Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

ELEKTROSTIMULACE U PACIENTŮ S POSTIŽENÍM CENTRÁLNÍ NERVOVÉ SOUSTAVY – PŘEHLED LITERATURY A PILOTNÍ STUDIE

Diplomová práce
(magisterská)

Autor: Bc. Pavla Adamcová, fyzioterapie
Vedoucí práce: doc. MUDr. Michal Mayer, CSc.

Jméno a příjmení autora: Bc. Pavla Adamcová

Název diplomové práce: Elektrostimulace u pacientů s postižením centrální nervové soustavy – přehled literatury a pilotní studie

Pracoviště: Katedra fyzioterapie, Fakulta tělesné kultury, Univerzita Palackého v Olomouci

Vedoucí diplomové práce: doc. MUDr. Michal Mayer, CSc.

Rok obhajoby diplomové práce: 2011

Abstrakt:

Práce podává přehled současných poznatků o možnostech využití elektrostimulace u pacientů s postižením centrální nervové soustavy a zhodnocení úspěšnosti a oprávněnosti jednotlivých metod elektrostimulace v rámci praxe založené na důkazech. Současně byla zpracována pilotní studie. Byl sledován vliv jednorázového ošetření svalů paretické dolní končetiny (dorsálních a plantárních flexorů) u 10 osob po cévní mozkové příhodě. Hodnotili jsme spasticitu plantárních flexorů nohy podle Ashworthovy škály, kvalitu chůze zaslepeně podle Škály vizuálního hodnocení chůze a čas chůze ve standardní vzdálenosti. Elektrostimulací dorsálních flexorů nohy jsme dosáhli statisticky významného zrychlení chůze. Ostatní výsledky nebyly statisticky významné. Aplikace elektrostimulace byla dobře snášena.

Klíčová slova: neurologická postižení, spasticita, chůze, elektroterapie, stimulace

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

First name and surname of author: Bc. Pavla Adamcová

Title of master's thesis: Electrical stimulation applied to patients with central nervous system disorders– review of bibliography and a pilot study

Department: Department of Physiotherapy at the Faculty of Physical Culture at Palacký University Olomouc

Supervisor of the thesis: doc. MUDr. Michal Mayer, CSc.

The year of presentation: 2011

Abstract:

The thesis provides an overview of the current knowledge related to the possibility of applying electrical stimulation to patients with a central nervous system illness. It also evaluates its effect and the eligibility of individual methods of electrical stimulation within evidence-based medicine. At the same time, a pilot study was done. The influence of a one-time muscle treatment of a paretic lower limb (dorsal flexors and plantar flexors) was observed in 10 people who had had a stroke. We evaluated the spasticity of plantar flexors of the limb according to the Ashworth scale, the quality of blind-folded gait according to the Scale of Visual assessment of Gait and time of gait in a standard distance. By stimulating the dorsal flexors of the lower limb, we achieved a statistically significant speedup of the gait. Other results were not statistically significant. The electrical stimulation application was tolerated well.

Key words: neurological illnesses, spasticity, gait, electrotherapy, stimulation

I agree that this thesis be lent within the library services.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením doc. MUDr. Michala Mayera, CSc., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne .....

Děkuji doc. MUDr. Michalu Mayerovi, CSc. za podporu a trpělivost při odborném vedení mé diplomové práce. Děkuji MUDr. Mileně Dědičové a Petře Viktorinové, DiS. za spolupráci a možnost uskutečnit pilotní studii v Termálních lázních Velké Losiny. Děkuji všem kolegům fyzioterapeutům z Nemocnice Valašské Meziříčí za čas věnovaný hodnocení chůze pacientů. Děkuji Mgr. Josefu Urbanovi za cenné rady a připomínky k textu. Děkuji RNDr. Milanu Elfmarkovi za ochotnou konzultaci a pomoc při získávání a zpracování statistických dat.

Obsah

1 ÚVOD 1

2 PŘEHLED POZNATKŮ 2

2.1 Vymezení pojmu elektrostimulace 2

2.2 Syndrom prvního motoneuronu a spasticita 3

2.3 Požadovaný cíl terapie ES 6

2.4 Historie využití ES a základní rozdělení 7
2.4.1 ES pro kontrolu spasticity 7
2.4.1.1 ES antagonisty spastického svalu 7
2.4.1.2 ES spastického svalu 8
2.4.1.3 Kombinovaná ES antagonisty i spastického svalu 9
2.4.1.3.1 Spřažené impulzy 9
2.4.1.3.2 Funkční elektrostimulace (FES) 9
ES spouštěná pomocí elektromyografie (EMG) 11
2.4.2 Ortotické využití ES 12
2.4.3 ES jako prevence edému 17

2.5 Mechanismus účinku 18
2.5.1 Na úrovni svalové 18
2.5.2 Na úrovni míšní 19
2.5.2.1 Teorie k proprioceptivním reflexům 19
2.5.2.2 Teorie k exteroceptivním reflexům 20
2.5.3 Zvýšení aferentace 23
2.5.4 Ve vztahu k motorickému učení 24
2.5.5 Psychologický efekt 25

2.6 Přehled studií a klinického využití ES 26
2.6.1 Přehledové studie (reviews) a metaanalýzy 26
2.6.2 Přehled studií dle zásad praxe založené na důkazech 30
2.6.3 Zkušenost s klinickým využitím ES 32
2.6.4 Parametry ES pro využití v běžné praxi 33

2.7 Hodnocení pacientů po CMP 34
2.7.1 Hodnocení spasticity 34
2.7.2 Hodnocení chůze 36

3 CÍLE A HYPOTÉZY 40

3.1 Cíle 40

3.2 Hypotézy 41

4 METODIKA 42

4.1 Charakteristika souboru 42

4.2 Metodika výzkumu a terapie 42
4.2.1 Terapie 43
4.2.2 Vyšetření 45
4.2.2.1 Modifikovaná Ashworthova škála (MAS) 45

4.2.2.2 Škála vizuálního hodnocení chůze (ŠVH) 45
4.2.2.3 Čas chůze 46
4.2.3 Statistické zpracování dat 47

5 VÝSLEDKY 48

5.1 Hypotéza $H_0$1 48

5.2 Hypotéza $H_0$2 48

5.3 Hypotéza $H_0$3 49

5.4 Hypotéza $H_0$4 51

5.5 Hypotéza $H_0$5 53

5.6 Hypotéza $H_0$6 55

5.7 Hypotéza $H_0$7 57

6 DISKUZE 60

7 ZÁVĚR 63

8 SOUHRN 64

9 SUMMARY 65

10 REFERENČNÍ SEZNAM 67

11 TABULKY 74

12 PŘÍLOHY 77

1 Úvod

U osob s postižením centrální nervové soustavy (CNS) má fyzioterapie v terapeutickém algoritmu nezastupitelné místo. Velký důraz je v tomto případě kladen na metody založené na neurofyziologickém podkladě. Fyzikální terapie je u těchto pacientů spíše doplňková, podpůrná. Využití elektrostimulace u těchto osob není v České republice více rozšířeno a v odborné literatuře je zmíněno spíše okrajově.

Naše práce shrnuje principy a možnosti elektrostimulace pacientů s postižením CNS. Předkládáme přehled poznatků a dosavadních studií, které eletrostimulaci kriticky hodnotí podle praxe založené na důkazech. Na základě těchto dat jsme navrhli terapii, která byla následně aplikována na výzkumném souboru pacientů. Chceme tak přiblížit odborné veřejnosti jeden z přístupů léčby pacientů s postižením CNS.

2 Přehled poznatků

2.1 Vymezení pojmu elektrostimulace

Význam slova elektrostimulace podávají různí odborníci odlišně. V anglosaské literatuře se elektrostimulace dokonce významově kryje s pojmem elektroterapie. V Česku se elektrostimulace používá ve smyslu dráždění denervovaných svalů s použitím impulzů s pomalým náběhem intenzity (Poděbradský & Vařeka, 1998).

Pro jednoznačný výklad rozdělujeme v naší práci elektroterapii na elektromyostimulaci a elektroneurostimulaci, a to podle struktury, kterou chceme terapií ovlivnit.

Buď tedy cílíme účinky terapie na sval pomocí eferentního nervového systému (elektromyostimulace), nebo na nervový systém pomocí aferentního nervového systému (elektroneurostimulace).

V případě elektromyostimulace pracujeme v intenzitě nadprahově motorické, vyvoláváme svalovou kontrakci. Můžeme stimulovat sval u jedinců s intaktním nervosvalovým aparátem (zde lze použít i pojmu elektrogymnastika), sval u pacientů s periferní parézou nebo sval u pacientů s centrální parézou (Urban, J., osobní sdělení, 15. 8. 2011). Elektromyostimulace je předmětem naší práce, v textu používáme zkráceně „elektrostimulace“ (ES).

V případě elektroneurostimulace pracujeme v intenzitě nadprahově senzitivní. Vedle klasické elektroneurostimulace periferního nervu s účinkem na úrovni míšního motoneuronu (cestou aferentního nervového systému z dermatomů nebo v místě akupunkturních bodů) existuje také transkutánní a epidurální stimulace spinální míchy, stimulace mozku, opakovaná magnetická stimulace (Gelber & Jeffery, 2002; Urban, J., osobní sdělení, 15. 8. 2011). Tato odvětví elektroneurostimulace však přesahují téma naší práce.

2.2 Syndrom prvního motoneuronu a spasticita

Syndrom prvního motoneuronu
Upper motor neuron syndrom (UPN)

Primární motorická korová oblast je uložena v gyrus praecentralis. Histologicky zde rozlišujeme 6 odlišných vrstev. Silná V. vrstva obsahuje obrovské pyramidové neurony (Betzovy buňky), které představují první (centrální/horní) motoneuron. Axony těchto pyramidových buněk tvoří pyramidovou dráhu, která je součástí kortikospinálního traktu. Probíhá přes capsula interna mozkovým kmenem, většina vláken se kříží v decussatio pyramidum a probíhá dále v postranních provazcích míšních. Asi 75 % vláken končí na interneuronech na rozhraní předních a zadních rohů míšních, 25 % končí přímo na motoneuronech předních rohů míšních. Motoneuron předních rohů míšních (alfa-motoneuron) je druhým (periferním/dolním) neuronem kortikospinální dráhy (Králíček, 2002; Ambler, 2006).

U pacientů s postižením CNS se jedná většinou o kombinovanou lézi pyramidových a přilehlých struktur. Dochází tedy k lézi drah, které se zakončují v míšních segmentech (na alfa-motoneuronech i na tělech interneuronů). Interneurony mají inhibiční vliv jak na alfa-motoneurony, tak na gama--motoneurony, které inervují intrafuzální vlákna. Ztráta této inhibice vede k hyperexcitabilitě periferního motoneuronu a hyperkontrakci extrafuzálních vláken, včetně typických spastických odpovědí. Typická spastická paréza je vyvolaná lézí tractus reticulospinalis, tractus olivospinalis, tractus tectospinalis, tractus vestibulospinalis a některými autory uváděný také tractus rubrospinalis. Jádra, která zmíněné dráhy vytvářejí, dostávají projekce z kortexu, z premotorických oblastí frontálního laloku (Kaňovský, Bareš & Dufek (Eds.), 2004; Štětkářová, 2003).

Spasticita

Spasticita je klasicky definována jako porucha svalového tonu způsobená zvýšením tonických napínacích reflexů (stretch reflex), které je závislé na rychlosti

pasivního protažení (velocity dependent). Čím rychleji je proveden pasivní napínací pohyb, tím mohutnější je odpor svalových struktur a tím výraznější je i spastická odpověď. Toto zvýšení tonických napínacích reflexů je přímým důsledkem abnormálního zpracování proprioceptivních impulzů vedených proprioceptivními vlákny Ia a Ib (Kaňovský, Bareš & Dufek (Eds.), 2004; Lance, 1980; Sheean, 2002).

Spasticita ovšem není závislá jen na rychlosti, ale také na délce (length dependent). Čím více je sval protažený, tím více zesílí tonické napínací reflexy. Fenomén sklapovacího nože je neurologický fenomén, který pozorujeme u spasticity. Je výsledkem patologického tonického napínacího reflexu, který je modifikován aferentními vlákny sloužícími flexorovým reflexům. Při pasivním protažení svalu tedy vlivem tonického reflexu cítíme zvýšený odpor – zvyšování svalového tonu, který v určitém okamžiku mizí (protažením se excitabilita tonického reflexu sníží – nedosahuje svého prahu) a v pohybu pokračujeme bez odporu. Tento zlom je tedy dán kombinací rychlostního a délkového podmínění (velocity a length dependence). Dochází k prosazení vývojově starších pohybových vzorců a reflexů, objevují se kokontrakce a patologické souhyby různých svalových skupin. Z toho vyplývá svalová dyskoordinace (Kaňovský, Bareš & Dufek (Eds.), 2004; Sheean, 2002).

Symptomy UPN

U UPN rozlišujeme dvě skupiny symptomů: pozitivní a negativní. Spasticita je jedním z pozitivních příznaků. K pozitivním příznakům dále řadíme hyperreflexii, klony, eferentní pálení, asociativní motorické poruchy (aferentní aktivita jednoho segmentu může vyústit v odezvu na vzdálených místech) a disinhibice flexorových reflexů – přeměna na flexorové spasmy (Kaňovský, Bareš & Dufek (Eds.), 2004; Mayer, N., H., 1997).

Pozitivní příznaky můžeme rozdělit do tří hlavních skupin:

Prvními jsou spinální reflexy. Abnormální zpracování spinálních reflexů přispívá k většině pozitivních příznaků UPN. Jsou závislé na aferentní impulzaci

jako napínací reflexy, bolestivá (flexorové a extenzorové spasmy) nebo kožní stimulace (kožní reflexy – např. Babinského reflex).

Do druhé skupiny řadíme eferentní pálení (drive) způsobené reflexní aktivitou supraspinálních center.

Třetí skupina představuje rozličné poruchy volního pohybu (porucha kokontrakce – simultánní kontrakce agonistických a antagonistických svalových skupin) (Sheean, 2002).

Negativními příznaky jsou slabost, únavnost a ztráta obratnosti (koordinace). Na svalu můžeme pozorovat tyto související změny: ztuhlost, kontraktura, fibrotizace, atrofie (Mayer, N., H., 1997; Abbruzzese, 2002).

Postižení, která mohou vést k UPN, jsou především DMO, roztroušená skleróza, traumatické poranění mozku, cévní mozková příhoda, transverzální míšní léze, zánětlivá a neuro-degenerativní onemocnění (Ehler, 2001; Kaňovský, Bareš & Dufek (Eds.), 2004; Mayer, N., H., 1997).

2.3 Požadovaný cíl terapie ES

U centrální parézy je elektrostimulace využívána obecně ke snížení spasticity. Z toho vyplývá nasledně i ovlivnění pozitivních či negativních příznaků spojených se spasticitou: snížení svalových spasmů, klonů, redukce bolesti, facilitace volní motorické kontroly, zlepšení funkčních schopností a funkčního výkonu, zvyšování svalové síly, prevence atrofie u imobilizací nebo inaktivity, zlepšení rozsahu pohybu (ROM – range of motion), a tím pádem prevence kontraktur. Z toho dále plyne usnadnění polohování a hygieny a předcházení ortopedickým komplikacím. Spíše přidruženým efektem může být snížení edému díky cévní svalové gymnastice. Další velké odvětví využití ES je k ortotickým účelům (Bracciano, 2008; Gelber & Jeffery, 2002; Pomeroy, King, Pollock, Baily-Hallam & Langhorne, 2009).

2.4 Historie využití ES a základní rozdělení

2.4.1 ES pro kontrolu spasticity

U pacientů s postižením CNS sledujeme několik možných přístupů z hlediska stimulace. Rozlišujeme stimulaci jedné svalové skupiny agonistů či antagonistů, kombinaci obou v reciproční aktivaci nebo kombinaci stimulace svalových skupin ve funkčním vzorci.

2.4.1.1 ES antagonisty spastického svalu

První moderní studie pro kontrolu spasticity u lidí byla provedena Levinem na začátku 50. let 20. století. Antagonista byl stimulován přerušovaným faradickým proudem (pravoúhlý monofázický pulzní proud, impulz 2 ms s frekvencí okolo 50 Hz). Dosažení nadprahově motorické intenzity a střídání kontrakce/relaxace svalu je otázkou.

Vědci z Carnstamovy laboratoře v roce 1977 stimulovali m. TA (m. tibialis anterior) pomocí velmi krátkých impulzů – 0,5 ms s frekvencí 30 Hz. Série impulzů byly v jednotlivých salvách (burstech) trvajících 300 ms, vyvolávaly submaximální kontrakce. Otázkou je, zda byl proud přerušován pro střídání kontrakce a relaxace.

Na konci 70. let Baker použil stimulaci extenzorů zápěstí velmi krátkými monofázickými impulzy o délce 0,2 ms a frekvenci 33 Hz v intenzitě nadprahově motorické. Délka svalové kontrakce byla 7 s (7 s on), pauza také 7 s (7 s off). Začínali s frekvencí procedury 15 min 2x denně až do frekvence 30 min 3x denně s tím, jak rostla tolerance pacienta k proudu. Stimulace byla prováděna po dobu 4 týdnů.

O pár let později Alfieri použil ES s délkou impulzu 0,5 ms, frekvencí 50 Hz a střídáním fází 2 s on, 2 s off. Každý den průměrně 10 min stimulace po dobu 8–17 dní.

Ještě v 80. letech pak Petersen a Klemar stimulovali m. TA impulzy o délce 250 μs s frekvencí 33–50 Hz a střídáním fází 2–3 s on a 10 s off po dobu 30 min 2x denně po 4 týdny.

I přes odlišnosti těchto studií je závěrem všech víceméně pozitivní efekt stimulace ve smyslu snížení spasticity (in Gelber & Jeffery, 2002; in Robinson & Snyder-Mackler, 2007).

2.4.1.2 ES spastického svalu

Na začátku 50. let 20. století, tedy časově stejně jako u předchozího přístupu, byl Lee jeden z prvních, který testoval stimulaci spastických svalů pro redukci hypertonu, a to u pacientů s transverzální míšní lézí (TML). Použil kontinuální monofázický proud pravoúhlý (faradický) s frekvencí 60–100 Hz a sinusový s frekvencí 60–350 Hz v intenzitě maximální kontrakce. V některých případech byla střídavě zesilována a zeslabována pro střídání kontrakce a relaxace. Doba on/off však nebyla popsána. Doba ošetření byla 15 min.

Brzy potom aplikoval Vogel bifázický střídavý proud o frekvenci 2000 Hz (středofrekvenční proud) do spastického m. quadriceps femoris a plantárních flexorů avšak bez dalšího upřesnění parametrů amplitudové modulace. Zároveň použil stejnosměrný proud s anodou na dolní část zad a katodou na plosku (sestupná galvanizace) avšak s nejasným účelem.

Robinson ve své studii aplikoval monofázickou stimulaci m. quadriceps femoris s délkou impulzu 0,5 ms o frekvenci 20 Hz se střídáním kontrakce 2,5 s a relaxace 2,5 s po dobu 10 min.

Závěrem všech studií je opět víceméně pozitivní efekt stimulace ve smyslu snížení spasticity (in Gelber & Jeffery, 2002; in Poděbradský & Vařeka, 1998; in Robinson & Snyder-Mackler, 2007).

Vodovnik začal pracovat se stimulací na začátku 80. let 20. století u pacientů s TML. Zvolil přístup stimulace agonistů i antagonistů, ale odděleně. Byla vyvolána izotonická kontrakce m. quadriceps femoris a hamstringů asymetrickými bifázickými pulzy ve frekvenci 30 Hz, délce impulzu 300 μs (30 min hamstringy a poté 30 min m. quadriceps femoris). Časový cyklus byl 5 s on a 5 s off, 30 min denně po dobu 5 dní. Bylo pozorováno snížení hypertonu. Někteří pacienti dosáhli zlepšení v selektivní flexi kolene, někteří zlepšení ve vzorci chůze a redukci spasticity (in Gelber & Jeffery, 2002; in Robinson & Snyder-Mackler, 2007).

2.4.1.3 Kombinovaná ES antagonisty i spastického svalu

2.4.1.3.1 Spřažené impulzy

Dalším přístupem ES je střídavá rytmická aktivace spastického svalu a jeho antagonisty s cílem upravit narušenou reciproční aktivitu. Klasicky se používají zavedená schémata stimulace podle tří autorů: Hufschmidta (z roku 1966) a pozdějších Jantsche (1974) a Edela (1993) (in Poděbradský & Vařeka, 1998). Tato metoda je známa také pod označením spřažené impulzy, spojené impulzní proudy.

Dvouokruhová stimulace podle Hufschmidta a Jantsche je obvyklá v bipolární aplikaci a v nadprahově motorické intenzitě. Jako první je vždy drážděn spastický sval – tedy agonista, stimulace antagonisty je zpožděná o 100–300 ms. Podle Hufschmidta se používá pro agonisty i antagonisty pravoúhlý impulz s délkou 0,2–0,5 ms a napětím až 700 V. Doba stimulace je 10–30 min, provádí se 3–6 týdnů. Jantsch stimuloval agonistu krátkým trojúhelníkovým impulzem 100–300 ms, na který hned nasedala série impulzů stimulujících antagonistu v délce celkově 1–5 s (impulzy v délce 0,1–0,3 ms s frekvencí 50 Hz). Doba stimulace 15 min ob den po 6 týdnů.

Čtyřokruhová stimulace podle Edela začíná také vždy drážděním spastického svalu. Spastický sval je drážděn pravoúhlým impulzem v délce 0,3 ms, zpoždění stimulace antagonisty je jen 50 ms. Antagonista je drážděn sérií impulzů v délce celkově téměř 2 s (impulzy v délce 0,1 ms s frekvencí 30 Hz). S dalším zpožděním 50 ms začíná spřažené dráždění 2. dvojice svalů. Intenzita nadprahově motorická po dobu 15 min ob den po 4–6 týdnů (in Mayer & Konečný, 1998; in Poděbradský & Vařeka, 1998).

Zdá se, že je efekt spřažených impulzů dán pouze empiricky. EBM studie hodnotící praktické využití jsme nenalezli.

2.4.1.3.2 Funkční elektrostimulace (FES)

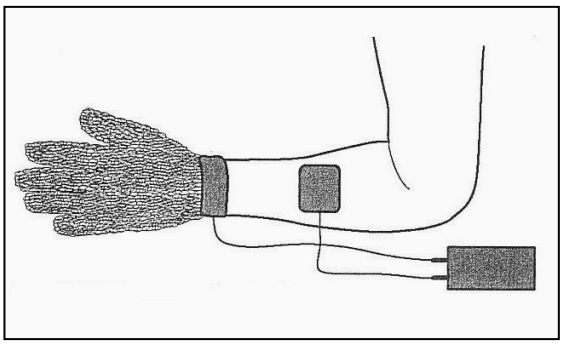
Funkční elektrostimulace může být chápána v širším měřítku jako stimulace svalů (nejen kosterních) pro obnovu jakýchkoliv ztracených fyziologických funkcí (např.

močový měchýř, mozeček, n. opticus, kardiostimulace). Spínačem FES může být i elektricky snímaná fyziologická aktivita, viz dále (Poděbradský & Poděbradská, 2010; Urban, J., osobní sdělení, 15. 8. 2011).

Mnozí autoři pojem FES spojují přímo s pohybovou soustavou, tedy využití stimulace k provedení pohybu ve specifickém vzorci a správném timingu – v průběhu funkčního pohybu nebo aktivity s ergoterapeutickým cílem (Kottink et al., 2004; Popovic, M., B., Popovic, D., B., Sinkjær, Stefanovic & Schwirtlich, 2003; Yan, Hui-Chan, & Li, 2005).

Pro horní končetinu je jednou z efektivních metod protokol využívající funkce ruky k úchopu a upuštění předmětu v aktivitách vsedě u stolu. Existuje několik systémů (například Bioness company) užívajících statickou podporu zápěstí a povrchových elektrod, které automaticky nebo při řízené terapii vyvolávají funkční pohyb. Kombinace stimulace extenzorů a flexorů je aplikována ve studiích využívajících Ness Handmaster ortézy a síťované rukavice, viz Obrázek 1 a 2 (Bracciano, 2008; de Kroon, IJzrejman, Lankhorst & Zilvold, 2004; Pomeroy, King, Pollock, Baily-Hallam & Langhorne, 2009; Popovic, M., B., Popovic, D., B., Sinkjær, Stefanovic & Schwirtlich, 2003).

Obrázek 1. Systém Bioness company využívá ortotickou podporu zápěstí a povrchové elektrody, které vyvolávají funkční pohyb prstů pro aktivity úchopu a upuštění předmětu (Bracciano, 2008)



Obrázek 2. Nákres elektrostimulace pomocí síťované rukavice (Fialka-Moser, Ebenbichler & Gillert, 2005)

FES může být využito také z ortotického důvodu. Někteří autoři FES vnímají pouze v tomto smyslu (Bracciano, 2008; Kottink et al., 2007; Kottink et al., 2004). Více v samostatné kapitole 2.3.2.

ES spouštěná pomocí elektromyografie (EMG)

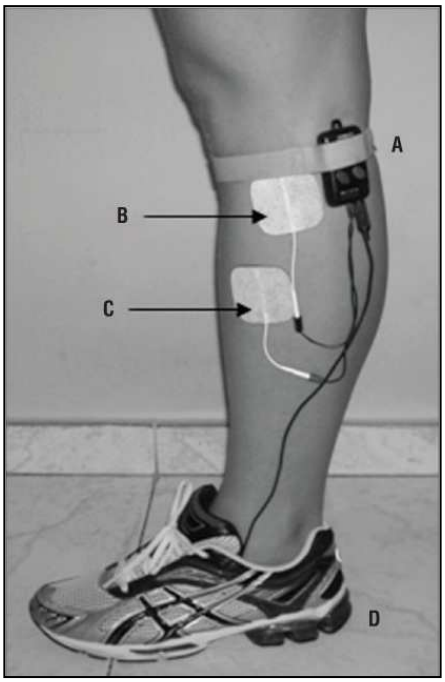
EMG-spouštěná (EMG-triggered) stimulace je vlastně FES, je zde však zdůrazněna role EMG spínače, který elektricky snímá fyziologickou aktivitu. Elektrická stimulace je tedy zahájena volní aktivitou snímanou EMG povrchovými elektrodami na daném svalu. EMG signál je zpracován a jeho amplituda je srovnávána s nastaveným prahem dráždění. Jestliže síla snímaného EMG signálu překročí tento práh, je spuštěna elektrická stimulace stejnému svalu skrze další dvojicí povrchových elektrod. Vyvolá se tak silnější, podpořená svalová kontrakce. V průběhu terapie je pak práh vyvolání ES zvedán v korelaci s pacientovým zlepšením v produkci svalové síly. Technika se užívá u pacientů po CMP, kteří jsou schopni volní kontrakce svalu, ale tato kontrakce není dostatečná k provedení funkčního pohybu (Francisco et al., 1998; Woldag & Hummelsheim, 2002).

2.4.2 Ortotické využití ES

Elektrostimulací je facilitována stabilní pozice, a tak je umožněn pohyb (např. pro facilitaci stoje u pacientů s TML) – nahrazuje ortézu, nebo je naopak stabilní pozice zajištěna ortotickým materiálem a pohyb je vykonáván pomocí ES.

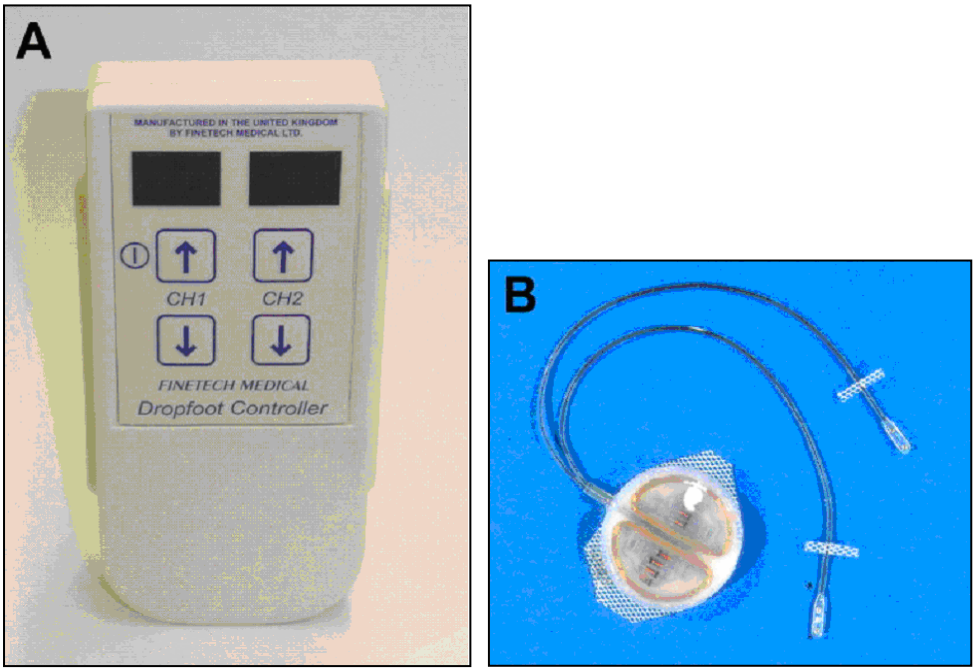
Protože i v tomto případě využíváme stimulace svalů pro obnovu ztracených fyziologických funkcí, mluvíme opět o FES.

V rámci náhrady ortotického vybavení je především diskutován efekt stimulace na foot drop (přepadávající špička nohy) u pacientů po CMP. Běžnou metodou korekce foot drop je dlaha AFO (ankle-foot orthosis) – peroneální dlaha. V roce 1961 představil Liberson (in Kottink et al., 2004) novou metodu korekce ve smyslu elektrické stimulace. Stimulace byla aplikována povrchovými elektrodami a byla synchronizována s fází kroku díky patními spínači v botě (Obrázek 3). Patního spínače se využívá i nadále. V porovnání s ortotickou pomůckou je FES výhodná ve stimulaci krevní cirkulace, v lepším aferentním feedbacku; vzrůstá vzdálenost chůze, lépe kosmeticky vyhovuje a je univerzální pro většinu pacientů. Více energie je také efektivně využito pro pohyb v kyčli a koleni díky předcházení kompenzačním pohybům. Pacient je lépe motivován ke stoji a chůzi s minimální dopomocí nebo k samostatné chůzi (Bracciano, 2008; Kottink et al., 2007; Kottink et al., 2004; Mayer & Konečný, 1998).



Obrázek 3. (A) Elektrický stimulátor. (B) Stimulační elektroda umístěná na motorickém bodu n. peroneus. (C) Elektroda umístěná na m. tibialis anterior. (D) Patní spínač uvnitř boty (Prado-Medeiros et al., in press)

FES v běžném klinickém pojetí je spojena s povrchovými elektrodami. S tím je však spojeno několik problémů – umístění a upevnění elektrod, alergie atd. – nehledě na to, že foot drop většinou potřebuje trvalé řešení. Implantované elektrody mají výhodu ve stabilním umístění, snížení bolesti a iritace kůže. Dřívější jednokanálové stimulátory neumožňovaly diferenciální aktivaci peroneálních svalů a m. tibialis anterior. Tak nastal po chirurgické implantaci problém vybalancování jejich aktivity. Proto vznikly stimulátory se dvěma nezávislými okruhy pro selektivní kontrolu dorsiflexe (s inverzí) a everze nohy stimulací hlubokého a povrchového peroneálního nervu (Obrázek 4). FES ale není široce využíváno. Je to především kvůli technické limitaci a nedostatečné znalosti FES. Technické limity spočívají ve využití povrchových elektrod, přetrvává obava z nedostatečné senzitivity v náboru motorických jednotek. Problém představuje nedostatečná pozornost při uložení elektrod, bolest a iritace tkání (Bracciano, 2008; Kottink et al., 2007; Kottink et al., 2004; Mayer & Konečný, 1998).



Obrázek 4. Implantovaný dvoukanálový stimulátor peroneálního nervu: A) externí systém, B) implantovaná část (Kottink et al., 2007)

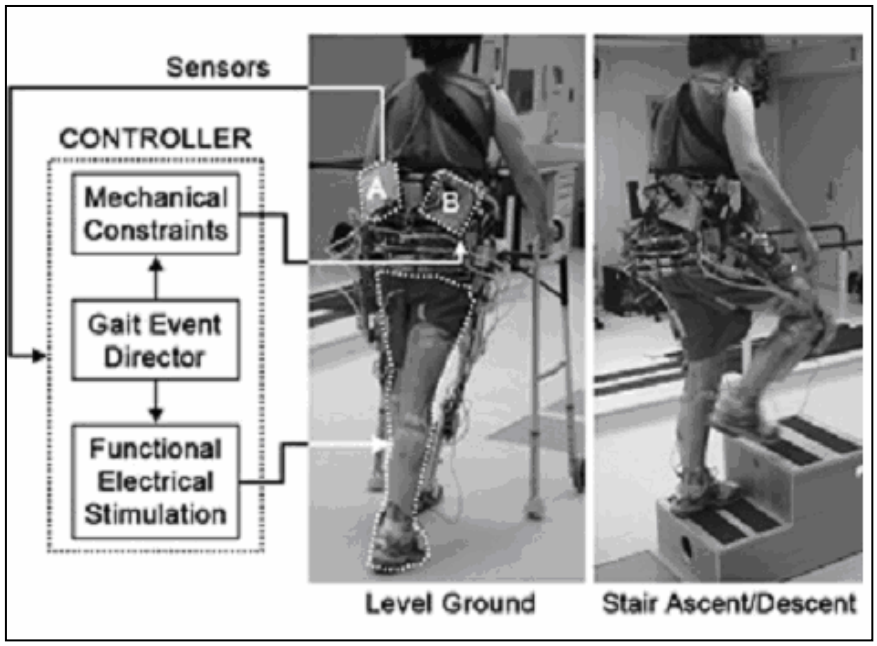
Další využití FES jako substituce tradičních ortotických pomůcek nacházíme u glenohumerální subluxace, která je sekundární komplikací hemiparetického ramene. Používá se ve smyslu aproximace hlavice humeru do glenoidální jamky. Předchází se tak protažení kloubního pouzdra a měkkých struktur ramene, snižuje také incidenci reflexní sympatické dystrofie a adhezivní kapsulitidy, poranění rotátorové manžety, tendinitidy, adheze bicipitální šlachy a ruptury ligament. Stimulace posteriorní porce m. deltoideus a m. supraspinatus je efektivnější ve srovnání s ortotickými pomůckami, protože zlepšuje integritu ramenního kloubu a facilituje úchopové funkce. Čtyřokruhová stimulace může být zaměřena na tyto svaly: m. deltoideus, m. supra a infraspinatus a m. teres minor (Bracciano, 2008).

Dalším stupněm komplexního využití elektrostimulace je (EMG-spouštěná) FES s podporou ortotických aparátů. Tyto výzkumy se týkají především pacientům s TML. Jedná se o kombinaci intenzivní volní aktivace proximálních svalů s multikanálovou ES distálních svalů (Bracciano, 2008).

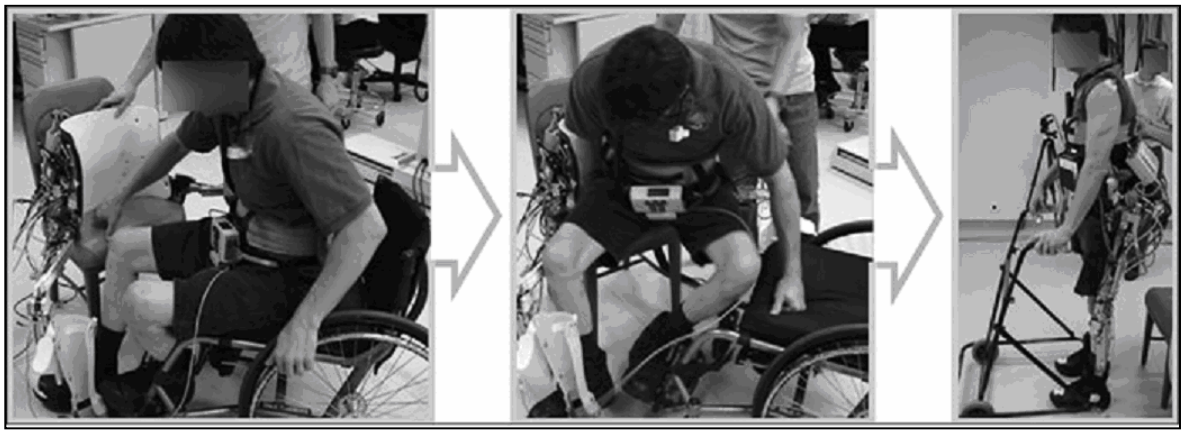
Využití elektrostimulace pro navození chůze u paraplegiků komentuje Poděbradský a Poděbradská (2010). K použití FES u těchto pacientů se staví

skepticky. Je zde nutné precizní rigidní zaortézování s jedním stupněm volnosti kloubů – pohyb se děje jen v sagitální rovině a přes vzpor horních končetin. Díky pohybu elektrického chodníku lze simulovat „krok“, nelze však hovořit o chůzi.

Zdokonalení původního použití FES vidíme v systému hybridních neuroprotéz (HNP), které představuje Kobetic et al. (2009). Jedná se o kombinaci multikanálové FES a mechanického dlahování. Ortotické komponenty se skládají z elekromechanických kloubů, které se uzamykají a otevírají automaticky k umožnění vzpřímeného stabilního držení těla a zároveň volného pohybu, který je uskutečněný FES. Nové propojení recipročního mechanismu umožňuje nezávislé uzamčení nebo volnou rotaci v kyčli. Rotace v kyčli je umožněna hydraulickým zařízením a konečný stav posturální kontroly je založen na zpětnovazebném okruhu aktuální snímané senzorické informace. Umožněn je nejen stoj a chůze, ale dokonce i chůze do a ze schodů. Nadále nevyhovující zůstávají kosmetické a váhové aspekty přístroje. Trup a hlezenní kloub zůstávají v rigidních ortézách. Prokazuje se však významné prodloužení vzdálenosti chůze a redukce energetické náročnosti pohybu těchto pacientů (Obrázek 5 a 6).



Obrázek 5. Hybridní neuroprotéza se skládá ze systému funkční elektrostimulace, ortézování s ovladatelnými klouby a řídícího softwaru. Detektor chůze synchronizuje stimulaci svalů s pohybem ortéz. A = systém zpracovávající senzorické informace, B = systém kontrolního mechanického omezení (Kobetic et al., 2009)



Obrázek 6. Hybridní neuroprotéza – způsob použití (Kobetic et al., 2009)

2.4.3 ES jako prevence edému

Edém se shromažďuje v intersticiálním prostoru a dále limituje pohyb a funkci. Snížený žilní a lymfatický návrat se může na těstovitém edému také podílet. Svalová kontrakce (která tedy může být vyvolána elektrostimulací jinak neaktivního svalu) způsobí cévní gymnastiku k podpoře návratu. Zároveň redukuje venostázu, zvyšuje lymfatickou drenáž, intersticiální hydrostatický tlak, snižuje kapilární filtraci a podílí se na reabsorbci tekutin (Bracciano, 2008).

2.5 Mechanismus účinku

Mechanismus účinku ES pro snížení spasticity je vysvětlován na úrovni svalové, v rámci proprioceptivních a exteroceptivních reflexů na míšní úrovni, z hlediska zvýšení aferentace a ve spojení s motorickým učením.

2.5.1 Na úrovni svalové

Protažení a svalová kontrakce jsou pro sval (agonistu i antagonistu) zásadně důležité. Nízká intenzita činnosti kosterních svalů u pacientů s postižením CNS může vést ke změnám ve struktuře svalu (Pomeroy, King, Pollock, Baily--Hallam & Langhorne, 2009).

Při stimulaci antagonisty protáhneme spastického agonistu – tedy podporujeme protažení u svalu, který by volně protažen být nemohl a zároveň podporujeme svalovou kontrakci u svalu, který by volně kvůli odporu svého protivníka nemohl být kontrahován. Překonáváme spasticitu agonistů (de Kroon, IJzrejman, Lankhorst & Zilvold, 2004; Pomeroy, King, Pollock, Baily-Hallam & Langhorne, 2009).

Benefit stimulace antagonisty může být vysvětlen zvýšením krevního zásobení a metabolické aktivity obou svalů a u stimulovaného svalu zvětšením svalového bříška a jeho kontraktility (Gelber & Jeffery, 2002).

Jedna ze starších teorií předpokládá, že intenzivní stimulace spastického svalu produkuje jeho svalovou únavu. Unavený sval následně vykazuje menší kontraktilní odpověď abnormálně zvýšenému spontánnímu dráždění jeho motoneuronu (de Kroon, IJzrejman, Lankhorst & Zilvold, 2004; Robinson & Snyder-Mackler, 2007).

2.5.2 Na úrovni míšní

Na míšní úrovni v rámci proprioceptivních a exteroceptivních reflexů je účinek ES vysvětlován nejčastěji.

2.5.2.1 Teorie k proprioceptivním reflexům

- Myotatický reflex (napínací, šlachookosticový)

Svalová kontrakce, která se objeví po rychlém pasivním protažení, se nazývá myotatický reflex. Receptory protažení jsou svalová vřeténka. Svalové vřeténko se skládá z intrafuzálních vláken. Slouží k udržování konstantní délky svalu. Na intrafuzálním vláknu rozlišujeme centrální část bez kontraktilního aparátu, označuje se jako receptorová oblast nebo jaderný vak. Periferní část je pak kontraktilní a prostřednictvím vazivových spojů paralelně připojená k pochvám sousedních extrafuzálních vláken (Dufek in Kaňovský, Bareš & Dufek (Eds.), 2004; Králíček, 2002).

Svalová vřeténka odpovídají na změnu délky svalu. V případě natažení svalu se natahují i svalová vřeténka, což vyvolá salvu akčních potenciálů. Ty jsou vedeny Ia vlákny z receptorové oblasti k alfa-motoneuronům stejného svalu a způsobí jeho kontrakci (ve snaze dosáhnout původní délky svalu). Kromě Ia vláken je impulz veden také IIa vlákny do oblasti centrální míšní šedi, kde se zakončuje na interneuronech, které zajišťují inhibici antagonistů – reciproční inhibice (Dufek in Kaňovský, Bareš & Dufek (Eds.), 2004; Králíček, 2002).

Periferní koncové části svalového vřeténka se mohou stahovat, a to vlivem podnětů, které k nim přichází po axonech gama-motoneuronů (gama-vlákna). Gama-motoneurony jsou podobně jako alfa-motoneurony uloženy v předních rozích míšních. Jsou ovlivňovány impulzy z hierarchicky vyšších center. (Díky tomu může být aktuální svalový tonus ovlivňován přímo z mozkových struktur.) Impulzy z gama-motoneuronů pak ovlivňují citlivost svalových vřetének. Zvýšená impulzace z gama-motoneuronů navodí kontrakci intrafuzálních vláken, tím sníží jejich recepční práh a zvýší pravděpodobnost jejich odpovědi i na minimální změnu délky svalu (Dufek in Kaňovský, Bareš & Dufek (Eds.), 2004; Králíček, 2002).

- Obrácený myotatický reflex

Receptorem jsou Golgiho šlachová tělíska. Jsou lokalizována ve svalové šlaše, s extrafuzálními vlákny jsou napojena v sérii. Senzorické vlákno Ib vedoucí informace z Golgiho svalového tělíska končí ve spinálním gangliu. Axon tohoto neuronu se po vstupu do míchy napojuje přes inhibiční interneuron na alfa--motoneurony homonymního svalu a jeho synergistů. A naopak přes excitační interneuron se napojuje na alfa-motoneurony antagonistických svalů (opět reciproční inhibice). Golgiho šlachová tělíska jsou schopna registrovat svalové napětí – reagují na pasivní protažení příslušného svalu nebo na aktivní svalovou kontrakci. Jestliže tedy mechanické napětí dosáhne určité kritické velikosti, sval relaxuje (Dufek in Kaňovský, Bareš & Dufek (Eds.), 2004; Králíček, 2002).

Nárůst napětí je tlumivě korigován také aktivitou Renshawových buněk. Renshawovy buňky jsou inhibiční interneurony, které jsou aktivovány vzruchy z alfa-motoneuronů a zpětně monosynapticky jejich aktivitu tlumí (Dufek in Kaňovský, Bareš & Dufek (Eds.), 2004).

2.5.2.2 Teorie k exteroceptivním reflexům

- Flexorový (obranný) reflex

Vybavuje se podrážděním kožních receptorů a odpovědí je stah příslušné flexorové svalové skupiny, která zajistí rychlé oddálení drážděné partie těla od škodlivého podnětu. Pokud je bolestivé podráždění silnější, lze pozorovat také zkřížený extenzorový reflex – tzn. obranná flexe končetiny je doprovázena extenzí končetiny protilehlé (Králíček, 2002).

- Spinální reflexy způsobující svalový spasmus

Dráždění nocicepčních receptorů kosterních svalů nebo některých pojivových struktur je často doprovázeno vzrůstem svalového tonu. Mluvíme o tzv. svalovém spasmu. Předpokládá se, že tento reflexní děj je koordinován na míšní úrovni (Králíček, 2002).

Možná vysvětlení účinku ES na míšní úrovni

- stimulace antagonistů spastického svalu

Konečná odpověď pro zdůvodnění snížení spasticity po stimulaci antagonistů není dána. Možné vysvětlení bylo původně podáno Levinem (in Robinson & Snyder-Mackler, 2007). Velká Ia aferentní vlákna, která vznikají ve svalovém vřeténku svalu, jsou vzrušena. Akční potenciál je přenesen do spinální míchy a aktivuje spinální interneurony, které inhibují aktivitu motoneuronů spastického svalu. Ačkoli tato reciproční inhibice může vést k okamžité redukci aktivity spastického svalu v průběhu stimulace, nevysvětluje to, proč tato stimulace redukuje excitabilitu alfa-motoneuronu spastického svalu i po stimulaci (Gelber & Jeffery, 2002; Robinson & Snyder-Mackler, 2007).

Robinson a Snyder-Mackler (2007) uvádějí, že stimulace antagonisty neredukuje spasticitu cestou aktivace Ia aferentní reciproční inhibice, ale aktivací multisynaptických drah spinální míchy spojených s aktivací flexorového reflexu.

- stimulace spastického svalu

Přesný mechanismus redukce spasticity po stimulaci agonistů není také znám. Existuje hypotéza, která je založena na redukci hypertonu jakožto výsledku antidromní propagace akčního potenciálu evokovaného v axonu motoneuronu spastického svalu. Akční potenciál se šíří nejen na nervosvalovou ploténku, ale i do kolaterálních axonů a skrze synapse do spinálních inhibičních interneuronů – Renshawových buněk. Antidromní aktivace těchto interneuronů postupně inhibuje aktivitu agonistických a synergistických hyperaktivních motoneuronů (Robinson & Snyder-Mackler, 2007).

Například stimulace extenzorů předloktí (antagonistů) je preferována, protože pohyb ruky je opačný než synergistické vzory, a je obhajována neurovývojovým přístupem. Avšak ve funkčních pohybech se podílí jak flexory, tak extenzory vyváženou aktivitou (de Kroon, IJzrejman, Lankhorst & Zilvold, 2004).

- stimulace agonistů/antagonistů recipročně

Podle Dallyho (in Mayer & Konečný, 1998) účinek FES spočívá pravděpodobně v důsledku úpravy polysynaptických míšních spojů zabezpečujících reciproční inhibici. Potlačena je tak patologická kokontrakce agonistů a antagonistů.

2.5.3 Zvýšení aferentace

Jedním z důvodů efektivity ES je zvýšení senzorické, proprioceptivní a kinestetické informace do CNS. Vědecké studie indikují obnovu motorických funkcí dosaženou dostatečnou stimulací, která vzniká při běžných funkčních aktivitách. Tréninku funkčních aktivit odpovídá FES. U EMG-spouštěné ES je efekt ještě větší díky volní aktivaci pohybu, který je potom doplněn proprioceptivní informací v rámci fyziologického pohybu. Stimulace, která je opakovaná a funkčně cílená, má prospěšný vliv na aktivitu mozku. Tento efekt je prokázán na změnách v hemodynamice senzomotorických regionů mozku po elektrické stimulaci u zdravých jedinců (Bracciano, 2008; Pomeroy, King, Pollock, Baily-Hallam & Langhorne, 2009; Woldag & Hummelsheim, 2002).

K léčbě může dále přispět fenomén dlouhotrvajícího zesílení (long-term potentiation – LTP) aktivace neuronů v senzomotorickém kortexu. Proprioceptivní feedback, který vzniká z aktuálně kontrahovaných svalů, se odráží v motorickém kortexu skrze talamus a senzorický kortex. Jestliže je identický pohyb prováděn často, aferentní impulzy dosahující do senzomotorického kortexu mohou vyvolat fenomén dlouhotrvajícího potenciálu, který naopak facilituje připravenost k aktivaci neuronů v motorickém kortexu pro svaly potřebné k tomuto pohybu (Woldag & Hummelsheim, 2002).

2.5.4 Ve vztahu k motorickému učení

Hemiplegičtí pacienti nejsou často schopni funkčního použití končetin postižené strany. Nejsou schopni rychle volně aktivovat svaly nebo je aktivovat ve správném timingu. Tato disabilita vede k rozvoji kompenzačních strategií a abnormálního pohybového vzorce pro obstarání denních potřeb a často minimalizuje použití paretické strany (Bracciano, 2008; Daly et al., 2006; Daly & Ruff, 2007; Pomeroy, King, Pollock, Baily-Hallam & Langhorne, 2009; Popovic, M., B., Popovic, D., B., Sinkjær, Stefanovic & Schwirtlich, 2003; Robbins, Houghton, Woodbury & Brown, 2006).

Kritické principy motorického učení vyžadují plasticitu, která je založena na aktivním pohybu. Toto aktivní cvičení zahrnuje: pohyby blízké normálu, trénink zaměřený na provedení úkolu (task-related training), opakování požadovaných pohybů a nácvik specifity (Ng & Hui-Chan, 2007).

FES aktivuje svaly ve specifickém timingu pro provedení koordinovaného pohybu. Pacienti tak mohou procvičit pohyby podobné ADL (activity of daily living – běžné denní aktivity) ve funkčním vzoru, který je velmi podobný normálním pohybům (Daly et al., 2006; Daly & Ruff, 2007; Popovic, M., B., Popovic, D., B., Sinkjær, Stefanovic & Schwirtlich, 2003).

Opakované pohyby využívají plastického potenciálu (neurální plasticity) mozku a vyvolávají postlézní uspořádání neuronální sítě v rámci motorických center. Tato nová reorganizace v rámci neuronálních populací mění aktivační vzorce v průběhu motorických aktivit (de Kroon, IJzrejman, Lankhorst & Zilvold, 2004; Woldag & Hummelsheim, 2002).

Nejvíce používané pohyby se zlepší více než pohyby prováděné v nižší intenzitě. Toto zjištění je popisováno jako fenomén trénikové specifity (Daly & Ruff, 2007).

2.5.5 Psychologický efekt

Pacienti s postižením CNS často nejsou schopni paretickou končetinu účelně použít. Pohyb této končetiny je může pozitivně motivovat a povzbudit k zájmu a spolupráci na terapii (Bracciano, 2008; Pomeroy, King, Pollock, Baily-Hallam & Langhorne, 2009).

2.6 Přehled studií a klinického využití ES

2.6.1 Přehledové studie (reviews) a metaanalýzy

Protože panuje v názvosloví elektrostimulace mezi autory značná neshoda, nebyla rešerše literatury jednoduchá. Ve studiích se objevují odborné názvy, které se svým významem často kryjí, nebo naopak mají u různých autorů význam odlišný. Nejčastější pojmy jsou: NMES (neuromuskulární elektrická stimulace), neuromuskulární stimulace, FET (funkční elektrická terapie), TENS (transkutánní elektroneurostimulace / transkutánní elektrická stimulace / transkutánní neurostimulace), FNS (funkční neuromuskulární stimulace), NS (neuromuskulární stimulace), elektrická somatosenzorická stimulace.

Zároveň je používáno mnoho způsobů provedení ES, tudíž existuje mnoho různých studií, které v různé kvalitě a z různých hledisek hodnotí léčbu elektrostimulací. Obecně bývá problémem metodologická kvalita kvůli obtížnému zaslepení a nemožnosti aplikovat ES jako placebo.

V dostupných databázích jsme nalezli 3 zajímavé práce. Jednak review od autorů Pomeroy, King, Pollock, Baily-Hallam a Langhorne z roku 2009 – tedy přehled a kritické zhodnocení dosavadních studií – a pak také metaanalýzu od autorů Robbins, Houghton, Woodbury a Brown z roku 2006, která statisticky shrnuje předchozí práce. Review od Kottinka et al. z roku 2004 je úzce zaměřena na FES dorsálních flexorů nohy.

Autoři Pomeroy, King, Pollock, Baily-Hallam a Langhorne (2009) sepsali review, které mělo za úkol zjistit vliv elektrostimulace na zlepšení volní kontroly pohybu a funkčních motorických schopností pacientů po CMP.

Prohledali 8 databází, v nichž byly nejstarší studie z roku 1966, a data sbírali do roku 2005. Z původních 2 077 studií, které se nabízely, bylo vybráno pouze 24. Podmínkou totiž byl randomizovaný a kontrolovaný typ studie zabývající se „ES periferního nervového systému“ (PNS). Kromě stimulace struktur CNS autoři zahrnují ES v širokém významu, tedy jak elektromyostimulaci, tak elektroneurostimulaci.

Ani u vybraných 24 studií však nebylo vyhodnocení a srovnání jednoduché.

Odlišnosti studií je možné popsat v mnoha aspektech:

- v principech vyhodnocení výsledků léčby:
    1) ES a pacienti bez léčby

       Tuto možnost srovnání využilo 15 studií z celkového počtu 24 vybraných (byly zde zařazeny také studie, při nichž byla oběma skupinám prováděna běžná terapie a pokusné skupině byla navíc prováděna ES).
    2) ES a placebo stimulace... 5 studií
    3) ES a běžná fyzioterapeutická intervence... 4 studie
    4) různé druhy ES
- v typu elektrod:
    1) povrchové
    2) implantované
- v typu ES:
    1) jednokanálová
    2) vícekanálová
    3) vícekanálová v daném vzorci

Další vzájemné odlišnosti studií spočívaly v tom, zda pacient přispíval aktivní snahou o pohyb v průběhu ES, jestli byla ES konstantní (konstantní nadprahově senzitivní stimulace, ale teoreticky i nadprahově motorická stimulace, tedy stálá tetanická kontrakce s následným vyčerpáním acetylcholinových zásob) nebo spouštěná/intermitentní, jestli došlo k produkci svalové kontrakce.

Ve studiích bylo použito celkem 11 různých škál, testů a indexů ke zhodnocení FMA (functional motor ability) a ADL (activity of daily living). Při posouzení míry motorického postižení bylo použito celkem 13 testů.

Vybrané studie měly velký rozptyl v charakteristikách souborů a ve zvolených parametrech léčby. Zahrnovaly dohromady 888 probandů. Jen 17 studií udávalo čas od CMP, který se pohyboval v rozmezí 9 dnů až 4 let. Jen 14 studií podávalo informace o straně hemiparézy – průměrně 54 % bylo levostranných. Délka léčby se pohybovala v rozmezí 1 den až 3 měsíce nebo do skončení rehabilitačního pobytu. Frekvence intervencí se pohybovala mezi 1–5 týdně. Délka stimulace mezi 10 min až 6 h za den. Je zajímavé, že byly uváděny jen malé údaje o výběru příslušných parametrů ES – žádný výzkum nebyl založen na experimentálních studiích efektivity. Většina analýz zahrnovala jen jeden pokus.

Ve výsledku jen srovnání studií, kde byla porovnávána ES a nulová léčba, vykazovalo statisticky významné výsledky. Je proto diskutabilní, jestli jsou takovéto výsledky způsobeny pouze zvýšenou intenzitou terapie. Problém je také s validitou tohoto výsledku, protože všechny statisticky významné výsledky byly vzaty pouze z jedné studie. U této studie bylo také neobvyklé velké procento lidí, kteří odstoupili ze skupiny s ES v poměru k počtu rekrutovaných účastníků. Tento závěr je znepokující. I když je stávajících studií velké množství, nejsou dostatečně kvalitní a zároveň jsou natolik různorodé, že je srovnání téměř nemožné.

Robbins, Houghton, Woodbury a Brown (2006) sestavili metaanalýzu, kde zahrnuli studie ze 4 databází. Stejně jako v předchozí review byly články od roku 1966 do roku 2005. Autoři chtěli posoudit efekt FES a TENS na zlepšení chůze u pacientů po CMP.

Rozlišení FES a TENS je však u Robbins et al. (2006) zkreslené. Zkratku TENS používáme pro označení transkutánní elektroneurostimulace, což je nízkofrekvenční terapie s impulzy kratšími než 1 ms. Této ES se využívá především z důvodu analgetických účinků (Poděbradský & Vařeka, 1998). Robbins et al. (2006) jednoduše vysvětlují, že FES je eletrostimulace v nadprahově motorické intenzitě a TENS je elektrostimulace v nadprahově senzitivní intenzitě. Pro nás tedy odlišení elektromyostimulace a elektroneurostimulace.

V tomto případě byly použity anglicky psané studie, které zahrnovaly hodnocení rychlosti chůze u pacientů po CMP. Z původních vyhledaných asi 1 700 článků zbylo 8 článků. Čtyři byly kontrolované studie a čtyři studie, které hodnotily pacienty před a po skončení léčby. Studií hodnotících efekt TENS bylo málo k posouzení efektivity. Jednotlivé studie se lišily navzájem typem ES, přístroji, lokalizací elektrod, délkou stimulace a stádiem léčby pacientů. Autoři nezahrnovali implantované elektrody kvůli jejich „nepoužitelnosti v praxi a rizikovosti u akutních a subakutních pacientů“.

Závěrem Robbins et al. uvádí, že FES je efektivní ve zlepšení chůze u pacientů po CMP, což potvrzují 3 studie. Celkově lze říci, že FES a TENS mohou zlepšit sílu, motorické schopnosti a snížit spasticitu. Robbins et al. uznává, že srovnáním odlišných studií nelze dojít k jasným závěrům, lze však sledovat určité trendy při srovnávání různých přístupů, což pomůže vést další výzkumy.

Lepší výsledky se ukazují při použití vícekanálové FES oproti jednokanálové. Lepší efektivitu terapie prokázaly studie zahrnující subakutní pacienty na rozdíl od chronických (největší zlepšení u pacientů po CMP je pozorováno v prvních šesti měsících, největší zlepšení se však u pacientů po CMP v prvních měsících očekává v rámci každé terapie a také v rámci spontánní úpravy stavu).

Další systematický přehled sestavili Kottink et al. (2004). Studie zahrnuté do review splňují tato kritéria: FES peroneálního nervu u pacientů po CMP pro zlepšení chůze, transkutánní nebo implantovaný stimulátor, srovnávací design studie (téměř všechny studie však nerandomizované).

V rámci studií byla testována FES celkem u 203 pacientů. Šest z osmi zpracovaných studií měřilo rychlost chůze a pět z nich prokázalo pozitivní vliv FES. Téměř všechny tyto studie se zabývaly porovnáním chůze se stimulací a bez stimulace. Jen Waters (in Kottink et al., 2004) porovnával rychlost chůze předoperačně s ortézou a postoperačně s implantovaných stimulátorem. Autor zaznamenal signifikantní zvýšení rychlosti chůze (36 %). U dvou studií byl také hodnocen Index fyzických výdajů – PCI (Physiological Cost Index). U obou byl zaznamenán výrazný pokles vynaložené energie (39,5 % a 24,9 %), měření proběhlo zhruba 3 měsíce po terapii. Liberson a Waters (in Kottink et al., 2004) navíc pozorovali, že pacienti byli schopni udržet si schopnost dorsiflexe po různě dlouhou dobu po skončení stimulace.

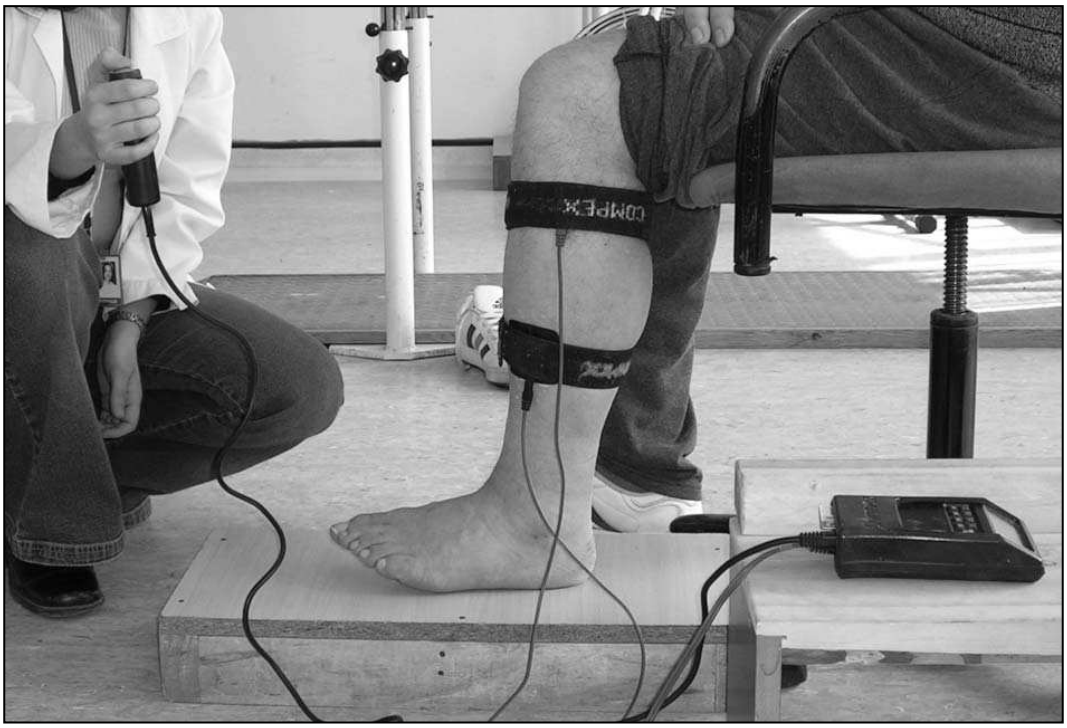
Závěrem lze na základě dostupných literárních údajů říci, že FES má na chůzi pozitivní efekt, a že předčí konzervativní ortotické řešení. Typ stimulátoru (povrchový/implantovaný), zdá se, neovlivňuje rychlost chůze. Lepšího efektu je dosaženo při použití dvoukanálového stimulátoru. U dvou studií autoři zaznamenali, že většina pacientů po skončení výzkumu pokračovala v používání stimulátoru. Lze tedy tvrdit, že používání stimulátoru není obtížné a pacienti jsou s terapií spokojeni.

2.6.2 Přehled studií dle zásad praxe založené na důkazech

Evidence-based medicine (EBM)

V práci jsme se blíže zaměřili na 15 studií. I v našem případě se jednalo o velmi různorodé studie ve více ohledech. V 10 případech to byly studie randomizované, všech 15 ale splnilo požadavek kontrolované studie. Dvě studie se zabývaly pacienty s DMO, jedna pacienty s roztroušenou sklerózou (RS), všechny ostatní pak pacienty po CMP. Počet pacientů zahrnutých do studií se pohyboval od 9 do 120 v akutním i chronickém stádiu. Přehled těchto studií podáváme v tabulce (Tabulka 1).

Tři studie hodnotily EMG-spouštěnou stimulaci. Dvě studie se zabývaly ES extenzorů předloktí. Lišily se jen nepatrně parametry stimulace a délkou léčby. Obě potvrdily pozitivní výsledek – zlepšení motorické dysfunkce. Odborníci ve třetí studii stimulovali dorsální flexory nohy a prokázali zlepšení ve více testovaných oblastech (Cauraugh & Kim, 2003; Francisco et al., 1998; Mesci, Ozdemir, Kabayel & Tokuc, 2009).



Obrázek 1. ES dorsálních flexorů nohy (Mesci, Ozdemir, Kabayel & Tokuc, 2009)

Také tři další studie se týkaly využití FES pro obnovu chůze. Jedna s patním spínačem v průběhu chůze, další vleže na boku se simulací chůze v závěsných lanech. V poslední studii byla stimulace v průběhu chůze v závěsném zařízením a na posuvném chodníku. Jednalo se tedy o vícekanálovou stimulaci s dodržením timingu náboru svalů. Všechny studie probíhaly intenzivně po dobu několika týdnů. Výsledky byly posuzovány v mnoha různých kvalitativních i kvantitativních hodnoceních. V každé studii došlo k pozitivním výsledkům (Kottink et al., 2008; Popovic, M., B., Popovic, D., B., Sinkjær, Stefanovic, & Schwirtlich, 2003; Yan, Hui-Chan & Li, 2005).

V našem přehledu je i jedna studie, která hodnotí FES jako neurální protézu pro úchopové funkce ruky, také s pozitivním závěrem (Daly et al., 2006).

Zajímavostí je i studie, ve které autoři srovnávali skupiny pacientů, u nichž byla stimulace buď prostřednictvím akupunkturní jehly v akupunkturních bodech, nebo prostřednictvím povrchových elektrod v akupunkturních bodech (Johansson et al., 2001).

Dalších 6 studií bylo v rámci klasické elektrostimulace jednoho svalu nebo svalové skupiny. Ve čtyřech případech se jednalo o stimulaci antagonistů, v jednom o srovnání stimulace antagonistů a agonistů (spastických svalů) a v posledním případě se jednalo jen o stimulaci agonisty. Nebyly zaznamenány významné výsledky kromě jedné studie, při níž došlo k výraznému zlepšení motorických kvalit ruky u akutních pacientů po CMP po stimulaci extenzorů předloktí. Toto zlepšení bylo hodnoceno také 4 týdny a 12 týdnů po skončení léčby. U pacientů s RS autoři zkombinovali stimulaci v intenzitě pod a nad motorickým prahem. Pozitivní efekt nepotvrdili (Broekman et al., 2010; Chae et al., 1998; Doucet & Griffin, 2009; Khalili & Hajihassanie, 2008; de Kroon, IJzrejman, Lankhorst, & Zilvold, 2004; Ozer, Chesher & Scheker, 2006).

Poslední studie byla zaměřena svým cílem na prevenci glenohumerální luxace (Fil, Armutlu, Atay, Kerimoglu & Elibol, 2011).

2.6.3 Zkušenost s klinickým využitím ES

V rámci školní praxe jsme se s použitím elektrostimulace u pacientů s postižením CNS setkali pouze v lázních Janské lázně a v Léčebném ústavu Luže-Košumberk.

V Janských lázních využívali TENS proudy u dětí se spastickou formou DMO. Krátké impulzy se objevují ve skupinách (sálvách – burst). Při nich vzniká amplitudovou modulací (postupným náběhem intenzity) skupina impulzů s tzv. lichoběžníkovým tvarem. Zde konkrétně: nástup intenzity (ramp up) 5 s, doba udržení maximální amplitudy impulzů (on) 6 s , pokles intenzity (ramp down) 5 s, pauza mezi skupinami (off) 5 s. Šířka impulzu 400 μs, pauza 200 μs, pulzní frekvence 134 Hz s modulací do 154 Hz (náběh modulace 33 ms) v aplikaci na antagonistu spastického svalu.

V Luži u pacientů po CMP se spastickými svaly využívali také elektrostimulaci antagonisty TENS proudy v nadprahově motorické intenzitě. Šířka impulzu 100–200 μs s frekvencí 50 Hz, ve skupinách s lichoběžníkovým tvarem 1 s ramp up, 4 s on, 1 s ramp down, 8 s off, denně 5–10 min.

2.6.4 Parametry ES pro využití v běžné praxi

Pro stimulaci je vhodná TENS s impulzy kratšími než 1 ms, které vyvolají nejsnadněji svalový záškub při relativním komfortu pacienta –použito také např. ve studii Khaliliho a Hajihassanie (2008) nebo Yana, Hui-Chana a Li (2005). Amplitudově modulovaná TENS zajistí plynulou kontrakci s postupným oslovením dalších motorických jednotek (prostorová sumace). U skupiny impulzů je vhodné využít amplitudovou modulaci ve tvaru lichoběžníkových vln (Cauraugh & Kim, 2003; Chae et al., 1998; Khalili & Hajihassanie, 2008; Ozer, Chesher & Scheker, 2006). Pauza mezi skupinami by měla být u fázických svalů 2x až 3x delší než kontrakce. Ve studiích tento doporučený poměr impulz/pauza dodržuje Khalili & Hajihassanie (2008): 0,5 s ramp up, 3,5 s on, 4 s off. Frekvence 50 Hz je optimální pro vyvolání tetanické kontrakce. Celková délka stimulace 30 min byla nejčastěji udávaná délka ošetření v EBM studiích (viz kapitola 2.6.2).

2.7 Hodnocení pacientů po CMP

2.7.1 Hodnocení spasticity

Schopnost přesného ohodnocení přítomnosti a závažnosti spasticity je velmi důležitá pro zvolení druhu terapie a pro posouzení výsledků léčby. Spasticita je hodnocena měřením typického odporu proti pasivnímu pohybu (Fowler, Nwigwe & Ho, 2000).

Dostupné nástroje hodnotící klinickou spasticitu mohou být rozděleny do tří základních skupin podle hodnotících technik a kvantifikace.

Do *první skupiny* spadají stupnice odvozené od Ashworthovy škály (Příloha 1), pojmenované podle Ashwortha, který jako první popsal princip hodnocení svalového tonu vyhodnocováním odporu zachyceného v konkrétních svalových skupinách při pasivním pohybu, danou rychlostí v příslušném rozsahu pohybu na pětistupňové hodnotící stupnici. Tato stupnice je využívaná i v modifikaci MAS (Modified Ashworth Scale) (Příloha 2) (in Kaňovský, Bareš & Dufek (Eds.), 2004; in Čumlivski et al., 2006; in Ehler 2001).

Druhá skupina zahrnuje stupnice podobné Tardieho škále (Příloha 3). Je pojmenována podle Tardieho, který popsal hodnocení spasticity měřením úhlu v kloubu při třech daných rozdílných rychlostech pasivního protažení svalu. Je posuzována intenzita a doba trvání svalové reakce na protažení na pětistupňové stupnici a také úhel v kloubu, při kterém je svalová reakce poprvé pocítěna. Tato metoda byla velmi časově náročná, proto byla zjednodušena na Modified Tardieu Scale (MTS) (in Kaňovský, Bareš & Dufek (Eds.), 2004; in Scholtes, Becher, Beelen & Lankhorst, 2006).

Ve *třetí skupině* se nacházejí ostatní klinická testování spasticity. Composite Spasticity Scale CSS (Kombinovaná škála spasticity) vytvořená Hui-Chanem (Ng & Hui-Chan, 2005) je ordinální stupnice pro posouzení spasticity plantárních flexorů nohy. Skládá se z klinického hodnocení reflexu Achillovy šlachy, odporu k pasivní dorsiflexi a velikosti a trvání klonu. Modified Composite Spasticity Index (in Scholtes, Becher, Beelen & Lankhorst, 2006) hodnotí spasticitu v hleznu podle vzrůstajícího záškubu Achillovy šlachy a vzrůstajícího odporu v lýtkovém svalu v závislosti na pasivním pohybu v kotníku při střední rychlosti. Dále je k dipozici

škála hodnotící stupeň svalového tonu adduktorů (in Kaňovský, Bareš & Dufek (Eds.), 2004).

Nejvíce užívané klinické hodnocení spasticity je stupnicemi vycházejícími z Ashworthovy škály, které ale ne zcela vyhovují konceptu spasticity. Jen originální Tardieho škála je vhodným nástrojem k měření spasticity. Avšak původní testový protokol je velmi časově náročný a postrádá standardní rychlost protažení svalu. Kromě toho hodnocení intenzity svalové odpovědi není výlučně hodnocením spasticity, protože často obsahuje klonus (Scholtes, Becher, Beelen & Lankhorst, 2006; Bareš in Kaňovský, Bareš & Dufek (Eds.), 2004).

2.7.2 Hodnocení chůze

Dynamic Gait Index (DGI)

Dynamický index chůze má 8 položek: chůze, chůze se změnou rychlosti, chůze s otáčením hlavy horizontálně a vertikálně, chůze s otočkou kolem osy, chůze přes a kolem překážky a chůze po schodech. Hodnocení DGI je založeno na 4bodové stupnici v rozsahu 0 až 3, kde 0 znamená těžké poškození a 3 normální schopnost. Nejlepší výsledek celkového skóre je 24. Nízká hodnota DGI znamená větší postižení ve funkční mobilitě. DGI bylo shledáno jako validní a reliabilní pro hodnocení chůze starších lidí. DGI jako hodnotící nástroj byl také verifikován jako vysoce reliabilní u osob s vestibulární dysfunkcí a s roztroušenou sklerózou (in Jonsdottir & Cattaneo, 2007; in Shumway-Cook, Baldwin, Polissar & Gruber, 1997).

Berg Balance Scale (BBS)

Bergova balanční škála byla původně vytvořena k hodnocení schopnosti udržování rovnováhy u starších lidí a k zachycení rizika pádu. Škála obsahuje 14 úloh, které vyžadují od vyšetřovaných udržet rovnováhu v úkolech se zvyšující se náročností. Specifické komponenty BBS jsou obdobou požadavků pro chůzi. Další komponenty kladou úkoly jako např. vstávání do stoje nebo stoj bez opory. Stupnice nabývá hodnot 0 až 4 (nejlepší výsledek je 56). BBS se osvědčila u hodnocení starších osob, pacientů s RS a CMP. Hodnota 44 a méně indikuje vyšší riziko pádů (in Jonsdottir & Cattaneo, 2007).

ABC Scale

ABC škála je 16bodový dotazník, ve kterém pacienti hodnotí svou balanční jistotu v průběhu běžných denních aktivit. Botner et al. (in Jonsdottir & Cattaneo, 2007) prokázal vysokou reliabilitu při opakování testu ABC a nízkou až střední lineární korelaci ABC s BBS a rychlostí chůze u pacientů po CMP.

Timed Walking Test

Pro test stopovaní času chůze je pacientovi stopován čas chůze na 10 m přirozenou rychlostí za použití příslušných pomůcek, pokud je jich třeba. Úspěšnost terapie chůze je definována při zlepšení 0,4–0,8 m/s.
Má vysokou reliabilitu při opakování testu u pacientů po CMP. Rychlost chůze pojednává o dovednosti chůze a je obvykle užívána k hodnocení mobility u neurologických pacientů. Nižší rychlost chůze koreluje s balanční dysfunkcí u osob s CMP (in Jonsdottir & Cattaneo, 2007; in Schmid et al., 2007).

Timed Up & Go Test (TUG)

Stopovaný test zvednutí se ze židle a chůze. Je to jednoduchý funkční test, ve kterém je požadováno od vyšetřované osoby vstát ze židle, 3 m jít, otočit se zpět a znovu se posadit. V průběhu je měřen čas. Test má výbornou reliabilitu u pacientů po CMP. Skóre 13,5 s a více indikuje zvýšené riziko pádů u starších dospělých a lidí s vestibulární dysfunkcí (in Jonsdottir & Cattaneo, 2007; in Ng & Hui-Chan, 2005).

Functional Gait Assessment (FGA)

Funkční hodnocení chůze je hodnocení v deseti položkách, je založeno na DGI. Využívá se především u pacientů s vestibulárními poruchami. Na začátku je označen 6 m dlouhý a 30 cm široký chodník. Hodnotí se samotná chůze – rychlost, stranové odchylky. Dále změna rychlosti chůze, chůze s horizontálním otáčením hlavy, vertikálním otáčením hlavy, otočení se zastavením na povel, chůze s překročením překážky, chůze v tandemovém nášlapu s HKK na hrudi, chůze se zavřenýma očima, chůze pozpátku, chůze po schodech. Vždy s možností 4stupňového bodového ohodnocení (in Wrisley, Marchetti, Kuharsky & Whitney, 2004).

Observational Gait Analysis (OGA)

Jedná se o výzkumnou analýzu chůze pro posouzení odrazu nohy (push off) pacientů po CMP. Jedenáctibodová škála umožňuje hodnotícím preciznější posouzení abnormality pozorované chůze. Širší škála zahrnuje plný rozsah zhodnocení k detekci klinických rozdílů individuálního rozsahu schopností. Užívá se normální a abnormální škála. U abnormální škály 0 označuje neschopnost

odrazu nohy. Hodnocení 10 označuje pouze okrajovou nebo „téměř normální“ generaci síly v kotníku (horní limit abnormálu). Normální škála reprezentuje rozsah variability normálu mezi starší populací. Hodnocením 0 na této škále může být označen znatelný odraz (tzn. dolní limit, hodnocený ještě jako normální). U hodnocení 10 nepozorujeme znatelný impairment nebo patologii (in McGinley, Goldie, Greenwood & Olney, 2003).

Six-minute Walk Test (6MWT)

Šestiminutový test chůze po vyměřeném koridoru v délce 33 m – chůze tam a zpět. Měřena je celková ušlá vzdálenost (in Ng & Hui-Chan, 2005).

Wisconsin Points Variables Score Gait Scale

Wisconsinská stupnice – škála proměnného skóre chůze. Jedná se o vizuální analýzu chůze. Skládá se ze 14 posuzovaných údajů, postihuje vzorec chůze ve všech fázích krokového cyklu. Byla potvrzena jako reliabilní pro pacienty po CMP. Protože je to vizuální škála, parametry jsou posuzovány v porovnání se zdravou stranou nebo s normální chůzí. Nejlepší skóre je 14 bodů, nejhorší 45 (Příloha 4) (in Brunnekreef, van Uden, van Moorsel & Kooloos, 2005).

Modified Gait Abnormality Rating Scale

Modifikované skóre abnormalit chůze. Sedmipoložková hodnotící škála byla vytvořena pro odhalení abnormalit chůze u starších pacientů s rizikem pádu. Zaznamenána je nestejnoměrnost chůze, opatrnost, titubace, kontakt nohy s podlahou, rozsah pohybu v kyčli, extenze paže a synchronizace úderu paty s pohybem paží. Chůze je ve volném tempu, přibližně 8 m jedním směrem, následuje otočení a chůze zpět. Každá ze sedmi položek je hodnocena na škále 0–3, vyšší hodnocení znamená horší schopnost. Jedná se o redukci původní 14položkové škály Gait Abnormality Rating Scale, která byla vytvořena v roce 1990 Wolfsonem (in Huang, VanSwearingen & Brach, 2008).

Škála vizuálního hodnocení chůze (ŠVH)

Výše zmíněné škály nebyly pro účel naší studie vhodné. Nebyly buď ve stávajících podmínkách technicky proveditelné, nebo neodpovídaly svým rozsahem nebo zaměřením cílům naší práce. Škála vizuálního hodnocení chůze

byla již použita v diplomových pracích Kratochvílové (2007) a Poláchové (2006). Upravili jsme ji pro naši studii tak, aby vyhovovala hodnocení pacientů po CMP. Jedná se o kvalitativní hodnocení. Škála má 12 položek označených písmeny A – L. Každá položka se týká hodnocení chůze v jistém aspektu: startování, otáčení, plynulost chůze, rovnováha, souhyby horních končetin, heel strike (úder paty), toe off / toe drag (odraz/tažení palce), flexe kolena během švihové fáze, extenze kyčle na stojné dolní končetině, symetrie HKK (horních končetin) během chůze, symetrie DKK (dolních končetin) během chůze, symetrie trupu a celková symetrie během chůze. Pozorovatel mohl využít bodový rozptyl 1–6 bodů, kde 1 označuje výraznou, hrubou patologii a 6 označuje fyziologický průběh. Pro přiřazení bodu je připojen i slovní popis (Příloha 5).

3 Cíle a hypotézy

3.1 Cíle

1. Posoudit vliv jednorázového ošetření dorsálních flexorů nohy elektrostimulací na spasticitu u pacientů po CMP pomocí Modifikované Ashworthovy škály.
2. Posoudit vliv jednorázového ošetření plantárních flexorů nohy elektrostimulací na spasticitu u pacientů po CMP pomocí Modifikované Ashworthovy škály.
3. Posoudit vliv jednorázového ošetření dorsálních flexorů nohy elektrostimulací u pacientů po CMP pomocí měření času chůze.
4. Posoudit vliv jednorázového ošetření plantárních flexorů nohy elektrostimulací u pacientů po CMP pomocí měření času chůze.
5. Posoudit vliv jednorázového ošetření dorsálních flexorů nohy elektrostimulací u pacientů po CMP na kvalitu chůze hodnocenou zaslepeně pomocí Škály vizuálního hodnocení chůze.
6. Posoudit vliv jednorázového ošetření plantárních flexorů nohy elektrostimulací u pacientů po CMP na kvalitu chůze hodnocenou zaslepeně pomocí Škály vizuálního hodnocení chůze.
7. Srovnat výsledky ošetření dorsálních a plantárních flexorů nohy elektrostimulací se skupinou bez ošetření.

3.2 Hypotézy

H_o1

Není statisticky významný rozdíl v ohodnocení spasticity pomocí Modifikovné Ashworthovy škály při pasivním pohybu do dorsální flexe nohy před a po ošetření dorsálních flexorů nohy elektrostimulací.

H_o2

Není statisticky významný rozdíl v ohodnocení spasticity pomocí Modifikovné Ashworthovy škály při pasivním pohybu do dorsální flexe nohy před a po ošetření plantárních flexorů nohy elektrostimulací.

H_o3

Není statisticky významný rozdíl v ohodnocení rychlosti chůze před a po ošetření dorsálních flexorů nohy elektrostimulací.

H_o4

Není statisticky významný rozdíl v ohodnocení rychlosti chůze před a po ošetření plantárních flexorů nohy elektrostimulací.

H_o5

Není statisticky významný rozdíl v zaslepeném ohodnocení kvality chůze pomocí Škály vizuálního hodnocení chůze před a po ošetření dorsálních flexorů nohy elektrostimulací.

H_o6

Není statisticky významný rozdíl v zaslepeném ohodnocení kvality chůze pomocí Škály vizuálního hodnocení chůze před a po ošetření plantárních flexorů nohy elektrostimulací.

H_o7

Není statisticky významný rozdíl ve výsledcích ošetření dorsálních či plantárních flexorů nohy elektrostimulací ve srovnání se skupinou bez ošetření.

4 Metodika

4.1 Charakteristika souboru

Do výzkumu bylo zařazeno 10 pacientů, kteří prodělali cévní mozkovou příhodu v rozmezí 6–19 měsíců před začátkem studie. Soubor se skládal z 9 mužů a 1 ženy. Průměrný věk sledovaných byl 60 let (věkový rozptyl 46 až 76 let), 6 pacientů s pravostrannou hemiparézou a 4 s levostrannou.

Výzkum byl prováděn v říjnu 2009 v Termálních lázních Velké Losiny. U pacientů byla zároveň prováděna běžná rehabilitace zahrnující individuální léčebnou tělesnou výchovu s prvky měkkých technik a metod na neurofyziologickém podkladě, dále vodoléčebné a elektroléčebné procedury. Elektroléčebné procedury byly předepsány pro analgetický a nepřímý myorelaxační účinek v aplikaci na oblast zad jako středofrekvenční proudy s využitím izoplanárního vektorového pole, nebo jako nízkofrekvenční diadynamické proudy.

Všichni pacienti vyslovili a následně podepsali informovaný souhlas s průběhem výzkumu a souhlasili s využitím dat pro výzkumné účely.

4.2 Metodika výzkumu a terapie

Ošetření a s nimi spojená měření byla jednorázová a probíhala ve třech fázích vždy s odstupem nejméně 24 h. Pořadí fází a pořadí pacientů bylo stanoveno náhodně.

4.2.1 Terapie

Elektrostimulace – fáze ošetření:

A) elektrostimulace extenzorů nohy
B) elektrostimulace flexorů nohy
C) bez ošetření – jen kontrolní měření

Z časových důvodů nebylo možno uskutečnit u všech pacientů všechny fáze ošetření.

Elektrostimulaci extenzorů nohy podstoupilo 9 pacientů, elektrostimulaci flexorů nohy podstoupilo 7 pacientů a taktéž 7 pacientů bylo kontrolně změřeno bez ošetření.

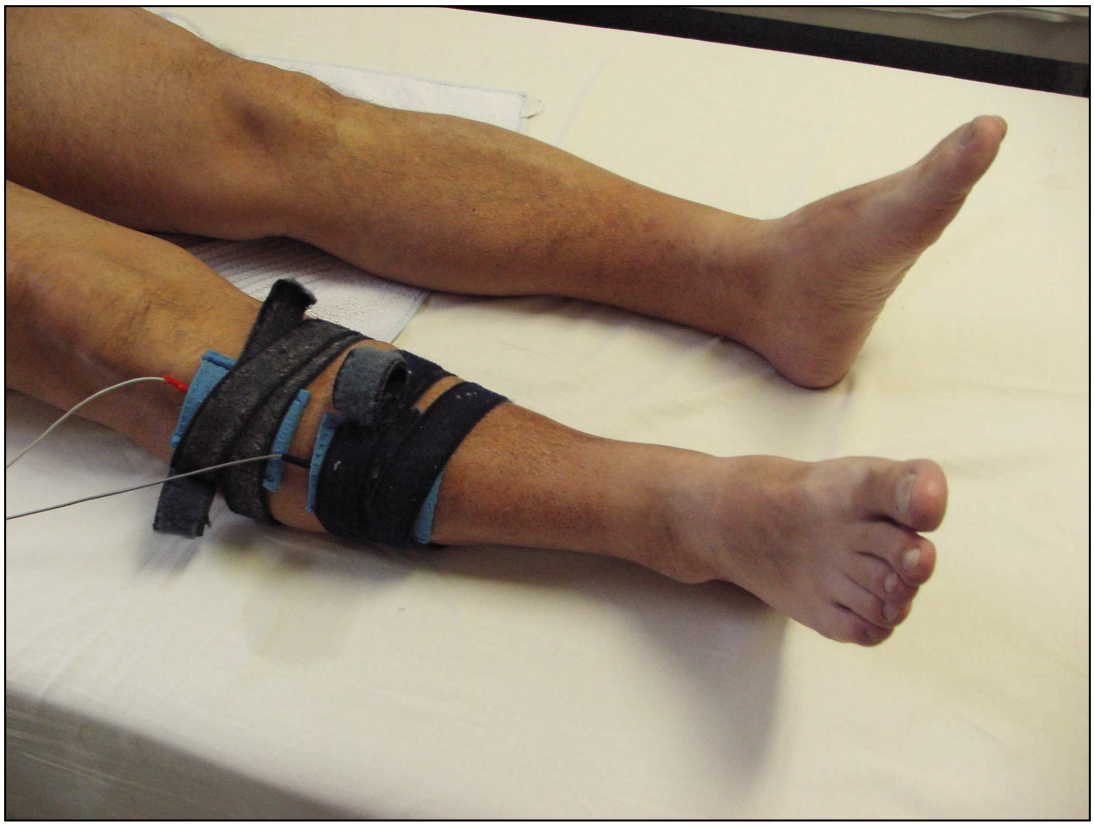
U stimulace jak flexorů, tak extenzorů jsme využili shodných parametrů stimulace. Tyto parametry byly stanoveny na základě dostupných studií popsaných v kapitole 2.5.2. Srovnali jsme je také s doporučenými parametry elektrogymnastiky zdravých svalů dle Poděbradského a Vařeky (1998). Parametry byly samozřejmě omezeny možnostmi danými příslušným přístrojem (BTL-5825S Combi). Přístroj umožňuje použití maximálně 2 stimulačních okruhů. Tyto okruhy však nelze vzájemně synchronizovat, tudíž je nelze využít v rámci tzv. spřažených impulzů, ani v jiném timingu – fyziologickém a účelném pohybu.

Soustředili jsme se tedy na jednoduchou ES vždy pouze jedné svalové skupiny. K dispozici byly jen deskové elektrody, stimulace byla tedy bipolární.

Parametry terapie:

- klasická, jednookruhová stimulace, bipolární technika
- povrchové deskové elektrody velikosti 6 x 4 cm
- typ proudu TENS, impulzy symetricky bifázické
- délka impulzu 300 μs
- frekvence 50 Hz
- lichoběžníkové vlny – amplitudová modulace: 1 s ramp up, 4 s on, 1 s ramp down, 8 s off
- režim CC (constant current – konstantní intenzita)
- polarita kladná
- délka aplikace 30 min
- intenzita nadprahově motorická

Při stimulaci pacient ležel na zádech s volně položenými DKK (Obrázek 7).



Obrázek 7. Ukázka ošetření ES dorsálních flexorů

4.2.2 Vyšetření

Vyšetření se skládalo z hodnocení spasticity pomocí Modifikované Ashworthovy škály, zaslepeného hodnocení kvality chůze pomocí Škály vizuálního hodnocení chůze a z měření času chůze.

4.2.2.1 Modifikovaná Ashworthova škála (MAS)

Hodnotili jsme míru spasticity lýtkového svalu pasivním pohybem nohy do dorsální flexe. Podrobný popis a princip hodnocení viz kapitola 2.7.1, škála viz Příloha 2. Hodnocení bylo nezaslepené, proběhlo bezprostředně před a po terapii.

4.2.2.2 Škála vizuálního hodnocení chůze (ŠVH)

Tato škála byla vytvořena pro jednoduché kvalitativní a komplexní ohodnocení chůze neurologických pacientů. Byla přizpůsobena našim potřebám a pro pacienty po CMP. Podrobný popis viz kapitola 2.7.2, škála viz Příloha 5. Chůzi jsme snímali kamerou ve 2D záznamu a ke zhodnocení pomocí Škály vizuálního hodnocení chůze následně předložili deseti zaslepeným pozorovatelům (fyzioterapeutům). Celkem bylo pořízeno 46 videozáznamů (9 elektrostimulací extenzorů, 7 elektrostimulací flexorů, 7 kontrolních měření – v každém případě záznam před i po terapii). Chůze byla natočena vždy do 15 min před a po ošetření.

Kamera snímala stacionární záběr v sagitální rovině. Pacient měl jít v komfortním tempu 5 m dopředu, za vyznačenou čarou se otočit, jít zase 5 m nazpátek a zastavit se (Obrázek 8). Jednotlivé videozáznamy byly označeny a náhodně seřazeny pro zaslepené hodnocení. Hodnotitelé nevěděli, zda jsou u pacienta stimulovány flexory či extenzory, nebo zda je pacient bez ošetření, ani zda je před nebo již po terapii.

Obrázek 8. Ukázka videozáznamu chůze

4.2.2.3 Čas chůze

Čas chůze

Při pořízení videozáznamu chůze byl zároveň odečítán čas od započetí pohybu po dokročení za čáru při návratu zpět.

4.2.3 Statistické zpracování dat

Pro statistické zpracování dat byl použit programový systém STATISTICA, verze 10.0. Z naměřených dat byly vypočítány základní popisné statistické veličiny (průměr, medián, minimální hodnota, maximální hodnota a směrodatná odchylka). Pro porovnání výsledků před a po ošetření byl použit Wilcoxonův párový test. Friedmanova analýza rozptylu byla testem pro porovnání jednotlivých typů ošetření. Hypotézy byly stanoveny jako nulové a statistická významnost byla určena na 5% hladině ($p < 0,05$).

5 Výsledky

5.1 Hypotéza $H_0$1

Není statisticky významný rozdíl v ohodnocení spasticity pomocí Modifikovné Ashworthovy škály při pasivním pohybu do dorsální flexe nohy před a po ošetření dorsálních flexorů nohy elektrostimulací.

U nulové hypotézy $H_0$1 bylo posuzováno, zda jednorázové ošetření dorsálních flexorů nohy elektrostimulací mělo vliv na stupeň spasticity, hodnocený dle modifikované Ashworthovy škály při pasivním pohybu do dorsální flexe nohy.

Z celkového počtu probandů (n = 9) bylo zaznamenáno zlepšení jen u dvou. Tato zlepšení byla v obou případech o 1 stupeň. U ostatních pacientů zůstal stupeň spasticity stejný. Významného zlepšení tedy nebylo dosaženo, statisticky nevyhodnocujeme.

Na základě výsledků hypotézu $H_0$1 nezamítáme.

5.2 Hypotéza $H_0$2

Není statisticky významný rozdíl v ohodnocení spasticity pomocí Modifikovné Ashworthovy škály při pasivním pohybu do dorsální flexe nohy před a po ošetření plantárních flexorů nohy elektrostimulací.

U nulové hypotézy $H_0$2 bylo posuzováno, zda jednorázové ošetření plantárních flexorů nohy elektrostimulací mělo vliv na stupeň spasticity, hodnocený dle modifikované Ashworthovy škály při pasivním pohybu do dorsální flexe nohy.

U celkového počtu probandů (n = 7) nebylo zaznamenáno žádné zlepšení, stupeň spasticity zůstal stejný, statisticky nevyhodnocujeme.

Na základě výsledků hypotézu $H_0$2 nezamítáme.

5.3 Hypotéza $H_0$3

Není statisticky významný rozdíl v ohodnocení rychlosti chůze před a po ošetření dorsálních flexorů nohy elektrostimulací.

Při testování nulové hypotézy $H_0$3 bylo posuzováno, zda jednorázové ošetření dorsálních flexorů nohy elektrostimulací mělo vliv na rychlost chůze.

Základní statistické charakteristiky získaných dat jsou uvedeny v Tabulce 1.

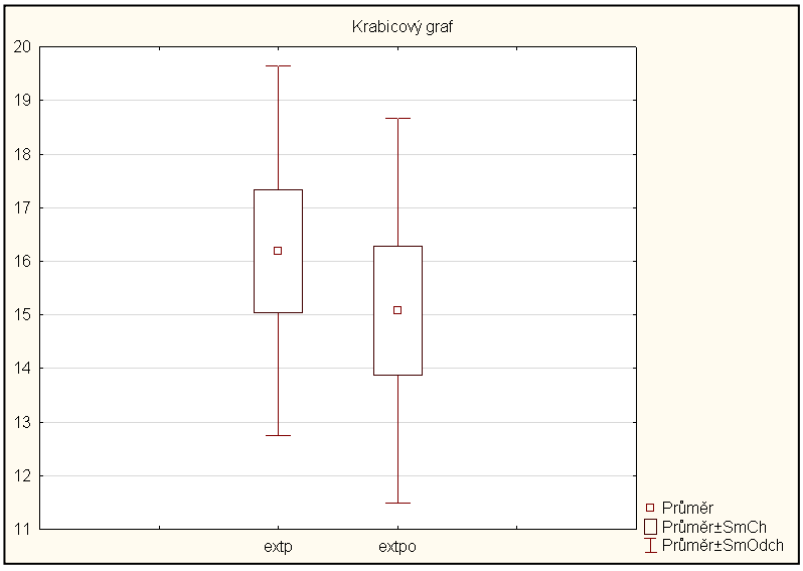
Tabulka 1. Čas chůze (uvedeno v sekundách), ES dorsálních flexorů

Proměnná	Popisné statistiky (hodnocení času chůze)							
	N platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Sm.odch.	Z	p-hodn.
před ES	9	16,19	17	9,9	21	3,447		
po ES	9	15,09	16,1	9,2	21,1	3,585		
zlepšení	9	-1,11	-0,9	-2,8	0,1	1,103	2,197	0,028

Vysvětlivky k Tabulce 1:

Z.....hodnota testovaného kritéria

p.....hladina statistické významnosti



Obrázek 1. Krabicový graf. Čas chůze před a po ES dorsálních flexorů v sekundách

Vysvětlivky k Obrázku 1:

extp.....pacienti před ES dorsálních flexorů

extpo.....pacienti po ES dorsálních flexorů

Komentář výsledků:

Při hodnocení času chůze došlo ke statisticky významnému zlepšení (zvýšení rychlosti chůze).

Shrnutí výsledků:

Při hodnocení rychlosti chůze bylo prokázáno statisticky významné zlepšení po jednorázovém ošetření dorsálních flexorů nohy elektrostimulací.

Hypotézu $H_0$3 na hladině statistické významnosti p < 0,05 zamítáme.

5.4 Hypotéza $H_0$4

Není statisticky významný rozdíl v ohodnocení rychlosti chůze před a po ošetření plantárních flexorů nohy elektrostimulací.

Při testování nulové hypotézy $H_0$4 bylo posuzováno, zda jednorázové ošetření plantárních flexorů nohy elektrostimulací mělo vliv na rychlost chůze.

Základní statistické charakteristiky získaných dat jsou uvedeny v Tabulce 2.

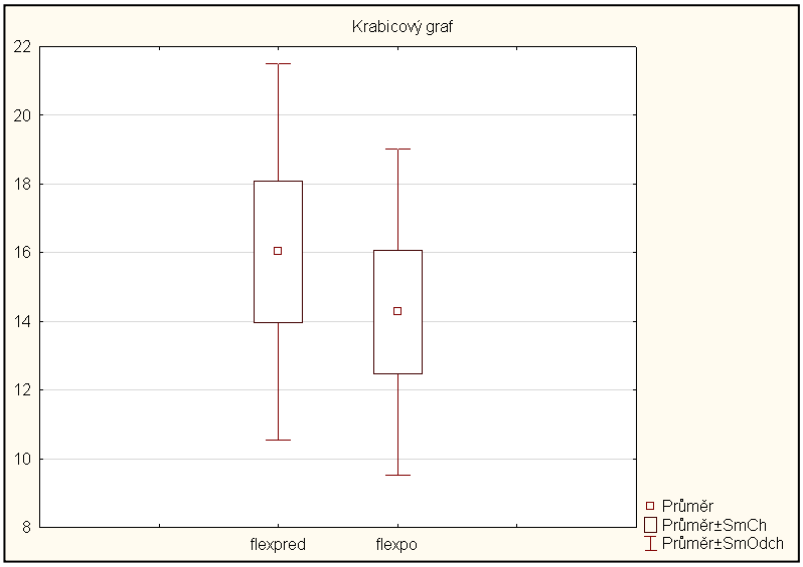
Tabulka 2. Čas chůze (uvedeno v sekundách), ES plantárních flexorů

	Popisné statistiky (hodnocení času chůze)							
Proměnná	N platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Sm.odch.	Z	p-hodn.
před ES	7	16,03	16	10,2	24,9	5,473		
po ES	7	14,27	13	10	24,1	4,753		
zlepšení	7	-1,76	-0,8	-4,9	0,8	2,330	1,690	0,091

Vysvětlivky k Tabulce 2:

Z.....hodnota testovaného kritéria

p.....hladina statistické významnosti



Obrázek 2. Krabicový graf. Čas chůze před a po ES plantárních flexorů v sekundách

Vysvětlivky k Obrázku 2:

flexpred.....pacienti před ES plantárních flexorů

flexpo.....pacienti po ES plantárních flexorů

Komentář výsledků:

Při hodnocení času chůze nedošlo ke statisticky významnému zlepšení (zvýšení rychlosti chůze).

Shrnutí výsledků:

Při hodnocení rychlosti chůze po jednorázovém ošetření plantárních flexorů nohy elektrostimulací došlo ke zlepšení. Toto zlepšení však nedosáhlo hladiny statistické významnosti.

Hypotézu $H_0$4 na hladině statistické významnosti p < 0,05 nezamítáme.

5.5 Hypotéza $H_0$5

Není statisticky významný rozdíl v zaslepeném ohodnocení kvality chůze pomocí Škály vizuálního hodnocení chůze (ŠVH) před a po ošetření dorsálních flexorů nohy elektrostimulací.

Při testování nulové hypotézy $H_0$5 bylo posuzováno, zda jednorázové ošetření dorsálních flexorů nohy elektrostimulací mělo vliv na kvalitu chůze.

Základní statistické charakteristiky získaných dat jsou uvedeny v Tabulce 3.

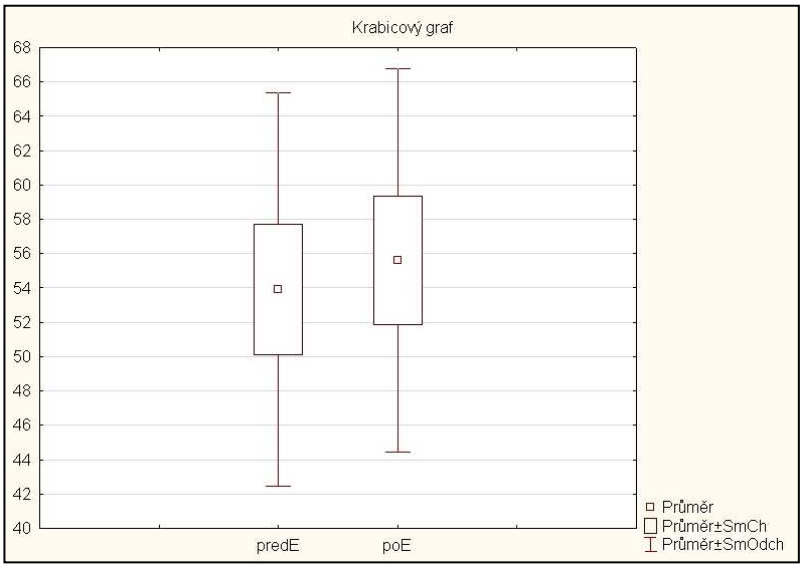
Tabulka 3. Kvalita chůze (bodová hodnota ŠVH), ES dorsálních flexorů

	Popisné statistiky (hodnocení videoanalýzy chůze)							
Proměnná	N platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Sm.odch.	Z	p-hodn.
před ES	9	53,91	53,3	37,4	69,3	11,462		
po ES	9	55,61	55,5	36,9	71,6	11,176		
zlepšení	9	1,70	1,9	-2	6,5	2,973	1,599	0,110

Vysvětlivky k Tabulce 3:

Z.....hodnota testovaného kritéria

p.....hladina statistické významnosti



Obrázek 3. Krabicový graf. Kvalita chůze (bodová hodnota ŠVH) před a po ES dorsálních flexorů

Vysvětlivky k Obrázku 3:

predE.....pacienti před ES dorsálních flexorů

poE.....pacienti po ES dorsálních flexorů

Komentář výsledků:

Při hodnocení kvality chůze nedošlo ke statisticky významnému zlepšení.

Shrnutí výsledků:

Při hodnocení kvality chůze po jednorázovém ošetření dorsálních flexorů nohy elektrostimulací došlo ke zlepšení. Toto zlepšení však nedosáhlo hladiny statistické významnosti.

Hypotézu $H_0$5 na hladině statistické významnosti p < 0,05 nezamítáme.

5.6 Hypotéza $H_0$6

Není statisticky významný rozdíl v zaslepeném ohodnocení kvality chůze pomocí Škály vizuálního hodnocení chůze (ŠVH) před a po ošetření plantárních flexorů nohy elektrostimulací.

Při testování nulové hypotézy $H_0$6 bylo posuzováno, zda jednorázové ošetření plantárních flexorů nohy elektrostimulací mělo vliv na kvalitu chůze.

Základní statistické charakteristiky získaných dat jsou uvedeny v Tabulce 4.

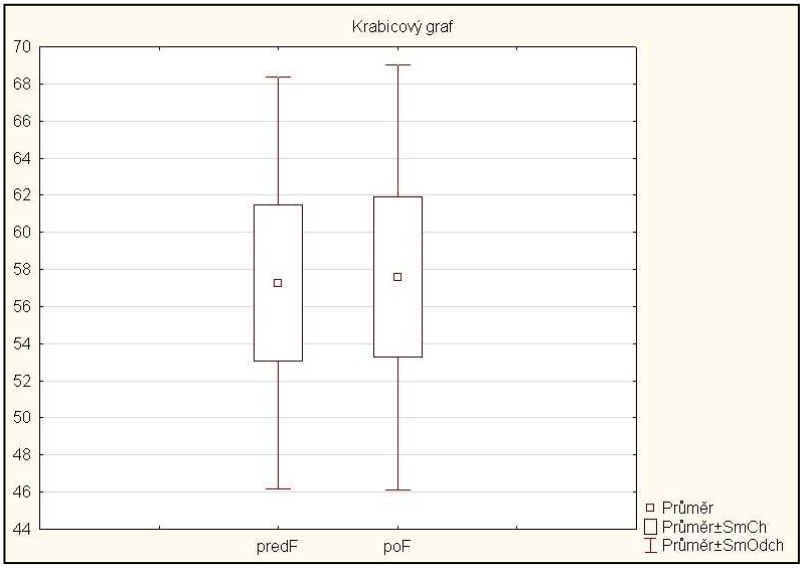
Tabulka 4. Kvalita chůze (bodová hodnota ŠVH), ES plantárních flexorů

	Popisné statistiky (hodnocení videoanalýzy chůze)							
Proměnná	N platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Sm.odch.	Z	p-hodn.
před ES	7	57,27	55	41,3	71,4	11,082		
po ES	7	57,59	55,1	38,6	71,5	11,443		
zlepšení	7	0,31	0,1	-2,7	4,8	2,295	0,169	0,866

Vysvětlivky k Tabulce 4:

Z.....hodnota testovaného kritéria

p.....hladina statistické významnosti



Obrázek 4. Krabicový graf. Kvalita chůze (bodová hodnota ŠVH) před a po ES plantárních flexorů

Vysvětlivky k Obrázku 4:

predF.....pacienti před ES plantárních flexorů

poF.....pacienti po ES plantárních flexorů

Komentář výsledků:

Při hodnocení kvality chůze nedošlo ke statisticky významnému zlepšení.

Shrnutí výsledků:

Při hodnocení kvality chůze po jednorázovém ošetření plantárních flexorů nohy elektrostimulací došlo ke zlepšení. Toto zlepšení však nedosáhlo hladiny statistické významnosti.

Hypotézu $H_0$6 na hladině statistické významnosti p < 0,05 nezamítáme.

5.7 Hypotéza $H_0$7

Není statisticky významný rozdíl ve výsledcích ošetření dorsálních či plantárních flexorů nohy elektrostimulací ve srovnání se skupinou bez ošetření.

Při testování nulové hypotézy $H_0$7 bylo posuzováno, zda při jednorázovém ošetření dorsálních a plantárních flexorů elektrostimulací bude nalezen rozdíl ve výsledcích MAS, času chůze a kvality chůze hodnocené dle ŠVH při porovnání se skupinou bez ošetření.

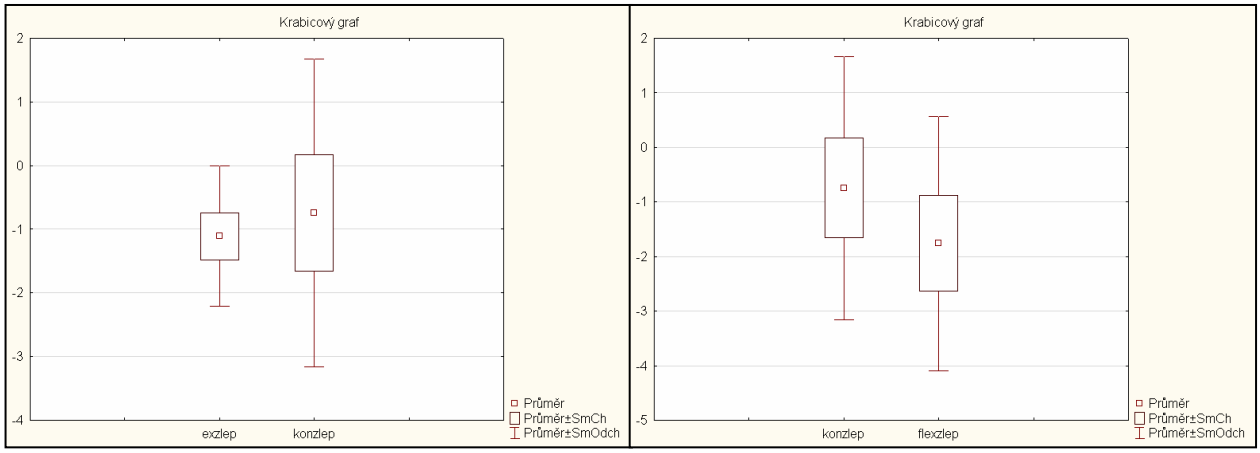
U hodnocení spasticity bylo zaznamenáno zlepšení jen u dvou pacientů s ošetřením dorsálních flexorů. Tato zlepšení byla v obou případech o 1 stupeň. Skupina s ošetřením plantárních flexorů zůstala beze změny. U skupiny bez ošetření nastala pouze jedna změna, a to zhoršení u jednoho pacienta o 1 stupeň. Výsledky, které jsme zaznamenali v rámci hodnocení spasticity, nejsou významné, statisticky nevyhodnocujeme.

Tabulka 5. Porovnání výsledků jednotlivých ošetření – čas chůze

	Friedmanova ANOVA (hodnocení času chůze)				
Proměnná	Průměrné	Součet	Průměr	Směrodatná odchylka	p
zlepšení po ES dorsálních flexorů	1,833	11	-1,517	1,116	
zlepšení po ES plantárních flexorů	1,833	11	-1,683	2,544	
zlepšení – skupina bez ošetření	2,333	14	-0,85	2,625	0,0607

Vysvětlivky k Tabulce 5:

p.....hladina statistické významnosti



Obrázek 5. Krabicový graf. Zlepšení času chůze po ES dorsálních a plantárních flexorů ve srovnání se zlepšením času chůze u skupiny bez ošetření (v sekundách)

Vysvětlivky k Obrázku 5:

exzlep.....skupina s ES dorsálních flexorů

flexzlep.....skupina s ES plantárních flexorů

konzlep.....skupina bez ošetření

Komentář výsledků:

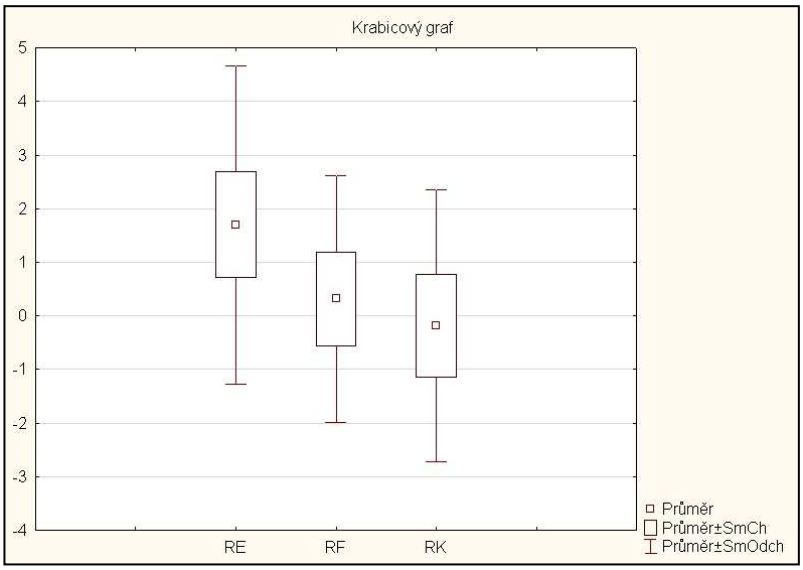
Zlepšení (zkrácení doby chůze) nastalo po ošetření dorsálních flexorů, plantárních flexorů, ale i skupiny bez ošetření. Rozdíl mezi skupinami není statisticky významný.

Tabulka 6. Porovnání výsledků jednotlivých ošetření – kvalita chůze (bodová hodnota ŠVH)

	Friedmanova ANOVA (hodnocení videoanalýzy chůze)				
Proměnná	Průměrné	Součet	Průměr	Směrodatná odchylka	p
zlepšení po ES dorsálních flexorů	2,5	15	1,7	2,560	
zlepšení po ES plantárních flexorů	1,667	10	-0,433	1,274	
zlepšení – skupina bez ošetření	1,833	11	0,267	2,448	0,311

Vysvětlivky k Tabulce 6:

p.....hladina statistické významnosti



Obrázek 6. Krabicový graf. Zlepšení kvality chůze po ES dorsálních a plantárních flexorů ve srovnání se zlepšením kvality chůze u skupiny bez ošetření (dle bodového ohodnocení)

Vysvětlivky k Obrázku 6:

RE.....skupina s ES dorsálních flexorů

RF.....skupina s ES plantárních flexorů

RK.....skupina bez ošetření

Komentář výsledků:

Zlepšení kvality chůze nastalo po ošetření dorsálních flexorů, plantárních flexorů, ale i skupiny bez ošetření. Rozdíl mezi skupinami není statisticky významný.

Celkové shrnutí výsledků:

Rozdíl mezi skupinami s ošetřením ES oproti skupině kontrolní byl prokázán. Po ošetření dorsálních flexorů došlo ke zmírnění spasticity a k výraznějšímu zlepšení rychlosti a kvality chůze oproti skupině bez ES.

Po ošetření plantárních flexorů nedošlo ke zhoršení spasticity, ale došlo k výraznějšímu zlepšení rychlosti a kvality chůze oproti skupině bez ES. Rozdíly ve výsledcích mezi skupinami nedosáhly hladiny statistické významnosti.

Hypotézu $H_0$7 na hladině statistické významnosti p < 0,05 nezamítáme.

6 Diskuze

U pacientů s postižením CNS je patofyziologickým projevem poškození především spasticita. Je často klíčovým problémem v jejich léčbě, překážkou koordinované volní hybnosti. Na druhé straně může spasticita do jisté míry substituovat zejména opěrnou funkci končetin, paradoxně může být u pacientů s těžkou hemiparézou užitečná (Mayer, M., 1997). Lokální ovlivnění spasticity pouze určité svalové skupiny (ať už ES či jinou léčbou) musí být tedy pečlivě zváženo a indikováno.

Terapeuti jsou často zdrženliví v použití ES pro izolaci terapie od specifické funkce a úkolu kvůli možnosti stimulace pouze jedné nebo dvou svalových skupin. Vzniká také otázka, zda stimulaci použít u spastických svalů nebo jejich antagonistů.

V odborné literatuře sledujeme trend využití složitější (multikanálové FES nebo EMG-spouštěné) ES v rámci motorického učení, tedy v komplexním pohybovém vzoru. Této ES jsme v naší práci nemohli technicky dosáhnout. Vybavení pro multikanálovou ES a EMG-spouštěnou ES nebývá běžně dostupné, tím spíše u pacientů v akutním stavu. Použití povrchových elektrod je zdlouhavé, deskové elektrody navíc nepřesně cílí terapii – nejsou dostatečně senzitivní v náboru motorických jednotek. S implantovanými elektrodami se v praxi běžně nesetkáváme. Celková časová a technická náročnost terapie je vzhledem k nepřesvědčivým výsledkům dosavadních studií odrazující.

Není k dispozici žádná dostatečně průkazná studie, která by nám usnadnila výběr konkrétní terapie. Review podporující ES mohou být matoucí kvůli tomu, že obsahují nerandomizované studie, dále studie, které kombinují ES s jinou léčbou, a studie, které mají ve vzorku pacienty s různými diagnózami. Pacienti jsou ale také v různém stadiu a stupni postižení. Elektrostimulace je srovnávána s různou „běžnou terapií“ (Pomeroy, King, Pollock, Baily-Hallam & Langhorne, 2009).

I když ES vykazuje v některých studiích pozitivní výsledky, není stanovena běžná léčebná modalita a příslušné stimulační parametry. Studie dobře nedefinují četnost a přesné množství nebo dobu trvání ES. Existuje jen malá shoda v konkrétním léčebném využití. Studie se také liší místem aplikace (Bracciano, 2008; Gelber & Jeffery, 2002; Robbins, Houghton, Woodbury & Brown, 2006).

Výzkum nebývá kvalitně doložen potřebnou dokumentací, která by měla obsahovat:

- cíl terapie
- oblast, kterou chceme ovlivnit, a umístění elektrod
- typ proudu (doba trvání impulzu, frekvence, on/off čas, ramp up, ramp down)
- intenzita
- čas stimulace, frekvence opakování terapie, celkový počet ošetření
- typ přístroje
- pacientovo subjektivní hodnocení
- objektivní pozorování
- diagnóza, stadium, stupeň postižení

(Bracciano, 2008; Gelber & Jeffery, 2002; Pomeroy, King, Pollock, Baily-Hallam & Langhorne, 2009).

Efektivitu zvolené ES jsme v pilotní studii nepotvrdili. Statisticky významného výsledku bylo dosaženo pouze po ES dorsálních flexorů. Zlepšení se projevilo ve zkrácení doby chůze pacientů. V ostatních sledovaných parametrech ES dorsálních či plantárních flexorů (MAS, zaslepená videoanalýza chůze) nebylo dosaženo významné změny. Při stimulaci pouze jedné svalové skupiny se přikláníme k ošetření antagonistů spastických svalů.

Důvodem nevýznamného zlepšení pacientů v testovaných hodnoceních mohlo být to, že ES byla pouze jednorázová. Autoři, kteří pracují s podobným typem terapie (Chae et al., 1998; Fil, Armutlu, Atay, Kerimoglu & Elibol, 2011; de Kroon, IJzrejman, Lankhorst, & Zilvold, 2004), stimulují dané svaly většinou denně po dobu několika týdnů až měsíců.

Námi použitý design výzkumu tedy hodnotil pouze krátkodobý efekt jednorázového ošetření ES viz výše. Dlouhodobé zhodnocení účinku ES je v rámci EBM zatím nedostatečné. Chae et al. (1998) prokázal pozitivní výsledky ES také 4 a 12 týdnů po skončení léčby. Lin a Yan (2011) svými výsledky potvrzují zlepšení ještě 1 měsíc po skončení terapie a dokonce 6 měsíců stále znatelný rozdíl ve výsledcích mezi testovanou a kontrolní skupinou pacientů.

Terapie byla zacílena na oblast akra paretické dolní končetiny bez ohledu na plán rehabilitace konkrétního pacienta, což mohlo být demotivující. ES byla

zaměřena vždy jen na jednu svalovou skupinu, bez ergoterapeutického záměru – nebyla spojena s funkčním pohybem. Pro dosažení zásadních úspěchů léčby bylo postižení pacientů relativně málo závažné a akutní.

Hodnocení spasticity pomocí MAS bylo nevýhodné z důvodu možné chyby při subjektivním posouzení a také kvůli poměrně malé citlivosti škály pro změny ve stupni spasticity.

Pro začlenění ES do běžné léčby pacientů s postižením CNS je potřeba studií, které by dobře definovaly typ ES. Oprávněnost použitých parametrů ES je třeba prokázat v první, experimentální fázi výzkumu. ES jednotka by však měla být praktická a snadno dostupná. Tyto studie by se měly pokusit o randomizovaný, kontrolovaný design se zaslepenými a standardizovanými výsledky měření a dobrou metodologickou kontrolou.

Na druhou stranu je potřeba osobního přístupu ke každému pacientovi, proto představují jednotné parametry ve výzkumu problém. Doporučující protokol o intenzitě, tvaru vlny, době trvání impulzu, frekvenci, on/off time, době léčby atd. by se logicky měl lišit u jednotlivých pacientů (Bracciano, 2008; Pomeroy, King, Pollock, Baily-Hallam & Langhorne, 2009).

7 Závěr

V této práci jsme sledovali krátkodobý účinek jednorázového ošetření elektrostimulací u pacientů s postižením CNS. Porovnávali jsme skupinu 10 pacientů po CMP ošetřených ES s identickou kontrolní skupinou. Ošetření proběhlo ve dvou fázích: zvlášť ES dorsálních a plantárních flexorů nohy s cílem ovlivnit přepadávající špičku (foot drop). Hodnotícím kritériem bylo snížení spasticity plantárních flexorů (dle MAS), změna doby chůze a zlepšení kvality chůze hodnocené pomocí ŠVH.

Po ES dorsálních flexorů došlo ke statisticky významnému zrychlení chůze. Potvrdili jsme tedy kladný vliv elektrostimulace u antagonistů. Rozdíl ve výsledcích mezi skupinami s ES a skupinou bez ošetření však statisticky významný nebyl.

Terapie byla pacienty dobře snášena, léčbu absolvovali v plném rozsahu bez potíží. Někteří jedinci bezprostředně po ES subjektivně udávali nespecifickou změnu kvality chůze. Pacienti nejevili o léčbu větší zájem, zdála se jim zdlouhavá a málo efektivní.

U studie bylo problematické samotné její uskutečnění kvůli velkému vytížení přístrojů pro elektroterapii v ambulantních zařízeních. U akutních pacientů na lůžkových odděleních v nemocničních zařízeních jsme se naopak s možností využití elektroterapie téměř nesetkali.

Podle našeho názoru nemá analytické ošetření pouze jedné svalové skupiny v rehabilitaci delší perspektivu. Závažným nedostatkem je izolace terapie od účelové hybnosti. Trend posledních let ukazuje na rozvoj FES – využití stimulace k provedení pohybu ve specifickém vzorci a správném timingu.

V běžných podmínkách nelze provádět stimulaci multikanálově zejména kvůli nedostačujícímu přístrojovému vybavení a časové náročnosti terapie. Chybí tak kvalitní studie, které by potvrdily kladné účinky konkrétní praktické a snadno dostupné ES na větším vzorku pacientů. Otázkou zůstává, zda dosavadní kladné výsledky FES natolik zaujmou a přesvědčí odbornou veřejnost k uskutečnění takto náročné studie a zda tato terapie bude v rámci běžné fyzioterapie pacientům dostupná.

8 Souhrn

U pacientů s postižením centrální nervové soustavy sledujeme často handicap spojený s poruchou volní, koordinované hybnosti. Na rehabilitaci těchto osob se podílí interdisciplinární tým odborníků. Fyzioterapie nabízí kromě dalších přístupů také možnost elektrostimulace.

Koncept elektrostimulace u těchto pacientů se vyvíjí od 2. poloviny 20. století. Vedle původně používeného ošetření pouze jedné svalové skupiny (spastických svalů či jejich antagonistů) se nyní začíná prosazovat složitější multikanálová elektrostimulace (ES). Bývá často označována jako funkční elektrostimulace (FES). Ve spojení s elektromyografií lze dosáhnout aktivní terapie v pohybových vzorech, které jsou blízké účelným pohybům v každodenních aktivitách (ADL). U závažnějších poruch hybnosti bývá terapie kombinována s ortotickým zajištěním. Naopak u drobné korekce nastavení segmentů při pohybu může ES ortézu substituovat. Mechanismus účinku je vysvětlován na pricipech motorického učení a zvýšení aferentace.

V současnosti panuje u odborné veřejnosti určitá nejednotnost v názvosloví. Způsob využití ES a konkrétní parametry nabízí širokou škálu možností ošetření. Existuje tedy mnoho studií v rámci praxe založené na důkazech (EBM), které jsou však mezi sebou jen těžko srovnatelné.

Z tohoto důvodu bylo náročným úkolem stanovit parametry ES v našem pilotním výzkumu. V závislosti na dostupném vybavení jsme volili jednokanálovou ES. Sledovali jsme krátkodobý účinek jednorázové ES u pacientů po cévní mozkové příhodě (CMP). Ošetření proběhlo ve dvou fázích: zvlášť ES dorsálních a plantárních flexorů nohy s cílem ovlivnit přepadávající špičku (foot drop). Hodnoticím kritériem bylo snížení spasticity plantárních flexorů (dle Modifikované Ashworthovy škály – MAS), zkrácení doby chůze a zlepšení kvality chůze hodnocené zaslepeně pomocí Škály vizuálního hodnocení chůze (ŠVH).

Statisticky významného zlepšení bylo dosaženo pouze při hodnocení rychlosti chůze po ES dorsálních flexorů. Nesignifikatního zlepšení kvality chůze bylo dosaženo po ošetření plantárních i dorsálních flexorů. Při stimulaci pouze jedné svalové skupiny se tedy přikláníme k ošetření antagonistů spastických svalů. Problematika si zasluhuje další výzkum.

9 Summary

Handicaps related to volitional, coordinated motion disorder have often been observed in patients with illness of the central nervous system. An interdisciplinary team of specialists are involved in rehabilitation of these people. Apart from other approaches, physiotherapy offers also the possibility of electrical stimulation.

The concept of application of electrical stimulation with these patients has been under development since the second half of 20th century. Apart from the original treatment of only one muscle group (spastic muscles or their antagonist muscles), a more complex multi-channel electric stimulation (ES) is beginning to break through. It is often called functional electric stimulation (FES). A more active therapy in motion patterns which are close to effective, functional movements during activities of daily living (ADL) can be achieved in connection with electrical myography,. The therapy is combined with the use of an orthopaedic device in cases of more serious motion disorders. On the other hand, ES can substitute a brace with a minor correction of segments adjustment during motion. The effect mechanism is explained on the principle of motor learning and afferentation increase.

Currently, there is a certain disunity in the terminology. The way of ES use and particular parameters offer a wide range of possibilities of treatment. Therefore, there are a lot of studies within evidence-based medicine (EBM), which, however, are difficult to compare to each other.

That is the reason why determining the ES parameters in our pilot study was a difficult task. Based on the equipment available, we opted for single channel ES. We monitored the short-term effect of one-time ES with patients who had had a stroke. The treatment was done in two phases: a separate ES of dorsal flexors and plantar flexors with the goal to influence the drop foot. The evaluation criteria were the following: decrease of spasticity of plantar flexors (according to the Modified Ashworth Scale MAS), shorter time of gait and blind-folded gait quality improvement evaluated according to the Scale of visual assessment of gait.

Statistically significant improvement, faster gait, was achieved only after ES of dorsal flexors was applied. A minor improvement of gait quality was achieved

after plantar and dorsal flexors treatment. Therefore, when stimulating only one muscle group, we recommend treating the antagonist spastic muscles. The issue deserves further research.

10 Referenční seznam

Abbruzzese, G. (2002). The medical management of spasticity. *European Journal of Neurology, 9(1),* 30–34.

Ambler, Z. (2006). *Základy neurologie.* Praha: Galén.

Bracciano, A., G. (2008). *Physical agent modalities: theory and application for the occupational therapist*. Thorofare, NJ: SLACK Incorporated.

Broekman, T., Roelants, M., Feys, P., Alders, G., Gijbels, D., Hanssen, I., Stinissen, P. & Eijnde, B., O. (2010). Effects of long-term resistance training and simultaneous electro-stimulation on muscle strength and functional mobility in multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis Journal, 17(4),* 468–477.

Brunnekreef, J., J., van Uden, C., J., T., van Moorsel, S. & Kooloos, J., G., M. (2005). Reliability of videotaped observational gait analysis in patients with orthopedic impairments. *BMC Musculoskeletal Disorders, 6(17),* 1–9.

Cauraugh, J., H. & Kim, S., B. (2003). Chronic stroke motor recovery: duration of active neuromuscular stimulation. *Journal of the Neurological Sciences, 215,* 13–19.

Čumlivski, R., Redl, G., Strobl, W., Girsch, W., Krebs, A. & Machowetz, P. (2006). Farmakologická neuromodulace spasticity intratekálně podávaným baklofenem u dětí. *Bolest, 2,* 84–94.

Daly, J., J., Roenigk, K., Holcomb, J., Rogers, J., M., Butler, K., Gansen, J., McCabe, J., Fredrickson, E., Marsolais, E., B. & Ruff, R., L. (2006). A randomized controlled trial of functional neuromuscular stimulation in chronic stroke subjects. *Stroke, 37*, 172–178.

Daly, J., J. & Ruff, R., L. (2007). Construction of efficacious gait and upper limb functional interventions based on brain plasticity evidence and model-based measures for stroke patients. *TheScientificWorldJOURNAL, 7*, 2031–2045.

Doucet, B., M. & Griffin, L. (2009). Variable stimulation patterns for poststroke hemiplegia. *Muscle Nerve, 39*, 54–62.

Ehler, E. (2001). Současná terapie spasticity se zaměřením na lokální aplikaci botulotoxinu. *Neurologie pro praxi, 2(3),* 128–132.

Fialka-Moser, V., Ebenbichler, G. & Gillert, O. (2005). *Elektrotherapie.* München: Pflaum.

Fil, A., Armutlu, K., Atay, A., O., Kerimoglu, U. & Elibol, B. (2011). The effect of electrical stimulation in combination with Bobath techniques in the prevention of shoulder subluxation in acute stroke patients. *Clinical Rehabilitation, 25,* 51–59.

Fowler, E., G., Nwigwe, A., I. & Ho, T., W. (2000). Sensitivity of the pendulum test for assessing spasticity in persons with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology, 42,* 182–189.

Francisco, G., Chae, J., Chawla, H., Kirshblum, S., Zorowitz, R., Lewis, G. & Pang, S. (1998). Electromyogram-triggered neuromuscular stimulation for improving the arm function of acute stroke survivors: A randomized pilot study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 79*, 570–575.

Gelber, D., A. & Jeffery D., R. (2002). *Clinical evaluation and management of spasticity*. Totowa, NJ: Humana press.

Huang, W., W., VanSwearingen, J., M. & Brach, J., S. (2008). Gait variability in older adults: Observational rating validated by comparison with a computerized walkway gold standard. *Physical Therapy, 88(10),* 1146–1153.

Chae, J., Bethoux, F., Bohinc, T., Dobos, L., Davis, T. & Friedl, A. (1998). Neuromuscular stimulation for upper extremity motor and functional recovery in acute hemiplegia. *Stroke, 29,* 975–979.

Johansson, B., B., Haker, E., von Arbin, M., Britton, M., Långström, G., Terént, A. , Ursing, D. & Asplund, K. (2001). Acupuncture and transcutaneous nerve stimulation in stroke rehabilitation: A randomized, controlled trial. *Stroke, 32,* 707–713.

Jonsdottir, J. & Cattaneo, D. (2007). Reliability and validity of the dynamic gait index in persons with chronic stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 88,* 1410–1415.

Kaňovský, P., Bareš, M. & Dufek, J. (Eds.) (2004). *Spasticita: Mechanismy, diagnostika a léčba.* Praha: Maxdorf.

Khalili, M., A., Hajihassanie, A. (2008). Electrical stimulation in addition to passive stretch has a small effect on spasticity and contracture in children with cerebral palsy: a randomised within-participant controlled trial. *Australian Journal of Physiotherapy, 54,* 185–189.

Kobetic, R., To, C., S., Schnellenberger, J., R., Audu, M., L., Bulea, T., C., Gaudio, R., Pinault, G., Tashman, S. & Triolo, R., J. (2009). Development of hybrid orthosis for standing, walking, and stair climbing after spinal cord injury. *Journal of Rehabilitation Research and Development, 46(3),* 447–462.

Kottink, A., I., R., Hermens, H., J., Nene, A., V., Tenniglo, M., J., van der Aa, H., E., Buschman, H., P. & IJzerman, M., J. (2007). A randomized trial of an implantable 2-channel peroneal nerve stimulator on walking speed and activity in poststroke hemiplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 88*, 971–978.

Kottink, A., I., R., Hermens, H., J., Nene, A., V, Tenniglo, M., J., Groothuis--Oudshoorn, C., G. & IJzerman, M., J. (2008). Therapeutic effect of an implantable

peroneal nerve stimulator in subjects with chronic stroke and footdrop: A randomized controlled trial. *Physical Therapy, 88(4),* 427–448.

Kottink A., I., R., Oostendorp, L., J., M., Buurke, J., H., Nene, A., V., Hermens, H., J. & IJzerman, M., J. (2004). The orthotic effect of functional eletrical stimulation on improvement of walking in stroke patients with a dropped foot: A systematic review. *Artificial Organs, 28(6)*, 577–586.

Králíček, P. (2002). *Úvod do speciální neurofyziologie.* Praha: Karolinum.

Kratochvílová, L. (2007). *Vliv akupresury na spasticitu a funkci ruky jedinců s DMO.* Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.

de Kroon, J., R., IJzrejman, M., J., Lankhorst, G., J. & Zilvold, G. (2004). Electrical stimulation of the upper limb in stroke. Stimulation of the extensors of the hand vs. alternate stimulation of flexors and extensors. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, 83(8)*, 592–600.

Lance, J. (1980). The control of muscle tone, reflexes, and movement: Robert Wartenberg Lecture. *Neurology, 30*, 1303–1313.

Lin, Z. & Yan, T. (2011). Long-term effectiveness of neuromuscular electrical stimulation for promoting motor recovery of the upper extremity after stroke [Abstract]. *Journal of Rehabilitation and Medicine, 43(6),* 506–510.

Mayer, M. (1997). Některé neurofyziologické aspekty spasticity. *Rehabilitace a fyzikální lékařství, 2,* 41–46.

Mayer, M. & Konečný, P. (1998). Možnosti ovlivnění spasticity prostředky fyzikální terapie a rehabilitaci nemocných s centrálními poruchami hybnosti. *Rehabilitácia, 31,* 40–46.

Mayer, N., H. (1997). Clinicophysiologic concepts of spasticity and motor dysfunction in adults with an upper motoneuron lesion. *Muscle Nerve, 20*, 1–13.

Mesci, N., Ozdemir, F., Kabayel, D., D. & Tokuc, B. (2009). The effects of neuromuscular electrical stimulation on clinical improvement in hemiplegic lower extremity rehabilitation in chronic stroke: A single-blind, randomised, controlled trial. *Disability and Rehabilitation, 31(24),* 2047–2054.

McGinley, J., L., Goldie, P., A., Greenwood, K., M. & Olney, S., J. (2003). Accuracy and reliability of observational gait analysis data: Judgments of push-off in gait after stroke. *Physical Therapy, 83(2)*,146–160.

Ng, S., S., M. & Hui-Chan, C., W., I. (2005). The timed up & go test: Its reliability and association with lower-limb impairments and locomotor capacities in people with chronic stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 86,* 1641–1647.

Ng, S., S., M. & Hui-Chan, C., W., I. (2007). Transcutaneous electrical nerve stimulation combined with task-related training improves lower limb functions in subjects with chronic stroke. *Stroke, 38,* 2953–2959.

Ozer, K., Chesher, S., P. & Scheker, L., R. (2006). Neuromuscular electrical stimulation and dynamic bracing for the management of upper-extremity spasticity in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology, 48*, 559–563.

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

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

Poláchová, I. (2006). *Ovlivnění jednorázového účinku akupresury napolohováním u DMO*. Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.

Pomeroy, V., M., King, L., M., Pollock, A., Baily-Hallam, A. & Langhorne, P. (2009). Electrostimulation for promoting recovery of movement or functional ability after stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews, 3*, 1–174.

Popovic, M., B., Popovic, D., B., Sinkjær, T., Stefanovic, A. & Schwirtlich, L. (2003). Clinical evaluation of functional electrical therapy in acute hemiplegic subjects. *Journal of Rehabilitation Research and Development, 40(5)*, 443–454.

Prado-Medeiros, C., L., Sousa, C., O., Souza, A., S., Soares, M., R., Barela, A., M., F. & Salvini, T., F. (in press). Effects of the addition of functional electrical stimulation to ground level gait training with body weight support after chronic stroke. *Brazilian Journal of Physical Therapy.* Retrieved 27. 11. 2011 from the World Wide Web: http://www.scielo.br/pdf/rbfis/2011nahead/aop_029_11.pdf.

Robbins, S., M., Houghton, P., E., Woodbury, M., G. & Brown, J., L. (2006). The therapeutic effect of functional and transcutaneous electric stimulation on improving gait speed in stroke patients: A meta-analysis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 87*, 853–859.

Robinson, A., J. & Snyder-Mackler, L. (2007). *Clinical electrophysiology: electrotherapy and electrophysiologic testing*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.

Sheean, G. (2002). The pathophysiology of spasticity. *European Journal of Neurology, 9*, 3–9.

Shumway-Cook, A., Baldwin, M., Polissar, N., L. & Gruber, W. (1997). Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults. *Physical Therapy, 77(8),* 812–819.

Schmid, A., Duncan, P., W., Studenski, S., Lai, S., M., Richards, L., Perera, S. & Wu, S., S. (2007). Improvements in speed-based gait classifications are meaningful. *Stroke, 38,* 2096–2100.

Scholtes, V., A., B., Becher, J., G., Beelen, A. & Lankhorst, G., J. (2006). Clinical assessment of spasticity in children with cerebral palsy: A critical review of available instruments. *Developmental Medicine & Child Neurology, 48*, 64–73.

Štětkářová, I. (2003). Současné možnosti ovlivnění spasticity. *Zdravotnické noviny ČR*. 52(45), 24–25.

Woldag, H. & Hummelsheim, H. (2002). Evidence-based physiotherapeutic concepts for improving arm and hand function in stroke patients. *Journal of Neurology, 249(5)*, 518–528.

Wrisley, D., M, Marchetti, G., F., Kuharsky, D., K. & Whitney, S., L. (2004). Reliability, internal consistency, and validity of data obtained with the functional gait assessment. *Physical Therapy, 84(10),* 906–918.

Yan, T., Hui-Chan, C., W., I. & Li, L., S., W. (2005). Functional electrical stimulation improves motor recovery of the lower extremity and walking ability of subjects with first acute stroke: A randomized placebo-controlled trial. *Stroke, 36,* 80–85.

11 Tabulky

Tabulka 1. Přehled studií evidence-based medicine (EBM)

studie/parametry	pacienti	typ ES, elektrody	srovnání	oblast stimulace	parametry (proud, frekvence, intenzita)	dávka	hodnocení/škály/ testy	výsledek
Cauraugh et al. (2003) (kontrolovaná studie)	26 pacientů s CMP v chronickém stadiu	EMG spouštěná ES, povrchové elektrody	1) skupina pacientů s délkou svalové kontrakce 5 s; 2) skupina s délkou kontrakce 10 s; 3) kontrolní	antogonisté - extenzory předloktí	skupiny impulzů s lichoběžníkovým tvarem: 1 s ramp up, 5 s nebo 10 s on, 1 s ramp down, impulz o délce 200 μs, 50 Hz, 17-28 mA (nadprahově motorická intenzita přizpůsobená intenzitě snímaného EMG impulzu)	4 dny v týdnu po 2 týdny	Box and Block scores, chronometric reaction time, modulace síly u držené svalové kontrakce	snížení motorické dysfunkce
Francisco et al. (1998) (kontrolovaná, randomizovaná, pilotní studie)	9 pacientů s CMP v akutním stadiu (6 týdnů po CMP)	EMG spouštěná ES, povrchové elektrody	1) skupina s ES 2) kontrolní skupina	antagonisté - extenzory předloktí	skupiny impulzů: 5 s on, 5 s off, 2-100 Hz, 0-60 mA	5 dní v týdnu do skončení RHB	Fugl-Meyer motorické hodnocení, FIM	zlepšili se ve Fugl-Meyer i FIM
Mesci et al. (2009) (jednou zaslepená, randomizovaná, kontrolovaná studie)	40 pacientů s CMP v chronickém stadiu	EMG spouštěná ES, povrchové elektrody	1) skupina s ES 2) kontrolní skupina	antagonisté - dorsiflektory nohy	program přístroje "hemiplegie - spasticita" o určité dané délce trvání a modulaci, jediné udávané parametry: 50 Hz, 400 μs, při poklesu intenzity kontrakce (snímáno pomocí EMG) je impulz zesílen tak, aby byla intenzita kontrakce zachována	20 min 5x týdně po 4 týdny	ROM pasivní dorsiflexe nohy, MAS spasticita, Brunnstrom Stage (neurofyzilogické zlepšení), FIM (funkční úroveň), Rivermead Motor Assessment Scale (motorické funkce)	znatelné zvýšení dorsiflexe a snížení spasticity, také Brunnstrom Stage, FIM a Rivermead Motor Assessment Scale zlepšeno u obou skupin, signifikantně více u testované skupiny
Popovic et al. (2003) (kontrolovaná studie)	28 pacientů s CMP v akutním stadiu	FES - neurální protéza - rozevírání a úchop ruky, adhezivní, povrchové elektrody	1) skupina s ES 2) kontrolní skupina	4 kanálově (flexory, extenzory předloktí, opponens a abductor pollicis)	impulz 5 ms, 50 Hz, 20-45 mA, timing a intenzita zvoleny tak, aby co nejvíce odpovídaly pohybu ruky pro úchop a rozevření	30 min 7x denně po 3 týdny	Upper Extremity Function Test, koordinace mezi pohyby v rameni a lokti, spasticita klíčových svalů a Reduced Upper Extremity Motor Activity Log	zlepšení větší a rychlejší než u pacientů bez stimulace
Yan et al. (2005) (randomizovaná, placebo--kontrolovaná studie)	46 pacientů v akutním stadiu CMP	FES - imitace chůze - závěsná lana v lehu na boku, povrchové elektrody	3 skupiny: 1) FES 2) placebo FES 3) bez léčby	2 dvoukanálové stimulátory (m. quadriceps fem., hamstringy, m. tibialis ant., m. gastrocnemius med.)	impulz 0,3 ms, 30 Hz, max. tolerance (20-30 mA)	30 min 5x týdně po 3 týdny	CSS, max. volní izometrická kontrakce dorsi a planti flexorů a TUG	znatelná redukce v procentech CSS a znatelná zlepšení v dorsiflexi v kotníku

studie/parametry	pacienti	typ ES, elektrody	srovnání	oblast stimulace	parametry (proud, frekvence, intenzita)	dávka	hodnocení/škály/ testy	výsledek
Kottink et al. (2008) (kontrolovaná, randomizovaná studie)	29 chronických pacientů po CMP	FES - korekce foot drop s patním spínačem; implantované elektrody	1) pacienti s FES 2) pacienti, kteří pokračují v užívání stávající pomůcky (ortézy, speciální boty, atd.)	dvoukanálový stimulátor: n. peroneus superficialis (everze) a profundus (dorsální flexe)	30 Hz (nosná frekvence 1 a 2 MHz pro 1. a 2. okruh), nadprahově motorická intenzita	6 měsíců	přirozená rychlost chůze - 6 minutová ušlá vzdálenost (six minute walk test 6MWT), RMSmax amplituda, průměrná denní doba chůze	beze změn v rychlosti chůze při vypnutém stimulátoru, ale zkoumaná skupina se zlepšila v rychlosti chůze o 23 % v porovnání s 3% zrychlením chůze u kontrolní skupiny, dále zvýšený volní svalový výkon, ušlá vzdálenost se nezměnila
Daly et al. (2006) (kontrolovaná, randomizovaná studie)	32 pacientů více jak 1 rok po CMP	FES implantované elektrody	1) pacienti s FES 2) kontrolní skupina	elektrody implantované do 4 až 8 svalů - individuálně pro kontrolu dorsální flexe, flexe kolene, extenze kolene a kontrolu postavení v koleni a pánvi v průběhu stojné fáze	impulz 4-20 μs, 15-50 Hz, 4-20 mA	1,5 h 4x za týden po 12 týdnů	Tinetti gait scale, sekundární výsledky byly koordinace, balance a 6minutová ušlá vzdálenost (Six--minute Walk Test 6MWT) a FIM	skupina s FES prokázala větší zlepšení v komponentách chůze a také v koordinaci flexe v koleni
Johannson et al. (2001) (kontrolovaná, randomizovaná studie)	120 pacientů po CMP	ES v akupunkturních bodech pomocí akupunkturní jehly / povrchových elektrod	1) skupina s elektro-akupunkturou, 2) skupina s ES 3) kontrolní skupina (ES v podprahově senzitivní intenzitě)	1) elektroakupunktura (jehly na 10 akupukturních bodech převážně paretické, ale i neparetické strany) 2) i 3) povrchové elektrody na stejných místech	1) 2 Hz nadprahově motorická aktivita (izolované záškuby svalových vláken) 2) 2 Hz nadprahově motorická aktivita 3) 80 Hz, 0,4 mA (podprahově senzitivní)	30 min, 2x týdně, 10 týdnů	ADL: Barthel Index, motorická funkce: Rivermead Mobility Index, Nine Hole Peg test, chůze 10 m, kvalita života: Nottingham Health Profile	žádné statisticky významné rozdíly mezi skupinami
Broekmans et al. (2010) (kontrolovaná, randomizovaná studie)	36 pacientů s RS	ES - z počátku senzitivní stimulace, poté nadprahově motorická; povrchové elektrody	1) skupina se standardizovaným odporovaným cvičením extenzorů kolene 2) ES v průběhu odporovaného cvičení (postupné zvětšování odporu) 3) kontrolní skupina	m. vastus med. a lat. (antagonisté)	první 2 týdny: 100 Hz, 200 μs, skupiny impulzů s lichoběžníkovým tvarem: 0,5 s ramp up, 3 s on, 4 s off, int. nadprahově senzitivní, zbytek léčby (dalších 18 týdnů) 100 Hz, 400 μs, 3 s on, 4 s off, intenzita nadprahově motorická	průměrně vždy 60 minut za 2 týdny	dynamometrie, the Timed Get Up and Go, the Timed 25 Foot Walk, the Two-Minute Walk Test, the Functional Reach, the Rivermead Mobility Index (RMI)	dlouhodobý odporovaný trénink zvyšuje svalovou sílu, ES nemá žádný doplňující efekt

studie/parametry	pacienti	typ ES, elektrody	srovnání	oblast stimulace	parametry (proud, frekvence, intenzita)	dávka	hodnocení/škály/ testy	výsledek
Ozer et al. (2006) (kontrolovaná randomizovaná studie)	24 dětí s DMO (hemiparetická forma)	ES, povrchové elektrody	1) skupina s ES 2) dynamické dlahování, 3) ES i dynamické dlahování	stimulace antagonistů - extenzory předloktí	skupiny impulzů s lichoběžníkovým tvarem: 5 s ramp up, 3 s on, 2 s ramp down, 7 s off, impulz bifázický symetrický 200 ms, 40-60 Hz, nadprahově motorická 40-60 mA	2x 30 min denně, 6 měsíců	Melbourne Assessment, síla stisku a zhodnocení postury Zancolliho klasifikací	statisticky významné výsledky byly prokázány ve všech třech parametrech, ale pouze u skupiny 3 (ES i dynamické dlahování)
Khalili et al. (2008) (kontrolovaná, mezi pacienty randomizovaná studie)	11 dětí s DMO (diparetická forma)	ES, povrchové elektrody	1) 1. DK se stimulací m. quadriceps femoris a stretch hamstringů 2) 2. DK jen stretch hamstringů	stimulace antagonistického svalu - m. quadriceps femoris	skupiny impulzů s lichoběžníkovým tvarem: 0,5 s ramp up, 3,5 s on, 4 s off, impulz 0,4 ms, 30 Hz, co nejvyšší nadprahově motorická	30 min, 3x týdně, 4 týdny	modifikovaná Ashworthova škála, goniometrické měření pasivní extenze v kolenním kloubu	průměrné zlepšení v experimentální skupině bylo větší, ale ne výrazně
Chae et al. (1998) (kontrolovaná studie)	46 akutních pacientů po CMP	ES, povrchové elektrody	1) pacienti s ES 2) kontrolní skupina	extenzory předloktí (antagonisté)	skupiny impulzů s lichoběžníkovým tvarem: 2 s ramp up, 6 s on, 2 s ramp down, 10 s off, symetrický bifázický 300 ms, 25-50 Hz, nadprahově motorická do 60 mA	60 min, celkem 15 sérií	Fugl-Meyer Motor Assessment a FIM	Fugl-Meyer Motor Assessment: významné zlepšení u léčené skupiny bezprostředně po léčbě a také 4 a 12 týdnů po léčbě
de Kroon et al. (2004) (kontrolovaná studie)	30 chronických pacientů po CMP	ES - speciální stimulační dlaha (Handmaster ortéza) umožňující stimulaci jak agonistů, tak antagonistů; povrchové elektrody (5 párů?)	1) skupina s alternující ES flexorů / extenzorů předloktí 2) stimulace jen extenzorů	stimulace flexorů a extenzorů předloktí (agonistů i antagonistů)	přednastavené stimulační programy, duty cyklus 40 % (kontrakce/relaxace v poměru 2:3), 36 Hz, nadprahově motorická int.	3x denně 20 min na počátku, poté až 1 h, celkem 6 týdnů	Action Research Arm Test, síly stisku, Motricity index, škála spasticity dle Ashwortha a rozsah pohybu v zápěstí	funkční zisk nedosáhl klinického významu, neprokázal se signifikantní rozdíl mezi metodami
Doucet et al. (2009) (kontrolovaná studie)	10 pacientů po CMP a 10 zdravých jedinců v kontrolní skupině	ES - srovnání 3 různých stimulačních parametrů; povrchové elektrody	1) pacienti po CMP 2) zdraví jedinci	addukce palce, aktivní elektroda na vyvýšenině thenaru těsně u MCP kloubu a referenční elektroda asi 1 cm mediálně směrem do středu dlaně	300 ms série impulzů, 700 ms pauza, impuls 50 μs 1) konstantní f 20 Hz 2) 20–40 Hz, cílové frekvence dosaženo za 180 s 3) 20 Hz, poté od 90. sekundy impulzy zdvojené (interpulzní interval 5 ms), nadprahově motorická (přibližně 70 % maxima)	3 min stimulace, mezi dalšími stimulacemi pauza nejméně 48 h	maximální volní kontrakce	ES zdvojenými impulzy jako nejvíce efektivní (ovšem výsledek statisticky významný pouze u zdravých jedinců)
Fil et al. (2011) (kontrolovaná randomizovaná studie)	48 pacientů - akutní CMP	ES, povrchové elektrody	1) pacienti s ES 2) kontrolní skupina	m. supraspinatus, střední a zadní porce m. deltoideus	100 μs, 60 Hz (+ frekvenční modulace), 5 s on, 5 s off, napětí zvýšeno tak, aby nevyvolalo bolest, ale viditelná kontrakce požadována	10 minut 2x denně (každý sval) - 5 dní v týdnu po dobu hospitalizace (asi 12 dní)	2 RTG metody k porovnání asymetrie a vzdáleností kloubních struktur RAK, motorické funkce Motor Assessment Scale, MAS - spasticita, ROM RAK	subluxace RAK po zhruba 12 dnech hospitalizace nastala u 9 pacientů (z 24) v kontrolní skupině, v testované skupině žádná subluxace

12 Přílohy

Příloha 1. Ashworthova škála: hodnocení stupně spasticity podle Ashwortha (in Čumlivski et al., 2006)

1	normální tonus
2	lehké zvýšení tonu při pasivním pohybu flektované nebo extendované části těla
3	výrazněji zvýšený tonus, postižená část se dá ale snadno flektovat
4	významné zvýšení tonu, pasivní pohyby jsou obtížně proveditelné
5	postižená část je v rigidní flexi nebo extenzi, pasivní pohyby nejsou možné, nebo jen velmi obtížně

Příloha 2. Modifikovaná Ashworthova škála (MAS): klinická škála spasticity (in Ehler, 2001)

0	tonus svalu nezvýšen
1	mírné zvýšení tonu („catch and release“)
1+	záchyt („catch“) a následné zvýšení tonu po méně než 1/2 rozsahu pohybu
2	výraznější hypertonie po celý rozsah pohybu
3	podstatná hypertonie, pasivní hybnost je obtížná
4	segment je rigidní pro flexi i extenzi

Příloha 3. Tardieho škála: hodnocení stupně spasticity podle Tardieho (in Scholtes, Becher, Beelen & Lankhorst, 2006)

intenzita a průběh reakce (reflexu) protahovaného svalu (X)

0	žádný reflex
1	jen viditelná kontrakce
2	kontrakce s krátkým záškubem („catch“)
3	kontrakce trvající několik sekund nebo klonus, který ustává po několika sekundách
4	kontrakce trvající několik sekund nebo stálý klonus

rychlost protažení (V)

1	pomalá
2	proti gravitaci
3	rychlá

úhel v kloubu (Y)

stupně, kdy svalové reakce na protažení (X) byly dosaženy v rychlostech (V)

Příloha 4. Wisconsin Points Variables Score Gait Scale – hodnocení vizuální analýzy chůze (in Brunnekreef, van Uden, van Moorsel & Kooloos, 2005)

A) Stojná fáze paretické dolní končetiny:

1.	Použití pomůcek – opory přes HKK	1-5
2.	Doba trvání stojné fáze	1-3
3.	Délka kroku nepostižené strany	1-3
4.	Přenos těžiště na postiženou stranu	1-3
5.	Šířka stoje	1-3

B) Zvednutí palce na postižené straně:

6.	Opatrnost (nedostatek propulze, svázanost v nákroku)	1-3
7.	Extenze kyčle postižené nohy	1-3

C) Švihová fáze na postižené dolní končetině

8.	Zevní rotace v průběhu počáteční švihové fáze	1-3
9.	Cirkumdukce ve fázi středního švihu	1-3
10.	Spuštění pánve ve fázi středního švihu	1-3
11.	Flexe kolene od zvednutí palce po střední švih	1-3
12.	Palec bez zadrhnutí	1-3
13.	Rotace pánve na konci švihové fáze	1-3

D) Heel strike – úder paty postižené dolní končetiny

14.	Iniciální kontakt	1-3

Příloha 5. Škála vizuálního hodnocení chůze (Kratochvílová, 2007; Poláchová, 2006), mírně doplněno a upraveno pro použití u pacientů s hemiparézou po CMP

A. Startování
1 – velmi výrazné potíže, téměř se nemůže rozejít
2 – výrazné startovací potíže
3 – startovací problémy střední
4 – malé, ale zřetelné problémy
5 – okrajové, hraniční problémy
6 – rozejde se bez potíží

B. Otáčení
1 – velmi výrazné problémy, inkoordinace, tendence k pádu
2 – výrazné problémy
3 – střední problémy
4 – malé, ale zřetelné problémy
5 – zcela minimální problémy
6 – žádné problémy

C. Plynulost chůze
1 – chůze hrubě nerovnoměrná
2 – výrazná nerovnoměrnost
3 – střední nerovnoměrnost
4 – malá, ale zřetelná nerovnoměrnost
5 – chůze téměř plynulá
6 – plynulá, bezproblémová chůze

D. Rovnováha
1 – těžké narušení rovnováhy, tendence k pádu hrubě interferuje s chůzí
2 – výrazná porucha rovnováhy, ale chůze schopen
3 – střední narušení rovnováhy, zřetelné titubace
4 – malé titubace, malá, ale patrná porucha rovnováhy
5 – minimální potíže
6 – žádné patrné potíže

E. Souhyby horních končetin
1 – žádné souhyby horních končetin
2 – hrubě narušené souhyby
3 – středně váznoucí souhyby nebo výrazná asymetrie
4 – porucha patrná, ale méně výrazná
5 – hraniční porucha souhybu
6 – fyziologické souhyby

F. Heel strike (nášlap na patu)
1 – výrazný kontakt přednoží
2 – slabší kontakt přednoží
3 – nášlap na plochu nohy
4 – náznak dostoupnutí na patu
5 – bez potíží, ale ještě ne zcela normální
6 – zřetelný a normální nášlap na patu

G. Toe off, toe drag (odlepení/tažení palce)
1 – výrazné drhnutí palce, bez odlepení nohy, interferuje s chůzí
2 – drhnutí palce, náznak zvednutí
3 – zřetelné zvednutí, občasné drhnutí
4 – odlepení palce bez drhnutí, patologie ale stále zřetelná
5 – téměř fyziologický výkon
6 – fyziologický výkon

H. Flexe kolena během švihové fáze (toe off – mid swing)
1 – zcela rigidní koleno
2 – nepatrný náznak flexe
3 – zřetelná, i když minimální flexe
4 – dobře patrná flexe
5 – téměř normální nález
6 – normální

I. Extenze kyčle na stojné dolní končetině (terminal stance)
1 – flekční postavení kyčelního kloubu, anteverze pánve
2 – kyčelní kloub ve středním postavení (extenze 0)
3 – náznak extenze
4 – téměř plná extenze
5 – bezproblémový nález, hraničně patrné potíže
6 – normální, fyziologický nález

J. Symetrie HKK během chůze
1 – masivní asymetrie, minimální pohyb paretické končetiny, masivní kompenzační hyperaktivita nepostižené strany
2 – výrazná asymetrie, ale pohyb paretické končetiny patrný
3 – zřetelná asymetrie střední
4 – zřetelná, ale již méně výrazná a nápadná asymetrie
5 – téměř normální nález
6 – normální

K. Symetrie DKK během chůze
1 – masivní asymetrie, minimální pohyb paretické končetiny, masivní kompenzační hyperaktivita nepostižené strany
2 – výrazná asymerie, ale pohyb paretické končetiny patrný
3 – zřetelná asymetrie střední
4 – zřetelná, ale již méně výrazná a nápadná asymetrie
5 – téměř normální nález
6 – normální

L. Symetrie trupu a celková symetrie během chůze
1 – masivní asymetrie, masivní kompenzační hyperaktivita nepostižené strany (úklon, rotace, pánev, ramena)
2 – výrazný souhyb, aktivita paretické strany patrná, kompenzační souhyb neparetické strany již menší
3 – zřetelná asymetrie střední
4 – zřetelná, ale již méně výrazná a nápadná asymetrie
5 – téměř normální nález
6 – normální

Abecední seznam zkratek:

6MWT	Six-minute Walk Test - šesti minutový test chůze
ADL	cctivity of daily living – běžné denní aktivity
AFO	ankle-foot orthosis – peroneální dlaha
AS	Ashworth Scale – Ashworthova škála
BBS	Berg Balance Scale - Bergova balanční škála
CC	constant current – konstantní intenzita
CNS	centrální nervová soustava
CMP	cévní mozková příhoda
CSS	Composite Spasticity Scale - kombinovaná škála spasticity
DGI	Dynamic Gait Index - dynamický index chůze
DK/DKK	dolní končetina/končetiny
EBM	evidence-based medicine – praxe založená na důkazech
EMG	elektromyografie
ES	elektrostimulace
FES	funkční elektrostimulace
FGA	Functional Gait Assessment - funkční hodnocení chůze
FIM	Functional Independent Measure – měření funkční nezávislosti
FMA	functional motor ability - funkční motorická schopnost
HK/HKK	horní končetina/končetiny
HNP	hybridní neuroprotézy
IM	intramuskulární (implantovaný stimulátor)
LTP	long-term potentiation - fenomén dlouhotrvajícího zesílení
MCP	metacarpophalangeální (kloub)
MAS	Modified Ashworth Scale - modifikovaná Ashworthova škála
MTS	Modified Tardieu Scale – modifikovaná Tardieho škála
m. TA	musculus tibialis anterior
NMES	neuromuskulární elektrostimulace
on/off	doba udržení maximální amplitudy impulzů ve skupině (svalová kontrakce) / pauza mezi skupinami impulzů (svalová relaxace)
OGA	Observational Gait Analysis - výzkumná analýza chůze
PCI	Physiological Cost Index - index fyzických výdajů
PNS	periferní nervový systém
ramp up/down	doba nástupu intenzity / poklesu intenzity

RAK	ramenní kloub
RMI	Rivermead Mobility Index – index mobility Rivermead
RMSmax	root mean square max - maximální efektivní hodnota amplitudy v průběhu maximální volní kontrakce
ROM	range of motion - rozsah pohybu
RS	roztroušená skleróza
RTG	rentgen
ŠVH	Škála vizuálního hodnocení chůze
TENS	transkutánní elektroneurostimulace
TML	transverzální míšní léze
TRT	task-related training - úkolově zaměřené cvičení
TS	Tardieu Scale – Tardieho škála
TUG	Timed Up & Go Test - stopovaný test zvednutí se a chůze
UEDT	Upper Extremity Drawing Test - test horní končetiny v malování
UPN	upper motor neuron syndrom – syndrom prvního motoneuronu