

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury



Fakulta
tělesné kultury

**MOŽNOSTI NEUROMUSKULÁRNÍ ELEKTRICKÉ STIMULACE
K POSÍLENÍ M. QUADRICEPS FEMORIS PO PARCIÁLNÍ
MENISEKTOMII**

Bakalářská práce

Autor: Jana Urbanová

Studijní program: Fyzioterapie

Vedoucí práce: PhDr. David Smékal, Ph.D.

Olomouc 2023

Bibliografická identifikace

Jméno autora: Jana Urbanová

Název práce: Možnosti neuromuskulární elektrické stimulace k posílení m. quadriceps femoris po parciální menisektomii

Vedoucí práce: PhDr. David Smékal, Ph.D.

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

Rok obhajoby: 2023

Abstrakt:

Bakalářská práce prezentuje možnosti využití neuromuskulární elektrické stimulace u funkční inhibice m. quadriceps femoris po parciální menisektomii. Obecná část udává ucelený pohled na tuto metodu fyzikální terapie, a to především po stránce neurofyzilogické, dále shrnuje její historii a popisuje konkrétní zástupce využívaných proudů z řad kontaktní elektroterapie. Součástí práce je také podrobný terminologický přehled. Záměrem práce je na příkladu vybrané diagnózy porovnat subjektivní vnímání kontaktní formy terapie (Faradický proud, Ruská stimulace aj.) s bezkontaktní stimulací funkčně oslabených svalů ve vysokoindukčním magnetickém poli.

Klíčová slova: neuromuskulární elektrická stimulace (NMES), elektrogymnastika, vysokoindukční magnetoterapie, pulzní elektromagnetické pole

Souhlasím s půjčováním práce v rámci knihovních služeb.

Bibliographical identification

Author: Jana Urbanová
Title: The potential of neuromuscular electrical stimulation in strengthening the quadriceps femoris muscle after partial meniscectomy

Supervisor: PhDr. David Smékal, Ph.D.
Department: Department of Physiotherapy
Year: 2023

Abstract:

The bachelor's thesis presents the potential of using neuromuscular electrical stimulation in functional inhibition of the quadriceps femoris muscle after partial meniscectomy. The general part provides a comprehensive view of the electrotherapy method, especially in terms of neurophysiology, summarises its history and describes some of the currents used in contact electrotherapy. The thesis also includes a detailed overview of relevant terminology. The thesis aims to compare the subjective perception of contact therapy (Faradic current, Russian current etc.) with contactless stimulation of functionally weakened muscles in a high-intensity electromagnetic field.

Keywords:

neuromuscular electrical stimulation (NMES), electrogymnastics, repetitive peripheral inductive stimulation, pulsed electromagnetic field

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

Prohlašuji, že jsem tuto práci zpracovala samostatně pod vedením PhDr. Davida Smékala, Ph.D., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 28. dubna 2023

.....

Děkuji vedoucímu práce PhDr. Davidu Smékalovi, Ph.D. za pomoc a cenné rady, které mi poskytnul při zpracování této práce. Děkuji tatínkovi Mgr. Josefu Urbanovi za vědomosti a podporu, jež mi předal skrze video záznamy svých přednášek fyzikální terapie.

OBSAH

Obsah	7
Seznam použitých zkratek.....	9
1 Úvod	11
2 Neuromuskulární elektrická stimulace v kontaktní elektroterapii.....	12
2.1 Definice.....	12
2.2 Terminologický přehled.....	13
2.2.1 Popisný systém.....	13
2.2.2 Jmenný systém.....	15
2.3 Rozdělení	17
2.4 Obecná elektrofyziologie.....	18
2.4.1 Periferní nerv.....	18
2.4.2 Svalové vlákno.....	23
2.5 Tkáň v proudové dráze	28
2.5.1 Mechanismus průchodu nf a sf proudů	28
2.5.2 Rozdílná dráždivost vláken periferního nervu.....	29
2.5.3 Rozdíl mezi kontrakcí volní a elektricky stimulovanou.....	30
2.5.4 Změny ve svalu následkem elektrické stimulace	32
2.6 Historie NMES.....	34
2.7 Obsolentní typy proudů.....	37
2.7.1 Farad, Neofarad – současné pojetí a historická pravda	37
2.7.2 Bernardovy proudy.....	40
2.8 Moderní typy proudů	41
2.8.1 Obecné parametry	41
2.8.2 Uložení, polarita a typ elektrod.....	45
2.8.3 Účinky	49
2.8.4 Kontraindikace a možné komplikace.....	50
3 Stimulace svalů ve vysokoindukčním magnetickém poli	51
3.1 Historie rPIS	52
3.2 Biofyzikální principy.....	52

3.3	Kontraindikace	52
4	Parciální menisektomie a oslabení m. quadriceps femoris	54
5	Kazuistika	55
5.1	Anamnéza	55
5.2	Cílené vyšetření.....	56
5.2.1	Aspekce.....	56
5.2.2	Palpace.....	57
5.2.3	Antropometrické měření a rozsahy pohybu.....	57
5.2.4	Svalová síla dle svalového testu	57
5.2.5	Vyšetření zkrácených svalů dle Jandy.....	58
5.3	Aplikace NMES a SIS.....	58
5.4	Zhodnocení aplikace	59
6	Diskuse.....	61
6.1	Problematika kontaktní formy NMES	61
6.2	Problematika stimulace ve vysokoindukčním magnetickém poli	63
6.3	Diskuse nad účinky metody NMES.....	63
6.4	Poznámky k obecné neurofyzilogii	64
7	Závěr	66
8	Souhrn	68
9	Summary.....	69
10	Referenční seznam	70
11	Přílohy	77
11.1	Nastavení aplikátoru SIS pro elektrogymnastiku mediálního vastu	77
11.2	Dotazník, jímž byla u pacientky hodnocena míra subjektivně pocíťovaného diskomfortu v průběhu aplikace NMES a SIS.....	78
11.3	Grafy doplňující kapitolu obecné neurofyzilogie.....	80
11.4	Potvrzení o překladu abstraktu a souhrnu	82

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

AC	střídavý proud (z angl. <i>alternating current</i>)
AM	amplitudová modulace
AMP	frekvence obalové křivky (z angl. <i>amplitude modulation parameter</i>)
AP	akční potenciál
ATP	adenosintrifosfát
BFR	Blood flow restriction
BMAC	střídavý proud modulovaný do salv (z angl. <i>burst modulated alternating current</i>)
CC	režim konstantní intenzity elektroterapie (z angl. <i>constant current</i>)
CNS	centrální nervový systém
DC	faktor plnění periody (z angl. <i>duty cycle</i>)
DC	stejnsměrný proud (z angl. <i>direct current</i>)
DD	diadynamický proud
DD-MF	diadynamický proud typu Monophasé fixe
DD-MM	diadynamický proud typu Monophasé modulé
DD-RS	diadynamický proud typu Rythme syncopé
EG	elektrogymnastika
ES	elektrostimulace
FES	funkční elektrická stimulace
FP	fyziologický průřez svalu
IPI	interval vmezežený mezi fázemi impulzu (z angl. <i>interphase interval</i>)
KFAC	středofrekvenční střídavý proud (z angl. <i>kiloherz-frequency alternating current</i>)
m.	musculus
MIP	modulovaný impulzní proud
MRI	magnetická rezonance
MU	motorická jednotka (z angl. <i>motor unit</i>)
MV(I)C	maximální volní (izometrická) kontrakce (z angl. <i>maximal voluntary (isometric) contraction</i>)
Nf	nízkofrekvenční
NMES	neuromuskulární elektrická stimulace
PC	pulzní proud (z angl. <i>pulsed current</i>)
PMP	pulzní elektromagnetické pole
QF	quadriceps femoris

rPIS	vysokoindukční elektromagnetická stimulace (z angl. <i>repetitive peripheral inductive stimulation</i>)
rPMS	vysokoindukční elektromagnetická stimulace (z angl. <i>repetitive peripheral magnetic stimulation</i>)
RS	Ruská stimulace
SES	selektivní elektrostimulace
Sf	středofrekvenční
SIS	vysokoindukční elektromagnetický stimulátor firmy BTL (z angl. <i>super inductive system</i>)
SR	sarkoplazmatické retikulum
TENS	transkutánní elektrická neurostimulace
TMS	transkraniální magnetická stimulace

1 ÚVOD

Neuromuskulární elektrická stimulace (NMES) je již dlouho známá a v klinické praxi rozšířená metoda, využívaná u stavů funkční inhibice svalstva se zachovalou periferní inervací. Pravděpodobně nejčastější lokalizací aplikace je právě m. quadriceps femoris, a to především jeho mediální porce (m. vastus medialis). K oslabení tohoto svalu dochází prakticky u všech případech nitrokloubního nociceptivního dráždění z oblasti kolene či například následkem, byť jen krátkodobé, imobilizace (tzv. oslabení z inaktivity). Příkladem diagnózy, která je spojená s funkční inhibicí mediálního vastu jsou ruptury menisků a stavy po jejich odstranění. Aplikací NMES jsme schopni tomuto oslabení bránit. Tato metoda s sebou krom svých výhod nese také určité limitace. Cílem práce je definovat zásadní nevýhody metody NMES a na základě dosavadních neurofyziologických poznatků stanovit takové parametry stimulace, které budou krom dosažení terapeutického efektu zároveň předcházet dostavení nežádoucích doprovodných účinků.

2 NEUROMUSKULÁRNÍ ELEKTRICKÁ STIMULACE V KONTAKTNÍ ELEKTROTHERAPII

2.1 Definice

Termín neuromuskulární elektrická stimulace (zkráceně NMES, z angl. *neuromuscular electrical stimulation*), označující metodu elektricky stimulované kontrakce kosterních svalů, nacházíme v odborné literatuře až počínaje rokem 1964 (Valenti, 1964; Watson & Nussbaum, 2021). Jde však o jednu z nejdéle známých a terapeuticky využívaných metod fyzikální terapie, u laické veřejnosti ovšem známé lépe pod pojmem (elektro)myostimulace. Tyto termíny se k nám dostaly s proudem současné anglosaské literatury, historicky je ale na poli české fyzikální terapie ukotven spíše pojem původem germánský, elektrogymnastika.

Elektrogymnastiku definuje Poděbradský (2009) jako vyvolání mimovolní kontrakce příčně pruhovaného svalstva pomocí elektrického dráždění, Brach, Malay a Urban (2019) pak doplňují ještě podmínku zachovalé funkce druhého motoneuronu pyramidové dráhy. Dle Urbana (2021) představuje elektrogymnastika techniku elektrické stimulace svalstva s intaktní periferní inervací, zastřešující ty typy proudů, u nichž sval na podráždění odpovídá tetanickou kontrakcí. Cílem takové stimulace je pak primárně posílení svalu ve funkční inhibici. Zároveň směřujeme k jeho opětovnému zařazení do správných pohybových schémat, ze kterých mohl „vypadnout“ následkem příčin rozličné etiologie (inaktivita při vleklé imobilizaci, prolongované nociceptivní dráždění z postižené oblasti apod.) (Smékal, Kalina, & Urban, 2006). Sekundárně působíme elektrogymnastikou také preventivně, a to při hrozícím úbytku svalové hmoty či výskytu kloubních adhezí (Watson & Nussbaum, 2021).

Klíčové je přitom rozlišovat stav intaktního nervového systému, tedy ryzí funkční inhibice svalstva, se stavem porušené inervace svalu v terénu periferní parézy.

Kontaktní elektroterapie pak představuje jednu z možných aplikací elektrického proudu, při které je pro úspěšný přenos na tkáň třeba těsný kontakt elektrody a kůže, eventuelně elektrody a sliznice (Poděbradský & Poděbradská, 2009). Suchá kůže má pro malý obsah elektrolytů velký plošný odpor (až $2 \text{ M}\Omega\cdot\text{cm}^{-2}$), přímým kontaktem elektrody s kůží bychom tak pro enormní uvolňování tepla pacienta téměř jistě popálili. Navlhčíme-li však kůži pomocí mokré porézní elektrodové podložky, snížíme odpor kůže na 10 až $50 \text{ k}\Omega\cdot\text{cm}^{-2}$, čímž zvýšíme její vodivost, a zároveň eliminujeme riziko popálení pacienta. Funkčně oslabené svaly lze k elektricky indukované kontrakci stimulovat také bezkontaktně, a to ve vysokoindukčním magnetickém

poli. Oblast bezkontaktní elektroterapie bude detailněji probrána v samostatné kapitole (Capko, 1998; Hupka, Kolesár, & Žaloudek, 1993).

2.2 Terminologický přehled

Problematická je v oblasti neuromuskulární elektrické stimulace odborná nomenklatura. Termíny bývají nezdědka používány v chybném kontextu či jsou významově zaměňovány. I přes snahu Americké asociace fyzikální terapie (APTA, 2000) zavést jednotné terminologické třídění, konkrétně na typy DC, AC a PC (viz níže), nedošlo k jeho širšímu zavedení do praxe ani publikační činnosti, a názvosloví tak zůstává nejednotné (Nussbaum et al., 2017; Watson, 2008). Situace u nás se navíc komplikuje s překladem odborné literatury, jak anglické, tak německé. Správné pochopení je přitom zásadní. Cílem této kapitoly je uvést stručný přehled termínů, které v souvislosti s neuromuskulární elektrickou stimulací zaznívají.

Zavedeny jsou v zásadě dva systémy názvosloví, popisný (z angl. *descriptive*) a jmenný (z angl. *named*). Popisný umožňuje detailně definovat parametry konkrétní stimulace a je tudíž jednoznačný, nezavádějící. Jmenný systém vychází z historického pojmenování proudů po jejich objevitelích. V porovnání se systémem popisným je stručný, heslovitý, každému pojmenování náleží určité konvenční parametry (Robertson, Ward, Low, & Reed, 2008). Právě zde nejčastěji dochází k terminologickému „zmatení jazyků“, hodnoty užívané ke stimulaci se mohou lišit mezi jednotlivými výrobci, tuzemským a zahraničním trhem a přístroje dnes navíc uživateli umožňují manuální přenastavení originálních parametrů.

2.2.1 Popisný systém

Třídí proudy do tří skupin – DC (*direct current*, stejnosměrný či galvanický proud), AC (*alternating current*, střídavý proud) a PC (*pulsed current*, pulzní proud).

DC (direct current) nepatří mezi standardní proudy elektrogymnastiky, nejsme jím schopni vyvolat tetanickou kontrakci. Jeho v průběhu aplikace neměnná polarita s sebou navíc nese riziko značné akumulace náboje na elektrodách, při aplikaci *non lege artis* tak snadno způsobíme elektrochemické popálení (Watson & Nussbaum, 2021).

AC (alternating current) popisuje proud periodicky měnící směr průtoku alespoň jednou za sekundu, přičemž jeho průběh je takzvaně harmonický, nepřerušovaný. Střídavý proud je nejčastěji symetrický, tvaru sinu (Singh, 2018). Obě fáze impulzu, nad i pod izoelektrickou linií, mají shodnou plochu pod křivkou (angl. *area under the curve*), impulz je tedy elektricky vyrovnaný. To s sebou z hlediska aplikace přináší dvě zásadní konsekvence – jednak u AC nerozlišujeme síťovou polaritu elektrod, žádnou z elektrod tudíž nedefinujeme jako „aktivní“

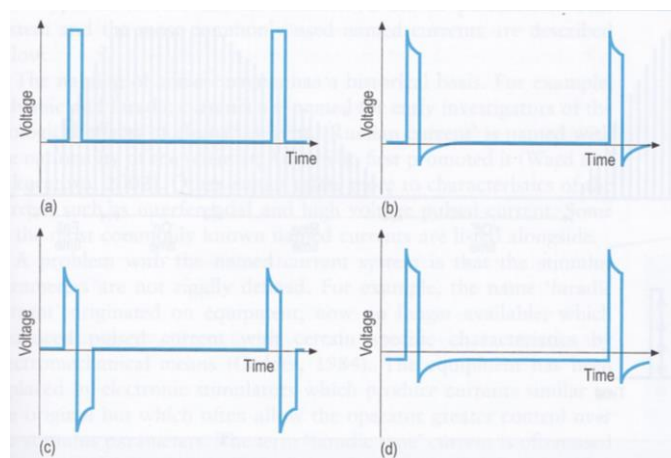
katodu, jednak má proud na rozdíl od DC nulový galvanický efekt, aplikujeme tedy bez rizika poleptání kyselými a alkalickými elektrolyty. Nevýhodou je jeho nedostupnost na přenosných elektrostimulátorech (Hupka et al., 1993; Watson & Nussbaum, 2021). Frekvence harmonického střídavého proudu se pohybuje výhradně v řádech kHz (1 až 10 kHz), v publikacích bývá proto uváděn pod zkratkou K FAC (z angl. *kilohertz-frequency alternating current*). Pro účely NMES může být nosná frekvence několikrát za sekundu přerušována, vytváří tak nízkofrekvenční salvy, tzv. bursty (da Silva et al., 2015). Do nízkofrekvenčních salv zmodulovaná středofrekvenční sinusoida patří k nejužívanějším tvarovým charakteristikám v oblasti NMES, literatura ji uvádí pod zkratkou B MAC (z angl. *burst-modulated alternating current*). Jmenovitými zástupci této skupiny proudů jsou „ruská stimulace“, zpopularizována v 70. letech ruskými vědci v čele s Dr. Yakovem Kotsem, a nová generace tzv. australských proudů („Aussie current“). Tyto proudy se od sebe liší pouze nosnou frekvencí (ruská stimulace 2500 Hz, australské proudy 1000 Hz) a délkou burstu (pro první z proudů 10 ms, pro druhý jen 2 ms) (Dantas, Vieira, Siqueira, Salvini, & Durigan, 2015).

PC (pulsed current) je jednosměrně (monofázicky) či obousměrně (bifázicky) usměrněný proud, periodicky přerušovaný pauzami s nulovým průtokem (angl. *interpulse interval*). Základní jednotkou je impulz. Impulzy mají rozličné tvary, pro NMES však typicky rektangulární, a bývají velmi krátké, řádově několik set mikrosekund (maximálně několik desítek milisekund) (APTA, 2000; Houghten, 2013). Výsledné hodnoty náboje přeneseného na tkáň během aplikace jsou tedy velmi nízké (Watson, 2008). **Monofázické impulzy** bychom de facto mohli nazvat přerušovaným galvanickým proudem, náboj kladné fáze není elektricky vyrovnán fází zápornou. Na rozdíl od střídavého proudu zde proto rozlišujeme polaritu elektrod. „Aktivní“ (diferentní či dráždivější) elektrodou je v případě NMES katoda. Byť se tento typ impulzu stran nebezpečí elektrochemického popálení chová podobně jako proud galvanický, dostatečně dlouhá pauza oddělující impulzy zamezuje výraznější akumulaci náboje na elektrodách. V krátkých aplikacích úměrnou intenzitou tak poškození nehrozí (Urban, 2021; Watson & Nussbaum, 2021). Jmenovitými zástupci monofázického PC jsou na poli NMES tzv. obsolentní proudy, typu Farad, Neofarad či Rythme Syncopé. **Bifázické impulzy** dělíme na symetrické a asymetrické. Pro **symetrický bifázický impulz** je charakteristický shodný tvar kladné a záporné fáze. Shodná je i plocha pod křivkou, impulz je tudíž elektricky vyrovnaný a nerozlišujeme u něj polaritu elektrod. Jmenovitým příkladem takového proudu jsou například H-vlny. Pro **asymetrický bifázický impulz**, využívaný u skupiny proudů typu TENS, je příznačný rozdílný tvar kladné a záporné fáze. Fáze přitom mohou být takzvaně elektricky vyrovnané (angl. *balanced*), asymetrické pouze tvarem, nebo nevyrovnané (angl. *unbalanced*), asymetrické tvarem i plochou pod křivkou (Robertson et al., 2008). Znatelný elektrolytický účinek by měl nevyrovnaný

asymetrický impulz až při delších aplikacích ve vyšších intenzitách, což ovšem není případ NMES. Watson a Nussbaum (2021) zároveň uvádějí, že slabá nerovnováha náboje se objevuje i u vyrovnaného asymetrického impulzu, a to následkem dlouhé doby poklesu intenzity, k akumulaci náboje však díky dlouhé pauze mezi impulzy nedochází. Ve své studii Laufer (2013) uvádí, že využití vmezežené pauzy mezi kladnou a zápornou fází symetrického bifázického impulzu (angl. *interphase/intrapulse interval, IPI*) napomáhá vyvolat silnější kontrakci, a to bez nutnosti vyšší intenzity či znatelně horšího subjektivního vnímání pacientem.

Obrázek 1

Varianty PC zanesené do I/t grafu (Robertson et al., 2008).



Poznámka. Vlevo nahoře monofázický impulz (a), vedle něj asymetrický nevyrovnaný bifázický impulz (b), vlevo dole symetrický bifázický impulz (c) a vedle něj asymetrický vyrovnaný impulz (d)

Toto popisné rozdělení úzce souvisí s vybraným tématem práce a bude na něj odkazováno i v následujících kapitolách.

2.2.2 Jmenný systém

Níže jsou uvedeni ti zástupci jmenného systému, již působí v oblasti neuromuskulární elektrické stimulace svalstva největší terminologické nesrovnalosti.

NMES (neuromuskulární elektrická stimulace) je forma elektrické stimulace, která při dostatečně vysokých aplikačních intenzitách vyvolává kontrakci inervovaného svalu, a to prostřednictvím depolarizace lokálních motorických nervů. Opakovanou aplikací NMES jsme schopni sval posílit, a tím sekundárně podpořit jeho funkci, nejsme však schopni jeho funkci přímo zajistit (Nussbaum, 2017). Prostřednictvím NMES dokážeme navracet sníženou svalovou sílu také u lézí prvního motoneuronu (centrální parézy).

FES (funkční elektrická stimulace) je v podstatě subtypem NMES, u něhož je stimulace prostředkem asistovaného vybavení cíleného pohybu (Marquez-Chin, 2020). Parametry stimulace (délka a tvar impulzů, frekvence) odpovídají těm u NMES, snad jen s rozdílem aplikačních intenzit, ty u FES při stimulaci povrchovými elektrodami dosahují až 120 mA. FES se také na rozdíl od NMES využívá výhradně u stavů poškozeného horního motoneuronu při zachovalé integritě motoneuronu dolního (Watson, 2008). Indikace jsou komplexní, začínají využitím stimulace k vyvolání dorziflexe u dětí s mozkovou obrnou a končí multikanálovou aktivací několika svalových skupin s cílem obnovit stojnou a švihovou fázi chůze u pacientů s paraplegií (Moll et al., 2017; Scano, Mira, Gabbrielli, Molteni, & Terekhov, 2022; Watson 2008). Nejznámější je aplikace FES ke kompenzaci drop foot u post iktových pacientů. Právě na této diagnóze byla metoda funkční elektrické stimulace také poprvé prezentována Liberstonem v roce 1961 (Novotná, 2019). Autoři často chybně definují FES shodně s NMES, tedy čistě jako možnost posílení svalu, ne jako prostředek dosažení funkčního pohybu (Eraifej, 2017).

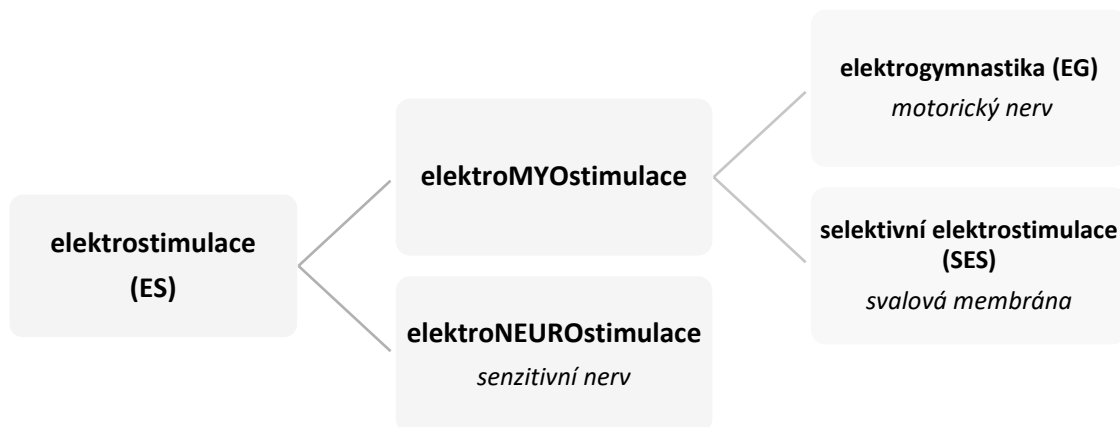
Proudy typu **TENS** (transkutánní elektrické neurostimulace) jsou krom svého nesporného analgetického působení úspěšně aplikovány také u elektricky indukované svalové kontrakce, jak u zcela intaktního nervosvalového přenosu, tak u poruch centrálního motoneuronu doprovázených poklesem svalové síly (Urban, 2013). Dle Nussbauma (2017) není standardní vybavovat za pomoci této skupiny proudů tetanickou kontrakci, aplikována bývá výhradně s cílem senzitivní stimulace. U nás je při tom tzv. „amplitudově modulovaná“ TENS využívána jako jedna ze základních technik elektrogymnastiky. Bližší specifika této aplikace budou popsána později.

Termínem **elektrická stimulace** se v anglosaské literatuře označuje obecně jakákoliv stimulace tkáně elektrickým proudem za terapeutickým účelem (Urban, 2021). Autor může pod tímto generickým názvem myslet jak stimulaci svalu, tak nervu (senzitivního i motorického), či takto označit proudy redukující spasticitu, eventuálně působící povýkonovou regeneraci svalstva (Watson, 2008). Urban (2021) z tohoto důvodu rozděluje elektrostimulaci na elektromyo a elektroneurostimulaci. Abychom předešli zaměňování metod stimulace u svalstva inervovaného a denervovaného, doporučuje používat k popisu elektrického dráždění u periferních paréz pojem **selektivní elektrostimulace**, odkazující na zapojení ryze paretických svalových vláken. Parametry elektroterapie se u těchto stavů výrazně liší, využíváme násobně delší, dráždivější impulzy, odpovědí není tetanická kontrakce ale pouhý záškub. Tento postup se do praxe zavedl s prací Nixe a Dahma (1987), kteří uvedli, že k prevenci fibroblastické přeměny denervovaného svalu stačí pouhý záškub, tetanická kontrakce naopak postupující fibrózu zvyrazňuje. Dle Bracha, Malaye a Urbana (2019) je aplikace proudů elektrogymnastiky při

navracející se svalové síle paretického svalu nevhodná, podporuje sice funkci reinervovaných vláken, zvyšuje ale riziko fibroblastické přeměny vláken dosud neinervovaných.

Obrázek 2

Rozdělení elektrostimulace, kurzívou vyznačena cílová tkáň dané stimulace (Urban, 2021).



2.3 Rozdělení

Edel (1991) rozlišuje 3 metody NMES – nízkofrekvenční, středofrekvenční a vysokovoltážní. **Nízkofrekvenční NMES** (z něm. Niederfrequenz, NF; z angl. Low-frequency, LF), již Bergonié označil jako elektrogymnastiku, patří k nejdéle známým a osvědčeným metodám myostimulace. Vychází původně z faradického proudu, dnes už se používá ve formě amplitudově modulovaných a rytmicky přerušovaných dráždivých proudů. Také některé typy diodynamických proudů, představených roku 1959 francouzským lékařem Bernardem, jsou nadány vlastností indukovat tetanickou kontrakci svalu. Faradické a diodynamické proudy jsou již dnes považovány za obsolentní, z oblasti moderní nízkofrekvenční impulzoterapie je nahradily proudy typu TENS (blíže Kapitola 2.7), eventuelně H-vlny. Nízkofrekvenční impulzy jsou využívány na FES stimulátorech.

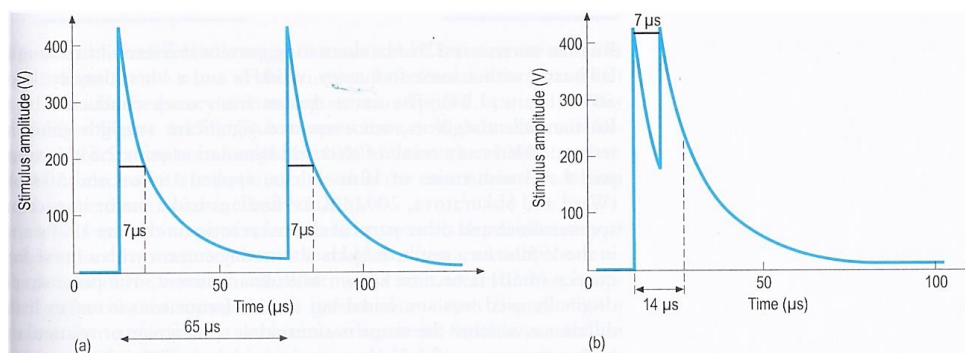
Středofrekvenční NMES (něm. Mittelfrequenz, MF; angl. kHz nebo „high“ frequency) využívá k vybavení kontrakce velmi krátké impulzy (v řádu mikrosekund), jež tkáň zatěžují výrazně méně než impulzy milisekundové. Abychom však při tak vysokých kmitočtech (okolo 2500 Hz) vůbec dosáhli motorického podráždění, je zapotřebí tyto „nosné“ frekvence nízkofrekvenčně modulovat, a to přibližně na 50 Hz (Edel, 1991).

Chronologicky poslední metodou NMES, vyvinutou v 70. letech v USA, je tzv. **vysokovoltážní stimulace** (angl. high voltage pulsed stimulation, HVPS, či jen HVS). Jak už název napovídá, jde o typ proudu využívající vysoké napětí impulzů, dle definice nad 150 V, zařízení na výstupu umožňují až 500 V. Frekvence se pohybuje v rozmezí 1-125 Hz. Impulzy jsou mimořádně

krátké (5–200 μs), nejčastěji monofázické, tvaru dvojitých hrotů (tzv. „twin spike“). Při takto krátkých impulzech jsou však zapotřebí velmi vysoké hodnoty napětí, aby zabezpečili proud dostatečné intenzity k podráždění nervových vláken. Vrchol hrotu se proto snadno vyšplhá na 2 až 2,5 A, průměrná intenzita proudu je přitom velmi nízká (1,2 až 1,5 mA). Krátké trvání impulzu však znamená také to, že bude pro pacienta nesrovnatelně příjemnější (Polak, Franek, & Taradaj, 2014; Robertson et al., 2008).

Obrázek 3

Twin-spike impulz charakteristický pro HVS (Robertson et al., 2008).



Poznámka. Rozdíl mezi pravým a levým impulzem spočívá pouze ve vzdálenosti intenzitních hrotů. Bližší vzdálenost hrotů v rámci impulzu způsobuje silnější motorickou odpověď.

2.4 Obecná elektrofyziologie

Elektrickou stimulaci využíváme primárně k aktivaci vzrušivé tkáně, tedy svalů a nervů. Stimulaci však můžeme podrobit také tkáni neexcitabilní, nejčastěji s cílem přímo či nepřímo podpořit hojení tkáně následkem zlepšení vaskularizace a osteogeneze (Robinson, 2008).

2.4.1 Periferní nerv

Jak již bylo zmíněno v definici NMES, mimovolní kontrakce kosterního svalu dosahujeme podrážděním jeho periferního nervu. Klíčovou strukturou pro vznik a vedení takového podráždění je pro nás buněčná membrána.

2.4.1.1 Děje na membráně nervu – klidový a akční potenciál

Strukturálně je buněčná membrána svalů a nervů velmi podobná membránám nevzrušivých buněk, utváří fosfolipidovou dvouvrstvu s řadou vmezeřených bílkovinných molekul. Molekuly proteinů v membráně nervu a svalů jsou ale oproti jiným nadány několika specifickými vlastnostmi. Takovou vlastností je funkce receptoru (funguje jako místo pro

navázání neurotransmiteru a neuromodulátoru), proteinového kanálu (za určitých podmínek tvoří pór umožňující prostup sodíkových, draselných, chloridových a vápenatých iontů skrze membránu) a transportních proteinů (vážou substance a umožňují tak jejich přesun membránou, často i proti koncentračnímu gradientu). Tyto funkční specializace jsou doprovázeny změnou konformace (tvaru) proteinu. Díky své struktuře funguje membrána jako bariéra pohybu mezi intracelulárním a extracelulárním prostorem (intersticiem). Na rozdíl od kyslíku, oxidu uhličitého a vody, které přes membránu přecházejí prakticky bez omezení, neprocházejí ionty tak ochotně. Membrána má rozdílnou propustnost pro jednotlivé kladně a záporně nabitě ionty. V klidovém stavu, kdy nervový systém neaktivuje vzrušivé tkáně, je membrána snadno propustná draselným iontům, částečně propustná sodíkovým iontům a nepropustná celé řadě velkých, záporně nabitých proteinů a fosfátů. Jelikož je uvnitř buňky uzavřeno velké množství aniontů a membrána je snadno propustná draselným iontům, jsou elektromotorickým napětím taženy do nitra buňky. Další významnou vlastností excitabilních membrán za klidového stavu, je schopnost využít buněčnou energii ve formě ATP k aktivnímu transportu sodných a draselných iontů, i proti směru koncentračního gradientu. Tento systém aktivních sodno-draselných pump (ATPáz) přesouvá sodíkové ionty ven a draslíkové dovnitř. Jednou z jejích funkcí je tak kontinuální udržování nevyvážené koncentrace kationtů uvnitř a vně buňky, čímž ve své podstatě umožňuje vznik akčního potenciálu (AP). Jak následkem přirozené selektivní propustnosti, tak funkce aktivních pump, dochází k nerovnoměrné distribuci nabitých částic – koncentrace Na je vyšší v tekutině obklopující buňku a koncentrace K je vyšší uvnitř buňky. Touto separací dochází ke vzniku transmembránového elektrochemického potenciálu, zvaného **klidový membránový potenciál** (pro sval -90 mV a -70 mV pro periferní nervové vlákno). Vzrušivé tkáně proto označujeme jako polarizované. Dokud membrána vzrušivých buněk zůstává intaktní a pod dostatečnou dodávkou ATP pro funkci sodno-draselné pumpy, zůstává membránový potenciál stabilní (Carpender & Reddi, 2012; Kittnar et al., 2020; Robinson, 2008; Silbernagl & Despopoulos, 2016).

Membránu označujeme jako vzrušivou, neboť umožňuje iniciovat a vést **akční potenciál** (AP), tedy rychle a dramaticky měnit svou permeabilitu pro ionty následkem chemického, elektrického, tepelného nebo mechanického podráždění. Pokud je na malý okresek excitabilní membrány periferního nervu aplikován vhodný podnět, propustnost membrány pro sodíkové ionty přechodně vzroste. Jelikož jsou sodíkové ionty jak koncentračním, tak elektrickým gradientem vtahovány dovnitř, transmembránový potenciál klesá (blíží se nule). Tento proces, který nazýváme **depolarizace**, je postupný, nejdříve dochází k průniku jen malého množství sodíku. Jakmile ale potenciál dosáhne kritickou hodnotu (threshold) -55 mV, napětově řízené sodíkové a draslíkové kanály projdou konformační změnou a otevřou se. Dochází k rozsáhlému

influxu sodíku do nitra buňky a ta mění svůj klidový negativní náboj na pozitivní (depolarizace spojená se vstupem Na iontů). Pokud by sodíkové kanály zůstaly otevřené dostatečně dlouho, pokračoval by influx až do vyrovnání elektrochemických sil působících jejich přesun. K tomu by teoreticky došlo na hodnotě +60 mV, influx ale reálně končí už na hodnotě asi +35 mV, kdy se kanály uzavírají a membrána se tak pro sodík stává opět relativně nepermeabilní. V momentě, kdy se zavírají kanály pro sodík, ty pro draslík se otevírají. Intracelulární prostor je nyní pozitivně nabitý a vně buňky se nachází jen málo draselných iontů, elektrické i koncentrační gradienty tak táhnou draslík do extracelulárního prostoru. Kanály pro draslík se plně otevírají a kationty s sebou berou také část kladného náboje buňky. Tento draslíkový exflux mění náboj buňky rychle zpět na negativní – únik draslíku je tak doprovázen procesem **repolarizace**. Síly způsobující tento exflux a zároveň skutečnost, že napěťové kanály zůstávají otevřené velmi dlouho, způsobí dokonce krátký propad membránového potenciálu o asi 10 až 20 mV pod výchozí hodnotu klidového membránového potenciálu. Tento proces zvaný **hyperpolarizace** končí uzavřením draselných kanálů a následnou pasivní difúzí draslíku k obnovení potenciálu na jeho výchozí hodnotu. Změny napětí na membráně následkem podráždění vlákna periferního nervu souhrnně nazýváme akční potenciál, vše proběhne zpravidla do 1 ms. Podráždění při tom musí být dostatečně intenzivní na dosažení thresholdu (Kittnar et al., 2020; Robinson, 2008; Watson, 2008).

Pokud má podnět dostatečnou intenzitu k vyvolání podráždění, pak změny napětí následující toto podráždění probíhají vždy o stejné amplitudě. Reakce, které toto podráždění na membráně spustí, jsou pak konzistentní pro jakýkoliv stimulus. Mluvíme o takzvané reakci „všechno nebo nic“. Představme si například sud se stělným prachem, je jedno zda ho zapálíme sirkou či plamenometem, výbuch bude vždy stejně silný. Takto funguje prakticky jakýkoliv systém založený na principu pozitivní zpětné vazby. Jiným příkladem by bylo domino. Pokud první dominový kámen v řadě nešťouchneme dostatečně silně, rozpočujeme pouze tento jeden kámen, žádný další v řadě – vyvolávající impuls na membráně nedosáhl threshold, došlo pouze k lokální depolarizaci. Pokud ale do prvního kamene šťouchneme dostatečně silně, začnou postupně padat i ostatní, až nakonec tato řetězová reakce dospěje k poslednímu v řadě. Je při tom jedno, jestli použijeme větší či menší sílu, ke spuštění totožné reakce stačí, když bude amplituda prvního impulsu dostatečná (Carpender & Reddi, 2012).

Monitoring normální funkce periferního nervu a svalu ukazuje, že izolovaný AP vzniká jen ojedinele, obvykle jde o sérii impulsů. Při běžných aktivitách se většinou pohybují mezi 5 až 15 impulsy za sekundu, jen ojedinele přesahují frekvenci 60 impulsů za sekundu. Naproti tomu během elektrické stimulace vzrušivé tkáně zrcadlí frekvence AP frekvenci dráždivého proudu

s maximem až téměř 1000 pulzů za sekundu. Tato maximální frekvence vychází z délky periody AP, v jehož fázi je nerv v takzvané absolutní a relativní refrakterní fázi (Robinson, 2008).

2.4.1.2 Absolutní a relativní refrakterní fáze nervu

Po dosažení spouštěcí úrovně akčního potenciálu je membrána zcela refrakterní k další stimulaci, v důsledku toho ani jakkoliv intenzivní stimulace nevede ke vzniku dalšího akčního potenciálu. Tento stav nazýváme **absolutní refrakterní fáze**. Buňka je v tomto období refrakterní proto, že převážná část napěťově řízených Na kanálů je v inaktivovaném stavu, a tyto kanály se nemohou otevřít dříve, než dojde k repolarizaci membrány. Během dalšího průběhu akčního potenciálu, tj. od konce hrotového potenciálu, je buňka sice schopna reagovat na stimulaci, ta však musí být intenzivnější než normální podnět. O tomto období hovoříme jako o relativní refrakterní fázi. Na začátku **relativní refrakterní fáze**, dříve než se membránový potenciál vrátí na hodnotu klidového membránového potenciálu, může pouze supranormální podnět otevřít kritické množství Na kanálů potřebné k vybavení dalšího akčního potenciálu. Uvedené změny permeability membrány pro Na a K ionty během akčního potenciálu, jejichž podkladem je aktuální funkční stav napěťově řízených iontových kanálů, jsou základní příčinou refrakternosti. Teprve po návratu membránového potenciálu ke klidové hodnotě se dráždivost neuronu kompletně obnoví (Kittnar, 2020).

Absolutní refrakterní fáze trvá okolo 1 ms, relativní (kdy již může vzniknout podráždění, byť slabší) je asi 3 až 4 ms (Ipser & Přerovský, 1972).

2.4.1.3 Typologie vláken periferních nervů

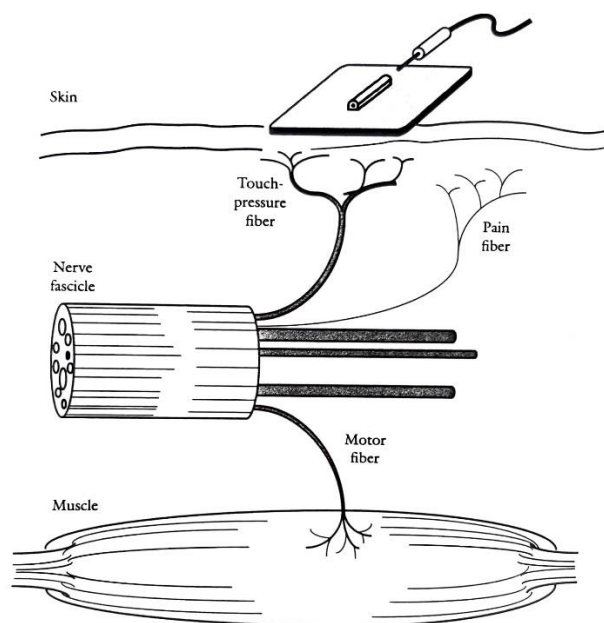
Průběh vzniku AP popsany výše se týká pouze určitého malého okrsku membrány. Druhou důležitou vlastností vzrušivé tkáně je ale také schopnost propagace impulsu (transmise) napříč membránou a také na sousední porce nervu. Výsledné hodnoty transmémbránového napětí během AP budou v konkrétním okrsku nervu či svalu stejné jako kdekoliv jinde. Rychlost propagace AP je ale pro všechny excitabilní buňky jiná. Ve svalových a nervových vláknech roste rychlost vedení s jejich průměrem. K tomuto dochází následkem rozdílu v tzv. pasivních elektrických vlastnostech napříč různými typy nervových vláken. Transmise iontových proudů tak závisí na membránovém a intracelulárním odporu. Následkem těchto odporů proud se vzdáleností slábne. Tenká vlákna mají v porovnání se silnými vlákny poměrně vyšší intracelulární odpor a vykazují proto nižší vodivost. Transmise AP po membráně vlákna svalu stejně jako nemyelinizovaného periferního nervu probíhá stejným způsobem, přenosu se účastní každý jeden segment membrány. Řada vláken periferního nervu je ale tzv. myelinizovaná, obalená nevodivým lipoproteinovým komplexem, tzv. myelinem. Tato vrstva je v pravidelných

intervalech přerušována asi 1 mm širokými Ranvierovými zářezy, které odhalují úzké okrsky buněčné membrány přímo do intersticia. Pouze ty porce membrány axonu v přímém kontaktu s extracelulární tekutinou prochází změnami propustnosti spojenými s propagací AP. V částech krytých izolační vrstvou myelinu k těmto napětovým změnám pro vysokou míru rezistence vůbec nedochází. Vznikající AP se proto šíří skokově z jednoho Ranvierova zárezu na druhý v podobě tzv. saltatorního vedení (z lat. *saltare*, přeskočit). Myelinizace de facto zmenšuje prostor účastníci se přímo na vedení AP, čímž klesá také prostor, na kterém by mohlo potenciálně docházet ke ztrátám napětí, rychlost vedení proto roste nejen s průměrem axonu, ale také s jeho myelinizací (Robinson, 2008).

Na základě rozlišných diametrů a rychlosti vedení, společně s připisovanou funkcí, můžeme periferní nervová vlákna rozlišovat na několik typů. Využíváme při tom v zásadě dvě základní konvenční klasifikace – Erlanger & Gasser klasifikaci vláken periferních nervů (1924) a o dvacet let později publikovanou Lloyd & Hunt klasifikaci (1943) senzitivních periferních vláken. Vlákna jsou v rámci smíšeného periferního nervu organizovaná tak, že blíže k povrchu (kožnímu krytu) směřují vlákna senzitivní, vlákna motorická jsou pak orientovaná spíše k hlubším subkutánním vrstvám, tedy ke kosternímu svalstvu (Robinson, 2008).

Obrázek 4

Schématické znázornění uspořádání senzitivních a motorických vláken smíšeného periferního nervu v oblasti pod stimulační elektrodou (Robinson, 2008).



Poznámka. Všimněme si, že senzitivní vlákna probíhají blíže k povrchu než vlákna motorická.

Tabulka 1

Typologie vláken periferního nervu (Latash, 2008).

Typ	Inervovaná struktura	Funkce	Průměr vláknů (μm)	Rychlost vedení (m/s)
Aferentní (senzitivní) vlákna dle Lloyd & Hunt klasifikace (v závorce doplnění o Erlanger & Gasser klasifikaci)				
Ia (Aα)	Primární zakončení svalových vřetének	Propriocepce	13-20	80-120
Ib (Aα)	Golgiho šlachové tělísko		13-20	80-120
II (Aβ)	Sekundární zakončení svalových vřetének Kožní mechanoreceptory	Propriocepce Taktilní čítí	6-12	40-80
III (Aδ)	Tlakové a tepelné receptory kůže a subkutánních tkání	Teplo a rychlá bolest	1-5	5-30
IV (C)	Nociceptory	Teplo a pomalá bolest	0,2-1,5	0,5-2
Eferentní (motorická) vlákna dle Erlanger & Gasser klasifikace				
Aα	Kosterní sval	Somatická hybnost	18	100
Aγ	Svalové vřeténko	Hybnost intrafuzálních vláken	5	20

2.4.2 Svalové vlákno

Svalové vlákno je rozsáhlá komplexní mnohjaderná buňka o délce až několika desítek centimetrů. Podobně jako v makroskopické struktuře periferního nervu, nacházíme také v příčně pruhované svalovině oddělení jednotlivých vláken a fascikulů systém vazivových obalů – epimysium (obklopující celý sval, formující na koncích svalu šlachový úpon), perimysium (oddělující od sebe shluky vláken, tzv. fascikly) a endomysium (sít kolagenních vláken oddělující od sebe jednotlivá vlákna). Na mikrostruktuře kosterní svaloviny popisujeme buněčnou membránu (sarkolemu) a cytoplazmu obsahující celou řadu specializovaných organel, mezi klíčové ve vztahu ke svalové kontrakci patří několik tisíc myofibril a sít sarkoplazmatického retikula (rezervoár kalcia), která je obepíná. Sarkolema se na několika místech vychlipuje do nitra

svalového vlákna systémem tzv. T-tubulů (transverzálních tubulů), které umožňují rychlý a efektivní přenos akčního potenciálu ze sarkolemy na sarkoplazmatické retikulum a facilitují tak synchronizované uvolnění kalcia do blízkosti všech myofibril svalového vlákna. Na molekulární struktuře myofibril pozorujeme silná filamenta tvořená kontraktilním proteinem myosinem a tenká aktinová filamenta, připomínající šňůru perel. Myosinová molekula na jedné straně vytváří šroubovici, tzv. chvost, na straně druhé dva globulární útvary, tzv. myozinové hlavy. Ty jsou přes flexibilní krčky orientovány tak, aby jim byl umožněn styk se sousedními aktinovými filamenty (Kittnar, 2020; Latash, 2008; Silbernagl & Despopoulos, 2016).

2.4.2.1 *Mechanismus volní svalové kontrakce*

Volní aktivaci kosterního svalstva iniciuje centrální nervový systém propagací akčního potenciálu na alfa motoneuronech. Jakmile dorazí depolarizace až na terminální zakončení nervu na svalové membráně (tzv. nervosvalovou ploténku), způsobí vyplavení neurotransmiteru (acetylcholinu) otevřením ligandem řízených iontových kanálů, které spustí vlnu depolarizace na postsynaptické membráně, tedy na sarkolemě. Díky systému tubulárních invaginací membrány se šíří AP do nitra svalového vlákna a způsobuje masivní uvolňování vápenatých iontů po koncentračním gradientu do sarkoplazmy. Na povrchu aktinových filament leží regulační protein troponin, který pro svou vysokou afinitu k vápníku okamžitě váže jeho ionty uvolňující se ze sarkoplazmatického retikula. Při vazbě mění troponin svou konfiguraci a vtahuje k sobě druhý regulační protein, tropomyosin, který za klidového stavu blokuje na aktinovém filamentu vazebná místa pro myozin. Uvolněním vazebného místa na aktinovém filamentu dochází ke vzniku aktin-myozinového komplexu. Před samotným zasunutím myozinu mezi vlákna aktinu, a tím zkrácením svalového vlákna, je však zapotřebí dodání energie ve formě ATP. Dokud je svalové vlákno pod stálou dodávkou ATP a je vyplavováno dostatečné množství vápenatých iontů, dochází k hladké kontrakci svalu (Robinson, 2008; Trojan, 1999).

2.4.2.2 *Typologie svalových vláken*

Základním funkčním i strukturálním prvkem motoriky je tzv. motorická jednotka (z angl. motor unit, MJ). Jde o skupinu kontraktilních vláken svalu inervovaných jedním motoneuronem předního rohu míšního (Véle, 2006). Svalová vlákna dělíme dle jejich společných makro i mikroskopických znaků do dvou základních skupin – vlákna I. typu (slow fibers) a II. typu (fast fibers). Motorickou jednotku pak vždy tvoří vlákna pouze jednoho typu, sval jako komplexní jednotka je ovšem prvkem heterogenním, obsahuje stovky až tisíce motorických jednotek I. i II. typu. Jeden z typů vláken však u jednotlivých svalů zpravidla převažuje (Dylevský, 2021).

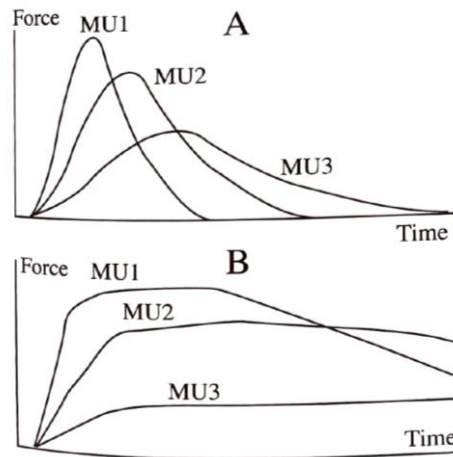
U stehenního svalu převažují vlákna rychlá, snadno unavitelná, pro mediální vastus z 56,3 %, pro laterální vastus z 67,3 % (Dylevský, 2007).

Vlákna I. typu (zkratka SO z angl. slow oxidative, jinak také „pomalá vlákna“) jsou tenká, mají méně myofibril, hodně mitochondrií a oxidačních enzymů a také větší množství myoglobinu. Pro větší množství kapilár je označujeme jako vlákna červená. Tato vlákna jsou vybavena k pomalejší, tonické kontrakci, unavují se pomaleji. Vlákna II. typu (zkratka FG z angl. fast glycolytic, jinak také „rychlá vlákna“) mají opačné charakteristiky, než vlákna I. typu. Jsou uzpůsobena k rychlým, silovým kontrakcím, trvajícím pouze krátkou dobu, rychle se totiž unaví (Dylevský, 2021). Latash (2008) navíc rozděluje rychlá vlákna na typ rychle unavitelných (z angl. fast fatigable, IIx) a pomaleji unavitelných (z angl. fast twitch, fatigue resistant, IIa). Unavitelnost je definována jako postupný pokles schopnosti udržovat stálou intenzitu svalové kontrakce. Zatímco vlákna typu I (slow twitch) a IIa (fast twitch, fatigue resistant) primárně využívají oxidační metabolismus, vlákna typu IIx (fast twitch, fast fatigable) spoléhají na glykolytickou aktivitu (Zhelankin, Iulmetova, Ahmetov, Generozov, & Sharova, 2023).

Jednotky generují rozdílné hodnoty maxima síly záškubu a rozdílná je zároveň doba, za kterou maxima dosáhnou. Jednotky obsahující pomalá vlákna (na **Obrázek 5** označeny MU3) generují nejnižší intenzitní peak za nejdelší dobu. Jednotky obsahující rychlá, snadno unavitelná vlákna (označeny MU1 a MU2) dosahují nejvyšší intenzity, a navíc za nejkratší čas, záškub je velmi bryskní. Situace se ovšem mění, jestliže jsou motorické jednotky stimulované k tetanické kontrakci. Zpočátku sice opět připadá na MU1 nejvyšší a na MU3 nejnižší hodnota peaku, pokud je ale tetanická kontrakce udržována dostatečně dlouhou dobu, dochází vlivem unavitelnosti vláken k stírání rozdílu mezi setrvávající silou kontrakce. Zatímco u MU2 a MU3 padá intenzita kontrakce následkem unavitelnosti jen minimálně, u MU1 dochází k prudkému poklesu (Latash, 2008).

Obrázek 5

Schéma znázorňuje rozdíly v intenzitním peaku a délce jeho nástupu mezi jednotlivými typy motorických jednotek. Schéma A – sval během záškubu, schéma B – sval během tetanické kontrakce (Latash, 2008).



Poznámka. MU1 – vlákna typu IIx (rychle unavitelná), MU2 – vlákna typu IIa (pomaleji unavitelná), MU3 – vlákna I. typu (téměř neunavitelná).

2.4.2.3 Faktory ovlivňující sílu a charakter kontrakce – frekvence stimulace a počet právě aktivních motorických jednotek

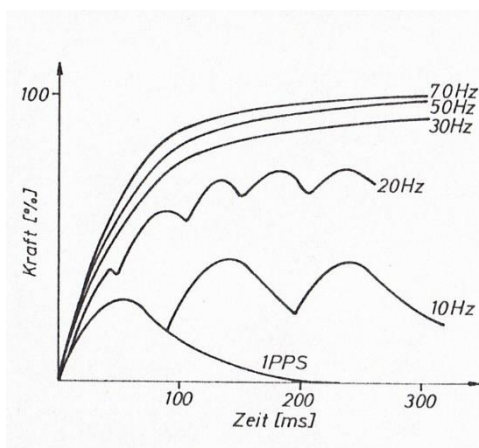
Prvním faktorem je frekvence stimulace. Velikost vyprodukované svalové síly, měřitelná výsledným pohybem v segmentu, ve skutečnosti není přímým výsledkem síly produkované kontraktilním aparátem svalu. Jak již bylo zmíněno, svalová vlákna jsou ovinuta několika vrstvami pojivové tkáně. Ta má jednu zásadní vlastnost, a to elasticitu. Tyto nekontraktilní složky svalu se chovají jako pružina. Kopírují sice zkrácení kontraktilního aparátu, po skončení kontrakce se však opět vrací do stavu před zkrácením. Krom vazivových pouzder svalu jde jmenovitě o elastické proteiny titin a nebulin. Aktin-myozinový komplex tak musí překonávat elastický odpor nekontraktilního aparátu, část vyprodukované svalové síly proto „padne“ na protažení vazivového pouzdra, a pouze část je přenášena na skelet. Výsledný záškub, pozorovaný na svalovém bříšku či pohybem v segmentu, je tak oproti síle vyprodukované zkrácením kontraktilního aparátu, snížen v amplitudě a opožděn v čase (Robinson, 2008). Samostatný AP pobíhá na membráně svalu jen ojedinele, depolarizace je typicky způsobena sérií za sebou jdoucích AP. Každý z nich přitom vyvolá kontrakci aktin-myozinového komplexu (Rohlén, Raikova, Stålberg, & Grönlund, 2022). Pokud druhý ze série impulzů nastoupí ještě před vstřebáním vyplavených vápenatých iontů, opětovná aktivace svalového vlákna nedovolí pojivovým obalům plně relaxovat a vrátit se vlivem elastických sil zpět do stavu před protažením.

S každým dalším ze série impulzů je tak zapotřebí vynaložit menší a menší sílu k protažení nekontraktilních složek svalu (Robinson, 2008).

Pokud nemají svalová vlákna čas mezi jednotlivými impulzy dostatečně zrelaxovat, dochází k sumaci záškubů. Každý následující záškub začíná na chvostu toho předešlého, amplituda síly výsledné kontrakce tak s každým dalším sumovaným záškubem stoupá. S rostoucí frekvencí je také těžší a těžší rozlišit efekt jednotlivých stimulů. Jednotlivé odpovědi ve formě záškubu splývají a kontrakce nabývá na síle. U většiny lidských svalů dochází okolo frekvence 20 Hz pouze ke slabému vlnění. Při frekvencích nad 20 Hz se vlnění pomalu ztrácí a od 30 Hz začíná být kontrakce jemnější, plynulejší. Z neúplného tetanu (z angl. unfused tetanus) se stává tetanus plný (z angl. fused tetanus). Všimněme si při tom, že síla tetanické kontrakce je asi 4x větší, než síla jednoduchého záškubu (Robertson et al., 2008). U pomalých svalových vláken (I. typ, SO) dochází k neúplnému (vlnivému) tetanu při nižších frekvencích dráždění než u rychlých svalových vláken, a to z důvodu delšího trvání kontrakce a následné relaxace kontraktilních složek vlákna (Raikova, Celichowski, Pogrzebna, Aladjov, & Krutki, 2007). „Fúzní frekvence“ je tak u pomalých vláken nižší než u vláken rychlých.

Obrázek 6

Rozdílná produkce svalové síly v závislosti na dráždící frekvenci (Edel, 1991).



Poznámka. 1 PPS – záškub ($f = 1$ Hz), 10 až 20 Hz – sumovaná kontrakce, 30 až 70 Hz – tetanická kontrakce

Druhým faktorem ovlivňujícím sílu kontrakce je počet právě aktivních motorických jednotek. S rostoucím procentem právě aktivovaných vláken roste při fixní frekvenci také síla kontrakce. Dle Hennemanova pravidla (principu velikosti) můžeme v zapojování jednotlivých motorických jednotek během volní kontrakce pozorovat určitou ustálenou posloupnost – jako první jsou aktivována tenká, až pak silná nervová vlákna. Pomalá, těžce unavitelná svalová vlákna

jsou inervována periferními nervovými vlákny o menším poloměru, rychlá, snadno unavitelná svalová vlákna naopak o poloměru větším. Nábor probíhá od jednotek o menším počtu vláken po jednotky o větším počtu vláken. S postupnou únavou svalu odchází jednotky v pořadí opačném, nejdéle pracují jednotky tvořené pomalými vlákny. Spolu s frekvencí stimulace tvoří počet aktivních motorických jednotek dva stěžejní regulační mechanismy, kterými CNS stupňuje výslednou sílu volní kontrakce. Stejná hodnota svalové síly tak může být dosažena buď nábořem menšího počtu jednotek při vyšší frekvenci dráždění, nebo nábořem většího počtu jednotek při nižší frekvenci (Latash, 2008; Robertson et al., 2008; Watson, 2008).

2.5 Tkáň v proudové dráze

2.5.1 Mechanismus průchodu *nf* a *sf* proudů

Z elektrofyziologického hlediska rozlišujeme mechanismus průchodu proudu galvanického a střídavého, přičemž nízkofrekvenční střídavý proud (do 1 kHz) proniká tkáni podobným mechanismem, jako proud galvanický. Zatím co nízkofrekvenční PC překonává kůži, jakožto oblast kladoucí proudu největší odpor, cestou ohmických odporů, středofrekvenční proud dokáže ve formě tzv. posuvného proudu překonávat i kapacitní složku odporu, kterou představují špatně vodivé tkáně. Účinky středofrekvenčního proudu se proto projevují v celé oblasti, kterou proud protéká. Platí níže uvedená závislost, z níž vyplývá, že kapacitní odpor (R_C) bude tím menší, čím vyšší bude frekvence střídavého proudu (Hupka et al., 1993).

$$R_C = \frac{1}{2\pi \times f \times C}$$

Vůči střídavému proudu se buněčné membrány chovají jako kondenzátory, síťovému proudu (50 Hz) kladou velký odpor, kdežto proud o frekvenci tisíckrát až milionkrát vyšší jimi prochází kapacitní cestou zcela lehce. Pod elektrodou o ploše 100 cm² je ohmický odpor asi 200 ohmů. Kapacitní reaktance na téže ploše je při frekvenci 50 Hz 3174 ohmů, při frekvenci 5000 Hz ale klesá až na 32 ohmů. Při aplikaci NMES modulovaným středofrekvenčním proudem (např.: Kotzův proud či Ruská stimulace) proto všechn náboj „přeskočí“ přes kožní kapacitu do hlubších tkání, kde se již šíří z části galvanicky (přes ohmický odpor) a zčásti kapacitně (přes kapacitu membrán). V hloubce se pak modulační nízká frekvence (tzv. AMP, z angl. *amplitude modulation parametr*, nízkofrekvenční obalová křivka) uplatňuje jako tetanizující proud (Ipser & Přerovský, 1972).

2.5.1.1 Pociťovaný diskomfort

V souvislosti s nosnou frekvencí bývá autory často zmiňován také diskomfort pociťovaný v průběhu aplikace NMES. Z výše uvedených mechanismů průchodu nízkofrekvenčního a středofrekvenčního proudu bychom mohli usuzovat, že aplikace KFAC (*kilohertz-frequency alternating current*) by měla být pro pacienta subjektivně méně nepříjemná, než aplikace nízkofrekvenčního pulzního proudu (PC). Pohodlí pacienta bychom měli brát v potaz, neboť diskomfort pociťovaný během aplikace NMES je považován za jeden z limitujících faktorů v dosažení uspokojivé tetanické kontrakce (Pinfieldi et al., 2018). Damo et al. (2021) ve své studii porovnával diskomfort pociťovaný mezi aplikací KFAC a nízkofrekvenční PC při stejné šířce dráždicího impulsu (200 a 500 μ s). Rozdíl mezi KFAC a PC nepřesáhl hodnotu statistické významnosti, při porovnání diskomfortu vázaného na šířku impulsu se prokázal jako subjektivně hůře tolerovaný širší impuls (500 μ s). Ke stejnému závěru došel i Dantas et al. (2015), který nezaznamenal rozdíl v diskomfortu pociťovaném při aplikaci Ruské stimulace (BMAC, nosná $f = 2500$ Hz, šířka impulsu 200 μ s) a nízkofrekvenčního PC ($f = 50$, šířka impulsu 200 μ s). Pro srovnání však udává studii Warda et al. (2006), který porovnával rozdíl v pociťovaném diskomfortu u monofázického PC a KFAC, PC byl vnímán jako výrazně nepříjemnější. Tento výsledek bychom si však, spíše nežli rozdílnou nosnou frekvencí, mohli vysvětlit lokální elektrochemickou reakcí pod aplikačními elektrodami a s ní spojenou bolestí. Z výše citovaných studií tedy vyplývá, že diskomfort pociťovaný během aplikace NMES souvisí spíše než s frekvencí stimulace s šířkou dráždicího impulsu.

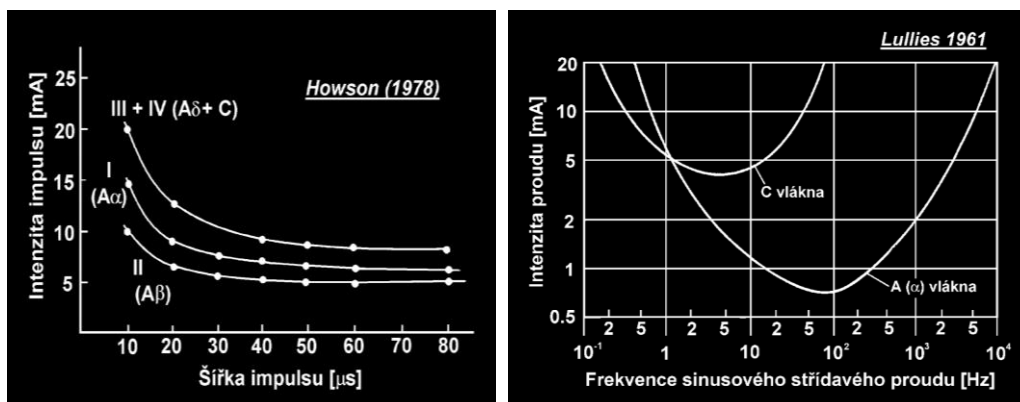
2.5.2 Rozdílná dráždivost vláken periferního nervu

Selektivní excitability jednotlivých typů nervových vláken během elektrické stimulace dosáhneme volbou vhodné frekvence a šířky impulsu. Závislost intenzity dráždicího proudu na šířce jeho impulsu znázorňuje graf podle Howsona (1978). Zvolíme-li šířku impulsu do 100 mikrosekund, pak jako první vždy podráždíme silná myelinizovaná vlákna A β . Při následném zvyšování intenzity se přidávají vlákna A α a až za nimi vlákna pro vedení bolesti (A δ a C). Pro účely NMES z této závislosti vyplývá, že cílíme-li na stimulaci A α vláken, tedy na dosažení motorické odpovědi (záškubu, sumované kontrakce, vlnivého tetanu a následně plného tetanu), podráždíme při tom vždy neoddělitelně také vlákna typu A β . V subjektivním vnímání pacienta se tedy jako první objeví senzitivní vjem (tzv. „první pocit průchodu proudu“) a až s následným zvyšováním intenzity pozorujeme motorický doprovod. Pokud bychom proudy NMES aplikovali u pacientů s periferní neuropatií, objeví se pro poškození senzitivních periferních vláken jako první záškrub (Urban, 2021). Druhý parametr, pomocí něhož můžeme ovlivňovat selektivní

zapojování jednotlivých vláken periferního nervu, je frekvence dráždícího proudu. Vrchol parabolické závislosti intenzity dráždícího stimulu na použité frekvenci leží dle Lulliese (1961) mezi 50 a 100 Hz. V tomto frekvenčním rozmezí tedy podráždíme A vlákna (alfa i beta) nejnižší možnou intenzitou (Poděbradský & Poděbradská, 2009). Těchto neurofyzilogických souvislostí tak můžeme s výhodou využít při volbě optimálních parametrů NMES.

Obrázek 7

Grafy znázorňující závislost intenzity dráždícího proudu na šířce impulsu (Howson, 1978) a frekvenci dráždícího proudu (Lullies, 1961) (Urban, 2021).



2.5.3 Rozdíl mezi kontrakcí volní a elektricky stimulovanou

Přestože se volní i elektricky indukovaná kontrakce navenek tváří velmi podobně, její mechanismus, a to především ve smyslu náboru jednotlivých motorických jednotek, je ve srovnání s kontrakcí volní zcela odlišný. Jak již bylo zmíněno, při volní kontrakci probíhá nábor podle Hennemanova pravidla. Pomalá, téměř neunavitelná vlákna, inervovaná motoneuronem o menším průměru, jsou aktivována dříve než vlákna rychlá, snadno unavitelná, inervovaná motoneuronem o průměru větším. Při elektricky indukované kontrakci (během NMES) však pořadí zapojování motorických jednotek nepodléhá Hennemanovu pravidlu, ba je spíše obrácené (Pinfieldi, Andraus, Iida, & Prado, 2018; Simmons & Reznik, 2021). Dle Robertsona (2008) závisí tento fenomén na dvou faktorech – šířce inervujícího vlákna a poloze elektrod. Úměrně s šířkou vlákna se zvětšuje také vzdálenost a s ní i rozdíl napěťových potenciálů mezi dvěma sousedními Ranvierovými zářezy. Čím širší je vlákno, tedy i vzdálenost dvou zářezů, tím snáze reaguje na elektrické podráždění (snáze dojde k jeho depolarizaci). Během NMES tak na rozdíl od volní kontrakce nejdříve dochází k podráždění silných nervových vláken, tedy k zapojení rychlých, snadno unavitelných motorických jednotek, a teprve poté k podráždění slabých nervových vláken, tedy k zapojení pomalých, téměř neunavitelných motorických jednotek.

Tento fenomén by, krom vysvětlení neurofyziologické podstaty již dříve zmíněné Howsonovské závislosti, zároveň predikoval, že během NMES dochází k zapojování motorických jednotek v přesně opačném pořadí než během kontrakce volní. Tato úvaha je však již dnes překonána a autoři nábor popisují spíše jako neselektivní, randomizovaný, neuspořádaný, v čase neměnný a prostorově synchronní (Watson & Nussbaum, 2021).

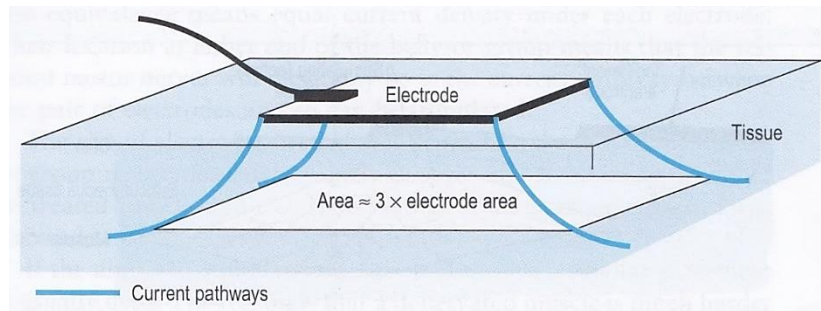
Ke stejnému závěru se přiklání také práce Gregoryho a Bickela (2005), podle nichž probíhá nábor motorických jednotek během NMES bez zjevné preference k určitým typům svalových vláken. Základním nedostatkem techniky NMES tak dle autorů není dříve domnělé přednostní zapojování rychlých, snadno unavitelných vláken, nýbrž fakt, že jsou zapojovány zaráz. Synchronní nábor motorických jednotek během NMES neumožňuje jejich střídavou akci a relaxaci, a vede tudíž k výraznější unavitelnosti svalu než nábor asynchronní v průběhu volní kontrakce. Takové zapojování motorických jednotek je nevýhodné především z metabolického hlediska. Přednostně aktivovaná rychlá vlákna jsou pro svůj způsob metabolismu, anaerobní glykolýzu, mnohem energeticky náročnější. Vyšší energetické nároky na sval během NMES jsou pravděpodobně způsobené také využitím vyšší dráždící frekvence (30–50 Hz, častěji 50–100 Hz), než jaká probíhá na svalové membráně během volní kontrakce (obvykle max 30 Hz) (Doucet et al., 2012; Gregory & Bickel, 2005).

Do náboru motorických jednotek jsme schopni zasáhnout cílenou volní aktivací svalu při probíhající elektrické stimulaci. Watanabe, Takada, Kawade a Moritani (2021) uvádějí, že k současnému zapojení jak rychlých, tak pomalých vláken by mělo docházet simultánní aplikací NMES během probíhající volní kontrakce. Tuto hybridní formu autoři doporučují například u pacientů, kde je cílem terapie svalová hypertrofie. Výsledky jejich výzkumu bychom u těchto pacientů mohli využít i my, a to prostým pokynem „jakmile proud zapne sval, pokuste se jej zároveň vůlí aktivovat i vy sami“.

Dalším faktorem, který se významnou měrou podílí na odlišné neurofyziologické podstatě volní a elektricky indukované kontrakce, je poloha elektrod. Transkutánní aplikace je v případě NMES limitující především hloubkou průniku dráždícího proudu. Robertson et al. (2008) i Watson a Nussbaum (2021) uvádějí, že použitím povrchových elektrod jsme schopni zasáhnout pouze povrchová nervová vlákna a způsobit tak depolarizaci čistě těch motorických jednotek, ležících v tzv. „efektivní zóně“ elektrody. V oblasti mimo efektivní zónu dochází k poklesu intenzity na takovou hodnotu, která již není dostatečná k vyvolání motorické odpovědi.

Obrázek 8

Disperze proudové hustoty pod elektrodou.



Poznámka. Intenzita klesá s druhou mocninou vzdálenosti od zdroje. Proudová hustota je největší v oblasti pod elektrodou, směrem do hloubky výrazně klesá. Jestliže je oblast vyznačená na obrázku třikrát větší než plocha elektrody, bude intenzita v této vzdálenosti třikrát menší. V případě NMES je efektivní zónou elektrody myšlena oblast, ve které ještě intenzita dostačuje k vyvolání motorického podráždění.

2.5.4 Změny ve svalu následkem elektrické stimulace

Typologie vláken kosterního svalstva není neměnná, adaptuje se na aktuální požadavky úpravou svých strukturálních, biochemických a fyziologických vlastností. Adaptovat se přitom může na aktivitu prodlouženou, o nízké intenzitě, nebo intermitentní, o vysoké intenzitě (Robinson, 2008).

Změnu funkce jsme schopni iniciovat také aplikací NMES, parametry při tom volíme právě podle změny, na kterou v terapii cílíme. Je-li našim cílem posílení svalu, pracujeme v submaximálních až maximálních intenzitách kontrakcí, počet opakování však nemusí být velký (Robertson et al., 2008). Dle Luma a Barbosy (2019) musí sval pracovat alespoň na 70 až 75 % maximální volní kontrakce (MVC, z angl. *maximal voluntary contraction*) pokud cílíme na svalovou hypertrofii, a alespoň na 80 až 100 % MVC pokud cílíme na zvýšení hodnoty maximální volní kontrakce. Dle Robertsona et al. (2008) můžeme zvýšení svalové síly pozorovat již po pěti týdenní stimulaci o osmi submaximálních kontrakcích, aplikovaných jedenkrát až dvakrát týdně. Vyrvalostní trénink naopak vyžaduje vyšší počet opakování, síla kontrakce však nemusí být velká.

Svalová vlákna jsou plastická a na zvýšené silové či vyrvalostní nároky odpovídají změnou struktury a metabolismu. Tato plasticita tedy znamená adaptaci svalových vláken v odpovědi na daný vzorec neurální stimulace, tedy konkrétně na danou frekvenci stimulace – nízkou (do 10 až 30 Hz) či vysokou (od 30 do 50 Hz). Volbou vhodné frekvence NMES tedy ovlivňujeme poměr

rychlých a pomalých vláken, a tím v konečném důsledku i sílu a vytrvalost (unavitelnost) svalu (Robertson et al., 2008; Sillen, Franssen, Gosker, Wouters, & Spruit, 2013).

2.5.4.1 Poměr pomalých a rychlých svalových vláken

Poměr pomalých (typ I) a rychlých vláken (typ IIa, IIx) kosterního svalu se může do jisté míry měnit v závislosti na fyzické aktivitě a její absenci. Například převaha vytrvalostního tréninku vede k přeměně rychlých vláken na pomalá, strukturou i metabolismem uzpůsobená k prodloužené aktivitě o nízké intenzitě, zatímco silový trénink má efekt opačný, tedy přeměnu pomalých vláken na ta rychlá (Zhelankin, Iulmetova, Ahmetov, Generozov, & Sharova, 2023). Dle Robertsona et al. (2008) je proces přeměny pomalých vláken na vlákna rychlá typický pro svalové atrofie. Cílenou elektrickou stimulací pomalých vláken, tedy stimulací o nízké frekvenci (do 10 Hz) a nízké intenzitě, jsme tak schopni této přeměně bránit.

2.5.4.2 Zvýšení svalové síly následkem hypertrofie vláken

Histologické, biochemické a fyziologické studie odhalují, že pokud sval podléhá kontrakcím o vysoké intenzitě, je jeho stěžejní adaptací na takovou stimulaci zvýšení počtu kontraktálních, aktin-myozinových proteinů. Síla vyprodukovaná svalem je při tom přímo úměrná počtu aktivovaných aktin-myozinových komplexů, tedy tzv. fyziologickému průřezu svalu (FP) (Robinson, 2008).

Sillen et al. (2013) udává, že u poloviny z vybraných 18 studií, které zkoumaly vliv vysoko frekvenční NMES (nad 50 Hz) na průměr vláken (nárůst počtu aktin-myozinových komplexů), bylo prokázáno signifikantní zvětšení FP. Skutečnost, že u zbylé poloviny studií se zvětšení průměru svalových vláken nepodařilo prokázat, může být způsobena využitím nedostatečných intenzit dráždění. Aplikace NMES je pro celou řadu pacientů nekomfortní, tím spíše ve vysokých intenzitách nutných k vyvolání submaximální až maximální kontrakce.

2.5.4.3 Snížení unavitelnosti vláken

Svaly „vytrvalostní“ (vlákna typu I, SO), které pracují po dlouhou dobu o nízké svalové síle, jsou typické pro svou schopnost převažujícího oxidačního metabolismu (aerobní glykolýzy), ten je spojen se zvýšenou aktivitou oxidačních enzymů a vyššími počty mitochondrií. Výše zmíněné je podmíněno dostatečnou dodávkou kyslíku, která je zajištěna zvýšenou vaskularizací tkáně. Tyto změny doprovázejí adaptaci svalu na zátěž vytrvalostního charakteru, a to jak během volního tréninku, tak i následkem dlouhodobé, prodloužené, nízkointenzivní neuromuskulární elektrické stimulace.

Sillen, Franssen, Gosker, Wouters a Spruit (2013) prokázali následkem šesti týdnů nízkofrekvenční NMES také zvýšenou aktivitu oxidačních enzymů, doprovázející vyšší odolnost

vláken vůči excesivní svalové únavě. Taková stimulace je spojena také se vzrůstem počtu I a IIa svalových vláken a poklesem vláken typu IIx.

2.5.4.4 Vaskularizace svalové tkáně

Dle Watsona (2008) dochází následkem dlouhodobé, nízkofrekvenční stimulace (10 Hz) ke zhuštění kapilární sítě, zvýšenému prokrvení a zmenšení průměru svalových vláken. Hudlická et al. (1977) uvádí, že homogenní distribuce kyslíku ve zhuštěné kapilární síti dlouhodobě stimulovaného svalu je zároveň důvodem jeho výrazně menší unavitelnosti. Prokrvená tkáň umožňuje lepší přístup ke kyslíku a tím lépe saturuje zvýšené nároky metabolismu svalových vláken.

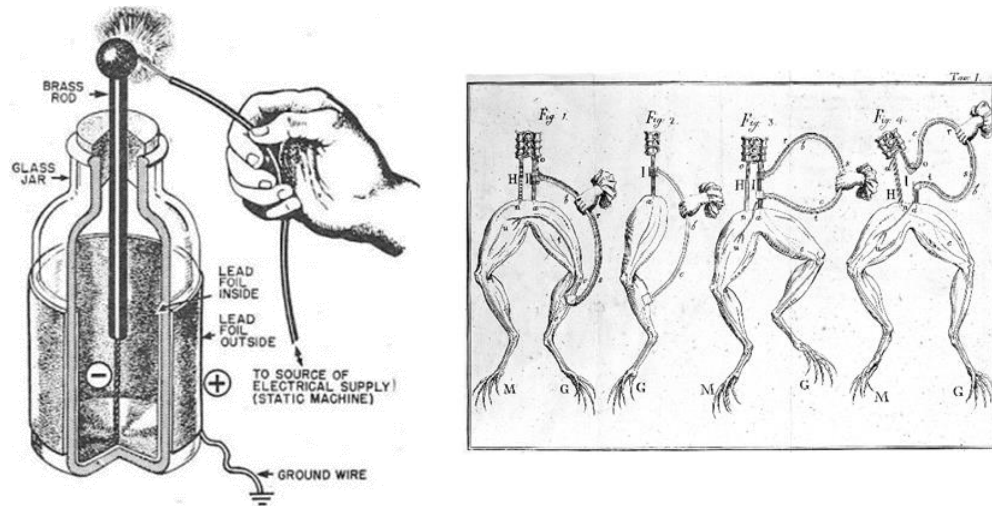
2.6 Historie NMES

První elektricky indukovanou kontrakci popsal již Dioskurides v antickém Řecku. Lékaři využívali výbojů rejnoků, jediné tehdy dostupné formy elektřiny, například u léčby rektálních prolapsů (Edel, 1991). Scribonius Largus, dvorní lékař římského císaře Claudia, využíval živočišné elektřiny rejnoků například k léčbě dny a migrén (Rajapakse & Kirton, 2016; Levine & Bockstahler, 2014).

Poznání v oblasti elektřiny a magnetismu zažilo úsvit na sklonku 18. století. Vznikaly první vysokonapěťové elektrostatické generátory, schopny produkovat elektrické výboje pomocí mechanického tření. Tato zařízení však zatím neumožňovala náboj uchovávat. Uměle generované statické elektřiny využil roku 1744 Christian Gottlieb Kratzenstein k vyvolání záškubů prstů (Edel, 1991). Zájem o výzkum elektřiny, a s ním také o experimenty na živých organismech, probudil vynález Leydenské láhve (Pieter van Musschenbroek roku 1745), historicky prvního kondenzátoru. Právě s jeho pomocí Luigi Galvani poprvé pozoroval záškuby žabích stehien. První pokus přitom proběhl šťastnou náhodou. Během pitvy přeskočila jiskra z Leydenského kondenzátoru na skalpel a žába se začala třást v silných křečích. Úkaz nazval „živočišnou elektřinou“ a popsal domnělý mechanismus šíření této energie nervovou tkání (Kazamel & Warren, 2017). Další výzkumy podnítil na sklonku století Alessandro Volta svým objevem první elektrochemické baterie (1800), tzv. voltaického článku. Inspirován celosvětově úspěšnými experimenty Galvaniho a Volty, provedl Alexander von Humboldt (1769–1859) tisíce pozorování vlivu galvanického proudu na živočišnou tkáň (Finger, Piccolin, & Stahnisch, 2013).

Obrázek 9

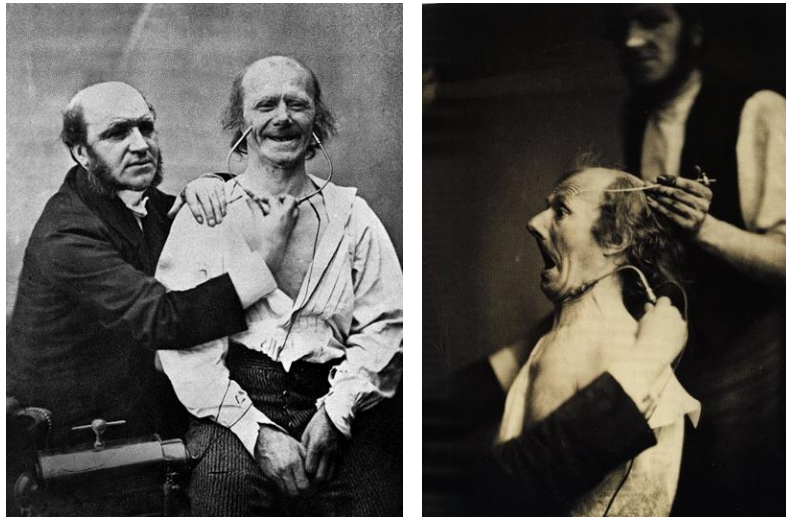
Leydenská láhev (vlevo) a demonstrace Galvaniho pokusů na žábách (vpravo) (Brancho, 2018; „Shocking results from a Leyden jar experiment“, n.d.)



Ve dvacátých letech 19. století vznikaly pod vlivem Faradayových poznatků o elektromagnetické indukci historicky vůbec první cívky. K elektrofyziologickým experimentům se typicky využívala du Boris Reymondova či Ruhmkorffova cívka. Integrace Wagnerova kladívka právě do obvodu Ruhmkorffova induktoru umožnila rytmicky přerušovat průchod stejnosměrného proudu a vytvářet tak vůbec poprvé proud pulzní, zvaný „faradický“. Guillaume-Benjamin-Armand Duchenne de Boulogne (1806–1875), francouzský neurolog přezdívaný „otcem elektroterapie“, inspirovan objevy Michaela Faradaye, v roce 1833 demonstroval lokální perkutánní faradizaci svalů a položil tak základy elektromyostimulace nízkofrekvenčním pulzním proudem. Ve své publikaci *Mécanisme de la Physionomie Humaine* popsal 53 lidských emocí vybavitelných elektrickým drážděním. Zároveň pozoroval, že kontrakce výbavná doposud využívanými galvanickými výboji měla pouze charakter záškubu, zatím co faradický proud způsoboval kontrakci tetanickou (Kazamel & Warren, 2017). Už Duchenne si byl vědom toho, že sval podráždí snáze v určitých bodech, které později jeden z jeho žáků, Robert Remak (1815–1865), nazval body motorickými a lokalizoval místa jejich anatomického výskytu. Remak ve svých rozsáhlých studiích, v nichž od roku 1856 podrobil na sedm set pacientů galvanickému dráždění, stimuloval svaly právě v místech jejich motorických bodů, tedy v místě vstupu periferního nervu. Na rozdíl od ostatních vědců tak poprvé vyřknul, že kontrakci svalu vyvolává podrážděním jeho periferního nervu, dráždí tedy nerv, nikoliv přímo sval (Grzybowski & Pietrzak, 2013). Podobně jako Remak pak Wilhelm Erb (1861) popsal motorický bod pro elektrickou stimulaci brachiálního plexu, tzv. „Erbův bod“.

Obrázek 10

Duchenne provádějící lokální perkutánní faradizaci mimického svalstva („Guillaume Duchenne: Mechanism of Human Physiognomy“, 2017).



Spektrum terapeuticky využívaných proudů se s vynálezem prvního alternátoru roku 1900 obohatilo také o proud střídavý. Kurativní potenciál středofrekvenčního střídavého proudu podrobil výzkumu Francouz Jacques-Arsène d'Arsonval (1851–1940), který prokázal, že frekvence v řádech kHz jsou k dosažení komfortní, a přitom vydatné svalové kontrakce, výrazně výhodnější (Kazamel & Warren, 2017).

Začátek 20. století se nesl v duchu významných neurofyziologických objevů, úzce souvisejících s rostoucím zájmem právě o obor elektrodiagnostiky a elektroterapie. Ve 20. letech zahájili Joseph Erlanger a jeho student Herbert Gasser rozsáhlý výzkum, v němž s pomocí Braunovy katodové trubice, historicky prvního osciloskopu, prokázali rozdílné diametry a rychlosti vedení nervových vláken. Vlákná pak rozdělili do tří skupin – rychle vedoucí vlákna typu alfa a beta, a pomalu vedoucí vlákna typu C. Za svůj objev byli oba pánové roku 1944 ocenění Nobelovou cenou. Teoretické základy, o které se dnes nevyhnutelně při aplikaci elektroterapie opíráme, položili pánové Seddon a Sunderland. Sir Herbert Seddon (1903–1977) za pomoci elektrického proudu úspěšně redukoval úbytek svalové hmoty při poranění periferních nervů u vojáka za druhé světové války (Watson & Nussbaum, 2021). Zároveň je autorem klasifikace poranění periferních nervů, kterou později doplnil právě Sir Sydney Sunderland (1910–1993) (Kaya & Sarikcioglu, 2015).

Jedním z posledních významných historických milníků NMES bylo představení tzv. „ruské stimulace“, zpopularizované začátkem 70. let v Sovětském svazu doktorem Yakovem Kotsem. Speciální zařízení koncipovaná ke středofrekvenční terapii (2 kHz), především s cílem zvýšení

svalového výkonu u zdravých atletů, se do praxe rozšířila pod výrobním názvem Stimul 1 a 2 (Edel, 1991; Scott et al., 2015).

2.7 Obsolentní typy proudů

Oblast obsolentních typů proudů spadá do nízkofrekvenční impulzoterapie s charakteristickou délkou impulzu v řádu milisekund. Jelikož i některé z moderních variant NMES využívají nízkou nosnou frekvenci (jmenovitě například AM TENS), stává se klíčovým rozdílem mezi obsolentními a moderními typy NMES délka jejich impulzů.

Dle Scotta et al. (2015) je rozhodujícím parametrem, který určuje kvalitu elektricky indukované kontrakce, tzv. náboj fáze impulzu (z angl. *phase charge*). Výsledný náboj fáze, ergo obsah plochy pod křivkou impulzu, je součinem amplitudy a šířky impulzu. Náboj fáze, a s ním i kvalitu kontrakce, lze tedy zvýšit buď zvýšením intenzity a/nebo šířky impulzu. Šířku impulzu jakožto určující parametr kvality kontrakce definují ve své práci také Medeiros et al. (2017). Uvádějí, že srovnáním proudů o nízké (do 1 kHz) a střední (4 kHz) nosné frekvenci při stejné šířce impulzu (500 μ s) nebyl zjištěn signifikantní rozdíl jak v síle kontrakce, tak v subjektivně pociťovaném diskomfortu. Studií, které porovnávají krátké a dlouhé impulzy při aplikaci NMES stran dosažené síly kontrakce i pacientem pociťovaného diskomfortu, je celá řada. Conley et al. (2021) porovnávali výsledky studií pracujících s kratšími (150 μ s) a delšími (450 μ s) impulzy, příznivější efekt terapie měly právě impulzy o delším trvání. S šířkou impulzu rostla také síla svalové kontrakce. Doucet, Lam a Griffin (2012) tuto skutečnost vysvětlují hlubším průnikem širších impulzů do subkutánních tkání a tím také zapojením rozsáhlejších porcí svalových vláken. Většina zmíněných studií pracovala s šířkou impulzu maximálně do 1 ms, obsolentní typy proudů mají však impulzy o délce trvání i několika milisekund. Tyto „široké impulzy“ (až 10 ms), jsou dle Edela (1991) typicky doprovázené výraznější senzitivní zátěží a jsou tak pacientem tolerovány hůře než impulzy mikrosekundové.

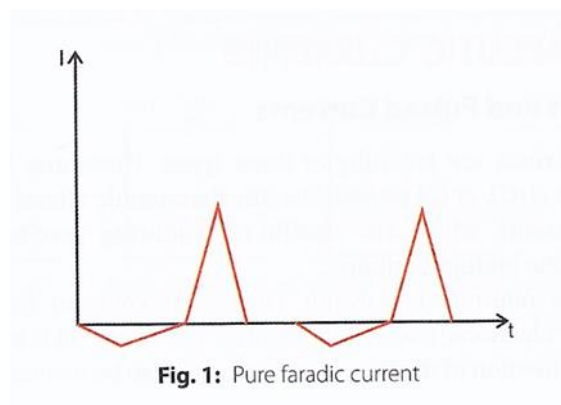
2.7.1 Farad, Neofarad – současné pojetí a historická pravda

Současné pojetí definuje faradický proud jako přerušovaný stejnosměrný proud o délce impulzu v rozpětí od 0,1 až 1 ms a frekvenci 50 až 100 Hz, dle Robertsona et al. (2008) 30 až 70 Hz, přičemž jde o proud využívaný ke stimulaci inervovaného svalstva. Z tohoto důvodu začala řada výrobců mylně nazývat jakýkoliv proud určený ke stimulaci zdravého svalu jako faradický. Termín faradický ale originálně náleží pouze proudu o specifických konvenčních parametrech, historicky generovanému na indukčních cívkách (Singh, 2018). Původní faradický impulz byl asymetrický bifázický, dle některých autorů (Hupka et al., 1993; Ipser a Přerovský, 1972;)

elektricky vyrovnaný, dle jiných elektricky nevyrovnaný (Singh, 2018), tvořený dvěma složkami: nízko intenzitní o delším trvání (dle Ipsera a Přerovského (1972) plochá nízká vlna) a vysoko intenzitní o kratším trvání (ostrá trojúhelníková vlna). Dle Hupky (1993) dělá mírné zešikmení nástupu maxima intenzity proud méně dráždivým. Zpravidla přitom nevyužíváme jednotlivých impulzů, ale řadíme je do sérií následovaných pauzou. Trvání jedné série se pohybuje mezi 1-5 s a přestávka mezi sériemi by měla být minimálně dvakrát až třikrát delší. Abychom věrohodněji napodobili skutečné fyziologické poměry při volní kontrakci, využíváme „undulace“ (modulace), tzv. pomenáhlého vzrůstu a poklesu amplitudy impulzu, nejčastěji tvaru lichoběžníku či půlvlny sinu (Ipser & Přerovský, 1972).

Obrázek 11

Tvar původního faradického impulzu (Singh, 2018).



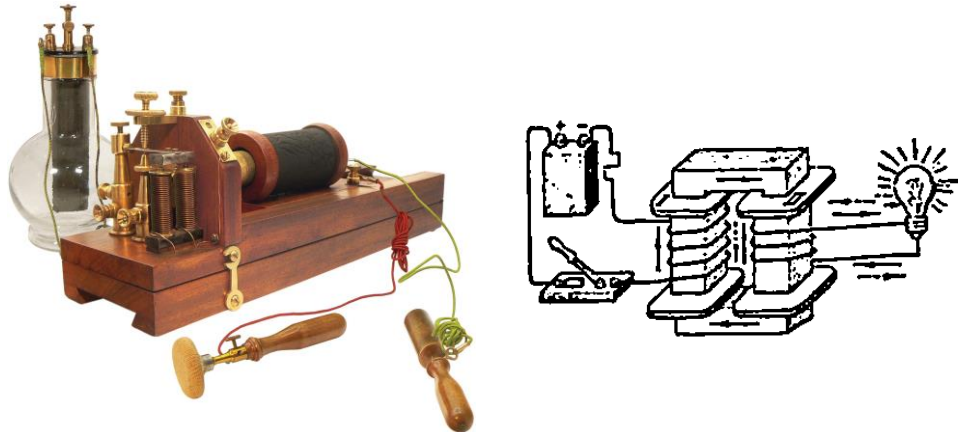
Poznámka. Přerušením proudu vznikala ostrá trojúhelníková vlna, opětovným sepnutím obvodu se tvořila plochá nízká vlna opačného směru o delším trvání. Dle Ipsera a Přerovského (1972) se díky tomu navzájem neutralizovaly elektrolytické účinky obou půlvln.

Původní faradický proud vznikl na sekundární cívice Ruhmkorfova či Du Bois-Reymondova induktoru rytmickým přerušováním průtoku proudu na cívice primární, a to prostřednictvím Wagnerova kladívka. Wagnerovo kladívko funguje v obvodu jako elektromechanický přerušovač stejnosměrného proudu. Proud protékající obvodem indukuje v okolí primární cívky magnetické pole, které k sobě přitáhne pružný plátek kladívka a obvod se tak rozpojí. Jakmile stejnosměrný proud přestane cívkou protékat, slábne i magnetické pole vzniklé v okolí cívky, pásek začne padat zpět do původní polohy a obvodem opět začne protékat stejnosměrný proud. Děje na primární cívice způsobí indukci pulzního proudu o stejném kmitočtu na cívice sekundární. Na tu jsou následně připojeny elektrody pro aplikaci lokální perkutánní faradizace. Vlastní indukčnost cívky způsobovala při opětovném spojení obvodu dočasnou propagaci proudu opačným směrem, čímž

se v tvarové charakteristice impulzu vykreslil právě onen překmit do záporné polarity (Brigo, Balasse, Nardone, & Walusinski, 2020; Ipsier et al., 1972; Urban, 2021).

Obrázek 12

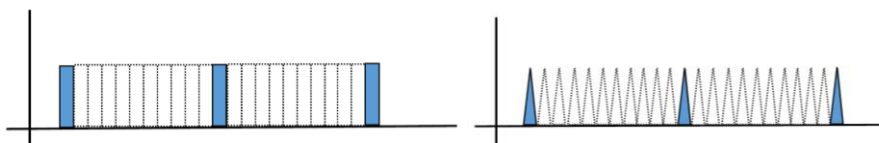
Původní Du Bois-Reymondova cívka s Grenetovým článkem jakožto zdrojem stejnosměrného napětí (vlevo) (Brigo et al., 2020). Schéma obvodu o primární a sekundární cívce s integrovaným Wagnerovým kladívkem (vpravo) („Princip Ruhmkorffova induktoru“, 2022).



Jelikož bylo na moderních generátorech nevýhodné přesně napodobit původní faradický proud, přešli výrobci k variantě tzv. neofaradu, monofázického triangulárního impulzu vynechávajícího negativní plochu půlvlnu. Učebnice tomuto impulzu přiřazují konvenční parametry délky impulzu 2 ms, následné pauzy 20 ms a frekvence 45,45 Hz (Capko, 1998; Hupka et al., 1993; Poděbradský & Vařeka, 1998). Faradem pak výrobci elektrostimulátorů nazývají impulz rektangulární. Toto pojmenování však nevychází z historického pojetí a napomáhá tak povšechnému terminologickému zmatení (Urban, 2021).

Obrázek 13

Rektangulární monofázický impulz výrobci označovaný jako faradický (vlevo). Triangulární monofázický impulz výrobci označovaný jako neofaradický (vpravo) (Urban, 2021).



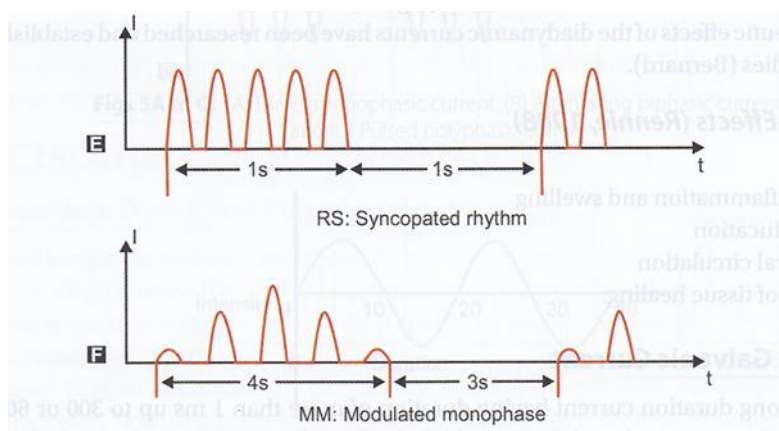
Poznámka. Parametry obou typů jsou shodné, liší se pouze tvarovou charakteristikou

2.7.2 Bernardovy proudy

Proudy dle Bernarda, zvané též diadynamické, představují kombinaci nízkofrekvenční stimulace s galvanizací. Předpona „dia“ má vyjadřovat spoluúčast pohybu iontů ve tkáni vlivem stejnosměrné složky proudu. Bernard předpokládal, že je většina bolestí vyvolána perineurálním edémem, který se dá vlivem stimulačních účinků těchto proudů trvale odstranit (Ipser et al., 1972). Mimo jejich analgetický a trofotropní efekt však můžeme některé typy diadynamických proudů využít také k elektricky stimulované kontrakci. Konkrétně jde o proud Rythme syncopé (RS) a Monophasé modulé (MM). Oba jsou jakousi modulací základního typu diadynamických proudů, a tím je Monophasé fixe (MF). Ten vzniká jednocestným usměrněním síťového proudu, každá druhá půlvlna je tedy vynechána. Proud nese frekvenci 50 Hz, délka periody (20 ms) v sobě uzavírá 10 ms dlouhý impuls následovaný stejně dlouhou pauzou. Pro nepříjemný subjektivní vjem se složka MF samostatně nepoužívá (Brach, Malay, & Urban, 2019). Typ RS představuje rytmicky přerušovaný MF, kdy 1 s probíhá série impulsů a 1 s pauza. Typ MM je de facto amplitudově modulovaná složka MF. Dle Urbana (2021) se intenzita modulace asi 3 s zvyšuje, 6 s následně proud probíhá v nastavené intenzitě a poté následuje opět 3 s pokles. Singh (2018) ve své publikaci uvádí rozdílné parametry modulace, vzhledem k tomu, že ale typ MM nebyl originálně definován Bernardem, můžeme předpokládat rozdílnou interpretaci modulace v závislosti na autorovi i typu používaného elektrostimulátoru. Pro účely NMES využíváme pulzní složky diadynamického proudu bez galvanické báze.

Obrázek 14

Příklady diadynamických proudů využívaných v oblasti NMES, výše typ Rythme syncopé (RS), níže Monophasé modulé (MM) (Singh, 2018).



2.8 Moderní typy proudů

2.8.1 Obecné parametry

Parametry NMES, a to především frekvenci, šířku impulzu a délku burstu, volíme s cílem vyvinout maximální moment síly (angl. *muscle torque*, točivý moment síly v kloubu) za minimálního nociceptivního dráždění, tedy za minimálního diskomfortu (Watson & Nussbaum, 2021). Rozlišujeme frekvenci nosnou a dráždící. U středofrekvenčních variant (Ruská stimulace, MIP, Kozlov proud) definujeme nosnou frekvenci v řádu kHz (2–10 kHz, nejčastěji však 2,5 kHz) modulovanou nízkofrekvenční obalovou křivkou (35 až 50 Hz pro vytrvalostní trénink, 100 Hz zpravidla pro současný analgetický efekt na principu Vrátkové teorie bolesti). U nízkofrekvenční NMES (AM-TENS, obsolentní typy proudů) je nosná frekvence zároveň frekvencí dráždící, tedy frekvencí vyvolávající samotnou tetanickou kontrakci (Poděbradský & Poděbradská, 2009; Scott et al., 2015; Urban, 2021). Pro myostimulaci svalstva s intaktní periferní inervací je u nás v praxi zavedená frekvence 50 Hz, eventuelně 100 Hz. Z prací Lulliese (1961) však nejvýhodněji vychází využití frekvence 70 až 75 Hz. Takové parametry využíval například původní modulovaný pulzní proud na přístrojích DS-2 výrobce Vojenského opravárenského podniku Horka nad Moravou (Urban, 2021).

Průchod jednotlivých typů proudů je během aplikace pravidelně přerušován tak, aby se střídala fáze kontrakce a dekontrakce svalu (v angl. nomenklatuře označováno jako tzv. on:off ratio). Výrazně oslabené svaly potřebují mezi dvěma kontrakcemi delší fázi relaxace, při příliš krátké pauze dochází k excesivní svalové únavě (Watson & Nussbaum, 2021). Ta se projevuje vymizením hladkého tetanu a svalovým třesem. Charakter kontrakce by tudíž měl být na začátku i konci terapie téměř stejný. Poměr doby kontrakce a relaxace odpovídá funkčnímu stavu svalu, tedy stupni oslabení a hypotrofie. Jelikož nejsme schopni u daného pacienta odhadnout míru svalové unavitelnosti, řídíme se při výběru vhodných parametrů typem svalových vláken. Pro tonické svaly (např. m. rectus femoris) začíná poměr na 1:3 a při zlepšující se kondici končí na poměru 1:1. Pro fázické svaly (vastus medialis m. quadriceps femoris) začíná poměr na 1:6 a končí na 1:3. Poměr 1:6 je pak vyhrazen pro superfázická vlákna (m. vastus medialis obliquus). Tyto svaly by sice šly nastimulovat i poměrem menším, v ten moment však riskujeme mikrotraumatizaci vláken, tudíž zvýraznění již stávajícího oslabení. I při extrémním oslabení zvládne sval zpravidla 4 až 5 s kontrakcí. První terapii proto zahajujeme s absolutní dobou kontrakce 4 s a relaxace 24 s. Při zlepšení stavu využíváme pozitivního stepu délky kontrakce, s dosažením poměru 1:3 pak prodlužujeme jak délku kontrakce, tak i délku následné relaxace.

Aplikační čas jedné procedury je individuální, závislý na stupni svalového oslabení a charakteru svalové kontrakce (Brach, Malay & Urban, 2019; Urban, 2021).

Výše uvedené souvisí s přítomností dvou fenoménů – nízko a vysokofrekvenční svalovou únavou. Nízko frekvenční svalová únava (z angl. *low frequency fatigue*) se objevuje při stimulaci frekvencemi mezi 10 až 30 Hz a nižšími, zároveň však během běžné prodloužené volní kontrakce. Je doprovázena poklesem svalové síly o poměrně dlouhé době jejího opětovného návratu (době rekonvalescence) v řádu několika hodin až dnů. Vysoko frekvenční svalová únava (z angl. *high frequency fatigue*), jakožto fenomén účastný čistě během elektricky vyvolávané kontrakce, se objevuje při stimulaci frekvencemi nad 50 Hz. Je doprovázen excesivním, rapidním poklesem svalové síly, která se však při snížení frekvence dráždění rychle navrácí zpět, doba „zotavení“ je zde bryskní. Vysoko frekvenční svalové únavě se při NMES vždy snažíme vyvarovat, nepředstavuje po nás totiž žádný terapeutický benefit ve smyslu posílení, tréninku vytrvalosti či prevence atrofizace přeměnou poměru v typologii svalových vláken. Předcházíme jí právě výše zmíněným nastavením optimálního poměru kontrakce a následné relaxace, resp. krátké kontrakce a dostatečně dlouhé relaxace (Doucet et al., 2012; Jones, 1996; Robertson et al., 2008).

Abychom snížili diskomfort pociťovaný pacientem během aplikace NMES, využíváme amplitudové modulace (AM) proudu o různých tvarových charakteristikách (lichoběžníkem, tzv. *trapezoid*, půlvlnou sinu, surge). Náběžnou hranu (nástup maxima absolutní intenzity) nastavujeme nejčastěji v rozmezí 0,5 až 2 s, sestup kontrakce pak probíhá zpravidla polovinu délky náběžné hrany (do 1 s) (Watson & Nussbaum, 2021).

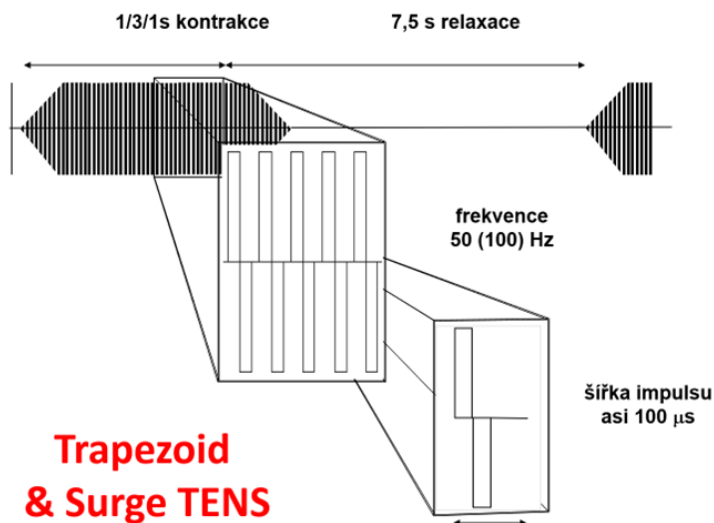
NMES aplikujeme v intenzitě nadprahově motorické, u běžných deskových elektrod většinou dosáhneme kontrakce mezi 20 až 40 mA (Urban, 2021). Parker, Bennet, Hieb, Hollar a Roe (2003) doporučují za účelem posílení m. quadriceps femoris aplikovat NMES (ve formě BMAC) 3krát týdně po dobu 4 týdnů. Připouštějí však, že by se volbou správných parametrů mohl počet minimální efektivní frekvence aplikací snížit na 1 až 2 týdně.

2.8.1.1 AM-TENS

Konvenční parametry: typ PC, různé tvary impulzů (monofázický, bifázický symetrický i asymetrický, vyrovnaný i nevyrovnaný – závislé od výrobce), frekvence 50 Hz, 100 Hz pro současnou analgezii v inkriminované oblasti, šířka impulzu v řádech mikrosekund (klíčový rozdíl mezi AM-TENS a nízkofrekvenčními obsolentními proudy) – můžeme využít šířku stanovenou pro konvenční TENS (100 μ s), lépe však využít širší impulzy (400 až 500 μ s), surge či trapezoid AM, zpravidla subjektivně nejlépe tolerován, vybavuje ale nejslabší kontrakci

Obrázek 15

Grafické znázornění amplitudově modulované TENS (Urban, 2021).



2.8.1.2 Ruská stimulace

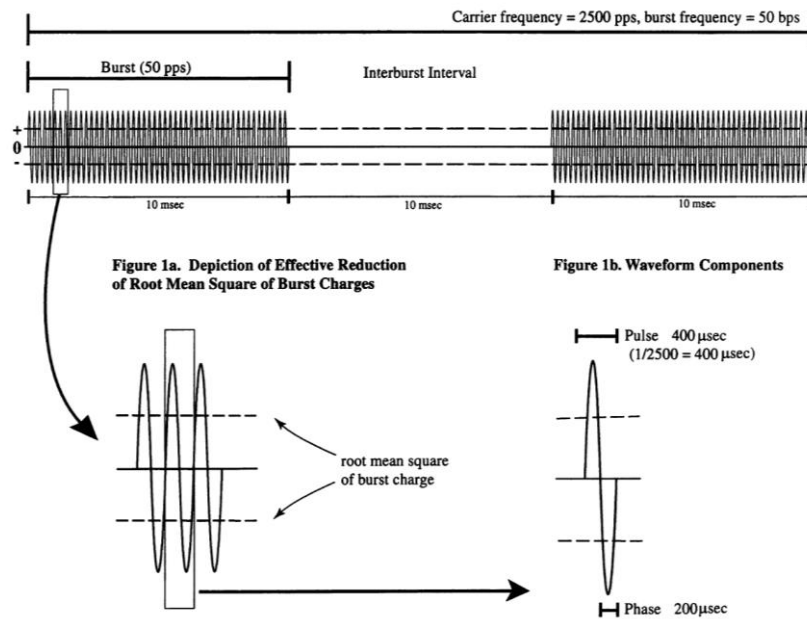
Konvenční parametry: typ BMAC, frekvence 2,5 kHz, šířka impulsu 400 μs, impulzy seřazeny do salv (burstů) následovaných pauzou, poměr burstu ku následné pauze (angl. duty cycle, DC, faktor plnění periody) je 1:1 (50 %), frekvence burstů konvenčně 50 Hz, burstem modulovanou nosnou frekvenci je možné na závěr modulovat ještě amplitudově (surge/trapezoid)

Liebano, Waszczuk, & Corrêa (2013) zkoumali, jaký vliv mají rozdílné hodnoty duty cycle (20, 35 a 50 %) na maximální moment síly vyvinutý stimulovaným čtyřhlavým stehenním svaem. Jako nejefektivnější se stran kvality indukované kontrakce ukázal DC 20 %. Stran pocítovaného diskomfortu však mezi jednotlivými variantami nebyl znatelný rozdíl. Podobnou studii provedli v již v roce 2000 McLoda a Carmack, kterým z 5 variant DC (10 %, 30 %, 50 %, 70 % a 90 %) vyšel jako nejvýhodnější ten 10%. Z těchto dvou studií by tedy vyplývalo, že z impulsu a následné pauzy, uzamčených v rámci periody modulovaného proudu, je tím stěžejním právě následná pauza. I na úkor kratší salvy, tedy menší hodnoty přeneseného elektrického náboje, indukuje proud kvalitnější kontrakci.

Park a Hwangbo (2015) doporučují za účelem posílení m. quadriceps femoris aplikovat Ruskou stimulaci v kombinaci s progresivním odporovým tréninkem, efekt terapie se pak zvýrazňuje.

Obrázek 16

Grafické schéma Ruské stimulace (McLoda & Carmack, 2000).

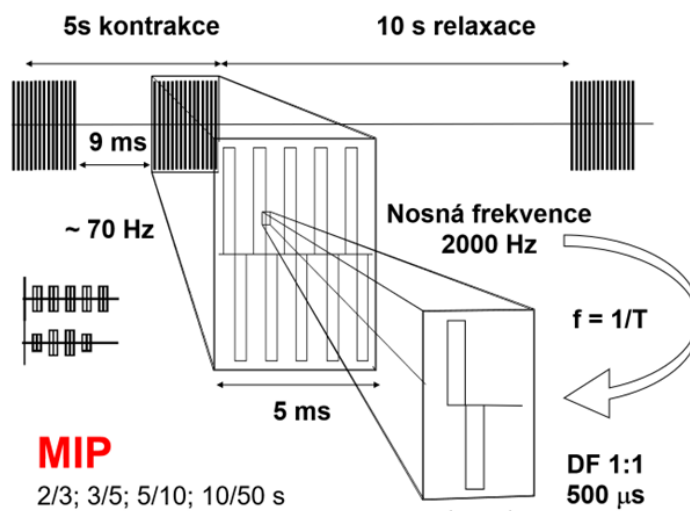


2.8.1.3 MIP

Konvenční parametry původního MIP dle Urbana (2021): středofrekvenční PC modulovaný burstem, nosná frekvence 2 kHz, v periodě nosné frekvence (délky 500 µs) uzamčen impuls i následná pauza, a to o poměru 1:1 (250 µs impuls, 250 µs pauza), frekvence burstu 70 Hz (viz kapitola 2.8.1), DC burstu ku pauze zhruba 1:2 (33 %)

Obrázek 17

Grafické znázornění původního modulovaného impulzního proudu (Urban, 2021).



2.8.1.4 Kotzův proud

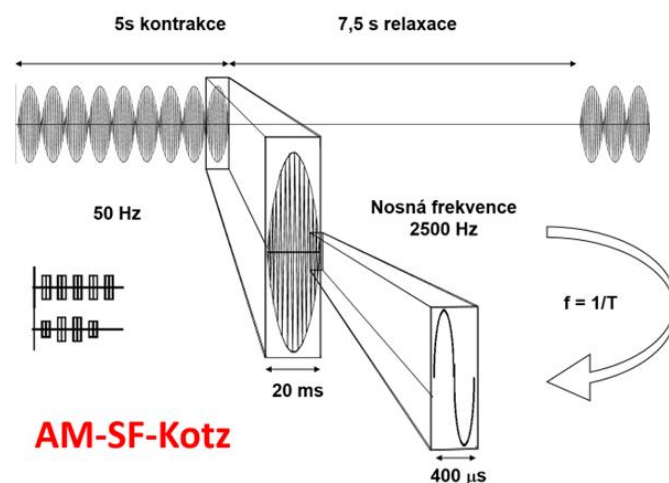
Kotzův proud v podobě, v jaké je užíván u nás, zahraniční literatura neuvádí. Uvedeny budou tak, jak je umožňují přístroje BTL.

Konvenční parametry: typ KFAC, střední frekvence (2 až 10 kHz, nejčastěji 2,5 kHz) modulována nízkofrekvenční harmonickou sinusoidou (obalová křivka 50 Hz), proud opět přerušovaný fází kontrakce a relaxace, přístroje umožňují amplitudovou modulací dráždicí frekvence (opět surge či trapezoid), proud v rámci fáze kontrakce však běží nepřerušovaně („harmonicky“)

Kotzův proud je dle Urbana (2021) ze všech zmíněných moderních typů proudů nejhůře tolerován, indukuje však nejsilnější kontrakci a je schopen aktivovat i hlouběji uložené svalové skupiny.

Obrázek 18

Schéma amplitudově modulovaného, středofrekvenčního Kotzova proudu (Urban, 2021).



Poznámka. Přístroje navíc umožňují modulovat nízkofrekvenční obalovou křivkou, podobně jako u AM-TENS, tvaru lichoběžníku či půlvlny sinu.

2.8.2 Uložení, polarita a typ elektrod

Z praktického hlediska využíváme dvou stejně velkých deskových nebo vakuových elektrod (lépe však deskových) uložených longitudinálně na ošetřovaný sval (Brach, Malay, & Urban, 2019). Volbu deskových elektrod upřednostňujeme z důvodu větší plochy kontaktu mezi elektrodou a kůží, tedy zároveň menší proudové hustoty a menšího kožního odporu. Velikost elektrod by ale měla být úměrná stimulované oblasti, pokud přes ni totiž přesahují,

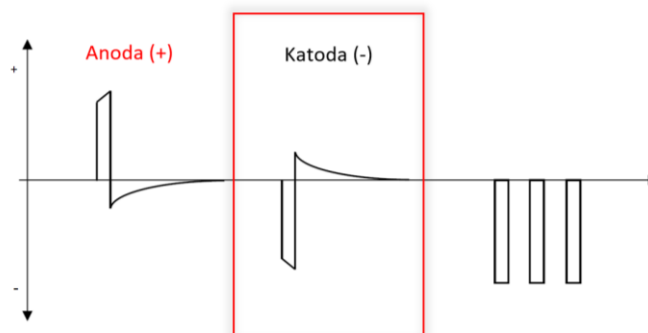
mohou způsobovat nechtěné dráždění svalstva mimo náš terapeutický cíl. Standardně volíme bipolární techniku dráždění (stejnou velikost elektrod), použitím pseudounipolární techniky (nestejně velikosti elektrod) dochází k nesouměrné distribuci náboje a proudová hustota je větší pod menší elektrodou. Použitím menší elektrody jako diferentní elektrody dosáhneme lepšího zacílení specifických motorických nervových vláken, to je však vykoupeno výraznějším diskomfortem v průběhu aplikace (Watson & Nussbaum, 2021).

Podstatný vliv na celkovou efektivitu NMES má také vzdálenost mezi dráždícími elektrodami. Při uložení elektrod v těsné blízkosti protéká proud primárně povrchově, při uložení ve větší vzdálenosti naopak proniká hlouběji do ošetřované tkáně. Uložíme-li elektrody příliš blízko (na vzdálenost menší jak 2 cm), riskujeme popálení superficiálních tkání přílišnou proudovou hustotou. Vieira, Potenza, Gastaldi a Botter (2016) zjišťovali efekt uložení elektrod v různé vzdálenosti na výsledný moment síly vyprodukovaný stehenním svalem. Největší moment síly připadal na uložení elektrod ve větší vzdálenosti (Watson & Nussbaum, 2021).

Z kapitoly 1.2 Terminologický přehled vyplývá, že u středofrekvenčních střídavých proudů (KFAC) a symetrických bifázických pulzních proudů (PC) nerozlišujeme polaritu, neboť náboj přenesený na tkáň je z obou elektrod shodný. Naproti tomu u monofázických a nevyrovnaných asymetrických bifázických impulzů je pro nerovnoměrné rozložení náboje možné rozlišit polaritu elektrod, a tím tedy preferovat využití katody jakožto diferentní (aktivní) elektrody při stimulaci svalstva se zachovanou periferní inervací. Dle Silbernegla a Despopoulose (2016) probíhá depolarizace nervového vlákna pod katodou (-). Katodu označujeme jako diferentní elektrodu proto, že působí podráždění s použitím nižší absolutní intenzity než anoda. Hrotová část asymetrického bifázického impulzu vyvolává depolarizaci, nízká půlvlna opačné polarity de facto jen neutralizuje galvanický efekt hrotu. Proto má u asymetrického impulzu (a to jak vyrovnaného, tak nevyrovnaného) vždy smysl uvažovat nad uložení elektrod. V případě Obrázek 19 bychom tak preferovali použití v pořadí druhého z impulzů, tedy překlopení hrotu do záporné polarity (Urban, 2021).

Obrázek 19

Znázornění polarity elektrod u vyrovnaného asymetrického bifázického impulsu. Jako katoda (-) označena elektroda s negativním průběhem hrotové části impulsu („peak“) (Urban, 2021).

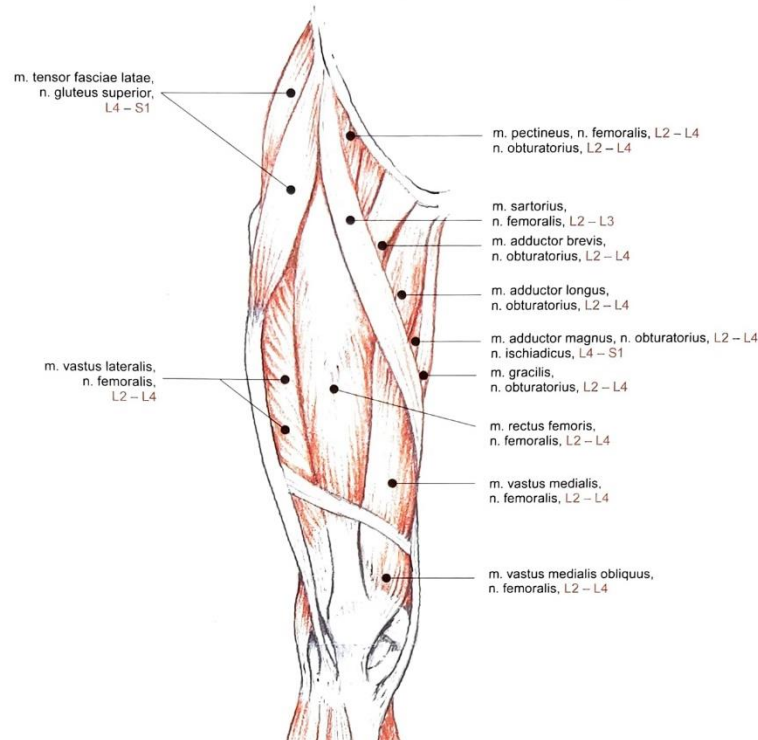


V případě mediálního vastu m. quadriceps femoris ukládáme dráždivější elektrodu (katodu) do motorického bodu. Jestliže chceme stimulovat kaudální, šikmo probíhající vlákna (m. vastus medialis obliquus), ukládáme katodu do distálního motorického bodu, pokud ale chceme nastimulovat celý mediální vastus, uložíme katodu proximálně. U pacientů s kompletní funkční inhibicí změníme na přístroji v průběhu stimulace polaritu. Část tedy budeme stimulovat s katodou proximálně a část s katodou distálně (Urban, 2021).

Výrobci umožňují krom izolované jednonálové stimulace také zapojení ve dvou okruzích, a to buď v režimu ko-kontrakčním (současná kontrakce mediálního i laterálního vastu) nebo reciprokém (za současné preaktivace antagonistů mediálního vastu, m. semimembranosus a semitendinosus).

Obrázek 20

Motorické body na dolní končetině (zepředu) (Poděbradský & Poděbradská, 2009; kresba: PhDr. Josef Bavor).



Jak vidno na Obrázek 20, mediální vastus má minimálně dva motorické body. Motorický bod je definován jako oblast kůže, která vykazuje nejnižší hodnoty intenzity nutné k vyvolání motorického podráždění. Poslední studie ukazují, že motorické body často neodpovídají anatomické lokaci vstupu periferního nervu do svalu, jak se dříve předpokládalo. Kůže a podkoží nad motorickým bodem má sníženou impedanci, umožňuje tedy proudu procházet tkání lehce a k dosažení motorické odpovědi tak stačí nižší intenzity (Lim, Castillo, Bergquist, Milosevic, & Masani, 2021). Gabbo, Gaffurini, Bissolotti, Esposito a Orizio (2011) zjistili, že stimulace laterálního vastu bifázickým impulzem typu TENS o šířce 100 μ s s katodou uloženou v motorickém bodě umožnila svalu vyvinout největší moment síly a byla zároveň subjektivně nejlépe tolerována (Watson & Nussbaum, 2021). Bergquist, Wiest a Collins (2012) uvádějí, že stimulací v motorickém bodě vyvoláváme na míšni úrovni tzv. Hoffmanův H-reflex. Kontrakce svalu je tedy při nižších intenzitách elektrostimulace vyvolávána reflexně, přepojením z aferentních proprioceptivních na eferentní motorická vlákna smíšeného periferního nervu (Edel, 1991). Výsledný vzorec náboru motorických jednotek svalu má tedy charakter centrální,

podléhající Hennemanovu principu. Hypoteticky bychom se takovou stimulací vyhnuli synchronnímu vzorci náboru motorických jednotek, přítomnému u periferní stimulace (dráždění s uložením elektrod na periferiích svalového břicha), tedy i s ním spojené excesivní svalové únavě. Autoři se pokoušeli prokázat tento fenomén, typicky popisovaný u m. triceps surae, také u m. quadriceps femoris. Bohužel se ale nepodařilo přítomnost centrálního vzorce náboru motorických jednotek drážděním v motorickém bodě prokázat (Bergquist et al., 2012).

2.8.3 Účinky

Dle Watsona a Nussbauma (2021) připadají NMES následující terapeutické účinky:

- posílení svalu (mechanismus zmíněn v kapitole 1.5.4.2)
- snížení svalové unavitelnosti (kapitola 1.5.4.3)
- antiedematózní účinek (aktivace svalové mikropumpy a utilizace otoku v terénu zvýšené vaskularizace)
- redukce spasticity (u nás v praxi užívané zapojení dle Hufschmidta a Jantsche)
- prevence úbytku svalové hmoty při dlouhodobé imobilizaci
- zvýšení rozsahu pohybu
- zajištění aktivního pohybu jako prevence kloubních adhezí
- po výkonové regenerace svalstva (proud typu H-vln, 2 (4) a 60 (120) Hz frekvence)

Z obecných účinků FT tedy u NMES popisujeme účinek: myostimulační nepřímý (nepřímé dráždění svalu přes jeho periferní nerv), myorelaxační nepřímý (svalová kontrakce jako prostředek dosažení myorelaxace, např. proudy ultraelektrostimulace), trofotropní nepřímý (zlepšení celkového metabolismu následkem zlepšeného odtoku krve žilní a sekundárně i krve arteriální), antiedematózní nepřímý a analgetický. Účinek analgetický, na principu Vrátkové teorie bolesti, popisujeme u 100 Hz dráždící frekvence AM-TENS (Poděbradský & Poděbradská, 2009; Urban, 2021).

Smékal et al. (2006) udávají, že elektrogymnastika vastii m. quadriceps femoris vede nejen ke zlepšení venózního návratu následkem funkce svalové mikropumpy, ale může pacientovi pomoci ve znovuzapojení těchto svalů do pohybových schémat, ze kterých vypadl například následkem pooperačního otoku či výpotku v kolenním kloubu (traumatické etiologie). K obrazu tzv. „alienace“ svalu může dojít také následkem prolongované nocicepce z postižené oblasti. Ta při tom nemusí být vyhodnocena jako bolest (nebolestivá nocicepce). Etiologie oslabení stehenního svalu je tak zcela klíčová pro stanovení dalšího postupu kauzální terapie.

2.8.4 Kontraindikace a možné komplikace

Pro NMES platí obecné kontraindikace fyzikální terapie, zejména pak kov v proudové dráze. Nejčastější komplikací v průběhu aplikace NMES je nemožnost dosažení tetanické kontrakce pro pacientem pociťovaný diskomfort. Tuto limitaci jsme schopni minimalizovat stimulací svalu ve vysokoindukčním magnetickém poli.

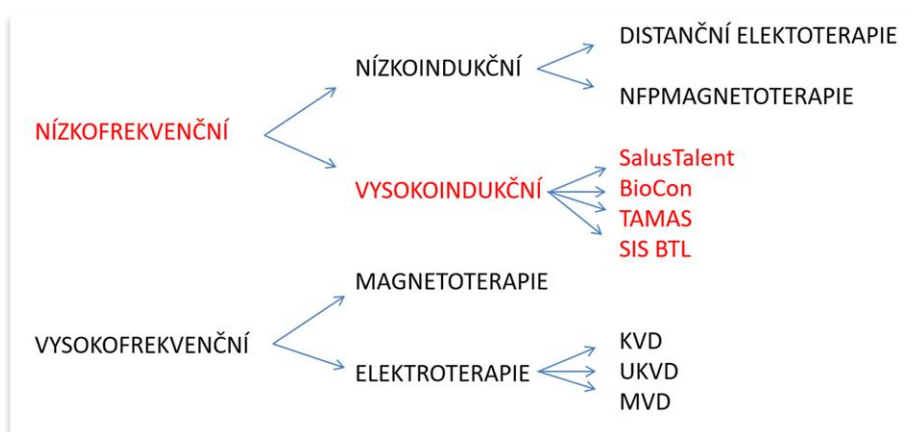
3 STIMULACE SVALŮ VE VYSOKOINDUKČNÍM MAGNETICKÉM POLI

POLI

Funkčně inhibované svalstvo můžeme stimulovat také technikou bezkontaktní, a to ve vysokoindukčním magnetickém poli. Metoda vysokoindukční magnetoterapie, v anglické terminologii uváděna pod názvem repetitive peripheral inductive/magnetic stimulation (rPIS/rPMS), využívá účinků silného pulzního elektromagnetického pole (s indukcí v řádech jednotek Tesla) na lidskou tkáň. Takto vysoká energie (až 2,5 T) indukuje ve vodivých tkáních v místě aplikace elektrický proud, který pacient vnímá jako jemné brnění či vibrace. Dosud užívaná nízkoindukční magnetoterapie (nízko frekvenční magnetoterapií a distanční elektroterapií) je tak na rozdíl od moderní vysokoindukční magnetoterapie metodou apercpeční. Působením pole vzniká na nervosvalové tkáni akční potenciál vedoucí ke svalové kontrakci. Mechanismus, jakým ke kontrakci dochází, je v zásadě shodný s kontaktní elektroterapií – svalové vlákno je drážděno přes přívodnou nervovou tkáň. V případě vysokoindukční magnetoterapie však výsledné, tkání protékající proudy, vznikají elektromagnetickou indukcí. V konečném důsledku tak tato technika nezatěžuje kůži, jakožto špatně vodivé prostředí, a projevuje se až v hlouběji uložených, dobře vodivých tkáních (sval). Účinky rPIS jsou popisované především u algických stavů muskuloskeletálního aparátu. Studie opakovaně prokazují rychlý a v řádu několika týdnů přetrvávající analgetický účinek této metody, myostimulační účinek však blíže netestují (Pětioký et al., 2016; Poděbradský & Poděbradská, 2010).

Obrázek 21

Schématické rozdělení bezkontaktní elektroterapie, včetně vysokoindukční magnetoterapie (Urban, přednáška 2013).



Poznámka. NFPmagnetoterapie – nízkofrekvenční pulzní magnetoterapie, KVD – krátkovlnná diatermie, UKVD – ultrakrátkovlnná diatermie, MVD – mikrovlnná diatermie

3.1 Historie rPIS

Přestože je repetitivní magnetická stimulace známa již od 19. století, jejího kurativního účinku se v lékařské praxi začalo využívat až v 80. letech minulého století (vůbec poprvé v roce 1982). Stacionární vysokoindukční magnetické pole se od 70. let využívá také při vyšetření MRI. Předchůdcem rPIS je transkraniální magnetická stimulace (TMS, z angl. transcranial magnetic stimulation), která se aplikuje centrálně, a to například u neuro-psychiatrických diagnóz (sluchových halucinací, deprese, centrálních paréz po iktu). Samotná metoda periferní magnetické stimulace je sice mladá, v klinické praxi však již poměrně často užívaná (Kazalakova & Zarkovic, 2016; Šťastný & Prouza, 2016).

3.2 Biofyzikální principy

Fyzikálně jde ve své podstatě o pulzní (tedy nestacionární) magnetické pole, generované v okolí indukční cívky, jíž protéká pulzní elektrický proud (podobný těm zmíněným v předchozích kapitolách). Vznikající magnetické pole je zároveň nehomogenní, magnetické síly mají tak ve všech bodech měřeného prostoru různou velikost a směr. Elektromagnety využívané pro nízkoindukční magnetoterapii dosahují většinou indukce do 10 mT, rPIS tedy pracuje až v tisícinásobných jednotkách. Z Faradayova zákona elektromagnetické indukce vyplývá, že vložíme-li do nestacionárního (v čase proměnného) magnetického pole vodivou tkáň (nerv, sval), začne se v ní indukovat elektrické napětí a protékat jí elektrický proud. U nízkoindukční magnetoterapie jde o proudy pouze v řádech nano až pikoampérů, taková aplikace je apercepční. Ostré impulzy o nástupu maxima intenzity v řádu až několika set μs , jaké využívá rPMS, však v exponované tkáni indukují impulzy o intenzitě dostatečné k vyvolání kontrakce. Podmínkou facilitace inhibovaného svalstva ve vysokoindukčním magnetickém poli je však (podobně jako u proudů NMES) intaktní nervový systém (Chvojka, 1990; Jeřábek, 1993; Jeřábek, Malay & Brach, 2019).

3.3 Kontraindikace

V zásadě platí pro vysokoindukční magnetoterapii stejné kontraindikace, jaké jsou v učebnicích přiřazovány také nízkoindukční magnetoterapii. Jediným rozdílem je absolutní kontraindikace aplikace na kovový implantát (endoprotéza, osteosyntetický materiál, děložní

tělisko apod.). Během několika málo sekund by došlo k takovému nahřátí kovu, že by okamžitě popálil veškeré okolní tkáňové struktury (Jeřábek, Malay & Brach, 2019; Poděbradský & Poděbradská, 2010).

4 PARCIÁLNÍ MENISEKTOMIE A OSLABENÍ M. QUADRICEPS FEMORIS

Prokázaná ruptura menisku vyžaduje operační řešení artroskopickou technikou. V závislosti na lokalizaci ruptury, buď ve vaskularizované (tzv. red-red a red-white zóně) či avaskulární části (white-white zóně) menisku, se přistupuje k různým operačním řešením. Parciální až subtotální menisektomie bývá prováděna při rupturách ve white-white zóně menisku, k sutuře se přistupuje při rupturách v red-white a red-red zóně (Gallo, 2011). Pala ve své diplomové práci uvádí práci Dašiče, Bulatoviče, Kezunoviče, Beničiče a Bokana (2015), kteří popisují parciální menisektomii jako miniinvazivní diagnostický a terapeutický proces částečného odstranění menisku, který je typickým příkladem tzv. one-day-surgery. Jde o zákrok umožňující zachování normální funkce menisku a snižující riziko vzniku osteoartrózy, které doprovází například totální menisektomie. Dle Edela (1991) jsou stavy po menisektomiích jednou z hlavních indikací NMES. Již od 1. – 3. pooperačního dne by u nich měla být v zájmu zlepšení kloubní stability, urychlení imobilizační fáze a prevence atrofizace m. quadriceps femoris (vastus medialis) zařazena elektrostimulace, ideálně v kombinaci s izometrickým svalovým cvičením (Williams, Morrissey, & Brewster, 1986).

Musculi vasti (lateralis et medialis), jednokloubové svaly ze skupiny čtyř svalů m. quadriceps femoris, mají klíčovou roli pro stabilizaci kolene. Největší tendenci k poruchám má při tom m. vastus medialis (velmi snadno atrofuje např. při bolestech v koleni u postižení menisků) (Véle, 2006). Horizontální porce mediálního vastu, tedy vlákna, jež se uplatňují na terminálních 15 až 20° extenze v kolenním kloubu, zároveň zabraňují lateralizaci pately přetažením silnějším laterálním vastem. Jakožto superfázický sval velmi často a velmi snadno podléhá hypotrofiím. Obraz funkční inhibice tohoto svalu se v aspekčním vyšetření projeví „slitou“ konturou na mediální straně m. QF.

Dle Poděbradského a Poděbradské (2009) je však před samotným zahájením stimulace funkčně oslabeného svalu nutné zjistit příčinu oslabení. To vzniká nejčastěji z inaktivity, přítomnosti reflexních změn, při kloubní dysfunkci, při protažení svalu, při zkrácení svalu anebo kombinací více uvedených. Pouze u oslabení z inaktivity však můžeme zařadit NMES, u ostatních etiologií musíme vždy nejdříve odstranit vyvolávající příčinu.

5 KAZUISTIKA

Kazuistika prezentuje příklad pacientky po parciální mediální menisektomii, která v rámci jednoho sezení absolvovala terapii všemi typy proudů detailněji popsány v teoretické části práce. Pro srovnání kontaktní a bezkontaktní formy NMES podstoupila pacientka také aplikaci vysokoindukční magnetoterapie. Subjektivní míra diskomfortu během aplikace jednotlivých zástupců byla zhodnocena dotazníkovou metodou. Případová studie zahrnuje anamnézu, vlastní vyšetření pacienta, popis průběhu aplikace NMES a SIS (*super inductive system*, přístroj vysokoindukční magnetoterapie firmy BTL) a na závěr zhodnocení, vyplývající z dotazníku.

5.1 Anamnéza

Pacientka M. G. (72 let) ošetřena pro parciální mediální menisektomii provedenou 23.1.2023. V době vyšetření byla pacientka necelé 3 měsíce po artroskopickém výkonu na levém kolenním kloubu.

Osobní anamnéza: hypertenzní nemoc (140/80 mmHg), občasné palpitace (Holter 1/23 pro podezření na srdeční arytmie, bez průkazu patologie), gonartróza II. stupně dle Kellgren-Lawrence klasifikace bilaterálně (verifikovaná na RTG roku 2018), thyreoidektomie totalis (2004), cholecystektomie, perzistující asthma bronchiale (lehký průběh, potíže pouze v prašném prostředí)

Křečové žíly nekuje.

Raný psychomotorický vývoj odpovídal věku. Prodělala běžné dětské nemoci, další úrazy či operace pohybového aparátu nekuje.

Rodinná anamnéza: bez ortopedické zátěže, onemocnění pohybového aparátu ve smyslu insuficience mezenchymu nezjištěny

Pracovní a sociální anamnéza: již 10 let ve starobním důchodě, dříve účetní (sedavé zaměstnání)

Alergologická anamnéza: alergie na nikl

Farmakologická anamnéza: Letrox, Prestance, Biovisc Ortho (nitrokloubní aplikace hyaluronátu sodného do levého kolenního kloubu), týden po operaci doužívala Fraxiparine, aktuálně bez antikoagulancií/antiagregancií, analgetika a NSAID na pooperační bolest kolene nekuje

Pohybová anamnéza: pacientka aktivní (kolo, pingpong, bowling, cvičila, práce na zahrádce), teď ale v pohybu limituje pooperační stav

Rehabilitační anamnéza: pacientka v době ošetření ukončovala sérii předepsané ambulantní rehabilitace, jejíž součástí byla také elektroterapie (pravděpodobně DD proudy s cílem analgezie a zmírnění otoku levého kolenního kloubu)

Nynější onemocnění: Pacientka zmiňuje v posledních 10 letech dva pády, během nichž mohlo dojít k úrazu levého kolene. Samotné operaci (23.1.2023) předcházely recidivující, asi 10 let přetrvávající bolesti v inkriminované oblasti. Výraznější progresse subjektivních obtíží asi od roku 2018. Obtíže charakteru bolesti a instability. Bolest tupá, lokalizovaná do oblasti mediální kloubní štěrbiny, zprvu po zátěžová, později i klidová a noční (bolest probouzí). Oblast citlivá na tlak, na noc potřeba koleno podkládat. Absolvovala opakované obštriky a viskosuplementace, pouze však s přechodným efektem. Dále uvádí předoperační pocit nestability kolene, podklesávání při delší chůzi a únavě, nejistotu při chůzi v náročnějším terénu. Koleno po vyšší zátěži opakovaně otékalo. Předoperační zprávy uvádějí otok, prosáknutí, omezení krajní flexe a pozitivní meniskové příznaky levého kolenního kloubu, neurocirkulačně periferie v normě.

23.1.2023 proběhla artroskopie levého kolenního kloubu, zjištěna ruptura zadního rohu mediálního menisku a artróza III. stupně dle Kellgen-Lawrence klasifikace.

Z operačního protokolu: chondropatie femoropatelárního kloubu, proveden shaving, zkřížené vazy bez patologického nálezu, osteofytóza v oblasti fossy a interkondylární eminence, provedena redukce osteofytů kostní frézou a notch plastika interkondylické fossy, ruptura zadního rohu mediálního menisku, provedena parciální menisektomie a shaving poškozené kloubní chrupavky, debridement kloubu

Pooperačně kolenní kloub klidný, bez známek inflamace, bez zarudnutí či proteplání, rány klidné, bez sekrece. Patela pohyblivá, lýtko palpačně nebolestivé. Snížen rozsah pohybu do extenze pro bolest. Palpační bolestivost kl. štěrbiny mediálně i laterálně. 7.3.2023 punkce 20 ml čirého suprapatelárního výpotku. Neurocirkulačně periferie v normě. V průběhu března a dubna třikrát aplikace kyseliny hyaluronové do synoviálního prostoru. Pacientka bez omezení.

V době vyšetření (12.4.23) udává pacientka pocit podklesávání kolena (především po delší chůzi) a bolest v terminální fázi extenze (stupně 3 na numerické škále bolesti). Dále přítomna palpační citlivost až bolestivost mediální kl. štěrbiny (stupně 3) a mírný otok kolene.

5.2 Cílené vyšetření

5.2.1 Aspekce

Vyšetření stoje: viditelné asymetrické zatěžování dolních končetin, shift pánve vpravo (výraznější zatížení pravé dolní končetiny), levá DK v zevně rotačním postavení, varózní postavení v kyčlích, příčná i podélná klenba nohy normální, levý kolenní kloub v mírné semiflexi,

neschopnost korigovat, chybí terminální extenze, při stožení na jedné dolní končetině vlevo výraznější nestabilita, titubace, svalový třes

Asymetrické zatížení končetin prokázala zkouška na dvou vahách (rozdíl 15 až 20 kg), větší zatížení zdravé, pravé DK

Vyšetření chůze: chůze jistá, o symetrické délce kroku, s dobrou kadencí, rytmická, o širší bazi, za souhybu horních končetin, rovnováha během dopředné chůze i otoček v pořádku, bez přítomnosti podklesávání levého kolena, pacientka však není schopna plné extenze v levém kolenním kloubu, chybí kolenní zámeček

Status localis: slitá kontura distálně na mediálním vastu (hypotrofie m. vastus medialis obliquus), ztráta ušlechtilého tvaru kolena, lateralizace pately, mírný otok kolena, bez zarudnutí

5.2.2 Palpace

Status localis: normotrofika, cítí v oblasti kolenního kloubu normální, patrný otok a prosáknutí, snížená posunlivost pately oproti zdravé straně, laterální jizva lehce posunlivá i protažitelná, mediální jizva tužší, špatně posunlivá, v hloubce patrně adheze, palpačně citlivá

Bez přítomnosti blokády hlavičky fibuly, přítomny reflexní změny typu tender points v laterálním vastu

5.2.3 Antropometrické měření a rozsahy pohybu

Orientační vyšetření délek dolních končetin neprokázalo zkrat, při měření obvodů prokázán otok levého kolena – 10 cm nad patelou o 3 cm, těsně nad patelou o 2 cm, přes kolenní kloub o 4 cm a přes tuberositas tibie o 1 cm větší obvod v porovnání v pravou stranou

Goniometrie pravého kolenního kloubu: Sa: 0-0-100, Sp: 0-0-110 (v dalším rozsahu omezuje zkrácení m. rectus femoris)

Goniometrie levého kolenního kloubu: Sa: 0-10-90, Sp: 0-10-100 (v dalším rozsahu omezuje bolest)

Rozsahy v kyčelním kloubu omezeny oboustranně do rotací, v hlezenním kloubu fyziologické

5.2.4 Svalová síla dle svalového testu

- Flexory kolenního kloubu: oboustranně stupeň 3 až 4
- Extenzory kolenního kloubu: vlevo st. 4 (chybí plná extenze, nezapojují se vlákna m. vastus medialis obliquus), vpravo st. 5

5.2.5 Vyšetření zkrácených svalů dle Jandy

Hamstringy oboustranně bez zkrácení, mírné zkrácení m. tensor fasciae latae a m. rectus femoris vlevo

5.3 Aplikace NMES a SIS

U pacientky byly aplikovány moderní i obsolentní typy NMES v tomto pořadí: DD-RS, DD MM, AM-Farad (amplitudově modulovaný), AM-Neofarad, AM-TENS, MIP, Ruská stimulace (dále pod zkratkou RS) a AM-SF-Kotz. Proudů NMES byly aplikovány z elektroterapeutického přístroje BTL 4000 Premium. Na závěr proběhla aplikace vysokoindukční magnetoterapie, a to přístrojem BTL-6000 Super Inductive System Elite (dále pod zkratkou SIS).

Pro všechny typy proudů byla využita bipolární technika dráždění s katodou uloženou do distálního motorického bodu mediálního vastu a anodou uloženou proximálně přes jeho svalové břicho. Využity byly deskové, uhlíkem impregnované silikonové elektrody o velikosti 7 x 5 cm (ploše 35 cm²), přikládáné na kůži přes navlhčenou elektrodovou podložku velikosti 8 x 6 cm (plochy 48 cm²). Aplikace probíhala v režimu CC (z angl. *constant current*, konstantní intenzita) bez napěťové ochrany (kontroly kontaktu elektrod).

Cílem byla aplikace v intenzitě nadprahově motorické, tedy stimulace k tetanické kontrakci. Proudů DD-RS a DD-MM byly aplikovány v jejich originálním nastavení, probíhaly tudíž nepřerušovaně a bez amplitudové modulace. Zároveň byly aplikovány bez galvanické báze. Všechny ostatní typy proudů byly amplitudově modulovány lichoběžníkem o délce kontrakce 4 s (1/2/1 s) a relaxace 24 s. Byl tak dodržen poměr kontrakce ku relaxaci 1:6, kterým se standardně při stimulaci fázických svalů začíná. U AM-TENS byl nastaven asymetrický bifázický impulz, u MIP a RS pak symetrický bifázický impulz. AM-TENS byla aplikována dvakrát, jednou v kladné polaritě (s katodou v distálním motorickém bodě) a následně v záporné polaritě (s anodou v distálním motorickém bodě), s cílem zjistit, zda má polarita u asymetrických impulzů vliv na výslednou intenzitu nutnou k vyvolání motorického podráždění. Na přístrojích výrobce BTL je asymetrický impulz vyrovnaný (*balanced*), kladná i záporná půlvlna impulzu tak nese stejnou hodnotu náboje. U AM-SF-Kotzova proudů byla napodruhé ještě o 1 s prodloužena náběžná hrana modulace (2/1/1 s).

Při následné aplikaci SIS byl aplikátor (v plastu uzavřená indukční cívka) umístěn nad oblast mediálního vastu (viz Příloha 1). Aplikáční intenzita byla postupně zvyšována z prahově až nadprahově senzitivní na nadprahově motorickou.

Míra subjektivního diskomfortu u jednotlivých typů NMES byla zhodnocena dotazníkem, přiloženým v Příloze 11.2.

5.4 Zhodnocení aplikace

Výsledky vyplývající z dotazníku potvrdily tyto již dříve uvažované hypotézy:

- aplikace moderních typů proudů bude pro jejich kratší impulzy (μ s) tolerována subjektivně lépe než aplikace obsolentních typů proudů (ms)
- pro aplikaci AM-TENS s katodou v motorickém bodě bude k vyvolání tetanické kontrakce potřebná nižší absolutní intenzita než pro aplikaci s anodou v motorickém bodě
- prodloužením náběžné hrany amplitudové modulace docílíme lepší tolerance aplikace Kotzova proudu
- aplikace SIS bude tolerována výrazně lépe než kontaktní formy NMES
- motorické odpovědi dosáhneme u MIP díky jeho dráždicí frekvenci 70 Hz při nižší absolutní intenzitě než u RS (50 Hz)

Aplikace obsolentních typů proudů způsobovala u pacientky diskomfort, pro který nebylo možno dosáhnout intenzity nutné k vyvolání tetanické kontrakce. U prvních čtyř typů proudu jsme se tak dostaly pouze na intenzitu nadprahově senzitivní. Nebyl tak hodnocen stupeň diskomfortu ale pouze jeho charakter. Diskomfort pociťovaný u proudů DD-RS a DD-MM měl dle pacientky charakter „nepříjemného pálení“. Toto zhodnocení by odpovídalo skutečnosti, že diadynamické proudy využívají monofázické impulzy a jejich aplikace je při dlouhých expozicích spojena s rizikem poleptání produkty kyselé hydrolýzy. U proudů typu Farad a Neofarad uvedla pacientka jako důvod netolerování dalšího zvyšování intenzity „obavu až bolest“. To bychom si mohli vysvětlit velmi strmou náběžnou hranou impulzu. Zatímco u diadynamických proudů dochází k nástupu maxima intenzity impulzu postupně v průběhu 5 ms, u Neofaradického a (především) Faradického proudu nabývá impulz maxima své intenzity skokově.

Mezi aplikací AM-TENS s katodou v motorickém bodě a aplikací s anodou v motorickém bodě sice pacientka neudávala rozdíl v pociťovaném diskomfortu, potvrdil se však rozdíl v absolutní intenzitě nutné k vyvolání tetanické kontrakce. U uložení s katodou v distálním motorickém bodě šlo konkrétně o intenzitu 50 mA, s anodou v distálním motorickém bodě o intenzitu 54 mA. Převrácením hrotové části asymetrického impulzu do záporné polarity (tedy „na katodu“) spolu s přirozeně vyšší dráždivostí katody tak dosáhneme stejné motorické odpovědi s využitím nižší absolutní intenzity dráždicího proudu. To je nakonec jedním z cílů elektroterapie – podráždit co nejnižší intenzitou a nezatěžovat tak tkáň vysokými hodnotami elektrického náboje.

Lepší tolerance vysokoindukční magnetoterapie v porovnání s proudy NMES je pravděpodobně způsobena tím, že se proudy indukují až v hloubce tkáně a nezatěžují tak kůži jako transkutánní aplikace NMES.

Při aplikaci MIP (AMP = 70 Hz, DC = 1:2) jsme dosáhly tetanické kontrakce již na intenzitě 43 mA, při aplikaci RS (AMP = 50 Hz, DC = 1:1) až na intenzitě 57 mA. Tento výsledek podporuje poznatky uvedené v kapitole 1.5.2, tedy že okolo frekvence 70 Hz lze nervová vlákna podráždit nejnižší absolutní intenzitou. Na druhou stranu pociťovala pacientka při aplikaci MIP větší diskomfort než během RS, z tohoto hlediska bychom tedy spíše zvolili druhou z možností. Tento výsledek nevyvrací ani studii Liebana et al. (2013), uvedenou v kapitole 2.8.1.2, která zmiňuje, že hodnota duty cyclu nemá vztah k diskomfortu pociťovanému v průběhu aplikace BMAC.

6 DISKUSE

6.1 Problematika kontaktní formy NMES

Během rešerše odborné literatury jsem narazila na dva zásadní problémy, které znesnadňují až omezují možnost porovnání výsledků jednotlivých studií v oblasti neuromuskulární elektrické stimulace (NMES). A to povšechný terminologický nesoulad a dále skutečnost, že studie využívají rozdílné parametry stimulace, velmi těžko se tak mezi sebou srovnávají. Odborné názvosloví bývá nezdědka používáno v chybném kontextu, dohledávání dvou studií zkoumajících stejný problém (např. míru svalové unavitelnosti či pociťovaného diskomfortu během NMES) je tak poměrně náročné, některé studie využívají k popisu použitého proudu systém jmenný (např. pojmenování Ruská stimulace), jiné systém popisný (pod zkratkou BMAC, *burst-modulated alternating current* či KFAC, *kilohertz-frequency alternating current*). Na důležitost tohoto problému v publikační činnosti nakonec poukazuje také opakovaná snaha Americké asociace fyzikální terapie (APTA) o zavedení jednotlivého terminologického třídění (pomocí popisného systému, tedy na typy DC, AC a PC) (Nussbaum et al., 2017; Robertson et al., 2008). Ukotven je však spíše systém jmenný, právě u něj však nejčastěji dochází k terminologickému „zmatení jazyků“. Hodnoty užívané ke stimulaci se mohou lišit mezi jednotlivými výrobci, zároveň pak mezi tuzemským a zahraničním trhem. Přístroje dnes navíc uživateli umožňují manuální přenastavení originálních parametrů (frekvenci, šířku impulzu apod.). Právě rozdílnost parametrů, často dána místními konvencemi a přístrojovým vybavením, znesnadňuje porovnávání studií a vyvození jednotného závěru z jejich výsledků. Ku příkladu typ BMAC je u nás aplikován ve formě Ruské Stimulace, v zahraničí ve formě Aussie Current (proudy mají rozdílnou nosnou frekvenci a délku burstu) (Cittadin et al., 2020), Kotzův proud pak zahraniční studie například vůbec nezmiňují, je tak pravděpodobně jakousi naší místní ojedinelostí. Uživatel zároveň konkrétní nastavení elektrostimulátoru nemusí znát.

Nosná frekvence již zmíněné Ruské stimulace je v zahraniční literatuře popisována jako harmonická (v rámci salvy probíhá bez přerušení) (Singh, 2018), dle Urbana (2021) se u nás ale Ruská stimulace vyvinula jako „moderní“ varianta MIP (středofrekvenčního PC), měla by tedy mít i podobné parametry (tedy nosnou frekvenci přenášenou na tkáň ve formě středofrekvenčního bifázického pulzního proudu, za každým nosným impulzem by měla následovat stejně dlouhá pauza). Takový rozdíl v parametrech by teoreticky opět mohl do jisté míry ovlivňovat výsledný efekt terapie. Skutečnou podobu impulzů bychom mohli vysledovat z osciloskopického záznamu.

Zajímavá je dle mého názoru studie Laufera (2013), který uvádí, že využití vmezeřené pauzy mezi kladnou a zápornou fází symetrického bifázického impulzu (tzv. *interphase/intrapulse interval*, IPI) napomáhá vyvolání silnější kontrakce, a to bez nutnosti vyšší intenzity či ztlačně horšího subjektivního vnímání pacientem (Watson & Nussbaum, 2021). Zde ale opět narážíme na limitaci ze strany výrobce, u nás využívané elektrostimulátory možnost nastavení interphase intervalu zatím bohužel nenabízejí. Proložení kladné a záporné fáze by při tom mohlo být právě jedním z těch parametrů, které přispívají lepšímu terapeutickému efektu metody NMES, a to za současného zmírnění jejich limitací (diskomfortu a excesivní svalové únavy).

Shrnutí poznatků stran optimálních hodnot frekvence, šířky impulzu a poměru doby kontrakce ku následné dekontrakci, je uvedeno v závěru práce. Ve vztahu k uvedeným limitacím NMES, tedy excesivní svalové únavě a pociťovanému diskomfortu, považuji za stěžejní parametr šířku impulzu a (především) délku následné pauzy. Literatura uvádí, že nosná frekvence souvisí de facto jen se zmírněním diskomfortu pociťovaného v průběhu terapie (Pinfildi et al., 2017). To vyplývá z elektrofyziologického mechanismu průchodu nízkou a středofrekvenčních proudů tkání (Hupka et al., 1993; Ipser & Přerovský, 1972). Dráždicí frekvence (v nízkofrekvenčním rozmezí) pak nepochybně souvisí s kvalitou kontrakce, tedy s dosažením tetanické kontrakce (Edel, 1991; Robertson et al., 2008; Watson & Nussbaum, 2021). Z prací Lulliese (1961) vychází jako nejvýhodnější využití frekvence 70 Hz, ta totiž způsobí podráždění při nejnižší absolutní intenzitě. To se ostatně projevilo také při ošetření pacientky, nadprahově motorická intenzita byla u MIP (70 Hz) o 14 mA nižší než u Ruské stimulace (50 Hz). Důvodem tohoto fenoménu však mohly být také rozdílné parametry duty cycle, tedy rozdílná délka burstu a následné pauzy. Tato skutečnost mi přišla zajímavá, sama jsem si proto na svém mediálním vastu měřila závislost absolutní intenzity motorického prahu stimulace na hodnotě dráždicí frekvence. Konkrétní parametry a graf výsledných hodnot stimulace jsou uvedeny v Příloze 11.3 práce. V rozmezí 50 až 100 Hz sice skutečně docházelo k mírnému snížení intenzity, nešlo však o markantní pokles. Výrazný vztah k hodnotám absolutní intenzity motorického prahu stimulace však měla šířka dráždicího impulzu. Z toho důvodu se domnívám, že parametr, který má skutečně relevantní vliv na výsledný efekt stimulace, není frekvence, ale právě šířka impulzu. To zmiňují také práce Conley et al. (2021), Douceta et al. (2012), Medeiros et al. (2017) a Scotta et al. (2015). S hodnotou celkového náboje fáze (součin absolutní intenzity a délky impulzu) sice roste síla kontrakce, bohužel ale také diskomfort pociťovaný v průběhu terapie (Edel, 1991). Významný vliv na unavitelnost svalu během stimulace má pak délka pauzy mezi sousedními impulzy (Watson & Nussbaum, 2021). Ideálně bychom tedy měli volit takovou šířku impulzu, která způsobuje nejsilnější kontrakci za současné tolerance procedury pacientem, délku pauzy pak prodlužovat

v závislosti na přítomnosti svalové třesu jakožto indikátoru excesivní svalové únavy. Zde by bylo namísto dodat, že výzkum těch skutečně „neoptimálnějších“ parametrů stimulace by sice mohl být zajímavý, vzhledem k výrazným interindividuálním rozdílům (například subjektivnímu prahu tolerance) a aktuálnímu stavu pacienta (míra oslabení svalu, přítomnost otoku, bolest) by však nebyl do praxe příliš využitelný. Díky informacím vyplývajícím z rešerše odborné literatury však máme minimálně baterii strategií, jakými můžeme minimalizovat přítomnost nežádoucích účinků metody NMES.

Diskutovaná je ve vztahu k efektivitě metody také polarita a volba uložení a typu elektrod. U středofrekvenčních typů proudů (Kotz, Ruská stimulace a MIP) nemá význam uvažovat nad polaritou proudu, mění se totiž tisíckrát za sekundu (Poděbradský, ústní sdělení). Podobně je tomu u symetrických bifázických impulsů. Náboj kladné i záporné fáze je totiž shodný (Nussbaum, 2017; Robertson et al., 2008). U monofázických a nevyrovnaných asymetrických bifázických impulsů volíme pro nerovnoměrné rozložení náboje jako diferentní elektrodu katodu. Dle Urbana (2021) by ale mohlo mít význam zvažovat uložení elektrod také u vyrovnaného asymetrického bifázického impulsu. Uložení katody do motorického bodu překlopíme hrotovou fází impulsu, která vyvolává depolarizaci nervového vlákna, do záporné polarity a teoreticky bychom tak podráždění mohli dosáhnout při nižší absolutní intenzitě. I tento fenomén by možná stál za další pozorování. Deskové elektrody upřednostňujeme pro jejich větší kontaktní plochu. Z prací Vieiry et al. (2016) zároveň vyplývá, že většího momentu síly svalu dosáhneme zvětšením vzdálenosti mezi elektrodami.

6.2 Problematika stimulace ve vysokoindukčním magnetickém poli

V oblasti vysokoindukční magnetoterapie (*repetitive peripheral inductive stimulation*, rPIS) postrádáme dostatek studií potvrzujících a vysvětlujících její přesný efekt. To je ovšem nevýhodou celé metody magnetoterapie, spoléháme proto především na klinickou empirii. Aplikace rPIS představuje optimální alternativu u pacientů, kteří nejsou schopni kontaktní formu NMES pro výrazný subjektivní diskomfort tolerovat (Drábková, ústní sdělení).

6.3 Diskuse nad účinky metody NMES

Aplikací 100 Hz AM-TENS bychom dle Urbana (2021) mohli krom myostimulace cílit také na analgezii. Myslím, že krom jednoznačné neuromodulace (na principu Vrátkové teorie bolesti), by mohlo být snížení bolesti způsobeno zároveň následkem dalších efektů, které aplikaci NMES doprovázejí. Aktivací svalové mikropumpy využijeme otok, který může být příčinou bolestivé nocicepce z kolenního kloubu, zároveň dochází k odplavování metabolitů a mediátorů zánětu

v terénu zvýšené vaskularizace. Úpravou metabolismu neutralizujeme kyselé pH, které zcitlivuje nociceptory, a mírníme tak nejen bolest, zároveň však i nociceptivní firing z kolenního kloubu prohlubující funkční inhibici mediálního vastu.

6.4 Poznámky k obecné neurofyzilogii

Závislost dle Howsona (1978), která je vysvětlena v teoretické části práce, jsem se opět snažila prokázat také vlastním měřením (graf uveden v Příloze 11.3). Skutečně došlo nejdříve k podráždění A β vláken (intenzita právě prahově senzitivní), a až se zvyšováním intenzity také k podráždění vláken A α (intenzita právě prahově motorická).

V kapitole 2.5.4 jsou uvedeny změny v typologii svalových vláken následkem elektrické stimulace. Obsah této kapitoly vycházel z prací Robertsona et al. (2008), Sillena et al. (2013) a Zhelankina et al. (2023). Popisují, že následkem NMES by mělo krom hypertrofie, tedy morfologické adaptace vlákna, docházet také k adaptaci neurální, tedy ke změně typu svalového vlákna, a tím i funkce motorické jednotky. Nejdůležitějšími adaptačními mechanismy svalového vlákna v reakci na charakter zátěže jsou hypertrofie, efektivnější odběr energetických substrátů (zvýšení aerobní kapacity), změny v objemu sarkoplazmatického retikula a transformace svalových vláken. Nejčastěji diskutovaná je změna typu I na typ II, dále změna v rámci rychlých vláken typu IIa na typ IIx a nakonec i změny typu II na typ I (Uhrová, 2014). Podstata této transformace na molekulární úrovni však není ještě zcela objasněna. Otázkou tedy je, zdali jde spíše o mechanismus centrální (na úrovni prvního motoneuronu), či periferní (na úrovni efektoru, tedy motorické jednotky) (Smékal, ústní sdělení). Jisté však je, že k transformaci vláken nedochází skokově, nýbrž postupně (Pette & Staron, 1997).

Kapitola 2.5.4.4 pojednává o vlivu NMES na vaskularizaci exponované tkáně. Autoři Watson (2008) a Hudlická (1977) zmiňují zvýšenou vaskularizaci tkáně následkem dlouhodobé, nízkofrekvenční stimulace (10 Hz). Taková stimulace má totiž charakter vytrvalosti zátěže, která je spojena právě s již dříve zmíněnou postupnou transformací vláken typu II na typ I. Vlákná typu I potřebují pro svůj aerobní (oxidační) mechanismus dostatečný přísun kyslíku, ten je zajištěn právě v terénu zvýšené vaskularizace. Domnívám se proto, že zvýšená vaskularizace (angiogeneze) není primárním efektem NMES, nýbrž že sekundárně doprovází probíhající transformaci svalových vláken. Zároveň je důležité zmínit, že v takovéto formě má stimulace výhradní efekt na svalovou vytrvalost, nikoliv hypertrofii. Jak uvádějí autoři, homogenní distribuce kyslíku ve zhuštěné kapilární síti ústí ve výrazně menší svalovou unavitelnost. Proto se myslím tyto poznatky nevylučují ani s principy, na nichž je postavena metoda Blood flow restriction (BFR). Ta sice pracuje ve zcela odlišných metabolických podmínkách, tedy naopak

v terénu výrazně omezené krevní cirkulace, jejím cílem však není svalová vytrvalost, nýbrž hypertrofie. Naopak myslím, že v tomto případě jedna metodika do jisté míry potvrzuje princip té druhé. Autoři totiž mechanismus terapie vysvětlují aktivací rychlých svalových vláken (typu II) vlivem snížené saturace tkáně kyslíkem (Uher, 2021). Domnívám se však, že srovnání těchto dvou přístupů není zcela ideální. Jak to chápu já, první vysvětluje zvýšenou vaskularizaci až jako doprovodný důsledek transformace svalových vláken (na typ I), druhý naopak popisuje změnu cirkulačních nároků jako prostředek dosažení přednostního zapojení vláken typu II.

7 ZÁVĚR

Z rešerše odborné literatury vyplynulo, že hlavní limitací neuromuskulární elektrické stimulace (NMES) je excesivní svalová únava a diskomfort pociťovaný v průběhu terapie. Záměrem mé práce tak bylo, krom vytvoření uceleného pohledu na tuto metodu fyzikální terapie, stanovit na základě sebrané literatury takové parametry stimulace, které budou jednak vyvolávat silnou, konzistentní tetanickou kontrakci funkčně inhibovaného svalstva, zároveň však budou pacientem subjektivně tolerovány. V souvislosti s oběma uvedenými limitacemi metody NMES bývá nejčastěji zmiňován parametr frekvence a šířky impulzu. Zasazením metody do kontextu dosavadních neurofyziologických poznatků jsme schopni nastavit takové parametry stimulace, které budou směřovat k dosažení terapeutického cíle (posílení, zvýšení vytrvalosti, prevence hypotrofie), a nebudou zároveň vyvolávat nechtěný diskomfort a excesivní svalovou únavu.

Nosná střední frekvence umožňuje proudu snáze překonat kožní odpor a prostoupit tak hlouběji do subkutánních tkání. Středofrekvenční varianty NMES by tak měly indukovat silnější kontrakci o větším počtu aktivovaných motorických jednotek (i těch hlouběji uložených) a zároveň by díky menšímu zatížení kůže, jakožto nevodivé struktury, neměly způsobovat takový subjektivní diskomfort jako proudy nízkofrekvenční. U středofrekvenčních proudů modulovaných do salv (typu Ruská stimulace, u nás MIP, v zahraničí Aussie proudy) se studiem nepodařilo prokázat vztah mezi hodnotou duty cycle (poměru burstu ku následné pauze) a mírou pociťovaného diskomfortu.

Dráždicí frekvenci pak volíme v takovém rozmezí, abychom se vyhnuli nástupu nízko a vysokofrekvenční svalové únavy, ideálně tedy v rozmezí 30 až 50 Hz. Studie uvádějí, že při dráždicí frekvencí 70 Hz dosáhneme motorického podráždění použitím nejnižší intenzity dráždicího proudu, což by mělo být obecně jedním z hlavních cílů elektroterapie – dosáhnout podráždění s co nejnižší absolutní intenzitou dráždicího podnětu. Nižší dráždivost 70 Hz frekvence se podařilo prokázat také během ošetření pacientky, jejíž kazuistika je představena v praktické části práce. Diskomfort se však s vyžitím 70 Hz v porovnání s konvenčně užívanou frekvencí 50 Hz nijak nesnížil.

Kvalita a síla elektricky indukované kontrakce se odvíjí také od délky impulzu, resp. od výsledného elektrického náboje přeneseného na tkáň. Vyšší hodnoty náboje, ergo delší impulzy (či kratší impulzy o vyšší absolutní intenzitě) jsou spojeny s větším momentem síly, vyvinutým stimulovaným svalem. Vyvinutí vyšších momentů síly a dosažení submaximálních až maximálních hodnot maximální volní izometrické kontrakce (MVIC) jsou podmínkou svalové hypertrofie, bez jejich dosažení tak nemůžeme mluvit o posílení svalu jakožto výsledku NMES.

Využití dlouhých dráždicích impulzů s sebou však nese také riziko rozvoje excesivní svalové únavy. Nejsou-li fáze průchodu proudu proloženy dostatečně dlouhou následnou pauzou, není jim umožněno relaxovat a svalová únava je zvýrazněna. Dostavení svalové únavy se můžeme bránit jednak prodloužením pauzy následující nosný impuls, zároveň můžeme zvýšit poměr mezi celkovou délkou fáze kontrakce a relaxace (angl. *on:off ratio*). Krom excesivní svalové únavy je využití dlouhých impulzů spojeno také s výrazně vyšším diskomfortem v průběhu terapie. Ten se projevil během ošetření pacientky při aplikaci obsolentních typů proudů (dlouhé milisekundové impulzy).

Z klinické praxe vyplývá, že subjektivně pociťovaný diskomfort se výrazně snižuje stimulací ve vysokoindukčním magnetickém poli, tedy využitím bezkontaktního ekvivalentu NMES. Tento empirický poznatek potvrdily také výsledky dotazníku subjektivně pociťovaného diskomfortu, kterým bylo v praktické části práce porovnáváno vnímání kontaktní a bezkontaktní formy elektrogymnastiky. Nevýhodou vysokoindukční magnetoterapie je na druhou stranu nemožnost specifického zacílení na jednotlivé porce m. quadriceps femoris.

I přes již zmíněné limitace nese metoda NMES také celou řadu terapeutických výhod, které volní aktivace m. quadriceps femoris neumožňuje. Těmi jsou především možnost izolovaného zacílení stimulace na mediální vastus, či dokonce jen na jeho distální část (m. vastus medialis obliquus), a dále nezávislost efektu terapie na motivaci pacienta.

Stanovení optimálních parametrů NMES je předmětem odborného zájmu a jeho bližší zkoumání by mohlo přinést užitečné poznatky do klinické praxe.

8 SOUHRN

Cílem práce je shrnout dosavadní poznatky o neuromuskulární elektrické stimulaci (NMES) při funkčních parézách, vytvořit přehled v praxi využívaných obsolentních i moderních typů proudů a stanovit nejvýhodnější parametry stimulace.

Stimulace svalů s intaktním nervovým systémem, v české nomenklatuře označovaná jako elektrogymnastika (EG), v anglosaské literatuře pak jako neuromuskulární elektrická stimulace (NMES), hraje klíčovou roli nejen v posílení oslabených svalových skupin, ale také v jejich zařazení do správných pohybových stereotypů. Jednou z hlavních indikací aplikace NMES v klinické praxi jsou právě stavy po menisektomiích, kdy by již od 1. – 3. pooperačního dne měla být v zájmu zlepšení kloubní stability, urychlení imobilizační fáze a prevence atrofizace m. quadriceps femoris (vastus medialis) zařazena elektrostimulace, ideálně v kombinaci s izometrickým svalovým cvičením. Nespornou výhodou NMES je její vysoká efektivita již v rané fázi rehabilitace, nezávislost na motivaci pacienta a možnost přesného zacílení jednotlivých svalů či jejich částí, která při volní kontrakci není možná.

Obecná část práce se soustředí především na uspořádání terminologie, která bývá v odborných pracích často zmatečná, a dále na zasazení proudů NMES do kontextu dosavadních neurofyziologických poznatků. Z rešerše odborné literatury vyplynulo, že hlavní limitací metody NMES je excesivní svalová únava a pociťovaný diskomfort. Záměrem práce bylo vybrat na základě elektrofyziologických souvislostí takové parametry stimulace (frekvence, šířka impulzu, aplikační technika), které budou jednak vyhovující k dosažení optimální tetanické kontrakce oslabeného svalu, a zároveň budou pacientem stran pociťovaného diskomfortu nejlépe tolerovány. Na roveň kontaktní formy stimulace byla zároveň postavena moderní metoda stimulace funkčně oslabených svalů v silném pulzním elektromagnetickém poli – metoda vysokoindukční magnetoterapie.

Praktická část je postavena na kazuistice pacientky po parciální menisektomii, která podstoupila v rámci jedné terapie stimulaci všemi proudy NMES, které jsou v teoretické části práce popsány. Kazuistika zahrnuje anamnézu a cílené vyšetření. Subjektivně vnímaný diskomfort během aplikace jednotlivých proudů byl zhodnocen dotazníkovou metodou. Pacientka podstoupila jak kontaktní, tak bezkontaktní formu stimulace oslabeného m. quadriceps femoris (mediálního vastu). Lépe byla tolerována moderní, kontaktní forma NMES, hůře obsolentní typy proudů. Nejmenší diskomfort ze všech aplikovaných zástupců NMES způsobovala vysokoindukční magnetoterapie.

9 SUMMARY

The thesis aims to summarise the current knowledge on neuromuscular electrical stimulation (NMES) in functional paresis, to present an overview of both obsolete and modern current types used in practice and to determine the most suitable stimulation parameters.

Stimulation of muscles with an intact nervous system, referred to as neuromuscular electrical stimulation (NMES) [in Czech: elektrogymnastika (EG)], plays an essential role not only in strengthening weakened muscle groups, but also in their engagement in correct movement stereotypes. One of the main indications for the application of NMES in clinical practice are the conditions after meniscectomies, where electrical stimulation, ideally in combination with isometric muscle exercises, should be applied from the 1st to 3rd postoperative day in order to improve joint stability, to accelerate the immobilisation phase and to prevent atrophy of the quadriceps femoris muscle (vastus medialis). Undeniable advantages of NMES include its high efficiency from the early stages of rehabilitation, independence on the patient's motivation and the ability to precisely target individual muscles or their parts which is not possible with volitional muscle contraction.

The general part of the thesis focuses mainly on structuring relevant terminology, which is often confusing in scientific papers, and on placing NMES currents in the context of existing neurophysiological knowledge. The author's literature review revealed that the main limitations of the NMES method include excessive muscle fatigue and the patient's discomfort. The thesis aims to select, based on the electrophysiological context, stimulation parameters (frequency, pulse width, application technique) that will be both suitable for achieving the optimal tetanic contraction of the weakened muscle and best tolerated by the patient in terms of discomfort. Furthermore, a modern method of stimulating functionally weakened muscles in a strong pulsed electromagnetic field ('repetitive peripheral inductive stimulation') was compared with the contact form of stimulation.

The practical part is based on a case report of a patient after partial meniscectomy who underwent stimulation with all NMES currents described in the theoretical part of the thesis within one therapy. The case report includes the patient's medical history and targeted examination. The subjectively perceived discomfort during the application of individual currents was assessed using a questionnaire. The patient underwent both contact and contactless forms of stimulation of the weakened quadriceps femoris muscle (vastus medialis). The modern, contact form of NMES was tolerated best. The tolerance of the obsolete types of currents was worse. Repetitive peripheral inductive stimulation caused the least discomfort of all the NMES currents applied.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- American Physical Therapy Association (2000). *Electrotherapeutic terminology in physical therapy*. Virginia: APTA.
- Bergquist, A. J., Wiest, M. J., & Collins, D. F. (2012). Motor unit recruitment when neuromuscular electrical stimulation is applied over a nerve trunk compared with a muscle belly: Quadriceps femoris. *Journal of applied physiology*, 113(1), 78-89. doi: 10.1152/jappphysiol.00074.2011
- Brach, M., Malay, M., & Urban, J. (2019). Kontaktní elektroterapie. In L. Navrátil (Eds.), *Fyzikální léčebné metody pro praxi* (pp. 71-82). Prada: Grada.
- Brancho, J. (2018). Galvani and the spark of life: How a meticulous italian scientist discovered what makes frog legs twitch – and bridged two nascent scientific disciplines. *Philosophy & History*, (25). Retrieved from <http://www.lateralmag.com/articles/issue-25/galvani-and-the-spark-of-life>
- Brigo, F., Balasse, A., Nardone, R., & Walusinski, O. (2020). Jean-Martin Charcot's medical instruments: Electrotherapeutic devices in La Lecon Clinique a la Salpetriere. *Journal of the history of the neurosciences*, 30(1), 94-101. doi: 10.1080/0964704X.2020.1775391
- Capko, J. (1998). *Základy fyziatrické léčby*. Praha: Grada.
- Carpenter, R., & Reddi, B. (2012). *Neurophysiology: A conceptual approach*. London: Hodder Arnold.
- Cittadin, G. L., Ansolin, G. Z., Furtado Santana, N. P., Tonini, T. L., Buzanello Azevedo, M. R., de Albuquerque, C. E., & Flor Bertolini, G. R. (2020). Comparison between Russian and Aussie currents in the grip strength and thickness muscles of the non-dominant hand: A double-blind, prospective, randomized-controlled study. *Turkish journal of physical medicine and rehabilitation*, 66(4), 423-428. doi: 10.5606/tftrd.2020.4718
- Conley, C. E. W., Mattacola, C. G., Jochimsen, K. N., Dressler, E. V., Lattermann, C., & Howard, J. S. (2021). A comparison of neuromuscular electrical stimulation parameters for postoperative quadriceps strength in patients after knee surgery: A systematic review. *Sports health*, 13(2), 116-127. doi: 10.1177/1941738120964817
- da Silva, V. Z., Durigan, J. L., Arena, R., de Noronha, M., Gurney, B., & Cipriano, G., Jr (2015). Current evidence demonstrates similar effects of kilohertz-frequency and low-frequency current on quadriceps evoked torque and discomfort in healthy individuals: A systematic review with meta-analysis. *Physiotherapy theory and practice*, 31(8), 533-539. doi: 10.3109/09593985.2015.1064191

- Dantas, L. O., Vieira, A., Siqueira, A. L., Jr, Salvini, T. F., & Durigan, J. L. (2015). Comparison between the effects of 4 different electrical stimulation current waveforms on isometric knee extension torque and perceived discomfort in healthy women. *Muscle & nerve*, 51(1), 76-82. doi: 10.1002/mus.24280
- Dašić, Ž., Bulatović, N., Kezunović, M., Beničić, I., & Bokan, V. (2015). Treatment of medial meniscus injury with partial meniscectomy. *Acta Clinica Croatica*, 54(3), 319-25. Retrieved from https://hrcak.srce.hr/index.php?show=clanak&id_clanak_jezik=219182
- Doucet, B. M., Lam, A., & Griffin, L. (2012). Neuromuscular electrical stimulation for skeletal muscle function. *The Yale journal of biology and medicine*, 85(2), 201-215. doi: 22737049
- Dylevský, I. (2007). *Obečná kineziologie*. Praha: Grada.
- Dylevský, I. (2021). *Klinická kineziologie a patokineziologie*. Praha: Grada.
- Edel, H. (1991). *Fibel der Elektrodiagnostik und Elektrotherapie, 6. bearbeitete Auflage*. Berlin: Verlag Gesundheit GmbH.
- Eraifej, J., Clark, W., France, B., Desando, S., & Moore, D. (2017). Effectiveness of upper limb functional electrical stimulation after stroke for the improvement of activities of daily living and motor function: A systematic review and meta-analysis. *Systematic reviews*, 6(1), 40. doi: 10.1186/s13643-017-0435-5
- Finger, S., Piccolino, M., & Stahnisch, F. W. (2013). Alexander von Humboldt: Galvanism, animal electricity, and self-experimentation part 1: Formative years, naturphilosophie, and galvanism. *Journal of the history of the neurosciences*, 22(3), 225-260. doi: 10.1080/0964704X.2012.732727
- Gallo, J. (2011). *Ortopedie pro studenty lékařských a zdravotnických fakult*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Gobbo, M., Gaffurini, P., Bissolotti, L., Esposito, F., & Orizio, C. (2011). Transcutaneous neuromuscular electrical stimulation: Influence of electrode positioning and stimulus amplitude settings on muscle response. *European journal of applied physiology*, 111(10), 2451-2459. doi: 10.1007/s00421-011-2047-4
- Gregory, C. M., & Bickel, C. S. (2005). Recruitment patterns in human skeletal muscle during electrical stimulation. *Physical therapy*, 85(4), 358-364. doi: 15794706
- Grzybowski, A., & Pietrzak, K. (2013). Robert Remak (1815-1865). *Journal of neurology*, 260(6), 1696-1697. doi: 10.1007/s00415-012-6761-6
- Houghton P. E. (2014). Clinical trials involving biphasic pulsed current, microcurrent, and/or low-intensity direct current. *Advances in wound care*, 3(2), 166-183. doi: 10.1089/wound.2013.0446

- Howson D. C. (1978). Peripheral neural excitability. Implications for transcutaneous electrical nerve stimulation. *Physical therapy*, 58(12), 1467-1473. doi: 10.1093/ptj/58.12.1467
- Hupka, J., Kolesár, J., & Žaloudek, K. (1993). *Fyzikálna terapia*. Martin: Vydavateľstvo osveta.
- Chvojka, J. (1990). *Magnetoterapie: Její přednosti a úskalí*. Hradec Králové: OÚNZ.
- Ipsler, J., & Přerovský, K. (1972). *Fysiatrie*. Praha: Avicenum.
- Jeřábek, J. (1993). *Magnetoterapie*. Hradec Králové: 2EL s.r.o.
- Jeřábek, J., Malay, M., & Brach, M. (2019). Kontaktní elektroterapie. In L. Navrátil (Eds.), *Fyzikální léčebné metody pro praxi* (pp. 108-112). Prada: Grada.
- Jones D. A. (1996). High-and low-frequency fatigue revisited. *Acta physiologica Scandinavica*, 156(3), 265-270. doi: 10.1046/j.1365-201X.1996.192000.x
- Kaya, Y., & Sarikcioglu, L. (2015). Sir Herbert Seddon (1903-1977) and his classification scheme for peripheral nerve injury. *Child's nervous system: Official journal of the International Society for Pediatric Neurosurgery*, 31(2), 177-180. doi: 10.1007/s00381-014-2560-y
- Kazalakova, K., & Zarkovic, D. (2016). Repetitive pulse magnetic stimulation as pain management solution in musculoskeletal and neurological disorders – A pilot study. *International Journal of Physiotherapy*, 3(6), 671-675. doi: 10.15621/ijphy/2016/v3i6/124739
- Kazamel, M., & Warren, P. P. (2017). History of electromyography and nerve conduction studies: A tribute to the founding fathers. *Journal of clinical neuroscience: official journal of the Neurosurgical Society of Australasia*, 43, 54-60. doi: 10.1016/j.jocn.2017.05.018
- Kittnar, O. et al. (2020). *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada.
- Latash, M. L. (2008). *Neurophysiological basis of movement*. Champaign: Human Kinetics.
- Laufer Y. (2013). A brief interphase interval interposed within biphasic pulses enhances the contraction force of the quadriceps femoris muscle. *Physiotherapy theory and practice*, 29(6), 461-468. doi: 10.3109/09593985.2012.757405
- Liebano, R. E., Waszczuk, S., Jr, & Corrêa, J. B. (2013). The effect of burst-duty-cycle parameters of medium-frequency alternating current on maximum electrically induced torque of the quadriceps femoris, discomfort, and tolerated current amplitude in professional soccer players. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 43(12), 920-926. doi: 10.2519/jospt.2013.4656
- Lim, D., Castillo, M. D., Bergquist, A. J., Milosevic, M., & Masani, K. (2021). Contribution of each motor point of quadriceps femoris to knee extension torque during neuromuscular electrical stimulation. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 29, 389-396. doi: 10.1109/TNSRE.2021.3052853

- Lum, D., & Barbosa, T. M. (2019). Brief review: Effects of isometric strength training on strength and dynamic performance. *International journal of sports medicine*, 40(6), 363-375. doi: 10.1055/a-0863-4539
- Marquez-Chin, C., & Popovic, M. R. (2020). Functional electrical stimulation therapy for restoration of motor function after spinal cord injury and stroke: A review. *Biomedical engineering online*, 19(1), 34. doi: 10.1186/s12938-020-00773-4
- McLoda, T. A., & Carmack, J. A. (2000). Optimal burst duration during a facilitated quadriceps femoris contraction. *Journal of athletic training*, 35(2), 145-150. doi: 16558623
- Medeiros, F. V., Bottaro, M., Vieira, A., Lucas, T. P., Modesto, K. A., Bo, A. P. L., Cipriano, G., Jr, Babault, N., & Durigan, J. L. Q. (2017). Kilohertz and low-frequency electrical stimulation with the same pulse duration have similar efficiency for inducing isometric knee extension torque and discomfort. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 96(6), 388-394. doi: 10.1097/PHM.0000000000000631
- Moll, I., Vles, J. S. H., Soudant, D. L. H. M., Witlox, A. M. A., Staal, H. M., Speth, L. A. W. M., Janssen-Potten, Y. J. M., Coenen, M., Koudijs, S. M., & Vermeulen, R. J. (2017). Functional electrical stimulation of the ankle dorsiflexors during walking in spastic cerebral palsy: A systematic review. *Developmental medicine and child neurology*, 59(12), 1230-1236. doi: 10.1111/dmcn.13501
- Nix, W. A., & Dahm, M. (1987). The effect of isometric short-term electrical stimulation on denervated muscle. *Muscle & nerve*, 10(2), 136-143. doi: 10.1002/mus.880100206
- Nussbaum, E. L., Houghton, P., Anthony, J., Rennie, S., Shay, B. L., & Hoens, A. M. (2017). Neuromuscular electrical stimulation for treatment of muscle impairment: Critical review and recommendations for clinical practice. *Physiotherapy Canada. Physiotherapie Canada*, 69(5), 1-76. doi: 10.3138/ptc.2015-88
- Pala, R. (2018). *Typy ruptur mediálního menisku, léčba a následná rehabilitační péče*. Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Park, S. H., & Hwangbo, G. (2015). Effects of combined application of progressive resistance training and Russian electrical stimulation on quadriceps femoris muscle strength in elderly women with knee osteoarthritis. *Journal of physical therapy science*, 27(3), 729-731. doi: 10.1589/jpts.27.729
- Parker, M. G., Bennett, M. J., Hieb, M. A., Hollar, A. C., & Roe, A. A. (2003). Strength response in human femoris muscle during 2 neuromuscular electrical stimulation programs. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 33(12), 719-726. doi: 10.2519/jospt.2003.33.12.719

- Pětioký, J., Váňa, Z., Šubert, D., Žarković, D., Prouza, O., & Bittner, V. (2016). Výkonová indukční stimulace v léčbě algických stavů muskuloskeletálního aparátu – pilotní studie. Retrieved from *Rehabilitace a Fyzikální Lékarství*, 23(4), 195-200. <https://search.ebscohost.com/login.aspx>
- Pette, D., & Staron, R. S. (1997). Mammalian skeletal muscle fiber type transitions. *International review of cytology*, 170, 143-223. doi: 10.1002/1097-0029(20000915)50:6<500::AID-JEMT7>3.0.CO;2-7
- Pinfildi, C. E., Andraus, R. A. C., Iida, L. M., & Prado, R. P. (2018). Neuromuscular electrical stimulation of medium and low frequency on the quadriceps femoris. *Acta ortopedica brasileira*, 26(5), 346-349. doi: 10.1590/1413-785220182605178164
- Pinto Damo, N. L., Modesto, K. A., Neto, I. V. S., Bottaro, M., Babault, N., & Durigan, J. L. Q. (2021). Effects of different electrical stimulation currents and phase durations on submaximal and maximum torque, efficiency, and discomfort: A randomized crossover trial. *Brazilian journal of physical therapy*, 25(5), 593-600. doi: 10.1016/j.bjpt.2021.03.001
- Poděbradský, J., & Poděbradská, R. (2009). *Fyzikální terapie: manuál a algoritmy*. Praha: Grada.
- Poděbradský, J., & Poděbradská, R. (2010). Clinical study of high-induction electromagnetic stimulator SALUS talent. *Rehabilitace a Fyzikální Lékarství*, 17(3), 95-100. Retrieved from https://www.researchgate.net/publication/293429521_Clinical_study_of_high-induction_electromagnetic_stimulator_SALUS_talent
- Poděbradský, J., & Vařeka, I. (1998). *Fyzikální terapie I*. Praha: Grada.
- Polak, A., Franek, A., & Taradaj, J. (2014). High-voltage pulsed current electrical stimulation in wound treatment. *Advances in wound care*, 3(2), 104-117. doi: 10.1089/wound.2013.0445
- Robertson, V., Ward, A., Low, J., & Reed, A. (2006). *Electrotherapy explained*. Edinburgh: Elsevier.
- Robinson, A. J., & Snyder-Mackler, L. (2008). *Clinical electrophysiology: Electrotherapy and electrophysiologic testing*. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins.
- Scano, A., Mira, R. M., Gabbrielli, G., Molteni, F., & Terekhov, V. (2022). Whole-body adaptive functional electrical stimulation kinesitherapy can promote the restoring of physiological muscle synergies for neurological patients. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 22(4), 1443. doi: 10.3390/s22041443
- Scott, W., Adams, C., Cyr, S., Hanscom, B., Hill, K., Lawson, J., & Ziegenbein, C. (2015). Electrically elicited muscle torque: Comparison between 2500-Hz burst-modulated alternating current and monophasic pulsed current. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 45(12), 1035-1041. doi: 10.2519/jospt.2015.5861

- Silbernagl, S., & Despopoulos, A. (2016). *Atlas fyziologie člověka*. Praha: Grada.
- Sillen, M. J., Franssen, F. M., Gosker, H. R., Wouters, E. F., & Spruit, M. A. (2013). Metabolic and structural changes in lower-limb skeletal muscle following neuromuscular electrical stimulation: A systematic review. *PloS one*, *8*(9), e69391. doi: 10.1371/journal.pone.0069391
- Simmons, J., Reznik, J., Reznik, J. E. (2020). *Rehabilitation in Spinal Cord Injuries*. Nizozemsko: Elsevier Health Sciences.
- Singh, J. (2018). *Textbook of Electrotherapy*. London: The Health Sciences Publisher.
- Smékal, D., Kalina, R., & Urban, J. (2006). Rehabilitace po artroskopických náhradách předního zkříženého vazů. *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae Cechoslovaca*, *73*(6), 421-428. Retrieved from http://www.achot.cz/dwnld/0606_421.pdf
- Štastný, E., & Prouza, O. (2016). Clinical study of applied high-induction electromagnetic field on painful conditions. *Rehabilitace a Fyzikální Lékarství*, *23*(3), 142-148. Retrieved from https://files.btl.net.com/product-document/054d072c-4bb1-4b0b-b989-dcf4294b5b45/BTL_studie_SIS_REHABILITACE_A_FYZIKALNI_LEKARSTVI_03_2016_054d072c-4bb1-4b0b-b989-dcf4294b5b45_original.pdf
- Trojan, S. et al. (1999). *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada
- Uher, D. (2021). *Vliv cvičení s omezením krevního průtoku na nárůst svalové síly – meta-analytická studie*. Diplomová práce, Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu, Praha.
- Uhrová, K. (2018). *Adaptace kosterního svalu na odlišné typy pohybové zátěže v rámci programů pohybové rehabilitace, rekondičních cvičení a sportů*. Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Urban, J. (2013). Fyzikální terapie v léčbě bolesti. In M. Hakl (Eds.), *Léčba bolesti: Současné přístupy k léčbě bolesti a bolestivých syndromů* (pp. 81-97). Praha: Mladá fronta.
- Urban, J. (2021). *Intenzivní kurz fyzikální terapie A* [Přednáška]. Olomouc
- Valenti, F. (1964). Neuromuscular electrostimulation in clinical practice. *Acta Anaesthesiologica Italica*, *15*, 227-245. doi: 14194168
- Véle, F. (2006). *Kineziologie: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton.
- Vieira, T. M., Potenza, P., Gastaldi, L., & Botter, A. (2016). Electrode position markedly affects knee torque in tetanic, stimulated contractions. *European journal of applied physiology*, *116*(2), 335-342. doi: 10.1007/s00421-015-3289-3

- Ward, A. R., Oliver, W. G., & Buccella, D. (2006). Wrist extensor torque production and discomfort associated with low-frequency and burst-modulated kilohertz-frequency currents. *Physical therapy, 86*(10), 1360-1367. doi: 10.2522/ptj.20050300
- Watanabe, K., Takada, T., Kawade, S., & Moritani, T. (2021). Effect of exercise intensity on metabolic responses on combined application of electrical stimulation and voluntary exercise. *Physiological reports, 9*(3), e14758. doi: 10.14814/phy2.14758
- Watson, T. (2008). *Electrotherapy: Evidence-Based Practice*. Edinburgh: Elsevier.
- Watson, T., & Nussbaum, E. L. (2021). *Electrophysical agents, 13th edition*. Edinburgh: Elsevier.
- Williams, R. A., Morrissey, M. C., & Brewster, C. E. (1986). The effect of electrical stimulation on quadriceps strength and thigh circumference in meniscectomy patients. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy, 8*(3), 143-146. doi: 10.2519/jospt.1986.8.3.143
- Zhelankin, A. V., Iulmetova, L. N., Ahmetov, I. I., Generozov, E. V., & Sharova, E. I. (2023). Diversity and differential expression of microRNAs in the human skeletal muscle with distinct fiber type composition. *Life (Basel, Switzerland), 13*(3), 659. doi: 10.3390/life13030659

11 PŘÍLOHY

11.1 Nastavení aplikátoru SIS pro elektrogymnastiku mediálního vastu



11.2 Dotazník, jímž byla u pacientky hodnocena míra subjektivně pociťovaného diskomfortu v průběhu aplikace NMES a SIS

Dotazník subjektivně pociťovaného diskomfortu během aplikace proudů NMES (elektrogymnastiky) a vysokoindukční magnetoterapie (SIS)

1. Uveďte stupeň (0 až 5) pociťovaného diskomfortu při elektricky indukované tetanické kontrakci mediální porce stehenního svalu u následujících 10 typů stimulace.
2. Do prázdného pole pod typ proudu prosím popište charakter pociťovaného diskomfortu (např.: pálení, silné píchání jako jehlice), důvod pro snížení intenzity či přerušeni aplikace (bolest, obava)

Stupeň pociťovaného diskomfortu

- 0 nepociťuji žádný diskomfort, aplikace mi není nijak nepříjemná
- 1 pociťuji mírný diskomfort, aplikace mi není nijak zvlášť nepříjemná
- 2 pociťuji střední diskomfort, aplikace je mi poměrně nepříjemná
- 3 pociťuji středně výrazný až výrazný diskomfort, aplikace je mi nepříjemná
- 4 pociťuji výrazný až těžce snesitelný diskomfort, aplikace mi je značně nepříjemná, na hranici tolerance
- 5 pociťovaný diskomfort byl tak výrazný, že nebylo možné v aplikaci pokračovat nebo nebylo možné se vůbec dostat na intenzitu potřebnou k vybavení uspokojivé tetanické kontrakce



	Typ	Stupeň					
<input type="checkbox"/>	1. (DD-RS)	0	1	2	3	4	5
	Nepříjemné pálení						
<input type="checkbox"/>	2. (DD-MM)	0	1	2	3	4	5
	Pálení až bolest						
<input type="checkbox"/>	3. (Farad,AM)	0	1	2	3	4	5
	Jehlice, obava až bolest						
<input type="checkbox"/>	4. (Neofarad, AM)	0	1	2	3	4	5
	Jehlice, obava až bolest						
<input type="checkbox"/>	5. (AM-TENS, kladná polarita)	0	1	2	3	4	5
	Jehlice						
<input type="checkbox"/>	6. (AM-TENS, záporná polarita)	0	1	2	3	4	5
	Jehlice						
<input type="checkbox"/>	7. (MIP, 70 Hz, 1:2)	0	1	2	3	4	5
	Jehlice, obava						

-	8. (RS, 50 Hz, 1:1)	0	1	2	3	4	5
	Nebylo tak bodavé jako u předchozího, spíše charakter chvění						
-	9. (AM-SF-Kotz) Prodloužení náběžné hrany	0	1	2	3	4	5
	Jehlice						
-	10. (SIS)	0	1	2	3	4	5
	Brnění, není vyložene nepřijemné						

3. Seřadte aplikované proudy postupně od subjektivně „nejpříjemnějšího“ až po ten, který způsoboval ze všech nejvýraznější diskomfort. Pořadí (od 1. po 10.) vepište do volných políček vlevo vedle tabulky.

Seřadit pacientka nebyla schopná, na konci testování si již nepamatovala míru diskomfortu u prvních typů proudů

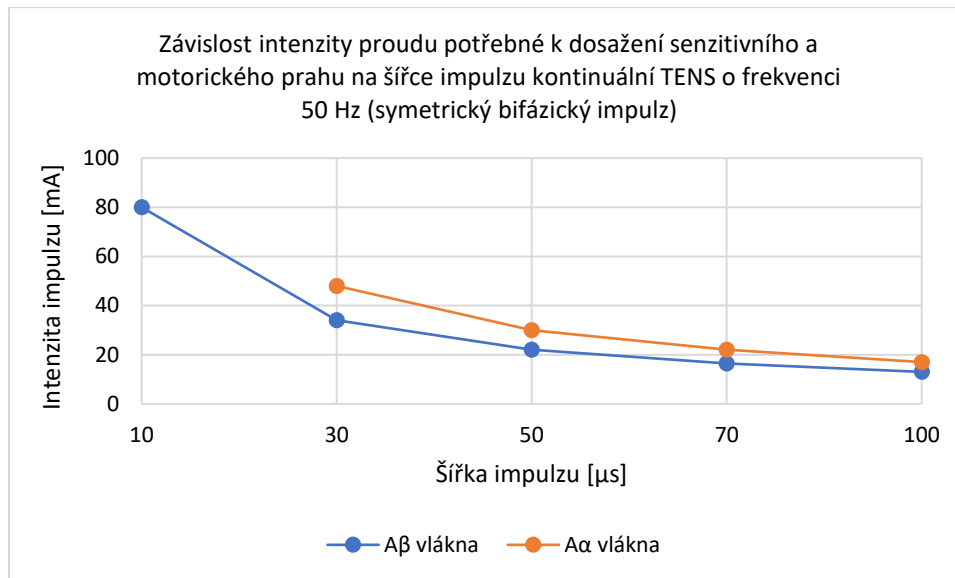
4. Uvedte subjektivně „nejpříjemnější“ proud (číslem): **8.**
5. Uvedte proud způsobující největší diskomfort (číslem): **9.**
6. Porovnejte vybraný, subjektivně nejvíce nepříjemný proud s aplikací SIS (která z těchto dvou možností Vám způsobovala menší diskomfort)?

SIS

11.3 Grafy doplňující kapitolu obecné neurofyzologie

Obrázek 22

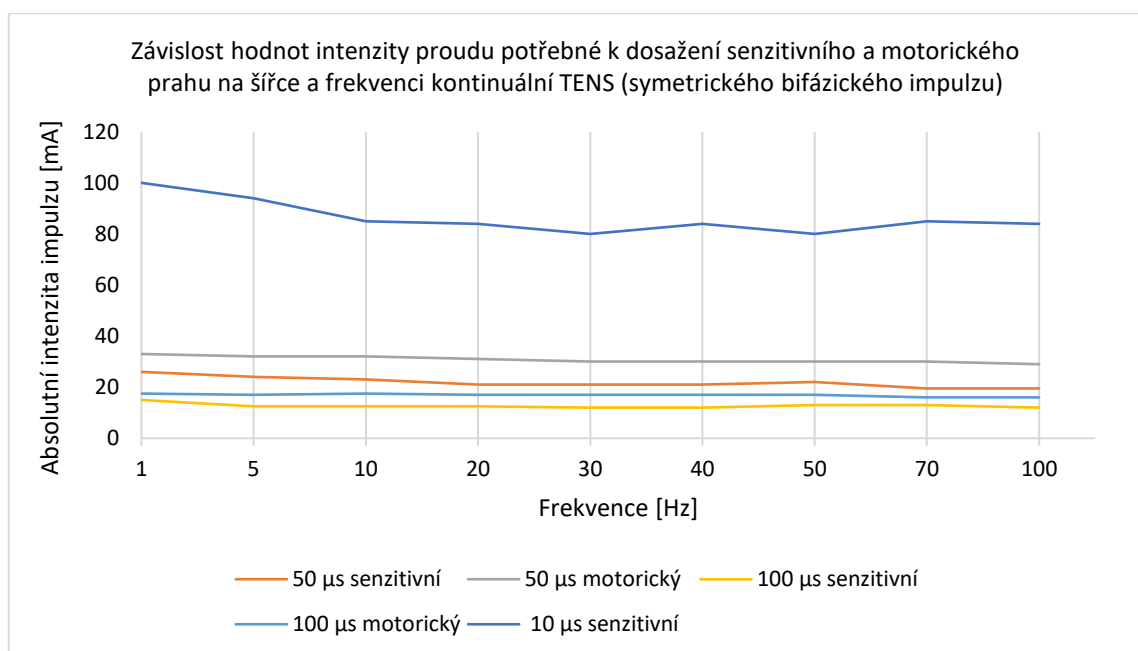
Graf potvrzující závislost vyplývající z prací Howsona (1978).



Poznámka. Měřen byl senzitivní a motorický práh stimulace mediálního vastu čtyřhlavého stehenního svalu. Jako dráždící proud jsem využila kontinuální TENS, bipolární uložení s katodou distálně do motorického bodu.

Obrázek 23

Graf potvrzující Howsonovu hyperbolickou závislost intenzity dráždícího proudu na šířce impulsu.



Poznámka. Exponenciální nárůst absolutní intenzity nutné k podráždění zkracujícího se impulzu je patrný i zde, k dosažení senzitivního prahu při šířce impulzu 10 ms bylo zapotřebí využít násobně vyšší intenzity než u šířky 100 μ s. Z měření vyplývá, že s rostoucí šířkou impulzu klesá intenzita nutná k dosažení prahu senzitivní, potažmo motorické stimulace. Aplikační technika byla shodná s měřením u **Obrázek 22**.

11.4 Potvrzení o překladu abstraktu a souhrnu

PŘEKLADATELSKÁ DOLOŽKA

Já, Ing. Tereza Adams, IČO: 73751367, soudní překladatelka jazyka českého a jazyka anglického zapsaná v seznamu tlumočnicků a překladatelů vedeném Ministerstvem spravedlnosti České republiky, tímto stvrzuji, že jsem osobně provedla překlad připojené listiny, a že tento překlad souhlasí s textem předmětné listiny. Při provádění překladu nebyl přibrán konzultant.

Tento překladatelský úkon byl proveden v elektronické podobě v souladu s ust. § 27 zákona č. 354/2019 Sb., o soudních tlumočnících a soudních překladatelích v platném znění, a ust. § 27 odst. 2 vyhl. č. 506/2020 Sb., o výkonu tlumočnické a překladatelské činnosti v platném znění.

Tento úkon je zapsán v evidenci úkonů pod číslem položky: 044067/2023.

V Praze dne 26. 4. 2023

TRANSLATOR'S CLAUSE


I, Tereza Adams, ID Number (IČO): 73751367, a court translator of the Czech and English languages registered in the list of court interpreters and court translators maintained by the Ministry of Justice of the Czech Republic, hereby certify that I have personally translated the attached document and that this translation corresponds to the text of the attached document. No consultant was engaged during the translation.

This translation was issued electronically in accordance with the provisions of Section 27 of Act No. 354/2019 Sb., on court interpreters and court translators, as amended, and the provisions of Section 27 (2) of Decree No. 506/2020 Sb., on the performance of interpreting and translation services, as amended.

This translation is recorded in the register of translations under no. 044067/2023.

Prague, 26 April 2023

Ing. Tereza Adams, BA

 Digital signature:
04/26/2023 08:42AM
Location: Praha

Ing. Tereza Adams