

Univerzita Karlova v Praze
1. lékařská fakulta

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví
Studijní obor: Fyzioterapie



Kristina Petříčková

**Funkční elektrostimulace nervus peroneus u pacientů po
cévní mozkové příhodě**

Functional electrical stimulation of nervus peroneus of patients
after stroke

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Mgr. Romana Lavičková

Praha, 2014

PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych poděkovala své vedoucí práce, Mgr. Romaně Lavičkové, za vedení, cenné rady a podnětné připomínky. Dále bych chtěla poděkovat pacientce K.H. za její čas a ochotu při realizaci praktické části práce. V neposlední řadě bych ráda poděkovala své rodině a Bc. Janu Kloudovi za podporu při studiu a pročtení práce.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem závěrečnou práci zpracovala samostatně a že jsem řádně uvedla a citovala všechny použité prameny a literaturu. Současně prohlašuji, že práce nebyla využita k získání jiného nebo stejného titulu.

Souhlasím s trvalým uložením elektronické verze mé práce v databázi systému meziuniverzitního projektu *Theses.cz* za účelem soustavné kontroly podobnosti kvalifikačních prací.

Kristina Petříčková

V Praze dne 15. 4. 2014

Podpis studenta

IDENTIFIKAČNÍ ZÁZNAM

PETŘÍČKOVÁ, Kristina. *Funkční elektrostimulace nervus peroneus u pacientů po cévní mozkové příhodě [Functional electrical stimulation of nervus peroneus of patients after stroke]*. Praha, 2014. 62s., 5 příl. Bakalářská práce. Univerzita Karlova v Praze, 1. lékařská fakulta, Klinika rehabilitačního lékařství. Vedoucí práce: Mgr. Lavičková Romana

ABSTRAKT BAKALÁŘSKÉ PRÁCE V ČJ

Autor: Kristina Petříčková

Vedoucí práce: Mgr. Romana Lavičková

Oponent práce:

Název bakalářské práce: Funkční elektrostimulace nervus peroneus u pacientů po cévní mozkové příhodě

Abstrakt: Tato bakalářská práce se skládá z teoretické a praktické části. Teoretická část se zabývá převážně možnostmi korekce jevu zvaného "foot drop" pomocí funkční elektrické stimulace peroneálního nervu. Podává rešerši dostupných literárních zdrojů k tématu, poskytuje informace o současných možnostech využívání funkční elektrické stimulace a o možnostech její kombinace s dalšími druhy terapie. Zaměřuje se na výsledky uskutečněných studií a výzkumů v této oblasti, popisuje účinky funkční elektrostimulace na různé aspekty chůze a funkci dolní končetiny. Účinky popisuje jak bezprostřední, tj. ortotické, tak přetrvávající, tj. terapeutické. Praktická část se zabývá porovnáním chůze jedné pacientky po cévní mozkové příhodě bez pomůcky a s funkčním elektrostimulátorem a následným zhodnocením ortotického efektu. Předpokladem bylo, že selepší jak kvantita, tak kvalita chůze, kvantitativně se však chůze nezlepšila.

Klíčová slova: Funkční elektrostimulace, foot drop, syndrom padající špičky, nervus peroneus, cévní mozková příhoda, kotníková ortéza

ABSTRAKT BAKALÁŘSKÉ PRÁCE V AJ

Author: Kristina Petříčková

Supervisor: Mgr. Romana Lavičková

Opponent:

Title of bachelor thesis: Functional electrical stimulation of nervus peroneus of patients after stroke

Abstract: This bachelor thesis consists of a theoretical and a practical part. The theoretical part is mainly focused on the option of managing foot drop with the use of functional electrical stimulation. It provides background research of available thematical literature, information about current options of using funtional electrical stimulation and information of its combination with other types of therapy. It also provides results of research studies that have been realized and describes effects of functional electrical stimulation on different aspects of gait and function of the lower limb. Described effects are both of orthotic (immediate) and therapeutic (long-term) character. Goal of the practical part was to compare gait of one patient after stroke with no compensational device and with functional electrical stimulator and to sum-up the orthothic effect of electrostimulator. It was anticipated that both quantity and quality of gait would be improved, but there was no noted improvement in quantity.

Key words: Functional electrical stimulation, foot drop, nervus peroneus, stroke, ankle-foot orthosis

Obsah

1. ÚVOD.....	1
1.1. Cíle práce	2
2. TEORETICKÁ ČÁST	3
2.1. Centrální paréza.....	3
2.1.1. Spasticita	3
2.1.2. Foot drop.....	4
2.2. Cévní mozková příhoda.....	4
2.2.1. Epidemiologická data CMP	6
2.2.2. Rehabilitace po CMP z hlediska fyzioterapie	6
2.3. Anatomie a kineziologie.....	8
2.3.1. Klouby zánártní.....	8
2.3.1.1. Pohyby nohy	9
2.3.2. Krokový cyklus chůze	9
2.3.3. Svaly bérce	11
2.3.3.1. Svaly bérce přední a laterální skupiny	11
2.3.3.2. Povrchová vrstva zadní skupiny svalů bérce	11
2.3.3.3. Hluboká vrstva zadní skupiny svalů bérce:	12
2.3.4. Nervus peroneus communis	13
2.4. Kotníkové ortézy (AFO)	13
2.5. Funkční elektrická stimulace (FES)	15
2.5.1. Fyziologie účinku.....	16
2.5.2. Indikace, kontraindikace	17
2.5.3. Historie	17
2.5.4. Parametry elektrostimulace	18
2.5.5. Uložení elektrod.....	19
2.5.6. Variace elektrické stimulace	19
2.5.7. Stimulační systémy na trhu	20
2.5.8. Používání v zahraničí a v ČR.....	21
2.5.9. Účinky FES	21
2.5.9.1. Vícekanálové stimulace.....	28
2.5.9.2. Kombinace FES s aplikací botulotoxinu	28
2.5.9.3. Implantované stimulatory	29

3. PRAKTICKÁ ČÁST	31
3.1. Cíl praktické části	31
3.2. Metodologie	31
3.2.1. WalkAide	31
3.2.2. Testy	32
3.2.2.1. Šestimínutový test chůze	32
3.2.2.2. Timed-Up-And-Go test	33
3.2.3. Hodnocení kvality	33
3.2.3.1. Vyšetření rozsahů pohybů a spasticity	33
3.3. Kazuistika pacientky	33
3.3.1. Anamnéza	33
3.3.2. Vyšetření	34
3.4. Realizace	37
3.5. Výsledky	38
4. DISKUZE	41
5. ZÁVĚR	44
6. SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK	45
7. REFERENČNÍ SEZNAM	47
8. SEZNAM PŘÍLOH	55

1. ÚVOD

Cévní mozková příhoda je jedním z nejčastějších onemocnění a bohužel má pro postiženého pacienta často invalidizující následky, jakými jsou i různé poruchy chůze. Pacient se spastickou hemiparézou, s typickým Wernicke-Mannovým držením končetin má flekční postavení horní končetiny a extenční postavení dolní končetiny. Pacient nedokáže provést optimální flexi v kolenním kloubu a dorzální flexi v hlezenním kloubu, jednak kvůli oslabeným agonistickým svalům a zadruhé kvůli spastickým antagonistům. Aby byl takový pacient schopen lokomoce, vyvine si určité typické kompenzační mechanismy pro pohyb postižené končetiny a vzniká patologická chůze s elevací pánve a cirkumdukce končetiny na straně parézy. Stav, kdy pacient z nějakého důvodu není schopen aktivně flektovat v hlezenním kloubu nohu dorzálně, se v anglické literatuře označuje jako „foot drop”. V české literatuře se ekvivalentní označení pro tento jev nevyskytuje, dalo by se však přeložit jako tzv. syndrom padající či přepadávající špičky. Tento syndrom se vyskytuje průměrně u cca 20% pacientů po cévní mozkové příhodě (Khattar *et al.* 2012). K funkční korekci chůze se nejčastěji využívá kotníková ortéza, kterých se vyrábí mnoho různých druhů, pacienti je však často z nejrůznějších důvodů neradi nosí, ortéza může být například nesprávně vyhotovená, dále se jedná např. o aspekt estetický aj. Jiným řešením tohoto problému může být používání elektrického stimulátoru, čímž se budu zabývat ve své práci. Počátky funkční elektrické stimulace, tedy elektrické stimulace substituující konkrétní funkci, nacházíme již v 60. letech 20. století (Kottink *et al.*, 2004) Tehdejší funkční elektrické stimulatory však vypadaly úplně jinak než ty, které se vyrábí dnes a většina z nich nebyla použitelná k dennímu používání, byla tedy vyvíjena a využívána převážně pro výzkumné účely. Dnešní stimulatory jsou mnohem menší, lehké a určeny i ke každodennímu používání jako náhrada ortézy.

Pro svou práci jsem si toto téma zvolila proto, že obor neurorehabilitace je mi blízký a zřejmě bych se mu chtěla věnovat i v budoucnu. Líbí se mi, že je to neustále se rozvíjející obor přinášející stále nové poznatky a možnosti terapie i pro dříve těžko rehabilitovatelné pacienty. Funkční elektrostimulace zatím v České republice není příliš rozšířena, což je další důvod, proč mne toto téma zajímá, je to možnost, jak získat nové teoretické i praktické poznatky, které by pravděpodobně nebylo snadné získat jinak, vzhledem k tomu, že přístrojem disponují pouze některá rehabilitační pracoviště. Téma je velmi aktuální, jelikož cévní mozková příhoda postihuje každý rok mnoho lidí.

V roce 2012 bylo v ČR hospitalizováno 28 176 lidí pro diagnózu I163 dle MKN-10, tedy Mozkový infarkt, pro diagnózu I164, tedy Cévní příhoda mozková neurčená jako krvácení nebo infarkt, bylo v témže roce hospitalizováno 5 089 lidí (Ústav zdravotnických informací a statistiky, 2013a). Celkem bylo pro diagnózy s označením I160-I169, tedy Cévní onemocnění mozku v roce 2012 hospitalizováno v ČR 54 378, z nichž zemřelo 4 339 mužů a 6 330 žen (Ústav zdravotnických informací a statistiky, 2013b). I přesto, že tato čísla jsou v porovnání s předešlými lety nižší, stále je to mnoho lidí, kteří potřebují rehabilitační péči, a kteří mohou benefitovat z nových výzkumů a objevů uskutečněných v této oblasti.

1.1. Cíle práce

Cílem mé bakalářské práce je v rámci teoretické části vytvořit rešerši dostupné literatury a výzkumných studií k tématu, v praktické části poté zhodnotit tzv. ortotický efekt stimulatoru na chůzi pacienta po cévní mozkové příhodě (CMP), tedy porovnání chůze bez elektrostimulátoru a s ním.

2. TEORETICKÁ ČÁST

2.1. Centrální paréza

Centrální paréza je částečné omezení hybnosti vzniklé na podkladě poruchy centrálního nervového systému, přesněji horního motoneuronu kortikospinální dráhy. Nejčastější diagnózy, u nichž se centrální paréza objevuje, jsou např. cévní mozková příhoda, roztroušená skleróza, dětská mozková obrna, traumatické poškození mozku či míchy. Do klinického obrazu patří: zvýšený svalový tonus a vznik spasticity; zvýšení šlachookosticových reflexů rozšířením zóny jejich výbavnosti do širší oblasti, mohou se objevit až klonické pohyby; snížení až vyhasnutí kožních břišních a kremasterových reflexů; porucha hybnosti – postiženo více svalových skupin, snížená svalová síla je hodnocena na predilekčních místech jako tzv. zánikové pyramidové jevy; přítomnost patologických reflexů, tzv. pyramidových iritačních jevů (např. Babinského příznak) (Ambler, 2006; Pfeiffer, 2007).

2.1.1. Spasticita

Spasticita je dle Koláře *et al.* (2009) definována jako „*zvýšení tonického napínacího reflexu závislého na rychlosti pasivního pohybu se zvýšenými šlachovými reflexy, které vyplývají z hyperexcitability napínacího reflexu*“. Je průvodním jevem centrální parézy. Čím rychleji dochází k napínání svalu, tím více roste jeho odpor a akcentuje se hypertonie antagonisty. Typickým jevem je fenomén sklapovacího nože, kdy na vrcholu odporu dochází k jeho uvolnění. Mezi projevy spasticity patří porucha cílené motoriky, porucha izolovaných pohybů, abnormální postavení končetin, hyperreflexie, klonus.

Spasticitu lze hodnotit několika postupy. Nejčastěji využívaná je Ashworthova škála a její modifikace, která je specifitější a má o jeden stupeň navíc než její klasická verze. Tyto stupnice hodnotí spasticitu dle odporu, který klade spastický sval pasivnímu pohybu. Jejich velkou nevýhodou je subjektivnost jejich vyhodnocování. Další škály jsou například Tardieuho, Komanova či Oswestryho (Kolář *et al.*, 2009) Nejobektivněji spasticitu hodnotí zřejmě metoda Five Step Clinical Assessment, která kombinuje hodnocení její kvality dle Tardieuho škály a vyšetření pasivních a aktivních rozsahů pohybů (Gracies, 2010).

2.1.2. Foot drop

Foot drop či dropped foot – do češtiny asi nejlépe přeloženo jako „syndrom padající špičky“ – je stav, při kterém pacienti nemají schopnost ve švihové fázi chůze dostatečně dorzálně flektovat nohu v hlezenním kloubu v důsledku oslabených svalů zajišťujících dorzální flexi nohy a/nebo spastických plantárních flexorů. To pacientům chůzi značně ztěžuje, noha při stojné fázi přepadává a při fázi švihové je palec tažen po zemi (Khattar *et al.*, 2012). To způsobuje nestabilitu při chůzi, její zpomalení, zvýšené riziko pádů a v neposlední řadě větší námahu, protože takto postižený člověk musí najít jiný způsob, jak končetinu zvednout. Pacienti dorzální flexi často nahrazují cirkumdukci či elevací pánve na postižené straně (Kluding *et al.*, 2013). Příčinou foot dropu může být paréza jak centrálního, tak periferního původu. Je to velmi častý problém pacientů po CMP, postihuje okolo 20-30% přeživších s poruchou hybnosti a následná porucha chůze je nejčastěji zmiňovaným nejvíce omezujícím faktorem pacientů po CMP (Khattar *et al.*, 2012; Roche, Laighin a Coote, 2009). Ovlivnit přepadávající špičku můžeme např. posilováním, trénováním oslabených svalů zajišťujících dorzální flexi, dále protahováním spastických antagonistických svalů (plantárních flexorů), případně aplikací botulotoxinu do těchto svalů k uvolnění svalové hyperaktivity. Standardně se ke korekci padající špičky při chůzi využívá kotníková ortéza, její alternativou může být funkční elektrostimulace.

2.2. Cévní mozková příhoda

Cévní mozková příhoda je dle Světové zdravotnické organizace (WHO) definována jako „*Soubor rychle se rozvíjejících klinických příznaků ložiskové (nebo globální) poruchy mozkové funkce se symptomy trvajících 24 hodin nebo déle bez známek jiného než cévního původu*“ (Truelsen, Begg a Mathers, 2006). Cévní mozkové příhody rozdělujeme na ischemické, které tvoří 80% všech případů a hemoragické, tvořící zbylých 20%.

Ischemické CMP vznikají v důsledku nedostatečného krevního zásobení části (či celého) mozku. Fyziologická hodnota mozkové perfuze je v rozmezí 50-60 ml/100 g mozkové tkáně. Klesne-li tato hodnota pod 20 ml/100 g mozkové tkáně, poruší se funkce neuronů, rozvíjí se klinické příznaky ischemické léze a na podkladě strukturálních změn mozkové tkáně vzniká mozkový infarkt (Kolář *et al.*, 2009). Podle mechanismu vzniku dělíme mozkové ischemie na obstrukční, při kterých dochází k uzávěru cévy trombem či embolem (např. na podkladě aterosklerózy), a neobstrukční,

kteře vznikají hypoperfuzí z regionálních nebo systémových příčin (např. celková mozková hypoxie). Další dělení může být podle vztahu k tepennému povodí, kdy infarkty rozlišujeme na teritoriální (v povodí některé mozkové tepny), interteritoriální (na jejich rozhraní) a na lakunární, což je postižení malých perforujících arterií. Podle časového průběhu dělíme ischemické ikty na tranzitorní ischemické ataky, u kterých symptomatika kompletně odezní do 24 hodin a jejichž doba trvání se pohybuje převážně do jedné hodiny (dle definice WHO tedy neklasifikujeme jako CMP), na reverzibilní CMP (reverzibilní ischemický neurologický deficit – RIND; příznaky odezní do dvou týdnů) a na dokončené ischemické příhody. Klinický obraz se velmi různí, záleží především na rozsahu, tíži a trvání ischemie. Následkem tedy může být jak lehká hemiparéza, tak hemiplegie s afázií, v některých případech i smrt (Ambler, 2006).

Při ischemii v karotickém povodí je typická hemisferální léze (kontralaterální hemiparéza, hemiplegie, afázie, kontralaterální porucha čítí a zorného pole). Asi v polovině případů všech mozkových ischemií se jedná o postižení a. cerebri media, které se projevuje větším postižením horních končetin, a to především akčně a také postižením mimického svalstva. Typické je tzv. Wernicke-Mannovo držení, při kterém obraz držení těla vypadá následovně:

- horní končetina: vnitřní rotace, deprese, addukce v ramenním kloubu, flexe a pronace předloktí, flexe ruky a prstů
- dolní končetina: vnitřní rotace a extenze v kyčelním kloubu, extenze v koleni, plantární flexe a inverze nohy (Kolář *et al.*, 2009).

Příznakem postižení dominantní hemisféry je porucha symbolických funkcí (afázie). Při postižení nedominantní hemisféry se někdy vyvíjí tzv. neglect syndrom, kdy pacient nevnímá postižené končetiny a neuvědomuje si své postižení (Kolář *et al.*, 2009; Ambler, 2006). Při lézi v povodí a. cerebri anterior (pouze asi 3% případů) je výraznější postižení dolních končetin a časté psychické poruchy.

Při postižení v oblasti vertebrobasilárního povodí se mohou objevit příznaky postižení mozečku (Wallenbergův syndrom), typická je kmenová symptomatika (vertigo, zvracení, nystagmus, porucha rovnováhy, parestezie). Poruchy zraku jsou typické pro postižení a. cerebri posterior (nejčastěji kontralaterální homonymní hemianopsie).

Mozkové hemoragie vznikají nejčastěji na podkladě arteriální hypertenze, v důsledku ruptury cévní stěny některé mozkové tepny (malé perforující arterie).

Symptomatika hemoragických CMP se odvíjí od jejich velikosti a charakteru (Kolář *et al.*, 2009, Ambler, 2006). Krvácení dělíme na tříštivá (častější) a ohraničená. Tříštivá jsou způsobena rupturou cévní stěny na podkladě arteriální hypertenze, následkem bývá krvácení do bazálních ganglií a thalamu. Možnou komplikací je hematocefalus, kdy se hematom provalí do mozkových komor. U tohoto typu bývá vysoká mortalita. Ohraničená (globózní) krvácení vznikají při ruptuře cévní anomálie, postižena bývá subkortikální oblast. Prognóza je u tohoto typu krvácení příznivější. Při ruptuře aneurysmatu hlavních mozkových tepen vzniká subarachnoidální krvácení, projevující se náhle vzniklou prudkou bolestí hlavy (Kolář *et al.*, 2009).

2.2.1. Epidemiologická data CMP

Cévní mozková příhoda je jednou z nejčastějších příčin vzniku centrální parézy. Je také po ischemické chorobě srdeční druhou nejčastější příčinou úmrtí z kardiovaskulárních příčin a zároveň představuje 6% všech úmrtí v České republice. Roční incidence tohoto onemocnění u nás dosahuje okolo 400/100 000 osob (Bruthans, 2009). Pro srovnání, ve Velké Británii se toto číslo pohybuje kolem 150/100 000 osob (Stroke Association, 2013), incidence je tam tedy více než 2,5krát menší. Prevalence neboli počet lidí po prodělané cévní mozkové příhodě je v Evropě 7000/100 000 u lidí ve věku nad 75 let, v České republice se celkově prevalence odhaduje na 1900/100 000 osob. Od počátku 90. let se v České republice významně snížila úmrtnost na CMP, v průměru o 65%, zřejmě důsledkem účinnější léčby a snížení letality a zmírnění průběhu onemocnění. Ohrožení cévní mozkovou příhodou výrazně roste s věkem, prodělá ji 20% mužů a 25% žen do 85 let (Bruthans, 2009). CMP je zásadní příčinou nesoběstačnosti dospělých lidí, více než polovina přeživších je nějakým způsobem závislá na pomoci ostatních, což představuje značný medicínský, sociální i ekonomický problém. Vedle poruch hybnosti, jimiž trpí až 80% pacientů po CMP, jsou časté také poruchy čítí, afázie, zrakové obtíže, spasticita, deprese, inkontinence (Stroke Association, 2013). V 80% případů všech cévních mozkových příhod se jedná o ischemickou ataku, zbylých 20% představují hemoragické CMP. Jejich podíl je vyšší u mladší a afroamerické populace (Bruthans, 2009; Stroke Association 2013).

2.2.2. Rehabilitace po CMP z hlediska fyzioterapie

V akutním stadiu pozorujeme pseudochabou parézu, s ní související snížený svalový tonus a ztrátu svalové síly na postižených končetinách. Uplatňuje se zde především rehabilitační ošetřovatelství, v jehož rámci je třeba dbát zejména na prevenci

dekubitů, prevenci vzniku deformit pohybového aparátu, prevenci oběhových poruch, podporu aferentace jako zdroj informací pro centrální nervovou soustavu (CNS). Všechny tyto oblasti lze zajistit častým (vždy po 2-3 hodinách) a správným polohováním pacienta. Je důležité vycházet z antispastických vzorců, dále dodržovat nastavení ramenních a kyčelních kloubů do centrovaného postavení. Poloha musí být stabilní. Provádí se také dechová gymnastika, jelikož pacienti mívají v důsledku oslabených hrudních a břišních svalů narušen dechový stereotyp. V rámci cvičení jsou důležité pasivní pohyby, kdy se opět vychází z antispastického vzorce. Při aktivním cvičení se nacvičuje otáčení na lůžku na postiženou i zdravou stranu, dále nácvik mostu, tzv. bridging, jenž je důležitý v rámci přípravy vertikalizace.

V subakutním stadiu se věnujeme nácviku aktivní hybnosti, rovnováhy, vertikalizaci a ovlivňování spasticity, která se rozvíjí právě v tomto období.

O chronickém stadiu hovoříme, pokud se zafixují špatné pohybové a posturální stereotypy. V takovém případě se v rámci reedukace snažíme o jejich úpravu. Pokud je to možné, snažíme se o návrat pacienta do běžného života. Doporučuje se také ergoterapie, zvláště pokud je přítomna silná spasticita (Kolář *et al.*, 2009).

Dle britské národní klinické směrnice by se každý pacient zahrnutý do rehabilitačního procesu po CMP měl podílet na určování cílů rehabilitace, měla by mu být poskytnuta pomoc při porozumění povahy těchto cílů a procesu jejich dosahování. Cíle rehabilitace by měly:

- být smysluplné a relevantní k pacientovu stavu
- být podnětné, ale dosažitelné
- zahrnovat krátkodobé i dlouhodobé vize
- být dokumentované
- mít specifické, měřitelné výsledky
- zahrnovat členy rodiny a opatrovníky tam, kde je to vhodné.

Pacientům s CMP by dle této směrnice mělo být nabídnuto minimálně 45 minut terapie pětikrát týdně na takové úrovni, aby dosahovali stanovených cílů a po tak dlouhou dobu, dokud má pacient z terapie prospěch a je schopen se jí účastnit (Intercollegiate Stroke Working Party, 2012). V českém prostředí však takovýto postup vzhledem k vyčerpání ordinací ambulantních fyzioterapeutů není realizovatelný, při rehabilitačních klinikách bývají však zřizovány denní stacionáře pro pacienty, u nichž

se přepokládá významný užitek z intenzivní rehabilitace. Schopnosti získané při terapii by měly být začleňovány do pacientova každodenního života. Pacienti by měli být zainstruováni na domácí cvičení, které by mělo být sestaveno individuálně. Mělo by být zahrnuto cvičení na nácvik konkrétních činností. Každý pacient by měl mít přes den co nejvíce fyzické aktivity a minimalizovat čas strávený vsedě. Pacientům s omezenou mobilitou či poruchou rovnováhy by měla být poskytnuta vhodná pomůcka k chůzi (Intercollegiate Stroke Working Party, 2012).

Pokud je rehabilitační vývoj příznivý a jsou k tomu vhodné podmínky, může být pacient přeložen do domácí péče, někdy je však potřeba v různém rozsahu zajistit pečovatelskou službu. Existují také různá občanská sdružení a organizace (např. Sdružení po CMP, Afázie), jež mohou pacientovi i jeho blízkým usnadnit vyrovnávání se s novou skutečností a nabízí jim určitý program, poradenství a pomoc při znovuzачleňování se do společnosti. Rehabilitace po CMP bývá dlouhodobý proces a je nezbytné zajistit pacientům potřebnou péči nejen v době hospitalizace, nýbrž i po přesunu do domácího prostředí (Kolář *et al.*, 2009).

2.3. Anatomie a kineziologie

2.3.1. Klouby zánártní

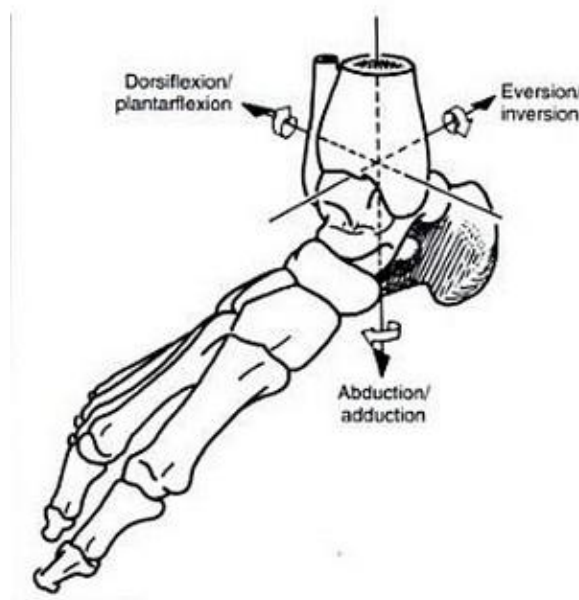
Kloub hlezenní neboli horní kloub zánártní, lat. *articulatio talocruralis*, je kloub složený, tvořený skloubením vidlice bérceových kostí tibie a fibuly s talem, kostí hlezenní. Tvarem připomíná kladkový kloub. Hlavicí kloubu je trochlea tali, s kloubními povrchy na proximální a obou laterálních plochách. Jamka kloubu je vidlice tvořená tibií s vnitřním kotníkem a fibulou s připojeným zevním kotníkem. Kloubní pouzdro se upíná po okraji kloubních ploch. Vpředu a vzadu je pouzdro slabé a volné, aby byl umožněn pohyb v kloubu. Zesílení pouzdra zajišťují postranní vazy:

- ligamentum collaterale mediale, neboli *ligamentum deltoideum*
- ligamentum collaterale laterale

Dolní kloub zánártní označuje kloubní spojení mezi talem a dalšími kostmi. Skládá se z *articulatio subtalaris*, *articulatio talocalcaneonavicularis* a *articulatio calcaneocubidea*. Tato skloubení zánártních kostí umožňují šikmé naklánění skeletu nohy vůči talu (Čihák, 2001).

2.3.1.1. Pohyby nohy

V sagitální rovině se noha pohybuje do dorzální a plantární flexe. Dorzální flexe má fyziologický rozsah 20-30° a plantární flexe 30-50°. Addukcí a abdukci nohy rozumíme její pohyb kolem vertikální osy dovnitř a ven. Supinace a pronace nohy jsou pohyby kolem podélné osy mediálně a laterálně, rozsah supinace je cca 35°, rozsah pronace cca 15°. Inverzí nohy rozumíme složený pohyb addukce a supinace nohy. Pokud se pohyb nohy děje do abdukce a zároveň pronace, hovoříme o everzi nohy (Véle, 2006). Obrázek 1 ukazuje pohyb nohy kolem tří os. Dle Bartoníčka (2004) není pohyb v talocrurálním kloubu pouze v sagitální rovině, ale vzhledem k tvaru kloubních ploch dochází při plantární flexi k současné inverzi a při dorzální flexi k současné everzi nohy.



Obrázek 1: Pohyby nohy (Nordin a Frankel, 2001)

2.3.2. Krokový cyklus chůze

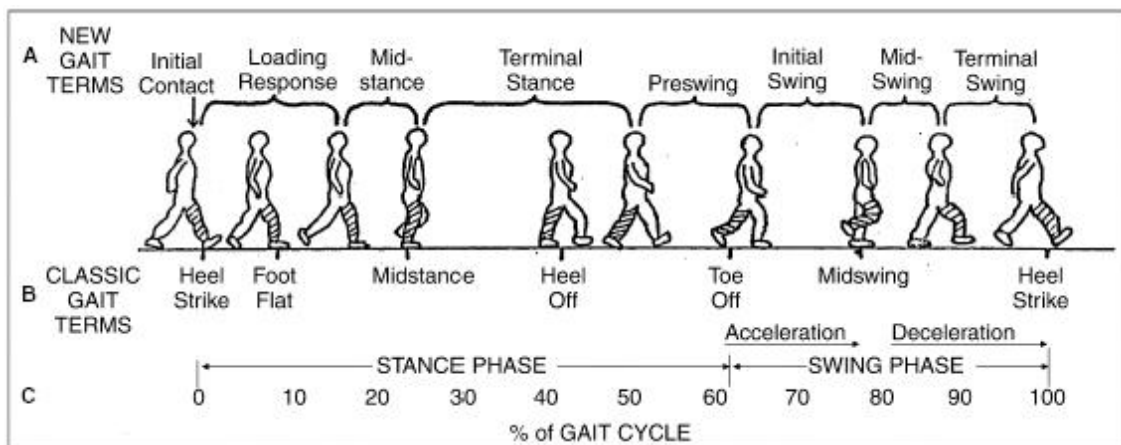
Krokový (či chůzový) cyklus je interval mezi dvěma počátečními kontakty paty jedné končetiny, při němž dochází k sekvenci pohybů. Skládá ze dvou základních částí, fáze stojné a fáze švihové. Obrázek 2 ukazuje fáze krokového cyklu.

Stojná fáze trvá od počátečního kontaktu končetiny se zemí do jejího opětovného zvednutí ze země. Fyziologicky tvoří 60% krokového cyklu. Dále se dělí na:

- 1) Iniciální kontakt – moment prvního kontaktu chodidla se zemí, fyziologicky se děje přes patu (Cuccurullo, 2004). Hlezenní kloub je v nulovém postavení či mírné dorzální flexi, kolenní kloub je v plné extenzi (Nordin a Frankel, 2001).
- 2) Fáze zatěžování – následuje po iniciálním kontaktu, trvá do odlepení opačné končetiny od země, mění se během ní zatížení chodidla, které je na konci této fáze v plném kontaktu se zemí.
- 3) Střední stoj – trvá do okamžiku, ve kterém švihová končetina mívá stojnou končetinu.
- 4) Konečný stoj – následuje poté, co kontralaterální končetina mine stojnou končetinu, trvá do momentu iniciálního kontaktu kontralaterální končetiny (Cuccurullo, 2004). Hlezenní kloub je v pasivní dorzální flexi, poté se dostává do plantární flexe (Nordin a Frankel, 2001).
- 5) Předšvih – trvá od iniciálního kontaktu kontralaterální končetiny do nadzvednutí ipsilaterální končetiny (fáze odlehčování).

Fáze švihová tvoří 40% z chůzového cyklu a označuje časový interval od nadzvednutí končetiny od země do opětovného kontaktu s podložkou. Rozděluje se na:

- 1) Počáteční švih – trvá od odlepení končetiny od země do okamžiku maximální flexe v kolenním kloubu (60-70°), švihová končetina mívá stojnou končetinu.
- 2) Střední švih – trvá do okamžiku, ve kterém se tibie dostává do vertikální polohy.
- 3) Konečný švih – trvá do momentu počátečního kontaktu končetiny se zemí, koleno se extenduje (Cuccurullo, 2004).



Obrázek 2: Fáze krokového cyklu (Cuccurullo, 2004)

2.3.3. Svaly bérce

Obrázek 3 ukazuje zapojení svalů bérce a nohy ve fázích krokového cyklu.

2.3.3.1. Svaly bérce přední a laterální skupiny

- M. tibialis anterior – začíná v proximální části tibie a přilehlé části membrana interossea cruris, sestupuje podél tibie k vnitřnímu okraji nohy a upíná se na plantární straně os cuneiforme mediale a baze 1. metatarsu. Jeho funkcí je *dorzální flexe* a *inverze* nohy.
- M. extensor digitorum longus – začíná z laterální strany vnějšího kondylu tibie, předního okraje fibuly a přilehlé části membrana interossea. Sestupuje po bérce a jeho šlacha se dělí k 2.-5. prstu. Upíná se jako dorzální aponeuróza na hřbetu nohy na distální články 2.-5. prstu. Jeho funkcí je dorzální flexe nohy a prstů.
- M. extensor hallucis longus – začíná na mediální ploše fibuly a přilehlé části membrana interossea, probíhá v hloubce a v polovině bérce se vynořuje mezi m. tibialis anterior a m. extensor digitorum longus. Šlacha probíhá po hřbetu nohy a upíná se na dorzální stranu distálního článku palce. Funkcí je dorzální flexe palce

Výše uvedené svaly patří do přední skupiny svalů bérce a jsou inervovány z n. peroneus profundus (kořenová inervace z L4 – S1) (Čihák, 2001).

- M. peroneus longus – začíná na laterální straně hlavičky fibuly a proximální laterální části fibuly, sestupuje na zevní okraj nohy a pokračuje na plantu, kde se upíná na os cuneiforme mediale a bazi 1. metatarsu. Jeho funkcí je *everze* nohy a pomocná plantární flexe a abdukce nohy.
- M. peroneus brevis – začíná na distální polovině laterální plochy fibuly, probíhá pod m. peroneus longus, dále za vnější kotník a upíná se na tuberositas ossis metatarsi quinti. Provádí *everzi* nohy a pomocnou plantární flexi a abdukci nohy.

Tyto dva svaly tvoří laterální skupinu bérce a jsou inervovány z n. peroneus superficialis (kořenová inervace z L5-S1) (Čihák, 2001).

2.3.3.2. Povrchová vrstva zadní skupiny svalů bérce

- M. triceps surae – trojhlavý lýtkový sval se skládá z musculus gastrocnemius, který je tvořen dvěma hlavami a z musculus soleus. Caput mediale a caput

laterale musculi gastrocnemii začíná na horních okrajích obou kondylů femuru. Musculus soleus začíná na hlavici fibuly a linea musculi solei tibie a oba začátky jsou spojeny v arcus tendineus musculi solei. Sval se upíná na dolní konec zadní plochy tuber calcanei. Jeho funkcí je plantární flexe v hlezenním kloubu, musculus gastrocnemius je také pomocný flexor kolenního kloubu a musculus soleus zajišťuje správné postavení bérce vůči noze.

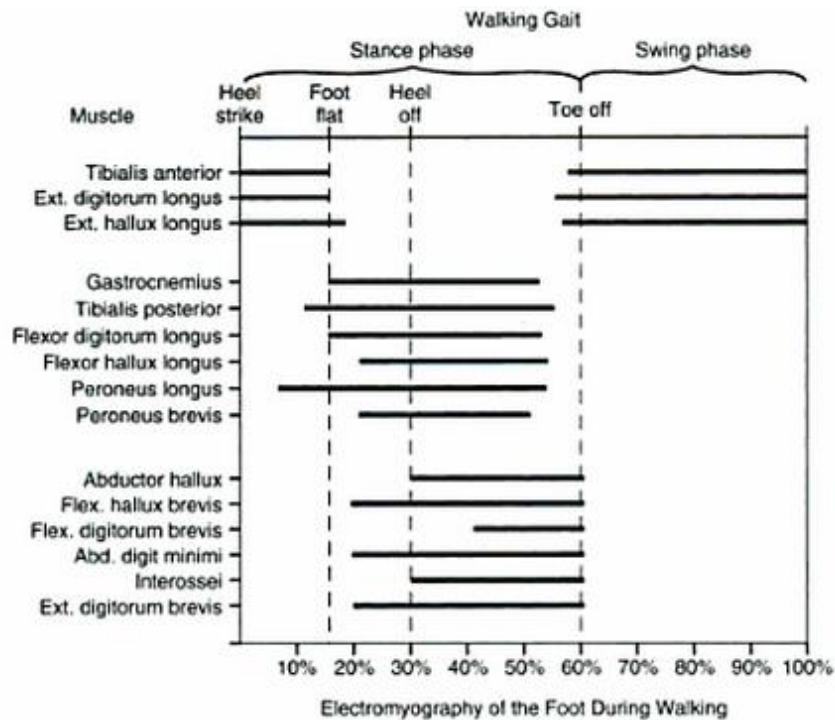
- M. plantaris – rudimentární sval vložen mezi m. gastrocnemius a soleus, upíná se spolu s Achillovou šlachou.

Inervace povrchových svalů bérce zadní skupiny je z nervus tibialis, kořenová inervace z L5-S3 (Čihák, 2001).

2.3.3.3. Hluboká vrstva zadní skupiny svalů bérce:

- M. popliteus – začíná v jamce na zevní straně laterálního epikondylu femuru a upíná se na zadní ploše proximální části tibie. Jeho funkcí je flexe kolenního kloubu a vnitřní rotace bérce při flektovaném koleni.
- M. tibialis posterior – začíná na membrana interossea cruris a přilehlých okrajích tibie a fibuly, prochází za vnitřním kotníkem a upíná se na tuberositas ossis navicularis. Provádí plantární flexi a supinaci nohy, zajišťuje podélnou klenbu nožní.
- M. flexor digitorum longus – začíná na zadní ploše tibie distálně a přilehlé membrana interossea cruris, z canalis malleolaris prochází do planty, kde se rozštěpí na čtyři šlachy, které se upínají na distální články 2.-5. prstu. Funkcí je plantární flexe nohy a prstů.
- M. flexor hallucis longus – začíná distálně na zadní ploše fibuly a přilehlé membrana interossea cruris, pod plantou se kříží se šlachou m. flexor digitorum longus, částečně s ní srůstá a upíná se na distální článek palce. Provádí plantární flexi palce.

Svaly hluboké vrstvy zadní skupiny jsou inervovány z nervus tibialis, kořenová inervace z L4-S2. Jejich funkcí je především plantární flexe nohy (Čihák, 2001).



Obrázek 3: Elektromyografie svalů bérce a nohy během chůze (Nordin & Frankel, 2001)

2.3.4. Nervus peroneus communis

Nervus peroneus communis (nebo také nervus fibularis communis) je jednou ze dvou hlavních větví odstupujících z n. ischiadicus vycházejícího z plexus sacralis. Je to nerv smíšený motorický i senzitivní. Odděluje se ve fossa poplitea a za hlavičkou fibuly se dále dělí na nervus peroneus superficialis a nervus peroneus profundus. Povrchová větev inervuje motoricky laterální skupinu svalů bérce a senzitivně dorzum nohy a dorzální stranu prstů. Hluboká větev inervuje motoricky přední skupinu svalů bérce a senzitivně kůži na dorzální straně přilehlých stran 1. a 2. prstu (Čihák, 2002).

2.4. Kotníkové ortézy (AFO)

Standardním řešením problému přepadávající špičky je kotníková ortéza (angl. ankle-foot orthosis = AFO). Kotníkové ortézy mohou být rozděleny do tří skupin: pasivní, semi-aktivní a aktivní. Pasivní ortézy nezahrnují žádnou aktivní kontrolu či elektroniku. Patří sem pevné ortézy, které pouze drží nohu v neutrálním postavení a nepovolují pohyb (viz. Příloha č. 1). I pasivní ortézy však mohou mít různé mechanické prvky jako pružiny či tlumiče, které pomáhají vést pohyb v hlezenním

kloubu při chůzi (viz Příloha č. 2). Některé mohou být opatřeny kloubovým spojem v oblasti hlezenního kloubu, který umožňuje určitou lehce odporovanou plantární flexi (viz Příloha č. 3). Semi-aktivní zařízení využívají počítačové kontroly ke střídání poddajnosti nebo tlumení kloubu. Aktivní ortézy mají připevněné zdroje napětí, regulátory pohybu v kloubu, senzory a kontrolní mechanismy (Shorter, 2011). Nutno říci, že zdaleka nejpoužívanějším typem jsou ortézy pasivní, nevyužívající žádných elektronických regulačních či kontrolních mechanismů, při dalším popisu se tedy budu věnovat převážně těmto.

Ortézy mohou být buď prefabrikované, nebo vyrobené na míru dle potřeb pacienta. Prefabrikované se využívají spíše při lehčích poruchách chůze, například pokud jsou jen oslabeny dorzální flexory. Pokud je však současně zvýšený tonus plantárních flexorů či výrazná mediolaterální instabilita v kotníku, je vhodné ortézu vyrobit na míru (NHS, 2009).

Nejběžnějším typem AFO je pevná plastová výztuž, ale ortézy mohou být vyrobeny i z kovu či směsí různých materiálů s nespočtem modifikací, například kloubovým či pantovým spojem v oblasti hlezenního kloubu. Kotníkové ortézy drží nohu v neutrálním postavení a zabezpečují tak dostatečnou dorzální flexi ve švihové fázi chůze a zlepšují mediolaterální stabilitu kotníku a kolene v časně stojné fázi. Mají však několik významných nevýhod. Typická AFO imobilizuje kotník, což může přispívat k rozvoji kontraktur a nedovoluje pacientovi využívat zbytkový aktivní pohyb v segmentu (Dunning *et al.*, 2013). Navíc nepřetržité používání ortézy paradoxně prodlužuje závislost na pomůcce a může vést k naučenému nepoužívání svalů hlezenního kloubu (Chisholm, 2012). To potenciálně omezuje budoucí znovunabytí svalové síly a funkce kloubu a podporuje atrofii (Kluding *et al.*, 2013; Dunning *et al.*, 2013). Dalšími potížemi může být vstávání ze židle, chůze naboso (většina AFO naboso nosit nelze), potíže s nákupem bot – jelikož většina AFO zabírá v botě určité místo, pacient musí koupit dva páry, jeden větší pro nohu s ortézou. A v neposlední řadě může být pomůcka špatně vyrobená, tudíž může pacienta tlačit, či naopak klouzat a její nošení může být nepohodlné.

Obtížnost v předepisování AFO spočívá v nalezení rovnováhy mezi zabezpečením maximální stability a asistence několika kloubům a zároveň minimalizací jejich omezení či deviací. Různými typy AFO se může docílit různých pozitivních efektů, například prodloužení délky kroku a zvýšení rychlosti chůze.

Biomechanický efekt ortézy bude záviset na jejích designových vlastnostech, jako jsou typy spojení, tuhost, umožněný rozsah pohybu (Chisholm, 2012). I přes to, že technologie ortéz se stále vyvíjejí, zatím neexistuje takový typ, který by umožňoval dostatečný aktivní pohyb v segmentu a zároveň pohyb omezil tam, kde je třeba.

2.5. Funkční elektrická stimulace (FES)

Elektrická stimulace je relativně široký pojem zahrnující velké množství terapeutických metod. Elektrickým proudem lze stimulovat nervy, svaly, srdce i mozek. V případě srdce mluvíme o kardiostimulátoru, stimulace mozku se provádí při extrapyramidových poruchách (např. Parkinsonova choroba), tato metoda se nazývá hluboká mozková stimulace a stimulační systém je při ní implantován přímo do mozkové kůry (Doucet, Lam a Griffin, 2012). Nervy a svaly můžeme stimulovat při poruchách periferního i centrálního nervového systému, mezi metodami stimulace je však rozdíl.

Při elektrostimulaci u centrální parézy se elektricky dráždí neporušený periferní nerv, čímž se vyvolá kontrakce jím inervovaného svalu. Protože se jedná o stimulaci nervovou a ne svalovou, motorická odpověď svalu se vybavuje na nižších frekvencích (pro přístroj WalkAide konkrétně 16 – 33 Hz). Elektrostimulace při periferních parézách využívá stimulace denervovaných svalů, aby se předešlo jejich atrofii a svaly neztratily schopnost kontrakce. Pokud elektricky stimulujeme svaly oslabené (v důsledku periferní parézy), ne však denervované, mluvíme o tzv. elektrogymnastice. Pro elektrostimulaci u periferních paréz využíváme šikmé impulzy s pomalým náběhem intenzity, jelikož zdravá svalová vlákna mají schopnost akomodace na takovéto impulzy, v důsledku čehož dochází k selektivní stimulaci pouze denervovaných svalových vláken, jež schopnost akomodace ztrácejí. V rámci elektrodiagnostiky se tvoří tzv. I/t křivka, ze které se odečítají parametry stimulace a vypočítá se akomodační kvocient. Neoptimálnější pro tuto stimulaci jsou nízkofrekvenční proudy TENS surge, přičemž šířka pulzu se volí od 100 do 500 μ s, optimální frekvence k dosažení požadované motorické odpovědi svalu je 50 Hz, intenzita je tedy nadprahově motorická (Poděbradský a Poděbradská, 2009).

Elektrická stimulace je v současnosti využívána v různých formách k navození změn v aktivitě svalů a jejich výkonu. Může být použita ke zlepšení svalové síly,

zvětšení rozsahů pohybů, zmírnění otoků, potlačení atrofie, urychlení hojení a úlevě od bolesti (Doucet, Lam a Griffin, 2012).

Funkční elektrostimulace je další možností korekce padající špičky. V tomto případě elektricky vybavený svalový stah nahrazuje stah volní (nahrazuje funkci) (Votava, 2001). Využívá se stimulace n. peroneus pomocí elektrod umístěných za hlavičkou fibuly. Podráždění nervu způsobí kontrakci anterolaterální skupiny svalů bérce a následnou dorzální flexi s everzí v hlezenním kloubu. Stimulace může také způsobit pokles aktivity plantárních flexorů v důsledku reciproční inhibice a omezit kompenzační flexi v kolenním a kyčelním kloubu. Současné systémy FES využívají patní spínač či senzor sklonu (bérce) k detekci stojné či švihové fáze chůze a dle toho spouští stimulaci. Elektrody mohou být buď uloženy na povrchu těla, nebo být implantované. Systémy s implantovanými elektrodami nabízí přesnější svalovou selektivitu a redukuje čas na přípravu, zatímco povrchové elektrody nevyžadují chirurgickou intervenci a mohou být aplikovány v časně fázi rehabilitace (Chisholm, 2012). Implantované elektrody bývají obvykle umístěny do epineuria n. peroneus. Elektrody mohou být buď perkutánní (prochází skrz kůži a jsou připojeny k externímu generátoru pulzů), nebo plně implantované a ovládané přes radiofrekvenční vlny (National Institute for Health and Clinical Excellence, 2009).

Neuromuskulární elektrická stimulace (NMES) se využívá ke stimulaci periferních nervů k aktivaci oslabených či ochrnutých svalů. Funkční elektrická stimulace je NMES prováděna za účelem vybavení specifické funkce. Její efektivní použití předpokládá intaktní periferní nervstvo, nervosvalové spoje a neporušenou svalovou tkáň.

Termín funkční elektrická stimulace představili v roce 1962 Moe a Post k popsání použití NMES k aktivaci paralyzovaných svalů v jejich přesné sekvenci a velikosti kontrakce k přesnému dosažení specifického funkčního úkolu (Sheffler a Chae, 2007).

Neuroprotézy jsou zařízení poskytující FES. Neuroprotetický efekt je vzestup funkční aktivity v důsledku používání neuroprotetického zařízení (Sheffler a Chae, 2007).

2.5.1. Fyziologie účinku

Elektrické pole vytvořené stimulačními elektrodami depolarizuje buněčné membrány neuronů. Když depolarizace dosáhne maxima, přítokem sodíkových kationtů

z extrabuněčného do intrabuněčného prostředí je vytvořen akční potenciál. Ten putuje k nervosvalové ploténce, uvolní se acetylcholin a způsobí kontrakci svalových vláken (Peckham a Knutson, 2005). Postup náboru motorických jednotek při elektricky vyvolané svalové aktivitě nebyl dosud plně objasněn (Doucet, Lam a Griffin, 2012). Během normálního volního pohybu se jako první zapojují malé motorické jednotky (typ I svalových vláken), které mají menší sílu, ale jsou více rezistentní vůči únavě. Předpokládá se, že při elektricky stimulovaném pohybu se jako první zapojují velké motorické jednotky (aktivují se již při nižších hodnotách stimulace). Avšak některé zdroje předpokládají nábor motorických jednotek náhodný a nesystematický, spíše než opačný (Dloucet, Lam a Griffin, 2012; Sheffler a Chae, 2007).

2.5.2. Indikace, kontraindikace

Přestože je peroneální stimulace vyvinuta pro pacienty s poškozením CNS, není vhodná pro všechny takovéto pacienty. Pacient musí být motivovaný k tréninku se zařízením FES, musí být schopný stoje a chůze samostatně nebo s minimální asistencí, musí mít nepoškozený periferní nervový systém. Měla by být zachována funkce proximální části dolní končetiny k podpoře udržování rovnováhy a postury při chůzi. Nesmí být přítomna těžká kontraktura plantárních flexorů. Kontraindikace k používání FES zahrnují kardiostimulátor, epilepsii, poruchu kognitivních funkcí, poškození kůže či tkáně v místě stimulace a výrazně omezený pasivní rozsah pohybu (Chisholm, 2012).

2.5.3. Historie

Již starověcí Římané využívali elektrinu z parejneků, jantaru a magnetu. Princip jejich fungování byl však objasněn až v 16. století. Co se týče elektrické stimulace, v 18. století provedl Luigi Galvani pokusy, při nichž na svalech získaných z nohou žab zpozoroval pohyb po přiložení elektrických drátů. Michael Faraday poté v roce 1831 prokázal, že elektrickým proudem se dá stimulací nervů docílit aktivního pohybu (Cambridge, 1977).

Počátky funkční elektrické stimulace tak, jak ji známe dnes, nalezneme v 60. letech 20. století, kdy Lieberson začal korigovat foot drop pomocí přenosného elektrického stimulatoru. Zařízení se skládalo ze zdroje energie upevněného v pase, elektrod na kůži, jimiž byla vedena stimulace, a z patního spínače, díky němuž byla stimulace synchronizovaná s rytmem chůze. Stimulace se zapnula, když se pata zvedla ze země, a v momentě opětovného kontaktu se zemí se ukončila (Kottink *et al.*, 2004;

Sheffler a Chae, 2007). Roku 1962 byl poprvé použit termín funkční elektrická stimulace pro elektricky vybavenou aktivitu paralyzovaných svalů s cílem dosáhnout specifické funkce (Sheffler a Chae, 2007). V roce 1971 Kralj se svými spolupracovníky vyvinul první tříkanálový stimulátor stimulující tři svalové skupiny. Stimulace mohla být přednastavená a byla spouštěna signálem z patního spínače. Systém byl však příliš velký a komplikovaný pro domácí použití, pacienti tedy docházeli ambulantně a stimulace byla prováděna fyzioterapeutem. V roce 1973 byl proveden úspěšný pokus vertikalizace paraplegika do stoje pomocí elektrické stimulace (Vodovnik a Grobelnik, 1977). Od té doby se zařízení FES vyvinula v přenosnější a flexibilnější.

2.5.4. Parametry elektrostimulace

Elektrická stimulace probíhá ve formě vlnových pulzů elektrického proudu, přičemž se využívá střídavý elektrický proud. Zapojení elektrod může být buď monopolární, nebo bipolární. Při monopolárním zapojení se aktivní elektroda (většinou ta menší) umístí přes periferní nerv a indifferntní nebo zpětná elektroda je umístěna přes méně excitabilní tkáň (šlacha, fascie). V multikanálovém monopolárním systému je jedna aktivní elektroda a několik indifferntních. Při bipolárním zapojení je aktivní elektroda umístěna také přes periferní nerv a indifferntní elektroda se nachází v blízkosti té aktivní. V multikanálovém bipolárním zapojení je pro každou aktivní elektrodu jedna indifferntní, což umožňuje větší selektivitu oblasti svalové aktivity. Síla kontrakce je určována frekvencí, amplitudou a šířkou pulzů (Peckham a Knutson, 2005).

Frekvence – nám říká, kolik pulzů se vyprodukuje za vteřinu stimulace a udává se v herzích. Obecně se používané frekvence liší v závislosti na požadované odezvě. Neuromuskulární stimulace je typicky vybavována na frekvencích okolo 20-50 Hz, aby působila kontrakci stimulovaných svalů. Vyšší frekvence jsou také pohodlnější, pacient stimulaci vnímá jako jemné brnění, kdežto při nižších frekvencích je stimulace pocíťována spíše jako poklepávání, jednotlivé pulzy jsou více rozeznávány (Doucet, Lam a Griffin, 2012).

Šířka pulzu – je časový interval jednoho pulzu. V bifázických pulzech (kombinace pozitivní a negativní fáze) zahrnuje trvání pulzu obě jeho fáze. Delší trvání pulzu umožní jeho průchod hlouběji do podkožních tkání, takže při snaze o ovlivnění

spodních vrstev je vhodné využít širší pulzy. Dále může být šířka pulzu zvýšena k potenciálnímu náboru více svalových vláken při nástupu únavy.

Pracovní cyklus – udává poměrné rozložení on a off fáze stimulace (např. 1:3 on/off).

Intenzita proudu – značí sílu proudu, kterým je prováděna stimulace, udává se v miliampérech (mA). Vyšší intenzity mohou podpořit zvýšení síly kontrakce (Doucet, Lam a Griffin, 2012).

2.5.5. Uložení elektrod

Povrchově uložené elektrody jsou umístěny na kůži přes nerv či sval, jejich výhodou je, že nevyžadují invazivní přístup a jsou vhodné k ambulantnímu používání. Nevýhodou může být poměrně obtížné přesné umístění elektrod k dosažení ideálního účinku. Další nevýhodou může být obtížný přístup k hlouběji uloženým svalům. Perkutánně uložené elektrody jsou umístovány do jednotlivých svalů podkožní jehlou. Umožňují aktivaci i hlubokých svalů a přesnější kontrakci, dává se jim proto přednost, je-li specifická stimulace nejdůležitějším požadavkem. Na rozdíl od povrchových elektrod zde nehrozí neúmyslné zapojení okolních svalů. Takto mohou elektrody zůstat uložené obvykle 3 měsíce, může se však objevit podráždění kůže, zlomení elektrod, či infekce. Poslední možností jsou plně implantované systémy, kdy se do těla vloží kromě elektrod i stimulátor, který je pak radiofrekvenčně ovládán externí kontrolní jednotkou. Elektrody mohou být implantované na sval či do něj; vedle či okolo nervu. Umožňují vysokou specifitu stimulace, jsou vhodné k dlouhodobému používání, opět ale hrozí riziko infekce. Další výhodou je estetický efekt – nejsou potřeba žádné dráty ani zařízení nošená na povrchu těla (Doucet, Lam a Griffin, 2012; Sheffler a Chae, 2007).

2.5.6. Variace elektrické stimulace

Jiným typem transkutánní (povrchové) stimulace je elektromyograficky (EMG) spouštěná elektrická stimulace. Využívá se tehdy, je-li potřeba, aby si pacient osvojil a naučil se specifický funkční pohyb. Svalová aktivita je monitorována pomocí EMG elektrod, a když signál z EMG dosáhne určité hranice (kterou obvykle nastavuje terapeut), spustí se elektrická simulace, jež pomůže pacientovi dokončit pohyb. Stimulaci zde tedy předchází volní pohyb (Doucet, Lam a Griffin, 2012).

Cyklická neuromuskulární stimulace aktivuje paretické svaly v nastaveném pracovním cyklu po určitou nastavenou dobu. Pacient je přitom jen pasivním

účastníkem. Nevyžaduje se žádná aktivita ve formě iniciace svalové kontrakce, ani interpretace aferentních signálů, ani funkčnost pohybů (Sheffler a Chae, 2007).

2.5.7. Stimulační systémy na trhu

Pro peroneální stimulaci jsou ke korekci foot dropu v současnosti na trhu (zahraničním) tyto systémy:

WalkAide – bateriový jednokanálový elektrický stimulátor. Skládá se z řídicí jednotky, manžety a vodiče k elektrodám. Využívá asymetrické bifázické pulzy o šířce 25-300 μ s. Podnětem pro spuštění stimulace je náklon nebo čidlo chodidla (Innovative Neurotronics, 2010).

STIMuSTEP – dvoukanálový stimulátor s implantovanými elektrodami. Externí komponenty tvoří ovladač připevněný povrchově v místě implantovaných elektrod, dále patní spínač napojený na ovladač, manžeta, kterou je ovladač připevněn ke končetině a nabíječka baterie (Finetech Medical Ltd., ©2008).

Bioness L300 – stimulátor velmi podobný stimulátoru WalkAide. Skládá se z upevňující manžety, řídicí jednotky a patního senzoru, detekujícího fázi kroku (Bioness Inc., ©2014a).

Bioness L300 Plus – poskytuje asistenci i při flexi/ extenzi kolenního kloubu stimulací stehenních svalů. Obsahuje navíc stehenní manžetu (Bioness Inc., ©2014b).

ActiGait – stimulátor s implantovanou přijímací jednotkou do oblasti stehna a čtyřkanálovou manžetovou elektrodou obklopující n. peroneus. Externími komponentami jsou řídicí jednotka upevněná v pase, anténa připevněná na kůži v místě implantované přijímací jednotky, a patní senzor (Otto Bock Healthcare Products GmbH, ©2014).

Odstock Dropped Foot Stimulator (ODFS) – jednokanálový stimulátor s patním senzorem a elektrodami povrchově uloženými přes n.peroneus.

Odstock Two Channel Stimulator – dvoukanálový stimulátor umožňující stimulaci dvou svalových skupin, např. při oboustranném foot dropu, při současném oslabení hamstringů, quadricepsu, apod (Odstock Medical, 2006).

2.5.8. Používání v zahraničí a v ČR

O četnosti používání FES ke korekci foot dropu se moc nepíše. Několik zahraničních článků se zmiňuje o nepřilísném využívání a předepisování systémů FES. Jako důvody udávají problémy s umístěním elektrod, nedostatečná kontrola medio-laterální stability, absence technického zabezpečení, dostupnost na míru vyráběných kotníkových ortéz (AFO) (Sheffler a Chae, 2007), rychlá svalová únava, vynaložené fyzické úsilí a v neposlední řadě cena (Chisholm, 2012).

V České republice se v 80. letech běžně využíval elektrostimulátor Tesla LSN 105, který se však koncem 80. let přestal vyrábět a od té doby se u nás elektrostimulace při terapii foot dropu příliš nevyužívá (Votava, 2001). Hlavním důvodem bude pravděpodobně vysoká cena stimulátoru. U přístroje WalkAide, což je také v současnosti jediný neurostimulátor svého druhu používaný v ČR, je cena cca 120 000,- Kč pro domácí používání pacientem a cca 180 000,- Kč pro klinické ambulantní využití v rehabilitačních zařízeních (Faltýnková, 2013). Je možné, že časem se přístroj zařadí do číselníků zdravotních pojišťoven, v současné době tomu tak však není a mnoho lidí tedy na tento stimulátor finančně nedosáhne. V USA je cena WalkAide v přepočtu přibližně 90 000,- Kč (*Back on your feet*, 2009).

2.5.9. Účinky FES

Funkční elektrická stimulace může mít několik účinků, které můžeme hodnotit. Zprvė efekt ortotický, který se dostaví po zapnutí přístroje, a zadruhé efekt terapeutický, který pozorujeme, když je přístroj vypnutý (Dunning *et al.*, 2013). Jinak řečeno, ortotický účinek je daný tím, že přístroj se chová jako ortéza, nahrazuje konkrétní funkci. Za terapeutický účinek považujeme to, jestliže došlo k obnově funkce, která přetrvává i pokud není zařízení používáno (Roche, Laighin a Coote, 2009). Terapeutický efekt můžeme charakterizovat jako efekt získaný dlouhodobým používáním elektrostimulátoru (Kottink *et al.*, 2004). Jako efekt kombinovaný označujeme rozdíl mezi hodnotami naměřenými před začátkem terapie bez přístroje a na konci terapie (dlouhodobé) s přístrojem (Evrart *et al.*, 2013).

Aplikace FES systémů ke korekci foot dropu vykazuje pozitivní ortotický efekt na mnoho parametrů chůze, například zvyšuje rychlost chůze, zlepšuje symetrii a redukuje výdej energie (Chisholm, 2012; Stein *et al.*, 2010). U pacientů v chronické fázi po CMP bylo zpozorováno okamžité zlepšení dorzální flexe ve švihové fázi chůze

při použití povrchového FES systému. FES zvyšuje svalovou sílu, snižuje hypertonus, zlepšuje efektivní využití energie proximálních svalů dolní končetiny, asistuje při motorickém znovuúčení. Aktivní svalová kontrakce způsobená elektrostimulací může pravděpodobně vyvolat změny na centrální i periferní úrovni aferentními zpětnými drahami pro motorické znovu naučení. Zjištění ze studií zkoumajících FES horní končetiny ukazují, že FES může hrát důležitou roli ve stimulování kortikálních sensorických oblastí, vylepšováním kortikální hyperexcitability a reorganizace ke zlepšení motorické funkce (Chisholm, 2012).

V roce 2012 byl uskutečněn projekt Funkční chůze: standardní léčba versus terapie elektrickou stimulací (FASTEST), který měl za úkol porovnat účinnost AFO a FES. Účastníci (počet byl 197, jednalo se tedy o dosud největší studii tohoto typu) byli náhodně rozděleni do dvou skupin, z nichž jedna používala po 30 týdnů neurostimulátor Ness L300 a druhá po stejnou dobu používala AFO. Po 30 týdnech měla kontrolní skupina (s AFO) vyměnit zařízení a začít používat FES po dalších 12 týdnů. Skupina, která používala od začátku FES, zařízení neměnila a používala ho dál rovněž po dalších 12 týdnů. V současné době jsou známy výsledky naměřené po třicetitýdenním používání. Bylo zjištěno významné zlepšení u obou skupin v rychlosti přirozené i rychlé chůze. Nicméně nenastaly žádné výrazné rozdíly v rychlosti chůze mezi skupinami. Sekundární hodnoty (funkční mobilita, chůzová výdrž, stabilita, a další) byly také značně zlepšené, ačkoliv opět nebyl zaznamenán významný meziskupinový rozdíl. Uživatelská spokojenost byla však výrazně vyšší ve skupině s FES (Kluding *et al.*, 2013).

Kesarová *et al.* (2009a) porovnávali stimulaci pouze dorzálních flexorů se stimulací dorzálních i plantárních flexorů. Zjištěním bylo, že při stimulaci obou se společně se zlepšenou dorzální flexí zvětšila také flexe v kolenním kloubu ve švihové fázi chůze a zároveň rozsah plantární flexe v konečné stojné fázi. Rozsah dorzální flexe byl však větší při stimulaci pouze dorzálních flexorů.

Studie Lindquistové *et al.* (2007) zkoumající účinek kombinovaného použití FES a treadmillu s podporou tělesné váhy (BWS - z angl. *body weight support*) došla k závěru, že toto použití vede ke zlepšení motorické obnovy a zlepšuje chůzový vzorec z hlediska délky kroku, rytmu chůze, symetrie délky cyklu u obou končetin a rychlosti chůze. Terapie byla prováděna třikrát týdně 45 minut po dobu devíti týdnů a byla rozdělena do tří fází, z nichž každá trvala tři týdny. V první fázi byla chůze trénována

pomocí treadmillu s částečnou podporou tělesné váhy, v druhé fázi byla tato terapie kombinována s použitím FES a ve třetí fázi se využíval opět pouze treadmill s BWS. Měření bylo provedeno před započítáním terapie a pak po každém 3. týdnu. Největšího efektu ve všech měřených hodnotách bylo dosaženo po fázi kombinace s FES (symetrie délky cyklu se zvýšila z 84,69% na 94,26%, průměrná rychlost chůze vzrostla z 0,44 m/s na 0,53 m/s, čímž se zvýšil i rytmus chůze v průměru z 53,71 na 57,75 kroků za minutu). V ostatních fázích k takto výrazným změnám nedošlo, což naznačuje, že při tréninku chůze na treadmillu u pacientů po CMP s přetrvávajícím foot dropem je kombinace s využitím FES vhodnou volbou terapie.

Kottinková *et al.* (2004) ve své rešerši uvádí pozitivní ortotický efekt FES na rychlost chůze, která se napříč studii zvýšila v průměru o 38% (0,13 m/s) a dále pozitivní vliv na snížení indexu fyziologických nákladů (PCI - z angl. *physiological cost index*). Zmiňuje i terapeutický efekt pozorovaný u některých studií, nebyl však konzistentní a není dostatečně podepřen přesvědčivou evidencí (2004).

Shefflerová *et al.* (2006) porovnávali účinnost transkutánního jednonábového peroneálního stimulatoru (ODFS) s účinností AFO u pacientů v chronické fázi po CMP. Zúčastnilo se 14 pacientů, kteří podstoupili trénink chůze za těchto okolností: 1) s ODFS, 2) s AFO – pacientů vlastní, dříve předepsaná, 3) s žádným zařízením. Každý účastník byl hodnocen pomocí modifikovaného Emoryho profilu funkční chůze a následného dotazování k získání zpětné vazby a preferencí ohledně zařízení. Hodnocení, trénování a testování probíhalo po 2 dny. Mezi měřeními byla pauza 1,5h, aby došlo k minimalizování přetrvávajícího efektu FES a únavy. Jako první se měřilo bez zařízení, další pořadí bylo náhodné pro každého pacienta. Jak dlouho probíhal trénink, není uvedeno. Funkční chůze s AFO byla výrazně zlepšena v porovnání s chůzí bez zařízení, a to při chůzi: po podlaze, po koberci a při Timed Up And Go testu. U chůze s ODFS v porovnání s chůzí bez zařízení došlo k výraznému zlepšení při chůzi po koberci. V porovnání AFO a ODFS výrazné rozdíly nebyly. Pacienti měli relativně málo času na sžití se s ODFS, což může vysvětlit horší výsledky v Timed Up And Go testu – pacienti se zvednutím ze židle chvíli váhali, byli zaskočeni náhlým senzitivním vjemem. Naopak AFO každý z nich používal téměř pořád, byli na ni zvyklí. Dle dotazování by si většina pacientů vybrala ODFS. Z výsledků vyplývá, že v porovnání s chůzí bez zařízení mohou být výsledky zlepšení chůze s AFO i ODFS srovnatelné.

Terapeutický efekt pozoroval již Lieberson, když zjistil, že v několika případech po určité době tréninku s peroneálním stimulatorem pacienti dokáží provést dorzální flexi samostatně (Chae, Sheffler a Knutson, 2008). Vývoj vědy a klinické studie zkoumající neuroplasticitu mozku vidí jako důležitou úlohu trénink opakovaného aktivního pohybu (Chae, Sheffler a Knutson, 2008). Je předpokládáno, že opakovaný pohyb facilite kortikální reorganizaci a využití ipsilaterálních nezkřížených drah pyramidového traktu (Rushton, 2003). Jestliže cíleně orientovaná opakovaná pohybová terapie facilite proces motorické obnovy, pak může cíleně orientovaná opakovaná terapie zprostředkovaná elektrickou stimulací tento proces facilitovat také. Elektrická stimulace periferního nervu či motorických bodů je tudíž spojována s průvodními fyziologickými změnami v mozku včetně aktivace primární sensorické a motorické oblasti, redukce intrakortikální inhibice a zvýšené amplitudy evokovaných potenciálů. Experimentální i teoretické poznatky nasvědčují tomu, že nezbytné prerekvizity pro motorickou obnovu zprostředkovanou elektrickou stimulací zahrnují četné opakování, novost aktivity a současnou volní práci (Chae, Sheffler a Knutson, 2008). Motorická obnova je definována jako „*obnova dříve nabytých motorických schopností, ztracených v důsledku lokalizovaného poškození centrálního nervového systému*“ (Lee a Van Donkelaar, 1995).

Everaert *et al.* (2010) zjišťovali vliv dlouhodobého používání foot drop stimulatoru na reziduální kortikospinální spoje. Výsledkem studie bylo, že u pacientů s neprogresivní formou motorického postižení (z toho většina po CMP), došlo ke zvětšení maximální volní kontrakce o 48% a ke zvýšení rychlosti chůze o 24% (bez zapnutého stimulatoru). Zjištění nasvědčují tomu, že pravidelné používání foot drop stimulatoru může posilovat aktivaci motorických korových oblastí a jejich zbytkové spoje s míchou.

Podobná studie Steina *et al.* (2010) se zabývala porovnáváním ortotických a terapeutických efektů u skupin pacientů s progresivní a neprogresivní formou motorického postižení. Účastníci používali stimulator WalkAide po dobu 3-12 měsíců. Po 3 měsících používání byl u obou skupin zaznamenán výrazný ortotický i terapeutický efekt na rychlost chůze. Index fyziologických nákladů vykazoval klesající tendenci. Po 11 měsících se terapeutický efekt mezi skupinami značně lišil. Zatímco u skupiny s neprogresivní poruchou bylo zlepšení v rychlosti chůze o 28%, u skupiny s progresivní poruchou bylo toto zlepšení o 7,9%. PCI klesl o 18,2%, resp. o 6,5% u skupiny s neprogresivní, resp. s progresivní poruchou. Výsledky ukazují, že

u pacientů s neprogresivní poruchou se terapeutický účinek zvyšoval po celých 11 měsících, u pacientů s progresivní poruchou pouze po 3 měsíce používání FES. Vzhledem k tomu, že WalkAide lze používat jak se senzorem náklonu, tak s patním senzorem, zkoumali autoři také preference pacientů. Všichni účastníci kromě jednoho používali senzor náklonu.

Další studie Everaerta *et al.* (2013) porovnávala změny v chůzi při používání stimulatoru WalkAide a kotníkové ortézy. Bylo vybráno 93 účastníků nejdéle 12 měsíců po iktu, kteří byli náhodně rozděleni do tří skupin. Terapie probíhala 12 týdnů. První skupina používala 6 týdnů WalkAide a následujících 6 týdnů AFO. Druhá skupina měla postup opačný a třetí skupina používala AFO celých 12 týdnů. Primárními výstupními hodnotami byla rychlost chůze a index fyziologických nákladů v testu Figure-of-8 (při tomto testu se hodnotí chůze v rovině, obousměrné otáčení a výdrž), sekundárními potom rychlost chůze na 10 metrů, vnímaná bezpečnost při jeho provádění, hybnost obecně a subjektivní preference zařízení. Testování probíhala vždy s přístrojem (zapnutým) i bez přístroje – nejprve na začátku a poté po 3., 6., 9. a 12. týdnu. V případě první a druhé skupiny proběhlo testování navíc po 6 týdnech jeden den po výměně zařízení. Po používání WalkAide i AFO byly zaznamenány významné ortotické, terapeutické a kombinované účinky na rychlost chůze. V případě AFO byl zaznamenán výrazný ortotický efekt na PCI. Na rychlost chůze byl terapeutický účinek vyšší po používání WalkAide, ortotický účinek byl vyšší u AFO; tyto rozdíly však nebyly příliš markantní. Kombinované účinky se mezi zařízeními výrazně nelišily. Bezpečnost při chůzi byla vnímána stejně s oběma zařízeními (hodnoceno na konci 6. a 12. týdne, po přechodu z AFO na WalkAide se účastníci cítili při chůzi méně jistě). Z 64 pacientů, kteří byli v první či druhé skupině, by si jich 45 (70%) vybralo WalkAide. Z výsledků vyplývá, že obě zařízení poskytla podobný funkční užitek, více lidí však upřednostnilo stimulator před ortézou.

Sabut *et al.* (2011) provedli studii, jejíž cílem bylo zhodnotit a porovnat efekty terapie FES na schopnost chůze, spasticitu lýtkových svalů a motorickou obnovu dolní končetiny u pacientů v subakutní a chronické fázi po CMP. Dvacet účastníků bylo rozděleno do dvou skupin, obě podstoupily konvenční fyzioterapii v kombinaci s terapií FES. Terapie probíhala po 12 týdnů, 5 dní v týdnu, a to vždy 15-30 minut funkční elektrická stimulace při chůzi a 60 minut běžné fyzioterapie a ergoterapie. Konvenční fyzioterapie sestávala z mobilizací kloubů, cvičení ke zvětšení rozsahů pohybů (ROM - z angl. *range of motion*), facilitace svalů a jejich posilování, terapie spasticity,

opakovaného funkčního tréninku specifických úkonů a motorické kontroly, tréninku běžných denních aktivit (ADL - z angl. *activities of daily living*) a stability. Po ukončení terapeutického programu byl u subakutních pacientů zaznamenán nárůst rychlosti chůze z průměrných 0,32 m/s na průměrných 0,42 m/s (tedy 31,3%) a u chronických pacientů z průměrných 0,42 m/s na průměrných 0,50 m/s (19,1%). Index fyziologických nákladů se snížil o 66,7%, resp. 46,4%, u subakutních, resp. chronických pacientů. Zlepšení bylo zaznamenáno i u parametrů chůze, jako: rytmus, délka kroku, spasticita lýtkových svalů, ROM v hlezenním kloubu a motorická obnova dolní končetiny hodnocená pomocí Fugl-Meyer skóre (zlepšení u obou skupin, avšak výraznější u subakutní). Výsledkem je, že časná a intenzivní intervence terapií FES v kombinaci s konvenční fyzioterapií může výrazně zlepšit schopnosti chůze a přispět k obnově motorických funkcí dolní končetiny u pacientů po CMP.

Jiná Sabutova studie měla za cíl zhodnotit terapeutický účinek FES na spasticitu plantárních flexorů, sílu dorzálních flexorů, aktivní ROM dorzální flexe a motorickou obnovu dolní končetiny u pacientů po CMP. Zúčastnilo se 51 pacientů, kteří byli rozděleni do 2 skupin. První skupina podstoupila terapii FES spolu s běžnou fyzioterapií, druhá skupina pouze fyzioterapii. Terapie probíhala opět 12 týdnů, 5x týdně 1 hodinu. Po ukončení terapie bylo provedeno měření, kterým bylo zjištěno, že svalová síla dorzálních flexorů se u pacientů ve výzkumné skupině zvětšila o 68,7%, zatímco ve skupině podstupující pouze běžnou fyzioterapii nastalo zlepšení o 21,2% (měřeno pomocí manuálního svalového testu); spasticita, měřená dle modifikované Ashworthovy škály, se snížila o 38,3 % (o 27,8% u druhé skupiny), aktivní ROM do dorziflexe se zvětšil o 47,1% (resp. o 24,2%) a pasivní o 35,1% (resp. o 7,9%). Skóre dle Fugl-Mayer testu se zlepšilo o 29,1% u skupiny s FES a o 11,6% u druhé skupiny. Výsledky ukazují, že začlenění FES do programu konvenční rehabilitace (fyzioterapie) pozitivně ovlivňuje spasticitu, pohyblivost kloubu, svalovou sílu a podporuje funkční obnovu postižené končetiny (Sabut, 2011).

Van Swigchem *et al.* (2012) zjišťovali, zda používání FES má lepší výsledky než AFO na výhýbání se překážkám. Účastníky bylo 24 lidí, kteří prodělali CMP nejdříve před 6 měsíci před započítáním studie, a kteří pravidelně používali plastovou AFO. Místo ní v rámci studie po 8 týdnů používali FES. Po 2 týdny se účastníci adaptovali na chůzi s FES, během nich nosili přístroj nejdéle 6 hodin denně. V dalších 6 týdnech nosili stimulátor po celý den, vždy si ale na jednu hodinu nasadili AFO, aby nedošlo k odvyknutí od ortézy. Měření byla provedena po 2 a 8 týdnech používání.

Zatímco pacienti chodili po treadmillu, bylo jim před postiženou končetinu náhodně pokládáno celkem 30 překážek. Úkolem účastníků bylo krok buď zkrátit nebo prodloužit tak, aby se překážce úspěšně vyhnuli. Měření byla pro porovnání prováděna s FES i s AFO. Úspěšnost byla vyšší při chůzi s FES, zlepšení se výrazněji projevilo u pacientů s relativně nízkou svalovou silou. Dle výsledků se tedy FES zdá být účinnější při nacvičování vyhýbání se překážkám, jako zvláště prospěšná se ukázala být u lidí se relativně nízkou silou dorzálních flexorů.

Studie Kesarové *et al.* (2009b) využívala při funkční elektrické stimulaci průběh variabilních frekvencí, místo standardně využívaného průběhu konstantní frekvence. Cílem bylo porovnat okamžité změny v hybnosti hlezenního kloubu ve švihové fázi chůze při funkční elektrické stimulaci s průběhem variabilní versus konstantní frekvence. Stimulační vzorec CFTs, neboli *constant frequency trains* označuje průběh stimulace, která sestává z konstantních pulzů oddělených stále stejnou pauzou. Vzorec *variable frequency trains* (VFTs) sestává ze shluku 2-4 vysokofrekvenčních pulzů. S třinácti účastníky byly provedeny 3 typy měření: bez FES, s FES – CFTs, s FES – VFTs. Při stimulaci CFTs byla nastavena frekvence 30 Hz, stimulace VFTs začínala shlukem 3 pulzů o frekvenci 200 Hz následovanými stimulací o parametrech CFTs. Testování bylo prováděno jako zkoušky chůze dlouhé 20-40 vteřin, následované 5-10min dlouhými pauzami. Výsledky ukázaly, že významně větší dorzální flexe ve švihové fázi bylo dosaženo stimulací o průběhu VFTs, současně s významně redukovanou plantární flexí při iniciálním kontaktu na počátku stojné fáze.

Wilkieová *et al.* (2012) provedli kvalitativní studii zkoumající subjektivně vnímaný užitek, který pacientům přineslo používání FES (ODFS stimulator). Výzkum byl uskutečněn formou semistrukturovaných rozhovorů, které byly posléze analyzovány. Dotázáno bylo 13 pacientů průměrně necelých 5 let po iktu, používajících FES v průměru necelých 2,5 roku a 9 opatrovníků, pečujících o některé z těchto pacientů. Respondenti nejčastěji vypovídali, že chůze s FES je mnohem lepší, zlepšila se jak schopnost chůze, tak její kvalita, pacienti přestali potřebovat kompenzační pomůcky jako hole, apod. Dále pacienti i pečovatelé uvedli, že FES výrazně přispěla k návratu pacientů k předchozím aktivitám, životnímu stylu a návratu do společnosti a zaměstnání. Tím, že pacienti získali větší nezávislost, také odpadly určité povinnosti a odpovědnost pečovatelům. Obě skupiny také kromě fyzického zlepšení zaznamenaly psychický přínos – pacienti se cítili více sebevědomí a zlepšila se jim nálada. Někteří pacienti potřebovali pomoci s nastavením stimulatoru, problémy s umístěním

elektrod uváděli jak pacienti, tak pečovatelé. Po použití FES někteří pacienti zaznamenali vyrážky či porušení kůže a někteří vyjádřili obavy z cestování se stimulátorem. I přes zaznamenaná negativa, která pacienti i pečovatelé zaznamenali, však v obou skupinách na používání FES převažoval pozitivní názor.

2.5.9.1. Vícekanálové stimulační

Vzhledem k tomu, že u hemiparetiků nebývá porucha funkce hlezenního kloubu jediným problémem, některé studie zkoumaly účinek vícekanálových elektrostimulací, tedy stimulací ovlivňujících několik svalových skupin. Po tréninku s šestikanálovým neuroprotetickým povrchovým systémem byla zjištěna významná zlepšení v kvalitativních i kvantitativních parametrech chůze. Systém zabezpečoval dorzální flexi s everzí a plantární flexi v hlezenním kloubu, flexi a extenzi v kolenním kloubu a extenzi a abdukci v kyčelním kloubu (Doucet, Lam a Griffin, 2012). V další studii, která poskytla podobné výsledky, byla motorická obnova natolik úspěšná, že všichni pacienti byli po tréninku se stimulátorem schopni nácviku chůze bez neuroprotézy. Studie, která hodnotila účinek multikanálové stimulační oproti konvenční terapii, zaznamenala výrazné zlepšení výkonnosti a motorické funkce, co se chůze týče, oproti skupině léčené konvenční terapií (Doucet, Lam a Griffin, 2012).

2.5.9.2. Kombinace FES s aplikací botulotoxinu

Studie Johnsonové *et al.* (2002) se zabývala účinkem kombinace aplikace botulotoxinu (BTX) typu A a FES v porovnání s běžnou fyzioterapií ke korekci foot dropu. Dvacet účastníků, kteří prodělali CMP před méně než jedním rokem, bylo rozděleno do dvou skupin. Pacientům ve výzkumné skupině bylo injekčně aplikováno jednorázově 200 jednotek Dysportu do mediální a laterální hlavy m. gastrocnemius a 400 jednotek do m. tibialis posterior. Po aplikaci následovalo denní používání FES po dobu 16 týdnů. Obě skupiny zároveň absolvovaly po celou dobu běžnou fyzioterapii 2-3x týdně (doba trvání jedné terapie není specifikována). Primárními výstupními hodnotami byla rychlost chůze a index fyziologických nákladů. Rychlost chůze se za 12 týdnů zvýšila u obou skupin, více však u výzkumné skupiny. Výsledkem je tedy průkaz doplňkového prospěšného efektu aplikace BTX. Bylo by však potřeba realizovat širší výzkum, vzhledem k relativně malému vzorku.

Jiná studie porovnávala efekt aplikace nízkých dávek botulotoxinu (100 jednotek do m. tibialis posterior) následované krátkodobou terapií funkční elektrickou stimulací s aplikací vysokých dávek BTX (400 jednotek celkem do m. tibialis posterior, m. soleus, m. gastrocnemius medialis et lateralis). Aplikace proběhla jednorázově a pacienti v první skupině absolvovali FES po 3 dny po injekcích (terapie 6x denně, 30 min). Měřili se výsledky (např. aktivní a pasivní ROM v hlezenním kloubu, modifikovaná Ashworthova škála, desetimetrový test chůze) před započítáním terapie a po 2, 4, 8, 12 týdnech. Žádné výrazné rozdíly mezi skupinami nebyly zaznamenány. Vzhledem k tomu, že botulotoxinová léčba spasticity je relativně nákladnou záležitostí odvíjející se od aplikované dávky, bylo by dle výsledků této přípravné studie možné nahradit vysoké dávky nižšími doplněnými elektrickou stimulací. Opět je zde však problém malého vzorku, zúčastněných pacientů bylo 12 (Bayram *et al.*, 2006).

2.5.9.3. Implantované stimulatory

Kottinková *et al.* (2008) uskutečnili výzkum k posouzení terapeutického účinku implantovaného dvoukanálového peroneálního neurostimulátoru. Výzkumná skupina o 14 účastnících obdržela implantabilní stimulační systémy s externím vysílačem impulzů. Jedna elektroda byla implantována pod epineurium n. peroneus superficialis a druhá pod epineurium n. peroneus profundus. Kontrolní skupina, ve které bylo 15 účastníků, pokračovala v používání svých běžných pomůcek k chůzi (tzn. AFO, případně i vycházková hůl). Jako primární výstupní hodnoty byly zvoleny rychlost chůze a maximální efektivní hodnota (byla měřena maximální volní kontrakce) m. tibialis anterior (s pokrčenými i nataženými koleny). Po 26 týdnech používání implantovaného stimulátoru nebyl zaznamenán statisticky významný terapeutický účinek na rychlost chůze, zvýšila se však maximální volní kontrakce svalů m. tibialis anterior a mm. gastrocnemii.

Případová studie Webera *et al.* (2004) testovala proveditelnost a účinnost použití injektovaných mikrostimulátorů (BIONs), jakožto funkční elektrickou stimulaci ke korekci foot dropu. V porovnání s povrchovou stimulací n. peroneus poskytuje mikrostimulace větší selektivitu aktivace svalů. Například stimulace m. tibialis anterior a m. extensor digitorum longus produkuje dostatečnou dorzální flexi bez přehnané inverze či everze (tzv. vyváženou flexi). Účinnost byla dosažena za použití analýzy třídimenzionálního pohybu v hlezenním kloubu a trajektorie nohy během chůze se stimulací a bez ní. V porovnání účinků mikrostimulátorů s povrchovou FES na index

fyziologických nákladů a rychlost chůze byly lepší výsledky po terapii povrchovou FES, nedosáhly však statistické významnosti, tudíž lze říci, že výsledky obou zařízení jsou srovnatelné a mikrostimulátory BIONs mohou představovat alternativu k povrchové elektrostimulaci.

Implantované neurostimulátory sice nemají oproti povrchovým evidentní měřitelné výhody, mohou však být upřednostněny např. pokud má pacient kožní problémy či se objevuje alergická reakce v souvislosti s povrchovými elektrodami.

3. PRAKTICKÁ ČÁST

Praktická část práce sestává z porovnání chůze jedné pacientky po cévní mozkové příhodě se zapnutým stimulátorem a bez něj.

3.1. Cíl praktické části

Cílem bylo zhodnotit bezprostřední účinnost funkční elektrické stimulace a případné ovlivnění chůze pacientky z kvantitativního i kvalitativního hlediska. Na základě poznatků získaných při vypracování teoretické části práce jsem předpokládala, že stimulací dojde při chůzi k ovlivnění dorzální flexe, omezení patologických kompenzačních mechanismů, zlepšení iniciálního kontaktu a zvýšení průměrné rychlosti chůze. Nepředpokládala jsem, že by po tak krátké době stimulace došlo k ovlivnění rozsahů pohybů a spasticity.

3.2. Metodologie

Praktická část byla realizována pomocí přístroje WalkAide vyráběného americkou firmou Innovative Neurotronics, který byl na Kliniku rehabilitačního lékařství Všeobecné fakultní nemocnice (KRL VFN) pořízen roku 2013, a začátkem následujícího roku zde proběhlo první testování s pacienty.

3.2.1. WalkAide

Přístroj WalkAide se skládá z jednokanálového stimulátoru upevněného na manžetě, která se připíná okolo horní části bérce. Zevnitř manžety jsou pomocí suchého zipu připevněny dvě kruhové hydrogelové elektrody (viz Příloha č. 6). Aktivní elektroda bývá typicky umístěna směrem distálně a dorzálně od hlavičky fibuly přes n. peroneus communis, zatímco indiferentní elektroda se přikládá v místě břicha m. tibialis anterior. Přesné umístění elektrod je důležité k dosažení adekvátního pohybu s dostatečnou dorzální flexí a everzí. Manžeta obsahuje tvarovanou tvrdou plastovou vložku, která napomáhá správnému uložení elektrod při každodenním používání. K synchronizaci stimulace se švihovou fází chůze se využívá senzor náklonu, případně i patní senzor. Hraniční parametry jsou nastaveny během iniciálního nastavení, během něhož je WalkAide pomocí bluetooth ovladače WalkLink připojen k počítači a pracuje s vlastním softwarem WalkAnalyst (viz Příloha č. 7). Během nastavovacího procesu terapeut kontroluje načasování stimulace ovládním manuálního spínače. Poté, co se do přístroje nahrají optimální parametry pro daného pacienta, provede se sběr dat, aby

přístroj mohl vyhodnotit a nastavit ideální zapínání a vypínání stimulace při chůzi. Pacient se několikrát projde (ideální je chůze do „osmičky“, jelikož se zaznamená zatačení na obě strany i otočení opačným směrem) a terapeut manuálně přes ovladač synchronizuje stimulaci s chůzí pacienta. Přístroj uchová zaznamenané fáze stimulace a po donastavení v počítači a odepnutí ovladače je stimulátor připraven k používání. Pokud jsou parametry správně nastavené, nedochází při chůzi se zapnutým stimulatorem k žádným chybějícím nebo naopak přebývajícím impulzům, to znamená jeden stimulační impuls pro každý krok (Stein *et al.*, 2010). Frekvence pulzů je nastavitelná od 16 do 33 Hz, šířku pulzů lze zvolit od 25 do 300 μ s. Dále lze nastavit postupný vzestup a sestup intenzity impulzů pro příjemnější vnímání stimulace.

Přístroj má i režim cvičení, pomocí kterého lze posilovat paretické svaly a podporovat aferenci senzitivními podněty. Dobu cvičení lze nastavit až na 30 minut, přičemž fáze, kdy jsou vysílány impulzy (tzv. On fáze), je nastavitelná od 1 do 5 vteřin a fáze, po kterou přístroj nestimuluje (tzv. Off fáze), lze nastavit od 1 do 10 vteřin. Při těžkých atrofiích je doporučeno nastavit kratší On fázi a dlouhou Off fázi, cvičení by mělo probíhat po kratší dobu, při lehčích stavech je možné prodloužit délku terapie a On fáze, fázi Off naopak zkrátit (Innovative Neurotronics, 2013).

3.2.2. Testy

Ke kvantitativnímu zhodnocení chůze jsem vybrala dva testy, a to Šestimínutový test chůze a Timed-Up-And-Go test. Šestimínutový test jsem oproti podobným testům chůze (dvouminutový test chůze, test chůze na 10 metrů) upřednostnila proto, že pacientka je mladá s relativně dobrou výdrží, během doby testování se pravděpodobně adaptuje na chůzi s přístrojem a v delším testu se dle mého názoru více projeví případné rozdíly v chůzi bez a se stimulatorem. Test Timed-Up-And-Go je více úkolově orientovaný a zaměřený i na určitou motorickou koordinaci, proto k doplnění posouzení kvantity chůze použiji i tento test.

3.2.2.1. Šestimínutový test chůze

Tento test spočívá ve změření vzdálenosti, kterou pacient ujde za 6 minut co nejrychlejší chůzí. Pacientovým úkolem je ujít za 6 minut co největší vzdálenost, po skončení testu by měl mít pocit, že dál už dojít nemohl. Během testu by neměl mluvit. Pokud bude potřebovat, může chůzi zpomalit či zastavit, měl by se však co nejdříve opět rozejít. Terapeut zaznamenávající výsledek by měl pacienta povzbuzovat, neměl

by však chodit s ním, aby nedopatřením nenastavil pacientovi tempo chůze (Rehabilitaion Measures Database, 2010a).

3.2.2.2. Timed-Up-And-Go test

Při tomto testu se měří čas, který pacient potřebuje ke zvednutí se ze židle, ujití 3 metrů vpřed a zpět a dosednutí na židli (Rehabilitation Measures Database, 2010b).

3.2.3. Hodnocení kvality

Kvalita chůze byla hodnocena především aspekci, dále byly při obou měřeních vyšetřeny rozsahy pohybů a spasticity.

3.2.3.1. Vyšetření rozsahů pohybů a spasticity

Toto vyšetření bylo provedeno metodou Five step clinical assessment (FSCA) používané k hodnocení spastické parézy, podle které se měří 1) pasivní rozsah pomalu prováděného pohybu, 2) pasivní rozsah co nejrychleji provedeného pohybu, hodnotí se kvalita spasticity, 3) rozsah aktivního pohybu, 4) počet opakování rychlých aktivních pohybů v co největším rozsahu za určitou dobu, 5) funkční hodnocení končetiny (Gracies, 2010), zde provedeno v rámci šestiminutového testu chůze.

Kvalita spasticity 1 znamená mírný odpor při pasivním pohybu, který však pohyb nezastaví. Kvalita 2 znamená dočasné zastavení pohybu, zásek (tzv. „catch“) v určitém úhlu. Kvalitou 3 rozumíme vyčerpateľný klonus (vyčerpá se do 10s) a kvalitou 4 klonus nevyčerpateľný, který trvá déle než 10s (Gracies, 2010).

3.3. Kazuistika pacientky

3.3.1. Anamnéza

Pacientka: K. H.

Pohlaví: Žena

Rok narození: 1990

Výška: 167 cm

Váha: 62 kg

BMI: 22,2

NO: stav po ischemické cévní příhodě mozkové 17. 11. 2009 v povodí pravé a. cerebri anterior a a. cerebri media s reziduální centrální levostrannou hemiparézou. Těžká paréza až plegie levé horní končetiny (LHK), spastická dystonie, paréza levé dolní kočetiny (LDK), akrálně těžší. Reziduální centrální paréza n. facialis vlevo.

OA:

- stav po supraventrikulární tachykardii v 10/2009 a 2/2010, Wolffův-Parkinsonův-Whiteův syndrom
- stav po ischemické CMP a. cerebri anterior a a. cerebri media l.dx. 16. 11. 2009
- stav po dekompresní kranitomii 17. 11. 2009
- stav po atelektáze levého horního plicního laloku 18. 11. 2009
- stav po peroperačním epileptickém paroxysmu bez recidivy
- stav po repozici ploténky 21. 5. 2010

SPA: svobodná, žije s rodiči a sestrou; vzdělání SŠ s maturitou, práce v tiskárně – manuální práce u stroje s pákou, výroba placek

FA: Godasal, Caltrate, B-komplex

Abusus: nikotinismus do 11/2009, nyní opět kouří, 1x měsíčně pervitin do 11/2009

Předchozí rehabilitace:

Opakované pobyty ve Vojenském rehabilitačním ústavu Slapy (přelom 2012/2013, další pobyt plánován na květen 2014), opakovaně rehabilitace v denním stacionáři KRL VFN (naposledy 3/2012), opakovaně ambulantní terapie na KRL VFN.

3.3.2. Vyšetření

Vzhledem k charakteru praktické části nebylo provedeno komplexní fyzioterapeutické vyšetření a vyšetřována byla pouze levá dolní končetina.

Kineziologický rozbor:**VYŠETŘENÍ ASPEKČÍ**○ **HODNOCENÍ POSTAVY**

- Zezadu: Achillovy šlachy symetrické, výraznější muskulatura pravého lýtka, popliteální rýhy asymetrické – levá se laterální částí točí více kraniálně, gluteální rýha patrná pouze vlevo, levá lopata kyčelní kosti výš, asymetrické postavení horních končetin (HKK), levé předloktí předsunuto před tělem, taile asymetrické, levá menší, lopatky neodstávají, pravé rameno výš, výraznější prominence m. trapezius vpravo, páteř ve skoliotickém držení, hlava v osovém postavení.
- Zboku: pánev v anteverzi, levé koleno v hyperextenzi, lehce vyklenutá břišní stěna, hyperkyfóza hrudní páteře (Thp), hyperlordóza bederní páteře (Lp),

loketní klouby v lehké flexi – levé více, levé rameno v protrakci a vnitřní rotaci, hlava v protrakci.

- Zepředu: levá noha postavena dále od střední čáry a více vepředu, hyperextenze v L kolenním kloubu, LDK v zevní rotaci, prsty levé ruky ve flekčním postavení, asymetrické taile – levá menší, hrudník symetrický, levé rameno ve vnitřní rotaci a níže, hlava v ose těla
- Tělesný habitus: normostenik
- Trofika: normální
- Otoky, varixy: nejsou
- Kůže: bez ikteru a cyanózy, na P předloktí drobné popáleninové skvrny od oleje

VYŠETŘENÍ ROZSAHŮ POHYBŮ A SPASTICITY

Vyšetření bylo provedeno dle metody FSCA (viz výše) a vyšetřované pohyby byly: dorzální flexe s flektovaným i extendovaným kolenem, flexe v kolenním kloubu a flexe v kyčelním kloubu.

1) Dorzální flexe nohy s extendovaným kolenem

Pasivní ROM (pROM): 90°

Aktivní ROM (aROM): 65° (úhel mezi malíkovou hranou nohy a podložkou)

Úhel spasticity (m. triceps surae): 60°, kvalita 3

Rychlé aktivní pohyby (RAP): 8 za 15 s, rozsah pouze 5°, omezuje ho m. extensor hallucis longus

2) Dorzální flexe nohy s flektovaným kolenem

Pasivní ROM: 100°

Aktivní ROM: 85°

Úhel spasticity (m. triceps surae): 90°, kvalita 2

Rychlé aktivní pohyby: 9/ 15 s, výkonu však překáží spastický m.extensor hallucis longus, rozsah pouze 5°

3) Flexe v kolenním kloubu

Pasivní ROM: 130°

Aktivní ROM: 95°

Úhel spasticity (m. quadriceps femoris): 50°, kvalita 2

Rychlé aktivní pohyby: 10/ 15 s

4) Flexe v kyčelním kloubu

Pasivní ROM: 80°

Aktivní ROM: 65°

Úhel spasticity (ischio-crurální svaly): 120°, kvalita 2, provádí se z flexe kolenního kloubu do extenze, při flexi kyčelního kloubu v úhlu naměřeném při aktivním pohybu, měří se úhel mezi femurem a bérce

Rychlé aktivní pohyby: neměřeno

Neurologické vyšetření:

Šlachookosticové reflexy:

Patelární reflex – zvýšený

Reflex Achillovy šlachy – zvýšený

Medioplantární reflex – zvýšený

Zánikové jevy:

Mingazzini – nevyšetřitelný

Barré – pozitivní

Iritační jevy:

Babinski – pozitivní

Chaddock – pozitivní

Oppenheim – negativní

Taxe:

nepřesná

Povrchové čítí:

Taktilní – hypestézie

Algické – hyperestézie

Hluboké čítí:

Polohocit – snížený

Pohybocit – snížený

3.4. Realizace

Při obou měřeních (se stimulátorem a bez něj), která následovala den po sobě, byly provedeny testy chůze na šest minut, Timed-Up-And-Go test, kvalitativní zhodnocení chůze aspekci, měření aktivních a pasivních rozsahů vybraných pohybů dolní končetiny a měření spasticity.

Před vlastním měřením pacientka absolvovala během 4 týdnů čtyři terapie se stimulátorem, během nichž chodila 15 minut na treadmillu. Takovéto uspořádání vzniklo proto, že pacientka měla z chůze s elektrostimulátorem strach a chtěla jsem jí dát prostor pro zvyknutí si na pocit při stimulaci. Jelikož počet terapií před vlastním měřením byl nízký a i jejich časové provedení bylo krátké, nepředpokládala jsem žádný přetrvávající efekt na chůzi bez stimulace.

MĚŘENÍ 1 – BEZ STIMULÁTORU

Nejprve jsem provedla vyšetření pacientky, poté byl naměřen šestiminutový test chůze a následně Timed Up And Go (TUG) test.

MĚŘENÍ 2 – SE ZAPNUTÝM STIMULÁTOREM

Následující den bylo provedeno měření se stimulátorem. Nejdříve byl naměřen šestiminutový test, poté TUG test a následně kontrolní vyšetření rozsahů pohybů a spasticity.

3.5. Výsledky

Při chůzi bez stimulátoru byla u pacientky patrná značná cirkumdukce levé dolní končetiny, semiflexe v kolenním kloubu ve všech fázích chůze, výrazná plantární flexe a supinace nohy ve švihové fázi, iniciální kontakt chodidla s podlahou v časné stojné fázi se neděje přes patu, ale přes hlavičky metatarzů a následně se váhou těla zatížení přeneso i do zadní části chodidla, pata však není zatížena téměř nikdy. Patrná je prodloužená stojná fáze na pravé dolní končetině, při odvalu nohy si pacientka stoupá na špičku. Držení levé horní končetiny je v pronaci a vnitřní rotaci v ramenním kloubu, flexi v loketním kloubu, flexi zápěstí a prstů. Druhá horní končetina většinu času chůze drží levou ruku za zápěstí a prsty, tudíž nejsou přítomny souhyby horních končetin. Při došlapávání na levou nohu je patrná lateroflexe trupu k postižené straně. Při šestiminutovém testu chůze ušla pacientka 451 metrů, průměrná rychlost je 1,25 m/s. Provést TUG test trvalo pacientce 8,09 s. Z kvantitativního hodnocení vyplývá, že pacientka i bez pomocného zařízení nemá problém s rychlostí chůze.

Chůze se zapnutým přístrojem byla kvalitativně o poznání lepší, byla patrná dorzální flexe nohy s mírnou everzí nohy. Nášlap přes patu není, nicméně pata je při nášlapu blíže k zemi než při chůzi bez přístroje. Přetrvává semiflexe v kolenním kloubu, která je však méně výrazná a cirkumdukce v kyčelním kloubu je také méně akcentovaná. Pacientka si na konci stojné fáze pravé dolní končetiny stále stoupá na špičku. Úklon trupu není patrný. Držení horních končetin je stejné jako u chůze bez elektrostimulátoru. Při šestiminutovém testu chůze pacientka ušla 429 metrů, což činí průměrnou rychlost 1,19 m/s. TUG test dokončila za 6,81 s. Stručný přehled výsledků testů chůze podává Tabulka 1.1.

Rozsahy pohybů se nijak výrazně nezměnily, byly však zaznamenány změny ve spasticitě určitých svalů, konkrétně nebyla zjištěna žádná spasticita m. quadriceps femoris a zvětšil se úhel spasticity u m. gastrocnemius a u ischiocrurálních svalů v obou případech o 15°. Přehled naměřených rozsahů podává Tabulka 1.2.

	MĚŘENÍ 1	MĚŘENÍ 2
Šestimínutový test chůze	451m	429m
TUG test	8,09s	6,81s
Kvalitativní zhodnocení chůze	Cirkumdukce LDK, semiflexe kolenního kloubu, plantární flexe + supinace hl. kloubu, iniciační kontakt přes přední část chodidla	Méně výrazná cirkumdukce LDK + semiflexe KoK, dorzální flexe s everzí hl. kloubu, inic. kontakt posunutý více do zadní části chodidla

Tab. 1.1: Výsledky testů chůze (pozn.: KoK - kolenní kloub)

Pohyb	Hodnota	PŘED	PO
DF 1	aROM	65°	55°
	pROM	90°	95°
	úhel spasticity	60° (3)	75° (3)
	RAP	8/15s	9/15s
DF 2	aROM	85°	85°
	pROM	100°	95°
	úhel spasticity	90° (2)	85° (3)
	RAP	10/15s	10/15s
FX v KoK	aROM	95°	90°
	pROM	130°	130°
	úhel spasticity	50° (2)	NENÍ
	RAP	10/15s	10/15s
FX v KyK	aROM	65°	70°
	pROM	80°	80°
	úhel spasticity	120° (2)	135° (2)
	RAP	-	-

Tab. 1.2: Výsledky měření dle Five Step Clinical Assessment (pozn.: DF - dorzální flexe, FX - flexe, KoK - kolenní kloub, KyK - kyčelní kloub)

Z výsledků vyplývá, že chůze pacientky byla se zapnutým přístrojem WalkAide při šestimínutovém testu pomalejší. Kvalitativně byla chůze zlepšena, došlo k jejímu ovlivnění z hlediska kompenzační cirkumdukce v kyčelním kloubu, která se omezila, objevila se dorzální flexe nohy a zlepšil se nášlap, iniciační kontakt nohy se více

přiblížil k patě. Pomalejší tempo chůze mohlo být způsobeno i nepříjemnými senzitivními vjemy, které pacientka při stimulaci pocítovala. Naopak test Timed Up And Go provedla pacientka s elektrostimulátorem rychleji. Subjektivně byla chůze s přístrojem pacientce nepříjemná a na dlouhodobé, potažmo domácí používání by ho prý nechtěla.

4. DISKUZE

Praktická část v této práci nebyla pojatá jako výzkum, nepokládala jsem si tedy žádné výzkumné otázky, cílem bylo porovnání chůze pacienta po CMP s elektrickým stimulátorem a bez něj a její následné zhodnocení z hlediska kvality a kvantity. Předmětem práce nebyla tedy ani terapie, efektivitu elektrostimulátoru jsem posuzovala z hlediska kompenzační pomůcky při chůzi, nikoli jako pomůcku terapeutickou, jejímž vlivem by mohlo dojít ke zlepšení stavu pacientky.

Z výsledků testů měřících kvantitu chůze vyplývá, že chůze vyšetřované pacientky v testu na 6 minut byla s elektrostimulátorem pomalejší (o 0,06 m/s), nicméně chůze to nebyla pomalá a z hlediska pacientčiny chůze je přínosnější ovlivnění její kvality. Pomalejší chůze mohla být však způsobena i pacientčinou nejistotou ohledně elektrostimulátoru, či senzitivními vjemy, které popisovala jako nepříjemné. Naopak chůze při TUG testu byla při chůzi se stimulátorem rychlejší, což však nebylo způsobeno ani tak samotnou chůzí, či spíše podstatně rychlejším zvednutím se ze židle a dlouhým nášlapem prvního kroku. Kvalitativně se chůze zlepšila hlavně v ovlivnění dorzální flexe a everze nohy, které pacientka při chůzi bez stimulátoru sama nebyla schopna. Dále byl zčásti omezen kompenzační mechanismus cirkumdukce. Pozitivně ovlivněn byl také iniciální kontakt chodidla se zemí na začátku stojné fáze, který se posunul více do zadní části chodidla, ne však na patu. Zde je problém hlavně ve spastickém m. triceps surae, kde vzniká až spastická kokontrakce při snaze o pohyb do dorzální flexe. Během měření se mi s pacientkou pracovalo dobře, byla velmi ochotná, ale myslím si, že bohužel není příliš motivovaná k práci na svém zdravotním stavu a domácímu cvičení. Zajímavé bylo, že při kontrolním vyšetření spasticity po chůzi se stimulátorem nebyla vůbec přítomna spasticita m. quadriceps femoris a úhel spasticity u ischiocrurálních svalů byl o 15° větší, při stejné kvalitě 2. Naopak se zhoršila spasticita m. soleus o 5° rozsahu a z úrovně kvality 2 na 3. Z výše uvedeného mne nejvíce překvapila absence spasticity m. quadriceps. Není možné určit, zda tato změna byla způsobena vlivem stimulace, pokud ano, bylo by to velice zajímavé, jelikož stimulace probíhala po opravdu krátkou dobu.

Nejnáročnější na realizaci praktické části bylo programování přístroje WalkAide. Již samotné uložení elektrod pro dosažení optimálního požadovaného pohybu není jednoduché, stejně jako následné nastavení parametrů pro ideální stimulaci. Vypozorovala jsem, že stimulací vyvolaný pohyb nohy je jiný v závislosti jak

na jejím zatížení (pokud noha volně visí, či pokud je opřená o podložku), tak v závislosti na zatížení a poloze trupu, noha se při stimulaci pohybuje jinak např. při předklonu, záklonu či úklonech do strany. Jak již bylo uvedeno výše, pacientka před vlastním měřením absolvovala 4 terapie FES o délce 15 minut na treadmillu. Přístroj naprogramovaný pro optimální chůzi na treadmillu však nevyvolával ideální stimulaci při chůzi po chodbě. Chůze na treadmillu je tedy patrně odlišná oproti přirozené chůzi ve volném prostoru. Přístroj jsme tedy přeprogramovali pro chůzi na chodbě (byla provedena nová synchronizace kroku s přístrojem pomocí manuálního ovladače). Pacientka při této synchronizaci chodila svým normálním tempem, jakmile však chůzi pro účely testování zrychlila (šestimínutový test vyžaduje co nejrychlejší chůzi), jednotlivé stimuly začaly vynechávat či naopak byly vysílány v nevhodnou dobu, např. ve stejné fázi. Stimulátor musel být tedy znovu přenastaven, byla opětovně provedena synchronizace, tentokrát při velmi rychlé chůzi. Po tomto nastavení již přístroj fungoval bez problémů. Tato situace mne velmi překvapila, předpokládala jsem, že přístroj stačí nastavit jednou a poté sám zaznamená a vyhodnotí případné změny chůze. Dle mého názoru změny nebyly ani nijak markantní, šlo pouze o změnu rychlosti. Nedokáží si představit, že pacient, který má takovýto stimulátor pro domácí použití, přístroj přeprogramovává, potřebuje-li změnit styl chůze.

Při zpracovávání teoretické části jsem se setkala s absencí zdrojů v českém jazyce. V české literatuře se pojem funkční elektrická stimulace téměř nevyskytuje, a pokud ano, nejedná se v jejím kontextu o peroneální elektrostimulaci, či se jí zabývá z historického hlediska. O současných možnostech terapie centrální parézy nervus peroneus pomocí funkční elektrické stimulace není v české literatuře psáno. Ani anglický termín "foot drop" nemá v českém jazyce svůj pevný ekvivalent, učebnice neurologie popisují spíše klinický obraz chůze při parézách nervus peroneus. Ze zahraničních výzkumů vychází terapie pomocí FES vesměs pozitivně, i když stále je nedostatek evidence jak pro ortotický efekt, tak pro efekt terapeutický, který je zatím stále pouze spekulativní. Problém vidím v tom, že většina studií pracuje s malým vzorkem účastníků (nejrozsáhlejší studie pracovala se 197 účastníky (Kluding *et al.*, 2013), druhá největší s 93 účastníky (Eвраert *et al.*, 2013)). Výzkumný vzorek pacientů dalších studií byl okolo 20 lidí, jejich výsledky nelze generalizovat a tím pádem potvrdit případný terapeutický účinek. Při porovnávání AFO a FES se ve studiích předpokládalo, že výsledky budou hovořit pro FES, nicméně ukázalo se, že výsledky byly vesměs podobné, statisticky významné rozdíly většinou nebyly (Eвраert *et al.*, 2013; Kluding *et*

al., 2013; Sheffler *et al.* 2006). Pozitivně vycházely výsledky studií porovnávajících účinnost terapie FES v kombinaci s jiným typem terapie, např. běžné fyzioterapie (Sabut, 2011; Sabut *et al.*, 2011; Van Swigchem *et al.*, 2012), chůze na treadmillu (Lindquist *et al.*, 2007), aplikace botulotoxinu (Johnson, 2002). Problémem realizace rozsáhlého výzkumu v této oblasti je bezesporu jak finanční náročnost (cena přístrojů), tak náročnost časová.

Preference dotázaných účastníků, kteří se v rámci výzkumu setkali jak s AFO, tak s nějakým funkčním elektrostimulátorem, hovoří jasně pro stimulátor, uživatelé s ním měli pocit přirozenější a kvalitnější chůze, cítili se více nezávislí. Vyšetřovaná pacientka tento trend nepotvrdila, dlouhodobé používání přístroje si prý nedokáže představit kvůli nepříjemným senzitivním vjemům, což je však pravděpodobně dáno zvýšeným algickým čítím na levé dolní končetině. Z vlastní zkušenosti mohu potvrdit, že stimulace je opravdu nepříjemná, nicméně si myslím, že organismus si po určité době na stimulaci zvykne a adaptuje se na jeho používání, tím pádem by senzitivní vjemy přestaly být tak výrazné. Adaptace však zřejmě bude silně individuální.

Dle studií zabývajících se efektivitou terapií FES bych očekávala výraznější změny v chůzi testované pacientky. Většina studií se zabývá převážně hodnocením kvantity chůze, jelikož je lépe měřitelná, a výsledky jsou tudíž lépe a jasněji prezentovatelné než při hodnocení kvality. Problém v mé praktické části byl pravděpodobně v tom, že pacientčina chůze je relativně rychlá i bez použití kompenzační pomůcky. Pro měření ortotického efektu elektrostimulátoru by pro příště bylo zřejmě lepší vybrat pacienta s nižší rychlostí samostatné chůze. S takovouto pacientkou by bylo pravděpodobně vhodnější koncipovat praktickou část jako soubor terapií probíhajících dlouhodobě a následně zhodnotit chůzi před a po, porovnat rozsahy pohybů a spasticitu.

Ideální pojetí praktické části by dle mého názoru bylo zrealizování souboru terapií několikrát týdně po dobu alespoň dvou měsíců s alespoň dvěma pacienty a následně zhodnotit jak ortotický tak terapeutický efekt funkční elektrické stimulace, případně doplnit terapii FES konvenční fyzioterapií. Takovéto uspořádání by však bylo při studijních podmínkách velmi těžko realizovatelné a při větším počtu pacientů k dosažení větší validity výsledků by bylo možná vhodné spíše do magisterské diplomové práce.

5. ZÁVĚR

Cílem této bakalářské práce bylo shromáždit dostupnou literaturu k tématu Funkční elektrická stimulace ke korekci padající špičky u pacientů po cévní mozkové příhodě a vytvořit přehlednou rešerši. Z dostupných zahraničních studií vyplývá, že terapie centrální parézy n. peroneus pomocí funkční elektrické stimulace má pozitivní výsledky. Ovlivněny mohou být různé aspekty chůze – její rychlost, délka kroku, rytmus, schopnost vyhnout se překážkám, rozsahy pohybů v kloubech dolní končetiny a následkem toho zmírnění kompenzačních mechanismů, ovlivněna může být i spasticita antagonistických svalů a síla svalů agonistických. Z dlouhodobého hlediska může zřejmě FES podporovat neuroplasticitu a napomáhat motorické obnově končetiny. Ortotický efekt FES, tedy bezprostřední ovlivnění následků parézy nervus peroneus při zapnutém stimulatoru je sice podepřen evidencí, nicméně výzkumy byly prováděny převážně s malým vzorkem pacientů. Pro terapeutický efekt (účinek přetrvávající po dlouhodobé terapii FES) je evidence ještě méně přesvědčivá, v některých studiích se ho ani nepodařilo prokázat. Celkově je třeba říci, že v této oblasti je zapotřebí realizovat další výzkumy, pokud možno s více účastníky. Jasně prokázané jsou však preference uživatelů. Valná většina dotázaných ve všech studiích by upřednostnila používání stimulatoru před používáním kotníkové ortézy.

V praktické části práce se ortotický efekt na rychlost chůze nepotvrdil, chůze pacientky při šestiminutovém testu byla o 0,06 m/s pomalejší, ušlá vzdálenost o 5% kratší, rozdíl je tedy nevýrazný. Naopak test Timed Up And Go dokončila pacientka s přístrojem rychleji. Kvalitativně byla chůze pozitivně ovlivněna hlavně v rozsahu pohybu do dorzální flexe nohy, iniciální kontakt chodidla na začátku stojné fáze kroku se posunul více do jeho zadní části a zčásti byla omezena kompenzační cirkumdukce postižené končetiny ve švihové fázi chůze.

Do budoucna by bylo vhodné zhodnotit funkční elektrickou stimulaci z hlediska terapeutické pomůcky, tedy provést dlouhodobou terapii s několika pacienty. Práce může být přínosná svým zmapováním a podáním přehledu problematiky z teoretického hlediska, jelikož česky psaná literatura k tomuto tématu zatím chybí. Dalším přínosem může být popsání praktických zkušeností s prací s elektrostimulátorem.

6. SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

- a. - arteria
- AA - alergologická anamnéza
- ADL - activities of daily living, běžné denní aktivity
- AFO - ankle-foot orthosis, kotníková ortéza
- aROM - aktivní rozsah pohybu
- BTX - botulotoxin
- BWS - body weight support, podpora tělesné váhy
- CFTs - constant frequency trains
- CMP - cévní mozová příhoda
- CNS - centrální nervová soustava
- DF - dorzální flexe
- dx. - dextrum, pravý
- EMG - elektromyografie
- FA - farmakologická anamnéza
- FES - funkční elektrostimulace
- FSCA - Five step clinical assessment
- FX - flexe
- HKK - horní končetiny
- KoK - kolenní kloub
- KRL - Klinika rehabilitačního lékařství
- KyK - kyčelní kloub
- l. - laterus, strana
- L - levý
- Lp - bederní páteř
- m. - musculus, sval
- mm. - musculi, svaly
- n. - nervus, nerv
- NMES - neuromuskulární elektrostimulace
- NO - nynější onemocnění
- OA - osobní anamnéza
- ODFS - Odstock dropped foot stimulator

PCI - physiological cost index, index fyziologických nákladů

pROM - pasivní rozsah pohybu

RAP - rychlé aktivní pohyby

RIND - reverzibilní neurologický deficit

ROM - range of motion, rozsah pohybu

SPA - sociální a pracovní anamnéza

Thp - hrudní páteř

VFN - Všeobecná fakultní nemocnice

VFTs - variable frequency trains

WHO - World Health Organization, Světová zdravotnická organizace

7. REFERENČNÍ SEZNAM

- [1] AMBLER, Z. *Základy neurologie: učebnice pro lékařské fakulty*. 6., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Galén, 2006, 351 s. ISBN 80-726-2433-4.
- [2] Back on Your Feet. In: *National Stroke Association* [online]. 2009 [cit. 2014-02-06]. Dostupné z: http://www.stroke.org/site/PageServer?pagename=SS_MAG_jf2009_feature_walk
- [3] BARTONÍČEK, J. *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: Maxdorf, 2004, 256 s. ISBN 80-734-5017-8.
- [4] BAYRAM, S., et al. Low-Dose Botulinum Toxin with Short-Term Electrical Stimulation in Poststroke Spastic Drop Foot. *American Journal of Physical Medicine* [online]. 2006, roč. 85, č. 1, s. 75-81 [cit. 2014-02-23]. DOI: 10.1097/01.phm.0000193505.85874.61. Dostupné z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage>
- [5] BIONESS INC. NESS L300 Foot Drop System: For Medical Professionals. Valencia [CA]. ©2014a. 9 s. Dostupné z: http://www.bioness.com/Documents/L300HCP/Product_Packets_Professional_NESS_L300.pdf
- [6] BIONESS INC. NESS L300 Plus: Speed, Stability and Confidence. Valencia [CA]. ©2014b. 3 s. Dostupné z: http://www.bioness.com/Documents/L300PlusHCP/L300_Plus_HCP_Brochure.
- [7] BRUTHANS, J. Epidemiologie a prognóza cévních mozkových příhod. *Remedia*. 2009, č. 19, s. 128-131.
- [8] CUCCURULLO S., Editor. *Physical medicine and rehabilitation board review*. New York: Demos, 2004. ISBN 18-887-9945-5.
- [9] ČIHÁK, R.. *Anatomie 1*. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001, 497 s. ISBN 80-716-9970-5.
- [10] ČIHÁK, R. *Anatomie 3*. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2002, 655 s. ISBN 80-716-9140-2.

- [11] CAMBRIDGE, N. A. Electrical Apparatus used in Medicine before 1900'. *Proceedings of the Royal Society of Medicine*. London: Royal Society of Medicine, 1977, č. 70, s. 635-341. DOI: 10.1177/003591577707000909. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1543370/>
- [12] CHAE, J., L. R. SHEFFLER a J. S. KNUTSON. Neuromuscular Electrical Stimulation for Motor Restoration in Hemiplegia. *Topics in Stroke Rehabilitation* [online]. 2008-1-1, roč. 15, č. 5, s. 412-426 [cit. 2014-02-07]. DOI: 10.1310/tsr1505-412. Dostupné z: <http://thomasland.metapress.com/openurl.asp?genre=article>
- [13] CHISHOLM, A. *Dropped Foot Impairment Post Stroke: Gait Deviations and the Immediate Effects of Ankle-Foot Orthotics and Functional Electrical Stimulation*. Toronto, 2012. Dostupné z: <https://tspace.library.utoronto.ca/handle/1807/33958>. Disertační. University of Toronto. Vedoucí práce Stephen Perry.
- [14] DOUCET, B. M., A. LAM a L. GRIFFIN. Neuromuscular Electrical Stimulation for Skeletal Muscle Function. *Yale Journal of Biology and Medicine* [online]. 2012, roč. 85, č. 2, s. 201-215 [cit. 2014-02-08]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3375668/>
- [15] DUNNING, K., et al. The Functional Ambulation: Standard Treatment versus Electrical Stimulation Therapy (FASTEST) trial for stroke. *Open Access Journal of Clinical Trials*. 2013, č. 5, s. 39-49. DOI: 10.2147/OAJCT.S40057. Dostupné z: <http://www.dovepress.com/the-functional-ambulation-standard-treatment-versus-electrical-stimula-peer-reviewed-article-OAJCT>
- [16] EVERAERT, D. G. et al. Does Functional Electrical Stimulation for Foot Drop Strengthen Corticospinal Connections?. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 2010-01-27, roč. 24, č. 2, s. 168-177 [cit. 2014-02-08]. DOI: 10.1177/1545968309349939. Dostupné z: <http://nnr.sagepub.com/cgi/doi/10.1177/1545968309349939>
- [17] EVERAERT, D. G., et al. Effect of a Foot-Drop Stimulator and Ankle-Foot Orthosis on Walking Performance After Stroke: A Multicenter Randomized Controlled Trial. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 2013-07-26, roč. 27, č. 7, s. 579-

591 [cit. 2014-03-16]. DOI: 10.1177/1545968313481278. Dostupné z: <http://nnr.sagepub.com/cgi/doi/10.1177/1545968313481278>

[18] FALTÝNKOVÁ, Z. Fyzioterapeutky CZEPA a Rehafitu v akci. In: KOSEK, Jiří. *Česká asociace paraplegiků: CZEch Paraplegic Association* [online]. 2013 [cit. 2013-10-31]. Dostupné z: <http://www.czepa.cz/news/fyzioterapeutky-czepa-a-rehafitu-v-akci/>

[19] FINETECH MEDICAL. *The STIMuSTEP System*. Hertfordshire, ©2008, 2 s. Dostupné z: <http://finetech-medical.co.uk/Portals/0/PL003i00C%20STIMuSTEP%20Leaflet.pdf>

[20] GRACIES, J.-M. Five step clinical assessment in spastic paresis. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine* [online]. 2010, roč. 46, č. 3, s. 411-421 [cit. 2014-04-11]. Dostupné z: <http://www.minervamedica.it/en/journals/europa-medicophysica/article.php?cod=R33Y2010N03A0411>

[21] INNOVATIVE NEUROTRONICS. *WalkAide Systém: Uživatelská příručka*. Medical Device & QA Services: Timperley, 2010, 28 s. Dostupné z: <http://www.walkaide.com/en-US/support/Pages/Downloads.aspx>

[22] INNOVATIVE NEUROTRONICS. *The WalkAide® System: Clinician Manual*. Medical Device & QA Services: Timperley, 2013, 55 s. Dostupné z: <http://www.walkaide.com/en-US/support/Pages/Downloads.aspx>

[23] INTERCOLLEGIATE STROKE WORKING PARTY. *National clinical guidelines for stroke* [online]. 4th ed. London: Royal College of Physicians, 2012 [cit. 2013-12-18]. ISBN 978-186-0164-927. Dostupné z: <http://www.rcplondon.ac.uk/sites/default/files/national-clinical-guidelines-for-stroke-fourth-edition.pdf>

[24] JOHNSON, C. A. A Pilot Study to Investigate the Combined Use of Botulinum Neurotoxin Type A and Functional Electrical Stimulation, with Physiotherapy, in the Treatment of Spastic Dropped Foot in Subacute Stroke. *Artificial Organs* [online]. 2002, roč. 26, č. 3, s. 263-266 [cit. 2014-02-23]. DOI: 10.1046/j.1525-1594.2002.06948.x. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1046/j.1525-1594.2002.06948.x/pdf>

- [25] KESAR, T. et al. Functional Electrical Stimulation of Ankle Plantarflexor and Dorsiflexor Muscles: Effects on Poststroke Gait. *Stroke* [online]. 2009a-11-23, roč. 40, č. 12, s. 3821-3827 [cit. 2014-02-07]. DOI: 10.1161/STROKEAHA.109.560375. Dostupné z: <http://stroke.ahajournals.org/cgi/doi/10.1161/STROKEAHA.109.560375>
- [26] KESAR, T., et al. Novel Patterns of Functional Electrical Stimulation Have an Immediate Effect on Dorsiflexor Muscle Function During Gait for People Poststroke. *Physical Therapy* [online]. 2009b-12-31, roč. 90, č. 1, s. 55-66 [cit. 2014-03-16]. DOI: 10.2522/ptj.20090140. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/cgi/doi/10.2522/ptj.20090140>
- [27] KHATTAR, B., et al. Feasibility of Functional Electrical Stimulation-Assisted Neurorehabilitation following Stroke in India: A Case Series. *Case Reports in Neurological Medicine* [online]. 2012; 2012, Article ID 830873, s. 1-7 [cit. 2014-01-05]. DOI: 10.1155/2012/830873. Dostupné z: <http://www.hindawi.com/crim/neurological.medicine/2012/830873/>
- [28] KLUDING, P. M., et al. Foot Drop Stimulation Versus Ankle Foot Orthosis After Stroke: 30-Week Outcomes. *Stroke*. 2013-05-24, roč. 44, č. 6, s. 1660-1669. DOI: 10.1161/STROKEAHA.111.000334. Dostupné z: <http://stroke.ahajournals.org/cgi/doi/10.1161/STROKEAHA.111.000334>
- [29] KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, 713 s. ISBN 978-807-2626-571.
- [30] KOTTINK, A. I., et al. The Orthotic Effect of Functional Electrical Stimulation on the Improvement of Walking in Stroke Patients with a Dropped Foot: A Systematic Review. *Artificial organs*. 2004, roč. 28, č. 6, s. 577-586. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1525-1594.2004.07310.x/full>
- [31] KOTTINK, A. I., et al. Therapeutic Effect of an Implantable Peroneal Nerve Stimulator in Subjects With Chronic Stroke and Footdrop: A Randomized Controlled Trial. *Physical Therapy* [online]. 2008-03-31, roč. 88, č. 4, s. 437-448 [cit. 2014-03-10]. DOI: 10.2522/ptj.20070035. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/cgi/doi/10.2522/ptj.20070035>

- [32] LEE, R. G. a P. VAN DONKELAAR. Mechanisms underlying functional recovery following stroke. *The Canadian Journal of Neurological Sciences*. 1995, roč. 22, č. 4, s. 257-263.
- [33] LINDQUIST, A. R. et al. Gait Training Combining Partial Body-Weight Support, a Treadmill, and Functional Electrical Stimulation: Effects on Poststroke Gait. *Physical Therapy* [online]. 2007-08-31, roč. 87, č. 9, s. 1144-1154 [cit. 2014-02-07]. DOI: 10.2522/ptj.20050384. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/cgi/doi/10.2522/ptj.20050384>
- [34] NATIONAL INSTITUTE FOR HEALTH AND CLINICAL EXCELLENCE. *Functional electrical stimulation for drop foot of central neurological origin*. London: 2009, 2s. ISBN 1-84629-846-6. Dostupné z: <http://www.nice.org.uk/nicemedia/live/11932/42902/42902.pdf>
- [35] NHS QUALITY IMPROVEMENT SCOTLAND. *Use of ankle-foot orthoses following stroke*. Edinburgh: 2009, 60s. ISBN 1-84404-58-6. Dostupné z: <http://www.stroke.scot.nhs.uk/docs/UseOfAnkle-FootOrthosesFollowingStroke.pdf>
- [36] NORDIN, M. a V. H. FRANKEL. *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*. 3. vyd. Philadelphia: Lippincott Williams, 2001, 467 p. ISBN 06-833-0247-7.
- [37] Odstock Medical. FES. Salisbury: Odstock Medical Ltd, 2006. 16 s. Dostupné z: <http://www.salisburyfes.com/pdfs/products%20and%20services.PDF>
- [38] OTTO BOCK HEALTHCARE PRODUCTS GMBH. ActiGait: Product Information. Aalborg: Neurodan. ©2014. Dostupné z: http://www.ottobock.com/cps/rde/xbcr/ob_cz_cs/646A225_GB_actigait_productinformation.pdf
- [39] PECKHAM, P. H. a J. S. KNUTSON. Functional electrical stimulation for neuromuscular applications. *Annual Review of Biomedical Engineering* [online]. 2005-08-15, roč. 7, č. 1, s. 327-360 [cit. 2014-04-14]. DOI: 10.1146/annurev.bioeng.6.040803.140103. Dostupné z: <http://www.annualreviews.org/doi/abs/10.1146/annurev.bioeng.6.040803.140103>
- [40] PFEIFFER, J. *Neurologie v rehabilitaci: pro studium a praxi*. 1. vyd. Praha: Grada, 2007, 350 s. ISBN 978-802-4711-355.

[41] PODĚBRADSKÝ, J. a R. PODĚBRADSKÁ. *Fyzikální terapie: manuál a algoritmy*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009, 200 s. ISBN 978-80-247-2899-5.

[42] Rehab Measures: 6 Minute Walk Test. *Rehabilitation Measures Database* [online]. ©2010a [cit. 2014-04-12]. Dostupné z: <http://www.rehabmeasures.org/Lists/RehabMeasures/PrintView.aspx?ID=895>

[43] Rehab Measures: Timed Up and Go. *Rehabilitation Measures Database* [online]. ©2010b [cit. 2014-04-12]. Dostupné z: <http://www.rehabmeasures.org/Lists/RehabMeasures/PrintView.aspx?ID=903>

[44] ROCHE, A., G. LAIGHIN a S. COOTE. Surface-applied functional electrical stimulation for orthotic and therapeutic treatment of drop-foot after stroke – a systematic review. *Physical Therapy Reviews* [online]. 2009-04-01, roč. 14, č. 2, s. 63-80 [cit. 2014-03-03]. DOI: 10.1179/174328809X405946. Dostupné z: <http://openurl.ingenta.com/content/xref?genre=article>

[45] RUSHTON, D. N. Functional Electrical Stimulation and rehabilitation—an hypothesis. *Medical Engineering* [online]. 2003, roč. 25, č. 1, s. 75-78 [cit. 2014-02-08]. DOI: 10.1016/S1350-4533(02)00040-1. Dostupné z: [http://www.medengphys.com/article/S1350-4533\(02\)00040-1/fulltext](http://www.medengphys.com/article/S1350-4533(02)00040-1/fulltext)

[46] SABUT, S. K., et al. Clinical use of functional electrical stimulation for correction of foot drop: A comparison between subacute and chronic stroke patients. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology* [online]. 2011, roč. 11, č. 05, s. 1165-1177 [cit. 2014-03-04]. DOI: 10.1142/S0219519411004253. Dostupné z: <http://www.worldscientific.com/doi/abs/10.1142/S0219519411004253>

[47] SABUT, S. K. Functional electrical stimulation of dorsiflexor muscle: Effects on dorsiflexor strength, plantarflexor spasticity, and motor recovery in stroke patients. *NeuroRehabilitation* [online]. 2011, č. 29, s. 393-400 [cit. 2014-03-15]. DOI: 10.3233/NRE-2011-0717. Dostupné z: <http://iospress.metapress.com/content/182qv7x832140n15/?genre=article&issn=1053-8135&volume=29&issue=4&spage=393>

[48] SHEFFLER, L. R., et al. Peroneal Nerve Stimulation versus an Ankle Foot Orthosis for Correction of Footdrop in Stroke: Impact on Functional

Ambulation. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 2006-09-01, roč. 20, č. 3, s. 355-360 [cit. 2014-03-02]. DOI: 10.1177/1545968306287925. Dostupné z: <http://nnr.sagepub.com/cgi/doi/10.1177/1545968306287925>

[49] SHEFFLER, L. R. a J. CHAE. Neuromuscular electrical stimulation in neurorehabilitation. *Muscle* [online]. 2007, roč. 35, č. 5, s. 562-590 [cit. 2014-02-08]. DOI: 10.1002/mus.20758. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/mus.20758>

[50] SHORTER, K. A.. *The design and control of active ankle-foot orthoses*. Urbana, Illinois, 2011. Dostupné z: <https://www.ideals.illinois.edu/handle/2142/24113>. Disertační práce. University of Illinois at Urbana-Champaign

[51] STEIN, R. B., et al. Long-Term Therapeutic and Orthotic Effects of a Foot Drop Stimulator on Walking Performance in Progressive and Nonprogressive Neurological Disorders. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 2010-01-27, roč. 24, č. 2, s. 152-167 [cit. 2014-02-09]. DOI: 10.1177/1545968309347681. Dostupné z: <http://nnr.sagepub.com/cgi/doi/10.1177/1545968309347681>

[52] STROKE ASSOCIATION. *Stroke Statistics*. London: 2013, 13 s. Dostupné z: <http://www.stroke.org.uk/sites/default/files/Stroke%20statistics.pdf>

[53] TRUELSEN, T., S. BEGG a C. MATHERS. WORLD HEALTH ORGANIZATION. *The global burden of cerebrovascular disease*. 2006, 67 s. Dostupné z: http://www.who.int/healthinfo/statistics/bod_cerebrovasculardiseasesstroke.pdf

[54] ÚSTAV ZDRAVOTNICKÝCH INFORMACÍ A STATISTIKY ČR. *Hospitalizovaní v nemocnicích ČR: 2012*. 2013a, 160 s. ISBN 978-80-7472-090-1. Dostupné z: <http://www.uzis.cz/katalog/zdravotnicka-statistika/hospitalizovani>

[55] ÚSTAV ZDRAVOTNICKÝCH INFORMACÍ A STATISTIKY ČR. *Zdravotnická ročenka České republiky: 2012*. 2013b, 276 s. ISBN 978-80-7472-083-3. Dostupné z: <http://www.uzis.cz/katalog/rocenky/zdravotnicka-rocenka-ceske-republiky>

[56] VAN SWIGCHEM, R., et al. Effect of Peroneal Electrical Stimulation Versus an Ankle-Foot Orthosis on Obstacle Avoidance Ability in People With Stroke-Related Foot Drop. *Physical Therapy* [online]. 2012-02-29, roč. 92, č. 3, s. 398-406 [cit. 2014-

03-16]. DOI: 10.2522/ptj.20100405. Dostupné z:
<http://ptjournal.apta.org/cgi/doi/10.2522/ptj.20100405>

[57] VÉLE, F. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2., rozš. a přeprac. vyd. Praha: Triton, 2006, 375 s. ISBN 80-725-4837-9.

[58] VODOVNIK, L. a S. GROBELNIK. Multichannel functional electrical stimulation— facts and expectations. *Prosthetics and orthotics international*. 1977, č. 1, s. 43-46. Dostupné z: <http://intl-poi.sagepub.com/content/1/1/43.full.pdf+html>

[59] VOTAVA, J. Rehabilitace osob po cévní mozkové příhodě. *Neurologie pro praxi*. Konice: Solen, 2001, č. 4, s. 184-189. Dostupné z:
<http://www.solen.cz/pdfs/neu/2001/04/06.pdf>

[60] WEBER, D. J., et al. Functional electrical stimulation using microstimulators to correct foot drop: a case study. *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology* [online]. 2004, roč. 82, č. 8-9, s. 784-792 [cit. 2014-03-12]. DOI: 10.1139/Y04-078. Dostupné z: <http://www.nrcresearchpress.com/doi/abs/10.1139/y04-078>

[61] WILKIE, K. M., et al. “Functional electrical stimulation (FES) impacted on important aspects of my life”—A qualitative exploration of chronic stroke patients' and carers' perceptions of FES in the management of dropped foot. *Physiotherapy Theory and Practice* [online]. 2012, roč. 28, č. 1, s. 1-9 [cit. 2014-02-13]. DOI: 10.3109/09593985.2011.563775. Dostupné z:
<http://informahealthcare.com/doi/abs/10.3109/09593985.2011.563775>

8. SEZNAM PŘÍLOH

Příloha č. 1: Pevné kotníkové ortézy (AFO)

Příloha č. 2: Dynamické kotníkové ortézy (AFO), ortézy asistující dorzální flexi

Příloha č. 3: Kloubové kotníkové ortézy (AFO)

Příloha č. 4: Elektrostimulátor WalkAide s manžetou

Příloha č. 5: Nastavitelné parametry stimulace v programu WalkAnalyst