantní dolní končetině. Pro demonstraci byl využit asymetrický TENS proud o šířce impulzu 300 μ s, s frekvencí 100 Hz. Probandů s dominantní pravou končetinou bylo do výzkumu zahrnuto 33, s dominantní levou končetinou 7. Jinými slovy bylo zahrnuto 82,5 % probandů s dextrií a 17,5 % probandů se sinistrií. Testy na dominanci končetiny nebyly provedeny, vycházeli jsme pouze z informace od probanda. Dominantní dolní končetinu jsme volili totožnou jako dominantní horní končetinu.

Aplikace probíhala ze dvou deskových elektrod o rozměru 7x5 cm aplikovaných longitudinálně. Kůže byla v místě aplikace očištěna bezbarvou alkoholovou dezinfekcí Softasept N. Elektrody byly vloženy do běžně dostupných elektrodových podložek (pěnových návleků) navlhčených v kohoutkové vodě a vyždímány od přebytečné tekutiny, z důvodu snížení odporu tkáně a následně přichyceny upevňovacími pásy na suchý zip na požadovanou oblast daného svalu.

Po demonstraci na nedominantní dolní končetině (kdy byl probandovi předveden průběh měření) bylo samotné měření prováděno nejdříve na dolní končetině, kdy proband zaujímal polohu v polosedě či v leže s podložením pod koleno. Pro ozřejmění m. vastus medialis byl probandovi zadán pokyn „zatlačte koleno proti podložce“. Následně po ukončení této části a po odstranění elektrod byl proband požádán o zaujetí polohy v sedě s podloženou dominantní horní končetinou. V tomto případě již nebyla demonstrace nutná. Fotografie poloh probanda a uložení elektrod jsou k nahlédnutí jako přílohy č. 4 a 5 na str. 89-90.

Aplikace trvala pouze po dobu nutnou pro vyvolání požadované odpovědi, nejdříve prahově senzitivní, následně prahově motorické. Při prahově senzitivní odpovědi jedinec cítí první průchod proudu bez motorické reakce, konkrétně ve formě mravenčení, brnění či pocit podobný píchání jehličkami (Desantana et. al., 2008, s. 1; Jung, et al., 2016, s. 148; Robinson, Snyder-Makler, 2008, s. 100). Po zahájení byla postupně zvyšována intenzita elektrického proudu, přičemž nejdříve dostal pacient pokyn „řekněte mi, až ucítíte průchod proudu“. V našem případě by se dal subjektivní vjem přirovnat k jakémusi brnění či mravenčení při aplikaci TENS proudů a pocitu podobnému bodání jehliček při aplikaci DD proudů. Po zjištění prahově senzitivního prahu dráždivosti byla intenzita dále zvyšována až do vyvolání motorické reakce. Tímto dochází k zesílení zmíněných parestézií a následně ke vzniku svalové kontrakce či záškubu (Desantana et. al., 2008, s. 1; Robinson, Snyder-Makler, 2008, s. 101). V tomto případě byla reakce ozřejmena palpací. Po zaznamenání prahově motorické intenzity bylo měření ukončeno a následoval stejný postup pro další typ proudu.

Pořadí jednotlivých typů proudů bylo při měření randomizováno pomocí kartiček s typy proudů pro daný sval, na kterém měření probíhalo. Získané hodnoty byly po ukončení měření zapsány do záznamového archu (příloha č. 6, str. 91).

6.3 Metody statistického hodnocení

Ke statistickému vyhodnocení naměřených výsledků byl využit program Statistica (verze 14). Výsledky jsou graficky znázorněny ve formě krabicových grafů a tabulek. Porovnávaly se rozdíly v měření v rámci denní doby jak u senzitivního, tak motorického prahu dráždivosti

pro jednotlivé typy proudů. Současně byla porovnána dráždivost na daných svalech a rozdíly v naměřených hodnotách.

Naměřená data jsou kvantitativního charakteru. Výsledný soubor zahrnuje data získaná z měření 40 probandů, která nevykazovala normální rozdělení. Tento fakt byl potvrzen testováním na rozdělení normality dle Shapiro-Wilkova testu pro všechny parametry. Na základě tohoto zjištění byla pro všechna data využita neparametrická metoda Wilcoxonův párový test (měřeno na hladině významnosti $\alpha = 0,05$). Všechna data jsou doplněna o krabicový graf, popisnou statistiku zobrazuje Tabulka 2 na str. 37-38.

7 Výsledky

V této kapitole budou podrobně rozebrány jednotlivé hypotézy. U každé z nich byl hodnocen vliv denní doby na senzitivní a motorický práh dráždivosti. Na úvod je uvedena Tabulka 2 znázorňující data popisné statistiky zahrnující průměr, medián, směrodatnou odchylku (SD) a hodnoty minima a maxima. Veškerá naměřená data jsou uvedena jako Příloha 7-10 na str. 92-95.

Tabulka 2 – Data popisné statistiky pro všechny parametry (hodnoty uvedeny v mA)

Proměnná	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	SD
iPS 50 Hz D ráno	5,97	5,35	3,10	11,00	1,89
iPS 50 Hz D odpo.	6,36	6,20	1,80	14,40	2,26
iPS 50 Hz VM ráno	7,37	7,05	1,40	13,50	2,63
iPS 50 Hz VM odpo.	8,29	7,60	4,30	14,00	2,68
iPM 50 Hz D ráno	14,03	13,75	6,90	28,00	3,84
iPM 50 Hz D odpo.	13,60	13,50	8,20	22,00	2,94
iPM 50 Hz VM ráno	15,00	14,50	10,00	23,00	3,27
iPM 50 Hz VM odpo.	15,17	15,00	8,30	22,70	3,13
iPS 100 Hz D ráno	5,73	5,25	2,80	10,50	1,95
iPS 100 Hz D odpo.	5,95	5,20	2,30	11,50	1,91
iPS 100 Hz VM ráno	7,38	6,80	3,40	13,50	2,50
iPS 100 Hz VM odpo.	7,42	6,80	0,40	13,00	2,52
iPM 100 Hz D ráno	12,95	13,00	6,10	27,00	3,70
iPM 100 Hz D odpo.	12,81	12,50	8,00	19,00	2,64
iPM 100 Hz VM ráno	14,31	14,00	10,00	20,00	2,59
iPM 100 Hz VM odpo.	14,60	14,50	8,30	21,00	3,25
iPS DD-MF D ráno	3,28	3,40	0,40	5,70	1,30
iPS DD-MF D odpo.	2,97	3,25	0,70	6,00	1,27
iPS DD-MF VM ráno	4,08	3,85	0,30	8,90	2,05
iPS DD-MF VM odpo.	3,29	2,75	0,30	10,00	2,22
iPM DD-MF D ráno	11,22	10,75	3,70	22,00	3,19
iPM DD-MF D odpo.	10,84	10,75	3,10	16,50	2,48

Proměnná	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	SD
iPM DD-MF VM ráno	11,78	11,50	4,30	17,50	2,87
iPM DD-MF VM odpo	11,72	11,00	5,00	18,00	3,47
iPS DD-DF D ráno	3,97	4,10	0,30	8,50	1,78
iPS DD-DF D odpo.	3,48	3,45	0,30	6,50	1,54
iPS DD-DF VM ráno	4,96	4,75	0,30	9,30	2,04
iPS DD-DF VM odpo.	3,97	3,35	0,30	9,80	2,56
iPM DD-DF D ráno	12,67	12,00	4,60	28,00	4,77
iPM DD-DF D odpo.	12,50	12,25	6,70	22,00	3,43
iPM DD-DF VM ráno	14,21	14,00	9,80	23,00	3,38
iPM DD-DF VM odpo.	13,71	14,00	3,50	20,00	3,73

Legenda: SD – směrodatná odchylka; iPS – intenzita prahově senzitivní; iPM – intenzita prahově motorická; 50/ 100 Hz – TENS proudy; DD – diadynamické proudy (MF/ DF); D – m. deltoideus; VM – m. vastus medialis

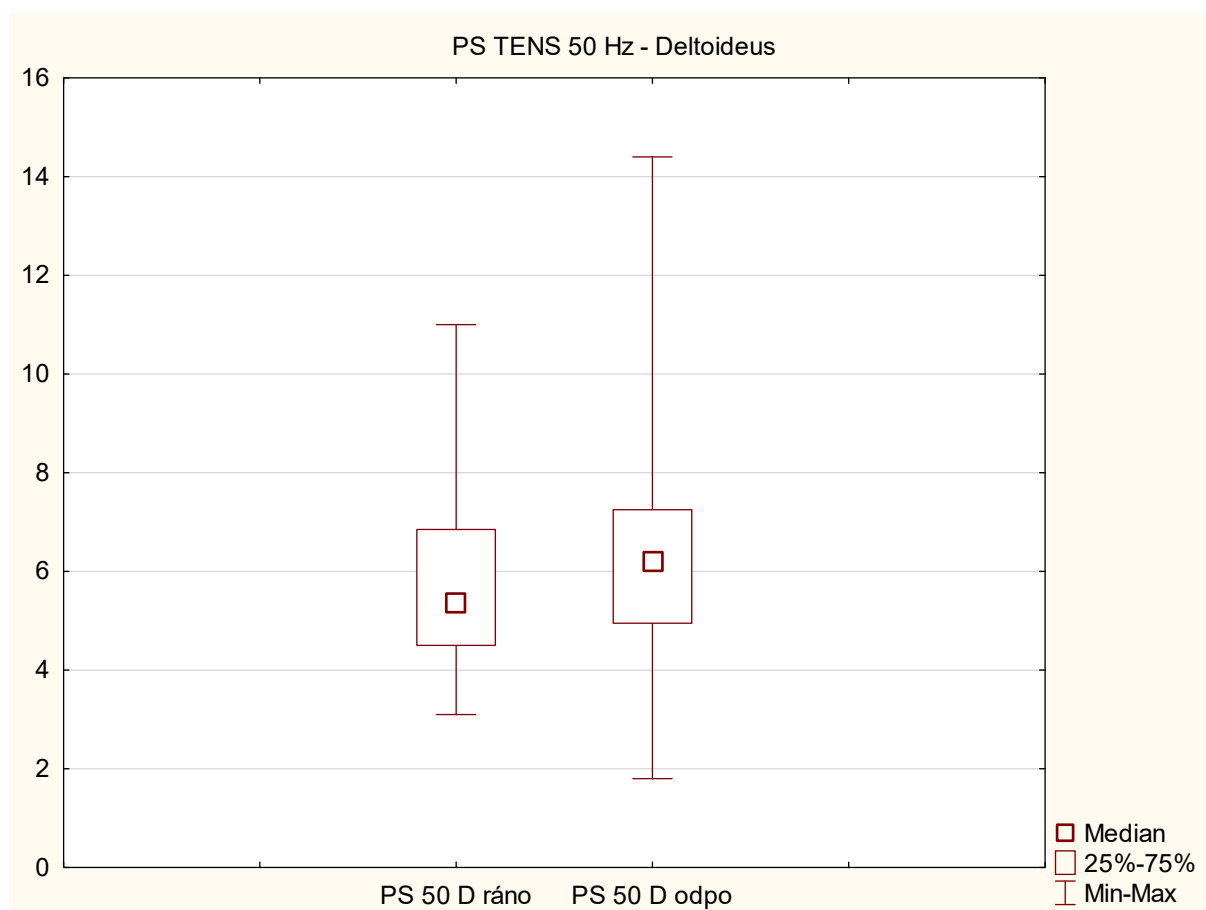
Hypotéza H₁ – iPS TENS 50 Hz, m. deltoideus

H₁: Hodnoty prahově senzitivní (PS) intenzity TENS proudu o frekvenci 50 Hz zaznamenané na m. deltoideus dominantní strany jsou závislé na denní době.

Tabulka 3 Statistická data pro hypotézu č. 1

PROMĚNNÁ	N	T	Z	p-hodnota
iPS TENS 50 Hz ráno & odpoledne	40	352,50	0,77	0,44

Z Wilcoxonova testu nám vychází hodnota $p=0,44$, z toho důvodu se nepodařilo prokázat statistickou významnost. **Alternativní hypotézu** z toho důvodu **nepřijímáme** a **nulovou nezamítáme**. Obrázek 8 zobrazuje krabicový graf s výslednými rozdíly v rámci ranních a odpoledních hodnot.



Obrázek 8 Krabicový graf pro hypotézu č. 1

Hypotéza H₂ – iPS TENS 50 Hz, m. vastus medialis

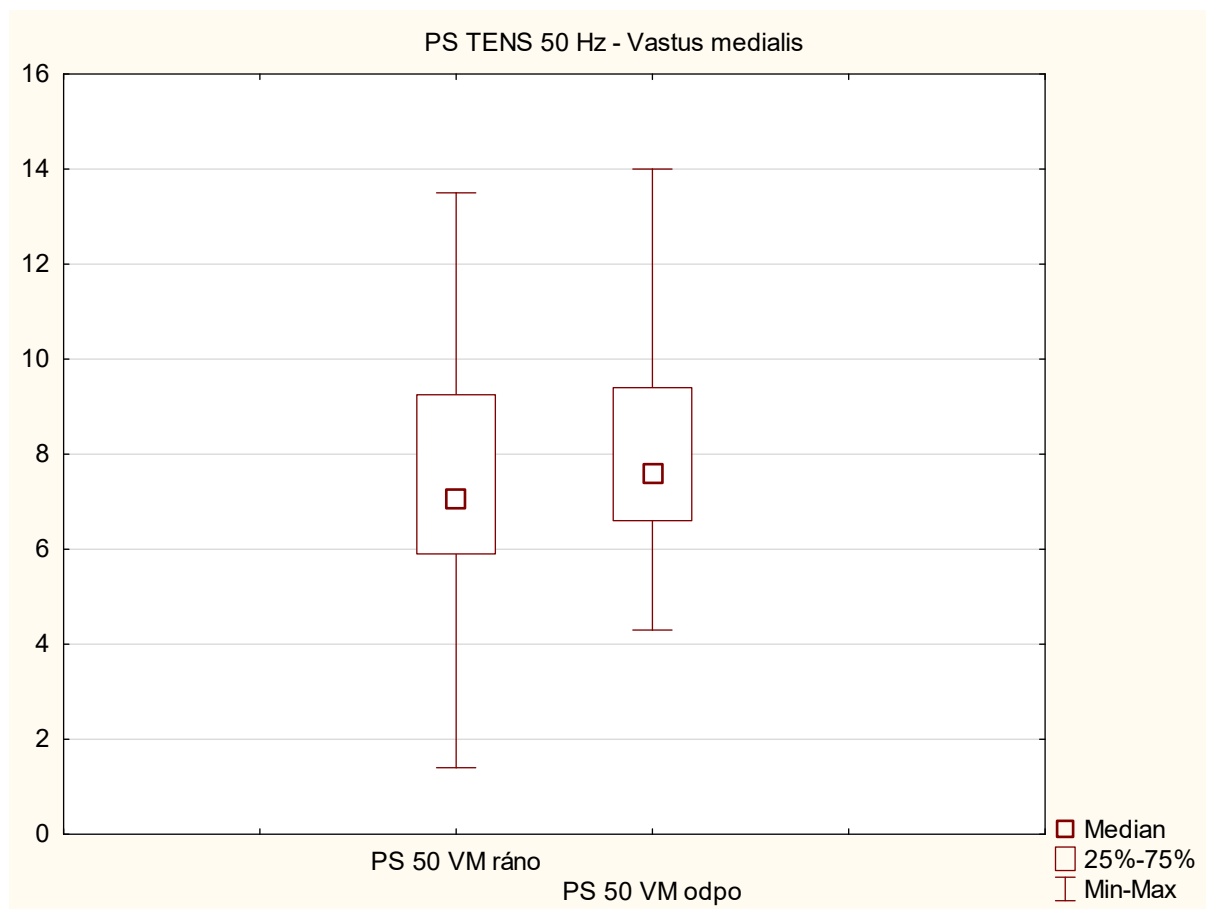
H₂: Hodnoty PS intenzity TENS proudu o frekvenci 50 Hz zaznamenané na m. vastus medialis dominantní strany jsou závislé na denní době.

Tabulka 4 Statistická data pro hypotézu č. 2

PROMĚNNÁ	N	T	Z	p-hodnota
iPS TENS 50 VM ráno & odpoledne	39	203,00	2,61	0,009

Z Wilcoxonova testu nám vychází hodnota $p=0,009$. **Přijímáme tedy alternativní hypotézu** – jedná se o vysoce signifikantní výsledek. **Nulovou hypotézu zamítáme.**

Dle naměřených výsledků jsme prokázali nižší naměřené hodnoty ráno než v odpoledních hodinách, kdy byly naměřeny hodnoty vyšší. Grafické znázornění v podobě krabicového grafu viz Obrázek 9.



Obrázek 9 Krabicový graf pro hypotézu č. 2

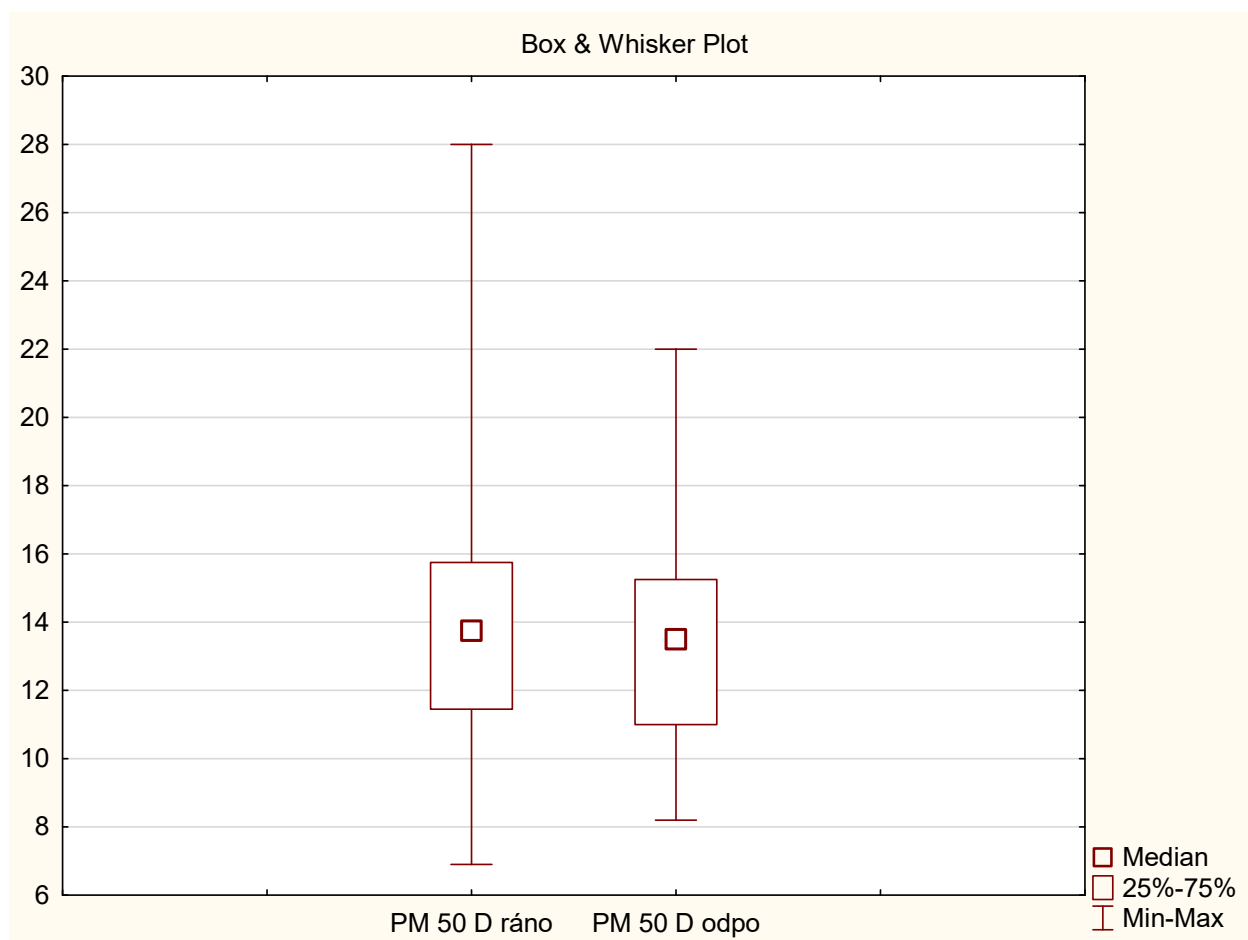
Hypotéza H₃ – iPM TENS 50 Hz, m. deltoideus

H₃: Hodnoty prahově motorické (PM) intenzity TENS proudu o frekvenci 50 Hz zaznamenané na m. deltoideus dominantní strany jsou závislé na denní době.

Tabulka 5 Statistická data pro hypotézu č. 3

PROMĚNNÁ	N	T	Z	p-hodnota
iPM TENS 50 Hz ráno & odpoledne	32	233,00	0,58	0,56

Na základě výsledku Wilcoxonova párového testu **alternativní hypotézu nepřijímáme** a **nulovou nezamítáme**. Hodnota $p=0,56$, z toho důvodu nebyla prokázána statistická významnost. Grafické znázornění viz Obrázek 10.



Obrázek 10 Krabicový graf pro hypotézu č. 3

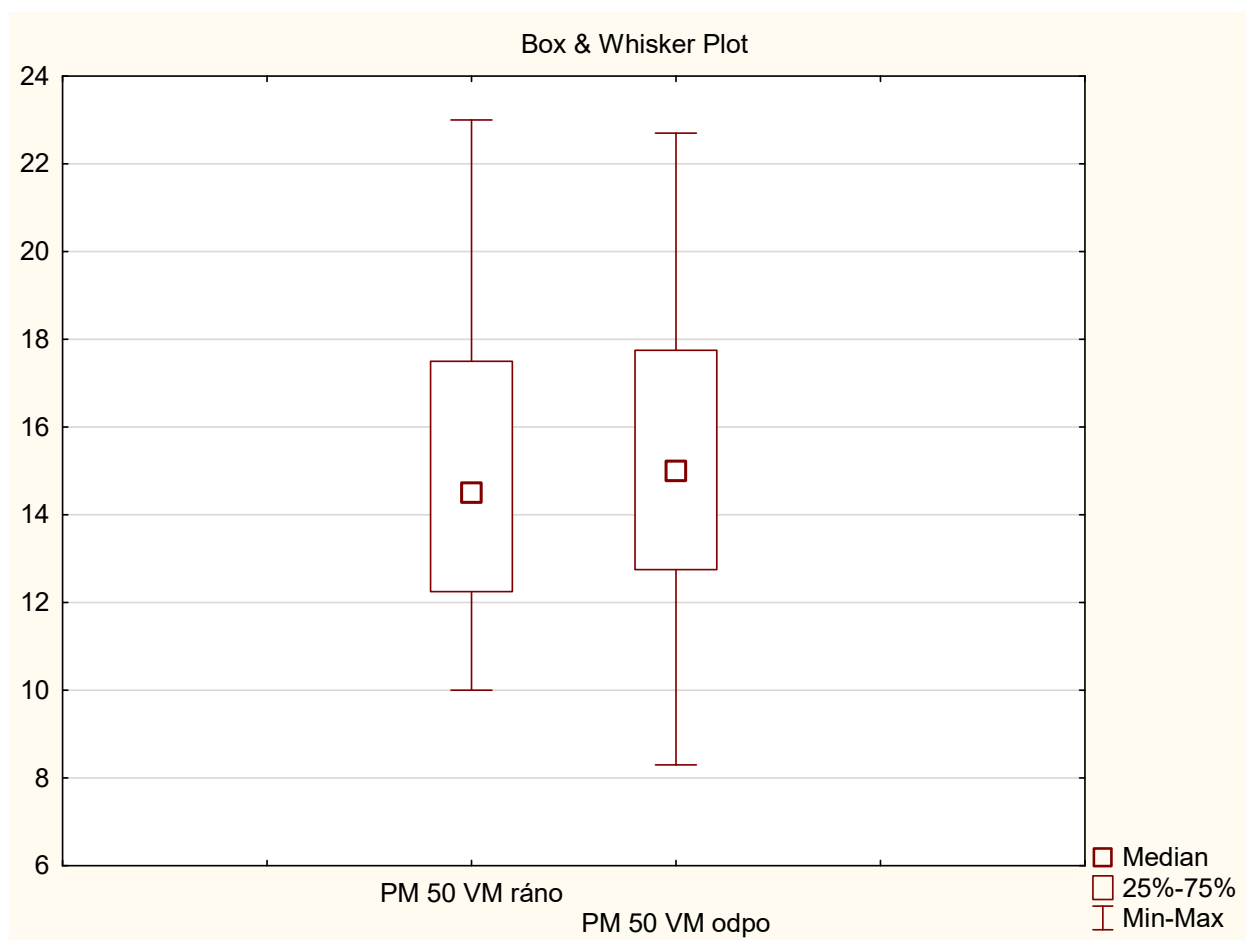
Hypotéza H₄ – iPM TENS 50 Hz, m. vastus medialis

H₄: Hodnoty PM intenzity TENS proudu o frekvenci 50 Hz zaznamenané na m. vastus medialis dominantní strany jsou závislé na denní době.

Tabulka 6 Statistická data pro hypotézu č. 4

PROMĚNNÁ	N	T	Z	p-hodnota
iPM TENS 50 Hz ráno & odpoledne	37	319,50	0,48	0,63

Alternativní hypotézu dle výsledků Wilcoxonova párového testu **nepřijímáme** a **nulovou hypotézu nezamítáme** na základě hodnoty $p=0,63$. Nebyla tedy prokázána statistická významnost. Obrázek 11 je grafickým znázorněním v podobě krabicového grafu.



Obrázek 11 Krabicový graf pro hypotézu č. 4

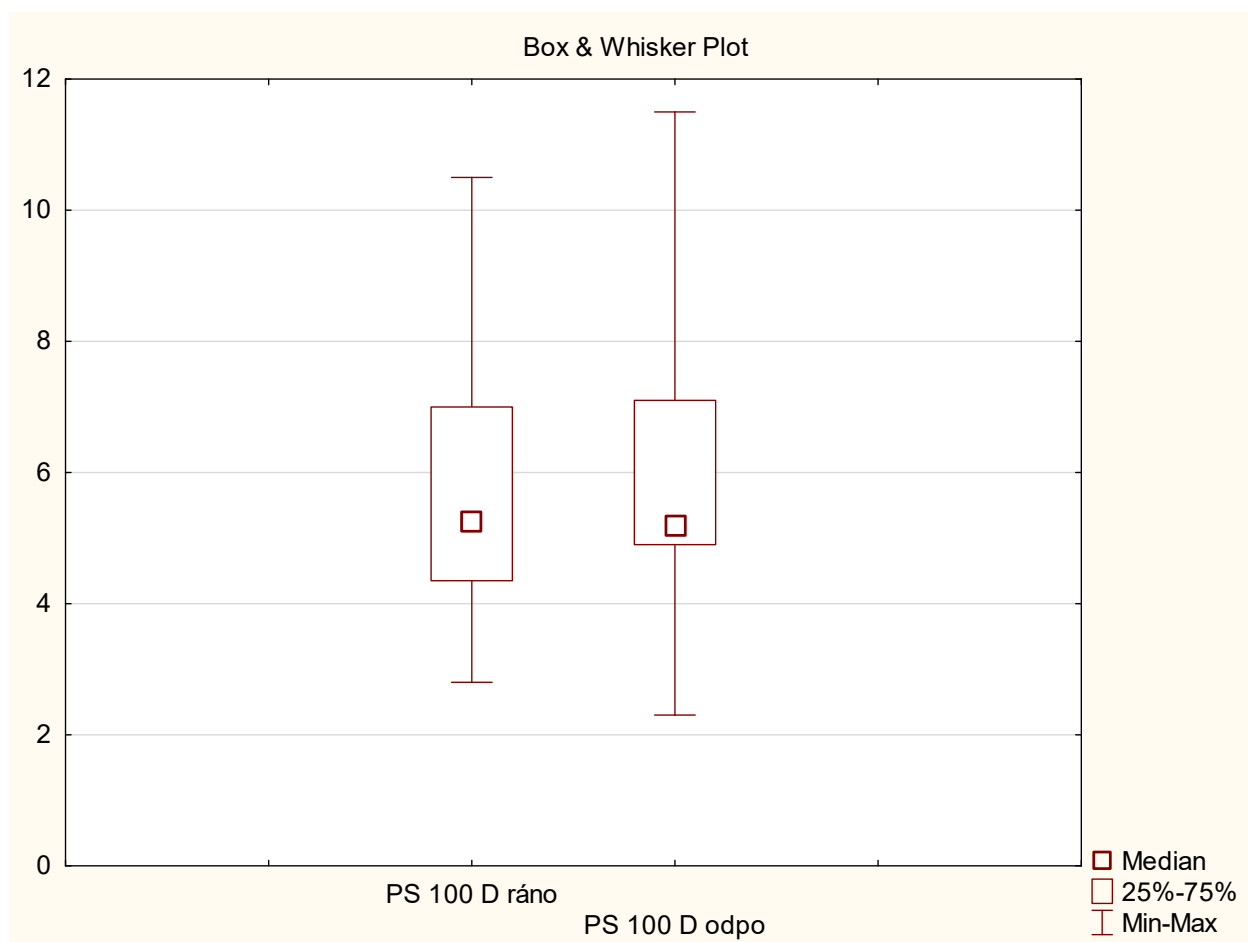
Hypotéza H₅ – iPS TENS 100 Hz, m. deltoideus

H₅: Hodnoty PS intenzity TENS proudu o frekvenci 100 Hz zaznamenané na m. deltoideus dominantní strany jsou závislé na denní době.

Tabulka 7 Statistická data pro hypotézu č. 5

PROMĚNNÁ	N	T	Z	p-hodnota
iPS TENS 100 Hz ráno & odpoledne	40	317,00	1,25	0,21

Další hypotéza neprokázala na základě Wilcoxonova párového testu statistickou významnost. Na základě hodnoty $p=0,21$ **alternativní hypotézu nepřijímáme a nulovou nezamítáme.** Krabicový graf viz Obrázek 12.



Obrázek 12 Krabicový graf pro hypotézu č. 5

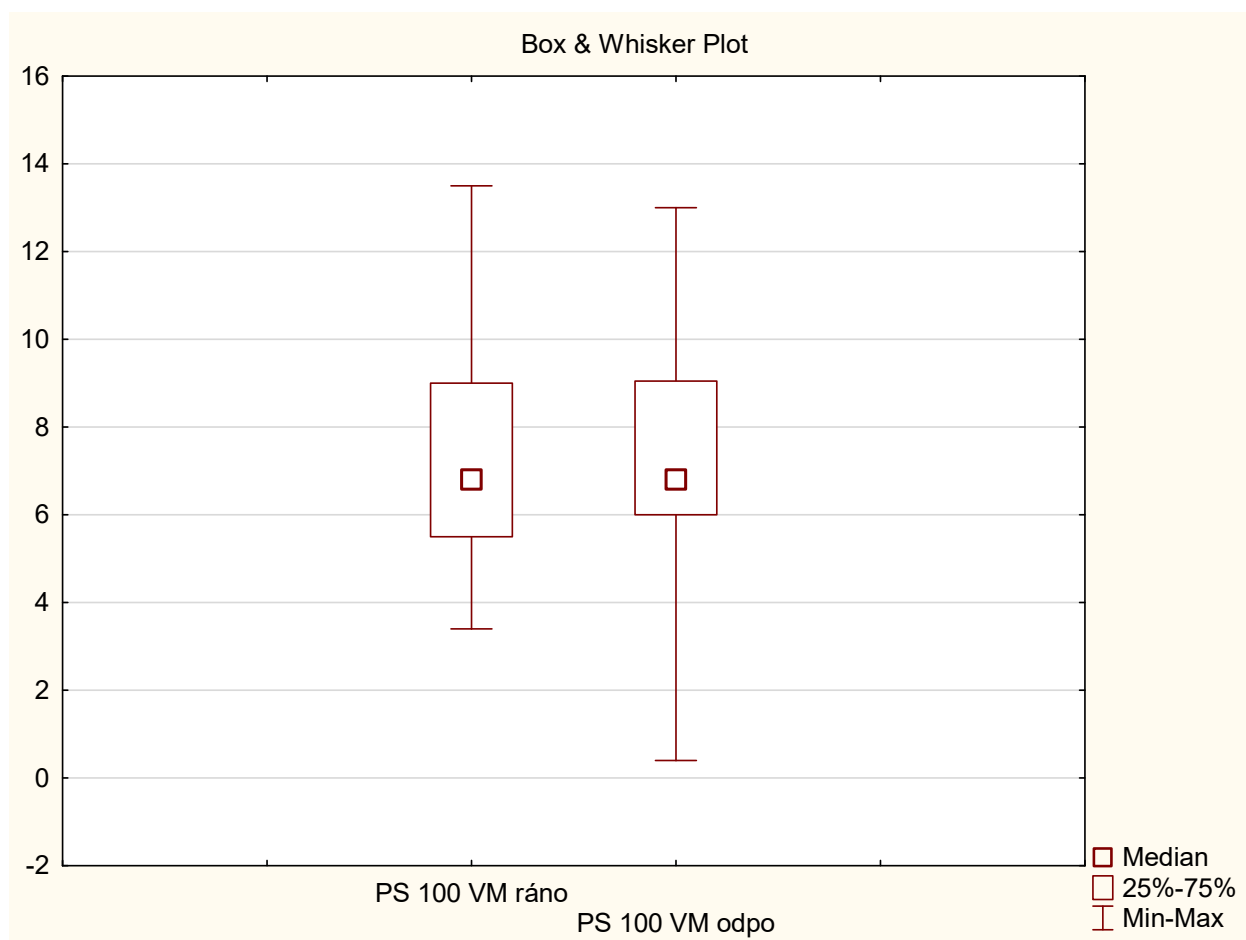
Hypotéza H₆ – iPS TENS 100 Hz, m. vastus medialis

H₆: Hodnoty PS intenzity TENS proudu o frekvenci 100 Hz zaznamenané na m. vastus medialis dominantní strany jsou závislé na denní době.

Tabulka 8 Statistická data pro hypotézu č. 6

PROMĚNNÁ	N	T	Z	p-hodnota
iPS TENS 100 Hz ráno & odpoledne	40	397,00	0,17	0,86

Dle výsledku Wilcoxonova párového testu ($p=0,86$) se nám nepodařilo prokázat statistickou významnost. **Alternativní hypotézu nepřijímáme, nulovou nezamítáme.** Grafické znázornění viz Obrázek 13.



Obrázek 13 Krabicový graf pro hypotézu č. 6

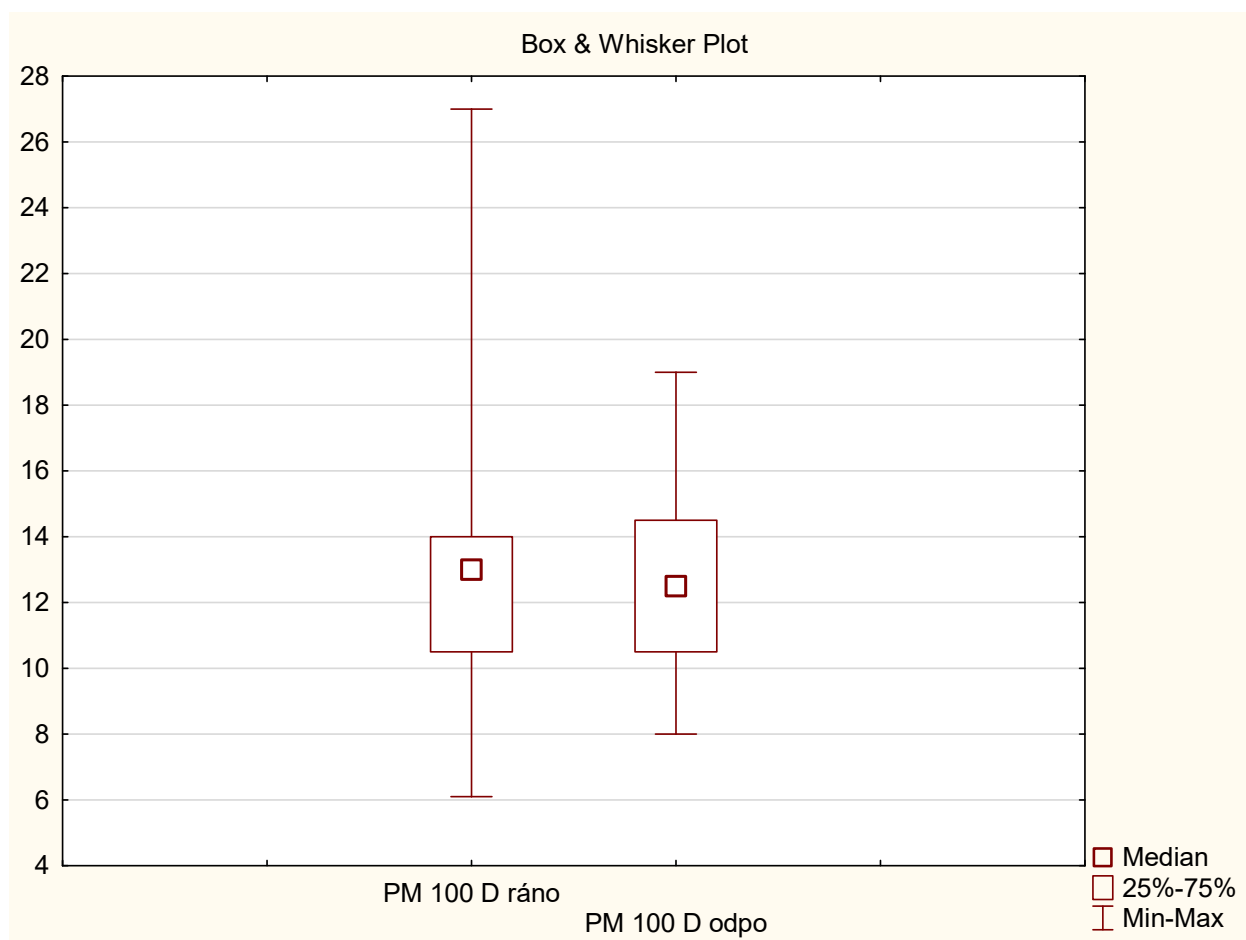
Hypotéza H₇ – iPM TENS 100 Hz, m. deltoideus

H₇: Hodnoty PM intenzity TENS proudu o frekvenci 100 Hz zaznamenané na m. deltoideus dominantní strany jsou závislé na denní době.

Tabulka 9 Statistická data pro hypotézu č. 7

PROMĚNNÁ	N	T	Z	p-hodnota
iPM TENS 100 Hz ráno & odpoledne	36	328,00	0,08	0,94

V případě této hypotézy nebyla prokázána statistická významnost. Dle výsledku Wilcoxonova párového testu ($p=0,94$) **alternativní hypotézu nepřijímáme a nulovou nezamítáme**. Krabicový graf viz Obrázek 14.



Obrázek 14 Krabicový graf pro hypotézu č. 7

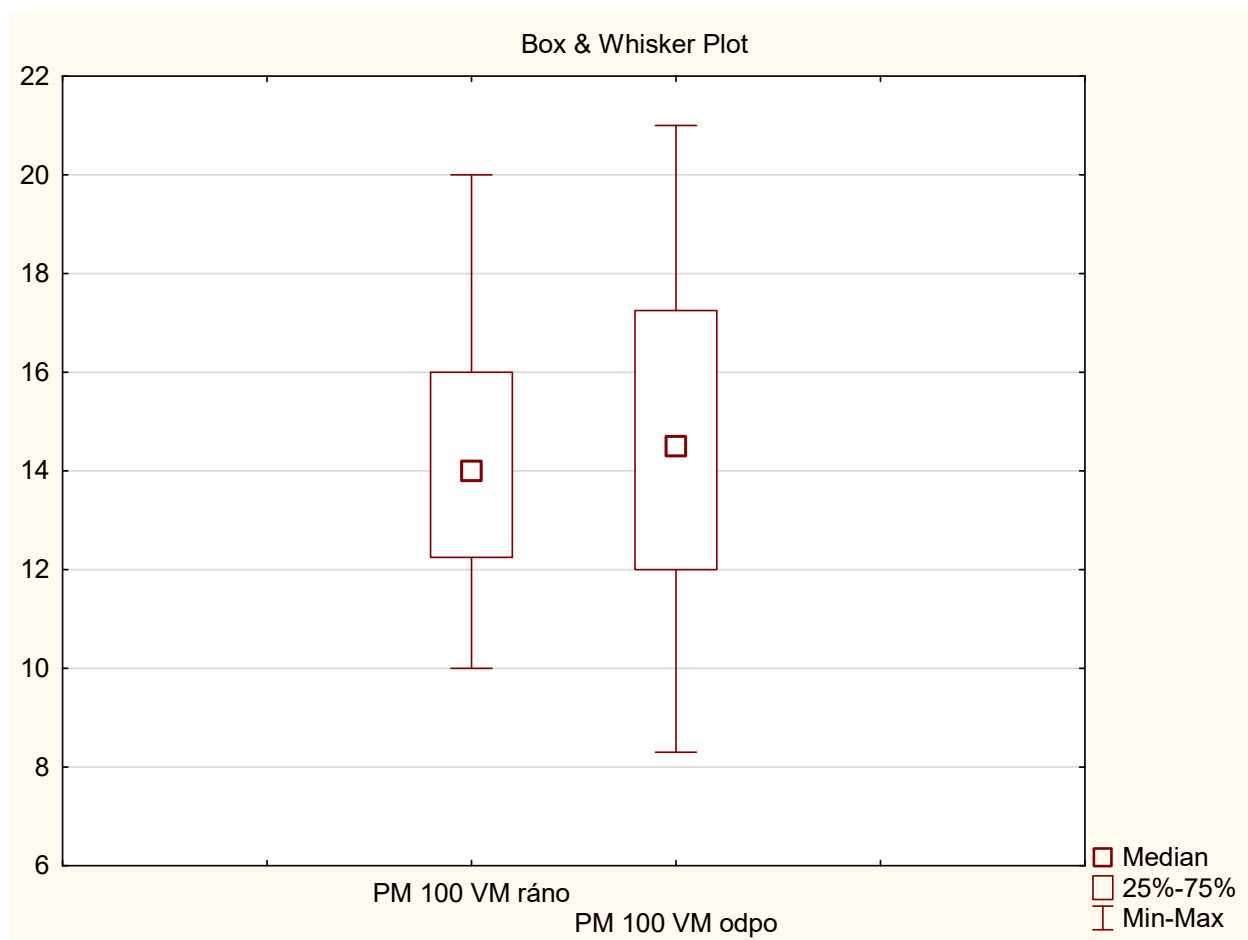
Hypotéza H₈ – iPM TENS 100 Hz, m. vastus medialis

H₈: Hodnoty PM intenzity TENS proudu o frekvenci 100 Hz zaznamenané na m. vastus medialis dominantní strany jsou závislé na denní době.

Tabulka 10 Statistická data pro hypotézu č. 8

PROMĚNNÁ	N	T	Z	p-hodnota
iPM TENS 100 Hz ráno & odpoledne	36	282,50	0,79	0,43

Na základě výsledku Wilcoxonova párového testu ($p=0,43$) **nepřijímáme alternativní hypotézu a nulovou nezamítáme**. Nebyla tedy prokázána statistická významnost. Obrázek 15 udává grafické znázornění výsledku.



Obrázek 15 Krabicový graf pro hypotézu č. 8

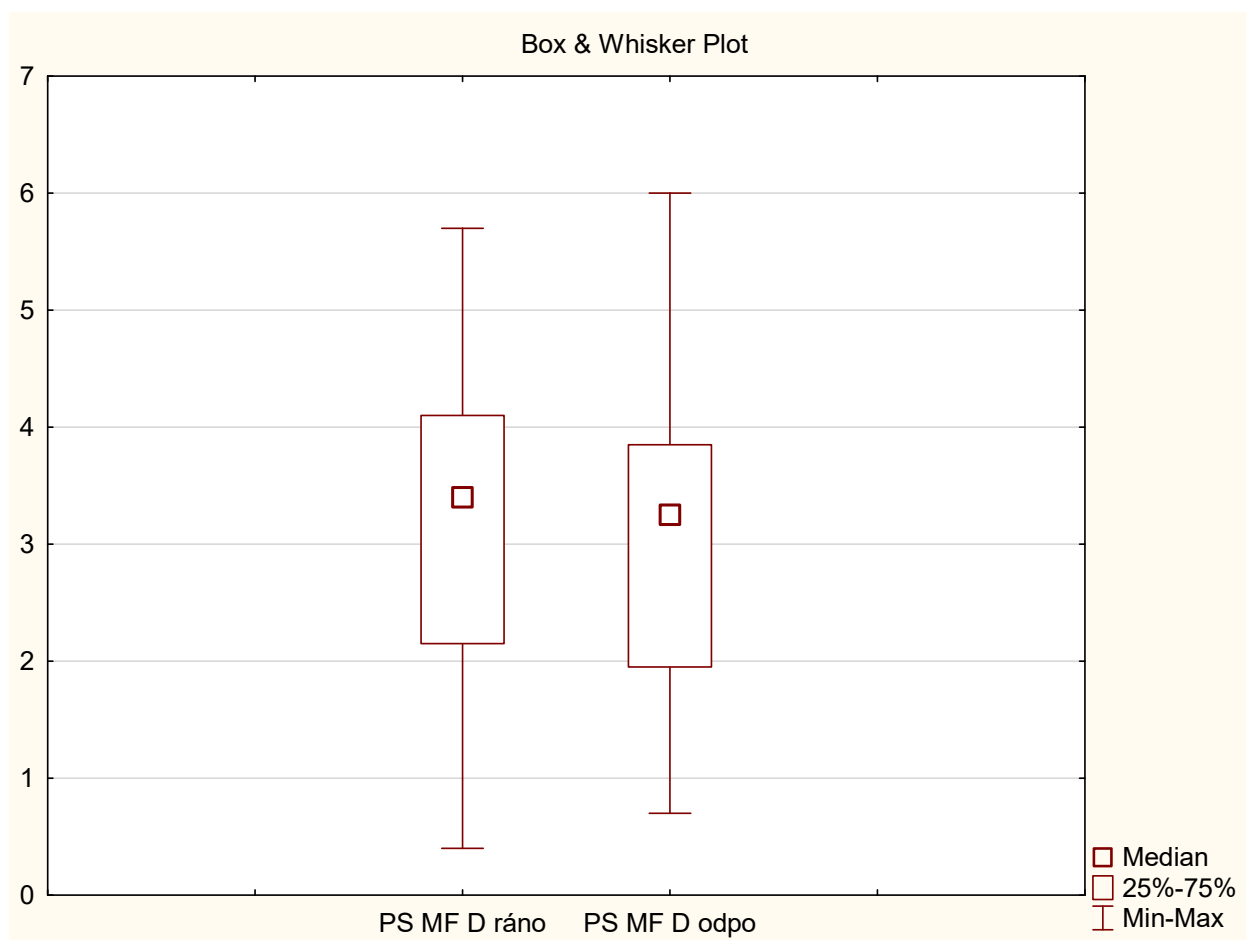
Hypotéza H₉ – iPS DD-MF, m. deltoideus

H₉: Hodnoty PS intenzity pulzní složky DD-MF proudu zaznamenané na m. deltoideus dominantní strany jsou závislé na denní době.

Tabulka 11 Statistická data pro hypotézu č. 9

PROMĚNNÁ	N	T	Z	p-hodnota
iPS DD-MF ráno & odpoledne	37	254,00	1,47	0,14

V tomto případě opět nebyla prokázána statistická významnost. Výsledkem Wilcoxonova párového testu je hodnota $p=0,14$, z toho důvodu **alternativní hypotézu nepřijímáme a nulovou nezamítáme**. Znázorněno na Obrázku 16 v podobě krabicového grafu.



Obrázek 16 Krabicový graf pro hypotézu č. 9

Hypotéza H₁₀ – iPS DD-MF, m. vastus medialis

H₁₀: Hodnoty PS intenzity pulzní složky DD-MF proudu zaznamenané na m. vastus medialis dominantní strany jsou závislé na denní době.

Tabulka 12 Statistická data pro hypotézu č. 10

PROMĚNNÁ	N	T	Z	p-hodnota
iPS DD-MF ráno & odpoledne	39	193,50	2,74	0,006

Z Wilcoxonova párového testu nám vychází hodnota $p=0,006$. **Přijímáme** tedy **alternativní hypotézu** – jedná se o vysoce signifikantní výsledek. **Nulovou hypotézu zamítáme**.

Dle naměřených výsledků jsme prokázali vyšší hodnoty ráno než v odpoledních hodinách, kdy byly naměřené hodnoty nižší. Přiloženo grafické znázornění v podobě krabicového grafu, který nám tento jev potvrzuje (Obrázek 17).



Obrázek 17 Krabicový graf pro hypotézu č. 10

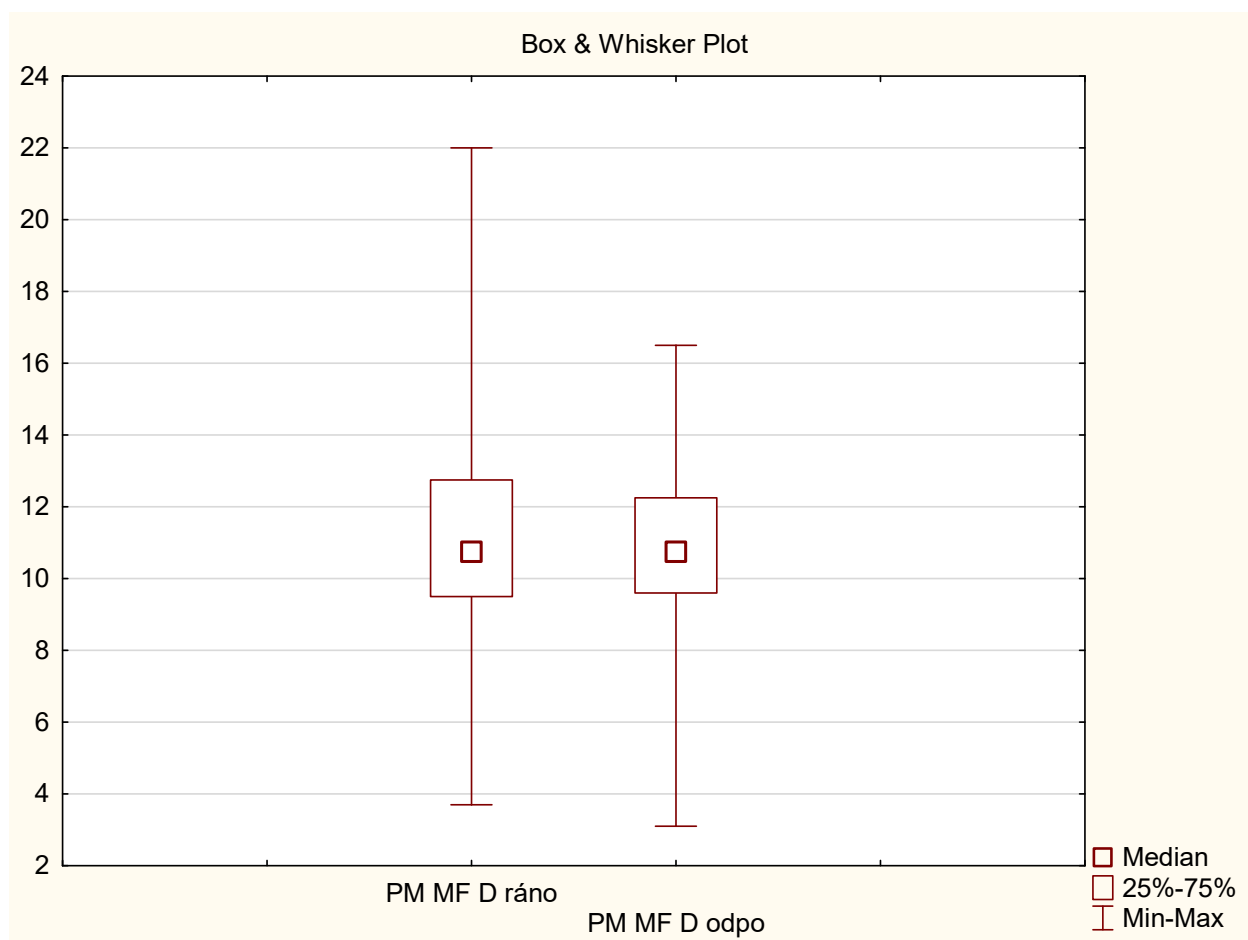
Hypotéza H₁₁ – iPM DD-MF, m. deltoideus

H₁₁: Hodnoty PM intenzity pulzní složky DD-MF proudu zaznamenané na m. deltoideus dominantní strany jsou závislé na denní době.

Tabulka 13 Statistická data pro hypotézu č. 11

PROMĚNNÁ	N	T	Z	p-hodnota
iPM DD-MF ráno & odpoledne	37	296,00	0,84	0,40

Dle výsledku Wilcoxonova párového testu nebyla prokázána statická významnost. Hodnota $p=0,40$ a z toho důvodu **alternativní hypotézu nepřijímáme a nulovou hypotézu nezamítáme**. Krabicový graf uveden jako Obrázek 18.



Obrázek 18 Krabicový graf pro hypotézu č. 11

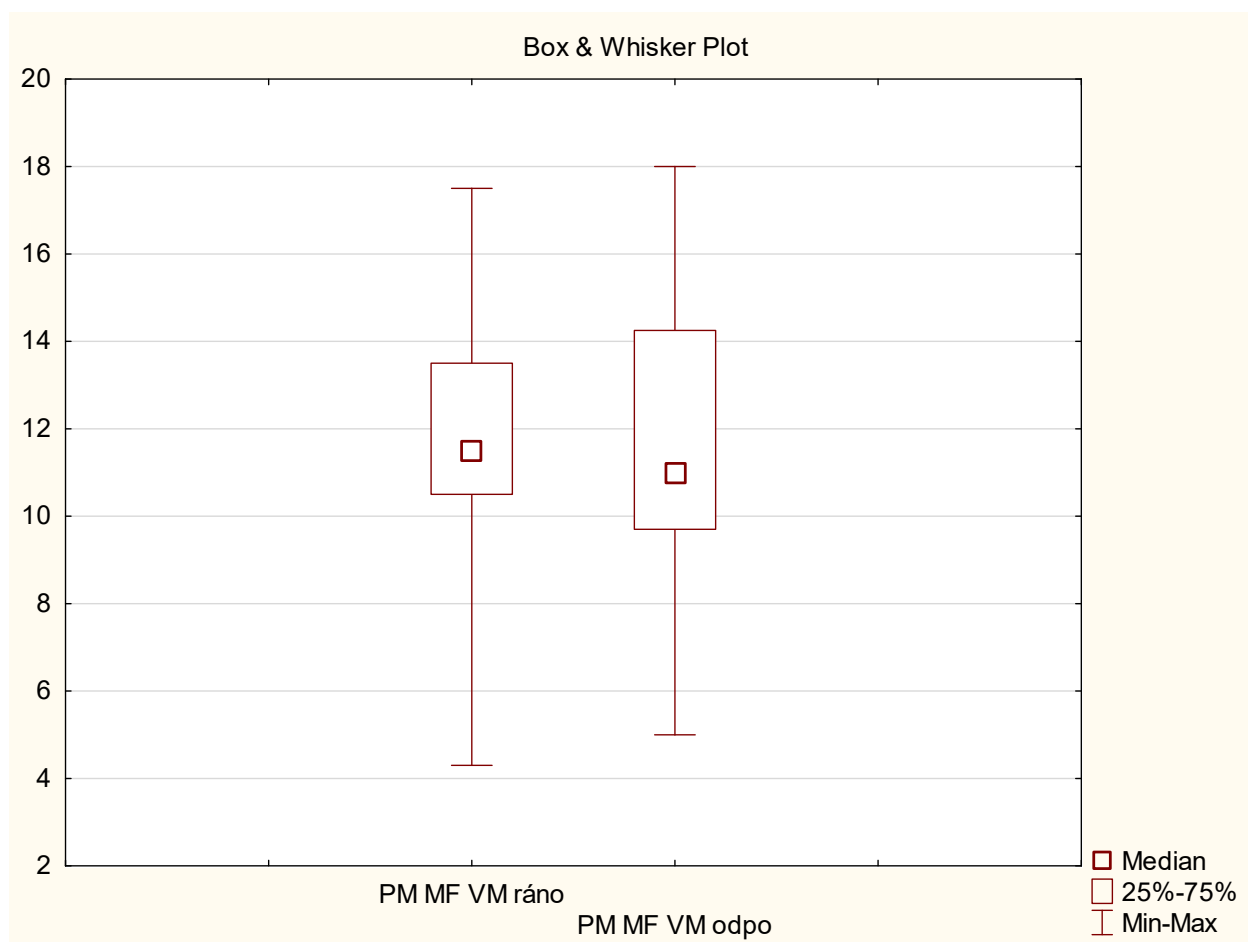
Hypotéza H₁₂ – iPM DD-MF, m. vastus medialis

H₁₂: Hodnoty PM intenzity pulzní složky DD-MF proudu zaznamenané na m. vastus medialis dominantní strany jsou závislé na denní době.

Tabulka 14 Statistická data pro hypotézu č. 12

PROMĚNNÁ	N	T	Z	p-hodnota
iPM DD-MF ráno & odpoledne	39	363,00	0,38	0,71

V tomto případě **alternativní hypotézu nepřijímáme** a **nulovou hypotézu nezamítáme**. Nebyla prokázána statistická významnost na základě výsledku Wilcoxonova párového testu ($p=0,71$). Grafické znázornění uvedeno jako Obrázek 19.



Obrázek 19 Krabicový graf pro hypotézu č. 12

Hypotéza H₁₃ – iPS DD-DF, m. deltoideus

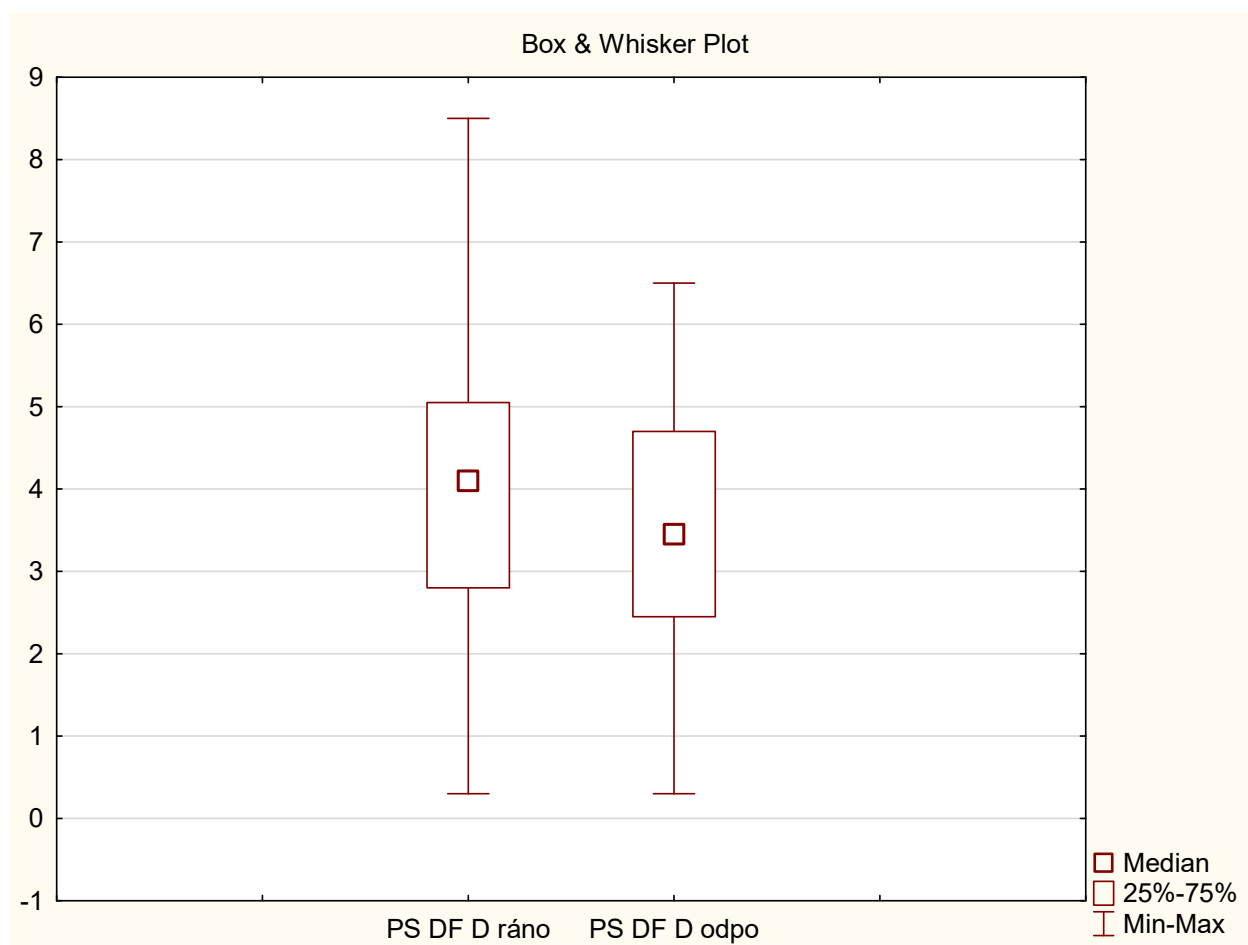
H₁₃: Hodnoty PS intenzity pulzní složky DD-DF proudu zaznamenané na m. deltoideus dominantní strany jsou závislé na denní době.

Tabulka 15 Statistická data pro hypotézu č. 13

PROMĚNNÁ	N	T	Z	p-hodnota
iPS DD-DF ráno & odpoledne	39	219,00	2,39	0,017

P-hodnota se dle výsledku Wilcoxonova párového testu rovná 0,017. **Alternativní hypotézu přijímáme**, jedná se o signifikantní výsledek. **Nulovou hypotézu zamítáme**.

Dle naměřených výsledků jsme prokázali vyšší hodnoty v ranních hodinách a nižší naměřené hodnoty v odpoledních hodinách. Krabicový graf (Obrázek 20) níže je grafickým znázorněním tohoto výsledku.



Obrázek 20 Krabicový graf pro hypotézu č. 13

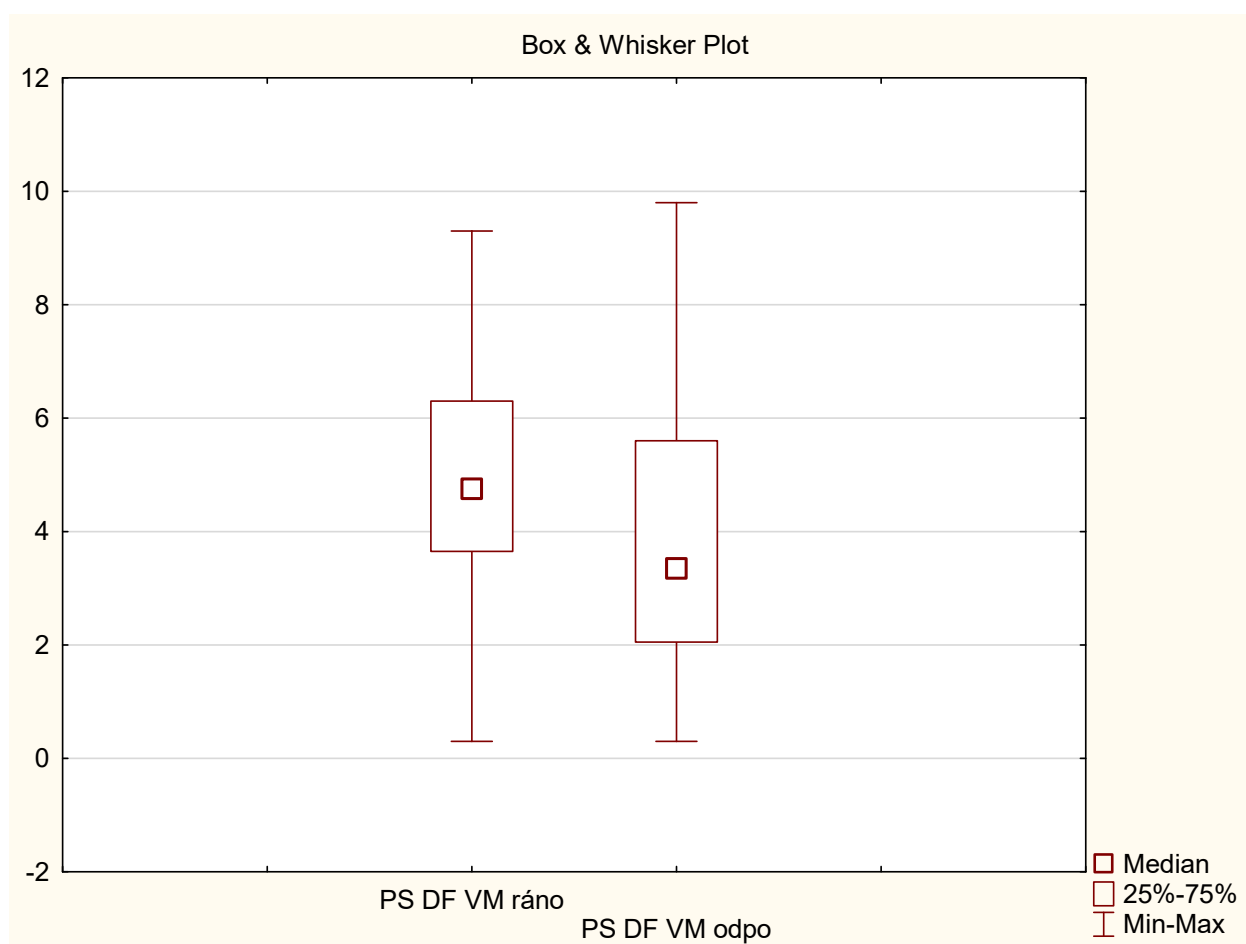
Hypotéza H₁₄ – iPS DD-DF, m. vastus medialis

H₁₄: Hodnoty PS intenzity pulzní složky DD-DF proudu zaznamenané na m. vastus medialis dominantní strany jsou závislé na denní době.

Tabulka 16 Statistická data pro hypotézu č. 14

PROMĚNNÁ	N	T	Z	p-hodnota
iPS DD-DF ráno & odpoledne	40	211,50	2,67	0,008

Dle výsledků Wilcoxonova párového testu **přijímáme alternativní hypotézu**, a to na základě výsledné hodnoty $p=0,008$. Výsledek hodnotíme jako vysoce signifikantní, **nulovou hypotézu zamítáme**. Byly prokázány vyšší naměřené hodnoty v ranních hodinách, nižší v odpoledních. Grafickým znázorněním je níže uvedený krabicový graf (Obrázek 21).



Obrázek 21 Krabicový graf pro hypotézu č. 14

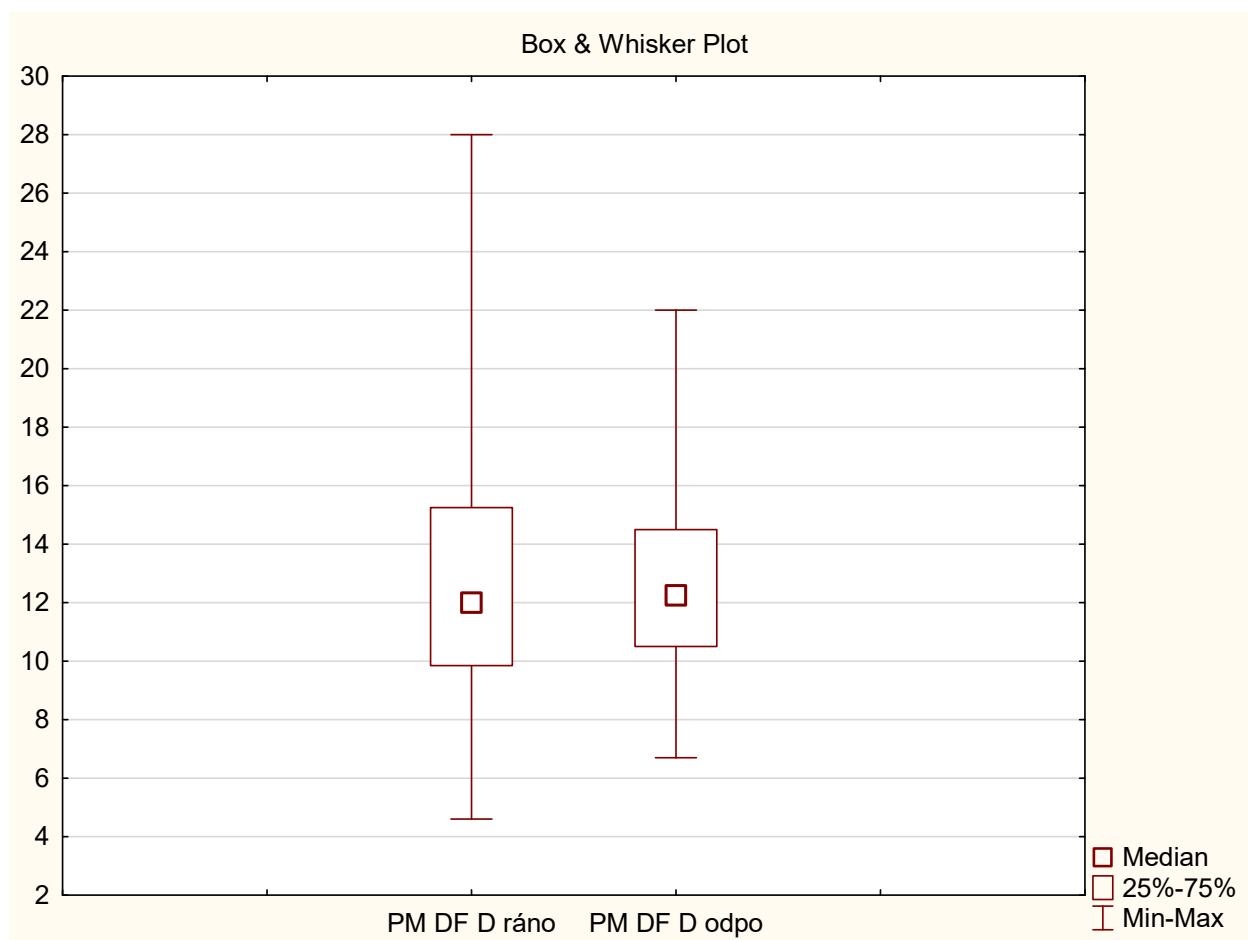
Hypotéza H₁₅ – iPM DD-DF, m. deltoideus

H₁₅: Hodnoty PM intenzity pulzní složky DD-DF proudu zaznamenané na m. deltoideus dominantní strany jsou závislé na denní době.

Tabulka 17 Statistická data pro hypotézu č. 15

PROMĚNNÁ	N	T	Z	p-hodnota
iPM DD-DF ráno & odpoledne	38	260,00	0,15	0,88

Hypotézu č. 15 jsme opět neprokázali jako statisticky významnou. Hodnota $p=0,88$; na základě výsledku Wilcoxonova párového testu tedy **nulovou hypotézu nezamítáme** a **alternativní hypotézu nepřijímáme**. Grafické znázornění viz Obrázek 22.



Obrázek 22 Krabicový graf pro hypotézu č. 15

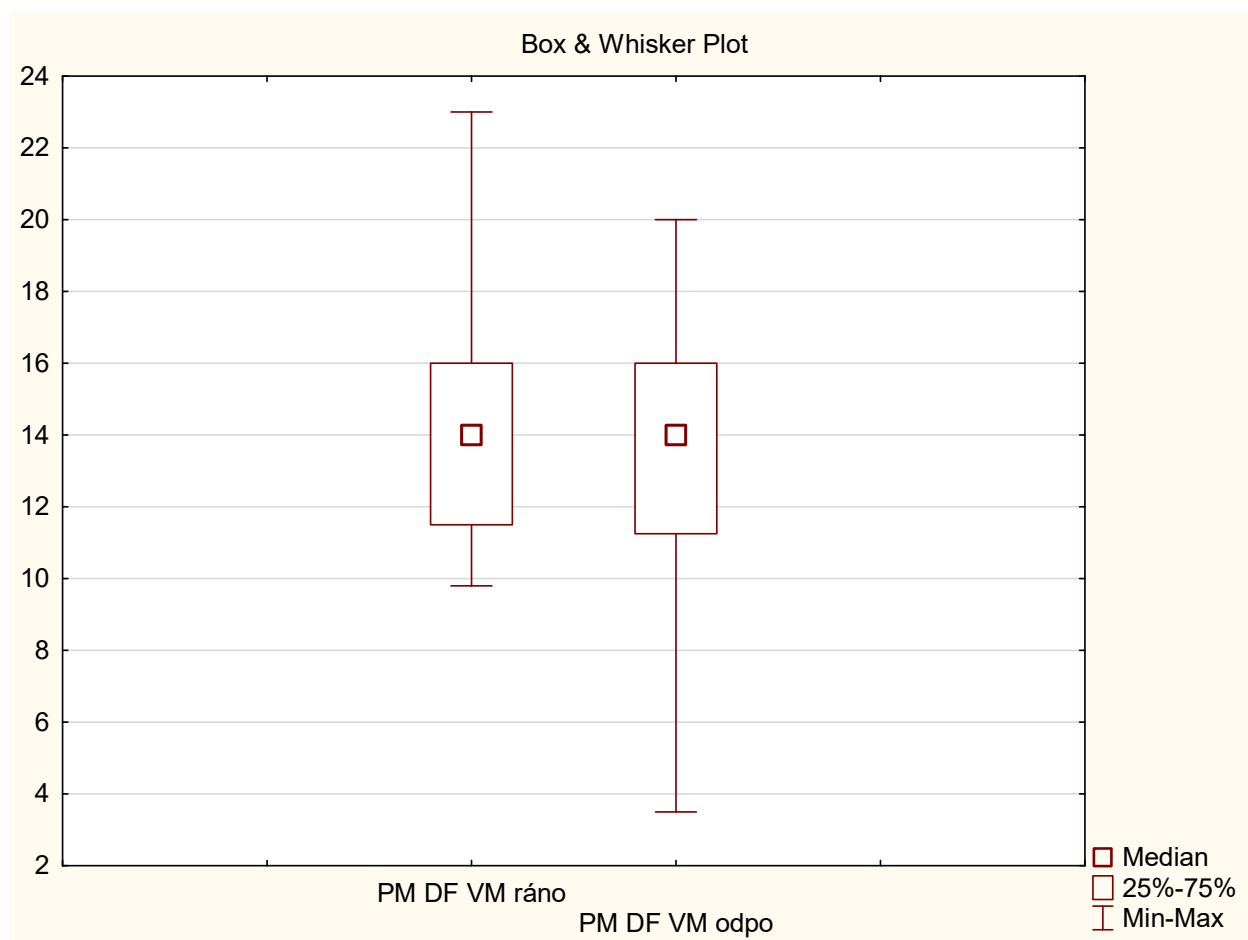
Hypotéza H₁₆ – iPM DD-DF, m. vastus medialis

H₁₆: Hodnoty PM intenzity pulzní složky DD-DF proudu zaznamenané na m. vastus medialis dominantní strany jsou závislé na denní době.

Tabulka 18 Statistická data pro hypotézu č. 16

PROMĚNNÁ	N	T	Z	p-hodnota
iPM DD-DF ráno & odpoledne	37	315,00	0,55	0,58

U poslední hypotézy také nebyla prokázána statistická významnost. Výsledkem Wilcoxonova párového testu je hodnota $p=0,58$. **Alternativní hypotézu nepřijímáme a nulovou nezamítáme.** Krabicový graf uveden jako Obrázek 23.



Obrázek 23 Krabicový graf pro hypotézu č. 16

8 Diskuze

Diplomová práce se zabývala vlivem denní doby na senzitivní a motorický práh dráždivosti nízkofrekvenčních proudů, na což odkazuje i cíl této práce. Cíl byl rozveden do hypotéz v návaznosti s prováděným měřením. Z celkového počtu se podařilo přijmout 4 hypotézy, a to na hladině významnosti $\alpha=0,05$. V případě zbylých hypotéz nebyla prokázána statistická významnost.

Využitými nízkofrekvenčními proudy byla transkutánní elektroneurostimulace (TENS) a proudy diadynamické (DD). Důvodem tohoto výběru bylo především jejich časté používání v klinické praxi, ať už pro nefarmakologické tlumení bolesti či za účelem elektrogymnastiky. Použitá frekvence byla zvolena na základě poznatků Poděbradského a Poděbradské (2009, s. 80-81). Udávají, že aplikace proudu o frekvenci 50 Hz v intenzitě PM působí motorické dráždění. Frekvence 100 Hz v iPS mají účinek analgetický. Současně bylo využito poznatků vycházejících ze vztahu dráždivosti na frekvenci, který definovali v roce 1970 Lullies a Trincker.

Objektivizace probíhala na m. deltoideus a m. vastus medialis. Tyto dva svaly jsou jedny z nejčastěji stimulovaných svalů pomocí elektrogymnastiky. A to nejen při pouřazových stavech, ale také v případě potřeby zapojení svalů do pohybového stereotypu či posílení svalu. A to především z důvodu jejich časté atrofie v souvislosti s kloubními dysfunkcemi. Tento fakt podkládá existence kloubního vzorce dle Cyriaxe (Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 47).

Měření bylo stanoveno na dominantní končetině. V některých výzkumech zabývajících se elektrostimulací či prahem dráždivosti nebyl kladen důraz na rozlišení dominantní a nedominantní končetiny, pouze brali například pravou končetinu jako experimentální a levou jako kontrolní (Balogun et al., 1993; Soo, Currier, Threlkeld, 1998). V některých studiích se dominancí nezabývají vůbec (Laughman et al. 1983). Diplomová práce z roku 2014 (Krchová) se zabývala objektivizací senzitivního a motorického prahu dráždivosti, a to v závislosti na dominantní a nedominantní končetině. Měření nebylo vztaheno k denní době, probíhalo tedy pouze jednou. Její výsledky ovšem neprokázaly statistickou významnost. Jako hlavní limit výzkumu uvádí především nestejný počet probandů s dextrii (38) a sinistrii (7). V našem případě bylo stanoveno měření na dominantní končetině, především z důvodu otevřených možností pro další výzkum. Nicméně s nehomogenním rozdělením dextrie (33 probandů) a sinistrie (7 probandů) by bylo nutné tyto počty upravit.

Na začátek ještě nutno podotknout, že počet studií zabývajících se působením denní doby na člověka a cirkadiánními rytmy v posledních desetiletích značně roste (Yousefzahedfard,

Wechsler, DeLorenzo, 2022, s. 1-2). Dudek et al. (2014) pro příklad sumarizují souvislosti v působení cirkadiálního rytmu na muskuloskeletální systém a fyziologii jeho tkání. Juliana, Azmi a Effendy (2023) popisují, jak odchylky v cirkadiálním rytmu ovlivňují muskuloskeletální systém s ohledem na stravovací návyky, Haupt et al. (2021) zjišťovali vliv přerušovaného stravování v kombinaci s cvičením. Prokázali, že oba tyto faktory podporují optimální nastavení cirkadiálních rytmů. Smith a Eastman (2012) zkoumali u jedinců pracujících na směny vliv na spánkový režim, a tedy i narušení cirkadiálních rytmů, v kombinaci s faktory, jak těmto odchýlkám předejít.

Studii na účinnost TENS proudů je k dispozici také poměrně velké množství, v případě DD proudů je počet studií mnohem nižší, a proto jsou celkově důkazy o jejich účinnosti stále vědecky slabé (Demidaš, Zarzycki, 2019, s. 1).

Studie zaměřující se na využití TENS proudů se zabývají především jejich účinností v souvislosti s chronickou či akutní bolestí. Vance et al. (2022) porovnávají studie zaměřující se na účinnost TENS proudů oproti placebo nebo žádné léčbě. Meta-analýza Johnsona et al. (2022) udávají zjištění nižší intenzity bolesti v průběhu terapie nebo po jejím ukončení. Resende et al. (2018) a Ginson et al. (2019) měli obdobný závěr v souvislosti s chronickou bolestí. Paley et al. (2021) stejně jako všechny výše uvedené studie poukazují na určité nedostatky – nekonzistentní metodiku, nízký počet probandů, spoustu nadbytečných informací vedoucích k stagnaci důkazů a nejistotě v účinnosti terapie. Současně také zmiňují spoustu nedostatečných a nepřesných údajů, které mají za následek zastínění problematiky.

Demidaš a Zarzycki (2019) provedli randomizovanou studii zkoumající rozdíly mezi DD proudy a TENS pro vnímání bolesti a taktilní vjemy. Aplikace proběhla třikrát v týdenním intervalu, přičemž bylo prokázáno zvýšení taktilních vjemů, a naopak nebyl prokázán významný rozdíl vzhledem k prahu bolesti způsobené tlakem a její subjektivní tolerance. Zároveň prokázali obdobné analgetické účinky pro oba typy proudů, ovšem vzhledem k nízké frekvenci a krátké době terapie nebyly prokázány výrazné účinky. Toto zjištění poukazuje na podobnost účinků obou typů proudů při léčbě bolesti. Za významný zmiňují vztah mezi taktilními vjemy a bolestí při aplikaci DD proudů, jinými slovy DD proudy stimulují mechanoreceptory stejně efektivně jako TENS proudy. Závěrem uvádějí, že DD proudy mohou být alternativou pro častěji využívané TENS proudy, a to z důvodu kratšího trvání terapie. Heggannavara et al. (2015) se s tímto závěrem shodují. Sayilir et al. (2017) s tímto zjištěním také souhlasí a hodnotí oba typy proudů jako účinné, konkrétně ve vztahu k léčbě low back pain. Studie Ebadiho et al. (2018) naopak prokázala vyšší efektivitu TENS proudů v okamžité redukci bolesti při porovnání účinnosti TENS a DD proudů u low back pain.

Studie zaměřující se na problematiku nízkofrekvenčních proudů v souvislosti s denní dobou se nepodařilo dohledat. I když je elektroterapie hojně využívanou metodou v klinické praxi a doba aplikace by mohla hrát roli v její účinnosti, je toto pole stále neprobádané. Jedním z možných důvodů je fakt, že práce s nulovým výsledkem často nebývají publikovány. Dickersin et al. (1987, s. 351) uvádí, že publikovaných studií se statisticky významným výsledkem je až třikrát více.

Cirkadiánní rytmy nejsou přítomny pouze ve formě centrálních hodin v SCN, ale také v periferních orgánech, mezi nimiž se nacházejí i kosterní svaly (Illnerová, Sumová, 2008, s. 351). V průběhu dne i noci má koncentrace jednotlivých substancí nacházejících se v těle tendenci mírně oscilovat. Mezi tyto substance řadíme i elektrolyty (Poljsak, Ribarič, Milislav, 2019, s. 1). Elektrolyty jsou substance zabezpečující mimo jiné elektrickou rovnováhu v buňkách a zprostředkovávají akční potenciál v nervech a svalech, kde je zodpovědný za vznik svalové kontrakce (Shrimanker, Bhattarai, 2022). Jedná se především o Na^+ , Cl^- a K^+ ionty přítomny v membráně (Enoka, 2008, s. 179, 186; Trojan, 2003, s. 77) a Ca^{2+} ionty zabezpečující kontrakci aktinu a myozinu v kosterním svalu (Lüllmann-Rauch, 2012, s. 192). Současně bylo dokázáno, že velké množství genů, které se podílejí na metabolismu svalů, vykazují cirkadiánní rytmicitu (McCarthy et al., 2007, s. 1; Pizarro et al., 2013, s. 86).

Riganello et al. (2019) ve své studii zkoumali interakce mezi autonomním nervovým systémem (ANS) a centrálním nervovým systémem v závislosti na cirkadiánních rytmech. Byly prokázány změny v nastavení ANS a CNS v průběhu dne, a to právě díky cirkadiánním rytmům. Výraznou roli zde hraje i homeostáza. Meléndez-Fernández et al. (2021) udávají nutnost rovnováhy mezi sympatikem a parasympatikem pro optimální fungování kardiovaskulárního systému v souvislosti s cirkadiánními rytmy.

Douglas, Hesketh a Esser (2021) se zaměřili na souvislost denní doby a svalové síly. Vycházejí z dosud zjištěných údajů, že ke zvyšování svalové síly při izometrické kontrakci dochází v průběhu dne, s maximem v pozdních odpoledních hodinách. Dokázali, že k tomuto jevu nedochází v důsledku neuronální aktivace či náboru motorických jednotek, stejně jako zde nehraje zásadní roli teplota tělesného jádra. Tyto dva faktory jsou všeobecně udávány jako hlavní generátory svalové síly. V rozporu s tímto tvrzením je studie Haupta et al. (2021), kdy je zmíněna vyšší svalová síla a výkonnost v odpoledních a večerních hodinách v důsledku rytmicity teploty tělesného jádra řízeného změnami průtoku krve. Douglas, Hesketh a Esser (2021) na základě studií využívajících povrchovou elektromyografii a k hodnocení svalové síly potvrdili, že nedochází k rozdílům v náboru motorických jednotek v průběhu dne. Současně vycházejí ze studií využívajících techniku interpolačních záškubů, kdy bylo prokázáno,

že rychlost rozvoje síly a následné relaxace souvisí s vnitřními vlastnostmi svalu, jako je hospodaření s vápníkem či vlastnosti myozinu.

Pánek, Pavlů a Čermusová (2009) provedli studii využívající EMG ke zjištění nástupu svalové únavy v souvislosti s rychlostí vedení akčního potenciálu. Rychlost jeho vedení je důležitým parametrem pro nástup tzv. periferní svalové únavy, ke které dochází při poruše nervosvalového přenosu. Svalová únava může být způsobena na úrovni svalu, a to například v souvislosti s excitací a kontrakcí (Latash, 2008). Ke svalové únavě může dojít i v důsledku anaerobní práce svalů, kdy dochází k ovlivnění pohybu iontů na buněčné membráně (Lukešová, 2008, s. 536). Výsledkem může být slabost či bolesti vedoucí k třesu až křečím. Tento stav může přetrvávat po delší dobu a může vést k narušení přenosu nervového vzruchu.

Při aplikaci elektroterapie v intenzitě prahově motorické dochází k vytvoření vzruchu, což vede ke vzniku akčního potenciálu a následně vyvolání motorické kontrakce cestou náboru motorických jednotek. Takto vyvolané kontrakce se liší od těch, které byly zprostředkovány fyziologicky, a to právě v pořadí a množství náboru motorických jednotek. Tento poznatek udává Robinson a Snyder-Mackler (2008, s. 95, 101-102). Na základě faktů, zmíněných ve studiích výše, můžeme vyvodit určité závěry. Vznik akčního potenciálu a celkově optimální fungování nervového systému je podmíněno koncentrací elektrolytů, které vykazují cirkadiánní variabilitu. Zároveň nebyl prokázán rozdíl v náboru motorických jednotek v průběhu dne. Vnitřní vlastnosti svalu, jako je hospodaření s vápníkem či vlastnosti aktinu mají vliv na sílu vyvolanou svalem, tedy i svalové kontrakce. Nejedná se o neuronální mechanismy. Současně zde hraje roli rytmicita teploty tělesného jádra, které je řízeno změnami průtoku krve. Tyto jevy ovlivňuje ANS, u kterého byl také prokázán vztah k cirkadiánní rytmicitě. Současně je prokázáno, že rychlost vedení akčního potenciálu je podstatný faktor pro rozvoj svalové únavy, stejně jako ovlivnění pohybů iontů na buněčné membráně svalu při anaerobní práci. Důsledkem svalové únavy může být slabost, bolest až rozvoj křečí ovlivňující výslednou intenzitu kontrakce.

Podstatným faktem, který z těchto poznatků vyplývá je, že i když určité faktory hrající roli při vyvolání kontrakce vykazují cirkadiánní variabilitu, v konečném důsledku nejsou tyto faktory pravděpodobně dostatečně výrazné a jejich přímé ovlivnění motorického prahu dráždivosti není vědecky podloženo. Jako hlavní fakt bych zdůraznila především rozlišnost kontrakce vyvolané při aplikaci elektrického proudu a kontrakce fyziologické v souvislosti s nábořem motorických jednotek společně s důkazem, že denní doba nemá vliv na rozdíly v jejich aktivaci. A právě tyto poznatky mohou sloužit jako podklad pro vyhodnocení výsledků

a jejich objasnění v rámci této práce, proč nebyl prokázán vliv denní doby na motorický práh dráždivosti nízkofrekvenčních proudů.

Mezi mediány naměřených hodnot v ranních a odpoledních hodinách nedošlo k příliš významným rozdílům, někdy byly hodnoty totožné v rámci obou měření (konkrétně pro DD-MF aplikovaný na m. deltoideus a DD-DF aplikovaný na m. VM). Ve zbylých případech, s výjimkou aplikace TENS proudu o frekvenci 50 Hz na m. VM a DD-DF proudu na m. deltoideus, došlo ke zjištění nižších hodnot v odpoledních hodinách (vycházíme z mediánu). Výraznější, i když stále nejednoznačný rozdíl zaznamenáváme v případě aplikace TENS proudů o frekvenci 50 i 100 Hz. Vzhledem k tomu, že dochází ke značnému nesouladu v rámci výsledných hodnot, není možné vyvodit jednoznačný závěr, proč k tomuto výsledku došlo a můžeme pouze předpokládat, zda výše zmíněné poznatky hrají v tomto směru roli.

Kůže stejně jako většina dalších orgánů lidského těla podléhá střídání cirkadiánních rytmů (Plikus, et al., 2015). V případě kožních receptorů, mezi nimiž jsou i mechanoreceptory registrující změny v mechanickém, chemickém a fyzikálním podráždění, nebyl vliv rytmicity s vědecky podloženým důkazem dohledán. Nicméně na základě faktů, že cirkadiánní rytmy se uplatňují při fungování téměř všech orgánů a struktur lidského těla můžeme předpokládat, že k určité variabilitě dochází i v tomto případě. Při aplikaci elektrického proudu v intenzitě senzitivní nedochází ke vzniku akčního potenciálu a náboru motorických jednotek. Informace je vedena právě na základě podráždění mechanoreceptorů v kůži, a to cestou senzitivního nervu poblíž povrchu kůže v blízkosti elektrody, kde je nejvyšší hustota proudu (Robinson, Snyder-Mackler, 2008, s. 95, 100). Na základě těchto informací můžeme tedy předpokládat, že právě z tohoto důvodu se vliv denní doby projevuje výrazněji v případě aplikace proudu v senzitivní intenzitě, než u intenzity motorické. Byl prokázán statisticky významný vliv denní doby v 50 % případů. Nejméně výrazný je tento vliv při využití TENS proudu o frekvenci 100 Hz, kdy byl zjištěn minimální rozdíl ve prospěch nižší hodnoty v odpoledních hodinách při aplikaci na m. deltoideus a žádný rozdíl při aplikaci na m. VM. Nicméně v obou případech při využití TENS proudu o frekvenci 50 Hz došlo k prokázání nižších hodnot ráno. Naopak ve všech případech aplikace DD proudů, a to jak MF i DF, došlo k zaznamenání nižších hodnot v odpoledních hodinách. Důvodem může být vyšší dráždivost těchto proudů či jejich subjektivní vnímání probandem a další faktory, které budou blíže rozebrány v následující kapitole.

8.1 Diskuze k přijatým hypotézám

Ve všech níže zmíněných hypotézách došlo k jejich přijetí na statistické hladině významnosti $\alpha=0,05$. Bylo tedy prokázáno, že v těchto případech má denní doba vliv na práh dráždivosti nízkofrekvenčních proudů. A to konkrétně u aplikace v intenzitě prahově senzitivní. V případě prahově motorické intenzity se nám nepodařilo prokázat statistickou významnost ani v jednom případě. Možné faktory ovlivňující výsledek v závislosti na průběh měření a zvolenou metodiku či výběr probandů budou blíže rozebrány v podkapitole věnující se limitům studie.

H₂: Hodnoty PS intenzity TENS proudu o frekvenci 50 Hz zaznamenané na m. vastus medialis dominantní strany jsou závislé na denní době.

V případě první přijaté hypotézy jsme prokázali vliv denní doby na iPS pro TENS proud o frekvenci 50 Hz aplikovaného na m. vastus medialis. Jedná se o vysoce signifikantní výsledek ($p=0,009$). Nižší hodnoty byly naměřeny v ranních hodinách – průměrně 7,37 mA (medián = 7,05; $SD\pm 2,63$ mA), oproti tomu průměr odpoledních hodnot se rovnal 8,29 mA (medián = 7,60; $SD\pm 2,68$ mA). Nejnížší naměřenou ranní hodnotou bylo 1,4 mA, nejvyšší 13,5 mA. V odpoledních hodinách došlo k vzrůstu nejnížší hodnoty na 4,3 mA a nejvyšší na 14 mA.

Tento výsledek je jediným signifikantním pro TENS proudy o frekvenci 50 Hz. Prokázané nižší hodnoty mohou být důsledkem zvýšené únavy jedince v brzkých ranních hodinách, a tedy i v důsledku zvýšené reaktivity na konkrétní fyzikální podněty. Jinými slovy probandi reagovali na první vjem o průchodu proudu dříve neboli při nižší intenzitě než odpoledne. Roli zde může hrát i nastavení mechanoreceptorů, cirkadiální rytmicita kůže (Plikus, et al., 2015) a aferentního nervového systému (Riganello et al., 2019), nicméně přímá souvislost těchto vlivů není vědecky podložena.

Všeobecně jsou TENS proudy udávány jako příjemnější, nemají tak razantní subjektivní nástup jako DD proudy, a proto může docházet subjektivně k pomalejšímu nástupu vnímání tohoto proudu. Zároveň tato frekvence vykazuje vyšší vliv denní doby ve prospěch nižších hodnot ráno i v případě m. deltoideus, kde ovšem nebyla prokázána statistická významnost.

Současně může hrát roli i nervozita a psychické naladění jedince (Poděbradský a Poděbradská, 2009, s. 32-22) vzhledem k nové zkušenosti a neznámému prostředí. Tyto faktory mají vliv na sympatikus, který zvyšuje reaktivitu organismu. Opomenout nesmíme ani

faktor subjektivního vnímání. Často probandi nevěděli, co je čeká, a proto mohlo dojít ke zkreslení v důsledku oznámení příliš brzké odpovědi. Nicméně vzhledem k tomu, že pořadí aplikovaných proudů bylo randomizováno, nelze odhadnout, zda by aplikace tohoto proudu ke konci ranního měření vykazovala jiný trend. Každopádně tento faktor se váže i k již dříve zmíněnému příjemnějšímu a pomalejšímu nástupu proudu, jelikož hranice mezi momentem, kdy proband necítí jeho průchod a kdy už ano, je zde poměrně tenká. V případě odpoledního měření, po předchozí zkušenosti, už se tento faktor stírá a hranice vnímání byla daleko jasnější.

H₁₀: Hodnoty PS intenzity pulzní složky DD-MF proudu zaznamenané na m. vastus medialis dominantní strany jsou závislé na denní době.

Další přijatá hypotéza prokázala vliv denní doby na iPS pro proud DD-MF aplikovaného na m. vastus medialis. Tento vysoce signifikantní výsledek je podložen hodnotou $p=0,006$. Nižší průměrné hodnoty byly zaznamenány v odpoledních hodinách – 3,29 mA (medián = 2,75; $SD\pm 2,22$ mA). V případě ranních měření byla tato hodnota 4,08 mA (medián = 3,85; $SD\pm 2,05$ mA). Minimální naměřená hodnota byla v obou případech stejná, a to 0,3 mA. Co se nejvyšších naměřených hodnot týče, vyšší hodnota byla naopak zaznamenána odpoledne – 10 mA, oproti ranní hodnotě 8,9 mA.

Proudy DD-MF byly subjektivně nejhůře snášeny. K tomuto zjištění se přiklání i Poděbradský a Vařeka (1998) a Ratajczak et al. (2011). Vyšší ranní hodnoty poukazují na potřebnou aplikaci vyšší intenzity proudu pro první subjektivní vjem o jeho průchodu než v odpoledních hodinách. Tyto hodnoty by mohly poukazovat na otupělost jedince a mechanoreceptorů vůči těmto fyzikálním vjemům, nicméně vzhledem k tomu, že předchozí hypotéza poukázala na opačný trend, je tento předpoklad zavádějící. Můžeme jen usuzovat, zda v tomto případě může hrát roli například rozdílný tvar impulzu či vyšší dráždivost DD proudů. Nebo jestli se zde uplatňuje vliv náhody a kožní receptory opravdu vykazují cirkadiánní rytmicitu v souvislosti s nízkofrekvenčními proudy. Popřípadě jen některými konkrétními typy.

Tento proud má subjektivně daleko výraznější nástup, nedocházelo zde tedy tak často k nejistotě, jestli proband proud už cítí či nikoliv. V rámci odpoledního měření často jedinci okamžitě negativně reagovali na tento proud, především pokud už věděli, že zbývá jako poslední. Z toho důvodu můžeme předpokládat vliv sympatiku, a tedy i nastavení organismu na rychlejší reakci.

H13: Hodnoty PS intenzity pulzní složky DD-DF proudu zaznamenané na m. deltoideus dominantní strany jsou závislé na denní době.

Statisticky signifikantní výsledek ($p=0,017$) jsme vyhodnotili pro hypotézu vztahující se k aplikaci iPS na m. deltoideus pomocí DD-DF proudu. Nižší průměrné hodnoty byly zaznamenány v odpoledních hodinách – 3,48 mA (medián = 3,45; $SD\pm 1,54$ mA) s nejnižší naměřenou hodnotou 0,3 mA a nejvyšší hodnotou 6,5 mA. V rámci ranního měření byly průměrně hodnoty vyšší, a to 3,97 mA (medián = 4,10; $SD\pm 1,78$ mA). Nejnižší naměřená hodnota se shoduje s odpoledním měřením, tedy 0,3 mA. V případě nejvyšší hodnoty bylo naměřeno 8,5 mA.

Tento výsledek je jediným statisticky signifikantním údajem pro m. deltoideus. Co se týče výsledných hodnot, byl zde prokázán stejný trend jako v případě předchozí hypotézy. Což znamená, že k tomu, aby proband poprvé ucítil průchod proudu, bylo potřeba aplikovat vyšší intenzitu ráno. Spousta probandů udávala aplikaci na m. deltoideus jako méně příjemnou, než na m. VM. Stejně jako v předchozích případech zde tedy musíme zahrnout možný vliv sympatiku a potencionální stresové situace při aplikaci DD proudů všeobecně.

H14: Hodnoty PS intenzity pulzní složky DD-DF proudu zaznamenané na m. vastus medialis dominantní strany jsou závislé na denní době.

Poslední přijatou hypotézou s vysoce signifikantním výsledkem ($p=0,007$) byla opět aplikace DD-DF proudu v intenzitě PS, nyní pro m. vastus medialis. Stejně jako v předchozím případě byly zaznamenány průměrné nižší hodnoty odpoledne, a to 3,97 mA (medián = 3,35; $SD\pm 2,56$ mA). Opět došlo k naměření stejných nejnižších hodnot v obou případech – 0,3 mA. Nejvyšší hodnotou zde bylo 9,3 mA. Ranní průměrnou hodnotou bylo 4,96 mA (medián = 4,75; $SD\pm 2,04$), přičemž v rámci nejvyšší hodnoty došlo k vzrůstu na 9,8 mA.

Vzhledem k tomu, že i v posledním případě došlo k prokázání vyšší naměřené intenzity pro stanovení prahově senzitivního prahu dráždivosti, lze usuzovat, že určitou roli zde přeci jen mechanoreceptory a jejich eventuální rytmicita hrát mohou. Jelikož se jedná o stejný typ proudu jako v předchozím případě a všechny přijaté hypotézy pro diadynamické proudy vykazují stejný trend, moc možných alternativ objasnění tohoto zjištění se zde již nenabízí. Snad jen můžeme ještě dodat, že aktuální psychické rozpoložení jedince, jak udávají Poděbradský

a Poděbradská (2009, s. 32-22), ovlivňuje vnímání bolesti a může se tedy odrážet i ve vnímání aplikovaného proudu.

Stručně zhodnoceno, vyskytuje se zde trend vyššího počtu statisticky významných výsledků v případě prahově senzitivní intenzity (50 %). Můžeme tedy usuzovat, že u aplikace v iPS je větší předpoklad závislosti na denní době. Dále dochází k výskytu větších rozdílů u DD proudů, konkrétně došlo k zjištění vyšších mediánů získaných hodnot v ranních hodinách. A to i v případech, kdy nebyla prokázána statistická významnost. Posledním trendem, který se zde vyskytuje, je vyšší závislost na denní době při aplikaci na m. vastus medialis. V tomto případě bylo zjištěno, že všechny hodnoty při aplikaci TENS proudů dosahovaly nižších výsledků ráno a naopak při aplikaci DD proudů odpoledne. Nicméně u většiny z těchto dat nebyla prokázána statistická významnost. Také je nutno zmínit, že i když došlo k prokázání těchto trendů ve výsledcích měření, stále je nutné brát potaz, že určitou roli zde může hrát i vliv náhody a bylo by vhodné tuto tematiku více prozkoumat.

Dále bych ráda zmínila, že subjektivně byl nejméně pozitivně vnímán DD-MF proud, poté DD-DF. Naopak TENS proudy byly v obou případech hodnoceny jako subjektivně příjemné. Zhodnotíme-li výsledné hodnoty vycházející z mediánů jako celek, bez přihlídnutí k vlivu denní doby, v případě prahově motorické intenzity došlo k zaznamenání nejnižších hodnot v případě DD-MF proudů (10,75 mA – 11,50 mA). U všech ostatních typů proudu se výsledné mediány hodnot nacházely v rozmezí 12 mA – 15 mA. Pro intenzitu prahově senzitivní byly tyto rozdíly výraznější. Vyšší naměřené hodnoty vykazovaly TENS proudy o frekvencích 50 i 100 Hz, a to v rozmezí 5,20 mA až 7,60 mA. Pro DD-DF proudy se hodnoty pohybovaly v rozmezí 3,35 mA až 4,75 mA; v případě DD-MF se jednalo o intenzitu 2,75 mA až 3,85 mA. Může se zde odrážet právě horší subjektivní vnímání a nepříjemnost proudu, společně s vlivem využití frekvence a tvaru impulsu. Diadynamické proudy vykazují vyšší dráždivost v případě prahově senzitivní intenzity než TENS proudy.

8.2 Limity studie

V první řadě bych vyzdvihla jako jeden z hlavních faktorů limitů výzkumu malý počet probandů. Gay, Mills a Airasian (2014, s. 139) udávají, že v případě, kdy je populace (základní soubor) tvořena méně než 100 jednotkami, je obtížné si představit konkrétní stav, a to z důvodu, že toto číslo neznačí ani 1 % z celkové populace, a tedy neznázorňuje ani jednoho jedince. Nicméně také uvádějí jako minimum vhodné pro kvantitativní výzkum alespoň 30 jednotek. Soukup a Rabušic (2007, s. 380, 385) zmiňují jako minimum 30–50 jednotek, v optimálním

případě alespoň 80–100. Z čehož vyplývá, že jakéhosi smluveného minima sice dosahujeme, ale náš počet 40 probandů stále není optimální pro statistické zpracování a může se odrážet na významnosti výsledku ve statistickém měřítku.

Dalším faktorem, který mohl ovlivnit výsledné hodnoty, může být námi stanovená doba měření. K razantnějším rozdílům v rámci cirkadiálního rytmu, konkrétně ve vztahu ke svalovému tonu, ale i celkovému působení denní doby na organismus dochází spíše v ranní a večerních hodinách. Svalový tonus je nejvyšší ve večerních hodinách, což může hrát roli ve výsledných hodnotách (Panda, 2020, s. 31-32). Nicméně z důvodu limitace provozem ambulance elektroléčby nebylo možno nastavit pozdější dobu měření.

Co se týče samotného měření, ke zkreslení výsledků mohlo dojít v první řadě z důvodu nenastavení jednotného režimu před měřením a v průběhu dne mezi jednotlivým sběrem dat. Nebyl nastaven klidový režim, kladen důraz na spánek, stravu či pohybovou aktivitu. Všechny tyto faktory se mohly podílet na výsledcích měření, ať už se jednalo o zvýšenou fyzickou aktivitu v průběhu dne nebo například nedostatek spánku. Haupt et al. (2021, s. 13-14) zdůrazňují, že cvičení a pravidelná strava mohou eliminovat narušení cirkadiálních rytmů stejně, jako pravidelný spánkový režim. Výzkumy na souvislost muskuloskeletálního systému a cirkadiálních rytmů se teprve dostávají do podvědomí odborné veřejnosti, každopádně bylo dokázáno, že hrají zásadní roli v homeostáze tkání muskuloskeletálního systému a celkově ve fyziologii těchto tkání (Dudek et al., 2014, s. 6). Z toho důvodu se předpokládá, jak zmiňuje Dudek et al. (2014, s. 6), že chronické narušení cirkadiálních rytmů například u jedinců pracujících na směny může ovlivňovat mimo jiné regenerační procesy v muskuloskeletálním systému. Juliana, Azmi a Effendy (2023, s. 14) se zaměřili na souvislost nutriční a cirkadiálních rytmů, kdy uvádějí souvislost mezi příjmem určitých typu potravin v rámci denní doby v návaznosti na možnou souvislost s fungováním muskuloskeletálního systému. Vliv zde tedy může mít příchod některých jedinců po noční směně, a tedy nedostatek spánku, zvýšená fyzická aktivita v průběhu měření, psychický stav a zvýšený stres probandů či neadekvátní stravování. Tyto faktory hrají roli i v dlouhodobém měřítku, kdy dochází k ovlivňování cirkadiálních rytmů a následkem toho k možnému ovlivnění nasbíraných dat.

Dalším z faktorů, které mohly ovlivnit výsledky měření, je umístění elektrod. I když bylo umístění elektrod vždy ve stejném místě daného svalu, mohlo dojít k lehkým odchylkám v rámci ranního a odpoledního měření, a tudíž i například k většímu dráždění okolních vláken, než tomu bylo u prvního měření. K tomu se váže i poměrně velká velikost využitých elektrod. U jedinců s menšími proporcemi daného svalu mohlo současně docházet k dráždění okolních vláken či k dráždění vláken svalu sousedícího. Snaha o eliminaci tohoto jevu byla podpořena

okamžitou změnou umístění elektrod. Zároveň byla požadovaná vlákna svalu palpována, což také vedlo k eliminaci tohoto faktoru. Robinson a Snyder-Makler (2008, s. 98) udávají, že při využití povrchových elektrod dochází k neselektivnímu náboru motorických jednotek, a tedy i k zapojení všech vláken současně, bez ohledu na to, jestli se jedná o vlákna tenká či silná. Současně je nutné brát v potaz vzrušivost tkání v souvislosti s umístěním elektrody. Zmiňují, že je pravděpodobnější proudem aktivovat tkáň, která je blíže k elektrodám. V případě fyziologické kontrakce dochází nejdříve k aktivaci vláken s menším průměrem a poté až vláken silnějších. Nicméně Johnson (2007, s. 8) a Watson (2008, s. 245, 257) v souvislosti s aplikací TENS proudu říkají, že TENS selektivně aktivuje silná vlákna, kdežto vlákna tenká zůstávají neaktivní, a právě tento fakt je příčinou úlevy od bolesti. Což je v rozporu s tvrzením Robinsona a Snyder-Maklera (2008).

V potaz je nutno brát i subjektivní vjem probanda při zjišťování prahově senzitivní intenzity dráždění. V případě prvního měření probandi často nevěděli, co přesně mají cítit, nebo si nebyli jisti, kdy průchod proudu ohlásit – i když byla provedena demonstrace a slovní objasnění. Proto mohlo dojít k oznámení příliš brzké, nebo naopak pozdní prahově senzitivní intenzity. V případě odpoledního měření už byla situace probandům jasnější, oznámení prvního pocitu průchodu proudu bylo rychlejší a k těmto jevům nedocházelo.

U nadměrně ochlupených probandů mohlo zkreslovat konečné výsledky ochlupení v oblasti mediálního vastu. I když byli probandi požádáni o oholení dané oblasti, ne každý jedinec byl ochoten tomuto požadavku vyhovět.

8.3 Východiska pro další výzkum

V průběhu vyhodnocování práce jsme narazili na řadu otázek. Závěrem práce bych ráda zvýdihla tyto poznatky, které mohou být námětem pro další výzkumy.

Racine et al. (2012, s. 630) v jejich systematické review poukazují na výraznější prožívání bolesti u žen, což může poukazovat na větší vnímavost neboli senzitivitu na tyto děje. Z toho důvodu bychom se měli zamyslet, zdali by došlo k rozdílům v intenzitě při aplikaci nízkofrekvenčních proudů, pokud bychom hodnotili muže a ženy zvlášť.

U jedinců pracujících na směny dochází k narušení spánkového režimu, a tudíž i k nesouladu v rámci cirkadiálních rytmů v rámci celkového působení na organismus. Studie Smitha a Eastmana (2012, s. 112) poukazuje na nepravidelný spánkový rytmus i u jedinců, kteří mají sice pravidelnou pracovní dobu, ale během víkendů spí nepravidelně. Což také vede ke značným odchylkám v rámci cirkadiálních rytmů. Haupt et al. (2021, s. 4) tento fakt vysvětluje oddělením cyklu bdění/spánku od cyklu světla/tmy. Wu et al. (2022) provedli výzkum

na kvalitu spánku a stresové faktory v souvislosti s cirkadiánními rytmy u zdravotních sester. Vycházejí ze studií, které prokázaly vliv práce na směny obdobně, jako studie zmíněné výše. Bylo prokázáno, že zdravotní sestry pracující na noční směny trpí nedostatkem spánku. V tomto faktu se odráží také stresové prostředí (nejen) tohoto zaměstnání. Vystává zde tedy otázka, zdali by náš výzkum mohlo ovlivnit to, zda probandi zahrnutí do studie pracují na směny či nikoliv, popřípadě jestli mají pravidelný spánkový režim.

Na základě studií od Haupt et al. (2021) a Juliana, Azmi a Effendy (2023) zmíněných dříve se nabízí i další varianta. A to, zdali by došlo k prokázání změn v dráždivosti nízkofrekvenčních proudů v závislosti na denní době, pokud bychom kladli důraz na pravidelné stravování jedince v kombinaci s pravidelným cvičením či pohybovou aktivitou, které výrazně ovlivňují optimální fungování cirkadiánních rytmů.

Stejně tak můžeme aplikovat tuto otázku při porovnání mezi studenty, u kterých také ve většině případů očekáváme nepravidelný denní ani noční režim a mezi pravidelně pracující populací. Modna a Scott (2017) se zaměřili na vztah mezi cirkadiánními rytmy a časovým managementem u studentů medicíny. Zkoumali, jak tento faktor ovlivňuje úspěšnost studentů a jejich soustředění. V potaz brali kvalitu spánku, stres a schopnost organizace času. Byl prokázán významný rozdíl mezi ranními a večerními chronotypy jedinců ve kvalitě spánku a úspěšnosti v rámci studijních výsledků. Odráží se zde tedy mimo jiné vliv cirkadiánních rytmů a rozdílných chronotypů na kognitivní stránku jedince a spánkový režim. Li a Zhang (2023) provedli výzkum na souvislosti mezi fyzickou aktivitou a cirkadiánními rytmy ve vztahu k mentálnímu zdraví u studentů vysokých škol v průběhu epidemie COVID-19. Stále větší množství studií poukazuje na výskyt psychických problémů u odchylek v rámci cirkadiánních rytmů. Výrazný pozitivní vliv má na tento faktor zahrnutí pohybové aktivity, z důvodu uvolňování endorfinů a redukce stresu. Tento trend Li a Zhang potvrdili. Z těchto výzkumů můžeme usoudit, že u studentů vysokých škol dochází k narušení cirkadiánních rytmů a v důsledku toho i psychického stavu. Tento faktor může hrát roli v prahu dráždivosti při aplikaci elektroléčby, a to z důvodu, že se psychický stav odráží v reaktibilitě jedince. Poděbradský a Poděbradská (2009, s. 32-33) potvrzují vliv emoční složky jedince v souvislosti s vnímáním bolesti, což se také může odrážet na subjektivním vnímání aplikované intenzity.

Simon et al. (2015) se zabývali otázkou, zda hraje věk roli v reakci na aplikaci TENS proudů při chronických bolestech. Zjistili, že osoby starší 57 let vykazují po terapii snížení bolesti klidové i vyvolané pohybem. U osob od 18 do 56 let k tomuto jevu došlo také, nicméně v případě první skupiny bylo zapotřebí aplikovat vyšší intenzitu proudu. Poljsak, Ribarič a Milislav (2019, s. 3) udávají, že se zvyšujícím se věkem dochází k snížení produkce

melatoninu, což má za následek snížení adaptace na vnější a vnitřní faktory ovlivňující cirkadiánní rytmy. Illnerová a Sumová (2008, s. 352) také udávají slábnutí těchto rytmů ve stáří. Na základě těchto faktů by se dalo uvažovat o rozdílech v dráždivosti u jedinců mladých a u starší generace.

V poslední řadě zde vyvstává otázka, zdali by došlo k razantnějším rozdílům v případě senzitivního a motorického prahu dráždivosti, pokud byl aplikován jiný typ proudu. Nabízí se zde například proudy středofrekvenční či TENS proudy o jiných parametrech.

Závěrem diskuze bych ráda zmínila poznatek, že v klinické praxi často nedochází k zaznamenávání aplikované intenzity během průběhu elektroterapie. Hodnoty intenzit se mohou u jednotlivých jedinců v průběhu času lišit. A to právě z důvodů zmíněných v průběhu celé práce, ať už se jedná o aktuální psychické rozpoložení jedince, nastavení a změny životního stylu či funkčního stavu muskuloskeletálního a nervového systému. Pokud by byly tyto hodnoty zaznamenávány, došlo by ke shromáždění velkého množství dat, která by mohla poukázat na reaktivitu jedince v průběhu času. Současně by byly k dispozici i informace o časech aplikace elektroterapie a použitých typech proudů. Tato data by mohla být podkladem pro rozsáhlejší výzkum, který by mohl vést k zjištění změn v dráždivosti v závislosti na čase aplikace u konkrétních jedinců, eventuálně u konkrétních diagnóz či svalů.

Závěr

Diplomová práce zaměřující se na vliv denní doby na senzitivní a motorický práh dráždivosti nízkofrekvenčních proudů nám zanechala spoustu otázek. Ač byl určitý vliv denní doby prokázán, z celkového hlediska nebyl tento důkaz dostatečný a je nutné se zamyslet, zda denní doba opravdu nemá vliv na práh dráždivosti, nebo k tomuto výsledku došlo v důsledku nevhodně nastavené metodiky či výběru probandů. Současně došlo k zjištění, že téma cirkadiálních rytmů v souvislosti s elektroléčbou je stále velice neprobádané a studie nejsou k dispozici. Pro klinickou praxi můžeme na základě dosažených výsledků v tuto chvíli říci, že není nutné brát v potaz dobu, kdy je elektroléčba aplikována. Významnější rozdíl můžeme předpokládat v rámci ranních a večerních hodin, nicméně pro klinickou praxi by tento předpoklad nehrál příliš významnou roli. Co můžeme na základě zjištěného trendu usoudit je to, že vyšší předpoklad pro závislost na denní době vykazuje aplikace v intenzitě prahově senzitivní. V případě intenzity prahově motorické nebyla závislost prokázána ani v jednom případě, denní doba zde tedy nevykazuje vliv na výsledky měření.

Z výsledků diplomové práce vyplývá trend vyšší závislosti na denní době pro iPS, a to 50 %. Současně došlo k prokázání vyšších naměřených hodnot v ranních hodinách pro DD proudy, a to i u výsledků, u kterých nebyla prokázána statistická významnost. Jako poslední trend můžeme zmínit vyšší závislost na denní době v případě aplikace na m. vastus medialis.

Konkrétně došlo k přijetí hypotéz v případě aplikace v **iPS pro TENS proud o frekvenci 50 Hz u m. vastus medialis** a to ve prospěch nižších hodnot v ranních hodinách ($p=0,009$). Dále při aplikaci v **iPS pro DD-MF u m. vastus medialis** ($p=0,006$). Zde bylo naopak dosaženo nižších hodnot v odpoledních hodinách. Stejně tak tomu bylo v případě **iPS pro DD-DF u m. deltoideus** ($p=0,017$). Posledním signifikantním výsledkem je aplikace **DD-DF v iPS u m. vastus medialis** ($p=0,007$), kdy došlo opět k naměření průměrně nižších hodnot ve prospěch odpoledních hodin.

V průběhu hodnocení práce jsme narazili na řadu otázek a alternativ, které by mohly být východisky pro další výzkumy. V první řadě bych ráda zmínila, že námi stanovený počet 40 probandů nemusí být dostatečný pro statistickou průkaznost a bylo by tedy vhodné do dalšího výzkumu na toto téma zahrnout více testovaných subjektů. Jak už bylo zmíněno výše, námi stanovená doba měření je sice adekvátní ve vztahu ke klinické praxi, nicméně na základě poznatků o cirkadiálních rytmech by mohlo být jednou z variant pro větší průkaznost provádění sběru dat ráno a večer. Současně by se dalo uvažovat o nastavení jednotného režimu pro všechny probandy po určitou dobu před zahájením měření a v jeho

průběhu, jelikož tento faktor hraje významnou roli v optimálním nastavení cirkadiánních rytmů. Na základě již publikovaných studií může mít vliv na posouzení prahu dráždivosti v souvislosti s denní dobou také pracovní režim jedince a celkový životní styl, pravidelnost spánku či fyzická aktivita. Dále vyvstává otázka, zdali by došlo k větší průkaznosti, pokud bychom hodnotili muže a ženy zvlášť. A stejně tak, jestli by došlo k větší průkaznosti, pokud bychom do studie zahrnuli dvě věkově rozdílné kategorie, tedy osoby mladé a starší generace. Věříme, že bude tato práce inspirací pro další podobné výzkumy.

Referenční seznam

AVRAMIDIS, K., STRIKE, P. W., TAYLOR, P. N., SWAIN, I. D., SAKATA, T., UMEZU, Y., TAJIMA, F. 2003. Effectiveness of electric stimulation of the vastus medialis muscle in the rehabilitation of patients after total knee arthroplasty. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 84(12), 1850-1853 [cit. 2023-01-23]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi: 10.1016/S0003-9993(03)00429-5.

AINSWORTH, L., BUDELIER, K., CLINESMITH, M. et al. 2006. Transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) reduces chronic hyperalgesia induced by muscle inflammation. *Pain* [online]. 120(1-2), 182-187 [cit. 2022-11-04]. ISSN 0304-3959. Dostupné z: doi: 10.1016/j.pain.2005.10.030.

BALOGUN, J. A., ONILARI, O. O., AKEJU, O. A., & MARZOUK, D. K. 1993. High voltage electrical stimulation in the augmentation of muscle strength: effects of pulse frequency. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 74, 910-916 [cit. 2023-04-10]. PMID: 8379835.

CAPKO, J. 1998. *Základy fyziotrické léčby*. Praha: Grada. ISBN 80-716-9341-3.

DEMIDAŚ, A., ZARZYCKI, M. 2019. Touch and Pain Sensations in Diadynamic Current (DD) and Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation (TENS): A Randomized Study. *BioMed Research International* [online]. 1-7 [cit. 2022-03-23]. ISSN 2314-6133. Dostupné z: doi: 10.1155/2019/9073073.

DESANTANA, J. M., WALSH, D. M., VANCE, C., RAKEL, B. A., SLUKA, K. A. 2008. Effectiveness of transcutaneous electrical nerve stimulation for treatment of hyperalgesia and pain. *Current Rheumatology Reports* [online]. 10(6), 492-499 [cit. 2023-05-05]. ISSN 1523-3774. Dostupné z: doi: 10.1007/s11926-008-0080-z.

DOUGLAS, C. M., HESKETH, S. J., ESSER, K. A. 2021. Time of Day and Muscle Strength: A Circadian Output?. *Physiology* [online]. 36(1), 44-51 [cit. 2023-05-11]. ISSN 1548-9213. Dostupné z: doi: 10.1152/physiol.00030.2020.

DUDEK, M., MENG, Q.-J., MULÈ, A., SCURATI, R., ESPOSITO, F., GALASSO, L., ROVEDA, E. 2014. Running on time: the role of circadian clocks in the musculoskeletal

system. *Biochemical Journal* [online]. 463(1), 1-8 [cit. 2023-04-11]. ISSN 0264-6021. Dostupné z: doi: 10.1042/BJ20140700.

DUEZ, H., STAELS, B. 2010. Nuclear Receptors Linking Circadian Rhythms and Cardiometabolic Control. *Arteriosclerosis, Thrombosis, and Vascular Biology* [online]. 30(8), 1529-1534 [cit. 2022-01-23]. ISSN 1079-5642. Dostupné z: doi: 10.1161/ATVBAHA.110.209098.

DYLEVSKÝ, I. 1997. *Pohybový systém a zátěž*. Praha: Grada. ISBN 80-716-9258-1.

DYLEVSKÝ, I., KUBÁLKOVÁ, L., NAVRÁTIL, L. 2001. *Kineziologie, kineziterapie a fyzioterapie*. Praha: Manus. ISBN 80-902-3188-8.

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. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [online]. 22(3), 693-699 [cit. 2023-05-12]. ISSN 13608592. Dostupné z: doi: 10.1016/j.jbmt.2017.11.003.

ENOKA, R. M. 2008. *Neuromechanics of human movement*. 4th ed. Champaign, Ill.: Human Kinetics. ISBN 978-0-7360-6679-2.

GAY, L., MILLS, G. E., AIRASIAN, P. (2014). *Educational research: Competencies for analysis and applications*. Harlow: Pearson Education.

GIBSON, W., WAND, B. M., MEADS, C., CATLEY, M. J., O'CONNELL, N. E. 2019. Transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) for chronic pain - an overview of Cochrane Reviews. *Cochrane Database of Systematic Reviews* [online]. [cit. 2023-04-23]. ISSN 14651858. Dostupné z: doi: 10.1002/14651858.CD011890.pub3.

GULOTTA, L. V., CHOI, D., MARINELLO, P., WRIGHT, T., CORDASCO, F. A., CRAIG, E. V., WARREN, R. F. Anterior deltoid deficiency in reverse total shoulder replacement. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. British volume [online]. 2012, 94-B(12), 1666-1669 [cit. 2023-04-19]. ISSN 0301-620X. Dostupné z: doi: 10.1302/0301-620X.94B12.29116.

HAUPT, S., ECKSTEIN, M.L., WOLF, A., ZIMMER, R. T., WACHSMUTH, N. B., MOSER, O. 2021. Eat, Train, Sleep—Retreat? Hormonal Interactions of Intermittent Fasting, Exercise and Circadian Rhythm: health, performance and safety problems, traditional countermeasures,

and innovative management strategies to reduce circadian misalignment. *Biomolecules* [online]. 11(4) [cit. 2023-04-27]. ISSN 2218-273X. Dostupné z: doi: 10.3390/biom11040516.

HEGGANAVAR, A. B., RAMANAVAR, P. R., BHODAJI, S. S., FALLAH, E., FOROGH, B. 2015. Effectiveness of Ddiadynamic Current and Mens in Heel Pain: A Randomized Clinical Trial. *International Journal of Physiotherapy and Research* [online]. 3(2), 992-998 [cit. 2023-05-12]. ISSN 23218975. Dostupné z: doi: 10.16965/ijpr.2015.121.

HINGNE, P. M., SLUKA, K. A. 2007. Differences in Waveform Characteristics Have No Effect on the Anti-Hyperalgesia Produced by Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation (TENS) in Rats With Joint Inflammation. *The Journal of Pain* [online]. 8(3), 251-255 [cit. 2023-03-26]. ISSN 15265900. Dostupné z: doi: 10.1016/j.jpain.2006.08.008.

HUPKA, J., KOLESÁR J., ŽALOUDEK, K. 1988. *Fyzikální terapie: Učebnice pro SZŠ, obor rehabilitační pracovník*. Praha: Avicenum. ISBN (váz.).

CHANDRASEKARAN, S., DAVIS, J., BERSCH, I., GOLDBERG, G., GORGEY, A. S. 2020. Electrical stimulation and denervated muscles after spinal cord injury. *Neural Regeneration Research* [online]. 15(8), 67-84 [cit. 2023-04-01]. ISSN 1673-5374. Dostupné z: doi: 10.4103/1673-5374.274326.

ILLNEROVÁ, H., SUMOVÁ, A. 2008. Vnitřní časový systém. *Interní medicína* [online]. 10(7-8), 350-352. [cit. 2023-04-28]. ISSN 1803-5256.

JANG-HAN, B., BONCHO, K., SE-EUN, B., JAEUK K. U. 2019. Circadian variations in electric current responses at ryodoraku points across the waking stage. *Medicine* [online]. 98(9), [cit. 2022-01-03]. ISSN 0025-7974. Dostupné z: doi: 10.1097/MD.0000000000014688.

JOBANPUTRA, A. M., SCHARF, M. T., ANDROULAKIS, I. P., SUNDERRAM, J. 2020. Circadian Disruption in Critical Illness. *Frontiers in Neurology* [online]. 11 [cit. 2023-04-15]. ISSN 1664-2295. Dostupné z: doi: 10.3389/fneur.2020.00820.

JOHNSON, M. 2007. Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation: Mechanisms, Clinical Application and Evidence. *Reviews in Pain* [online]. 1(1), 7-11 [cit. 2023-03-26]. ISSN 2042-1249. Dostupné z: doi: 10.1177/204946370700100103.

JOHNSON, M. I., PALEY, C. A., JONES, G., MULVEY, M. R., WITTKOPF, P. G. 2022. Efficacy and safety of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) for acute and chronic pain in adults: a systematic review and meta-analysis of 381 studies (the meta-TENS study). *BMJ Open* [online]. 12(2) [cit. 2023-04-23]. ISSN 2044-6055. Dostupné z: doi: 10.1136/bmjopen-2021-051073.

JULIANA, N., AZMI, L., EFFENDY, N. M, et al. 2023. Effect of Circadian Rhythm Disturbance on the Human Musculoskeletal System and the Importance of Nutritional Strategies: the role of circadian clocks in the musculoskeletal system. *Nutrients* [online]. 15(3), 1-8 [cit. 2023-04-11]. ISSN 2072-6643. Dostupné z: doi: 10.3390/nu15030734.

JUNG, J-K, BYUN, J-S, CHOI, J-K. 2016. Basic Understanding of Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation. *Journal of Oral Medicine and Pain* [online]. 41(4), 145-154 [cit. 2023-02-15]. ISSN 2288-9272. Dostupné z: doi: 10.14476/jomp.2016.41.4.145.

KOLÁŘ, P. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.

KRCHOVÁ, K. 2014. Objektivizace senzitivního a motorického prahu dráždivosti pulzní složky 50 Hz a 100 Hz frekvence dráždivého proudu [online]. Olomouc [cit. 2023-04-10]. Dostupné z: <https://theses.cz/id/by26wa/>. Diplomová práce. Palacký University Olomouc, Faculty of Physical Culture. Vedoucí práce Mgr. Josef Urban.

LATASH, M. L. 2008. *Neurophysiological basis of movement*. 2nd ed. Champaign, Ill.: Human Kinetics. ISBN 978-0-7360-6367-8.

LAUGHMAN, R. K., YODAS, J. W., GARRETT, T. R, CHAO, E. Y. S. 1983. Strength Changes in the Normal Quadriceps Femoris Muscle as a Result of Electrical Stimulation. *Physical Therapy* [online]. 63(4), 494-499 [cit. 2023-04-10]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi: 10.1093/ptj/63.4.494.

LEE, G. J., CHO, H., AHN, B-H., JEONG, H-S. 2019. Effects of Electrical Muscle Stimulation for Preventing Deltoid Muscle Atrophy after Rotator Cuff Repair: Preliminary Results of a Prospective, Randomized, Single-blind Trial. *Clinics in Shoulder and Elbow* [online]. 22(4), 195-202 [cit. 2023-02-05]. ISSN 2288-8721. Dostupné z: doi: 10.5397/cise.2019.22.4.195.

LEFEBVRE, R., LEROUX, A., POUMARAT, G., GALTIER, B., GUILLOT, M., VANNEUVILLE, G., BOUCHER, J. P. 2006. Vastus Medialis: Anatomical and Functional Considerations and Implications Based Upon Human and Cadaveric Studies. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* [online]. 29(2), 139-144 [cit. 2023-01-23]. ISSN 01614754. Dostupné z: doi: 10.1016/j.jmpt.2005.12.006.

LI, H., ZHANG, Y. 2023. Effects of Physical Activity and Circadian Rhythm Differences on the Mental Health of College Students in Schools Closed by COVID-19. *International Journal of Environmental Research and Public Health* [online]. 20(1) [cit. 2023-05-10]. ISSN 1660-4601. Dostupné z: doi: 10.3390/ijerph20010095.

LIEB, F. J., PERRY, J., POUMARAT, G., GALTIER, B., GUILLOT, M., VANNEUVILLE, G., BOUCHER, J. P. 1968. Quadriceps Function: Anatomical and Functional Considerations and Implications Based Upon Human and Cadaveric Studies. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* [online]. 50(8), 1535-1548 [cit. 2023-01-23]. ISSN 0021-9355. Dostupné z: doi: 10.2106/00004623-196850080-00003.

LIEB, F. J., PERRY, J., POUMARAT, G., GALTIER, B., GUILLOT, M., VANNEUVILLE, G., BOUCHER, J. P. 1971. Quadriceps Function: Anatomical and Functional Considerations and Implications Based Upon Human and Cadaveric Studies. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* [online]. 53(4), 749-758 [cit. 2023-01-23]. ISSN 0021-9355. Dostupné z: doi: 10.2106/00004623-197153040-00014.

LUKEŠOVÁ, Š. 2008. Jak bojovat s únavou? *Interní medicína* [online]. 10(11), 536-538. [cit. 2023-05-10]. ISSN 1803-5256.

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

LÜLLMANN-RAUCH, R. 2012. *Histologie*. Praha: Grada. ISBN 978-802-4737-294.

MCCARTHY, J. J., ANDREWS, J. L., MCDEARMON, E. L., et al. 2007. Identification of the circadian transcriptome in adult mouse skeletal muscle: a database of mammalian circadian gene expression profiles. *Physiological Genomics* [online]. 31(1), 86-95 [cit. 2023-04-30]. ISSN 1094-8341. Dostupné z: doi: 10.1152/physiolgenomics.00066.2007.

McCAUSLAND, C., SAWYER E., EOVALDI, B.J., et al. Aktualizováno 2022. Anatomy, Shoulder and Upper Limb, Shoulder Muscles. *Treasure Island (FL): StatPearls Publishing* [online]. 2022 (Jan.) [cit. 2023-02-05]. PMID: 30521257. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK534836/>.

MELDAU, J. E., FAROOQ, H., SALAZAR, D. H., SCHOENFELDT, T. L., GARBIS, N. G. 2022. Axillary nerve proximity to the humeral guide pin during stemless total shoulder arthroplasty. *Seminars in Arthroplasty: JSES* [online]. 32(4), 820-823 [cit. 2023-01-31]. ISSN 10454527. Dostupné z: doi: 10.1053/j.sart.2022.05.006.

MELENDÉZ-FERNÁNDEZ, O. H., WALTON, J. C., DeVRIES, A.C., NELSON, R.J. 2021. Clocks, Rhythms, Sex, and Hearts: How Disrupted Circadian Rhythms, Time-of-Day, and Sex Influence Cardiovascular Health. *Biomolecules* [online]. 11(883), [cit. 2022-01-02]. EISSN 2218-273X. Dostupné z: doi.org/10.3390/biom11060883.

MELZACK, R. 1996. Gate control theory. *Pain Forum* [online]. 5(2), 128-138 [cit. 2022-11-09]. ISSN 10823174. Dostupné z: doi: 10.1016/S1082-3174(96)80050-X.

MODNA, Y., SCOTT, B. 2017. The Role of Circadian Rhythms Among Medical Students in Time Management Organization and Academic Achievement. *CBU International Conference Proceedings* [online]. 5, 983-987 [cit. 2023-05-10]. ISSN 1805-9961. Dostupné z: doi: 10.12955/cbup.v5.1056.

MONTARULI, A., CASTELLI, L., MULÈ, A., SCURATI, R., ESPOSITO, F., GALASSO, L., ROVEDA, E. 2021. Biological Rhythm and Chronotype: New Perspectives in Health. *Biomolecules* [online]. 11(4) [cit. 2023-04-11]. ISSN 2218-273X. Dostupné z: doi: 10.3390/biom11040487.

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

OBRDA, K., KARPÍŠEK, J., CHODĚRA, J., UTTL, K., BERÁNKOVÁ, M. 1964. *Rehabilitace nervově nemocných* (2., zcela přeprac. a dopl. vyd). Praha: Státní zdravotnické nakladatelství.

OPA VSKÝ, J. 2011. *Bolest v ambulantní praxi: od diagnózy k léčbě častých bolestivých stavů*. Praha: Maxdorf. Jessenius. ISBN 978-80-7345-247-6.

PAGE, M. J, GREEN, S., MROCKI, M. A., SURACE, S. J., DEITCH, J., MCBAIN, B., LYTTLE, N., BUCHBINDER, R. 2016. Electrotherapy modalities for rotator cuff disease. *Cochrane Database of Systematic Reviews* [online]. 2016(6), [cit. 2022-01-07]. ISSN 14651858. Dostupné z: doi: 10.1002/14651858.CD012225.

PALEY, L., MERRIWETHER, E., RAMPAZO, É. P., DAILEY, D., EMBREE, J., DEBERG, J., LIEBANO, R. E., SLUKA, K. A. 2021. Meta-analysis of transcutaneous electrical nerve stimulation for relief of spinal pain. *Medicina* [online]. 57(10), 663-678 [cit. 2023-04-23]. ISSN 1648-9144. Dostupné z: doi: 10.3390/medicina57101060.

PANDA, S. 2020. *Cirkadiánní kód: využijte přirozený rytmus svého těla pro zdraví, výkon a zhubnutí*. V Brně: Jan Melvil Publishing. ISBN 978-80-7555-117-7.

PÁNEK, D., PAVLŮ, D., ČERMUSOVÁ, J. 2009. Rychlost vedení akčního potenciálu svalu jako indentifikátor nástupu svalové únavy v povrchové elektromyografii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. No. 3, pp. 96-101 [cit. 2023-05-10]. ISSN 1805-4552.

PATKE, A., YOUNG, M. W., AXELROD, S. 2020. Molecular mechanisms and physiological importance of circadian rhythms. *Nature Reviews Molecular Cell Biology* [online]. 21(2), 67-84 [cit. 2023-04-01]. ISSN 1471-0072. Dostupné z: doi: 10.1038/s41580-019-0179-2.

PAUL, S., SAIKIA, A., MAJHI, V., PANDEY, V. K. 2022. Physiotherapy equipment. *Introduction to Biomedical Instrumentation and Its Applications* [online]. Elsevier, 321-356 [cit. 2023-02-16]. ISBN 9780128216743. Dostupné z: doi: 10.1016/B978-0-12-821674-3.00006-1.

PIZARRO, A., HAYER, K., LAHENS, N. F., et al. 2012. CircaDB: a database of mammalian circadian gene expression profiles. *Nucleic Acids Research* [online]. 41(D1), D1009-D1013 [cit. 2023-04-30]. ISSN 0305-1048. Dostupné z: doi: 10.1093/nar/gks1161.

PLIKUS, M. V., VAN SPYK, E. N., PHAM, K., GEYFMAN, M., KUMAR, V., TAKAHASHI, J. S., ANDERSEN, B. 2015. The Circadian Clock in Skin. *Journal of Biological*

Rhythms [online]. 30(3), 163-182 [cit. 2023-05-12]. ISSN 0748-7304. Dostupné z: doi: 10.1177/0748730414563537.

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

PODĚBRADSKÝ, J., VAŘEKA, I. 1998. *Fyzikální terapie*. Praha: Grada. ISBN 80-716-9661-7.

POLJSAK, B., RIBARIČ, S., MILISAV, I. 2019. Yin and Yang: Why did evolution implement and preserve the circadian rhythmicity?. *Medical Hypotheses* [online]. 2019, 131 [cit. 2022-10-18]. ISSN 03069877. Dostupné z: doi: 10.1016/j.mehy.2019.109306.

RACINE, M., TOUSIGNANT-LAFLAMME, Y., KLODA, L. A., DION, D., DUPUIS, G., CHOINIÈRE, M. 2012. A systematic literature review of 10 years of research on sex/gender and pain perception – Part 2: Do biopsychosocial factors alter pain sensitivity differently in women and men?. *Pain* [online]. 153(3), 619-635 [cit. 2023-04-26]. ISSN 0304-3959. Dostupné z: doi: 10.1016/j.pain.2011.11.026.

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. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation* [online]. 24(3), 155-159 [cit. 2023-03-26]. ISSN 18786324. Dostupné z: doi: 10.3233/BMR-2011-0289.

RESENDE, L., MERRIWETHER, E., RAMPAZO, É. P., DAILEY, D., EMBREE, J., DEBERG, J., LIEBANO, R.E., SLUKA, K.A. 2018. Meta-analysis of transcutaneous electrical nerve stimulation for relief of spinal pain. *European Journal of Pain* [online]. 22(4), 663-678 [cit. 2023-04-23]. ISSN 10903801. Dostupné z: doi: 10.1002/ejp.1168.

RIGANELLO, F., PRADA, V., SODDU, A., DI PERRI, C., SANNITA, W. G. 2019. Circadian Rhythms and Measures of CNS/Autonomic Interaction. *International Journal of Environmental Research and Public Health* [online]. 16(13) [cit. 2023-05-11]. ISSN 1660-4601. Dostupné z: doi: 10.3390/ijerph16132336.

ROBINSON, A., SNYDER-MAKLER, L. 2008. *Clinical electrophysiology: electrotherapy and electrophysiologic testing*. Baltimore, Md.: Lippincott Williams & Wilkins, ISBN 0-7817-4484-9.

ROUCHAL, M., CHOI, D., MARINELLO, P., WRIGHT, T., CORDASCO, F. A., CRAIG, E. V., WARREN, R. F. 2022. Shoulder joint pain. *Medicina pro praxi* [online]. 19(5), 338-348 [cit. 2023-04-19]. ISSN 12148687. Dostupné z: doi: 10.36290/med.2022.052.

RUAN, W., YUAN, X., ELTZSCHIG, H. K. 2021. Circadian rhythm as a therapeutic target. *Nature Reviews Drug Discovery* [online]. 20(4), 287-307 [cit. 2022-01-02]. ISSN 1474-1776. Dostupné z: doi: 10.1038/s41573-020-00109-w.

SATO, H., NISHIMURA, Y., TSUBOI, H., MINOSHIMA, Y., SAKATA, T., UMEZU, Y., TAJIMA, F. 2021. Differences in fatigability of vastus medialis muscle between patients with limb symmetry index of <90% and ≥90% after chronic anterior cruciate ligament reconstruction. *The Knee* [online]. 31(5), 39-45 [cit. 2023-01-23]. ISSN 09680160. Dostupné z: doi: 10.1016/j.knee.2021.05.005.

SAYILIR, S., YILDIZGOREN, M. T., BHODAJI, S. S., FALLAH, E., FOROGH, B. 2017. The medium-term effects of diadynamic currents in chronic low back pain; TENS versus diadynamic currents: A randomised, follow-up study. *Complementary Therapies in Clinical Practice* [online]. 29(2), 16-19 [cit. 2023-05-12]. ISSN 17443881. Dostupné z: doi: 10.1016/j.ctcp.2017.07.002.

SELVI, Y., KANDEGER, A., BOYSAN, M., AKBABA, N., SAYIN, A. A., TEKINARSLAN, E., KOC, B. O., UYGUR, O. F., SAR, V. 2017. The effects of individual biological rhythm differences on sleep quality, daytime sleepiness, and dissociative experiences. *Psychiatry Research* [online]. 256, 243-248 [cit. 2022-01-02]. ISSN 01651781. Dostupné z: doi: 10.1016/j.psychres.2017.06.059.

SHRIMANKER I., BHATTARAI S. 2022. Electrolytes. [Updated 2022 Jul 25]. *StatPearls* [online]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2023 Jan-. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK541123>.

SIMON, C. B., RILEY, J. L., FILLINGIM, R. B., BISHOP, M. D., GEORGE, S. Z. 2015. Age Group Comparisons of TENS Response Among Individuals With Chronic Axial Low Back

Pain. *The Journal of Pain* [online]. 16(12), 1268-1279 [cit. 2023-04-28]. ISSN 15265900. Dostupné z: doi: 10.1016/j.jpain.2015.08.009.

SMILIE I. S. 1949. The quadriceps in relation to recovery from injuries of the knee-joint. *Physiotherapy*. 35(4), 53-7. PMID: 18149874.

SMITH, M. R., EASTMAN, C. 2012. Shift work: health, performance and safety problems, traditional countermeasures, and innovative management strategies to reduce circadian misalignment. *Nature and Science of Sleep* [online]. [cit. 2023-04-27]. ISSN 1179-1608. Dostupné z: doi: 10.2147/NSS.S10372.

SOO, Ch-L., CURRIER, D. P., THRELKELD, A. J. 1998. Augmenting Voluntary Torque of Healthy Muscle by Optimization of Electrical Stimulation. *Physical Therapy* [online]. 68(3), 333-337 [cit. 2023-04-10]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi: 10.1093/ptj/68.3.333.

SOUKUP, P., RABUŠIC, L. 2007. Some Notes on the Obsession of the Czech Social Sciences with Statistical Significance. *Czech Sociological Review* [online]. 43(2), 379-396 [cit. 2023-04-10]. ISSN 00380288. Dostupné z: doi: 10.13060/00380288.2007.43.2.06.

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

VANCE, C. G. T., DAILEY, D. L., CHIMENTI, R. L., VAN GORP, B. J., CROFFORD, L. J., SLUKA, K. A. 2022. Using TENS for Pain Control: Update on the State of the Evidence. *Medicina* [online]. 58(10) [cit. 2023-04-23]. ISSN 1648-9144. Dostupné z: doi: 10.3390/medicina58101332.

WATSON, T. 2008. *Electrotherapy: evidence-based practice*. VB, Edinburgh: Elsevier Churchill Livingstone. ISBN 978-0-443-10179-3.

WU, X., LU, Y., XIE, X., CHEN, R., ZHANG, N., ZHOU, CH., YE, Z. 2022. Association between circadian rhythm and sleep quality among nursing interns: A latent profile and moderation analysis. *Frontiers in Neuroscience* [online]. 16 [cit. 2023-05-10]. ISSN 1662-453X. Dostupné z: doi: 10.3389/fnins.2022.995775.

YOUSEFZADEHFARD, Y., WECHSLER, B., DELORENZO, Ch. 2022. Human circadian rhythm studies: Practical guidelines for inclusion/exclusion criteria and protocol. *Neurobiology*

of Sleep and Circadian Rhythms [online]. 13 [cit. 2023-04-01]. ISSN 24519944. Dostupné z:
doi: 10.1016/j.nbscr.2022.100080.

Seznam zkratek

ANS	Autonomní nervový systém
CNS	Centrální nervový systém
(m.) D	Musculus deltoideus
DD proudy	Diadynamické proudy
DD-CP	Diadynamický proud s krátkou periodou
DD-LP	Diadynamický proud s dlouhou periodou
DF	Difázický proud
iPS, PS	Intenzita prahově senzitivní
iPM, PM	Intenzita prahově motorická
LCA	Ligamentum cruciatum anterius
m.	Musculus
(m.) VM	Musculus vastus medialis
m. QF	Musculus quadriceps femoris
MF	Monofázický proud
NPM	Nadprahově motorická intenzita
NPS	Nadprahově senzitivní intenzita
REM	Rapid eye movement
TENS	Transkutánní elektroneurostimulace
SCN	Suprachiasmatic nukleus
SD	Směrodatná odchylka
SG	Substantia gelatinosa Rolandi

Seznam obrázků

Obrázek 1	Schéma cirkadiánních hodin	s. 12
Obrázek 2	Schéma akčního potenciálu	s. 16
Obrázek 3	Vrátková teorie bolesti	s. 19
Obrázek 4	Závislost dráždivosti nervových vláken na frekvenci	s. 20
Obrázek 5	Tvar impulzu	s. 26
Obrázek 6	Diadynamické proudy	s. 27
Obrázek 7	Grafické znázornění věkového rozložení probandů	s. 33
Obrázek 8	Krabicový graf pro hypotézu č. 1	s. 39
Obrázek 9	Krabicový graf pro hypotézu č. 2	s. 40
Obrázek 10	Krabicový graf pro hypotézu č. 3	s. 41
Obrázek 11	Krabicový graf pro hypotézu č. 4	s. 42
Obrázek 12	Krabicový graf pro hypotézu č. 5	s. 43
Obrázek 13	Krabicový graf pro hypotézu č. 6	s. 44
Obrázek 14	Krabicový graf pro hypotézu č. 7	s. 45
Obrázek 15	Krabicový graf pro hypotézu č. 8	s. 46
Obrázek 16	Krabicový graf pro hypotézu č. 9	s. 47
Obrázek 17	Krabicový graf pro hypotézu č. 10	s. 48
Obrázek 18	Krabicový graf pro hypotézu č. 11	s. 49
Obrázek 19	Krabicový graf pro hypotézu č. 12	s. 50
Obrázek 20	Krabicový graf pro hypotézu č. 13	s. 51
Obrázek 21	Krabicový graf pro hypotézu č. 14	s. 52
Obrázek 22	Krabicový graf pro hypotézu č. 15	s. 53
Obrázek 23	Krabicový graf pro hypotézu č. 16	s. 54

Seznam tabulek

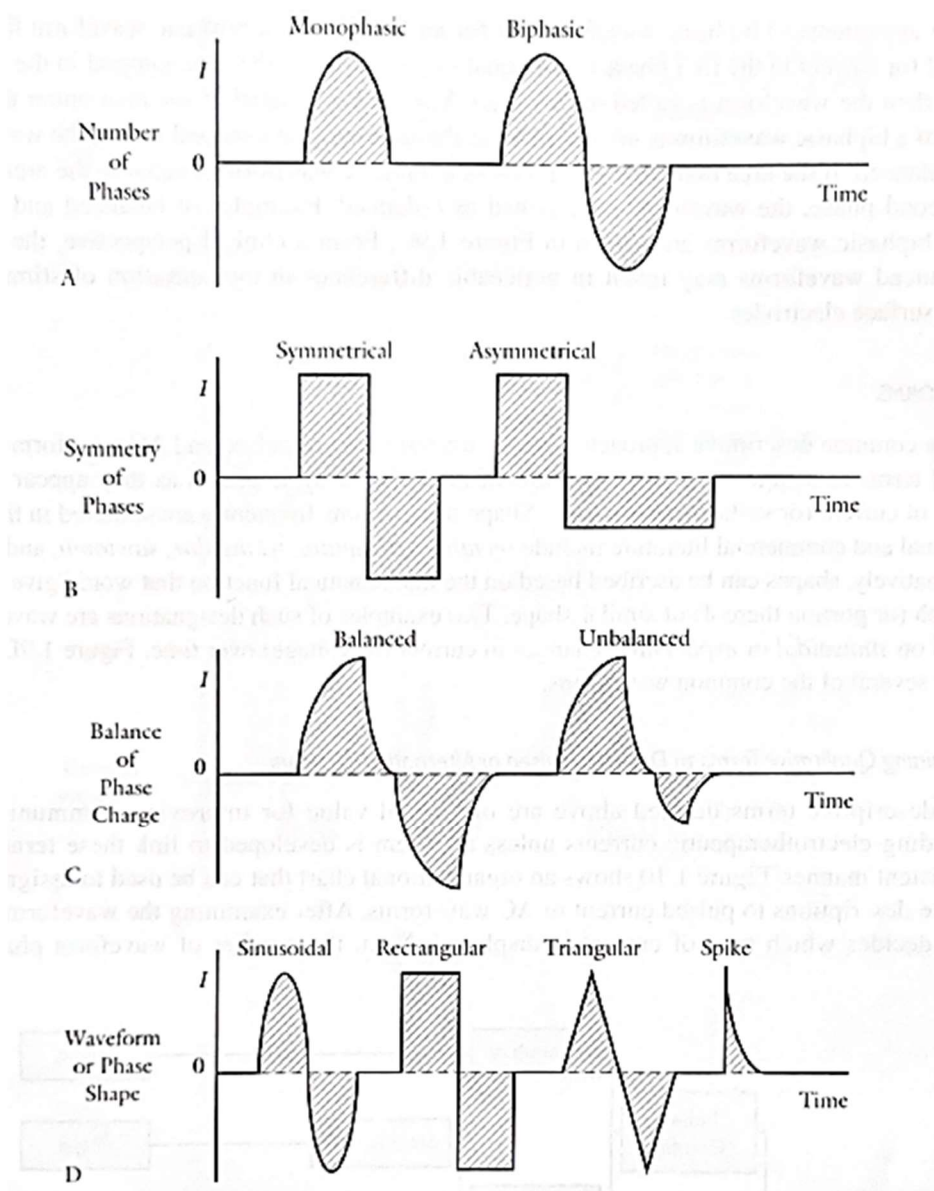
Tabulka 1	Dodatečné informace o věku probandů	s. 33
Tabulka 2	Data popisné statistiky pro všechny parametry	s. 37-38
Tabulka 3	Statistická data pro hypotézu č. 1	s. 39
Tabulka 4	Statistická data pro hypotézu č. 2	s. 40
Tabulka 5	Statistická data pro hypotézu č. 3	s. 41
Tabulka 6	Statistická data pro hypotézu č. 4	s. 42
Tabulka 7	Statistická data pro hypotézu č. 5	s. 43
Tabulka 8	Statistická data pro hypotézu č. 6	s. 44
Tabulka 9	Statistická data pro hypotézu č. 7	s. 45
Tabulka 10	Statistická data pro hypotézu č. 8	s. 46
Tabulka 11	Statistická data pro hypotézu č. 9	s. 47
Tabulka 12	Statistická data pro hypotézu č. 10	s. 48
Tabulka 13	Statistická data pro hypotézu č. 11	s. 49
Tabulka 14	Statistická data pro hypotézu č. 12	s. 50
Tabulka 15	Statistická data pro hypotézu č. 13	s. 51
Tabulka 16	Statistická data pro hypotézu č. 14	s. 52
Tabulka 17	Statistická data pro hypotézu č. 15	s. 53
Tabulka 18	Statistická data pro hypotézu č. 16	s. 54

Seznam příloh

- Příloha 1** Tvar impulzu
- Příloha 2** Informovaný souhlas
- Příloha 3** Přístroj BTL
- Příloha 4** Uložení elektrod v oblasti m. vastus medialis
- Příloha 5** Uložení elektrod v oblasti střední porce m. deltoideus
- Příloha 6** Protokol měření
- Příloha 7** Tabulka naměřených hodnot pro TENS 50 Hz
- Příloha 8** Tabulka naměřených hodnot pro TENS 100 Hz
- Příloha 9** Tabulka naměřených hodnot pro DD-MF
- Příloha 10** Tabulka naměřených hodnot pro DD-DF

Přílohy

Příloha 1 – Tvar impulsu – A) monofázický/ bifázický, B) bifázický symetrický/ asymetrický, C) vyvážený/ nevyvážený, D) sinusový, obdélníkový, trojúhelníkový, tvar hrotu (Robinson, Snyder-Makler, 2008, s. 15)





Informovaný souhlas

Pro diplomovou práci: **Vliv denní doby na senzitivní a motorický práh dráždivosti nízkofrekvenčních proudů**

Období realizace: únor 2022 – květen 2023

Řešitel diplomové práce: Bc. Hana Machů

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Miroslav Haltmar

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném šetření, jehož cílem je zjištění vlivu denní doby na senzitivní a motorický práh dráždivosti nízkofrekvenčních proudů. Měření bude probíhat čtyřmi typy elektrického proudu pomocí elektrod na dvou svalech – m. vastus medialis a střední porce m. deltoideus. První měření bude probíhat ráno (7-8 hod), druhé potom odpoledne (14-15 hod) téhož dne. Výsledkem bude sumarizace a porovnání naměřených parametrů. Z účasti na výzkumu pro Vás nevyplývají žádná rizika.

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 zpracována 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.

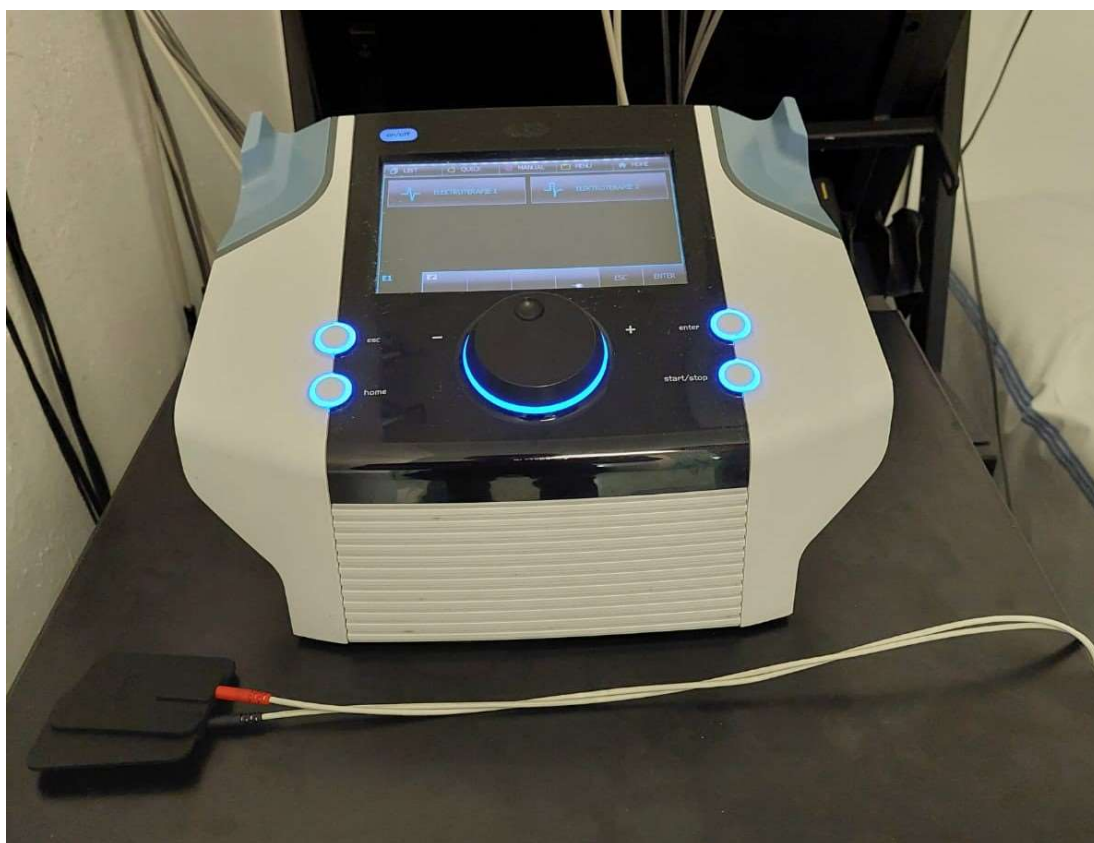
Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží účastník výzkumu a druhý řešitel projektu.

Jméno a příjmení účastníka výzkumu:

V Olomouci dne: Podpis účastníka výzkumu:

Jméno a příjmení řešitelky diplomové práce: Bc. Hana Machů|

Příloha 3 – Přístroj BTL



Příloha 4 – Uložení elektrod v oblasti m. vastus medialis



Příloha 5 – Uložení elektrod v oblasti střední porce m. deltoideus



Příloha 6 – Protokol měření

Protokol měření – diplomová práce

Vliv denní doby na senzitivní a motorický práh dráždivosti nízkofrekvenčních proudů

Datum	
Proband číslo	

1. měření (ráno)

Lokalita měření	Intenzita (mA)	TENS – 50 Hz	TENS – 100 Hz	DD – MF	DD – DF
M. deltoideus	Prahově senzitivní				
	Prahově motorická				
M. vastus medialis	Prahově senzitivní				
	Prahově motorická				

2. měření (odpoledne)

Lokalita měření	Intenzita (mA)	TENS – 50 Hz	TENS – 100 Hz	DD – MF	DD – DF
M. deltoideus	Prahově senzitivní				
	Prahově motorická				
M. vastus medialis	Prahově senzitivní				
	Prahově motorická				

Příloha 7 – Tabulka naměřených hodnot pro TENS 50 Hz

Proband č.	m. Deltoideus				m. Vastus Medialis			
	iPS (mA)		iPM (mA)		iPS (mA)		iPM (mA)	
	Ráno	Odpo.	Ráno	Odpo.	Ráno	Odpo.	Ráno	Odpo.
1	5,2	4,8	16	14,5	2,2	5,2	12	14
2	7,6	6,7	11,4	13,5	6,9	6,7	11,9	11,4
3	5,1	6,8	17	13,5	5,9	7,2	13,5	22,7
4	5,1	4,8	15	16,5	5,1	6,6	11	13
5	11	10,5	28	20	11	11,5	14	14,5
6	5	6,2	10,5	10,5	6,7	7,6	17,5	13,5
7	5,7	5,3	10	11	6,2	7,6	14	15
8	3,4	5,2	14	14,5	1,4	5,1	18,5	17,5
9	5,2	6,2	14,5	13	7,6	8,6	14,5	18,5
10	3,1	3,9	18	13,5	5,9	4,3	22,5	16
11	6,3	5,1	12	13	9,4	9,5	13,5	12
12	8,8	8,1	14	14,5	13,5	14	15,5	16
13	5,8	8,1	14,5	16	5,1	6,9	12	11
14	6,5	5,5	11,5	10,5	8,1	8,7	14,5	17
15	5,2	5,3	21	22	5,3	8,5	17,5	15
16	4,1	3,1	12,5	9,7	4,4	6,4	13	15
17	4,1	5,3	11,5	12,5	7,9	8,3	14,5	18
18	6,2	6,1	15,5	13,5	7,7	8,8	20	17,5
19	5	4,4	13,5	13,5	3,9	5,1	19,5	20
20	9,7	9,3	12	13,5	11,5	13,5	13	14,5
21	4,1	3,1	10,5	9,1	5,9	5,2	12,5	9,7
22	6,7	6,5	10,5	10	12,5	12,5	19,5	18,5
23	8,1	7,8	15	15	9,4	9,3	14	18,5
24	7	6,1	11	10,5	11,5	7,7	12	12
25	5,4	7,4	11,5	12,5	9,2	9,3	10	15,5
26	9,5	7,1	11	11	10,5	12,5	10,5	12,5
27	7,1	6,9	21	15	8,6	7,2	14,5	15
28	9,3	6,5	18	18	9,4	7,3	17	8,3
29	4,6	5,9	6,9	8,2	8,3	7,1	11,5	12
30	5,3	1,8	15	17	6,7	7,3	13,5	19
31	4,4	14,4	16	17	7,2	13	14,5	13
32	6,2	6,6	10,5	13	7,5	6,6	18	14,5
33	5,1	4,6	11,5	11,5	6,2	8,8	15,5	15,5
34	6,3	7,1	14,4	11	6,3	4,7	10,5	11
35	3,7	4,1	11	11	5,6	5,2	18	18
36	8,9	9,7	13,5	13,5	9,3	13,5	17	18
37	4,3	4,8	14	15,5	4,4	5,4	11,5	12
38	4,4	6,3	17	16	8,2	7,2	16	15
39	6,1	9,5	19	17	6,1	10,5	23	16,5
40	4,3	7,4	11,5	13	6,2	11	18,5	20

Příloha 8 – Tabulka naměřených hodnot pro TENS 100 Hz

Proband č.	m. Deltoideus				m. Vastus Medialis			
	iPS (mA)		iPM (mA)		iPS (mA)		iPM (mA)	
	Ráno	Odpo.	Ráno	Odpo.	Ráno	Odpo.	Ráno	Odpo.
1	5,1	5,2	15,5	15	3,7	6,1	11	13,5
2	7,5	5,9	10,9	13	6,5	7,1	11	12
3	4,4	5,2	15	16,5	6,2	6,6	13,4	21
4	5,7	5,2	15	17	5,1	5,9	11	13
5	9,7	11,5	27	19	10,5	9,5	14,5	12
6	4,2	5,2	11	10	5,4	6,3	16	13
7	5,6	5,2	9,7	12	6,3	5,4	13,5	15
8	2,8	5,1	9,5	14,5	3,4	5,2	18	19
9	5,4	4,9	14	11,5	7,8	8,6	10,5	14
10	3,4	4,4	14	11,5	3,4	6,2	14	16,5
11	4,7	4,8	10	10,5	8,9	6,8	13,5	12
12	8,3	8,1	13,5	14	13,5	13	15	13,5
13	4,5	8,1	14	14	5,1	6,8	11,5	11
14	5,6	5,3	10,5	10,5	8,7	8,4	16	15,5
15	4,9	5,2	13,5	15,5	5,6	3,8	17,5	13
16	3,3	3,5	8,9	9,8	4,4	5,6	11,5	16,5
17	4,2	5	13	12,5	7,9	7,2	12	17,5
18	5,3	6	13,5	14,3	9,7	9,5	16,5	18,5
19	4,1	4,5	19,5	11,5	4,5	5,1	19,5	19,5
20	9,5	10,5	11,5	14	11,5	13	14	13
21	4,4	5,2	10,5	8,9	5,8	4,7	12,5	9,4
22	5,9	7,3	10,5	9,4	12	11	17,5	17,5
23	5,7	4,9	13,5	11	8,9	10,5	14,5	18
24	7,6	2,3	9,8	9,8	9,1	8,3	11,5	9,9
25	8,6	7,2	10	13	9,8	8,2	14	16,5
26	8,4	7,3	10	9,8	10	11,5	10	11,5
27	6,5	4,9	13	15	6,6	6,7	13	14
28	8,4	7	18	17	8,5	6,7	16,5	8,3
29	4,3	6,3	6,1	8	8,8	5,5	12,5	11
30	2,8	3,3	14,5	14,5	5,2	7,2	15	18
31	6,4	6,7	11	17	8,9	6,7	14	12,5
32	5,5	5,6	10,5	12,5	6,9	6,2	15,5	15
33	4,9	4,5	10,5	11,5	5,6	7,1	18,5	19,5
34	4,3	6,3	12	11,5	5,7	6,6	11	9,7
35	4,5	3,7	10	10,5	6,7	5,1	15	17
36	10,5	9,6	13	13,5	11	10	16	16
37	4	4,8	14	10,5	4,5	0,4	13	11
38	5,2	5,7	18,5	13,5	7,8	7,2	15	15
39	8,1	8,8	19	17	9,3	11	20	15
40	5,1	7,6	14	12	6,1	10	17,5	20

Příloha 9 – Tabulka naměřených hodnot pro DD-MF

Proband č.	m. Deltoideus				m. Vastus Medialis			
	iPS (mA)		iPM (mA)		iPS (mA)		iPM (mA)	
	Ráno	Odpo.	Ráno	Odpo.	Ráno	Odpo.	Ráno	Odpo.
1	3,1	2,4	11,5	11	3,7	3,5	10,5	11
2	2,8	3,8	13,5	12,5	4,3	2,4	11,5	10,5
3	3,8	3,9	10,5	9,8	3,6	3,6	7,2	17
4	3,3	4,3	15	16,5	5	2,5	13	13,5
5	5,7	5,1	22	13	5,3	4,6	11,5	9,7
6	2,4	0,7	10	10	0,3	1,2	13,5	10,5
7	2	2,1	11	11	0,8	1,1	12	12,5
8	0,4	1,3	8,6	11,5	1	1,1	9,5	6,7
9	2,2	4,4	10	10,5	3,5	3,4	10,5	9,7
10	3,5	2,2	14,5	10,5	2,4	2,8	15	9,9
11	3,2	3,8	9,8	9,2	3,8	4,5	10,5	10,5
12	5,2	4,2	8,6	9,2	8,1	8,3	12	12,5
13	2,7	4,3	12	14	4,5	5,4	11	9,8
14	3,6	3,6	10	10,5	5,3	2,5	13,5	5,7
15	2,1	2,3	13	11	4,5	2,6	11,5	12
16	2,2	3,2	10,5	7,5	3,3	2	10,5	13,5
17	3,5	3,7	11	9,4	3	3,8	10,5	11
18	4,2	3,7	12	11	8,3	8	17	18
19	3,9	1,2	16,5	9	3,9	3,7	16,5	17
20	5,6	6	10,5	13	8,9	7	13,5	17,5
21	3,3	3,4	6,7	6,5	3,9	2,7	9,2	8,9
22	4,1	2,7	9,1	7,5	6	3,5	10,5	9,7
23	4,2	3,3	12,5	9,4	5,9	6,3	10,5	11,5
24	2,4	1,1	6,3	10	2,8	1,5	7,8	7,6
25	4,1	1,5	8,5	11	2,4	1,8	13,5	15,5
26	4,9	4	9,2	10	7,8	2,9	9,5	11
27	4	3,5	13,5	12,5	5,2	3,9	13	13,5
28	5,1	2,3	16,5	15,5	5,3	2,3	15	8,3
29	1,7	1,6	3,7	3,1	1,6	0,8	4,3	5
30	1,8	1,8	11	10,5	1,8	1,2	11	13
31	4	3,6	10	14,5	5,2	5,6	14	11
32	1,6	1,6	7,4	10,5	1,8	0,7	9	9,2
33	1,4	2,8	10	11	2,9	4,1	14	17
34	2	0,7	10,5	10,5	3,7	0,3	6,8	8,3
35	3,5	2,9	9,2	9,1	3,3	1,5	15	15,5
36	5,6	4,7	11,5	12	6,4	10	16	16,5
37	1,8	1,4	12	11	1,4	1,5	9	5,6
38	4,2	2,3	14	12,5	5	1,9	12	15
39	4,1	3,9	15	15,5	2,9	3,6	17,5	12,5
40	1,8	3,3	11,5	11	4,2	1,6	13	15,5

Příloha 10 – Tabulka naměřených hodnot pro DD-DF

Proband č.	m. Deltoideus				m. Vastus Medialis			
	iPS (mA)		iPM (mA)		iPS (mA)		iPM (mA)	
	Ráno	Odpo.	Ráno	Odpo.	Ráno	Odpo.	Ráno	Odpo.
1	2,2	3,4	17	13,5	3,6	3,3	11,5	15
2	4,1	4,1	16,7	20	4,7	2,4	16,5	13,5
3	5,2	2,4	9,5	13,5	4,5	3,2	17,2	13,5
4	4,9	3,9	15,5	22	5,3	3,2	11,5	16
5	8,5	5,9	28	17	6,6	6,7	14	12,5
6	2,8	2,7	10,5	10,5	2,3	1,9	14	13
7	1,1	1,3	9,5	12,5	1,6	1,7	16	15
8	1,8	2,9	9,7	13	0,3	0,6	13,5	15,5
9	2,8	2,6	13	9,8	5,1	3,3	10,5	14
10	3,3	0,3	18,5	14,5	4,3	1,4	15	10,5
11	3,8	4,2	12	10	5,8	1	14	13
12	5,6	4,6	8,6	11	9,1	9,3	15	14
13	4,1	5,4	12	14	4,8	6,2	14,5	12,5
14	4,4	3,7	10,5	9,4	4,5	5,1	10,5	13
15	3,4	1,4	11	8,2	5,4	1,1	11	11
16	1,2	2,9	12,5	8,1	3,5	3,6	10,5	13
17	4,8	3,3	11	12	4,2	4,7	14	16
18	5,6	5,4	11,5	14	7,1	3,5	17	15,5
19	4,6	2,5	21	10,5	4,6	2,2	21	17,5
20	5,8	4,8	13	13,5	9,3	4,7	23	16
21	2,8	3,6	6,8	6,7	5	4,4	9,8	8,3
22	4,3	2,6	7,9	7,5	7,5	6,7	13,5	11
23	4,8	4,1	13	10,5	7,1	8,2	10,5	11,5
24	3,4	0,9	6,3	10,5	3,7	6,1	10,5	10,5
25	6,2	5,7	8,3	15	5,3	1,5	14,5	17
26	4,8	2,7	13,8	12,5	8	4,1	12,5	14,5
27	3,2	1,9	14,5	11,5	7,8	7,1	14	17
28	7	5,7	18	18,5	4,2	2	18,5	10
29	1,8	3,2	4,6	7,6	3	2,1	10,5	6,9
30	2,3	2,1	12	12	0,7	0,3	12	17
31	6,6	4,9	15	15,5	5,8	8,9	14,5	14,5
32	3,8	2,1	10	11	4,3	1,3	11,5	7,2
33	2,3	2	10	11	3,3	2,3	13,5	18
34	0,3	4,8	10,5	12,5	4,3	3,4	10	7,9
35	3,7	3,8	11	10,5	3	4,6	19,5	20
36	6,6	6,5	14	14,5	5,9	9,8	18	20
37	1,6	1,5	4,7	8,3	3,3	2,5	11,5	3,5
38	4,1	3,5	17	16	6	3,9	16	18,5
39	5,2	6,2	23	17	7	2,1	22	16
40	4,1	3,8	15,5	14,5	6,6	8,2	15,5	19