

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

**Využití elektroléčebných proudů v reflexní lokomoci**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:  
**PhDr. Jitka Čemusová PhD.**

Vypracovala:  
**Bc. Jitka Rotterová**

Praha, duben 2013

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně a použila jsem pouze literaturu uvedenou v seznamu bibliografické citace. Tato práce nebyla využita k získání jiného nebo stejného titulu.

V Praze, 21. dubna 2013

.....

Bc. Jitka Rotterová

### Evidenční list

Souhlasím se zapůjčením své diplomové práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto diplomovou práci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými prameny.

Jméno a příjmení:

Fakulta / katedra:

Datum vypůjčení:

Podpis:

---

## **Poděkování**

Ráda bych poděkovala PhDr. Jitce Čemusové, Ph.D., za odborné vedení práce, cenné rady a připomínky při tvorbě diplomové práce. Dále děkuji MUDr. Pánkovi, PhD. za poskytnutí přístroje a prostoru pro provedení experimentu. Rovněž děkuji probandům za ochotu při účasti na experimentu.

## **Souhrn**

**Název práce:** Využití elektroléčebných proudů v reflexní lokomoci

**Autor:** Jitka Rotterová

### **Cíl práce:**

Cílem práce je detekovat zda při elektrické stimulaci patří zóny a zóny na mediálním epicondylu femuru lokomočního vzoru reflexního plazení z konceptu Vojtovy reflexní lokomoce dojde k vyvolání příslušného lokomočního vzoru, jako je tomu při manuální stimulaci, a zda bude docházet k šíření elektrického proudu i do vzdálených lokalit těla.

### **Metoda:**

Pilotní studie experimentálně deskriptivního charakteru. Podstatou této studie je stimulace patní spoušťové zóny a zóny na mediálním epicondylu femuru z konceptu Vojtovy reflexní lokomoce manuálně a elektrickým proudem. Experimentu se účastnili 4 probandi. V průběhu manuální i elektrické stimulace byla snímána elektrická aktivita ve vybraných svaích prostřednictvím povrchové elektromyografie. Bylo hodnoceno pořadí aktivace vybraných svalů pomocí „standard timing“ analýzy a dále vyhodnocení frekvenčního spektra v programu MyoResearch XP Master edition.

### **Výsledky:**

Z experimentu vyplývá, že stimulací spoušťových zón Vojtovy reflexní lokomoce pomocí proudu Ruské stimulace lze vyvolat motorickou odpověď odpovídající příslušnému lokomočnímu vzoru. Timing zapojení sledovaných svalů se však při použití manuální a elektrické stimulace na výše zmíněné spoušťové zóny liší.

Dále bylo zjištěno, že při aplikaci elektrického proudu do spoušťových zón Vojtovy reflexní lokomoce dochází k šíření elektrického potenciálu do vzdálených lokalit těla.

**Klíčová slova:** vývojová kineziologie, reflexní plazení, spoušťové zóny, Ruská stimulace, EMG

## **Abstract**

**Thesis title:** The use of therapeutic currents in reflex locomotion

**Name:** Jitka Rotterová

### **The aim of the thesis:**

The aim of this thesis is to determine, whether the appropriate locomotor pattern is activated during Vojta reflex locomotion - reflexive crawling, when Russian stimulation is used for a stimulation of trigger zones, as it is during manual stimulation of these trigger zones, and if the electrical potential will spread to the distant locations of the body.

### **Method:**

Pilot study of experimentally descriptive character. The essence of this study is the stimulation, of heel zone and zone on medial epicondyle of the femur used in the reflex locomotion manually and by electrical current. Four probands participated in this experiment. During the manual and electrical stimulation activity in selected muscles was scanned by surface electromyography. First, order of activation of selected muscles was evaluated using "standard timing" analysis by MyoResearch XP Master program. Second, the frequency spectrum was evaluated in the same program.

### **Results:**

The experiment shows that the stimulation of trigger zones of Vojta reflex locomotion by stimulating with Russian current can evoke motor response that corresponds to the locomotor pattern of reflexive crawling. Timing of activity of the muscles monitored in the study varied when manual and electrical stimulation was used on the aforementioned trigger zones. It was also found that an electric current, applied to the trigger zones of Vojta reflex locomotion, can spread to distant locations of the body.

**Keywords:** developmental kinesiology, reflex crawling, trigger zones, Russian stimulation

1	Úvod.....	8
2	Teoretická východiska .....	9
2.1	Základní poznatky z neurofyzologie a vývojové kineziologie .....	9
2.1.1	Primitivní reflexologie posturální reaktivita a posturální aktivita .....	10
2.2	Reflexní lokomoce dle Vojty .....	12
2.2.1	Historie.....	12
2.2.2	Teorie o mechanismu působení reflexní lokomoce .....	12
2.2.3	Účinky reflexní lokomoce .....	14
2.2.4	Reflexní plazení .....	15
2.2.5	Participace reflexního plazení a otáčení v motorické ontogenezi.....	19
2.3	Elektrická stimulace.....	20
2.3.1	Vliv ES na kosterní svalstvo .....	21
2.3.2	Indikace.....	24
2.3.3	Další možnosti využití ES v klinických oborech.....	24
2.3.4	Nejvýhodnější fyzikální parametry a nejčastěji užívané proudy při elektrické stimulaci v klinické praxi.....	25
2.4	Ruská stimulace .....	26
2.4.1	Fyzikální parametry Ruské stimulace .....	27
2.4.2	Účinky a využití Ruské stimulace ve fyzioterapii – shrnutí dosavadních poznatků.....	28
2.5	EMG.....	35
2.5.1	Vznik a historie.....	35
2.5.2	Princip fungování a druhy EMG.....	36
2.5.3	Zpracování EMG signálu .....	39
2.5.4	Omezení EMG vyšetření .....	41
2.5.5	Využití ve vědě a praxi fyzioterapeuta .....	42
3	Cíl práce, formulace výzkumné otázky a hypotéz .....	43
3.1	Cíl práce .....	43
3.2	Výzkumná otázka .....	43
3.3	Hypotézy .....	43
3.4	Metodika výzkumu .....	44
3.4.1	Charakteristika výzkumu .....	44

3.4.2	Charakteristika výzkumného souboru .....	44
3.4.3	Technické vybavení potřebné pro měření.....	44
3.4.4	Měření a sběr dat.....	45
3.4.5	Analýza a zpracování dat .....	46
3.5	Rozsah platnosti.....	47
4	Výsledky a vyhodnocení.....	48
4.1	Parametry týkajících se vyhodnocení pořadí zapojení vybraných svalů .....	48
4.2	Parametry týkajících se vyhodnocení šíření elektrického proudu do vzdálených tkání .....	48
4.3	Proband č. 1 .....	49
4.3.1	Vyhodnocení timingu zapojení svalů a vyvolání vzoru reflexního plazení.....	49
4.3.2	Vyhodnocení šíření elektrického proudu tkáněmi organismu .....	52
4.4	Proband č. 2 .....	54
4.4.1	Vyhodnocení timingu zapojení svalů a vyvolání vzoru reflexního plazení.....	54
4.4.2	Vyhodnocení šíření elektrického proudu tkáněmi organismu .....	56
4.5	Proband č. 3 .....	58
4.5.1	Vyhodnocení timingu zapojení svalů a vyvolání vzoru reflexního plazení.....	58
4.5.2	Vyhodnocení šíření elektrického proudu tkáněmi organismu .....	60
4.6	Proband č.4 .....	61
4.6.1	Vyhodnocení timingu zapojení svalů a vyvolání vzoru reflexního plazení.....	61
4.6.2	Vyhodnocení šíření elektrického proudu tkáněmi organismu .....	63
4.7	Souhrn výsledků .....	65
4.8	Diskuze .....	69
5	Závěr .....	72
6	Seznam použité literatury .....	73
7	Seznam použitých zkratk .....	79
8	Seznam tabulek, obrázků, grafů a příloh .....	80
9	Přílohy.....	82



# 1 Úvod

Účinků elektrické energie se ve fyzioterapii využívá nejčastěji při ovlivnění bolestivých stavů či k podpoře hojení a regenerace poškozené tkáně ve formě elektroléčby.

Součástí elektroléčby je také elektrostimulace a elektrogymnastika. Tato metoda se v rehabilitaci nejčastěji používá při postižení periferních nervů, úrazech či operačních výkonech, kdy je cílem terapie obnovení svalové síly pacienta nebo prevence hypotrofie svalstva.

Mnohé z účinků elektroterapie však nejsou stále zcela objasněny a možnosti jejího využití plně prozkoumány.

Vojtova reflexní lokomoce pracuje s možností vstupu do CNS přes spoušťové zóny, což jsou obzvláště citlivá místa na končetinách či trupu, jejichž stimulací dosáhneme motorické odpovědi v blízkosti samotné zóny i vzdálených částech těla. Můžeme tak obnovit přístup ke geneticky zakódovaným vrozeným pohybovým vzorům, který může být omezen, porušen či ztracen na základě poškození centrální či periferní nervové soustavy nebo při postižení pohybového aparátu (Orth, Kolář 2009).

Ke stimulaci těchto zón se užívá tlaku terapeuta v přesně určených vektorech. Motorickou odpověď lze však vyvolat rovněž při stimulaci spoušťových zón elektrickým proudem typu TENS, jak ve své diplomové práci ukázala kolegyně Vodňanská (Vodňanská 2011).

Ve své práci se zaměřuji na stimulaci spoušťových zón z konceptu Vojtovy reflexní lokomoce proudem Ruské stimulace. Jedná se o dráždivý středněfrekvenční proud, který je v rehabilitaci obvykle užíván jako elektrogymnastika oslabených svalů.

Předmětem práce je možnost vyvolání lokomočního vzoru při stimulaci tímto druhem proudu a rovněž možnost šíření elektrického potenciálu do vzdálených lokalit těla při aplikaci elektrické stimulace do míst spoušťových zón reflexní lokomoce dle Vojty.

## 2 Teoretická východiska

### 2.1 Základní poznatky z neurofyziologie a vývojové kineziologie

Vývojová kineziologie má ve výzkumu lidské motoriky a terapii pohybového aparátu významné postavení. Tomuto oboru se v 50. letech 20 století významně věnoval profesor Vojta, zakladatel konceptu Reflexní lokomoce. Jedná se o studium vývoje pohybu v raném dětském věku, především v období prvních 12 – 18 měsíců po narození. Motorický vývoj probíhá již během intrauterinního života, po dobu celého dospívání a jistým způsobem po celý život. Podle současných poznatků je právě prvních 18 měsíců v životě nově narozeného člověka nejvýznamnějších, jelikož v tomto období můžeme pozorovat nejvýraznější kvantitativní i kvalitativní změny v motorickém projevu jedince. Tyto změny mají pak zásadní význam pro další vývoj člověka. Kromě samotného studia spontánní motoriky dítěte termín zahrnuje také neurologii kojence a diagnostické postupy k určení vývojových poruch (Vojta, Peters 2010, Vařeka 2000).

Dítě přichází na svět s určitou geneticky uloženou motorickou výbavou. Jedná se o základní jednoduché pohybové programy, které souvisí s uspokojováním jeho základních životních potřeb (sání), či programy, které mu umožňují komunikaci s okolím (pláč, úsměv). Tyto programy dítě dle potřeby dříve nebo později začne využívat (Vařeka 2009).

Dle Vojty se však dítě rodí i se složitějšími geneticky zakódovanými programy, jejichž zapojení do spontánní motoriky souvisí se stupněm vývoje dítěte. Zastánci této teorie, např. profesor Kolář tvrdí, že vhodnou aferencí lze vyvolat geneticky zakódované pohybové vzory, kterých by dítě bylo schopno až na dalším vývojovém stupni. Odpůrci na druhé straně tvrdí, že dítě se rodí spíše jako „tabula rasa“ a svoji motorickou způsobilost získává při interakci s okolím metodou pokus omyl. (Vařeka 2000, Kolář 2008, Hadders-Algra 2010).

I ve světové literatuře se po dlouhá desetiletí vedly debaty, zda je pro vývoj mozku a hybnosti stěžejní genetická výbava, či vliv prostředí, ve kterém tento vývoj probíhá (nature vs. nurture). Tyto neshody vyplývají zejména z nedostatečného porozumění

neurální procesům, které vývoj mozku a nervového systému umožňují. Po značnou část minulého století byl motorický vývoj otázkou dozrávajících procesů CNS. V posledních dvou dekádách však odborníci docházejí k poznání, že zkušenost, její síla a kontext, ve kterém je získána, hraje ve vývoji CNS a motoriky zásadní roli. Na základě porovnání předchozí zkušenosti a současné situace dochází k volbě správného pohybového programu pro řešení konkrétní situace. Tak vznikají pohybové programy, které sice vycházejí z druhově specifických pohybových schémat pro vertikalizaci a lokomoci, ale jsou rovněž individuální pro každého jedince. Tyto programy jsou dále doplňovány a modifikovány učení (Vařeka 2000, Hadders-Algra 2010).

Dá se říci, že dnes panuje shoda, že zásadní roli při vývoji motoriky a vertikalizaci dítěte hraje vrozený zájem o okolní prostředí, navázání kontaktu a komunikaci. Tyto vrozené vlohy jsou jakousi hnací silou dalšího mentálního i motorického vývoje jedince, a tento vývoj je vymezen vnitřními a zevními podmínkami. Vnitřními podmínkami rozumíme genetickou výbavu dítěte, tedy i vrozené pohybové programy či případné patologie, a také vlastnosti, které dítě získalo v průběhu předchozího vývoje. Vnější prostředí dítěte je ve vývoji zásadní během prvních měsíců života a jeho nejdůležitější součástí je uspokojování základních potřeb dítěte (potrava, teplo atp.) a dostatek adekvátních podnětů. Vařeka shrnuje, že základními podmínkami pro normální vývoj dítěte jsou normální genetická výbava, normální zevní podmínky a normální dosavadní vývoj jedince. V případě, že dojde k narušení některé z těchto podmínek, nastupují automatické nebo uměle vytvořené kompenzační a substituční mechanismy, které dokážou dítě normálnímu vývoji alespoň přiblížit. Automatické mechanismy zahrnují autoreparační schopnosti organismu. Umělým kompenzačním mechanismem je terapeutický zásah nebo změna zevního prostředí (Vařeka 2009).

### **2.1.1 Primitivní reflexologie, posturální reaktivita a posturální aktivita**

Tyto tři pojmy – primitivní reflexologie, posturální aktivita a posturální reaktivita jsou diagnostickým pilířem vývojové kineziologie. V literatuře je tato problematika podrobně rozpracována, proto se jí zde budu věnovat pouze stručně. Ze současných autorů, kteří tuto problematiku popisují, jmenujme například – Kolář, Vojta, Orth.

### Primitivní reflexologie

Primitivní reflexy představují motorické reakce integrované na spinální a kmenové úrovni řízení. Tyto reflexy jsou u novorozenců a kojenců fyziologické. S postupným dozráváním CNS je však spinální a kmenové řízení překryto dokonalejšími systémy kontroly a výbavnost primitivních reflexů postupně mizí. Mezi tyto reflexy patří např. úchopový reflex, bradodlaňový reflex, chůzový automatismus, Galantův reflex, fenomén očí loutky a další (Kolář 2009).

Každý z primitivních reflexů má určený týden postnatálního vývoje, do jehož ukončení je fyziologický. Při přetrvání reflexu můžeme usuzovat na patologii CNS. Primitivní reflexy se mohou objevit u dospělých jedinců při postižení CNS, kdy je nedostatečná kontrola motorických reakcí z vyšších struktur řízení (Kolář 2009, Vojta, Peters 2010).

### Posturální reaktivita

Posturální reaktivita představuje reakci dítěte na změnu polohy těla. V průběhu vývoje dítěte se jeho reakce na stejnou zkoušku mění, jsou tedy závislé na stupni zrání CNS. Při vyšetření se užívá 7 polohových reakcí, které při diagnostice mohou vyšetřujícímu poskytnout značně podrobnou informaci o stupni případné patologie ve vývoji dítěte (Kolář 2009).

### Posturální aktivita

Pojem posturální aktivita představuje spontánní motoriku dítěte. Způsob jakým nejdříve leží, poté se začne otáčet, sedět, lézt a nakonec chodit. Při hodnocení těchto pohybových schopností není klíčová kvantita provedeného pohybu, ale jeho kvalita, tedy podoba ideálnímu vzoru, který ve svém pohybovém vývoji vykazuje většina dětí (Kolář 2009).

## **2.2 Reflexní lokomoce dle Vojty**

### **2.2.1 Historie**

Počátky reflexní lokomoce se datují do 50. let 20. století. Tvůrcem této metodiky je prof. MUDr. Václav Vojta a jeho spolupracovníci a žáci. Jelikož v České republice Vojta narazil na nesouhlas tehdejšího politického režimu, odchází roku 1968 do Německa, kde v 70. a 80. letech na Hannoverské neurologické klinice a v Mnichově rozvíjí dále svoji metodu. V Čechách dochází k dalšímu vývoji až v letech 90. (Vařeka 2000, Kolář 2009, Husárová 2005).

Při práci a pozorování dětí postižených cerebrální parézou si Vojta všiml, že u těchto dětí lze při některých zvláštních polohách tlakem na určité body vyvolat svalové souhry, které jsou jinak dítěti v běžné motorice nepřístupné. Kromě toho docházelo u dětí i ke změně celkového svalového tonu a různým vegetativním reakcím. Tyto změny mnohdy vydržely i celé hodiny po provedení výkonu a doba trvání se prodlužovala s frekvencí provedené stimulace. Na základě toho Vojta vypracoval globální pohybové vzory „reflexní plazení“ a „reflexní otáčení“ (Vodňanská 2011, Kolář 2009, Husárová 2005).

### **2.2.2 Teorie o mechanismu působení reflexní lokomoce**

Téma principu fungování Vojtovy metody je široce diskutovaná otázka, především vzhledem k její aplikaci v praxi. Pokud chce terapeut jakoukoli terapeutickou metodu aplikovat účinně a správně, musí znát princip jejího fungování. V případě Vojtovy reflexní lokomoce se často stává, že ani sami terapeuté, kteří ji aplikují, nejsou schopni vysvětlit na jaký princip je její účinek a úspěch vázán (Husárová 2005).

Jak již bylo řečeno výše, Vojta předpokládá existenci vrozených motorických vzorů, které se aktivují v průběhu dozrávání CNS. Do CNS však lze vstoupit i pomocí aferentního dráždění, a tím vyvolat motorické vzory, které mohou být pro dítě v daném vývojovém stadiu ve volní motorice nedostupné. Vojta předpokládá, že při stimulaci spoušťových zón dochází k dráždění propioceptivních receptorů, mechanoreceptorů kůže interoreceptorů a rovněž kloubních receptorů, které jsou zdroji aference k vyvolání reflexní odpovědi. Tlakem na spoušťové zóny Vojtovy reflexní lokomoce lze vyvolat svalové souhry, které nám umožní vstoupit do CNS a obnovit

přístup ke geneticky zakódovaným pohybovým vzorům, a tím zlepšit volní motoriku postiženého jedince (Kolář 2009, Vojta, Perters, 2010).

Ke stimulaci spoušťových zón dochází ve Vojtově terapii v přesně určených výchozích polohách, které hrají klíčovou roli v následném vybavení pohybového vzoru. Z výchozí polohy na zádech směřuje odpověď k flexi končetin a otáčení, z polohy na břiše ke kvadrupedální lokomoci (Kolář 2009).

V posledních letech se však objevují i alternativní teorie mechanismu působení Vojtovy reflexní lokomoce (Vařeka 2009). Tyto teorie zdůrazňují význam výchozí polohy pro vyvolání lokomočního vzoru. Výchozí poloha nám již udává určité pohybové možnosti a omezení. Dochází k protažení svalových skupin, objeví se oporná база. Tato poloha tedy již předznamenává pohyb, který bude pacient provádět. Tlak terapeuta do spoušťových zón opět doplňuje tuto opěrnou bazi. Terapeut poté může svůj tlak, a tím i opěrnou bazi, měnit podle toho, zda dochází k žádané pohybové reakci, či nikoli. Dle Vařeky tedy nejde při vyvolání lokomočního vzoru o „zmáčknutí tlačítka“, které spustí v CNS uloženou reakci, ale jde spíše o přesné vedení pohybu zkušeným terapeutem. Terapeut dle tohoto nového pohledu nevyvolává reflexní děje, či fylogeneticky staré pohybové vzory uložené v genetické matici, nýbrž vyvolává „odpověď dynamického systému se schopností učení na řízenou aferentní stimulaci při cílených zevních restrikcích“ (Vařeka, I., Dvořák, R., Jak vlastně funguje Vojtova metoda, Rehabilitace a fyzikální lékařství, 16, 2009, No. 1, s. 3-5). Restrikcemi rozumíme určenou výchozí polohu, tlak terapeuta do spoušťových zón a případně i omezení jiného pohybu pacienta zádrží terapeuta. Pacient (dítě) je restrikcemi stimulován k pohybu, respektive úniku, tyto restrikce jsou dále kladeny a modifikovány a určují pacientovi jakým směrem se pohybovat a jaké místo použít k opoře (Vařeka 2009).

Další cestou za pochopením principu fungování reflexní lokomoce je studium modulátorů CNS. Tento výzkum v poslední době navedl vědce na myšlenku ovlivnění motorických a psychických procesů humorální cestou. Při dlouhodobé tlakové stimulaci dochází dle Vojty k místním tkáňovým změnám, které jsou podobné změnám, k nimž dochází při akupunktuře. Látky, které v tkáni při takovéto stimulaci vznikají, se pak krevní cestou dostávají do CNS, kde mohou stimulovat tvorbu

centrálních modulátorů, které mají difúzní účinek a mohou po určitou dobu modifikovat psychické i motorické funkce. (Pavlů, Věle, Havlíčková 2000).

Mimo aktivaci volní motoriky dochází při Vojtově reflexní lokomoci rovněž k aktivaci autonomního nervového systému a vegetativních funkcí (Kolář 2009, Orth 2009, Věle 2006, Vařeka 2009).

### **2.2.3 Účinky reflexní lokomoce**

Literární prameny, které podporují správnost Vojtova principu, jsou prozatím sporé a studie které by efekt Vojtovy metody doložily elektromyograficky jsou prozatím ojedinělé. Můžeme se však setkat s množstvím klinických studií, které účinnost metody zkoumají především u dětí postižených DMO.

Pavlů, Věle a Havlíčková provedli v roce 2000 poměrně rozsáhlou studii zaměřenou na verifikaci účinků Vojtovy reflexní lokomoce pomocí EMG. Do experimentu byly zařazeny 3 skupiny probandů – zdraví dospělí, zdravé děti a děti s postižením CNS. V souhrnu výzkumu však uvádějí pouze výsledky ze skupiny zdravých dospělých. Jednalo o skupinu 11 zdravých probandů ve věku 21 – 25 let, kteří podstoupili 2 – 5 terapeutických sezení, kde byli podrobeni zonální stimulaci ke zjištění jejich senzibility ve smyslu vybavitelnosti motorické reakce. Poté proběhlo snímání EMG aktivity při stimulaci prsní zóny a kontralaterální zóny v oblasti procesus mastoideus. Výsledky ukazují jednak výraznou variabilitu v aktivaci svalstva u jednotlivých probandů – výraznou a rychlou u senzitivních, pomalou a nevýraznou u méně senzitivních jedinců. Rovněž však směřování ke stejnému cíli, tj. otáčení, s možností vertikalizace (Pavlů, Věle, Havlíčková 2000).

Mezi všeobecné účinky Vojtovy reflexní lokomoce literární zdroje řadí:

Ovlivnění zrání CNS a motorických funkcí, fyziologické nastavení páteře a kloubů ve všech třech rovinách, zlepšení funkce jemné motoriky, řeči a koordinace, rozvinutí mediastina plic a ovlivnění funkce hladké svaloviny (Kolář, 2009; Vojta, Peters, 2010, Věle 2006, Husárová 2005, Henclová 2003).

### **Nejčastější indikace**

V počátcích byla tato metoda využívána pouze pro dětské pacienty s dětskou mozkovou obrnou. Postupem času se však její uplatnění rozšířilo na širokou škálu jiných onemocnění pohybového aparátu z neurologických i jiných než neurologických příčin. Výčet indikací Vojtovy metody lze nalézt v publikacích řady autorů.

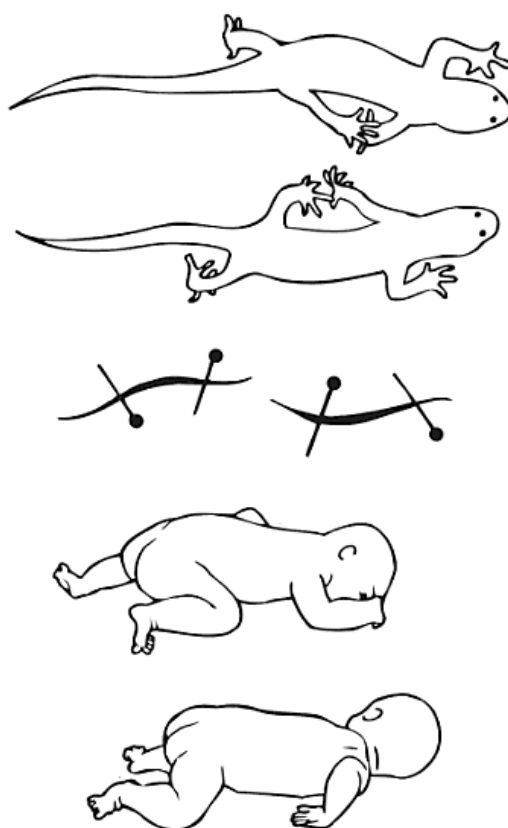
Nejčastěji se vojtova reflexní lokomoce dnes užívá v terapii dětí s opožděným psychomotorickým vývojem. Další indikace vyplývají z široké škály účinků reflexní lokomoce. Pro příklad můžeme uvést: stavy po poškození mozku, míchy či periferních nervů, ortopedické poruchy (skolióza, dysplazie kyčelního kloubu, pes equinovarus), astma bronchiale, strabismus, podpora funkce hladké svaloviny střev aj. (Husárová, 2005; Kolář, 2009, Orth 2009).

### **2.2.4 Reflexní plazení**

Dílčí prvky reflexního plazení je možné vidět v ontogenetickém vývoji jedince od 3. měsíce po narození až do ukončení vývoje chůze (tedy kolem 6 roku života) přestože se jako spontánní pohybový vzor ve své komplexní formě nevyskytuje.

Při reflexním plazení dochází ke svalovým souhrám, které můžeme vidět i u nejnižších obratlovců, tedy plazů. Při tomto způsobu pohybu vpřed dochází k nadzvihnutí trupu od podložky opřením o distální části končetin, přes proximální (opora o koleno a loket) a k následnému pohybu končetin ve zkříženém vzoru. Dítě však provádí pouze pohyb plazení podobný, jelikož u skutečného plazení, jaké pozorujeme u plazů, dochází k prohýbání páteře do stran, a toho dítě s hyperextenzí páteře není schopno. (Orth 2009, Trojan 2005).





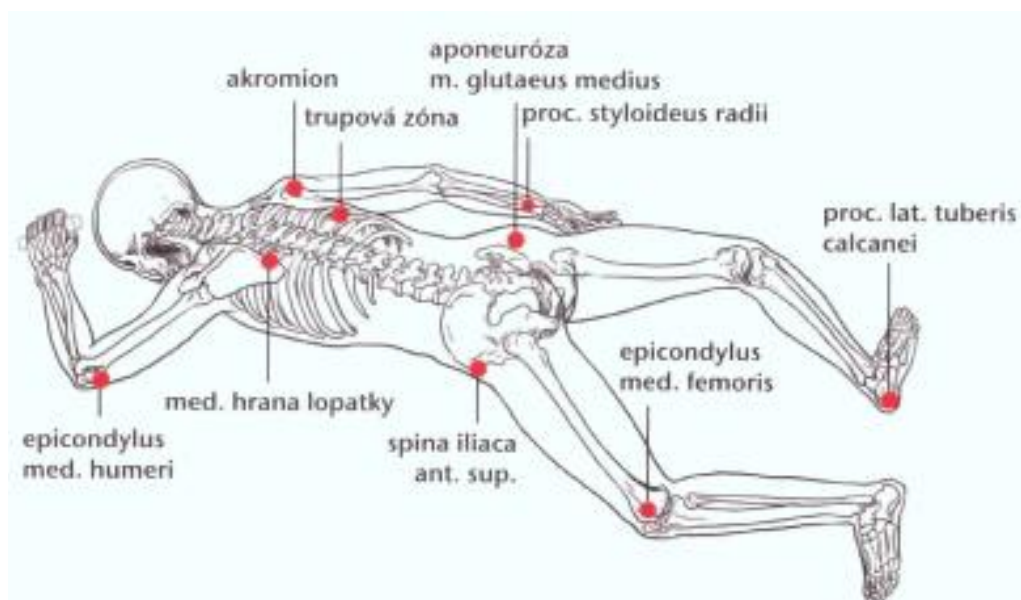
Obr. č. 1 – Srovnání plazení u plaza a dítěte. Převzato z: TROJAN, S, PFEIFFER, J., VOTAVA, J., *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*, vydání 3., přepracované a doplněné, Grada publishing, Praha 2005 ISBN 80-247-1296-2

### Výchozí poloha

Asymetrická poloha v lehu na břicho. Končetiny při provádění reflexní lokomoce rozdělujeme na čelistní a záhlavní, podle toho kam směřuje obličej pacienta. Hlava je při výchozí poloze reflexního plazení rotována cca o 30° a spočívá na tuber frontale na podložce. Čelistní horní končetina je flektována v rameni mezi 120° a 135° a abdukována ve 30°. Mediální epicondyl humeru leží na podložce. Loket je ve flexi cca 45°. Čelistní dolní končetina je v extenzi, abdukci a zevní rotaci u dospělého, u dítěte je tato poloha podrobněji specifikována. Záhlavní horní končetina je v rameni i v lokti v nulovém postavení a leží podél trupu. Ruka a prsty jsou uvolněné. Záhlavní dolní končetina se nachází v nulovém postavení. (Vojta, Peters, 2010).

### Spoušťové zóny reflexní plazení:

- Procesus lateralis tuberis calcanei, na origu m. abduktor 5. prstu na záhlavní dolní končetině
- Mediální epicondyl humeru na čelistní horní končetině
- Cca 1 cm od processus styloideus radii na medioventrální straně radia u záhlavní horní končetiny
- Mediální epicondyl femuru u čelistní dolní končetiny
- Trupová zóna – bezprostředně pod dolním úhlem lopatky ve vertebro-scapulární linii na záhlavní straně
- Při mediálním okraji lopatky čelistního pletence
- SIAS čelistního pánevního pletence
- Při ventrálním okraji acromionu u záhlavního ramenního pletence
- Střední část aponeurózy m. gluteus medius záhlavního pánevního pletence



Obr. č. 2 - Spoušťové zóny reflexního plazení. Převzato z: VOJTA, V., PETERS, A. *Vojtův princip: svalové souhry v reflexní lokomoci a motorické ontogenezi. 1. české vyd., překlad 3. zcela přepracovaného vyd. Praha: Grada, 2010*

## Motorická odpověď

Po vyvolání vzoru reflexní lokomoce dochází ke vzpřímení trupu a pohybu trupu směrem k opěrným končetinám, extenzi a intersegmentální rotaci v celém průběhu osového orgánu, proximální segmenty čelistní strany (paže, stehno) a pata záhlavní končetiny se stávají opěrnými body (zkřížený vzor lokomoce), kloubní jamka čelistní horní i dolní končetiny klouže otáčivě po hlavici humeru (horní končetina), či femuru (dolní končetina) (Trojan 2005, Orth 2009, Vojta, Peters, 2010).

## Funkce vybraných svalů v RP

Ve studii, která je předmětem této diplomové práce, dochází ke snímání EMG aktivity z vybraných svalů. V následujících odstavcích je stručně popsána aktivita těchto svalů v konceptu reflexní lokomoce.

- *m. trapezius* – spodní a střední část napomáhá tahu trupu k ramennímu kloubu. Horní část na čelistní straně má spolu s dalšími svaly dorzální muskulatury trupu významný rotační a extenční vliv na autochtonní muskulaturu a napřímění infantilní kyfózy.

- *m. infraspinatus* – K jeho aktivaci, stejně jako ostatních ZR ramenního kloubu, dochází při aktivním nastavení osového orgánu v podélné ose těla. Spolu s VR rotátory ramenního kloubu napomáhá tahu směrem k humeru. Díky opoře o loket na čelistní horní končetině dochází k vyrovnané izometrické kontrakci mezi vnitřními a zevními rotátory ramenního kloubu. Vzhledem k vektoru pohybu vpřed se zde také objevuje počátek řízení rovnováhy.

- *m. extensor carpi radialis longus* – Již ve výchozí poloze RP je předloktí na čelistní HK nastaveno do dorzální flexe a radiální dukce v zápěstním kloubu. Toto nastavení a aktivita extenzorů zápěstí pomáhá prstům rozvinout plnou sílu. Extensor carpi radialis longus se zapojuje rovněž v průběhu pohybu RP na záhlavní horní končetině.

- *m. tibialis anterior* – na čelistní dolní končetině je noha v everzi, kterou způsobují mm. peronei, a m. tibialis anterior. Zásadní roli hraje m. tibialis anterior při v odrazové fázi záhlavní dolní končetiny, spolu s m. tibialis posteriori a mm. peronei.

Jejich aktivitou dochází ke korekci vrozeného valgózního postavení nohy každého dítěte, v opěrné fázi RP také napomáhají držet hmotnost těla proti gravitaci.

- *m. obliquus abdominis exterior* – při výchozím postavení RP je pánev v šikmém postavení. Aktivitou *m. quadratus lumborum* a *m. latissimus dorzi* na čelistní straně dochází k silnému protažení a aktivaci šikmé břišní muskulatury. Svaly břišní stěny působí tah pletence pánevního k opěrnému bodu na lokti a dorzální flexi pánve, a tím aktivují adduktory kyčelního kloubu na čelistní dolní končetině (Vojta, Perters 2010).

### **2.2.5 Participace reflexního plazení a otáčení v motorické ontogenezi**

Reflexní plazení a reflexní otáčení jsou komplexní koordinační vzory, které se dají vyvolat pouze z konkrétní výchozí polohy stimulací určitých spoušťových zón. Tyto komplexy jsou vrozené v předpřipraveném programu CNS jako předloha budoucí funkce a lze je vyvolat stejně tak u zdravého novorozence, spastického dítěte i dospělého člověka.

V obou vzorech RP i RO se objevují dílčí vzory pohybu vpřed v přesných svalových souhrách, které je možné ve spontánní motorice pozorovat. Zatímco RP se ve své komplexní podobě ve spontánní motorice během vývoje neobjevuje, RO ano. Rotační pohyb stejně jako v motorickém vývoji obsahuje otočení extendovaného trupu, s diferencovanou rotační funkcí Cp, kde opěrnou funkci tvoří rameno a pletenec pánevní. Kineziologický obsah RO je součástí také dalších pohybů, které se z otáčení vyvíjejí (opora o loket vleže na boku, šikmý sed, lezení po čtyřech, boční chůze ve vertikále), nebo které mu předcházejí (úchop přes střední linii) (Vojta, peters 2010).

V provedení motorického vzoru RP můžeme vidět napřímení celé páteře a antigravitační funkce vnitřních rotátorů ramenního kloubu a břišních svalů, které se ve spontánní hybnosti dítěte objevuje od 3. měsíce jako symetrická opora o lokty, stejně tak jako axiální rotace hlavy a pohyb očních bulbů do strany, které jsou při RP i RO také patrné (Vojta, Perters 2010, Kolář 2009).

Dílčí části RP můžeme vidět i u dítěte lezoucího po čtyřech. Při tomto druhu lokomoce dochází stejně jako u RP k intersegmentální rotaci hrudní a krční páteře směrem ke končetině, jež kráčí vpřed. Ta se pohybuje do abdukce, zevní rotace

a flexe, stejně jako je tomu u čelistní končetiny při RP. Bederní páteř je v konvexním nastavení, kyčelní a kolenní kloub ve flexi, přičemž kolenní kloub dává oporu. V lezení po čtyřech, stejně jako v bipedální lokomoci, pozorujeme zkřížený vzor pohybu a fáze flexe, relaxace, opory a odrazu, které jsou rovněž součástí RP.

V obou vzorech – RP i RO dochází k aktivaci akrálních částí končetin. Rozevření metatarsů a metakarpů a tím vytvoření klenby. Toto je důležité pro rozvoj opěrné a odrazové funkce nohy při bipedální lokomoci, stejně jako pro rozvoj jemné motoriky u ruky (Vojta, Peters 2010).

## 2.3 Elektrická stimulace

Jako elektrostimulace je označována metoda elektroterapie, při níž je do cílového orgánu dopravován pomocí elektrod nízkofrekvenční dráždivý proud. V medicíně se této metody využívá nejčastěji ke stimulaci svaloviny (srdeční, kosterní, i hladké), či periferních nervů.

Při stimulaci kosterního svalstva se obvykle využívá dvou elektrod, z nichž aktivní elektroda má menší plochu, aby bylo dosaženo větší hustoty proudu. Obvykle se užívá kuličkové elektrody. Ve fyzioterapii se elektrostimulace či elektrogymnastika užívá při regeneraci denervovaných, či jiným způsobem oslabených či poškozených svalů. Při terapii můžeme využít dvou forem stimulace, a to buď přímé, nebo nepřímé. Při přímé stimulaci dochází ke stimulaci svalového bříška kosterního svalu. Při nepřímé stimulaci je elektrickým proudem stimulován periferní nerv, který zásobuje sval, jež chceme terapeuticky ovlivnit (Navrátil 2005, Kyplová 2008).

K elektrické stimulaci se užívají nízkofrekvenční proudy, tedy proudy s frekvencí 1 – 1000 Hz, nebo proudy středněfrekvenční, jejichž frekvence není vyšší než 2500 Hz. Výhodou středněfrekvenčních proudů je jejich schopnost lépe překonávat kožní odpor, v cílové tkáni se však tyto proudy objevují rovněž jako nízkofrekvenční (Kolářová 2006, Rovenský 2006).

Tvar pulzu proudu, který bude použit pro stimulaci, volíme podle svalového postižení. V případě denervovaného svalu, nebo při stimulaci hladké svaloviny

se užívají pulzní proudy s pomalým nástupem. Proudů s rychlým nástupem se užívají zejména pro elektrogymnastiku, tedy v případě terapie svalů, u nichž nacházíme volní aktivitu (Kymplová 2008).

Co se týče vhodné intenzity proudu, při stimulaci se užívá intenzity nadprahově motorické, tedy takové, při které dochází k záškubů svalů. Další účinky stimulace jsou pak dány frekvencí použitého proudu. Do 7 Hz dochází k izolovaným záškubům svalových vláken. Při 8 až 29 Hz vzniká vlnitý tetanus. Nad 30 Hz (nejvíce mezi 40 až 60 Hz) dochází k tetanické kontrakci jejíž síla závisí na intenzitě proudu. Při frekvenci 180 až 220 Hz je převažující účinek myorelaxační a konečně použití frekvence nad 250 Hz způsobí rychlé vyčerpání energetických zásob svalových buněk, a tím ztrátu účinku. Elektrickou stimulaci můžeme provádět buď jednotlivými impulzy nebo skupinami impulzů oddělených přestávkami (Poděbradský 1998, Al-Mahoudi 2012).

### **2.3.1 Vliv ES na kosterní svalstvo**

Vlivem elektrické stimulace na svalstvo se zabývá řada studií (Criswel 2007, Gregory 2005, Pette 1999, Nuhr 2003 a řada dalších) Z fyziologie víme, že při spontánní svalové kontrakci jsou motorické jednotky zapojovány postupně. Hierarchicky dochází nejprve k zapojení nejmenších motorických jednotek a až při zvětšování vyvíjeného úsilí dochází k zapojení motorických jednotek větších, přičemž největší z motorických jednotek jsou užívány jen zřídka, a to při maximálním úsilí jedince, pouze na krátký časový úsek (Kabátová 2007, Pette 1992, Reed 1997).

Jak je známo, v kosterním svalstvu se nachází různé druhy vláken – svalová vlákna typu I, neboli pomalá červená (oxidativní), která se vyznačují vysokým obsahem myoglobinu, malou unavitelností a uplatňují se zejména při vytrvalostních zátěžích nižší intenzity. Svalová vlákna typu II – rychlá červená, se vyznačují vysokou glykolytickou kapacitou, rychlou kontrakcí a středně rychlou unavitelností. Uplatňují se při zátěži střední až submaximální intenzity. Svalová vlákna III typu – rychlá bílá, mají nízkou oxidativní kapacitu, vysokou rychlost kontrakce a rovněž vysokou unavitelnost. Tato vlákna se zapojují při zátěži maximální intenzity s převahou anaerobního metabolismu. Z výzkumů vyplývá, že hierarchie náboru motorických jednotek v rámci jednoho svalstva je zajišťována různorodostí svalových vláken uvnitř

tohoto svalu. Tato rozdílnost je dosažena existencí kontraktálních a regulačních proteinů v rozmanitých formách a jejich specifickém uspořádání. Svalové vlákno má schopnost prodělat fenotypovou změnu změnou proteinové izoformy, a to na základě neuromuskulární a mechanické aktivity. Obecným pravidlem je, že trvalé zvýšení neuromuskulární aktivity změní rychlá svalová vlákna na pomalá a snížení má opačný efekt (Kabátová 2007, Grim 2001).

Na rozdíl od aktivní kontrakce dochází při stimulaci nízkofrekvenčním proudem k náboru všech motorických jednotek současně, tedy i těch, které by při běžné fyzické aktivitě zapojeny nebyly. Zrušení přirozené hierarchie náboru motorických jednotek vede k tomu, že přirozeně nejméně aktivní budou elektrickou stimulací ovlivněny nejvíce (Pette, Vrbová 1992, Kabátová 2007).

Stejně jako při dlouhodobé tělesné aktivitě, lze při dlouhodobé elektrické stimulaci (prováděné několikrát týdně nebo denně po dobu v řádu týdnů) vyvolat změnu fenotypu svalových vláken, která jsou podrobena elektrické stimulaci. Tato změna probíhá ve smyslu přeměny rychlých vláken na vlákna pomalá – z vláken typu II se stávají vlákna typu I. K této přeměně, jak udávají autoři, je třeba frekvencí vyšších než 30Hz. Tato přeměna je způsobena změnou enzymatických procesů uvnitř svalového vlákna, kde po dlouhodobé aplikaci elektrické stimulace dochází ke vzniku převahy oxidativních procesů nad glykolytickými. Opačným směrem, tedy z pomalých na rychlá pomocí elektrické stimulace sval ovlivnit nelze. Změny vzniklé ve svalu jsou rovněž reverzibilní a po vyřazení elektrické stimulace částečně mizí. Nízkofrekvenční elektrická stimulace ve svalu také aktivuje proces tvorby nových kapilár. Z funkčních parametrů svalu můžeme sledovat zvýšení rychlosti nástupu izometrické kontrakce a zvýšení intenzity svalové síly. Tyto změny byly pozorovány zejména při pokusech na zvířatech (Kabátová 2007, Al-Mahoudi 2012, Gregory 2005).

Účinnosti ES na lidský kosterní sval se věnuje například Eriksson. V jeho studii z roku 1979 bylo 8 pacientů, kteří podstoupili plastiku LCA, náhodně rozděleno do 2 skupin. Kontrolní skupina prováděla izometrické kontrakce m. quadriceps femoris, druhá skupina byla podrobena elektrické stimulaci tohoto svalu. V experimentu byla sledována biopsie svalu jeden týden po zákroku a pět týdnů po zákroku. Pacienti ze skupiny, která obdržela elektrickou stimulaci, vykazovali lepší klinické i biochemické výsledky (Eriksson 1979).

V další studii byly zjišťovány primární a adaptivní změny ve svalu quadriceps femoris po elektrické stimulaci. Primární změny, tj. vyčerpání fosfagenu a glykogenu a tvorba laktátu, stejně jako pokles některých enzymových aktivit, byly podobné těm, které byly zjištěny již dříve v případě intenzivní svalové práce. Přerušovaná elektrická stimulace po 4 až 5 týdnů nezpůsobila žádné významné změny v enzymových aktivitách, charakteristice svalových vláken, nebo mitochondriálních vlastnostech. Během 4 týdnů elektrické stimulace došlo ke zlepšení svalové síly, které bylo srovnatelné s výsledky aktivního tréninku (Eriksson 1981).

Z výše uvedeného vyplývá, že využití elektrostimulace při terapii kosterního svalu má řadu výhod:

- Dosažení stejné a současné aktivity všech motorických jednotek, i velkých k jejichž aktivitě je za přirozených podmínek nutné velké volní úsilí. Elektrická stimulace tak dokáže vyvolat rozsáhlejší odezvu, než jaké je dosaženo při intenzivní svalové zátěži (Pette, Vrbová 1992, Reed 1997).

- Vyvolaná aktivita je omezena pouze na stimulovaný sval či jeho část. Můžeme se tak vyhnout nežádoucím efektům, například ve formě náhradních pohybových mechanismů, které se mohou tvořit při aktivním cvičení. Náhradní pohybové mechanismy, vzniklé na základě nociceptivního dráždění či chybných pohybových stereotypů pacienta, mohou pak brzdit průběh terapie, nebo vést k dalšímu přetěžování a poškození pohybového aparátu.

- Stupeň zátěže, již můžeme sval vystavit, není ovlivňován stavem a funkcí ostatních částí pohybového aparátu, či orgánových systémů (kardiovaskulární, nervový aj.) (Kabátová 2007, Al-Mahoudi 2012).

- Elektrická stimulace je pacienty dobře snášena a její aplikace je jednoduchá.

Využití elektrostimulace skýtá kromě výhod i několik nevýhod či sporných bodů. Jako hlavní nevýhodu můžeme uvést, že takto vyvolaná aktivita je pro sval nepřirozená (Kabátová 2007, Al-Mahoudi 2012). Aktivita omezená pouze na stimulovaný sval, kterou uvádím v předchozím jako výhodu, může být brána rovněž jako nevýhoda. Izolované posílení stimulovaného svalu probandovi či pacientovi nezaručí schopnost funkčního zapojení tohoto svalu do pohybových vzorů. Za nevýhodu můžeme také považovat, že ne každý pacient je pro aplikaci



elektrické stimulační vhodný. Toto omezení vychází z kontraindikací elektrické stimulační, kterými jsou: implantace kardiostimulátoru, snížená citlivost v místě aplikace nebo kožní defekty, či riziko krvácení nebo tromboembolie (Reed 1997, Poděbradský 1998).

### **2.3.2 Indikace**

Moderní ES dnes nachází využití v množství klinických oborů a diagnóz. Kromě elektrostimulační dervovaných kosterních svalů nachází uplatnění také v interních lékařských oborech, například při poruchách srdečního rytmu, či obnově funkce močového měchýře a léčbě močové inkontinence.

Elektrogymnastika kosterních svalů při neporušeném periferním nervovém systému se využívá zejména ke zvýšení svalové síly po ortopedických operacích, k prevenci hypotrofií při imobilizaci, či pro zlepšení propriocepce svalu (Al - Mahoudi 2012).

### **2.3.3 Další možnosti využití ES v klinických oborech**

V posledních letech se objevují nové možnosti využití elektrické energie, nejen pro stimulační svalstva. Například **Elektroakupunktura**, která se rozvíjí již od počátku 19. století, má dnes v klinické medicíně pevné místo.

Akupunktury se využívá jako alternativní či podpůrné léčby u širokého spektra diagnóz a významně uplatně nachází i v léčbě bolesti. Již japonští lékaři jehlou ve vpichu otáčeli, aby zvýšili efekt léčby. Již z doby renesance se také objevují záznamy o využití elektrického proudu v akupunktura z důvodu zvýšení analgetického účinku. Dnes toto dokazují čínské vědecké studie, které navíc hovoří i o dalším zesílení analgetického účinku při použití specifických frekvencí. Při použití frekvencí do 15 Hz dochází k dráždění opioidních receptorů  $\mu$  a  $\delta$ , kde se uplatňují především  $\beta$  endorfiny a metenkefalin. Při vyšší frekvenci – kolem 100 Hz se uplatňují především receptory K a uvolňuje se endogenní opioid dynorfin (Rokytko 2009). Aung a Chen (2007) uvádí, že obecně se v elektroakupunktura užívají frekvence od 2 do 200 Hz, které mají tonizující účinek, analgetický účinek mají až frekvence vyšší do 2000 Hz. Elektroakupunktura je prováděna buď pomocí elektrických jehel nebo malých

elektrod umístěných na kůži v místě akupunkturních bodů (Rovenský 2006, Polanecká 2012, Aung, Chen 2007).

Čemusová a Vodňanská ve své práci ukazují možnost využití elektrické stimulace i při stimulaci spoušťových zón reflexní lokomoce dle Vojty. Ve svém experimentu využívají proud typu TENS v intenzitě nadprahově senzitivní v různých frekvencích (30 Hz a 182 Hz) a s různými pauzami mezi pulzy (5 ms a 33 ms). Ve všech případech došlo k obdobnému vybavení lokomočního vzoru, jako při stimulaci manuální. Prokázaly tak, že k odpovědi organismu u reflexní lokomoce není zásadní vektor tlaku terapeuta, a že lokomoční vzor lze vyvolat i elektrickou stimulací (Vodňanská 2011).

### **2.3.4 Nejvýhodnější fyzikální parametry a nejčastěji užívané proudy při elektrické stimulaci v klinické praxi**

Pro elektrickou stimulaci, jak již bylo řečeno výše, můžeme využít nízkofrekvenční či středněfrekvenční proudy.

Z nízkofrekvenčních Poděbradský uvádí: Trabertovy proudy, diodynamické proudy či Faradický proud. Pacienty jsou tyto proudy hůře snášeny než proudy středněfrekvenční, a od jejich užívání v praxi se dnes již prakticky upustilo (Kabátová 2007).

Ze středněfrekvenčních proudů můžeme využít jednak Ruskou stimulaci, či jiné amplitudově modulované středněfrekvenční proudy s nosnou frekvencí mezi 2,5 kHz a 12 kHz. Jako nejvýhodnější se jeví užít frekvenci v rozmezí 30 – 60 Hz, a to z důvodu prevence adaptace svalových vláken na stimulační proud (Poděbradský 1998).

Další možností elektrické stimulace svalu je pulzní terapie. Zde užíváme impulzy obdélníkového tvaru, sdružené do skupiny s obalovou křivkou, která má pomalý nástup a pokles intenzity proudu (Kabátová 2007).

V současné době se za nejvýhodnější pro stimulaci považují proudy typu TENS surge, jelikož kontrakce vyvolaná tímto druhem proudu se nejvíce blíží kontrakci volní. Doba impulsu se volí mezi 100 – 300 nanosekundami, intenzita se zvyšuje

do vyvolání maximální kontrakce, která je ještě snesitelná z hlediska bolesti (Kabátová 2007, Navrátil 2005).

Co se týče průběhu terapie, můžeme se setkat s různými doporučeními jak správně provádět elektrogymnastiku a elektrostimulaci.

Poděbradský rozlišuje rozdílné provedení terapie, pokud je předmětem stimulace sval fázický nebo tonický. Pro fázické svaly udává dobu kontrakce 3 – 6 s, přičemž pauza by měla činit dvojnásobek doby kontrakce. Celkový čas trvání terapie je v rozmezí 1 – 3 minut pro jeden sval. Pro tonické svaly jako optimální uvádí dobu kontrakce 10 – 40 s, s následnou dobou relaxace minimálně o stejném trvání jako kontrakce, nejlépe dvojnásobně tak dlouhé. Celková doba terapie by neměla přesáhnout 30 min, nejlépe 5 – 15 min (Kabátová 2007, Poděbradský 1998).

Příručka pro praxi ze Spojených států doporučuje pro elektrogymnastiku u ortopedických pacientů tyto parametry terapie: délka stimulačního pulzu 10 – 15 s a délku pauzy 30 – 90 s 2 – 3 krát týdně, v celkovém počtu 18 aplikací. Intenzita proudu by se měla pohybovat na hranici snesitelnosti (Manal, 2009).

Knight a Draper zase udávají délku aplikace elektrogymnastiky 10 – 30 min, prováděnou nejlépe více než dvakrát denně, přičemž pauza mezi procedurami by měla činit 3- 4 hodiny (Knight, Draper 2013).

## **2.4 Ruská stimulace**

První experimenty s tímto druhem elektrické stimulace prováděl v 70. letech 20. století Yakov Kots v Rusku. Proto se tedy v literatuře setkáváme s termínem Ruská stimulace (Russian stimulation) nebo také Kotsovy proudy.

Kots prováděl své experimenty na mladých sportovcích, u nichž poté zaznamenával výrazný nárůst svalové síly při použití nového druhu elektrické stimulace během tréninku v porovnání s probandy, kteří se elektrické stimulaci nepodrobili (Kramer 1982, Dellito 2002).

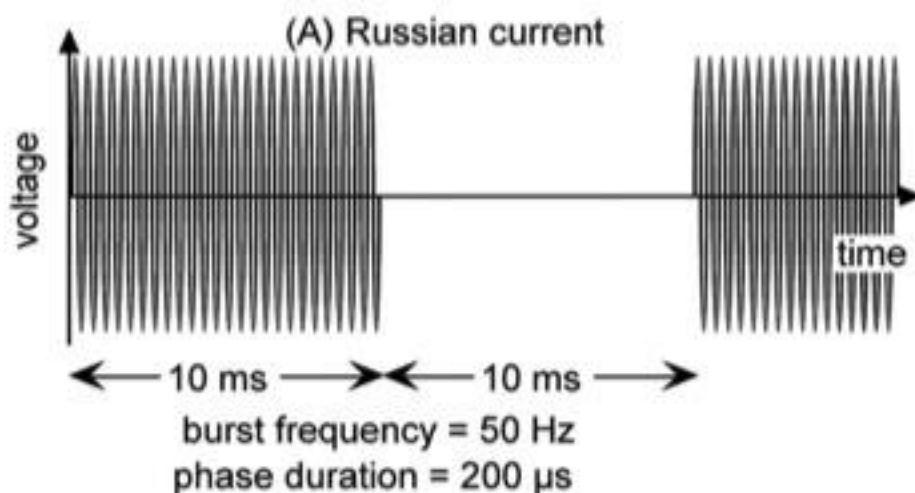
Přestože se dnes jako Ruská stimulace označují proudy středněfrekvenční, Kots ve studii využíval nízkofrekvenční pravoúhlé pulzní proudy o frekvenci 50 Hz. Ve své práci však určil dobu stimulace 10 s a pauzy 50 s jako optimální poměr pro dosažení

největší účinnosti stimulace, s dobou trvání 10 min – režim 10/50/10. Tyto parametry jsou s pojmem Ruská stimulace spojené dodnes, neexistuje však žádná anglicky psaná studie, která by optimálnost tohoto stimulačního režimu potvrdila. Středněfrekvenční proud při stimulaci začala používat Adrianová, která ve své práci navazuje na Kotse, a to z důvodu většího komfortu pacientů (probandů) při aplikaci (Ward, Shkuratova 2002, 2009, Delitto2002, Kolt 2007).

Kots tvrdil, že dokázal zvýšit svalovou sílu u atletů až o 40 %. Přestože jeho práce nebyla plně zaznamenána a zbyly z ní jen fragmenty, Ruská stimulace se stala v klinické praxi populární. Autoři však stále vedou debaty o její účinnosti (Ward, Shkuratova 2002, 2009, Delitto2002).

### 2.4.1 Fyzikální parametry Ruské stimulace

Jako Ruská stimulace se označuje středněfrekvenční střídavý proud o frekvenci 2,5 kHz s pravouhlou modulací 50 Hz. Stimul je aplikován po dobu 10 s a pauza činní 50 s, po dobu 10 min (režim 10/50/10), duty cycle 50%. Stimulace by měla být prováděna denně nebo obden, aby bylo dosaženo cíleného účinku, tedy nárůstu svalové síly. (Poděbradský 1998, Capko 1998, Kolt 2007).



Obr. č. 3 - Ruská stimulace. Převzato z: WARD, A., R., OLIVER, W., G., BUCCELLA, D., *Wrist Extensor Torque Production and Discomfort Associated With Low-Frequency and Burst-Modulated Kilohertz-Frequency Currents, Physical Therapy, Volume 86, Number 10, October 2006*

## **2.4.2 Účinky a využití Ruské stimulace ve fyzioterapii – shrnutí dosavadních poznatků**

Dodnes není zcela znám přesný fyziologický účinek Ruské stimulace a vedou se debaty, zda je Ruská stimulace opravdu tak účinná, jak tvrdil Yakov Kots. Existují však studie (Dellito, Laufer, Selkowitz), které rovněž potvrzují nárůst svalové síly při použití Ruské stimulace, přestože procentuální nárůst svalové síly je menší než udával Kots.

Kots a jeho spolupracovníci v Rusku a Kanadě používali tento druh proudu k zvýšení svalové síly u sportovců, jako doplněk tréninku. Dnes se Ruská stimulace využívá v rehabilitaci, nejčastěji po operacích a úrazech kloubů dolních končetin, za účelem rychlejšího návratu svalové síly (Poděbradský 1998, Delitto 1988,1989, Kramer 1982).

### **Vznik Ruské stimulace – rané experimenty**

Ward a Shkuratova v roce 2002 představili článek „Russian electrical stimulation: the early experiments“, ve kterém popisují první experimenty prováděné Kotssem a jeho spolupracovníky a následovníky v Rusku. Následující odstavce popisují tyto experimenty.

Kots a Xavilon provedli dvojdílnou studii, ve které bylo použito 37 mladých probandů z řad sportovců ve věku 15 – 17 let. Ti byli rozděleni do 4 skupin. 3 skupiny podstoupily stimulaci biceps brachii a jedna skupina triceps surae. Během experimentu byla měřena síla záškubu a tuhost svalu v průběhu stimulace.

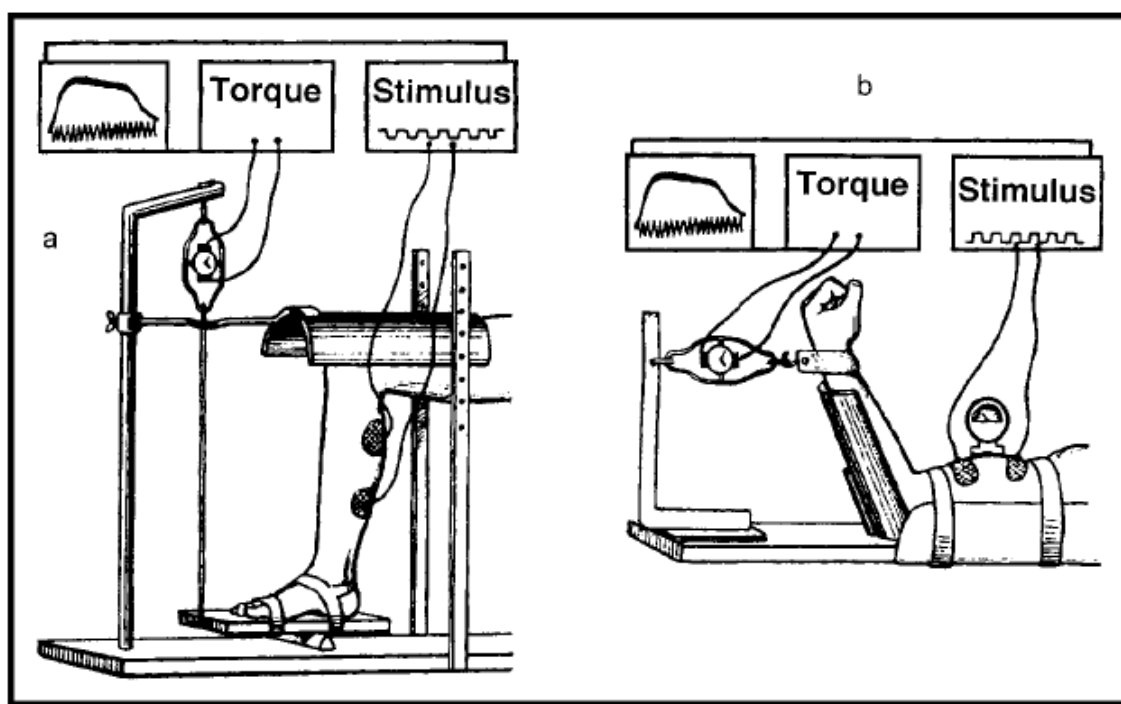
První část studie udává dobu trvání impulzu a pauzy („on“ a „off“ period). Při experimentu byla prováděna stimulace v maximální intenzitě, již probandi vnímali jako snesitelnou. Zaznamenali, že při stimulaci, která trvá déle než 10s, dochází k poklesu síly vyvolaného svalového stahu. Doba stimulace byla proto určena na 10 s.

Dále byla určena délka pauzy mezi stimuly, aby nedocházelo ke svalové únavě, tedy poklesu vyvolané svalové síly mezi dvěma stimuly. Stimulace byla prováděna

s pauzami do 10 s se stepem po deseti sekundách. Teprve při délce pauzy 50 s nedocházelo ke snížení svalové síly vyvolané stimulací.

Druhá část studie už využívala režim stimulace 10/50/10. Probandi byli rozděleni do dvou skupin. Jedné skupině byla stimulace prováděna denně po dobu 9 dnů, druhé obden po dobu 19 dnů. Před každou stimulací byla změřena svalová síla a tuhost svalu.

Tato část potvrdila, že elektrická stimulace vyvolává větší nárůst svalové síly než běžné cvičení. Nárůst síly rovněž záleží na počtu stimulací. Je ovšem malý rozdíl mezi tím, jestli je stimulace prováděna denně, nebo obden. Kontrolní skupina prováděla maximální volní kontrakce 6x denně po dobu 19 dnů. Experimentální skupina prováděla 3 maximální volní kontrakce před a po každé stimulaci. Nebyl zaznamenán žádný nárůst síly u kontrolní skupiny (Ward, Shkuratova 2002).



Obr. č. 4 - Aparát použitý pro měření maximální volní kontrakce a maximálního elektricky vyvolaného stahu pro *m. triceps surae* (a.) a *m. biceps brachii* (b.) Pro měření tuhosti *m. biceps brachii* bylo použito povrchové zařízení připevněné na kůži probanda. Převzato z článku WARD, A. R., N. SHKURATOVA. *Russian electrical stimulation: the early experiments*, *Physical Therapy*, vol. 82 no.10 s 1019-1030.

Kots a Xavilon tvrdili, že zvýšení svalové síly může být dosaženo 2 způsoby. První způsob je pomocí adaptace CNS, kdy je nárůst maximální volní kontrakce způsoben „učením“ CNS a adaptací „vzorů vzrušivosti“. V tomto případě je nárůst síly dosažen efektivnějším zapojením většího množství svalových vláken. Druhý způsob je na základě nárůstu svalového bříška a zvětšení silového výstupu při stejném nervovém vzruchu. V tomto případě svalová vlákna rostou do velikosti a tím se zvyšuje i svalová síla. Nárůst obvodu končetiny (svalového bříška) je paralelní s nárůstem svalové síly, proto autoři předpokládají, že nárůst síly je především periferního původu (Ward, Shkuratova 2002).

Na Kotsovu práci navazuje Adrianová a kol., kteří ve své studii použili středněfrekvenční střídavý proud pro zvýšení svalové síly. V jejich studii byly použity střídavé nemodulované proudy a střídavé frekvenčně modulované proudy ve frekvenci 50 Hz, kde doba impulzu i pauzy činila 10s. Adrianová používala přímou stimulaci s uložením elektrod na svalové bříško a nepřímou stimulaci svalu s uložením elektrod v průběhu nervu zásobujícího sval. Její článek referuje o 4 dílné studii zahrnující flexory prstů a svaly lýtka.

První část studie používá střídavý proud o frekvenci 100, 500, 1000, 2500, 3000, 5000 Hz na stimulaci flexorů prstů ruky. Při každé frekvenci byla provedena měření pro stimulaci při intenzitě proudu prahově motorické, maximální snesitelné intenzitě a intenzitě vyvolávající 60% z maximálního elektricky vyvolaného stahu. (EIT - electrically induced torque).

Adrianová udává, že přestože intenzita proudu potřebná k vyvolání svalového záškubu, stoupá s rostoucí frekvencí, diskomfort, který probandi během stimulace pociťují, se s použitím vyšší frekvence snižuje.

Autoři uzavírají, že frekvence 1kHz je optimální pro nepřímou stimulaci a frekvence 2,5 kHz pro přímou stimulaci.

Druhá část studie referuje o měření při použití přímé stimulace na flexory zápěstí při použití 10 ms pulzu ve frekvenci 50 Hz. Zaznamenali, že oba způsoby, přímý i nepřímý, působí podobný nárůst maximální volní svalové kontrakce, ale v rozdílných frekvencích.

Adrianová zjistila, že ať je proud aplikován kontinuálně nebo v 10 milisekundových impulzech ve frekvenci 50 Hz, maximální produkovaná síla a optimální nosná frekvence jsou nezměněny. Výsledky studie Adrianové a kol. podporují tvrzení, že 50 Hz a 50% duty cycle nesníží maximální elektricky vyvolaný svalový stah. Toto je jediným důvodem, proč je podle nich frekvenční modulace jdoucí v salvách v klinické praxi výhodnější – fyziologická odpověď se nezmenší, když se intenzita proudu sníží na polovinu, ale sníží se riziko poškození tkání elektrickým proudem.

Poslední část rozsáhlé studie Adrianové zaznamenává nárůst svalové síly u dvou skupin mladých (16 letých) zápasníků. 1. skupina podstoupila přímou stimulaci lýtkového svalstva za využití frekvence 2,5 kHz jednou denně po dobu 18 dnů. Denně byla měřena maximální výška skoku a obvod končetiny. Půlka druhé skupiny podstoupila nepřímou stimulaci tibialis anterior ve frekvenci 1kHz a druhá půlka přímou stimulaci s frekvencí 2,5 kHz. Režim stimulace byl pro obě skupiny stejný – 10/50/10, 50% duty cycle, v maximální tolerované intenzitě.

1. skupina vykazovala nárůst maximální volní kontrakce (MVC) o 45%, nárůst obvodu o 3%, a nárůst výše skoku o 15%. 2. skupina měla nárůst MVC v dorzální flexi nohy víc než 30%. Nepřímá stimulace měla rychlejší nárůst síly, ale na konci měření už byl rozdíl malý (Ward, Shkuratova 2002).

### **Studie zabývající se účinkem Ruské stimulace**

Od 80. let 20. století se výzkumu účinnosti Kotsových proudů věnoval Selkowitz.

Studie z roku 1985 porovnává efektivitu RS a aktivního cvičení na sílu m. quadriceps fem. u skupiny probandů (16 mužů a 8 žen). Experimentální výběr byl rozdělen na dvě stejné skupiny, z nichž první byla podrobena elektrické stimulaci v maximální snesitelné intenzitě. Stimulace byla prováděna 3x týdně po dobu 4 týdnů. Před i po skončení experimentu byla zkoumána svalová síla v izometrické kontrakci. Kontrolní skupina byla instruována, aby po dobu experimentu neprováděla žádné posilovací cvičení dolních končetin, stejnou instrukci obdržela i skupina, která podstoupila elektrickou stimulaci. Ve výsledku studie se ukázalo výrazné zvýšení síly



v izometrické kontrakci u skupiny, která podstoupila stimulaci RS v porovnání s kontrolní skupinou (Selkowitz 1985).

V novější studii z roku 2009 se opět zaměřuje na posílení m. quadriceps femoris, konkrétně na změnu síly izometrické extenze kolenního kloubu a porovnává efekt nosných frekvencí 2,5 kHz a 5 kHz. Výsledky studie poukazují na téměř dvojnásobně větší účinnost na zvětšení síly izometrické kontrakce při použití nosné frekvence 2,5 KHz. Nižší nosná frekvence dovolí dosáhnout větší kontrakce při nižší intenzitě proudu. V tomto bodě se shoduje s Adrianovou, která zvolila za optimální frekvenci pro stimulaci 2,5 kHz jako kompromis mezi komfortem pacienta a nárůstem svalové síly (Selkowitz 2009).

Další z autorů, který se již více než 20 let problematikou účinnosti Ruské stimulace zabývá, je Dellito.

Jeho první studie z roku 1989 sleduje elitního vzpěrače, kterému byla prováděna stimulace m. quadriceps femoris během 4 měsíčního tréninku. První měsíc byla sbírána data při běžném tréninku. Další měsíc byla nasazena elektrická stimulace. Poté byla stimulace na měsíc vypuštěna a pak opět prováděna po dobu 2 týdnů. Kromě specifických funkcí potřebných pro vzpěrače byla během studie provedena i 3x biopsie. Výsledky ukazují na jasný vztah mezi elektrickou stimulací a nárůstem svalové síly. Biopsie ukázala i zmnožení kontraktálních jednotek svalového vlákna (Dellito 1989).

Ve své další studii Dellito porovnává 20 pacientů, kteří podstoupili plastiku LCA. Tito pacienti byli náhodně rozděleni do 2 skupin. Všichni pacienti pracovali na zesílení m. quadriceps femoris a hamstringů. První skupina prováděla aktivní kontrakce, druhá se podrobila stimulaci Kotsovými proudy. Posilování za využití elektrogymnastiky probíhalo 5 dní po dobu 3 týdnů, v průběhu prvních 6 týdnů po operaci. Na začátku a na konci studie byla změřena svalová síla při flexi a extenzi kolenního kloubu. Výsledky ukazují, že pacienti, kteří se podrobili elektrické stimulaci, dosáhli většího nárůstu síly oproti těm, jež prováděli aktivní kontrakce (Dellito 1988).

Většina studií je zaměřena na nárůst svalové síly svalstva dolní končetiny. Z toho důvodu se Holcomb ve studii z roku 2008 věnuje účinku Ruské stimulace na zvýšení síly m. biceps brachii. V této studii využil 24 zdravých vysokoškolských studentů

(12 žen a 12 mužů), kteří byli rozděleni do třech pohlavně vyrovnaných skupin. První skupina prováděla izometrické kontrakce m. biceps brachii. Druhá sledovaná skupina se podrobila elektrické stimulaci m. biceps brachii 3x týdně po dobu 4 týdnů. Kontrolní skupina byla požádána, aby po dobu 4 týdnů neprováděla žádné cvičení. Na konci a na začátku experimentu byla změřena síla izometrické kontrakce flexe předloktí pomocí dynamometru. Výsledky této studie ukazují jen malý efekt Ruské stimulace na nárůst svalové síly m. biceps brachii, jelikož rozdíl sledované skupiny s kontrolní skupinou která neprováděla žádné cvičení byl jen minimální. Největší nárůst síly izometrické kontrakce m. biceps brachii se objevil u skupiny, která prováděla izometrické kontrakce (Holcomb 2008).

Holcomb v roce 2000 provedl také srovnání bifázických proudů a Ruské stimulace na sílu svalové kontrakce za různých podmínek. Ve studii bylo využito 10 zdravých probandů v atletickém tréninku, kterým byla měřena izometrická síla extenze kolene. Tato studie neprokázala rozdíl mezi oběma proudy v účinku na nárůst síly izometrické kontrakce svalu (Holcomb 2000).

Ve studii, která sleduje nárůst síly extenzorů zápěstí a diskomfort probandů, porovnávají Ward a kol. Ruskou stimulaci s jinými druhy proudů. Jedním středofrekvenčním a dvěma pulzními monofázickými proudy. Sledovaným kritériem je síla svalového stahu vyvolaného elektrickým proudem a míra diskomfortu, pociťovaná probandy. Studie se zúčastnilo 32 zdravých probandů, kteří postupně podstoupili stimulace extenzorů zápěstí všemi čtyřmi proudy. Po stimulaci byli dotázáni na diskomfort, který pociťovali během procedury. Výsledky ukázaly, že ze všech zkoumaných proudů způsobuje Ruská stimulace nejmenší diskomfort, ale také vyvolává nejslabší svalový stah (Ward, Oliver, Buccella 2006).

Porovnání vlivu Ruské stimulace s jinými proudy se věnoval také Laufer. Studie z roku 2008, zaměřená na srovnání nízkofrekvenčních a středněfrekvenčních proudů při elektrické stimulaci, sledovala maximální sílu kontrakce dosažené při stimulaci, míru únavy svalu a diskomfort pacientů při stimulaci. 26 mužů v průměrném věku 27 let bylo podrobeno elektrické stimulaci extenzorů zápěstí čtyřmi různými proudy (nízkofrekvenční proudy o frekvenci 50 Hz, Ruská stimulace a dva středněfrekvenční proudy s nosnou frekvencí 2500 Hz a frekvenční modulací 20 Hz a 50 Hz). Studie ukázala, že síla kontrakce není závislá na druhu proudu. Míra únavy svalu závislé na

elektrické stimulaci byla největší při použití Ruské stimulace. Nejmenší svalová únava se naopak objevila při stimulaci nízkofrekvenčním proudem. Největší diskomfort probandi pocítovali při použití středněfrekvenčních proudů s frekvenční modulací 20 Hz (Laufer 2008).

### **Shrnutí kapitoly**

V anglicky psané literatuře neexistuje studie, která by zcela potvrdila účinnost Kotsova stimulačního režimu. Rovněž bylo provedeno jen malé množství studií, které porovnávají nízkofrekvenční monofázické pulzní proudy a Ruskou stimulaci.

Kotsova stimulace se hodí více jako doplněk aktivního cvičení, než jako jeho náhrada. Kots tvrdil, že volní cvičení vede ke zvětšení svalového bříška a nárůstu svalové síly, nebere však v úvahu úroveň a jemnost motorické kontroly jedince. Elektrická stimulace vede k zapojení rychlých motorických jednotek, které jsou spojovány s rychlým pohybem, precizní motorickou kontrolou a jemností pohybu – elektrická stimulace tak postihuje jak svalovou sílu, tak koordinaci a motorickou přesnost (Dellito 2002).

Nárůst svalové síly je větší, je-li cvičení doplněno elektrostimulací. Může to být ze dvou důvodů.

1. Množství svalové aktivity se znásobí, když je aktivní cvičení doplněno ještě elektrickou stimulací.

2. Kots tvrdil, že zatímco cvičení vede k posílení především pomalých svalových vláken, elektrostimulace posiluje vlákna rychlá. Dochází tak k celistvějšímu posílení svalu (Dellito 2002).

Účinnost Ruské stimulace se v anglické psané literatuře pohybuje mezi 7- 40%. Výsledky výzkumů Kotse a Adrianové se pohybují spíše na horní hranici, což může být způsobeno tím, že probandi byli mladí a velice motivovaní sportovci, přesahující standard svalové síly běžné populace. Dalším důvodem tak velkého nárůstu svalové síly může být fakt, že Kots využívá elektrickou stimulaci jako doplněk aktivního tréninku. Účinnost na nárůst svalové síly při tomto užití potvrzují i další studie např. Selkowitzovy či Dellitovy. V případě využití Ruské stimulace jako náhrady aktivního

cvičení je její efekt minimální, jak ukazuje Holcombova studie (Selkowitz, 1989, Dellito 2002, Ward, Shunkarova 2002, Holcomb 2006).

Adrianová předpokládala, že když stimul způsobuje subjektu menší diskomfort, dojde k většímu nárůstu svalové síly. Proto zvolila středněfrekvenční proudy, jelikož při aplikaci vyvolávají menší diskomfort – se zvětšující se frekvencí bylo možné zvyšovat intenzitu, aniž by se zvětšil diskomfort probandů (Ward, Shunkarova 2002).

Ze studií, které se zaměřují na maximální kontrakci svalu vyvolanou elektrickým impulzem, vyplývá, že Ruská stimulace, v porovnání s jinými druhy elektrických proudů, není schopna vyvolat tak silný svalový stah jako jiné druhy středofrekvenčních a nízkofrekvenčních proudů. Experimenty zkoumající míru diskomfortu během stimulace na druhou stranu zase ukazují, že v porovnání s jinými druhy stimulace vyvolává při aplikaci nejmenší diskomfort (Ward, Oliver, Buccella 2006, Laufer 2008).

Stimulační režim 10/50/10 byl vyvinut pro nízkofrekvenční pulzní proudy. Adrianová se rozhodla pro jejich využití v návaznosti na Kotse, ale zda je tento režim stejně účinný i u středněfrekvenční stimulace není známo. Studie Laufera z roku 2008 ukázala větší nárůst elektricky vyvolaného svalového stahu při stimulaci nízkofrekvenčním pulzním proudem, než středněfrekvenčním alternujícím proudem. Tím vyvstává otázka o vhodnosti použití středněfrekvenčních proudů při Ruské stimulaci (Ward, A. R. and N. Shkuratova 2002).

## **2.5 EMG**

Vzhledem k zásadní roli EMG v mé studii jsem se rozhodla věnovat zde této vyšetřovací metodě prostor.

### **2.5.1 Vznik a historie**

Historie elektromyografie je svázána s objevem elektrické energie, a také možností rozpoznat pomocí přístrojů fenomény, které nejsou běžnými smysly uchopitelné. Takovým přístrojem je např. galvanometr. Zařízení, jehož zrod se datuje do začátku

19. stol, a jež slouží k měření elektrického proudu a také svalové aktivity. V roce 1938 použil Matteucci galvanometr k demonstraci elektrického potenciálu mezi podrážděným nervem a poškozeným svalem u žáby a v roce 1849 podal Du Bois-Reymond první důkaz svalové aktivity u člověka při volní svalové kontrakci (Criswell 2010).

Na přelomu 18. a 19. století sehrál velkou roli ve zlepšení technologie EMG vynález katodové trubice a k zařízení byla přidána fotografie, aby se zachytily její světelné stopy. Kolem r. 1920 Gasseer a Erlanger připojili ke katodové trubici osciloskop a v roce 1929 Adrian a Bronk vyvinuli jehlovou elektrodu, když měřili akční potenciál jedné motorické jednotky. Klinická aplikace elektromyografie se datuje od 30. let tohoto století, zejména pak po druhé světové válce. Povrchová EMG nachází klinické využití později, a to až v letech 80. (Fishman, Wilkins 2011 Deuschel, Eisen 1999, Trojan 2005)

## **2.5.2 Princip fungování a druhy EMG**

EMG – elektromyografie je metoda sloužící k zaznamenání a analýze elektrické aktivity příčně pruhovaných svalů.

EMG zaznamenává změny v akčním potenciálu svalových vláken. Akční potenciál vzniká, přestoupí-li depolarizační vzruch a vyvolá otevření  $Na^+$  kanálů, čímž se naruší iontová rovnováha mezi intracelulárním a extracelulárním prostorem a vyvolá depolarizaci. Následně dochází k ději, který navrácí iontové rozložení intracelulárního a extracelulárního prostoru opět do rovnováhy, tedy repolarizace. Tento proces (depolarizace x repolarizace) vyvolá depolarizační vlnu - elektrický dipól (Konrad 2005, Kittnar 2011).

Zdravý sval v relaxovaném stavu nevytváří žádné akční potenciály. Ty se objevují při volním stahu, reflexní odpovědi, či následkem podráždění nervu zásobujícího sval elektrickým proudem. Změnu akčního potenciálu můžeme zaznamenat pomocí elektrody umístěné uvnitř svalu, nebo na kůži na břišku svalu. Přestože se o mluví elektromyografii, tato metoda umí zaznamenat rovněž rychlost vedení akčního potenciálu v periferním nervu (Trojan 2005).

Jelikož doba trvání akčních potenciálů je příliš krátká – pouhých několik milisekund (Pánek uvádí  $3 - 5\text{ms}^{-1}$ ), nelze záznam provádět na papír. Záznam se proto zobrazuje buď paprskem na obrazovce, v dnešní době ale spíše zaznamenává do paměti přístroje, z něž jej lze ve zpomalené formě opět vyvolat a případně zapsat (Trojan 2005, Pánek 2009).

Dle způsobu pořízení záznamu rozlišujeme elekoromygrafii jehlovou a povrchovou.

### **Jehlová EMG**

Při tomto typu vyšetření dochází ke snímání EMG pomocí jehlové elektrody, která je zavedena přímo do svalu. Jehla, která se k vyšetření užívá, je modifikovaná injekční jehla, v níž jsou umístěny izolované drátkové elektrody. Výhodou tohoto druhu vyšetření je velká citlivost, jelikož nemusíme překonávat odpor kůže a můžeme sledovat funkci i pouze jediné motorické jednotky. Toto vyšetření lékaři, nejčastěji neurologové, užívají ve spektru EMG vyšetření nejvíce. V praxi se užívá buď koncentrická nebo monopolární jehlová elektroda (Trojan 2005).

Monopolární elektrody jsou při aplikaci méně bolestivé a užívají se proto často pro vyšetření paraspinálních svalů. Mají větší registrační areu (dosah elektrody), je tedy registrována spontánní aktivita svalových vláken. Na druhé straně koncentrické elektrody jsou menší, mají přesněji definovanou registrační areu a dovolují tedy lepší kvantitativní analýzu motorické jednotky v její komplexnosti (Deuschel, Eisen 1999).

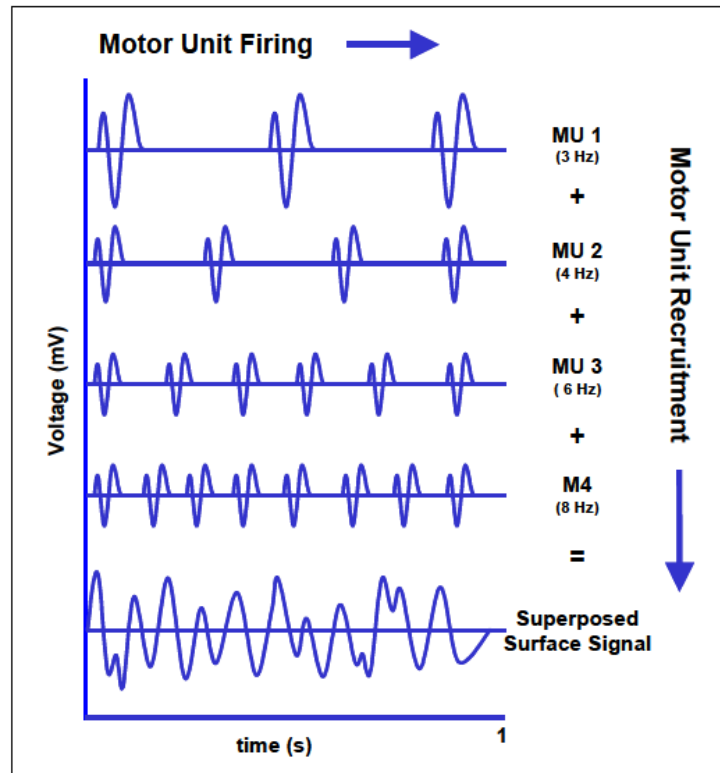
### **Povrchová EMG**

Fyzikální vyšetření (aspekce, palpce, funkční testy) nám poskytuje cenné informace o stavu pacienta, ale má své limity a některé z těchto limitů můžeme doplnit při využití povrchové EMG. Povrchová EMG (PEMG), nebo také Surface Electromyography (SMEG) se vyznačuje tím, že ke snímání svalové aktivity dochází pomocí elektrod, které jsou umístěné na pokožce nad svalovým bříškem. Ke snímání povrchové EMG se užívá monopolárních či bipolárních elektrod, které mají větší elektrodovou vzdálenost. Při použití bipolárních elektrod se doporučuje vzájemná vzdálenost 1cm. De Luca (2009) tvrdí, že charakter křivky EMG signálu je

randomizovaný, tedy náhodný a jeho amplituda se pohybuje od 0 do 10 mV, ve frekvenci 0 – 500 Hz. Dominantní frekvence bývá 50 – 150 Hz. (Trojan 2005, Pánek 2009).

Tento způsob vyšetření má mnoho výhod, ale také řadu nevýhod. Hlavními výhodami jsou bezpečnost a jednoduchost provedení testu. Jedná se o neinvazivní metodu, není tedy zapotřebí porušit kožní integritu, a přesto získám objektivní informace o funkci svalu který vyšetřuji. Povrchovou EMG nelze zacílit na jedinou motorickou jednotku, ale umožňuje zaznamenat svalové souhry, které jsou pouhým okem neviditelné. Více bodů snímání nám například umožní zaznamenat práci různých částí svalu při různém zatížení. Tvar akčních potenciálů není důležitý, jelikož při tomto vyšetření jde spíše o vzájemné časové vztahy mezi činnostmi vyšetřovaných svalů. EMG signál, získaný pomocí povrchových elektrod, však ve srovnání s jehlovými elektrodami umožňuje globálnější posouzení EA svalu díky větší ploše, ze které je záznam získáván. Rovněž je snadněji použitelný při různých pohybových aktivitách. Při tomto druhu vyšetření se obvykle provádí záznam ze 4, 8 či až 16 svalů (Trojan 2005).

Obvykle se tento druh elektromyografie užívá k hodnocení svalových vzorců při provádění různých pohybových činností – běžných denních, sportovních či pracovních. Pomocí povrchové EMG můžeme rozeznat patologické vzorce a následně je, například pomocí rehabilitace, nahradit vzorci pro tělo vhodnějšími. Tento druh EMG je tedy nejvíce využíván v rehabilitačním lékařství a sportovní medicíně (Trojan, 2005, Konrad 2005).



Obr. č. 5 - Nábor a frekvence motorických jednotek a jejich překrývání ve výstupu povrchového EMG. Převzato z: KONRAD, P. *The ABC of EMG A Practical Introduction to Kinesiological Electromyograph, Version 1.0 April 2005, Noraxon INC. USA*

### 2.5.3 Zpracování EMG signálu

Signál, získaný snímacími elektrodami má velice malou intenzitu v řádu mikrovoltů, pro další zpracování je tedy nutné jej nejprve zesílit pomocí zesilovače. Tento surový signál, složený z náhodných amplitud, nám již může poskytnout cenné informace o inervaci svalu, není však přesně reprodukovatelný a nemůžeme jej dále porovnávat s jinými záznamy (Kolářová 2006, Konrad 2006).

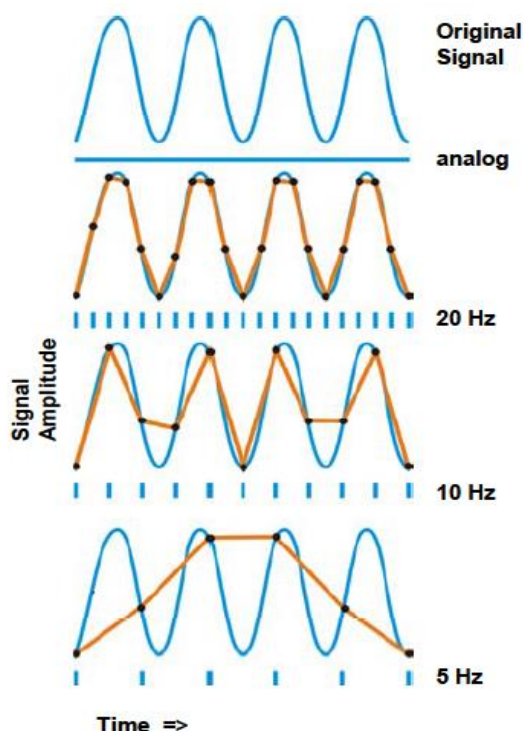
Abychom mohli signál dále analyzovat, je nutné jej digitálně zpracovat a upravit. K tomu se využívá několik nástrojů.

#### Vzorkování

Vzorkování je prováděno pomocí počítačových algoritmů, které analogový EMG signál převedou do numerických sekvencí. Ty pak udávají hodnotu amplitudy signálu v určitém bodě v čase. Proces digitalizace signálu je určen vzorkovací frekvencí. Ke zvolení vhodné frekvence ke vzorkování slouží Nyquistův teorém, který říká, že



vzorkovací frekvence by měla činit alespoň dvojnásobek největší frekvenční komponenty získaného signálu (De Luca, 2006, Deuschel 1999).



Obr. č.6 - Zvolení příliš malé vzorkovací frekvence sniží výpovědní hodnotu signálu. Převzato z: KONRAD, P. *The ABC of EMG A Practical Introduction to Kinesiological Electromyograph, Version 1.0 April 2005, Noraxon INC. USA*

### Filtrace

Filtrace slouží k odstranění nežádoucího šumu ze záznamu. Může jít o šum o velmi nízkých frekvencích vzniklý nechtěným pohybem pacienta, nebo o vysokofrekvenční šum, který se indukuje na snímacích elektrodách nebo vodičích. K odstranění šumu o nízké frekvenci slouží filtr typu horní propust, v případě vysokofrekvenčního šumu se používá filtr dolní propust. Kombinací těchto dvou filtrů vzniká pásmová propust (bandpass), kde volíme frekvenční pásmo, které chceme pomocí filtrace získat. K odstranění pouze jedné frekvence ze záznamu slouží filtr typu „Notch“ (De Luca, 2006, Deuschel 1999).

### Rektifikace

Jedná se o převedení signálu do absolutních hodnot. Amplituda křivky surového záznamu náhodně osciluje okolo nulové hodnoty. V případě poloviční rektifikace (half wave Rectification) dochází k eliminaci záporné části záznamu. Při celkové rektifikaci

(full wave rectification) dochází k převedení záporných hodnot do kladných (Konrad 2005)

Vyhlazení – pomocí algoritmů potlačí vysokofrekvenční oscilaci křivky EMG záznamu (Konrad 2005)

#### **2.5.4 Omezení EMG vyšetření**

Parametry signálu při snímání povrchové EMG jsou ovlivněna řadou fyziologických, anatomických a metodologických faktorů.

Metodologické faktory se týkají způsobu detekce a zpracování signálu, při nichž vzniká šum a zkreslení. Tento šum je generován vlastním vyšetřovacím zařízením či jinými přístroji nacházejícími se v blízkosti. Nelze jej tedy nikdy plně odstranit, pouze redukovat použitím co nejkvalitnějších elektronických komponent. Dominantní frekvence tohoto šumu se pohybuje mezi 50 – 60 Hz. Šum může vznikat rovněž pohybem, čímž rozumíme posunem elektrody po pokožce, nebo pohybem kabelů, které přenos signálu zprostředkovávají. Anatomické a fyziologické faktory pak zahrnují nehomogenitu a anizotropii tkáně, která se nachází mezi svalovým vláknem a snímající elektrodou (Pánek 2009, De Luca 2009).

Slabinou povrchového EMG je možnost studovat pouze malou část svalu či svalů. Lidské tělo je velice široký a plastický systém a jeho redukce na několik výstupů EMG vyšetření může být značně nedostačující. Krom toho EMG signál je závislý na samotné anatomii svalu a fyziologii svalového vlákna, jako je např. celkový počet motorických jednotek ve svalu a jednotek pod snímající elektrodou, či orientace a tloušťka svalových vláken. Nevýhodou může být také křížení elektrického signálu z jiného svalu, který může snížit specifickou měření. Rovněž uložení elektrod u jednotlivých svalů při vyšetření není zcela přesně definováno, přestože De Luca uvádí jako nejvýhodnější prostor mezi dvěma motorickými body nebo mezi motorickým bodem a šlachou svalu paralelně s podélnou osou svalových vláken (Criswel 2010, Kittnar 2011, De Luca 1997, Gerleman 1992).

Při snímání povrchové EMG se na elektrody rovněž propaguje mnoho různých časově posunutých napětí, což způsobí, že výsledná křivka má komplikovaný a zcela nepravidelný tvar, který je složitý pro analýzu. Povrchová EMG rovněž neumožňuje

analýzu činnosti pouze jedné motorické jednotky, jelikož vzniku EMG předcházejí složité interferenční pochody v prostorovém vodiči, a rovněž odstupy zdrojů napětí od elektrody se různí. (Pánek 2009).

### **2.5.5 Využití ve vědě a praxi fyzioterapeuta**

V dnešní době nachází uplatnění nejen jako pomocné neurologické vyšetření, ale hojně se užívá také ve výzkumu v medicíně, rehabilitaci, sportu či ergonomii

Důvodů, proč ve výzkumu či klinické praxi využít EMG vyšetření je celá řada. Zde udávám krátký výčet některých z nich:

- \* Umožňuje vyšetřujícímu pohled přímo do svalu
- \* Umožňuje změření neuromuskulární aktivity
- \* Umožňuje v časném stadiu odhalit choroby, jejichž diagnostika by dle klinického vyšetření nebyla možná
- \* Podává informace o průběhu léčby nebo tréninkového postupu
- \* Pomáhá pacientům uvědomit si svoje svaly a vědomě je aktivovat
- \* Umožňuje analýzu pohybu pro zlepšení sportovních dovedností
- \* Zaznamenává svalovou odpověď během ergonomických studií

V neurologii se EMG vyšetření využívá zejména k diagnostice progresivních svalových onemocnění, jako jsou myopatie či myastenie. Hojně se využívá také k diagnostice míry poškození periferního nervu, méně často pak k diagnostice onemocnění zánětlivého charakteru. V těchto případech vyšetření probíhá s využitím jehlových elektrod. Povrchová EMG nachází větší využití v kineziologických studiích, kdy je možné využít větší množství povrchových elektrod. V rehabilitaci se můžeme s EMG setkat v podobě biofeedbacku kdy se pacient učí cílené kontrakci svalových vláken nebo naopak relaxaci (Trojan 2007, Konrad 2005, Deuschel, Eisen 1999).

## **3 Cíl práce, formulace výzkumné otázky a hypotéz**

### **3.1 Cíl práce**

Cílem práce bylo detekovat zda při elektrické stimulaci patní zóny a zóny v oblasti mediálního epicondylu femuru lokomočního vzoru reflexního plazení z konceptu Vojtovy reflexní lokomoce dojde k vyvolání příslušného lokomočního vzoru, jako je tomu při manuální stimulaci, a zda bude docházet k šíření elektroléčebného proudu i do vzdálených lokalit těla.

### **3.2 Výzkumná otázka**

- Dojde při elektrické stimulaci patní zóny a zóny na mediálním epicodylu femuru Vojtovy reflexní lokomoce k vyvolání lokomočního vzoru reflexního plazení?
- Dojde při elektrické stimulaci spoušťových zón z konceptu reflexní lokomoce k šíření elektrické proudu do vzdálených svalových skupin probanda?

### **3.3 Hypotézy**

1. Předpokládám, že během elektrické stimulace patní zóny, a zóny na mediálním epicondylu femuru Ruskou stimulací dojde k vyvolání lokomočního vzoru reflexního plazení, stejně jako při manuální stimulaci.
2. Předpokládám, že dojde k podobnému timingu aktivity vybraných svalů při elektrické stimulaci, jako při manuální stimulaci.
3. Předpokládám šíření elektrického proudu tkáněmi do vzdálených lokalit těla při stimulaci elektrickým proudem ze spoušťové zóny Vojtovy reflexní lokomoce.

### **3.4 Metodika výzkumu**

#### **3.4.1 Charakteristika výzkumu**

Pilotní studie experimentálně deskriptivního charakteru. Výzkum má souhlas etické komise UK a k dispozici je podepsaný informovaný souhlas od všech probandů. Výzkum proběhl na FTVS UK, období leden 2012- duben 2013:

\* leden – květen 2012 hledání a shromažďování literatury týkající se zkoumaného problému

\* červen – srpen 2012 - zpracovávání dat z literatury a hledání vhodných probandů a termínu pro provedení experimentu.

\* říjen 2012 - podání žádosti ke schválení experimentu etické komisi. Komunikace s probandy a vedoucí diplomové práce o vhodném termínu pro provedení experimentu

\* listopad 2012 – vlastní provedení měření

\* listopad 2012 – leden 2013 – zpracování dat z měření

\* leden – duben 2013 – sepsání diplomové práce

#### **3.4.2 Charakteristika výzkumného souboru**

Výzkumný soubor se skládal z čtyř dospělých žen, studentek fyzioterapie ve věku 23- 30 let. Jedinci si v současné době nejsou vědomi žádného zdravotního omezení. Před experimentem nebyla provedena žádná přípravná stimulace, ani nebyla řešena otázka zkušenosti či senzitivity na Vojtovu metodu. Probandi se výzkumu účastnili dobrovolně a byli předem seznámeni s průběhem experimentu i anonymním zpracováním výsledků v rámci informovaného souhlasu, který podepsali (viz příloha 2). Pro experiment byl získán souhlas etické komise FTVS UK (viz příloha 1).

#### **3.4.3 Technické vybavení potřebné pro měření**

Technické vybavení potřebné k provedení výzkumu, bylo k dispozici v neurologické ordinaci FTVS UK a v rehabilitačních místnostech FTVS UK. Aplikace Ruské stimulace byla provedena elektroterapeutickým přístrojem Physys

značky Zimmer (Zimmer MedizinSystem, 2009), s využitím jednorázových nalepovacích elektrod o rozměru 2 x 3 cm.

Poly EMG vyšetření bylo provedeno přístrojem TelemetryMini 16, radio telemetry system od společnosti Neurodata. Ke snímání byly použity jednorázové elektrody Ambu Blue sensor R. V průběhu experimentu byl prováděn videozáznam jednotlivých probandů digitální videokamerou. Měření probíhalo na dvou rehabilitačních lehátkách, která byla po dobu experimentu odpojována od sítě elektrického napětí.

#### **3.4.4 Měření a sběr dat**

Měření bylo provedeno jednorázově v neurologické ordinaci FTVS UK. Experiment proběhl pod vedením PhDr. Jitky Čemusové Ph.D., která je mimo jiné vyškolená terapeutka ve Vojtově metodě a EMG záznam provedl MUDr. David Pánek, Ph.D.

Každý proband byl uložen na rehabilitační lehátko, které nebylo připojeno k síti elektrického napětí. Zde byl nejdříve pořízen záznam EEG, který však není předmětem této práce. Poté byl proband nastaven do výchozí polohy reflexního plazení Vojtovy reflexní lokomoce a byla provedena manuální stimulace patní zóny. Manuální stimulaci prováděla vedle PhDr. Jitka Čemusová, Ph.D. Měření provedeno pouze jednostranně, kde PHK a PDK představovaly končetiny čelistní, LHK a LDK byly končetiny záhlavní.

EMG záznam byl snímán z následujících svalů:

- \* m. infraspinatus čelistní horní končetiny
- \* m. obliquus abdominis externus záhlavní strany
- \* m. tibialis anterior záhlavní dolní končetiny
- \* m. extensor carpi radialis čelistní horní končetiny
- \* m. trapezius ascendens čelistní i záhlavní horní končetiny
- \* m. erector trunci v oblasti dolní Thp čelistní i záhlavní strany

Tyto svaly byly zvoleny jednak z důvodu jejich významné aktivace v konceptu reflexního plazení dle Vojty ( Vojta, Peters, 2010), jednak pro jejich snadnou dostupnost pro snímání elektrické aktivity povrchovou EMG.

Bipolární registrační elektrody byly aplikovány v místech motorických bodů výše uvedených svalů, v průběhu svalových vláken. Vzájemná vzdálenost středů dvou elektrod na jednom svalu byla 3 cm a jejich okraje byly ve vzájemném kontaktu. Zemnicí elektroda byla připevněna v místě malleolus medialis čelistní dolní končetiny.

Nejdříve proběhla manuální stimulace patní spoušťové zóny po dobu 3 minut. Patní zóna byla vybrána z důvodu nejsnazší výbavnosti motorického vzoru. Během stimulace byl pořizován videozáznam a záznam EMG svalové aktivity vybraných svalů v průběhu stimulace. Současně také záznam EEG sledování které však není předmětem hodnocení diplomové práce.

Dále proběhla elektrická stimulace proudem Ruské stimulace, rovněž po dobu 3 minut. Katoda byla umístěna do oblasti patní spoušťové zóny a anoda na mediální epikondyl femuru. Parametry Ruské stimulace byly určeny přednastavením přístroje, kde doba impulsu činila 12,5 s a doba pauzy 30 s. Ostatní parametry byly shodné s fyzikálními parametry Ruské stimulace popsanými výše (středněfrekvenční proud o nosné frekvenci 2,5 kHz s pravoúhlou modulací 50 Hz) . Stimulace probíhala v intenzitě nadprahově senzitivní. Během stimulace Ruskou stimulací byl rovněž pořizován videozáznam a záznam EMG výše vyjmenovaných svalů. Mezi stimulací manuální a elektrickou byla u všech probandů zařazena tří minutová pauza.

### **3.4.5 Analýza a zpracování dat**

Analyzován byl EMG záznam, získaný při stimulaci patní zóny z konceptu reflexní lokomoce dle Vojty, a to při manuální stimulaci a poté při stimulaci proudem Ruské stimulace. K analýze dat byl využit program Noraxon Myorech XP Master (verze 1.08.27), za využití protokolu „power spectre analysis“ a „standart timing analysis“. Záznam průběhu EMG křivky byl analyzován rovněž vizuálně.

Analyzován byl také videozáznam, který měl pomoci určit chování lidského organismu při manuální a elektrické stimulaci spoušťových zón z konceptu Vojtovy reflexní lokomoce a vybavení lokomočního vzoru reflexního plazení. Konkrétně: změnu dechové vlny, napřímení osového orgánu, dorzální klopení pánve a kaudální posun lopatky na čelistní straně a vytvoření opěrných bodů na záhlavní dolní končetině a čelistní horní končetině.

### **3.5 Rozsah platnosti**

#### **Vymezení**

Podstatou diplomové práce je pilotní studie s malým počtem účastníků se probandů. Probandi pocházejí z úzké věkové skupiny bez zdravotních obtíží, závěry této studie nelze tedy zobecňovat či statisticky hodnotit. V případě pozitivního výsledku může být podkladem pro další výzkum v této oblasti.

#### **Omezení**

Kromě malého počtu probandů, který tvoří omezení, je omezující rovněž jednorázový charakter studie. Z tohoto důvodu nemůže být brán v potaz např. průběh biorytmů, aktuální únava probanda, či psychické ladění.

Dalším omezením je použití pouze jednoho druhu stimulačního proudu, jelikož při použití jiného druhu stimulace se rovněž může projevit rozdílná reakce organismu.

Omezující pro interpretaci výsledků jsou rovněž faktory ovlivňující EMG signál snímaný z povrchových elektrod viz kapitola 2.5.4. Omezení EMG vyšetření.



## **4 Výsledky a vyhodnocení**

### **4.1 Parametry týkajících se vyhodnocení pořadí zapojení vybraných svalů**

Při vyhodnocování pořadí zapojení vybraných svalů byla kromě vizuální analýzy křivky záznamu EMG využita ještě „standard timing“ analýza v programu Myo Research XP Master Editon, verze 1.08.27. Výsledky byly následně převedeny do tabulkové formy v programu Microsoft Office Excel.

Směrodatná odchylka byla vypočítávána v intervalu od 0 do 100 ms. Prahová hodnota byla určena jako trojnásobek směrodatné odchylky. Minimální doba trvání subperiody byla stanovena na 100 ms. U obou druhů stimulace byla použita pásmová filtrace 50 – 250 Hz k odstranění šumů ze sítě elektrického napětí a okolních přístrojů.

### **4.2 Parametry týkajících se vyhodnocení šíření elektrického proudu do vzdálených tkání**

K analýze dat v programu MyoResearch XP 1.08.27 Master Edition byla využita spektrální analýza („power spectre analysis“), která využívá rychlou Fourierovu transformaci. Byla použita pásmová filtrace 250 – 500 Hz. K hodnocení bylo použito 10 s záznamu, zvolených z místa záznamu, v průběhu stimulační fáze programu Ruské stimulace. Nástup pauzy se u probandů lišil, analyzovaných 10 s bylo tedy vybráno v rozmezí 100. a 125. vteřiny, u všech probandů v průběhu druhé stimulační fáze. Pro srovnání výsledků byla spektrální analýza vytvořena i z 10 s v průběhu pauzy („off – period“). Vzorkovací frekvence byla nastavena na hodnotu 1500 Hz. Křivky EMG záznamu byly hodnoceny rovněž vizuálně. Některá data následně převedena do grafické podoby v programu Microsoft Excel.

### 4.3 Proband č. 1

#### 4.3.1 Vyhodnocení timingu zapojení svalů a vyvolání vzoru reflexního plazení

Obr. č. 7 - Manuální stimulace patní zóny u prvního probanda



#### Timing zapojení svalů a vyvolání vzoru reflexního plazení při manuální stimulaci

U prvního probanda se při manuální stimulaci v první řadě aktivuje m. tibialis anterior, dále m. extenzor carpi radialis a erector trunci na čelistní straně. Následně dochází k aktivaci m. trapezius, m. obliquus abdominis a m. infraspinatus. V poslední řadě dochází k aktivaci m. trapezius a m. erector trunci na záhlavní straně.

Tabulka č. 1 - Timing svalů při manuální stimulaci u prvního probanda

Sval	Pořadí aktivace
m. trapezius vlevo	7
m. trapezius vpravo	4
m. ex. carpi radialis longus vpravo	2
m. infraspinatus vpravo	6
m. erector trunci vlevo	8
m. erector trunci vpravo	3
m. obliquus abdominis externus vlevo	5
m. tibialis anterior	1

V nasnímaném záznamu EMG je od začátku měření vidět značná aktivita m. tibialis anterior, který se při hodnocení timingu zapojuje také jako první a jeho aktivita stoupá po celou dobu stimulace. Značná aktivita je také patrná u levého m. erector trunci na záhlavní straně. Mírnou aktivitu vykazuje také m. obliquus abdominis externus a m. extenzor carpi radialis. Ve 20. vteřině záznamu začíná mírně narůstat aktivita m. erector trunci na čelistní straně a rovněž aktivita m. extenzor carpi radialis. K další změně dochází začátkem druhé minuty, kdy začíná mírně stoupat aktivita m. infraspinatus. V polovině třetí minuty dochází k poklesu aktivity paravertebrálního svalstva a současně nárůstu aktivity m. extenzor radialis tak, že tyto svaly vykazují podobnou míru aktivace. V následujících vteřinách dochází ke zvýšení aktivity m. trapezius na čelistní straně a nadále stoupá aktivita m. extenzor carpi radialis, a rovněž m. infraspinatus a m. obliquus abdominis, zatímco aktivita paravertebrálních svalů se postupně snižuje. Aktivita ostatních svalů je velice nízká, a po celou dobu záznamu se výrazně nemění.

Na pořízeném videozáznamu vidíme od půlky první minuty stimulace prohloubení dechových pohybů v oblasti dolní hrudní páteře a zvýšení laterálního rozvíjení žeber. Dechové pohyby se nadále prohlubují až ke konci první minuty, kdy jsou zastoupeny i v oblasti bederní páteře a pánve. V první půlce druhé minuty dochází k záškubům v oblasti pletence ramenního na čelistní straně. V druhé polovině druhé minuty dochází opět k prohloubení dechových pohybů i v oblasti horní hrudní páteře a pletenců ramenních. Na konci druhé minuty dochází k mírnému rozvíjení prstů na čelistní horní končetině a zpomalení dechové vlny. Do konce třetí minuty stimulace dochází postupnému zaujímání opory o loket a rozvírání prstů ruky na čelistní horní končetině.

### **Timing zapojení svalů a vyvolání vzoru reflexního plazení při stimulaci elektrickým proudem**

Při stimulaci spoušťových zón elektrickým proudem udává proband jako nadprahově senzitivní intenzitu 9,6 mA.

Při této stimulaci dochází nejprve k aktivaci m. extenzor carpi radialis a dále m. erector trunci na záhlavní straně. Dále se aktivuje m. tibialis anterior a trapézové svaly na záhlavní i čelistní horní končetině. V poslední řadě dochází k aktivaci

m. obliquus abdominis externus a m. infraspinatus. Aktivita m. erector trunci na záhlavní straně není patrná.

*Tabulka č. 2 - Timing svalů u prvního probanda při využití elektrické stimulace*

Sval	Pořadí aktivace
m. trapezius vlevo	4
m. trapezius vpravo	5
m. ex. carpi radialis longus vpravo	1
m. infraspinatus vpravo	7
m. erector trunci vlevo	2
m. erector trunci vpravo	-
m. obliquus abdominis externus vlevo	6
m. tibialis anterior	3

Na EMG záznamu můžeme pozorovat mírný nárůst aktivity m. tibialis anterior vzápětí po spuštění programu elektrické stimulace. Jeho aktivita je však nízká, stejně jako aktivita ostatních sledovaných svalů. Při nástupu stimulační sekvence programu však jeho aktivita prudce roste. Aktivita ostatních svalů se však nemění. Během stimulační fáze mezi 106. a 112. vteřinou a 143. a 155. vteřinou dochází také k mírnému nárůstu aktivity m. extenzor carpi radialis.

Na videozáznamu je od prvních vteřin stimulace patrné zrychlení a prohloubení dechové vlny a zvýšení laterálního rozvíjení žeber. Dechové pohyby se nadále prohlubují až do oblasti pánve a pletenců ramenních a rovněž se zpomalují po celou první minutu stimulace. Až do začátku druhé minuty nejsou viditelné žádné další pohyby, poté dochází ke kaudálnímu posunu pletence ramenního na čelistní straně a opoře o loket na této horní končetině. Od počátku druhé minuty můžeme pozorovat občasné mírné záškuby v oblasti ruky na čelistní horní končetině, ve smyslu utvoření úchopu. Do konce měření probandka sestává v zaujaté poloze a nedochází k žádným znatelným změnám.

U prvního probanda dochází ke značným rozdílům v zapojení svalstva při použití manuální a elektrické stimulace. Můžeme však pozorovat, že v obou případech dochází zpočátku k zapojení svalstva končetin – m. tibialis anterior a m. extenzor carpi

radialis. Při manuální stimulaci následně dochází k aktivaci trupového svalstva, zatímco při stimulaci elektrickým proudem přichází aktivace svalstva pletence ramenního. Největší rozdíl pozorujeme v případě mm. erectores trunci, kdy k zapojení erectoru na čelistní straně dochází při manuální stimulaci na třetím místě, zatímco při stimulaci elektrické nedojde k jeho zapojení vůbec. Erector na záhlavní straně se naopak při elektrické stimulaci zapojuje jako 2. a při manuální stimulaci až jako poslední ze sledovaných svalů.

#### **4.3.2 Vyhodnocení šíření elektrického proudu tkáněmi organismu**

Ve spectrální analýze byl nejvyšší výkon v  $\mu V^2$  naměřen ve svodu nad m. tibialis anterior. Ve frekvenčním pásmu 0-10 Hz dosahoval tento výkon více než 1 milion  $\mu V^2$ , tedy 1 V. Dále se objevuje vysoký výkon ve frekvenčních pásmech 50 – 60 Hz, 100 – 110 Hz a dále v násobcích 50Hz až do frekvence 500 Hz. Tento výkon však postupně klesá, vždy přibližně na polovinu předchozí hodnoty. Mírné zvýšení se objevuje ve frekvenčním pásmu 350 – 360 Hz. V ostatních sledovaných svalech byly největší hodnoty naměřeny ve frekvenčních spektrech Hz 50 – 60 Hz, a 100 – 110 Hz, ale v intenzitě mnohonásobně menší než u m. tibialis anterior, v řádu pouze stovek nebo desítek  $\mu V^2$ .

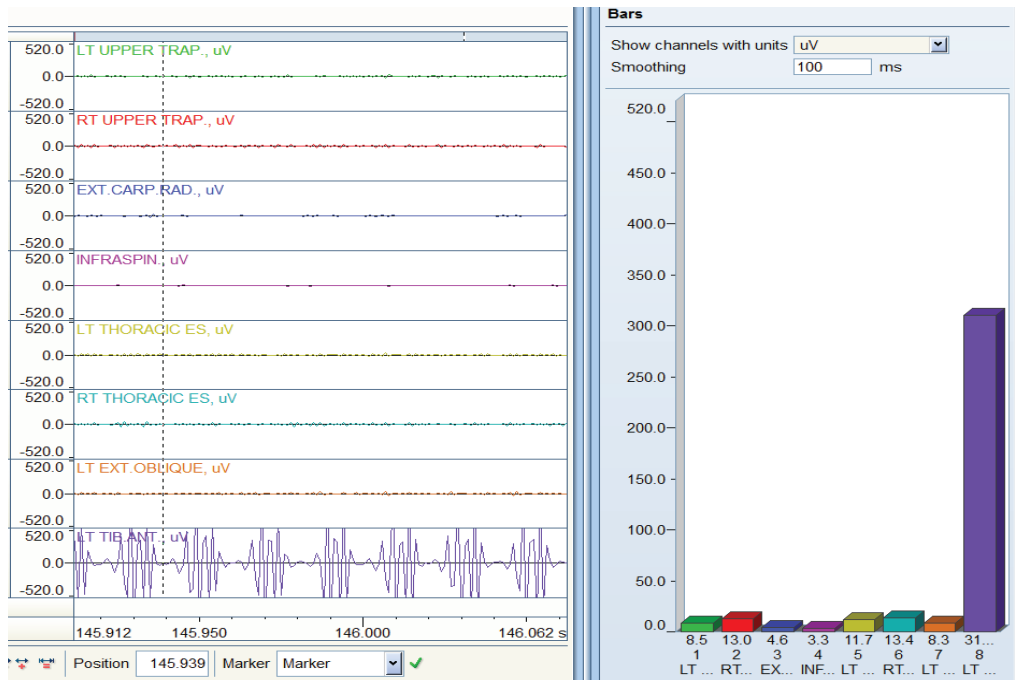
V průběhu stimulační fáze můžeme na záznamu EMG křivky ze svodu nad m. tibialis anterior pozorovat střídavé zvýšení a snížení amplitudy v 10 ms intervalech. Jak je uvedeno výše, stimulační režim Ruské stimulace se vyznačuje délkou pulzu i pauzy 10 ms.

Tabulka č.3 - Výkony ve vybraných frekvenčních pásmech u prvního probanda

Sval / frekvenční pásmo	0 - 10	100 - 110	150 - 160	200 - 210	350 - 360	360 - 370	400 - 420	410 - 420
m. trapezius vlevo	X	X	-	-	-	-	-	-
m. trapezius vpravo	XX	XX	X	-	-	-	-	-
m. extenzor radialis longus vpravo	-	-	-	-	-	-	-	-
m. infraspinatus vpravo	-	-	-	-	-	-	-	-
m. erector trunci vlevo	X	X	-	-	-	-	-	-
m. erector trunci vpravo	XX	X	X	-	-	-	-	-
m. obliquus abdominis externus vlevo	X	X	-	-	-	-	-	-
m. tibialis anterior	XXX	XXX	XXX	XXX	XXX	X	XXX	X

X elektrická aktivita v řádu desítek  $\mu V^2$     XX elektrická aktivita v řádu stovek  $\mu V^2$     XXX elektrická aktivita v řádu tisíců  $\mu V^2$     XXXX elektrická aktivita v řádu desetitisíců  $\mu V^2$  a větší

Obr. č. 8 - Záznam křivky EMG u prvního probanda při stimulační fázi programu Ruské stimulační



## 4.4 Proband č. 2

### 4.4.1 Vyhodnocení timingu zapojení svalů a vyvolání vzoru reflexního plazení

#### Timing zapojení svalů a vyvolání vzoru reflexního plazení při manuální stimulaci

Při manuální stimulaci patrní zóny dochází nejprve k aktivaci m. obliquus abdominis a m. trapezius na záhlavním pletenci ramenním, a následně k zapojení m. tibialis anterior a druhého trapézového svalu. Poté se zapojuje m. erector trunci na čelistní straně, a dále m. extenzor carpi radialis a m. infraspinatus. Nakonec dochází k zapojení m. erector trunci na záhlavní straně trupu.

Tabulka č. 4 - Timing zapojení svalů u druhého probanda při manuální stimulaci

Sval	Pořadí aktivace
m. trapezius vlevo	2
m. trapezius vpavo	4
m. extenzor radialis longus vpravo	6
m. infraspinatus vpravo	7
m. erector trunci vlevo	8
m. erector trunci vpravo	5
m. obliquus abdominis externus vlevo	1
m. tibialis anterior	3

Na záznamu EMG je od počátku stimulace patrná největší aktivita paravertebrálních svalů, a také m. tibialis anterior a m. extenzor carpi radialis. Jejich aktivita po celou dobu stimulace zvolna narůstá, stejně tak jako ostatních měřených svalů. Aktivita ostatních svalů je však velice nízká. Na konci první minuty dochází k výraznějšímu vzrůstu aktivity m. infraspinatus. Od této chvíle až do konce stimulace aktivita svalů již pouze kolísá, ale nedochází k podstatným změnám.

U druhého probanda můžeme na videozáznamu od 20. vteřiny vidět postupné prohlubování dechové vlny. Nejprve se objevuje ve střední hrudní páteři, kde vidíme nárůst laterálního rozvoje žeber a od poloviny první minuty stimulace i v bederní

a horní hrudní oblasti. Dechové pohyby se až do poloviny druhé minuty prohlubují a zpomalují. Do konce záznamu pak již nepozorujeme žádné změny v dechové vlně, ani jiné pohyby.

### **Timing zapojení svalů a vyvolání vzoru reflexního plazení při stimulaci elektrickým proudem**

Při použití elektrického proudu ke stimulaci spouštěvých zón proband pociťuje jako nadprahově senzitivní intenzitu proudu 18,1 mA. Při tomto způsobu stimulace dochází nejprve k zapojení m. tibialis anterior a následně mm. erector trunci a m. trapezius na záhlavní straně. V další řadě se zapojují zbývající svaly trupu – m. obliquus abdominis a m. erector trunci na čelistní straně. V poslední řadě se zapojují svaly pletence ramenního a m. extenzor carpi radialis na čelistní straně.

Stejně jako u předchozího probanda, je i u tohoto jedince aktivita snímaných svalů velice nízká. Během stimulační fáze opět dochází ke značnému nárůstu aktivity m. tibialis anterior a rovněž k mírnému zvýšení aktivity m. obliquus abdominis exterior. Aktivita ostatních svalů se během měření výrazně nemění a zůstává na nízké úrovni.

*Tabulka č 5 -Timing zapojení svalů u druhého probanda při stimulaci elektrickým proudem*

Sval	Pořadí aktivace
m. trapezius vlevo	3
m. trapezius vpravo	6
m. extenzor radialis longus vpravo	8
m. infraspinatus vpravo	7
m. erector trunci vlevo	2
m. erector trunci vpravo	5
m. obliquus abdominis externus vlevo	4
m. tibialis anterior	1

Stejně jako při manuální stimulaci, ani při stimulaci elektrickým proudem nedochází k viditelnému vyvolání lokomočního vzoru. Opět však od poloviny první minuty stimulace můžeme pozorovat změnu průběhu dechové vlny, ve smyslu jejího prohloubení a prostoupení do oblasti bederní páteře a pánve. Tato změna však



neprobíhá plynule jako v případě manuální stimulace, ale v určitých skocích, kdy se dechové pohyby prohlubují a opět oplošťují. Až na konci druhé minuty se dechová vlna stává plynulou. V průběhu dechové vlny dochází k laterálnímu rozvoji žeber a rozvoji bederní páteře. Do konce měření již žádné další změny na videozáznamu pozorovatelné nejsou.

U druhého probanda rovněž vidíme značné rozdíly v timingu zapojení svalů při manuální a elektrické stimulaci spouštěvých zón. Podobnost vykazují m. tibialis anterior a m. trapezius na záhlavní straně, k jejichž aktivaci dochází v obou případech mezi prvními. Další podobnost můžeme vidět také u m. infraspinatus a m. extenzor carpi radialis, k jejichž aktivaci naopak dochází až v poslední řadě. Pořadí aktivace ostatních svalů se neshodují.

#### **4.4.2 Vyhodnocení šíření elektrického proudu tkáněmi organismu**

I u druhého probanda na speciální analýze nalézáme nejvyšší výkon na svodu nad m. tibialis anterior ve frekvenčním pásmu 0 – 10 Hz a cca o polovinu nižší výkon ve spektrálním pásmu 50 - 60 Hz. Vysoké výkony v řádu tisíců a set  $\mu V^2$  můžeme vidět i v dalších násobcích 50 Hz, jejich výkon se však prudce snižuje. K mírnému nárůstu výkonu dochází opět ve frekvenčním pásmu 400 – 410 Hz. Svody nad ostatními svaly vykazují opět nejvyšší výkon ve frekvenčním pásmu 50 – 60 Hz. Intenzita v rozsahu jednotek až desítek  $\mu V^2$  je ještě měřitelná ve frekvenčních pásmech 100- 110 Hz a 150 – 160 Hz. U tohoto probanda ještě vidíme nárůst intenzity překračující 10  $\mu V^2$  na svodu nad m. obliquus externus ve frekvenčních pásmech 260 - 370 Hz a 410 – 420 Hz.

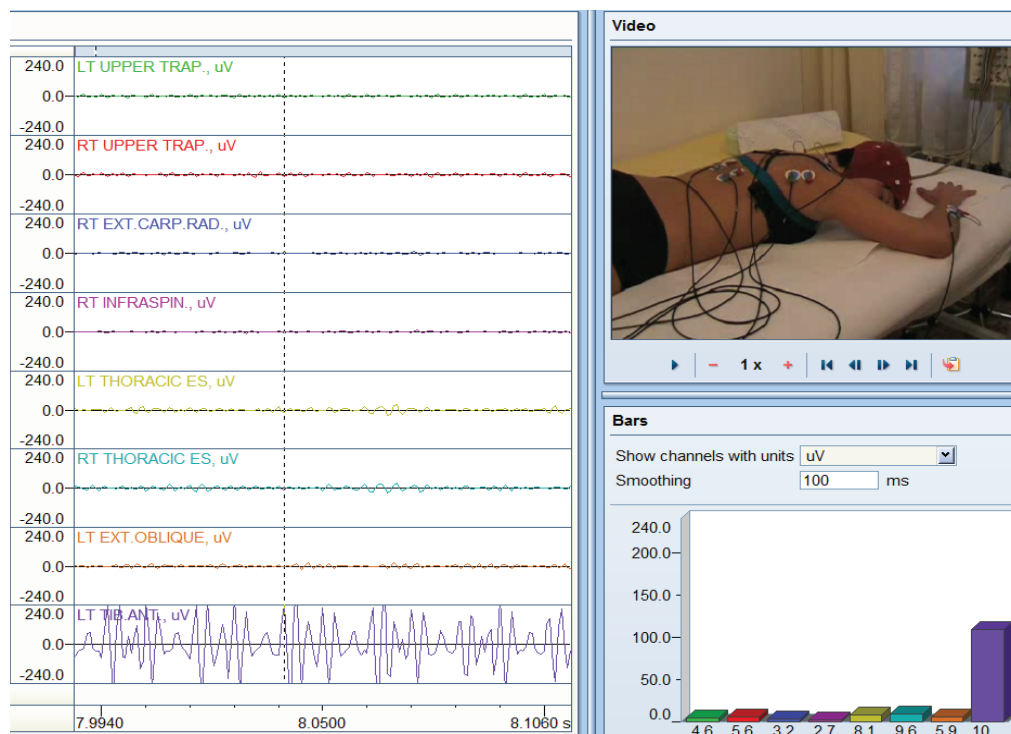
Na EMG záznamu je znovu vidět v průběhu stimulační části programu zvětšování a snižování amplitudy v 10 ms intervalech. U druhého probanda vidíme podobnou změnu amplitudy rovněž u m. obliquus abdominis externus, přestože v nižší intenzitě a částečně rovněž u m. erector trunci vpravo.

Tabulka č. 6 - Výkony ve vybraných frekvenčních pásmech u druhého probanda

Sval / frekvenční pásmo	0 - 10	100 - 110	150 - 160	200 - 210	350 - 360	360 - 370	400 - 420	410 - 420
m. trapezius vlevo	X	X	-	-	-	-	-	-
m. trapezius vpravo	X	X	X	-	-	-	-	-
m. extenzor radialis longus vpravo	-	-	-	-	-	-	-	-
m. infraspinatus vpravo	-	-	-	-	-	-	-	-
m. erector trunci vlevo	X	X	-	-	-	-	-	-
m. erector trunci vpravo	X	X	-	-	-	-	-	-
m. obliquus abdominis externus vlevo	X	X	-	-	-	X	-	X
m. tibialis anterior	XXX	XXX	XXX	XXX	XX	X	XX	X

X elektrická aktivita v řádu desítek  $\mu V^2$     XX elektrická aktivita v řádu stovek  $\mu V^2$     XXX elektrická aktivita v řádu tisíců  $\mu V^2$     XXXX elektrická aktivita v řádu desetitisíců  $\mu V^2$  a větší

Obr. č. 9 – Záznam křivky EMG u druhého probanda při stimulační fázi programu Ruské stimulace



## 4.5 Proband č. 3

### 4.5.1 Vyhodnocení timingu zapojení svalů a vyvolání vzoru reflexního plazení

#### Timing zapojení svalů a vyvolání vzoru reflexního plazení při manuální stimulaci

Během manuální stimulace dochází nejprve k aktivaci m. trapezius na záhlavní straně a následně m. tibialis anterior a svalstva trupu. V poslední řadě dochází k aktivaci m. trapezius, m. infraspinatus a m. extenzor radialis longus a na čelistní straně.

Tabulka č. 7 - Timing svalů u třetího probanda při manuální stimulaci

Sval	Pořadí aktivace
m. trapezius vlevo	1
m. trapezius vpravo	6
m. extenzor radialis longus vpravo	8
m. infraspinatus vpravo	7
m. erector trunci vlevo	5
m. erector trunci vpravo	2
m. obliquus abdominis externus vlevo	4
m. tibialis anterior	3

Na záznamu EMG křivky opět jeví největší aktivitu m. tibialis anterior od počátku stimulace a během celého měření postupně vzrůstá také aktivita erectorů trupu. Rovněž mírně roste aktivita m. extenzor carpi radialis a m. trapezius na čelistní straně. V druhé polovině první minuty záznamu výrazně stoupá aktivita m. erector trunci na čelistní straně, ale ke konci první minuty opět klesá na původní intenzitu. Aktivita ostatních snímaných svalů je nízká a po zbytek měření nedochází k žádným významným změnám.

Na videozáznamu je u této probandky opět vidět od počátku stimulace prohloubení dechové vlny do oblasti bederní páteře a pánve. Rovněž dochází k mírné elevaci pánve na záhlavní straně. V počátku druhé minuty pozorujeme vytvoření opory o loket a kaudální posun pletence ramenního na čelistní straně. Dechové pohyby se nadále prohlubují. Ke konci druhé minuty dochází k záškubům v oblasti čelistního pletence

ramenního a počátkem třetí minuty k jeho další kaudalizaci. Následně, v polovině třetí minuty, dochází k podsazení pánve a napřímení trupu.

### **Timing zapojení svalů a vyvolání vzoru reflexního plazení při stimulaci elektrickým proudem**

Jako nadprahově senzitivní udává proband při elektrické stimulaci již intenzitu 5 mA. Stejně jako při manuální stimulaci dochází nejprve k aktivaci m. trapezius na záhlavní straně, dále m. tibialis anterior a následně erectorů trupu. Poté dochází k aktivaci m. infraspinatus a m. trapezius na čelistní straně. V poslední řadě se aktivují m. obliquus abdominis a m. extenzor carpi radialis.

*Tabulka č. 8 - Timing zapojení svalů u třetího probanda při stimulaci elektrickým proudem.*

Sval	pořadí
m. trapezius vlevo	1
m. trapezius vpravo	6
m. extenzor radialis longus vpravo	8
m. infraspinatus vpravo	5
m. erector trunci vlevo	4
m. erector trunci vpravo	3
m. obliquus abdominis externus vlevo	7
m. tibialis anterior	2

Na záznamu aktivity svalstva můžeme znovu pozorovat značný nárůst aktivity m. tibialis anterior a rovněž m. obliquus abdominis, a to ve větší míře než u předchozího probanda. U tohoto probanda rovněž dochází k nepatrně větší aktivitě erectorů trupu a m. extenzor carpi radialis při průběhu stimulační fáze zvoleného elektroléčebného programu.

Na videozáznamu hned v počátečních vteřinách pozorujeme kaudální posun pletence ramenního na čelistní straně a napřímení krční páteře. Následně dochází k prohloubení dechové vlny do oblasti beder a pánve a zvýšení laterálního rozvíjení žeber. V počátku druhé minuty dochází k mírné elevaci pletence ramenního od podložky a od počátku třetí minuty až do její poloviny se tato elevace postupně zvětšuje.

Třetí proband vykazuje větší podobnost v zapojení sledovaných svalů, než předchozí dva probandi. V obou případech dochází nejprve k aktivaci m. trapezius. Následně m. tibialis anterior a trupového svalstva. V poslední řadě se opět aktivují svaly pletence ramenního na čelistní straně a m. extenzor carpi radialis.

#### 4.5.2 Vyhodnocení šíření elektrického proudu tkáněmi organismu

I u třetího probanda vidíme největší výkon, v řádu stovek tisíc ve frekvenčním pásmu 0-10 Hz, nad m. tibialis anterior. Ve frekvenčním pásmu 50 – 60 Hz je již výkon měřitelný pouze v desítkách tisících a v dalších frekvenčních pásmech (násobcích 50 Hz) postupně klesá. Svody nad ostatními svaly, stejně jako u předchozích dvou probandů vykazují největší výkon ve frekvenčním pásmu 50 – 60 Hz, a výrazně nižší výkony ve frekvenčních pásmech 100 – 110 Hz a 150 – 160 Hz. Rovněž u tohoto probanda vidíme ve frekvenčním pásmu 360 – 370 Hz a 410 – 420 Hz malý výkon m. obliquus abdominis externus, avšak nepřesahující hodnotu  $10 \mu V^2$ .

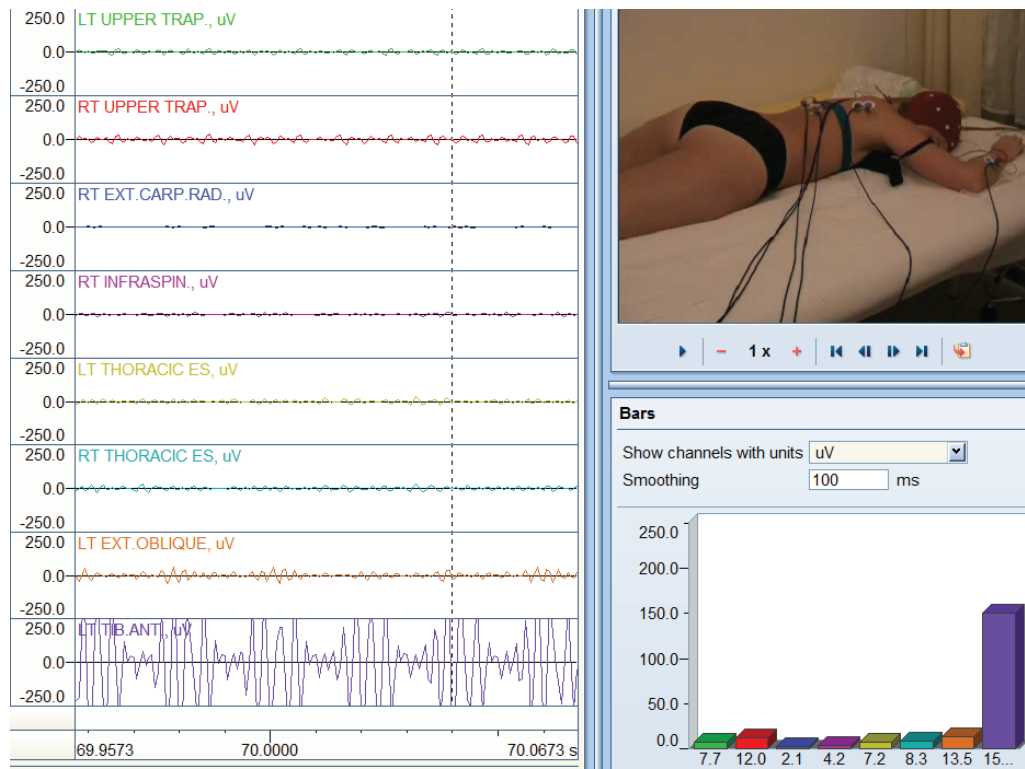
Na EMG záznamu je opět patrný střídavý nárůst a snížení amplitudy na svodu na m. tibialis anterior, v 10 ms intervalech a částečně rovněž nad m. obliquus abdominis externus v průběhu stimulační fáze elektrostimulačního programu.

Tabulka č. 9 - Výkony ve vybraných frekvenčních pásmech u třetího probanda

Sval / frekvenční pásmo	0 - 10	100 - 110	150 - 160	200 - 210	350 - 360	360 - 370	400 - 420	410 - 420
m. trapezius vlevo	X	X	-	-	-	-	-	-
m. trapezius vpravo	X	X	X	-	-	-	-	-
m. extenzor radialis longus vpravo	-	-	-	-	-	-	-	-
m. infraspinatus vpravo	X	-	-	-	-	-	-	-
m. erector trunci vlevo	X	X	-	-	-	-	-	-
m. erector trunci vpravo	XX	X	X	-	-	-	-	-
m. obliquus abdominis externus vlevo	X	X	-	-	-	5	-	7
m. tibialis anterior	XXX	XXX	XXX	XXX	XX	X	XX	X

X elektrická aktivita v řádu desítek  $\mu V^2$     XX elektrická aktivita v řádu stovek  $\mu V^2$     XXX elektrická aktivita v řádu tisíců  $\mu V^2$     XXXX elektrická aktivita v řádu destitisíců a větší  $\mu V^2$

Obrázek č. 10 - Záznam křivky EMG křivky u třetího probanda při stimulační fázi programu Ruské stimulace



## 4.6 Proband č.4

### 4.6.1 Vyhodnocení timingu zapojení svalů a vyvolání vzoru reflexního plazení

#### Timing zapojení svalů a vyvolání vzoru reflexního plazení při manuální stimulaci

Během manuální stimulace dochází nejprve k aktivaci m. tibialis anterior a následně m. infraspinatus a m. erector trunci na čelistní straně. Dále se aktivuje m. trapezius na čelistní straně, a poté m. trapezius a m. erector trunci na zádové straně trupu. V poslední řadě dochází k aktivaci m. extensor carpi radialis longus. K zapojení m. obliquus abdominis nedochází vůbec.

Tabulka č. 10 - Timing zapojení svalů u čtvrtého probanda při manuální stimulaci

Sval	Pořadí aktivace
m. trapezius vlevo	5
m. trapezius vpravo	4
m. extenzor radialis longus vpravo	7
m. infraspinatus vpravo	2
m. erector trunci vlevo	6
m. erector trunci vpravo	3
m. obliquus abdominis externus vlevo	-
m. tibialis anterior vlevo	1

U tohoto probanda sledujeme nejmenší aktivitu měřených svalů vzhledem k ostatním účastníkům experimentu. Větší než minimální aktivitu v řádu několika mikrovoltů vykazuje pouze m. tibialis anterior a m. erector trunci na čelistní straně. Aktivita ostatních svalů během stimulace pozvolna roste, zatímco aktivita m. tibialis anterior a m. erector trunci na čelistní straně pouze kolísá.

Na videozáznamu od 20. vteřiny záznamu pozorujeme postupné prohlubování dechové vlny do oblasti bederní páteře a pánve. Dechové pohyby se stávají rozsáhlejší a pomalejší až do konce první minuty záznamu. Poté dochází k rozvoji dechové vlny i do horní hrudní páteře. Toto zůstává neměnné až do ukončení stimulace.

### **Timing zapojení svalů a vyvolání vzoru reflexního plazení při stimulaci elektrickým proudem**

Nadprahově senzitivní intenzita činila pro tuto probandku 13, 1 mA. Při stimulaci elektrickým proudem se jako první aktivují erectory trupu a poté m. obliquus abdominis externus a trapézové svaly, z nichž dříve m. trapezius na čelistní horní končetině. Poté se zapojuje m. tibialis anterior a jako poslední m. infraspinatus a m. extenzor carpi radialis.

Tabulka č. 11 - Timing zapojení svalů u čtvrtého probanda při stimulaci elektrickým proudem.

Sval	Pořadí aktivace
m. trapezius vlevo	5
m. trapezius vpravo	3
m. extenzor radialis longus vpravo	8
m. infraspinatus vpravo	7
m. erector trunci vlevo	2
m. erector trunci vpravo	1
m. obliquus abdominis externus vlevo	4
m. tibialis anterior	6

Rovněž tak při stimulaci elektrickým proudem je aktivita snímaných svalů minimální. Stejně jako v předchozích případech však dochází během stimulační fáze programu k výraznému nárůstu zobrazované aktivity m. tibialis anterior.

Na videozáznamu měření můžeme od 20. vteřiny vidět prohloubení dechových pohybů v oblasti dolní hrudní a bederní páteře. Nárůst dechových pohybů probíhá (podobně jako u druhého probanda) v určitých nárazech, kdy se po prudkém nárůstu a zvětšení rozvíjení hrudníku se tyto pohyby opět sníží. Na začátku druhé minuty se dechové pohyby stávají plynulé a postupně se zpomalují. K dalšímu prohloubení dechových pohybů dochází ještě v polovině třetí minuty stimulace, žádné další změny ani pohyby na záznamu patrné nejsou.

U posledního probanda opět vidíme značné rozdíly v timingu zapojení sledovaných svalů. Podobnost můžeme sledovat u trapézových svalů, které se aktivují téměř ve stejném pořadí a m. extenzor carpi radialis, který se v obou případech aktivuje až na posledních místech. V obou případech také dochází k aktivaci m. erector trunci na čelistní straně mezi prvními. Ostatní svaly podobnost v timingu zapojení nevykazují.

#### 4.6.2 Vyhodnocení šíření elektrického proudu tkáněmi organismu

Spectrální analýza ukazuje nejvyšší hodnoty na svodu nad m. tibialis anterior ve frekvenčním pásmu 0 – 10 Hz, a to více než 1mil  $\mu\text{V}^2$  (1V). Ve frekvenčním pásmu



50 - 60 Hz klesá výkon na polovinu, a v dalších násobcích 50 Hz klesá ještě prudčeji. Poté opět vidíme nárůst výkonu ve frekvenčních pásmech 400 – 410 Hz, a 450 – 460 Hz. U ostatních svalů je nejvyšší výkon ve frekvenčním pásmu 50 – 60 Hz, a to v řádu stovek nebo desítek Hz. Na rozdíl od ostatních probandů není měřitelné zvětšení výkonu ve frekvenčních pásmech 100 – 110 Hz a 150 – 160 Hz na jiných svalech, kromě m. tibialis anterior.

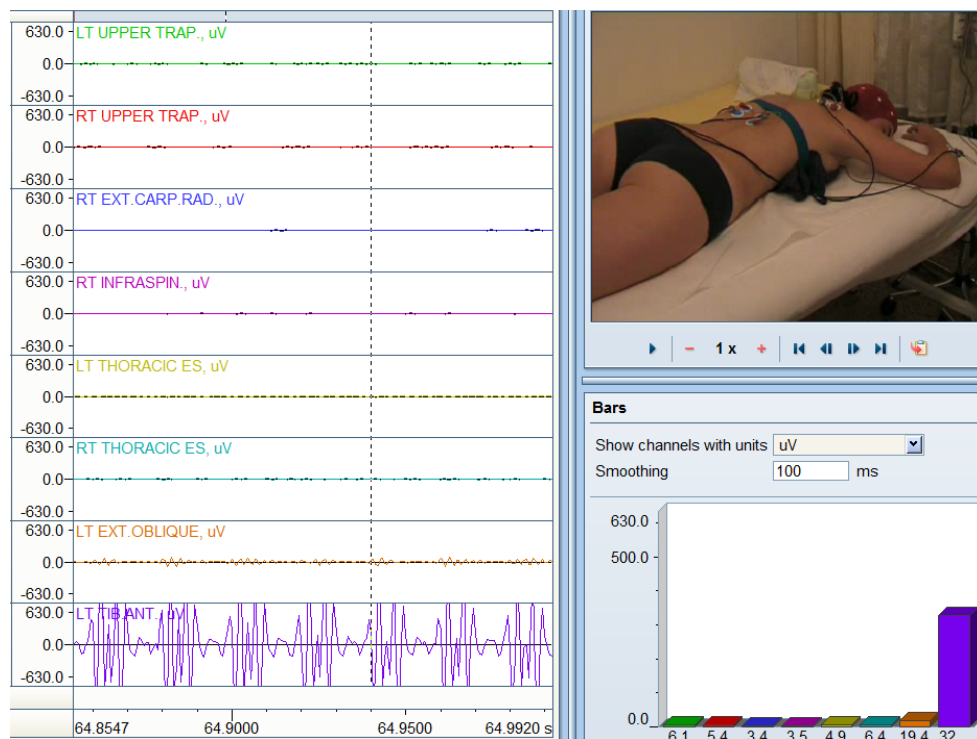
Na EMG křivce vidíme stejný obraz jako u předchozích probandů, tedy střídavý nárůst a pokles amplitudy m. tibialis a v menší míře i m. obliquus abdominis v 10 ms intervalu.

Tabulka č. 12 - Výkony ve vybraných frekvenčních pásmech u čtvrtého probanda

Sval / frekvenční pásmo	0 - 10 Hz	100 - 110	150 - 160	200 - 210	350 - 360	360 - 370	400 - 420	410 - 420
m. trapezius vlevo	X	-	-	-	-	-	-	-
m. trapezius vpravo	-	-	-	-	-	-	-	-
m. extenzor radialis longus vpravo	-	-	-	-	-	-	-	-
m. infraspinatus vpravo	-	-	-	-	-	-	-	-
m. erector trunci vlevo	-	-	-	-	-	-	-	-
m. erector trunci vpravo	-	-	-	-	-	-	-	-
m. obliquus abdom. externus vlevo	X	-	-	-	-	X	-	X
m. tibialis anterior	XXX	XXX	XXX	XXX	XX	X	XX	X

X elektrická aktivita v řádu desítek  $\mu V^2$     XX elektrická aktivita v řádu stovek  $\mu V^2$     XXX elektrická aktivita v řádu tisíců  $\mu V^2$     XXXX elektrická aktivita v řádu destitisců a větší  $\mu V^2$

Obrázek č. 11 - Záznam křivky EMG křivky u čtvrtého probanda při stimulační fázi programu Ruské stimulace



## 4.7 Souhrn výsledků

**Hypotéza 1:** Předpokládám, že během elektrické stimulace patní zóny a zóny na mediálním epikotylu humeru Ruskou stimulací dojde k vyvolání lokomočního vzoru reflexního plazení stejně jako při manuální stimulaci.

Tato hypotéza **byla potvrzena**. U všech probandů v průběhu manuální i elektrické stimulace došlo ke změně dechové vlny ve smyslu zvýšení laterálních pohybů žebér a prohloubení dechové vlny do všech etází trupu. U některých probandů rovněž došlo dorzálnímu klopení pánve a kaudálnímu posunu pletence ramenního na čelistní horní končetině. Dále bylo u více výbavných probandů možné pozorovat vytvoření opory o loketní kloub na čelistní horní končetině a vytváření úchopového postavení ruky. Při použití elektroléčebného proudu Ruské stimulace došlo u některých probandů k rychlejší změně dechového stereotypu, avšak okem pozorovatelné vyvolání

lokomočního vzoru ve smyslu následného napřímení osového orgánu, dorzálního klopení pánve, kaudálního posunu lopatky a vytvoření opěrných bodů bylo výraznější při stimulaci manuální. A to i přesto, že byla prováděna pouze na jedné spoušťové zóně, zatímco elektrická stimulace byla použita na spoušťové zóny dvě.

**Hypotéza 2:** Předpokládám, že dojde k podobnému timingu aktivity vybraných svalů při elektrické stimulaci jako při manuální stimulaci.

Druhá hypotéza **potvrzena nebyla**. Skoro všichni probandi vykazují značné rozdíly v timingu svalů, kromě třetí probandky, u níž se 3 svaly zapojily ve stejném pořadí a 3 svaly s rozdílem 1 místa. Nutno podotknout, že tato probandka byla k vyvolání lokomočního vzoru rovněž nejvíce senzitivní, ve smyslu vizuální pozorovatelnosti příslušného lokomočního vzoru.

I přes velké rozdíly můžeme u probandů pozorovat některé společné tendence. Jednak m. infraspinatus a m. extensor carpi radialis se skoro vždy zapojují až na posledních místech. Dále u prvního, druhého a čtvrtého probanda vidíme velký rozdíl v timingu zapojení m. erector trunci na záhlavní straně při rozdílném druhu stimulace – zatímco při manuální stimulaci se zapojuje až v poslední vlně, při stimulaci elektrickým proudem se u těchto probandů aktivuje jako druhý.

Tabulka č.13 - Timing zapojení svalů při stimulaci spoušťové zóny manuálně a při stimulaci elektrickým proudem

Sval /proband	Proband 1		Proband 2		Proband 3		Proband 4	
	MS	RS	MS	RS	MS	RS	MS	RS
m. trapezius vlevo	7	4	2	3	1	1	5	5
m. trapezius vpravo	4	5	4	6	6	6	4	3
m. extenzor radialis longus vpravo	2	1	6	8	8	8	7	8
m. infraspinatus vpravo	6	7	7	7	7	5	2	7
m. erector trunci vlevo	8	2	8	2	5	4	6	2
m. erector trunci vpravo	3	-	5	5	2	3	3	1
m. obliquus abdominis externus vlevo	5	6	1	4	4	7	-	4
m. tibialis anterior vlevo	1	3	3	1	3	2	1	6

MS – manuální stimulace RS – Ruská stimulace

**Hypotéza 3:** Předpokládám šíření elektrického proudu tkáněmi do vzdálených lokalit těla při stimulaci elektrickým proudem ze spoušťové zóny Vojtovy reflexní lokomoce.

Tato hypotéza **potvrzena byla**. Spectrální analýza u všech probandů ukazuje vysoké naměřené hodnoty na svodu nad m. tibialis anterior, tedy na svodu, který ležel nejbližší stimulaci elektrodě umístěné na patní spoušťové zóně. Největší výkon jsme u všech probandů naměřili ve frekvenčním pásmu 0 - 10 Hz, kde dosahuje hodnot v řádu sta tisíc až milionů  $\mu\text{V}^2$ . Vysoké hodnoty jsou rovněž vidět ve frekvenčním pásmu 50 – 60 Hz a všech dalších násobcích 50 Hz až do 500 Hz. Tyto hodnoty však od frekvenčního pásma 0-10 Hz postupně klesají – buď vždy přibližně na polovinu předchozí hodnoty, nebo ještě prudčeji. Větší či menší nárůst výkonu můžeme skoro u všech probandů (kromě třetího probanda) pozorovat v některých z frekvenčních pásem 300 – 310 Hz, 350 – 360 Hz, 400 – 410 Hz a 450 – 460 Hz, kde obvykle vykazuje intenzitu v řádu tisíců mikrovoltů.

U všech čtyř probandů vidíme na křivce ze svodu nad m. tibialis anterior střídavé zvětšování a zmenšování amplitudy v intervalech 10 ms, tedy v intervalu pulzu a pauzy proudu Ruské stimulace. Toto je u druhého třetího a čtvrtého probanda v menší míře pozorovatelné i na svodu nad m. obliquus abdominis.

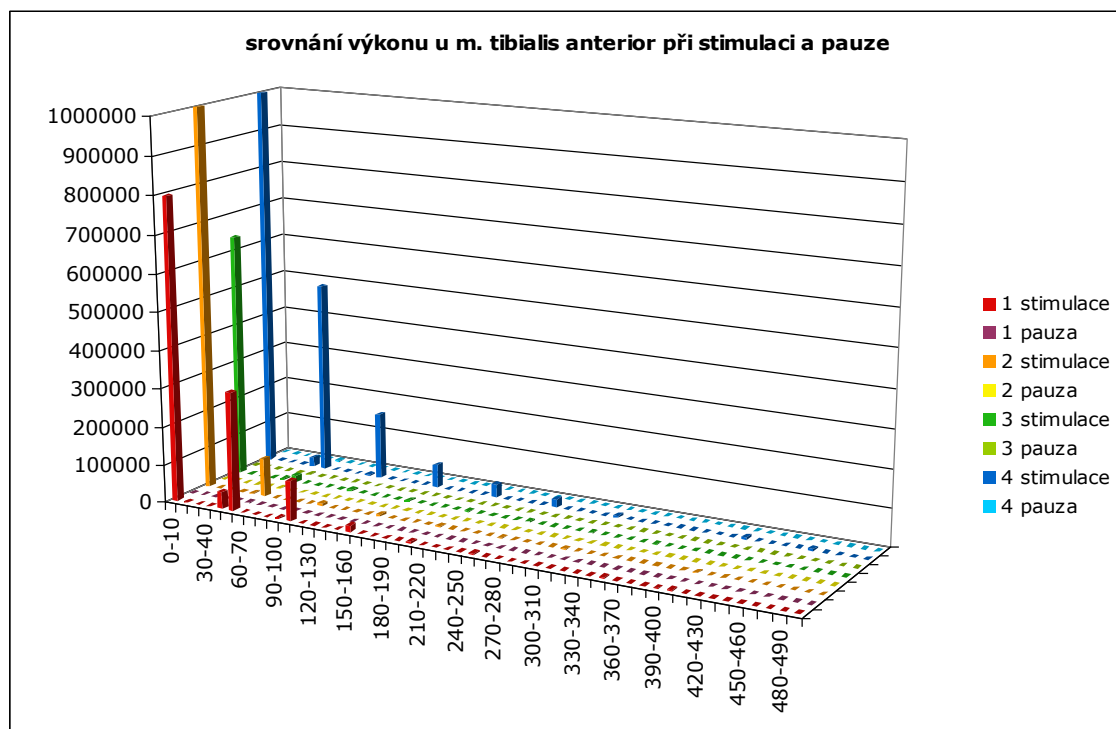
U těchto probandů (tedy druhého, třetího a čtvrtého) pozorujeme rovněž zvýšení výkonu ve spectrální analýze (oproti měření v průběhu pauzy – „off period“) ve frekvenčním pásmu 360 – 370 Hz a 410 – 420 Hz ve svodu nad m. obliquus abdominis externus. Přestože se jedná o malou intenzitu, pouze mezi 5 – 18, ostatní svody v tomto frekvenčním pásmu vykazují hodnoty nulové, a u těchto svalů žádné signifikantní změny v průběhu amplitudy nepozorujeme. Pro srovnání m. tibialis anterior, který ležel blíže stimulaci elektrodě, vykazuje u všech probandů vyšší hodnoty ve frekvenčním pásmu 350 – 360 Hz a 400 – 410 Hz, tedy o jedno frekvenční pásmo níže, než m. obliquus abdominis externus. U ostatních svalů a frekvenčních pásem však tento posun již nepozorujeme.

Svody nad ostatními svaly kromě m. tibialis anterior ukazují největší intenzity ve frekvenčním pásmu 50 – 60 Hz, a to v řádu desítek až stovek mikrovoltů. V tomto

frekvenčním pásmu je přibližně stejná intenzita měřitelná i během pauzy („off period“) programu Ruské stimulace, tedy v době kdy neprobíhá žádné elektrické dráždění. Tyto hodnoty můžeme tedy označit za síťový šum. Výkon v hodnotách desítek či stovek  $\mu V^2$  jsme u ostatních svalů naměřili také ve v pásmech 0 – 10 Hz, 100 – 110 Hz, a 150 – 160 Hz. Tabulky spectrální analýzy všech probandů v průběhu stimulační fáze a fáze pauzy jsou k nahlédnutí v příloze č. 5.

Z výše uvedeného usuzuji že, elektrický proud, se při aplikaci do spoušťových zón z konceptu Vojtovy reflexní stimulace šíří do vzdálených lokalit těla. Za zajímavé můžeme považovat, že hodnoty naměřené ve frekvenčním pásmu 50 – 60 Hz, jsou u některých z probandů vyšší v průběhu pauzy, než v průběhu stimulu. Z toho můžeme vyvozovat že proud aplikovaný do spoušťových zón reflexní lokomoce se šíří v násobcích stimulační frekvence, spíše než ve stimulační frekvenci.

*Graf č 1. - Srovnání výkonů na svodech nad m. tibialis anterior v průběhu stimulační fáze a pauzy („off-period“)*



## 4.8 Diskuze

Předmětem této práce byla možnost vyvolání lokomočního vzoru z konceptu Vojtovy reflexní lokomoce pomocí proudu Ruské stimulace. Z výsledků experimentu vyplývá že vyvolání lokomočního vzoru možné je, předmětem diskuze však může být kvalita jeho provedení.

Experimentu se zúčastnili čtyři probandi ženského pohlaví, z nich 2 projevovaly větší senzitivitu k vyvolání lokomočního vzoru než zbylé dvě, u nichž byla patrna pouze změna dechového stereotypu. Při stimulaci elektroléčebným proudem však bylo možné pozorovat, že změna dechového stereotypu neprobíhá plynule, ale určitých nárazech. To nás navádí k úvaze, že lokomoční vzor vyvolaný pomocí proudu Ruské stimulace bude vykazovat jiné kvality než vzor vyvolaný manuální stimulací.

Toto ve své diplomové práci rovněž potvrzuje kolegyně Vodňanská, která prováděla stimulaci spoušťových zón pomocí elektroléčebného proudu TENS. Lokomoční vzor bylo možné tímto druhem proudu vyvolat. Někteří probandi dokonce vykazovali i rychlejší nástup lokomočního vzoru, ale rovněž větší tendence k únikovým mechanismům, tedy nedokonalému provedení tohoto vzoru (Vodňanská 2011).

Je tedy nasnadě tázat se, zda by podobný účinek nebyl vidět i při stimulaci spoušťových zón proudem Ruské stimulace v případě, že by byl aplikován na více výbavné jedince.

Co se týče timingu zapojení sledovaných svalů, byly při stimulaci patní zóny a zóny na mediálním epicondylu femuru pozorovatelné značné rozdíly v timingu zapojení svalů mezi elektrickou a manuální stimulací. Znovu se tady odkážu na kolegyni Vodňanskou, která rovněž pozorovala rozdíly v timingu svalů při elektrické stimulaci patní zóny, zatímco při stimulaci trupové zóny bylo možné v timingu zapojení svalů sledovat podobnost. Můžeme tedy usuzovat na rozdílnou reakci organismu při stimulaci jednotlivých spoušťových zón (Vodňanská 2001).

Zásadním bodem, který určuje správnost aplikace získaných výsledků, je proces snímání EMG záznamu. Jak je uvedeno výše, při snímání EMG vzniká mnoho šumů, jako je pohyb probanda, snímacích kabelů nebo elektrod, dechové pohyby nebo

elektrická aktivita srdce, které při nesprávné analýze můžeme pokládat za svalovou aktivitu. Z toho důvodu je důležité správné nastavení filtru, především pokud je naším záměrem sledovat elektrickou aktivitu při aplikaci elektrického proudu do těla probanda. Velký elektrický šum, popřípadě šíření elektrického proudu organismem může být zaměněn za elektrickou aktivitu svalu. Na druhou stranu příliš těsný filtr může kromě šumu způsobeného průchodem elektrického proudu odstranit i skutečný záznam elektrické aktivity svalu.

V experimentu, který je předmětem mé diplomové práce, byla také zkoumána možnost šíření elektrického potenciálu ze spoušťových zón Vojtovy reflexní lokomoce. I v tomto bodě hraje zásadní roli snímání, digitalizace a správná filtrace EMG záznamu. Zde, při hodnocení zapojení svalu, musíme více než při jiných měřeních brát v potaz šum pocházející ze sítě elektrického napětí.

Výsledky hovořící o šíření elektrické energie organismem ovlivňuje také složení tkáně, kterou proud prochází. Z toho důvodu můžeme u probandů pozorovat značné interindividuální rozdíly v naměřených hodnotách. Šíření elektrického proudu tkáněmi může být ovlivňováno vodivostí kůže a potivostí kůže, hydratací jedince a množstvím podkožního tuku. Pro samotný vstup elektrického proudu do hlubších tkání je důležitý specifický odpor kůže a její elektrická impedance, která je ovlivňována věkem, pohlavím, rasou jedince, nebo také množstvím ochlupení (Khnapur 2008).

U všech probandů se nejvyšší naměřená aktivita objevila ve frekvenčním svodu nad m. tibialis anterior ve frekvenčním pásmu 0-10 Hz. Ve frekvenčním pásmu 0 – 40 Hz dle Dufka vniká nejvíce pohybových artefaktů, tedy artefaktů závislých na skluzu elektrod po kůži probanda, či pohybem kabelů spojujícího elektrody se zesilovačem. Vzhledem k tomu že v experimentu byly využity jednorázové nalepovací elektrody a k pohybům kabelů vedoucích od elektrod k zesilovači prakticky nedocházelo z důvodů nízké pohybové aktivity probandů, je vznik artefaktů tohoto typu v průběhu experimentu de-facto vyloučen (Dufek 1996).

EMG záznam při průběhu stimulační fáze programu Ruské stimulace probíhal u druhého a třetího probanda pouze nad piezoelektrickou linií, byly tedy nasnímány pouze pozitivní vlny. Stejný úkaz pozoruje kolegyně Zralíková při sledování šíření interferenčních proudů tkáněmi lidského organismu. Jako vysvětlení tohoto faktu udává informaci získanou z elektronické komunikace s Ing. Václavem Žaludem, že změna fáze

při záporné hodnotě rozdílu u tohoto druhu proudu pravděpodobně není významná. To může být důvodem nejvyšších naměřených hodnot ve frekvenčním pásmu 0-10 Hz (Zralíková 2010). Nejvyšší hodnoty v tomto frekvenčním pásmu se však v našem měření objevují i u ostatních jedinců. Vysvětlení které podává kolegyně Zralíková, pro náš experiment tedy není dostačující.

Zkoumaný soubor tvořila malá skupina mladých žen, studentek fyzioterapie. Tato homogenita může být výhodou z hlediska šíření elektrického proudu tkáněmi, jelikož můžeme předpokládat, že výše popsané faktory ovlivňující vodivost kůže a tkání nebyly u těchto probandek tak výrazně odlišné, jako by byly v případě osob různého stáří a pohlaví. Na druhé straně nelze získané výsledky nijak zobecňovat. Především v případě timingu zapojení sledovaných svalů nemůžeme odhadovat, jak by na stejný podnět reagovali kojenci, či osoby se zdravotním postižením.

V experimentu byla potvrzena možnost šíření elektrického potenciálu z míst spoušťových zón reflexní lokomoce dle Vojty. Pro tento experiment byly vybrány spoušťové zóny, při jejichž stimulaci dochází ke dráždění periostu. Prostor pro další výzkum poskytuje otázka, zda by ke stejnému šíření elektrického potenciálu docházelo i v případě elektrické stimulace periostu na jiných místech těla, případně z jiných spoušťových zón, při jejichž stimulaci dochází k dráždění svalů.



## 5 Závěr

Experiment, který byl předmětem diplomové práce s názvem „Využití elektroléčebných proudů v reflexní lokomoci“, částečně odpověděl na kladené otázky a otevřel možnosti pro další výzkumy v oblasti elektroléčby.

Pomocí povrchové elektromyografie bylo zjištěno, že stimulací spoušťových zón Vojtovy reflexní lokomoce pomocí proudu Ruské stimulace lze vyvolat motorickou reakci odpovídající příslušnému lokomočnímu vzoru. Při stimulaci manuální však docházelo k výraznější a plynulejší reakci než při dráždění proudem Ruské stimulace. Rovněž timing zapojení sledovaných svalů se při použití manuální a elektrické stimulace na výše zmíněné spoušťové zóny liší. Otázkou tedy zůstává kvalita lokomočního vzoru vyvolaného elektrickou stimulací.

V experimentu bylo rovněž zjištěno, že při stimulaci elektroléčebným proudem patří zóny a zóny na mediálním epicondylu femuru dochází k šíření elektrického potenciálu do vzdálených lokalit těla. Vysoké hodnoty výkonu byly při spectrální analýze naměřeny na svodech nad m. tibialis u všech zúčastněných probandů. Hodnoty na ostatních svodech již byly mnohonásobně nižší. Přesto však bylo možné pozorovat znatelné zvýšení naměřených výkonů v průběhu stimulační fáze elektroléčebného programu Ruské stimulace oproti pauze, kdy do těl probandů nebyl aktivně přiváděn žádný proud.

Tento výsledek otevírá nové otázky, jejichž zodpovězení může být předmětem dalších experimentů. Naskytá se možnost tázat se, zda by k podobnému šíření elektrického potenciálu docházelo i v případě využití jiného než středněfrekvenčního proudu, či v případě stimulace jiného místa na periostu. Další důležitou otázkou je využití možnosti šíření elektrického potenciálu z periostových oblastí v klinické praxi, například v případě umístění elektrod při aplikaci elektroléčebných proudů.

## 6 Seznam použité literatury

1. AL-MAHMODI, N., A., I., *Nízkofrekvenční elektrická stimulace kosterního svalstva v rehabilitaci pacientů s chronickým srdečním selháním*, dizertační práce, vedoucí práce Prof. MUDr. Petr Dobšák, CSc., Masarykova univerzita Brno 2012
2. AUNG S., K. H., CHEN W., P., D., *Clinical Introduction To Medical Acupuncture*, New York. Theme Medical Publishers 2007, ISBN 978-3-13-138271-9
3. CAPKO, J. *Základy fyziatrické léčby*. 1. vydání Praha: Grada, 1998. ISBN 80-7169-341-3.
4. CRISVEL, E., *Cram's Introduction to Surface Electromyography, second edition*, United States of America, 2010 Jones and Bartlett Publishers, ISBN: 978-0-7637-3274-5
5. DELITTO, A., M. BROWN, M. J. STRUBE, S. J. ROSE, R. C. LEHMAN. Electrical stimulation of quadriceps femoris in an elite weight lifter: a single subject experiment. *International Journal of Sports Medicine* 1989, vol. 10 no 3, s 187-191.
6. DELITTO, A., S. J. ROSE, J. M. MCKOWEN, R. C. LEHMAN, J. A. THOMAS, R. A. SHIVELY, Electrical stimulation versus voluntary exercise in strengthening thigh musculature after anterior cruciate ligament, *Physical Therapy*, 1988 vol. 68 no. 5, s 660-663
7. DELITTO, A. Russian electrical stimulation": putting this perspective into perspective, *Physical Therapy* 2002, vol. 82 no. 10, s 1017-1018
8. DE LUCA, Surface Electromyography: Detection and Recording [on-line]. © 2002, poslední revize 8/2006 [cit. 2009-11-28]. Dostupné z: <[http://www.delsys.com/KnowledgeCenter/Tutorials\\_Technical%20Notes.html](http://www.delsys.com/KnowledgeCenter/Tutorials_Technical%20Notes.html)>.
9. DE LUCA, C., J. C., J., GILMORE, D., L., KUZNETSOV, M., ROY, S., H, Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination, *Journal of Biomechanics* 2010 no 43, 1573–1579
10. DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 1997, vol. 13, no. 2, s. 135-163.
11. DEUSCHEL, G., EISEN A., Doporučení pro praxi v klinické neurofyziologii: Standardy Mezinárodní federace klinické neurofyziologie, supplementum *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Elsevier, 1999 č. 52. editace

českého textu Kadarka Z. Dostupné z:  
[https://docs.google.com/viewer?a=v&q=cache:WVWmqb4TZ0kJ:www.neurofyziologia.sk/Dokumenty/Doporucenie%2520pre%2520prax%2520EMG.doc+&hl=en&gl=cz&pid=bl&srcid=ADGEEShzmzmfDkahvtFYsohXYkFeS5f2usdjzqqOE5v6rQtP7MApCt1zRQhZLJHBT3tzaArA6MNoVy3GdG8F4JDK14EUdIRjw4mvrh8VD9TKEnEsIsicsH9z0Y7IU7RRI83KmmaaYlqt&sig=AHIEtbTH0ONHnYeUeSvhbR7V2fwnrH\\_7qw](https://docs.google.com/viewer?a=v&q=cache:WVWmqb4TZ0kJ:www.neurofyziologia.sk/Dokumenty/Doporucenie%2520pre%2520prax%2520EMG.doc+&hl=en&gl=cz&pid=bl&srcid=ADGEEShzmzmfDkahvtFYsohXYkFeS5f2usdjzqqOE5v6rQtP7MApCt1zRQhZLJHBT3tzaArA6MNoVy3GdG8F4JDK14EUdIRjw4mvrh8VD9TKEnEsIsicsH9z0Y7IU7RRI83KmmaaYlqt&sig=AHIEtbTH0ONHnYeUeSvhbR7V2fwnrH_7qw)

12. DUFEK, J. *Elektromyografie: učební text*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví 1996 ISBN 80-7013-208-6

13. GRIM, M., DRUGA, R. aj., *Základy anatomie. 1. obecná anatomie a pohybový systém*. Praha: Galén, 2001, ISBN 80-7262-111-4

14. DYLEVSKÝ, I., *Speciální kineziologie, 1. vydání*, Grada publishing, Praha 2009, ISBN 978-80-274-1648-0

15. ERIKSSON E., Comparison of isometric muscle training and electrical stimulation supplementing isometric muscle training in the recovery after major knee ligament Sumery, a preliminary report, *The American Journal of Sports Medicine*, 1979 vol. 7 no. 3 169-171

16. ERIKSSON E., Häggmark T., Kiessling K.H., Karlsson J., Effect of electrical stimulation on human skeletal muscle. *International Journal of Sports Medicine* 1981, vol. 2 no.1, s:18-22

17. FISHMAN, L.M., WILKINS, A.N., *Functional electromyography*, Springer Science+Business Media 2011, ISBN 978-1-60761-019-9

18. GERLEMAN, G. D., COOK, T. M.: *EMG instrumentation, Selected Topoics in Surface Electromyography For Use In The Occupational Seting: Expert Perspectives*. US Departmet of Health and Human Services, Center for Deisease Conrol str. 43 – 68 [online]. Dostupné z: <http://www.cdc.gov/niosh/docs/91-100/>

19. GREGORY, C., M., BICKEL. C., S., Recruitment Patterns in Human Skeletal Muscle During Electrical Stimulation, *Physical Therapy*, 2005 vol. 85 no. 4, s358-364

20. HENCELOVÁ, M., Využitie Vojtovho princípu v rehabilitácii centrálnych paréz u dospelých jedincov. *Rebailitácia* 2003 no.4, str. 193 – 256 ISSN 0375-0922

21. HADDERS-ALGRA, M., Variation and Variability: Key Words in Human Motor Development, *Physical therapy*. 2010; 90 s.1823-1837

22. HOLCOMB, W., R., Effect of training with neuromuscular electrical stimulation on elbow flexion strength, *Journal of Sports Science and Medicine* 2006 vol 5, 276-281. Dostupné z: <http://jssm.org/vol5/n2/12/v5n2-12pdf.pdf>
23. HOLCOMB W., R., Increasing Neuromuscular Electrical Stimulation Amplitude to Reduce the Decline in Knee Extension Torque, *Athletic Training and Sports Health Care*, March/April 2011, vol. 3 no 2: 63-68
24. HUSÁROVÁ, R. Využitie Vojtovej techniky u dospelých. *Rehabilitácia*. 2005, vol. 42, no. 3, s. 138-144. ISSN 0375-0922.
25. KABÁTOVÁ, M. *Vliv nízkofrekvenční elektrické stimulace na svalovou silu extenzoru dolních končetin u pacientů s CHSS*, diplomová práce, vedoucí práce Petr Dobšák, Masarykova univerzita, lékařská fakulta, Brno 2007
26. KASMAN, G., WOLF, S. *Noraxon Surface EMG manual*. U.S.A: Noraxon, 2006.
27. KITTNAR, O., *Lékařská fyziologie*, 1. vydání, Praha: Grada publishing 2011. ISBN 978-80-247-3068-4
28. KHANDPOUR, R., S., *Handbook of Biomedical Instrumentation*, Tata McGraw-Hill, 1989 ISBN 0-07-047355-2
29. KNIGHT, K., L., DRAPER, D., O., *Therapeutic Modalities: The Art and Science*, 2013 Lippincott Williams and Wilkins ISBN: 978-14-511-0294-9
30. KOLÁŘ, P. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. 2009 ISBN. 978-80-7262-657-1
31. KOLÁŘOVÁ, J., STANEK, S., *Biomechanika pro studenty zdravotnických oborů*, Praha: Grada publishing 2006. ISBN 80-247-1383-7
32. KOLT, G. S., SNYDER-MACKLER, L., *Physical Therapies in Sport and Exercise*, Churchill Livingstone. 2007 ISBN: 978-04-431-0351-3
33. KONRAD, P. *The ABC of EMG A Practical Introduction to Kinesiological Electromyograph, Version 1.0* 2005, Noraxon INC. USA
34. KRAMER, F., MENDRYK, S., W., Electrical Stimulation as a Strength Improvement Technique: A Review, *The Journal of Orthepead and sports psysical therapy*, 1982 Vol. 4, No. 2

35. KYMPLOVÁ, J. Katalog metod v biofyzice. *Multimediální podpora výuky klinických a zdravotnických oborů: Portál 1. lékařské fakulty Karlovy Univerzity v Praze* [online] 18.1.2008, poslední aktualizace 21.1.2013 [cit. 2013-03-23] Dostupný z: <<http://portal.lf1.cuni.cz/clanek-793-katalog-metod-v-biofyzice>> ISSN 1803-6619.
36. LAUFER, Y., ELBOIM, M., Effect of Burst Frequency and Duration of Kilohertz-Frequency Alternating Currents and of Low-Frequency Pulsed Currents on Strength of Contraction, Muscle Fatigue, and Perceived Discomfort, *Physical Therapy* October 2008 vol. 88 no. 10 1167-1176
37. MANAL, T., J., “The Use of Electrical Stimulation to Augment Muscle Strengthening in Outpatient Orthopedics-The How to Guide for Clinicians”. 3 th platform presentation in the Electrophysiology Section, APTA Combined Sections, Las Vegas meeting, 2009 [online] Dostupné z: <http://www.aptasce-wm.org/documents/csm09/18374.pdf>
38. NAVRÁTIL, L., ROSINA, J., et al. *Medicínská biofyzika*. 1. vydání. Praha : Grada, 2005. 524 s. s. 439-442. ISBN 80-247-1152-4.
39. NUHR, M. aj., Functional and biochemical properties of chronically stimulated human skeletal muscle. *European Journal of Applied Physiology*, 2003, vol. 89, s. 202–208
40. ORTH, H. *Dítě ve Vojtově terapii: příručka pro praxi*. 1. vyd. České Budějovice: Kopp, 2009. ISBN 978-80-7232-378-4
41. PÁNEK D., PAVLŮ D., ČEMUSOVÁ J., Rychlost vedení akčního potenciálu svalu jako identifikátor nástupu svalové únavy v povrchové elektromyografii, *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, č.3, 2009 s. 96 – 101
42. PÁNEK D., PAVLŮ D., ČEMUSOVÁ J. Počítačové zpracování dat získaných pomocí povrchové EMG, *Rehabilitace a fyzikální lékařství* č. 4 2009, s. 177-180
43. PAVLŮ D., VÉLE F., HAVLÍČKOVÁ L., Elektromyografická a kineziologická analýza Vojtova terapeutického principu, *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, č.2, 2000, str. 74 – 77
44. PETTE, D., VRBOVÁ, G., What does chronic electrical stimulation teach us about muscle plasticity, *Muscle & Nerve*, 1999, č. 22, s. 666–67

45. PODĚBRADSKÝ, J., VAŘEKA, I. *Fyzikální terapie I*, Praha: Grada Publishing, 1998. ISBN 80-7169-661-7.
46. PODĚBRADSKÝ, J., VAŘEKA, I. *Fyzikální terapie II*, Praha: Grada Publishing, 1998. ISBN 80-7169-661-7.
47. POLANECKÁ, Z. *Možnosti využití elektroléčebných proudů v elektropunktuře* Praha 2011. Diplomová práce na UK FTVS. Vedoucí diplomové práce Jitka Čemusová
48. REED, B., The Physiology of Neuromuscular Electrical Stimulation, *Pediatric Physical Therapy* 1997 č 9 s. 96–102.
49. ROKYTKA, R., a kol, *Bolest a jak s ní zacházet*, Praha Grada publishing 2009, ISBN 978-80-247-3012-7
50. ROVENSKÝ, J., *Revmatologický výkladový slovník*, Praha: 2006 Grada, 1. vyd. ISBN 80-247-1614-3
51. SELKOWITZ, D. M. High frequency electrical stimulation in muscle strengthening: a review and discussion. *American Journal of Sports Medicine*, 1989 vol. 7 no. 1 s 103-111
52. TROJAN. S, PFEIFFER, J., VOTAVA, J., *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka, vydání 3., přepracované a doplněné vydání*, Grada publishing, Praha 2005 ISBN 80-247-1296-2
53. VAŘEKA, I., DVOŘÁK, R., Jak vlastně funguje vojtova metoda, *Rehabilitace fyzikální Lékařství* 2009 vol.16, , no. 1, s. 3-5.
54. VAŘEKA, I. Vojtova reflexní lokomoce a vývojová kineziologie. *Rehabilitácia*. 2004, č. 4, s. 196-200
55. VÉLE, F., *Kineziologie, přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy, 2. rozšířené, a přepracované vydání*, Triton 2006 ISBN 80-7254-837-9
56. VODŇANSKÁ, M., *Stimulace zón používaných při reflexní lokomoci pomocí proudu TENS*, Praha 2011. Diplomová práce na UK FTVS. Vedoucí diplomové práce Jitka Čemusová

57. VOJTA, V., PETERS, A. *Vojtův princip: svalové souhry v reflexní lokomoci a motorické ontogenezi*. 1. české vydání., překlad 3. zcela přepracovaného vydání. Praha: Grada, 2010. ISBN 978-80-247-2710-3
58. WARD, A. R., N. SHKURATOVA. Russian electrical stimulation: the early experiments, *Physical Therapy* 2002 vol. 82 no. 1 s. 1019-1030
59. WARD , A. R., OLIVER, W., G., BUCCELLA, D., Wrist Extensor Torque Production and Discomfort Associated With Low-Frequency and Burst-Modulated Kilohertz-Frequency Currents, *Physical Therapy* 2006, vol. 86, no 10, s. 1360-1367
60. WARD, A. R. "Electrical stimulation using kilohertz-frequency alternating current, *Physical Therapy* 2009 vol. 86 no. 2 s 181-190.

## 7 Seznam použitých zkratek

CNS – centrální nervový systém

Cp – krční páteř

DMO – dětská mozková obrna

EEG – elektroencefalografie

EMG – elektromyografie

LCA – ligamentum cruciatum anterior

Lp – bederní páteř

MVC – maximální volní kontrakce

RP – reflexní plazení

RO – reflexní otáčení

SIAS – spina iliaca anterior superior



## 8 Seznam tabulek, grafů, obrázků, a příloh

### Seznam tabulek a grafů

Tabulka č. 1 - Timing svalů při manuální stimulaci u prvního probanda.....	49
Tabulka č 2 - Timing svalů u prvního probanda při využití elektrické stimulace.....	51
Tabulka č. 3 - Výkony ve vybraných frekvenčních pásmech u prvního probanda.....	53
Tabulka č. 4 - Timing zapojení svalů u druhého probanda při manuální stimulaci.....	54
Tabulka č. 5 - Timing zapojení svalů u druhého probanda při stimulaci elektrickým proudem.....	55
Tabulka č. 6 - Výkony ve vybraných frekvenčních pásmech u druhého probanda.....	57
Tabulka č. 7 - Timing svalů u třetího probanda při manuální stimulaci .....	58
Tabulka č. 8 - Timing zapojení svalů u třetího probanda při stimulaci elektrickým proudem.....	59
Tabulka č. 9 - Výkony ve vybraných frekvenčních pásmech u třetího probanda.....	60
Tabulka č. 10 - Timing zapojení svalů u čtvrtého probanda při manuální stimulaci.....	62
Tabulka č. 11 – Timing zapojení svalů u čtvrtého probanda při stimulaci elektrickým proudem.....	63
Tabulka č. 12 - Výkony ve vybraných frekvenčních pásmech u čtvrtého probanda.....	64
Tabulka č. 13 - Timimg zapojení svalů při stimulaci spoušťové zóny manuálně, a při stimulaci elektrickým proudem.....	66
Graf č. 1. - Srovnání výkonů na svodech nad m. tibialis anterior v průběhu stimulační fáze a pauzy („ of- period“ ).....	68

## Seznam obrázků

Obr. č. 1 – srovnání plazení u plaza a dítěte .....	16
Obr. č. 2 - Spoušťové zóny reflexního plazení .....	17
Obr. č. 3 - Ruská stimulace .....	27
Obr. č. 4 - Aparát použitý pro měření maximální volní kontrakce a maximálního elektricky vyvolaného stahu pro m. triceps surae m. biceps brachii .....	29
Obr. č. 5 - Nábor a frekvence motorických jednotek a jejich překrývání ve výstupu povrchového EMG .....	39
Obr. č. 6 - Zvolení příliš malé vzorkovací frekvence snižší výpovědní hodnotu signálu .....	40
Obr. č. 7 - Manuální stimulace patní zóny u prvního probanda.....	49
Obr. č. 8 - záznam křivky EMG u prvního probanda při stimulační fázi programu Ruské stimulace .....	53
Obr. č. 9 – Záznam křivky EMG křivky u druhého probanda při stimulační fázi programu Ruské stimulace.....	57
Obrázek č. 10 -Záznam křivky EMG křivky u třetího probanda při stimulační fázi programu Ruské stimulace .....	61
Obrázek č. 11 - Záznam křivky EMG křivky u čtvrtého probanda při stimulační fázi programu Ruské stimulace.....	65

## Seznam příloh

Příloha č. 1: Návrh informovaného souhlasu pacienta

Příloha č. 2: Vyjádření etické komise

Příloha č. 3: Příloha č. 3: srovnání spectrální analýzy sledovaných svalů u jednotlivých probandů

Příloha č. 4: Záznam křivky EMG na svodu m. obliquus abdominis externus u vybraných probandů

Příloha č. 5: Tabulky spectrální analýzy u jednotlivých probandů