

**UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE**  
**1. LÉKAŘSKÁ FAKULTA**



**BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

**2016**

**Veronika Lučanská**

**Univerzita Karlova v Praze  
1. lékařská fakulta**

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví  
Studijní obor: Fyzioterapie



**Veronika Lučanská**

**Porovnání ortotického efektu peroneální ortézy a funkční peroneální elektrostimulace na chůzi pacientů po cévní mozkové příhodě.**

Comparison of Orthotic Effect between an Ankle Foot Orthosis and a Functional Peroneal Electrostimulation on Gait in Patients after Stroke.

Bakalářská práce

Vedoucí závěrečné práce: Mgr. Jakub Jeníček

Praha, 2016

## **PODĚKOVÁNÍ**

Chtěla bych poděkovat vedoucímu bakalářské práce, panu magistru Jeníčkovi za vedení, cenné poznámky, odborné připomínky, podněty a náměty.

## **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.

Veronika Lučanská

**V Praze dne:** .....

---

**Podpis studenta**

**Identifikační záznam:**

LUČANSKÁ, V. Porovnání ortotického efektu peroneální ortézy a funkční peroneální elektrostimulace na chůzi pacientů po cévní mozkové příhodě.

[Comparison of Orthotic Effect between an Ankle Foot Orthosis and a Functional Peroneal Electrostimulation on Gait in Patients after Stroke.]. Praha, 2016. 73 s., 4 přílohy. Bakalářská práce (Bc.). Univerzita Karlova v Praze, 1. Lékařská fakulta, Klinika rehabilitačního lékařství. Vedoucí závěrečné práce Mgr. Jakub Jeníček

## **ABSTRAKT BAKALÁŘSKÉ PRÁCE**

**Autor:** Veronika Lučanská

**Vedoucí práce:** Mgr. Jakub Jeníček

**Oponent práce:**

### **Název bakalářské práce:**

Porovnání ortotického efektu peroneální ortézy a funkční peroneální elektrostimulace na chůzi pacientů po cévní mozkové příhodě.

### **Abstrakt bakalářské práce:**

Tato bakalářská práce se zabývá porovnáním ortotického účinku peroneální ortézy a funkční peroneální elektrostimulace na chůzi pacientů po cévní mozkové příhodě. Cílem je zhodnocení a porovnání ortotického efektu těchto pomůcek. K vyšetření chůze byl využit přístroj footscan<sup>®</sup> a kineziologický rozbor videa chůze. Práce se skládá z teoretické a praktické části. Teoretická část obsahuje základní poznatky o cévní mozkové příhodě a chůzovém cyklu hemiparetických pacientů se zaměřením na foot-drop, dále obsahuje přehled problematiky na téma účinků funkčních elektrostimulátorů a peroneálních ortéz. V praktické části jsou formou kazuistik představeni 2 pacienti. Měření chůze byla provedena bez pomůcky, s peroneální ortézou a s elektrostimulátorem. Hodnocena byla rychlost chůze, délka stojné fáze, průběh CoP, stereotyp chůze. Data dynamické plantografie jsou vyhodnocena a zpracována pomocí tabulek, grafů a popisem obrázků.

**Klíčová slova:** cévní mozková příhoda, foot-drop, funkční elektrostimulace, peroneální ortéza, footscan

**Name:** Veronika Lučanská  
**Supervisor:** Mgr. Jakub Jeníček  
**Opponent:**

**Title of bachelor thesis:**

Comparison of Orthotic Effect between an Ankle Foot Orthosis and a Functional Peroneal Electrostimulation on Gait in Patients after Stroke.

**Abstract:**

This bachelor's thesis is focused on comparing orthotic effect between an ankle foot orthosis and a functional peroneal electrostimulation on gait in patients after stroke. The goal of this thesis is to evaluate and compare orthotic effect of AFO and FPES. Footscan<sup>®</sup> and video analysis were both used for examining gait. This thesis consists of both theoretical and practical sections. The theoretical part contains basic knowledge on stroke and hemiparetic gait, focusing on foot-drop. It also contains a review of several studies describing the effect of AFO and FPES. In practical section of this thesis, two different patients will be used as case studies. These patients were measured without any aid, with AFO and then again with FPES. The variables evaluated are velocity of gait, length of stance phase, movement of center of plantar pressure and gait stereotype. Data from dynamic plantography is then evaluated and compared via tables, graphs and via photos.

**Key words:** stroke, foot-drop, functional electrostimulation, ankle foot orthosis, footscan





## OBSAH:

1. Úvod .....	11
2. Teoretická část .....	13
2.1 Cévní mozková příhoda (CMP) .....	13
2.1.1 Ischemická.....	13
2.1.2 Hemoragická .....	14
2.1.3 Epidemiologie .....	14
2.1.4 Následky.....	15
2.1.5 Rehabilitace.....	16
2.2 Cyklus chůze .....	17
2.2.1 Stojná fáze.....	18
2.2.2 Švihová fáze.....	20
2.2.3 Mechanismy patologie .....	21
2.2.4 Hemiparetická chůze.....	22
2.3 Foot-drop.....	23
2.3.1 Léčba.....	23
2.4 Funkční elektrostimulace (FES).....	24
2.4.1 Historie.....	25
2.4.2 Parametry .....	25
2.4.3 Přístroje .....	26
2.4.4 Účinky.....	27
2.5 Peroneální ortéza (AFO).....	31
2.6 Porovnání AFO a FES.....	31
3. Praktická část.....	33
3.1 Cíle.....	33
3.2 Metodika.....	33
3.2.1 Soubor.....	34
3.2.2 Pomůcky.....	35
3.2.2.1 Peroneální ortéza .....	35
3.2.2.2 Elektrostimulátor.....	35

3.2.3 Způsob provedení.....	36
3.2.3.1 Vstupní vyšetření.....	37
3.2.3.2 Dynamická plantografie.....	38
3.2.3.3 Kineziologický rozbor chůze.....	39
3.3 Kazuistika 1.....	40
3.4 Kazuistika 2.....	44
3.5 Výsledky.....	47
3.5.1 Pacient č. 1.....	47
3.5.1.1 Dynamická plantografie.....	47
3.5.1.2 Videoanalýza.....	50
3.5.2 Pacient č. 2.....	50
3.5.2.1 Dynamická plantografie.....	50
3.5.2.2 Videoanalýza.....	53
4. Diskuze.....	54
5. Závěr.....	60
Seznam použitých zkratk.....	61
Referenční seznam.....	63
Seznam tabulek, obrázků a příloh.....	69

## 1. ÚVOD:

Cévní mozkové příhody (CMP) jsou nejen významným problémem medicínským, ale také sociálním, ekonomickým a společenským. Incidence CMP se stále zvyšuje. Je tedy třeba věnovat se preventivním opatřením a kvalitní rehabilitační péči. Po CMP bývají poškozena centra řídicí motorické, senzitivní i kognitivní funkce. Deficit, který vzniká v důsledku poškozené motoriky, pacient nahrazuje patologickým stereotypem pohybu. Až 30% pacientů po CMP není schopno provést dorsiflexi hlezenního kloubu (Khattar, 2012). V anglické literatuře pro tento syndrom existuje termín „foot-drop“, do českého jazyka bývá překládán jako „přepadávající špička“. Dále bývají spastické plantární flexory, extenzory kolenního kloubu a adduktory dolní končetiny. Takto postižená dolní končetina zůstává ve vnitřní rotaci s extendovaným kolenním kloubem, hlezno je v inverzním postavení a v plantární flexi. Vzniká proto typický obraz chůze, je jím cirkumdukce postižené dolní končetiny s elevací pánve na ipsilaterální straně. Tento způsob je však značně energeticky náročný a rychlost chůze je výrazně snížena (Kottink, 2004; Stein, 2006; Sabut, 2011). Dalším patologickým stereotypem může být i „kohoutí chůze“ charakteristická abnormální flexí kyčelního kloubu ve švihové fázi chůzového cyklu.

Pro návrat k fyziologickému stereotypu chůze je v akutní fázi CMP důležitá brzká vertikalizace a nácvik chůze pomocí speciálních metod. Abychom zvolili správný přístup, musíme analyzovat a vyhodnotit určité parametry chůze. Zvláště esenciální je analýza funkce chodidla, protože to je základním podpurným bodem během chůze. Také je vystavováno velkým silám a je potřeba, aby se dynamicky přizpůsobovalo vnitřním i vnějším podnětům (Wafai, 2015). V současné době se k léčbě následků CMP využívá kombinace mnoha přístupů. Mezi nejrozšířenější metody v ČR patří Bobath koncept a cvičení dle Kabata (metoda PNF). S rychlým rozvojem techniky přichází ke slovu také elektrostimulace a specializované ortotické pomůcky. Nelze však říci, zda je některá z těchto metod nadřazená ostatním. V této práci se proto zabývám srovnáním literatury, která hodnotí efekt funkčních peroneálních elektrostimulátorů a peroneálních ortéz na chůzi pacientů po CMP. Vlastním měřením jsem chtěla zjistit, zda vyjdou podobné výsledky u pacientů Kliniky rehabilitačního lékařství. V praktické části jsem pomocí dynamické plantografie na plošině footscan® porovнала chůzi dvou pacientů po CMP s elektrostimulátorem WalkAide® a peroneální ortézou. Sledovala jsem několik různých parametrů, jako například délku stojné fáze a průběh centra tlaku (CoP).

Motivací pro zpracování tématu mi byl relativní nedostatek české literatury týkající se porovnání efektu funkční elektrostimulace s peroneální ortézou. Líbí se mi, že v tématu se prolíná moderní léčebný přístup (princip FES je znám cca 40 let) a sběr dat, společně s ortézováním, které lidstvo užívá už více jak 2000 let. Myslím, že FES má velký potenciál pomoci pacientům, kteří trpí centrální parézou. Dokazují to i výzkumy zabývající se implantovanými stimulátory a vícekanálovou elektrostimulací celé dolní končetiny, která umožňuje chůzi i paraplegikům. Zároveň jsem se seznámila s přístroji, které má k dispozici pouze několik pracovišť v ČR (footscan<sup>®</sup>, WalkAide<sup>®</sup>). Získala jsem cenné zkušenosti s vyšetřováním spasticity a chůze, a také se samostatnou prací s pacienty.

## 2. TEORIE:

### 2.1 CÉVNÍ MOZKOVÁ PŘÍHODA

Podle WHO (World Health Organization) jsou cévní mozkové příhody (CMP) definovány jako „*rychle se rozvíjející ložiskové, občas i celkové příznaky poruchy mozkové funkce trvající déle než 24 hodin nebo končící smrtí nemocného, bez přítomnosti jiné zjevné příčiny než cévního původu*“ (Nevšimalová, 2002). Jde tedy o náhle vzniklou poruchu mozku, která je způsobena poruchou cerebrální cirkulace. Cévní mozková příhoda, jinak iktus, poškozuje oblasti řídící motorické, senzitivní, kognitivní či behaviorální funkce. Dle mechanismu vzniku popisujeme ischemické a hemoragické ikty. (Ambler, 2011)

#### 2.1.1 ISCHEMICKÝ

Až 80% cévních mozkových příhod je ischemického charakteru (Ambler, 2011). Ischemie nastává, pokud průtok krve mozkiem poklesne pod 20 ml na 100 g mozkové tkáně (Nevšimalová, 2002). Při dlouhotrvající nedostatečné mozkové perfuzi vznikají strukturální změny mozkové tkáně a rozvíjí se iktus (Ambler, 2011). Mechanismem vzniku může být blokáda mozkové cévy trombem, embolem ze srdce (až jedna čtvrtina případů) nebo zúžením cév aterosklerózou (až dvě třetiny případů). Ischemický iktus u mladých lidí je většinou způsoben záněty a infekčními chorobami. Příčiny vzniku ischemické CMP se mohou kombinovat a tím zhoršovat průběh ataky (Feigin, 2007).

Ischemii mozkové tkáně lze dělit podle délky trvání příznaků. Pokud příznaky odezní do 24 hodin, hovoříme o tranzitorní ischemické atace, pokud vymizí do dvou týdnů, jedná se o reverzibilní ischemický neurologický deficit a pouze u přetrvávajících příznaků hovoříme o dokončeném ischemickém iktu (Ambler, 2011). Ischemické ikty mohou být bezpříznakové nebo mohou způsobovat lehkou poruchu paměti a neobratnost, velmi záleží na rychlosti vzniku, rozsahu léze a umístění. Pokud jsou však opakované nebo mnohočetné vedou k vážné disabilitě a těžkému porušení kognitivních funkcí (Feigin, 2007).

### 2.1.2 HEMORAGICKÝ

Hemoragický iktus je způsoben krvácením do mozkové tkáně nebo subarachnoidálním krvácením. Pacientů, kteří přežijí první rok po hemoragickém iktu je pouze 40% (medicabaze, 2007a). Krvácení do mozkové tkáně jsou způsobena rupturou aneurysmat nebo určitými nemocemi, jež způsobují ztenčení, ztvrdnutí a lomivost stěn tepen. Je to například amyloidové poškození cév či hypertenze. Subarachnoidální krvácení je nejčastěji způsobeno rupturou aneurysmatu (Feigin, 2007). Tepenné výdutě jsou nejčastěji lokalizovány v oblasti a. communicans anterior, a. cerebri media, a. carotis interna (při větvení na zadní komunikanty) a a. basilaris (u větvení na zadní mozkové tepny) (Ambler, 2011). Akutně zemře asi 5-10% pacientů. Třetina pacientů má od počátku těžký neurologický deficit. Další třetina pacientů trpí sekundárními komplikacemi a poslední třetina pacientů je po proběhlém subarachnoidálním krvácení bez následků. Příznaky provázející tuto událost mohou nastat až po delší době z důvodu pomalu vzrůstajícího tlaku na mozkovou tkáň (Feigin, 2007; Kalina, 2001).

### 2.1.3 EPIDEMIOLOGIE

Cévní mozková příhoda postihuje každý rok celosvětově asi 15 milionů lidí (strokeforum, 2012). Podle mnohých odborníků je velmi významnou příčinou invalidizace a dokonce druhou příčinou úmrtí. Epidemiologické studie předpokládají, že incidence bude stoupat o 1,5% ročně (Kalita, 2006). Dle webu [www.strokeforum.com](http://www.strokeforum.com) (2012) se v Evropě pohybuje výskyt iktu pro muže mezi 101,1 a 239,3 nových případů na 100 tisíc obyvatel a pro ženy mezi 63,0 a 158,7 na 100 tisíc obyvatel. Kalita udává, že za rok 2006 byla v České Republice incidence ischemických iktů 300 až 320 na 100 tisíc obyvatel. Bruthans ve svém článku z roku 2010 udává incidenci všech cévních mozkových příhod kolem 450-500 na 100 tisíc obyvatel. Z celkového počtu lidí postižených cévní mozkovou příhodou přibližně jedna třetina umírá a jedna třetina je doživotně disabilní (Nevšimalová, 2002). Více než polovina lidí postižených cévní mozkovou příhodou, kteří jsou starší 45 let, do 5 let po atace umírá (52% mužů, 56% žen). Kvůli celkovému stárnutí populace se stále více lidí dostává do této rizikové skupiny (Nevšimalová, 2002).

#### 2.1.4 NÁSLEDKY

Až 75% pacientů po prodělané cévní mozkové příhodě umírá do deseti let od vzniku, příčinou je buď samotný iktus nebo následné komplikace (Feigin, 2007). Mezi komplikace patří například aspirační pneumonie, vznik trombů (následně infarkt myokardu či plicní embolie), otok mozku, jež vede k utlačení mozkového kmene a následnému poškození základních životních funkcí, flebotrombóza, která je zvláště závažným rizikem u pacientů s parézou či plegií dolních končetin. Výše uvedený výčet komplikací se vyskytuje převážně do jednoho roku po prodělaném iktu (Feigin, 2007).

Mezi pozdější komplikace řadíme parézu až plegii jedné nebo obou končetin a porušení čítí ve stejné oblasti, zmatenost a problémy s vnímáním, problémy při komunikaci s okolím (afázie motorická, senzorická nebo kombinovaná, dysartrie), ataxii (s tím souvisí vysoká pravděpodobnost pádů s následnými frakturami), dysfagii, neglect syndrom, syndrom bolestivého ramene, inkontinenci a špatnou kontrolu svěračů, infekce (Ambler, 2011; Feigin, 2007).

Pacienti po CMP mají centrální neboli spastickou parézu. Tím je myšlena porucha hybnosti v důsledku porušeného horního motoneuronu. Mohou se objevit takzvané pozitivní či negativní příznaky, často také jejich kombinace. Negativní příznaky vznikají při výpadku funkce neuronu, je to například snížení citlivosti, snížení svalové síly (zánikové pyramidové jevy) a různě velké parézy. Pozitivní příznaky vznikají spíše při částečném poškození neuronu. Mezi pozitivní příznaky patří hyperreflexie, spasticita, iritační pyramidové jevy, spastická dystonie, flexorové spazmy, klonus, bolest (Ambler, 2011). Odlišit ischemickou od hemoragické příhody podle symptomů je téměř nemožné (medicabaze, 2007a).

Časté je tzv. Wernicke-Mannovo držení. To nastává zvláště po hemoragických iktech a po uzávěrech a. cerebri media. Typickým obrazem tohoto držení na horní končetině je flexe prstů a zápěstí ruky, pronační a flekční držení předloktí s addukcí a vnitřní rotací ramenního kloubu. Na dolní končetině popisujeme vnitřně rotační držení kyčelního kloubu, který je zároveň v extenzi, extenzi kolenního kloubu a plantární flexi s inverzí plosky. Hemoragická CMP je dále provázena ložiskovými neurologickými příznaky (hemiparéza, hemihypestezie, paresy hlavových nervů, poruchy vědomí). (Kolář, 2010).

Subarachnoidální krvácení se může projevat náhle vzniklou silnou bolestí hlavy, kterou může doprovázet zvracení, ztuhnutí šíje i ztráta vědomí. U 75 % pacientů se vyskytují meningeální příznaky (medicabaze, 2007a). Dále je provázeno ložiskovými

neurologickými příznaky (hemiparéza, hemihypestezie, paresy hlavových nervů, poruchy vědomí) (Kalina, 2001).

U ischemických příhod záleží na tom, která tepna byla postižena:

A. cerebri anterior- kontralaterální hemiparéza, která je výraznější na dolní končetině, může se připojit centrální paréza kontralaterálního n. facialis

A. cerebri media- kontralaterální hemiparéza, která je více vyjádřena na horní končetině, centrální paréza n. facialis, poškození fatických funkcí, poškození senzitivních funkcí. Časté je Wernicke-Mannovo držení.

A. cerebri posterior- poruchy zraku i komplexních zrakových funkcí.

A. basilaris- kontralaterální hemiparéza končetin a ipsilaterální paréza hlavových nervů.

Mozečkové cévy- poruchy rovnováhy a koordinace ipsilaterálních končetin

(Ambler, 2011)

### 2.1.5 REHABILITACE

Po cévní mozkové příhodě je velmi důležitá rychlá rehabilitace. Je třeba ji přizpůsobit stádiu, ve kterém se pacient nachází (akutní, subakutní, chronické). Důležitá je multidisciplinární spolupráce lékařů, zdravotních sester, fyzioterapeutů, ergoterapeutů, ortopedů, neurologů, pečovatelského personálu i samotných pacientů (Nevšímalová, 2002). Při léčbě následků iktu bývají uplatňovány nové poznatky o neuroplasticitě mozkové tkáně (Khattar, 2012). Je to schopnost mozkové tkáně vytvářet nové spoje a tím obnovit ztracené funkce. Uplatňuje se hlavně v prvních týdnech po atace. Studie dokazují, že dalšího zlepšování může být dosaženo pomocí dlouhodobé rehabilitace. Bylo zjištěno, že specifické funkční úlohy a jejich vzrůstající obtížnost jsou základními atributy k udržení korové reorganizace. Opakovaný trénink pohybových stereotypů pomáhá tvořit a stabilizovat nové funkční spojení neuronů a omezit ta nefunkční. Je ovšem důležité poznat, zda se jedná o obnovení původního pohybového vzoru nebo o kompenzaci pomocí náhradního stereotypu. (Caleo, 2015; Feigin, 2007; Moraru, 2014; Hara, 2015; Yavuzer, 2006).

V akutním stádiu je důležitá prevence dekubitů, vzniku kontraktur a jiných deformit. Důležité je předcházet tromboembolické nemoci. V této fázi nastává tzv. pseudochabá paréza, ta trvá i několik týdnů. Projevuje se sníženým svalovým tonem a ztrátou svalové síly. Po ní se postupně objevují typické příznaky spastické parézy. Zásadním je pro tuto fázi správné polohování do antispastických vzorců, to také zvyšuje aferentaci. Polohu je třeba měnit každé 2-3 hodiny (5 hodin v noci). Polohování se dá



zařadit také do skupiny protahování svalů, snižuje se tím excitabilita neuronů a zlepšují se elastické vlastnosti svalu. Protahování může být pasivní i aktivní. Často bývá kombinováno s dlahováním a ortézováním. Dále se provádějí pasivní pohyby, těmi udržujeme kloubní rozsah a předcházíme vzniku kontraktur a spasticity. Mezi aktivní pohyby patří hlavně nácvik mobility na lůžku, tzn. přetáčení na bok, na zdravou i postiženou stranu. Dále se cvičí „bridging“, ten je důležitým prvním stupněm vertikalizace. Řada studií prokázala, že posilování svalů nezhoršuje spasticitu, a proto je i to zařazeno do terapie (Kolář, 2010; medicabaze, 2007b).

V subakutním stádiu hlavně ovlivňujeme spasticitu, vertikalizujeme a snažíme se zlepšit stabilitu stoje a chůze. Hlavní metody užívané v ČR jsou metoda dle Kabata, Bobath koncept a Vojtova metoda (Kolář, 2010; Papoušek, 2010).

Chronické stadium nastává, pokud se zafixuje patologické držení či pohybový stereotyp. Nadále se snažíme tyto patologie ovlivnit (Kolář, 2010, Papoušek, 2010).

Rehabilitace chůze je jedním z hlavních cílů rehabilitace po cévní mozkové příhodě. Schopnost chodit je totiž jedním z nejdůležitějších aspektů společenské reintegrace a sociální nezávislosti. Proto se rehabilitaci chůze věnuje velké množství času. Snažíme se dosáhnout fyziologických pohybů hrudníku, pánve, dolních končetin, zlepšit symetrii chůze a snížit její energetickou náročnost. Přístupy k rehabilitaci jsou založeny na neurofyziologii, motorickém učení a ortopedii, pro každého pacienta je vhodný jiný přístup či kombinace více z nich. Zatím však neexistují důkazy o nadřazenosti některého z přístupů (Yavuzer, 2006; Khattar, 2012).

## 2.2 CYKLUS CHŮZE

*„Chůze probíhá jako rytmický translatorní pohyb kyvadlového charakteru.“* (Véle, 2006). Základem chůzového cyklu je krok. Během kroku je zapotřebí udržet rovnováhu a přesunout těžiště ve směru pohybu. Krok se skládá ze dvou základních částí a těmi jsou stojná a švihová fáze. Dolní končetina se tedy během kroku nachází v obou těchto fázích. Stojná fáze trvá přibližně 60% cyklu a švihová pouze 40% (Craik, 1995). Dohodou je dáno, že počátkem kroku je tzv. heel strike, dotyk paty s podložkou. Protože někteří pacienti toho nejsou schopni, objevuje se v literatuře termín: initial contact (počáteční kontakt), tím může být i dotyk špičkou nebo položení celého chodidla naráz. Koncem kroku je iniciální kontakt druhé dolní končetiny (Perry, 2010). V odborné literatuře se další dělení chůzového cyklu různí.

### 2.2.1 STOJNÁ FÁZE

Během stojné fáze se střídá pronace se supinací hlezenního kloubu. To zajišťuje dokonalé přilnutí plosky k podložce a zvyšuje stabilitu. Téměř po celou dobu stojné fáze dochází k pasivní dorsiflexi v hlezenním kloubu. Tento pasivní pohyb umožňuje přesun těžiště a dopředný pohyb. Na konci této fáze dochází k plantární flexi (Véle, 2006). Stojná fáze má dvě hlavní části:

1- fáze jednoduché opory: podložky se dotýká pouze jedna končetina, druhá se nachází ve fázi švihové. U pacientů po CMP bývá tato fáze zkrácena, protože u nich nedochází k úplnému přesunu váhy na paretickou dolní končetinu.

2- fáze dvojí opory: kdy se podložky dotýkají obě dvě dolní končetiny a dochází k přenosu váhy. Na jedné končetině dochází k odvíjení špičky (fáze předšvihu) a to se kryje s iniciálním kontaktem druhé končetiny. Tato fáze odlišuje chůzi od běhu. U pacientů po CMP je prodloužena (Véle, 2006).

Dále popisujeme:

1- iniciální kontakt / heel strike: první dotyk plosky s podložkou

Fyziologicky- hlezenní kloub je ve středním postavení a kolenní kloub v maximální extenzi, kyčelní kloub v mírné flexi. Místem prvního dotyku je pata. V tento okamžik se začíná přenášet váha. Nacházíme se ve fázi dvojí opory, druhá končetina se nachází ve fázi předšvihu.

Obraz po CMP- místem prvního dotyku bývá přednoží, hlezno je v plantární flexi, kolenní a kyčelní kloub mohou být mírně flektovány

2- fáze zatížení: navazuje na předchozí fázi a končí při odlepení druhé končetiny od podložky (toe-off)

Fyziologicky- dochází k úplnému přenesení váhy na tuto dolní končetinu a postupnému došlapu celou plochou plosky. Kolenní kloub je v mírné flexi, aby pohltil sílu nárazu vzniklou při iniciálním kontaktu. Kyčelní kloub je stále v mírné flexi.

Obraz po CMP- dochází k došlapu celou ploskou, ale není přenesena veškerá váha. Bývá aktivován extenční vzorec (kontrakce m. quadriceps femoris a m. gluteus maximus), kyčelní i kolenní kloub jsou v plné extenzi, chybí tedy tlumení dopadu.

3- střední fáze stoje: začíná při zvednutí druhé končetiny a končí v okamžiku, kdy bérec švihové končetiny má opornou. Končetina vytváří oporu pro kontralaterální končetinu, která se nachází ve fázi středního švihu, proto je toto fáze jednoduché opory.

Fyziologicky- v hlezenním kloubu dochází k pasivní dorsiflexi, také se střídá supinace s pronací pro zlepšení stability. Kolenní a kyčelní kloub se extendují. Těžiště je přenášeno anteriorně.

Obraz po CMP- tato fáze je velmi zkrácena. U některých pacientů nelze provést pasivní dorsiflexi hlezna kvůli vysoké spasticitě plantární flexorů. Z toho důvodu také bývá zatížena hlavně laterální část plosky, to snižuje stabilitu. Může dojít k mírné flexi kolene.

4- terminální fáze stoje: začíná zvednutím paty, dochází k odvalu plosky od podložky a přenosu váhy na přední část plosky, končí iniciálním kontaktem švihové končetiny.

Fyziologicky- hlezenní kloub provádí plantární flexi, klouby kolene a kyčle se dostávají do maximální extenze. Druhá končetina se nachází ve fázi terminálního švihu.

Obraz po CMP- bývá patrná nedostatečná extenze kyčelního kloubu způsobená spasticitou flexorové skupiny (většinou m. rectus femoris).

5- předšvih / push- off: patří do fáze dvojí opory. Začíná iniciálním kontaktem kontralaterální končetiny a končí zvednutím prstců ipilaterální (toe-off).

Fyziologicky- nastává prudká plantární flexe, následně se kolenní kloub dostává do velké flexe a extenze kyčelního kloubu se snižuje. Končetina se odráží od podložky a dostává se do švihové fáze chůzového cyklu.

Obraz po CMP- objevuje se elevace pánve ipilaterální strany, chybí odval planty.

(Véle, 2006; Yavuzer, 2006; Perry, 2010; Craik, 1995)

### 2.2.2 ŠVIHOVÁ FÁZE

Švihová fáze umožňuje uvolnění váhy z jedné dolní končetiny a přesun této končetiny na nové místo opory. Během švihové fáze dochází k dorsální flexi hlezenního kloubu a k jeho mírné everzi. Plantární flexory by měly být relaxovány. Aktivní jsou peroneální svaly a svaly přední skupiny bérce (Véle, 2006).

1- počáteční švih: začíná po odlepení plosky od podložky a končí, když švihová končetina mívá opornou. Zabírá přibližně třetinu švihové fáze. Oporná končetina se nachází na začátku střední fáze stoje.

Fyziologicky- dochází k mírné dorsiflexi hlezenního kloubu, alespoň do středního postavení, spojené s flexí kolenního kloubu. To umožňuje, že se celá ploska zvedne do vzduchu. Kyčelní kloub se začíná mírně flektovat.

Obraz po CMP- nelze provést aktivní dorsiflexi, proto pacienti elevují pánev na stejné straně nebo příliš flektují kyčelní kloub. Může se objevit flekční vzor (zapojení flexorů kyčle, kolena i hlezna zároveň). Spíše však dochází k cirkumdukci tzv. „stiff-leg“, končetiny ztuhlé ve Wernicke-Mannově držení.

2- střední švih: trvá, než se dostane bérec do vertikální polohy, zabírá zhruba jednu třetinu švihové fáze. Oporná končetina se nachází na konci střední fáze stoje.

Fyziologicky- hlezenní kloub je ve středním postavení. Kolenní kloub se extenduje pomocí gravitace, kyčelní kloub pokračuje ve flektování.

Obraz po CMP- kolenní kloub je buď v pozici „stiff-leg“ v plné extenzi nebo k extendování nedochází kvůli nedostatečné dorsiflexi hlezenního kloubu.

3- terminální švih: ukončuje švihovou fázi, končí iniciálním kontaktem. Druhá končetina je v terminální fázi stoje.

Fyziologicky- hlezenní kloub je alespoň ve středním postavení. Kolenní kloub se plně extenduje, flexe kyčelního kloubu se výrazně nemění.

Obraz po CMP- končetina dopadá na podložku v pozici, v jaké se zrovna nachází.

(Véle, 2006; Yavuzer, 2006; Perry, 2010; Craik, 1995)

### 2.2.3 PATOLOGIE

Mechanismy, které narušují pacientovu schopnost fyziologické chůze, lze zařadit do 5 hlavních skupin. Jsou to: deformity, bolest, porucha sensorických funkcí, svalová slabost, porucha motorických funkcí. Každá z těchto kategorií představuje typický model funkční poruchy. Jejich rozeznání pomáhá při rozlišení primární patologie od jejího kompenzování alternativním pohybovým stereotypem. Po CMP se setkáváme s chůzí, která může obsahovat elementy ze všech výše uvedených kategorií.

Hlavní jednotkou kategorie deformit jsou kontraktury. Kontraktury jsou strukturální změny fibrózních tkání pohybového systému. Omezují schopnost měkkých tkání flektovat se či extendovat do plného rozsahu za použití minimální síly. Rozdělujeme je na elastické a rigidní. Elastické kontraktury lze za užití velké síly překonat, kdežto rigidní odolávají i váze těla. Během chůze proto například elastická kontraktura plantárních flexorů omezuje pohyb během fáze středního švihu. Svaly přední skupiny bérce totiž nejsou schopny vyvolat silnější kontrakci, než je běžné a ploska je tedy přetažena do plantární flexe. Při stožení ji však váha těla vyrovná. Rigidní kontraktura omezuje pohyb bérce dopředu během stojné fáze a dostatečné zvednutí špičky ve fázi počátečního švihu.

Deformity často vznikají kvůli bolesti. Bolestivé segmenty automaticky zaujímají úlevovou polohu a setrvávají v ní. Pro hlezenní kloub je to například 15° plantární flexe.

Mezi poruchy sensorických funkcí patří zhoršení propriocepce a změny povrchového cití. Pacient není schopen správně určit kde a v jaké poloze se nachází postižená část. Důsledkem je nejistota a nižší stabilita při chůzi. Pacient neví, zda je bezpečné přenést váhu, kontroluje proto končetinu pohledem. Postižení propriocepce není na první pohled patrné, je proto důležité sensorické funkce správně vyšetřit. Postižení povrchového cití je důležité z hlediska aplikace funkční elektrostimulace nebo ortézy. Je třeba zajistit, aby pacient nepocíťoval nepohodlí či dokonce bolest. Protože tyto funkce jsou poškozeny, musí být kontrolovány fyziologické změny na kůži pacienta. Takovými změnami jsou například nemizející otlaky, začervenání kůže, různé puchýře či vřídky.

Poruchy řízení motoriky mohou být způsobeny poškozením centrálních motoneuronů v segmentech krční či hrudní páteře nebo motorických center mozku. Příkladem je CMP, trauma mozku, roztroušená skleróza, dětská mozková obrna, infekční onemocnění a nádorová onemocnění. Výsledkem je spastická paréza. Poruchy motoriky mohou být považovány za svalovou slabost, důležité však je, že reflexy zůstávají výbavné (může být až hyperreflexie). Poškození bývají výraznější distálněji. (Perry, 2010)

## 2.2.4 HEMIPARETICKÁ CHŮZE

Pro fyziologické provedení chůzového cyklu musí být zachována funkčnost jak pohybového aparátu, tak regulačních okruhů. Těmi jsou mícha, mozkový kmen, mozeček, bazální ganglia, thalamus a mozková kůra. Z aferentních potom proprioreceptory a exteroceptory. Pokud je některý z těchto okruhů poškozen, vzniká patologický stereotyp chůze. Mezi ně patří kromě paretické a spastické chůze také parkinsonská, ataktická, kolébavá, hysterická, antalgická a další (Kolář, 2010). Vzhledem k zaměření této práce se budu věnovat chůzi při spastické hemiparéze.

Hemiparetická chůze je charakteristická pomalými a asymetrickými kroky, opožděnými rovnovážnými reakcemi, nedokonalým přenosem váhy na paretickou končetinu a poškozenou motorikou. Je typická ztuhlostí způsobenou zvýšeným svalovým tonem. Postižená strana se pohybuje tzv. en bloc, čili bez oddělení pohybů pánve a DK. Kolenní kloub DK bývá v hyperextenzi (užívá se termín stiff-leg, který označuje snížení rozsahu pohybu kolenního kloubu), hlezno je v plantární flexi s inverzí. Končetina proto nedopadá na patu, ale většinou na přednoží. Vnitřní rotace dolní končetiny způsobuje cirkumdukční pohyb a sunutí laterální strany chodidla po podložce. Pro lepší stabilitu dochází k prodloužení stojné fáze postižené končetiny na úkor švihové fáze. Souhyby postižené horní končetiny při chůzi chybí. Ramenní kloub této končetiny je v depresi, vnitřní rotaci a addukci, loketní kloub v semiflexi, předloktí je drženo v pronačním postavení a zápěstí s prsty ve flexi. Poškození CNS způsobí nedokonalou souhru v zapojování svalových skupin. Selektivní pohyby bývají nahrazeny globálními pohybovými vzory (flekční, extenční) a to má za následek tyto poruchy pohybu během chůzového cyklu:

Pánev- elevace a laterální posun na postižené straně

Kyčelní kloub- nedostatečná extenze během terminální stojné fáze.

Kolenní kloub- zvýšená nebo snížená extenze v počáteční a střední fázi stoje.

Hlezenní kloub- slabá plantární flexe ve fázi předšvihů, chybějící dorsální flexe ve švihové fázi.

(Kolář, 2010; Yavuzer, 2006)

## 2.3 FOOT-DROP

Syndrom padající špičky (foot-drop, dropped foot) je způsoben sníženou svalovou silou dorsiflektorů hlezenního kloubu nebo spasticitou plantárních flexorů nebo jejich kombinací. Často bývá přidružena spasticita supinátorů plosky a ochablost pronátorů. Výsledným obrazem spastického foot-dropu je tedy fixovaná plantární flexe hlezenního kloubu s inverzí chodidla. Pacienti nejsou schopni aktivně provést dorsiflexi nutnou při švihové fázi chůzového cyklu, proto musí tento pohyb nějak nahradit (Khattar, 2012).

Klasickým patologickým stereotypem je tzv. „steppage gait“ - česky kohoutí chůze. Kohoutí chůze je charakterizována abnormální flexí v kyčelním kloubu a v kolenním kloubu. Dalším stereotypem může být „cirkumdukce“, kdy pacient přenáší dolní končetinu dopředu opsáním půlkruhu. Současně s cirkumdukací dochází během švihové fáze k elevaci pánve na postižené straně. Náhradní stereotypy vedou ke zhoršení kvality chůze a k jejímu zpomalení. Chůze se stává energeticky náročnou, pomalou a nestabilní. (Wilkenfeld, 2013, Kolář, 2009)

Foot-drop je nejčastější příčinou pádů pacientů po CMP a je limitujícím faktorem při běžných denních činnostech. Trpí jím až 30% všech pacientů postižených iktem (Khattar, 2012). Vzhledem k tomu, že problémy s chůzí má až 90% pacientů po CMP, je vylepšení chůzového stereotypu nejlepší cestou k snížení závislosti těchto lidí na okolí (Khattar, 2012). Důsledky neléčeného foot-dropu mohou, kromě pádů, být také bolestivé tlakové body na plosce, které mohou vést až ke vzniku dekubitů, poškození kloubu a jeho pouzdra a zkrácení svalových vláken (Wilkenfeld, 2013).

### 2.3.1 LÉČBA

V současné době existuje mnoho přístupů k léčbě foot-dropu. Mezi tradiční přístupy patří ortotické řešení, fyzioterapie, fyzikální terapie nebo chirurgický výkon. Chirurgickým řešením je dvojitý přenos šlach skrz interosseální membránu (Vigasio, 2008). Nejčastějším řešením foot-dropu jsou peroneální ortézy (AFO). V poslední době je také často využívána aplikace botulotoxinových injekcí do spastických svalů a funkční elektrická stimulace svalů paretických. Kombinace výše uvedených metod je také možná (Wilkenfeld, 2013, Alam, 2014, Kluding, 2013). V této práci nás bude zajímat ortotický efekt funkční elektrostimulace a peroneální ortézy.

## 2.4 FUNKČNÍ ELEKTROSTIMULACE

Elektrická stimulace má v dnešní době mnoho podob. Mezi její účinky patří například zvyšování svalové síly a kloubního rozsahu, zmenšování otoků a atrofie, snižování bolesti a urychlení hojení. Funkční elektrostimulace (FES) je metoda využívaná k náhradě ztracených fyziologických funkcí. Toho lze dosáhnout drážděním svalových plotének elektrickými impulzy. FES je možno využít například při stimulaci močového měchýře, mozečku, n. opticus a n. acusticus, n. peroneus communis a v neposlední řadě také při náhradě chůze u paraplegiků (Poděbradský, 2009). Předpokladem ovšem je, že periferní nervstvo, nervosvalové spoje a svalová tkáň jsou neporušené (Wilkenfeld, 2013). Existuje několik způsobů aplikace funkční elektrostimulace. Buď rozlišujeme počet svalových skupin, které stimulujeme: jednonálové a víceanálové (u víceanálových například peroneální svaly, m. tibialis anterior a m. quadriceps femoris) nebo způsob aplikace (Doucet, 2012).

Kromě transkutánní funkční elektrostimulace lze stimulovat hlubší svalové skupiny perkutánně, pomocí jehličkovitých elektrod. Těmito tenkými elektrodami je terapeut schopen přesně zacílit daný sval bez toho, aby nechtěně aktivoval okolní tkáň. Tyto elektrody mohou zůstat na místě až po dobu 3 měsíců (Wilkenfeld, 2013). Do těla lze vložit i stimulátor, který je pak ovládán externím softwarem. Příkladem je stimulátor BION. Navržen je pro stimulaci periferního nervového vlákna, které je více dráždivé než svalová tkáň. Velikost se pohybuje kolem 16 mm x 2 mm. Pro pacienty trpící foot-dropem lze tohoto implantátu využít k dosažení dorsiflexe hlezna bez everzního souhybu. Tento systém navíc neprodukuje žádné aferentní informace z kůže a podkoží. To je výhodné, protože pacienti po CMP mají často porušené povrchové čítí. (Loeb, 2006)

Při cyklické neuromuskulární stimulaci je zadané určité pořadí, v jakém jsou aktivovány paretické svaly tak, aby došlo k požadovanému pohybu. Pacient je tedy jen pasivním účastníkem terapie. (Doucet, 2012)

Elektromyograficky spouštěná funkční elektrostimulace se ukázala být vhodným terapeutickým přístupem u pacientů s nekompletní spinální lézí či po CMP, kteří se potřebují znovu naučit určitý pohyb. U této metody je totiž potřeba dosáhnout terapeutem zadané hodnoty na EMG, aby se FES spustila. Pacient se tedy musí na prováděný pohyb soustředit, na rozdíl od cyklické stimulace. (Doucet, 2012)



#### 2.4.1 HISTORIE

Efekt elektrického proudu na svalovou tkáň zpozoroval Luigi Galvani už v roce 1790 poté, co připojil elektrody k žabí noze. Michael Faraday následně v roce 1831 úspěšně demonstroval, že elektrický proud stimulující nerv je schopen vyvolat aktivní pohyb (Doucet, 2012). Jednokanálová funkční elektrostimulace byla poprvé představena doktorem Libersonem v roce 1964. Využil ji při léčbě hemiparetických pacientů trpících foot-dropem. Pomocí patního snímače umístěného v botě pacienta byl aktivován přístroj, který stimuloval n. peroneus communis, výsledkem byla dorsální flexe a everze hlezna (Lindquist, 2007). Od té doby byly uskutečněny studie zkoumající ortotické účinky FES na chůzi (snížení výskytu pádů, zvýšení rychlosti chůze a snížení její energetické náročnosti, zlepšení rytmu a stability chůze,...). Terapeutický efekt byl v několika studiích již také prokázán (například Everaert, 2010, Sabut, 2011), dále je však předmětem zkoumání.

Mezi prvními, kteří zkoumali efekty funkční peroneální elektrostimulace, byli Vodovnik a Grobelnik (1977), kteří věřili, že budoucnost FES leží v užití multikanálové stimulace, která by tak byla schopna nahrazovat nejen dorsiflexi hlezenního kloubu, ale také mnoho dalších pohybů. Byl vytvořen tři-kanálový stimulátor pro kompenzaci trojflexe dolní končetiny. Tehdy se domnívali, že by takto mohli rehabilitovat chůzi hemiparetického pacienta. Domněnku hned také potvrdili, avšak přístroj byl příliš velký a složitý pro užívání v domácnosti a při běžných denních aktivitách. V současné době je vytvořen exoskelet Vanderbilt, který využívá tři-kanálové FES k náhradě chůze u paraplegických pacientů. Byl vytvořen týmem doktora Hartigana z Vanderbiltovy univerzity v Tennessee (Vanderbilt University, 2012).

#### 2.4.2 PARAMETRY

Pro elektrostimulaci se využívá nízkofrekvenčních proudů TENS Surge. Jde v podstatě o konvenční proud TENS, který je amplitudově modulovaný. Cílem je ovlivnit kosterní svalstvo. Parametry, které ovlivňují výsledný pohyb, jsou: frekvence, délka pulzu a intenzita (Poděbradský, 2009).

Elektrická stimulace využívá širokého spektra frekvencí, v závislosti na požadovaném účinku. V klinické praxi to nejčastěji bývá od 20 do 50 Hz. Vyšší frekvence bývají pacientům příjemnější, ale dochází k rychlejší únavě. Naopak nižší frekvence jsou

nepříjemné, lze totiž rozeznat jednotlivé impulzy a jsou pociťovány jako píchání v místě elektrod. Pokud má pacient zvýšený tonus či spasticitu používá se tzv. nástup frekvence. Bývá to 1 až 3 s dlouhá doba, během které se frekvence vyšplhá z 0 na danou hodnotu.

Zařízení pro elektrickou stimulaci produkují impulzy ve formě vln. Na přístrojích lze nastavit šířku (délku) impulsu. Tedy čas, po který jeden puls trvá. To ovlivňuje počet svalových vláken zapojených do kontrakce. Pokud tedy chceme ovlivnit více svalových vláken, užitíme širšího pulzu. Širší pulzy také účinkují na hlubší tkáň. Běžně se při FES užívá délka pulzu 300 až 600 $\mu$ s. Délka impulsu musí být taková, aby vyvolala kontrakci svalu čili nadprahově motorická (Poděbradský, 2009).

Dalším parametrem, který ovlivňuje sílu kontrakce, je intenzita proudu (jednotkou je mA). Čím vyšší intenzitu nastavíme, tím většího depolarizačního efektu dosáhneme (Doucet, 2012).

Efektivita transkutánní FES je závislá na umístění elektrod, jejich velikosti a vodivosti přechodu elektrod a kůže. Elektrody proto bývají už z výroby pokryté gelem. Velké elektrody sice zaktivují více svalové tkáň, ale proud se rozprostře po větší ploše. Malé elektrody mají výhodu v lepším zaměření proudu do určitého svalu, ale může se stát, že pacient bude pociťovat nepohodlí či dokonce bolest. Umístění elektrod velmi ovlivňuje svalovou odpověď. Ideální místo stimulace je individuální, bývá však v určité oblasti (Doucet, 2012).

#### 2.4.3 PŘÍSTROJE

V současné době existuje několik druhů stimulatorů. Přístroje bývají propojeny s externím zdrojem drátem nebo bezdrátově, využívají senzor náklonu (tilt senzor) nebo patní spínač. Komerčně dostupné stimulatory jsou Odstock Dropped Foot Stimulator<sup>®</sup> (ODFS<sup>®</sup>), WalkAide<sup>®</sup>, Bioness NESS L300<sup>®</sup> a MyGait<sup>®</sup> systém. Všechny tyto stimulatory využívají transkutánní stimulaci (Dapul, 2015). V České Republice je nejvyužívanějším přístrojem pro FES WalkAide<sup>®</sup>, který byl vyvinut společností Innovative Neurotronics. Cena setu pro pacienty se pohybuje kolem 130 tisíc, tento set obsahuje pouze stimulator, kabel k elektrodám a silikonové pouzdro na stimulator. Dále je třeba dokupovat elektrody pokryté speciálním gelem. Sada pro kliniku stojí až 200 tisíc korun (2move, 2013). Dle Steina (2006) jsou peroneální stimulatory lékaři předepisovány méně než AFO kvůli vysoké ceně, nespolehlivosti a nesnadné obsluze stimulatoru.

#### 2.4.4 ÚČINKY PERONEÁLNÍ FES

V odborné literatuře bývají popisovány dva rozdílné efekty funkční elektrostimulace. Ortotickým efektem je myšlen takzvaný „on-off“ efekt. Tedy okamžitá změna chůze nastávající ihned po zapnutí přístroje. Tento efekt po vypnutí stimulatoru mizí. Pokud změna chůzového stereotypu přetrvává i bez stimulatoru hovoříme o terapeutickém efektu (Everaert, 2013). Tohoto efektu lze docílit pouze po pravidelné a dlouhodobé aplikaci FES. Odráží zlepšení funkce dolní končetiny, jedním z možných vysvětlení je neuroplasticita mozkové tkáně (Doucet, 2012). V českém jazyce téměř nelze nalézt odborné práce zabývající se peroneální elektrostimulací, proto mi hlavní inspirací byla bakalářská práce Kristiny Petříčkové (2014). Dále uvádím několik zahraničních studií, které se zabývají terapeutickým a ortotickým efektem FES.

Kottinková, 2004

analyzovala dostupnou literaturu zabývající se zlepšením chůze pacientů po cévní mozkové příhodě, kteří užívali FES. Provedla systematický přehled testů užívaných k hodnocení ortotického efektu FES na chůzi pacientů s foot-dropem. Jako primární veličiny byly vyhodnoceny rychlost chůze a PCI (fyziologická náročnost). Studie, které měřily rychlost chůze, byly spojeny a vyhodnoceny dohromady. Vybráno bylo 8 studií, z nichž pouze v 6 byla měřena rychlost chůze. Ze spojení všech studií vyšlo zrychlení chůze o 0.13 m/s nebo o 38%. Z toho vyplývá, že FES má pozitivní ortotický efekt na rychlost chůze.

Stein, 2006

byl jedním z prvních, kdo využil přístroj WalkAide®. Zjišťoval benefity senzoru náklonu nad klasickým patním senzorem. Byla měřena rychlost chůze a její náročnost bez stimulatoru a s ním. Pacienti dostali přístroj na domácí nošení na 3 měsíce a každý měsíc bylo měření zopakováno. Součástí studie byl dotazník spokojenosti pacientů s přístrojem WalkAide®. Z výsledků vyplývá, že rychlost chůze narostla, zatímco její náročnost klesla. Protože do studie bylo začleněno mnoho pacientů z různých center, některé bylo možno změřit i po delší době (6 měsíců, 12 měsíců). Vzhledem k tomu, že přístroj nahrává data o tom, jak dlouho je spuštěn a kolik impulsů vyslal (tzn., kolik kroků pacient ušel), bylo možno prokázat, že míra zlepšení koreluje s mírou užívání stimulatoru. Až 87% pacientů vnímalo stimulator pozitivně. Uvedli, že se zlepšila jejich kvalita chůze a výdrž.

Hausdorff, 2008

a jeho tým porovnával změny rychlosti chůze, délky švihové a stojné fáze u 24 pacientů po CMP. Pomocí přístroje NESS (L300)<sup>®</sup> prováděl terapii po dobu 8 týdnů. Měření prováděl na začátku, po 4. týdnu a po 8. týdnu. Výsledkem bylo, že rychlost chůze se zlepšila po 4. týdnu o 17% a po 8. týdnu až o 34%. Stimulátor tedy podle něj značně vylepšuje dynamickou stabilitu během chůze a snižuje riziko pádů pacienta.

Everaert, 2010

se ve své studii zabývá terapeutickým efektem FES. Výzkumu se zúčastnilo 10 pacientů po CMP a 26 pacientů trpících roztroušenou sklerózou (RS). Tito pacienti užívali stimulátor 3 až 12 měsíců. Cílem bylo zjistit, zda dlouhodobé užívání FES posiluje zbylé kortikospinální spoje. Pomocí elektromyografu byla změřena například maximální volní kontrakce m. tibialis anterior. Pro skupinu pacientů po CMP tato hodnota vzrostla až o 48%, pro skupinu pacientů s RS o 17%. Rychlost chůze bez stimulátoru také významně narostla (až o 24%). Tyto hodnoty ukazují na to, že po dlouhodobém používání FES je posilována aktivace motorických center v kůře mozkové a jejich zbývajících descendentních spojů.

Robertsonová, 2010

zjišťovala, jak FES ovlivňuje stabilitu. 15 pacientů po CMP prošlo krátkým tréninkovým programem, aby se seznámili s účinky stimulátoru během několika úkolů (chůze na dlouhou vzdálenost, otáčení, chůze do / ze schodů a na šikmých plochách, vyhýbání se objektům a chůze na různých typech povrchů). Hodnotící škály byly použity ABC (Activities-specific Balance Confidence scale), BBS (Berg Balance Scale), Timed Up and Go test a 10MWT (deseti metrový test chůze). K vylepšení stability sice došlo, ale změna byla tak malá, že v klinické praxi téměř nemá význam.

Sabut, 2011

ve své studii hodnotil a porovnával efekt terapie využívající FES na rychlost chůze a sílu volní kontrakce. Studie se zúčastnilo celkem 18 pacientů v subakutní nebo chronické fázi CMP. Tito pacienti podstoupili 12 týdnů konvenční rehabilitace kombinované s terapií pomocí FES. Výsledky ukazují výrazné zlepšení rychlosti chůze a snížení energetické náročnosti. Jako další byly pozitivně ovlivněny kadence, délka kroku a svalová síla volní kontrakce m. tibialis anterior u obou skupin. Skupina subakutních pacientů dosahovala lepších hodnot. Z toho tedy vyplývá, že včasné zahájení kombinace konvenční rehabilitace a FES terapie zlepšuje léčbu pacientů po CMP.

Khattar, 2012

provedl v Indii případovou studii 7 pacientů v chronické fázi CMP, u kterých chtěl zjistit, zda bude mít FES efekt již po 2 týdnech terapie. Ke stimulaci byl využit přístroj ODFS<sup>®</sup> (Odstock Dropped Foot Stimulator<sup>®</sup>). Hodnocení proběhlo videoanalýzou chůze. Pozorovatelné zlepšení chůze nastalo pouze u 3 pacientů, ale všichni udávají, že chůze se stimulátorem pro ně byla spíše lehká. To naznačuje snížení energetické náročnosti během užití stimulátoru.

Sheffler, 2013

porovnal terapeutický efekt funkční elektrické stimulace a konvenční fyzioterapeutické léčby. Léčba probíhala po 12 týdnů. Sheffler hodnotil změny v hybnosti dolní končetiny, kvalitě života a omezení některých aktivit. Pacienti v chronické fázi po cévní mozkové příhodě byli hodnoceni pomocí modifikovaného Emoryho funkčního profilu chůze, Fugl-Meyerovy škály a testu, který hodnotí kvalitu života po CMP (Stroke Specific Quality of Life). V závěru udává, že nenalezl důkaz o obnovení motoriky na dolní končetině, ale zaznamenal zlepšení funkční mobility a kvality života během doby, kdy probíhala léčba.

Nolanová, 2015

ve své práci hodnotila, jaké změny v průběhu centra tlaku (CoP, center of pressure) nastanou při použití stimulátoru WalkAide®. Umístění a změna umístění centra tlaku totiž poskytuje cenné informace o motorických kontrolních mechanismech a účinnosti tohoto stimulátoru. Nolanová porovnávala nejen chůzi pacientů po cévní mozkové příhodě se stimulátorem a bez něj, ale tyto výsledky srovnala i s kontrolní skupinou zdravých subjektů. Soustředila se hlavně na popsání průběhu CoP během tří fází: fáze zatížení, fáze opory o jednu končetinu a terminální fáze stoje. Skupina pacientů (11) po cévní mozkové příhodě podstoupila čtyři 5metrové testy chůze (2 bez stimulátoru, 2 se stimulátorem), kontrolní zdravá skupina (11) pak 2 minutový test chůze, ze kterého bylo k analýze použito pouze 18 s. Data týkající se plantárního tlaku byla snímána pomocí systému pedar®-X. Pomocí dat týkajících se centra tlaku plošky bylo vyhodnoceno jeho umístění při iniciálním kontaktu a při „toe-off“, jeho posun a rychlost tohoto přemístění. Výsledky byly porovnány s kontrolní zdravou skupinou, která nevykazovala žádné významné odchylky hodnot pravé a levé končetiny. Dle Nolanové nebyla po aplikaci stimulátoru zvýšena rychlost chůze, plocha plošky, kterou pacienti s FES využili během stojné fáze, byla o 10,6% menší než u zdravé skupiny. Z měření dále vyplynulo, že iniciální kontakt byl o 6% více mediálně a posteriorně. Celkové umístění CoP bylo také posunuto mediálně. To naznačuje, že se použitím stimulátoru snižuje držení nohy v plantární flexi a inverzi a tím je také zlepšena stabilita. Změny průběhu CoP v anteroposteriorním směru jsou individuální, u 4 pacientů došlo ke zlepšení, ale u zbytku pacientů nebyla zaznamenána žádná změna nebo došlo ke zhoršení. Pokud se CoP během fáze zatížení posouvá posteriorně je to důkazem neefektivního přenosu váhy na postiženou končetinu. Závěrem bylo zjištěno, že metoda sběru dat týkajících se CoP je klíčovým faktorem v porozumění stability během stojné fáze chůzového cyklu. Peroneální stimulace zlepšuje pozici CoP (anteroposteriorně i mediolaterálně) i rychlost jeho přemístění.

## 2.5 AFO

Peroneální ortéza (v anglické literatuře ankle foot orthosis, AFO) je klasickou metodou užívanou k léčbě foot-dropu. Ortézy udržují hlezenní kloub ve středním postavení (90° dorsiflexe) a tím značně vylepšují rychlost chůze a snižují její energetickou náročnost (Hyun, 2015, Tyson, 2013). Dále poskytují mediolaterální stabilitu končetiny během stojné fáze chůzového cyklu. Ročně bývá vyrobeno několik tisíc peroneální ortéz. Některé jsou vyráběny dle šablony v manufakturách, některé je však třeba vyrobit dle individuálních potřeb pacienta (Stein, 2012). Nevýhodou však je, že ortéza kompenzuje foot-drop pouze pasivně a omezuje pohyby hlezenního kloubu, není primárně určena k zachování rozsahu pohybu hlezenního kloubu (Nolan, 2015). Mezi další nevýhody patří například problémy se vstáváním ze židle a estetický vzhled těchto ortéz (Kluding, 2013). Existují základní tři typy ortéz: pasivní, semi-aktivní a aktivní.

Pasivní ortézy neobsahují žádné elektrické komponenty, mohou však být opatřeny mechanickými součástmi, jako jsou pružiny a tlumiče, které kontrolují pohyb kotníku. Jsou také nejčastěji využívány. Škála pevnosti těchto ortéz se pohybuje od úplně rigidních až po velmi flexibilní. Rigidní ortézy fixují hlezno ve střední pozici a znemožňují plantární flexi. Pokud je však ortéza rigidní příliš, může zhoršit stabilitu pacienta během chůze. Semi-aktivní ortézy umožňují různou variabilitu pohybu v hlezenním kloubu. Používají k tomu počítač. Aktivní ortézy sestávají z vnějšího zdroje energie, kontrolního systému, senzorů a regulátorů (Alam, 2014).

## 2.6 POROVNÁNÍ FES A AFO

Peroneální ortézy i přístroje pro FES mají své přednosti a nevýhody, které jsem zmínila v samostatných kapitolách zabývajících se těmito pomůckami. Že ortézy i stimulatory významně zlepšují kvalitu chůze pacientů po CMP, dokázalo už mnoho specialistů (pro ortézy např. Van der Wilk, 2015; Chen CH-L, 2015). Zda jsou účinnější stimulatory nebo ortézy je stále předmětem zkoumání.

Van Swigchem, 2012

se zaměřil na zjištění, zda dosahují pacienti při vyhýbání se objektům lepších výsledků se stimulatorem či s ortézou. Měření se zúčastnilo 24 pacientů po CMP, kteří pravidelně používají AFO. Pacienti během prvních 2 týdnů používali stimulator 6 hodin denně a po zbylých 8 týdnů celodenně, s výjimkou 1 hodiny, kdy použili ortézu, aby neodvykli. Test podstoupili po 2 týdnech a po 8 týdnech. Při chůzi po treadmillu (pásu) byl před postiženou končetinou upuštěn objekt a pacient měl za úkol se mu vyhnout, celkový počet objektů byl 30. Za neúspěch bylo považováno, pokud pacient kontaktoval překážku, ukročil stranou nebo ztratil stabilitu. Měření bylo provedeno s FES i s AFO. Van Swigchem zjistil, že lepších výsledků dosáhli pacienti s FES. Pacienti s nižší svalovou silou postižené dolní končetiny z této stimulace profitovali více.

Bethoux, 2014

chtěl porovnat chůzi a kvalitu života pacientů využívajících FES a AFO kvůli foot-dropu, který vznikl po iktu (déle než 6 měsíců). Studii dokončilo 399 ze 495 subjektů. Všichni museli FES nebo AFO používat alespoň 6 měsíců. Primárně byl hodnocen 10 MWT, z části SIS (stroke impact score) mobilita, ADL, iADL a sociální účast. Sekundárně byl užit 6metrový test chůze, GaitRite, Emoryho funkční profil, BBS, Timed Up and Go test, individuální domény SIS a specifický test kvality života pacientů po CMP. Obě skupiny subjektů (jedni užívali FES, druzí AFO) se významně zlepšily na 10 MWT. Ve skupině FES bylo možno nalézt zlepšení i v SIS testu. Meziskupinové rozdíly ovšem nebyly nijak významné, užívání FES je tedy dle Bethoux ekvivalentní užívání AFO. Na závěr dodává, že by mělo být dále zkoumáno, zda FES neumožňuje lepších výsledků v ADL a stabilitě.

Schiemanck, 2015

se zabýval efektem implantovaného stimulatoru. Zjišťoval, zda stimulator ActiGait® ovlivňuje tyto faktory: kvalitu chůze během 10 MWT, výdej energie během 6minutového testu chůze, aktivitu pacienta (fyzické činnosti, dopad cévní mozkové příhody). 8 subjektů bylo po dobu 26 týdnů testováno v různých momentech po aktivaci FES. V porovnání s AFO zvýšil ActiGait® sílu paretické končetiny, umožnil lépe využít reziduální pohyb kotníku a prodloužil krok, na druhou stranu se však energetická náročnost nezměnila. Spokojenost pacientů s chůzí byla zvýšena při nošení FES, to však nemá spojitost s pozorovaným zlepšením chůze.



### 3. PRAKTICKÁ ČÁST:

#### 3.1 CÍLE

Cílem této práce je porovnat ortotický efekt peroneální ortézy a funkční peroneální stimulace na chůzi pacientů po CMP. Porovnání bude provedeno na základě hodnocení výsledků dynamické plantografie a kineziologického rozboru videozáznamu chůze. Na základě rešerše dostupné zahraniční literatury, je předpokladem, že užití pomůcek změní průběh centra tlaku plosky (CoP) a místo počátečního kontaktu bude posunuto více dorsálně, dále by z analýzy videa měla být patrná dorsální flexe hlezna a zmírnění projevů patologického stereotypu chůze. Mělo by také dojít ke zvýšení rychlosti chůze a k prodloužení stojné fáze postižené končetiny.

#### 3.2 METODIKA

Pro zpracování teoretické části práce jsem využila literatury v českém a anglickém jazyce. Dokumenty jsem vyhledávala v elektronických databázích BMČ, Medline, PubMed, EBSCO, Google Scholar. Klíčová slova, která jsem použila pro vyhledávání, byla: cévní mozková příhoda, foot-drop, funkční elektrostimulace, peroneální ortéza, footscan. Z velkého množství jsem vybrala pouze studie zabývající se funkční peroneální elektrostimulací, peroneální ortézou nebo jejich porovnáním u pacientů po cévní mozkové příhodě. Z vyhledávání jsem vyřadila studie, které byly starší deseti let (ponechala jsem pouze Kottink, 2004, protože potvrzuje ortotický efekt FES) nebo se zabývaly jinou diagnózou (roztřoušená skleróza, míšní léze, dětská mozková obrna).

Obsahem praktické části je definování cíle práce, seznámení s použitými metodami sběru dat a s pomůckami, které pacienti při chůzi využili. Dále tato práce obsahuje dvě kazuistiky pacientů po CMP, jejichž součástí je kineziologický rozbor se zaměřením na dolní končetinu, výsledky měření chůze na plošině footscan<sup>®</sup> a kineziologický rozbor videozáznamu.

Sběr dat jsem provedla pomocí dynamické plantografie systému footscan<sup>®</sup> a analýzou videozáznamu. Ze získaných dat jsem vytvořila grafy a tabulky, které znázorňují, zda došlo k efektu dané pomůcky na chůzi pacienta. Vzhledem k malému počtu vyšetřovaných (2) nelze z praktické části práce vyvodit obecně platný výsledek o vlivech peroneální ortézy a funkční peroneální elektrostimulace na chůzi pacientů po CMP. Vyšetření pacientů a měření pomocí plošiny footscan<sup>®</sup> jsem provedla na Klinice rehabilitačního lékařství VFN v Praze, kde je tento systém využíván od roku 2013.

### 3.2.1 SOUBOR

Indikační kritéria při výběru pacienta byla:

- chronická fáze cévní mozkové příhody (6 měsíců a déle od ataky)
- trpí foot-dropem
- pasivně lze dosáhnout alespoň neutrálního postavení hlezenního kloubu
- spasticita plantárních flexorů dle škály Gracies je maximálně stupeň 2
- je přítomna reakce na funkční elektrostimulátor WalkAide®
- pacient je schopen ujít bez pomůcky alespoň 3 metry

Kontraindikační kritéria byla:

- periferní poškození nervus peroneus communis
- kontraktury plantárních flexorů
- neschopnost samostatné chůze bez pomůcky
- neadekvátní reakce na elektrostimulátor WalkAide®

Kritéria byla určena s pomocí zahraničních studií na zadané téma (Nolan, 2015, Stein, 2006; Khattar, 2012). Chronická fáze byla zvolena z toho důvodu, že zdravotní stav pacientů v této fázi je stabilní. Indikací k aplikaci peroneální ortézy a elektrostimulátoru je nepřítomnost aktivní dorsiflexe hlezenního kloubu v dostačujícím rozsahu k chůzi (Walkaide®, 2015; ortotika-protetika, 2009). Je však třeba, aby bylo alespoň pasivně možno dosáhnout ideálního postavení hlezenního kloubu ve fázi iniciálního kontaktu a předšvihů. Tomu mohou zabránit zkrácené svaly zadní skupiny bérce, kloubní blokády v oblasti hlezenního kloubu, ale také spasticita plantárních flexorů (Perry, 2015). Vysoký stupeň spasticity znamená přítomnost klonu, který se může objevit při prudkém pohybu (Gracies, 2010). Takový pohyb může být vyvolán například elektrostimulátorem. Je také třeba, aby porucha senzitivních funkcí nebránila aplikaci ortézy či elektrostimulátoru, ať už z důvodu hypersenzitivity (velké bolestivosti), tak z hyposenzitivity (riziko vzniku otlačenin či kožních defektů až popálenin).

Z 5 pacientů, kteří byli osloveni, tato kritéria splnili pouze dva. Jedna pacientka nedosáhla dorsální flexe 90°, jeden pacient nereagoval na elektrostimulaci a u dalšího se vyskytl klonus při prudké dorsální flexi. Pacienti, kteří se účastnili, podepsali informovaný souhlas se zveřejněním svých anamnéz a dalších vyšetření, které jsem prováděla, byli informováni o způsobu vyšetření a sběru dat. (viz Příloha č. 1). Při práci byl dodržen etický kodex terapeuta.

### 3.2.2 POMŮCKY

#### 3.2.2.1 PERONEÁLNÍ ORTÉZA

K hodnocení chůze s peroneální ortézou byly využity dva typy ortéz. Prvním typem byla elastická ortéza hlezenního kloubu. K podpoře dorsální flexe přispívala osmičková bandáž, která byla součástí ortézy. Druhým typem byla vyšší ortéza dosahující do půli bérce. Tato ortéza byla vybavena 2 dlahami, které omezovaly plantární flexi hlezna, mírná dorsální flexe byla možná. Oba pacienti měli daný typ ortézy předepsán od lékaře.

1- Peroneální ortéza s osmičkovou bandáží 2- Peroneální ortéza s 2 dlahami



1- Zdroj: <http://www.zpflorence.cz/ortopedicke-pomucky/ortezy-bandaze-kotniku/69-orteza-hlezna-s-pelotami-pan-8-01.html>

2- vlastní fotografie

#### 3.2.2.2 ELEKTROSTIMULÁTOR

Ke stimulaci byl využit přístroj WalkAide<sup>®</sup>, který poskytuje jedno-kanálovou funkční elektrostimulaci. Ta může být využita při stimulaci peroneálního nervu u pacientů trpících syndromem drop-foot kvůli poškození centrálního motoneuronu. Stimulátor je na baterie a obsahuje snímač náklonu a snímač zrychlení, které ovlivňují načasování a délku stimulace během chůzového cyklu. Pomocí dvou gelových povrchových elektrod umístěných na motorickém bodu m. tibialis anterior a u hlavičky fibuly kontroluje přístroj dorsiflexi hlezenního kloubu. Tyto elektrody jsou suchým zipem připnuty zevnitř manžety, která se nasadí těsně pod patelu. WalkAide<sup>®</sup> je využíván například u cévních mozkových příhod, nekompletních spinálních lézí, traumat mozkové tkáně, roztroušené skleróze a mozkové obrně.

Před prvním použitím přístroje WalkAide® musí vyškolený fyzioterapeut nastavit parametry stimulace. Proto nejdříve hledáme ideální umístění elektrod. Snažíme se je uložit tak, abychom získali co největší odezvu stimulovaných svalů při použití co nejnižší možné intenzity stimulu. Pro každého pacienta se bude ideální umístění individuálně lišit. Katoda bývá umístěna na motorickém bodu m. tibialis anterior, anoda za hlavičkou fibuly. Umístěné elektrody zkusíme nejdříve s relaxovanou dolní končetinou, neměla by se dotýkat země, po správném umístění elektrod nastavíme délku a načasování stimulace. Po tomto nastavení je třeba doladit jednotlivé parametry dle chůzového cyklu pacienta. (Innovative Neurotronics, 2010; Cameron, 2010)

Elektrostimulátor WalkAide®



Zdroj: <http://www.ezped.com/eser.walkaide.html>

### 3.2.3 ZPŮSOB PROVEDENÍ:

U pacientů bylo provedeno:

1. Vstupní vyšetření (anamnéza, kineziologický rozbor se zaměřením na DKK)
  - důraz byl kladen na neurologické vyšetření a zhodnocení spasticity
2. Měření chůze metodou dynamické plantografie na plošině footscan®
  - bez obuvi a pro varianty chůze:
    - 1- bez pomůcky
    - 2- s peroneální ortézou
    - 3- s elektrostimulátorem WalkAide®
3. Natáčení variant chůze na kameru z předního pohledu

### 3.2.3.1 VSTUPNÍ VYŠETŘENÍ

Součástí vstupního vyšetření bylo odebrání anamnézy a kineziologické vyšetření pacienta:

- 1- aspekční zhodnocení stavu pacienta
- 2- palpační zhodnocení stavu pacienta
- 3- neurologické vyšetření- cití, taxe, šlachookosticových reflexů, zanikových a iritačních jevů, spasticity určitých svalových skupin DK
- 4- aspekční zhodnocení stereotypu chůze

Vzhledem k diagnóze pacientů jsem se více zaměřila na neurologické vyšetření. Kvůli aplikaci ortézy a funkční elektrostimulace bylo důležité určit, jaké poškození povrchového cití je přítomno. Abych zjistila, zda může být pacient zařazen do bakalářské práce, provedla jsem vyšetření spasticity. Využila jsem první, druhý a třetí krok hodnocení spasticity DKK dle Gracies. Toto vyšetření pro mne bylo výhodné i z toho důvodu, že zároveň měří funkční rozsahy kloubů, a proto není zapotřebí provádět goniometrické vyšetření.

Škála hodnocení spasticity dle Gracies (viz Příloha č. 2) vznikla na základě rozšíření škály Tardieu. Sestává z 5 kroků. Každý z pěti kroků je kvantitativně hodnocen. Prvním krokem je pasivní protažení hodnocené svalové skupiny do maxima. Maximální dosažitelný úhel je nazván pROM (pasivním kloubním rozsahem) proti svalové skupině, kterou hodnotíme. Úhel měříme od místa, ve kterém se svalová skupina nachází v minimálním protažení, protože to je místo kde začíná odpor. Druhým krokem je zjištění úhlu, ve kterém se projeví spasticita. Dle Tardieu škály hodnotíme úhel, ve kterém "zásek" nastal a typ svalové kontrakce, která nastala. Typ určuje stupeň spasticity. Definujeme 5:

- 0- žádná svalová kontrakce (rychlý pohyb proběhl bez "záseku")

- 1- mírná svalová kontrakce schopná dočasně pozastavit pasivní pohyb

- 2- kontrakce dostatečně silná k zastavení pohybu v určitém úhlu

- 3- vyčerpatelný klonus

- 4- nevyčerpatelný klonus

Třetím krokem je změření rozsahu aktivního pohybu (aROM). Pohyb probíhá ve směru protahování svalové skupiny, kterou hodnotíme. Čtvrtým krokem je změření počtu rychlých alternujících pohybů v rozsahu, který byl naměřen ve třetím kroku, za určitý časový úsek. Pátým krokem je objektivní a subjektivní zhodnocení funkce postižené končetiny (Gracies, 2010). Pro dolní končetinu je to chůze. Objektivně jí hodnotíme

pomocí 10 MWT, 2 nebo 6minutového testu. Subjektivně je DK hodnocena pomocí škály, která se nazývá Global Subjective Self-Assessment (GSSA). Otázky se týkají bolesti v končetině, nepohodlí následkem ztuhlosti a funkčnosti končetiny (Rehabilitation measures database, 2010).

### 3.2.3.2 DYNAMICKÁ PLANTOGRAFIE

Analýza stereotypu chůze může pomoci vybrat optimální terapeutický přístup nebo zkontrolovat účinnost již probíhající terapie (Véle, 2006).

Základní vyšetření chůze probíhá aspekci. Toto je subjektivní metoda a je třeba zkušeného terapeuta. Proto jsem pořídila záznam chůze pacienta na kameru. Výhoda spočívá v možnosti zpětně si chůzi pouštět i v nepřítomnosti pacienta, také lze záznam pustit zpomaleně či zastavit v určitém momentu. Při hodnocení chůze ze záznamu nelze získat žádné objektivní hodnoty, které by vypovídaly o funkčnosti pomůcek, které pacienti využívali.

Objektivně byla chůze hodnocena pomocí dynamické plantografie, která měří rozložení tlaku pod ploškou během pohybu. Naměřené hodnoty se tedy během času mění a jsou barevně odlišeny (červená nejvyšší tlak, modrá nejnižší tlak). Dynamická plantografie je jedním z nejpřesnějších vyšetření chůzových parametrů, proto je využívána k medicínským účelům (podiatrie, fyzioterapie, neurologie, ortopedie a další) stejně tak, jako k hodnocení běhu vrcholových sportovců. V České Republice jsou využívány systémy emed<sup>®</sup>, footscan<sup>®</sup> nebo Baropodometr<sup>®</sup> (Sofistikovaná biomechanická diagnostika lidského pohybu, 2012). K provedení analýzy parametrů chůze během chůzového cyklu jsem využila plošinu footscan<sup>®</sup> (RSscan International, Olen, Belgie). Součástí systému je tlaková deska, obslužný software a propojovací rozhraní. Software umožňuje hodnotit velikost plošky (šířku a délku chodidla) a jejich ploch kontaktujících podložku (cm<sup>2</sup>), rychlost jejich zatěžování (load rate, N/ms<sup>2</sup>), maximální sílu (N) a tlak (Pa), které v daném regionu působí, ale také mnoho dalších parametrů chůze. Výsledky měření lze exportovat na přenosný flashdisk (preditest, 2011).

Parametry plošiny footscan®:

Délka desky: 2 m

Hustota senzorů: 2,6 cm<sup>2</sup>

Šířka desky: 0,4 m

Velikost senzoru: 5x5 mm

Frekvence snímků: 100 Hz (max. 500 Hz)

Citlivost v rozsahu: 0,27-127 N/cm<sup>2</sup>

(Sofistikovaná biomechanická diagnostika lidského pohybu, 2012)

Footscan® 2m- 2D



Zdroj: <http://footscanusa.com/solutions/advanced/>

Konkrétně se budu zabývat hodnocením rychlosti chůze, délky stojné fáze, průběhu CoP a momentem kontaktu jednotlivých regionů plosky. CoP naznačuje, zda je efektivně přenášena váha na dolní končetinu a zda je stojná fáze stabilní (Nolan, 2015). Fyziologicky by měl průběh CoP začínat v oblasti paty. Odtud se po laterální hraně plosky posunuje anteriorně. V terminální fázi stoje dochází k jeho mediálnímu posunu pod hlavičku prvního metatarsu. (viz Příloha č. 3)

### 3.2.3.3 KINEZIOLOGICKÝ ROZBOR CHŮZE

Při hodnocení záznamů různých variant chůze aspekci jsem se zaměřila na přítomnost / nepřítomnost dorsiflexe hlezenního kloubu, zjišťovala jsem, kde dochází k iniciálnímu kontaktu plosky s podložkou, zda je přítomna flexe kolenního a kyčelního kloubu společně s dalšími patologickými projevy, které se objevují jako kompenzační mechanismy foot-dropu. Záznam jsem si mohla zastavit či pustit zpomaleně a to dopomohlo ke kvalitnějšímu rozboru.

### 3.3 KAZUISTIKA 1

#### **Pacient 1**

**Datum:** 15. 1. 2016

**Vyšetřovaná osoba:** L. U., muž, 1960 (56 let)

**Diagnóza:** stav po ischemické CMP 8. 2. 2015, pravostranná centrální hemiparéza s větším poškozením PHK

#### **Anamnéza:**

RA: bez onemocnění, otec zemřel v 75 roce věku na cévní mozkovou příhodu

OA: v 6 letech hospitalizován se spálou, st.p. borreliose (2009)- reziduální paresa n. facialis sin., st.p. bronchopneumonii. st.p. infekci močových cest, st.p. frct. P clavicyly po pádu z eskalátoru (10/2015)

operace: 0

Abusus: 7 cigaret / den, cca 4x20 ml tvrdého alkoholu / týden

AA: neguje

SA: opravář plynových kotlů, nyní ID, bydlí v bytě s manželkou a synem, k bytu vede 38 schodů, nemá s nimi problém, byt je bezbariérový, je levák

Zájmy: dříve hrál aktivně fotbal, nyní chodí na procházky, práce na chalupě

Pomůcky: dlaha na P zápěstí, ramenní a hlezenní ortéza, vycházková hůl, sedačka do koupelny

ADL: problém činí bimanuální aktivity- krájení jídla, obouvání (používá dlouhou lžici), osobní hygiena (stříhání nehtů)

Mobilita: na lůžku samostatně, chůze na delší úseky (100m a více) s vycházkovou holí a hlezenní ortézou

**Nynější onemocnění:** stav po ischemické CMP 8. 2. 2015, pravostranná hemiparéza s větším poškozením PHK

#### **Předchozí rehabilitace:**

3 týdny JIP nemocnice Motol

3 týdny rehabilitace v nemocnici Motol

5 měsíců rehabilitace v rehabilitační klinice Malvazinky



**Status presens:** Pacient je při vědomí, orientovaný (časem, místem, osobou), spolupracuje.

Výška: 175 cm      Váha: 65 kg      BMI: 21,2

somatotyp: mezomorf

**Subjektivní problém pacienta:**

nepohyblivost PHK

bolest: 0, při pasivním pohybu v krajní poloze 3

**Vlastní kineziologické vyšetření:**

Nebylo provedeno komplexní fyzioterapeutické vyšetření. Zaměřeno bylo na DKK a chůzi.

Aspekce:

Otoky DKK nejsou přítomny, kůže je bez ikteru a cyanozy.

Zepředu- hlava v osovém postavení, trup ukloněn mírně doprava- deprese P ramene, deprese P bradavky, taile asymetrické (L větší), Wernicke-Mannovo držení PHK- ramenní kloub v mírné flexi a addukci, palmární flexe zápěstí, flexe prstů, P SIAS výš, PDK je předsunutá, L kolenní kloub v hyperextenzi

Zboku- hlava v předsunu, ramena v protrakci, zvýšená hrudní kyfóza, pánev v mírné antevertzi, PDK předsunutá, L kolenní kloub v hyperextenzi, klenba nohy v normě

Ze zadu- hlava v osovém postavení, patrný úklon trupu doprava, deprese P ramene, deprese P lopatky, taile asymetrické (L větší), P SIPS výš, P gluteální rýha směřuje na mediální straně více kaudálně, popliteální rýhy symetrické, Achillovy šlachy symetrické

Palpace:

bez otoků, nebolestivá, PDK je nápadně studená

oproti LDK horší protažitelnost a posunlivost stehenní fascie PDK

zvýšený svalový tonus P lýtka a stehna

### Neurologické vyšetření:

Čítí:

Povrchové čítí bez patologie

Proprioceptivní čítí bez patologie

Taxe:

nepřesná

Šlachookosticové reflexy:

Patellární- zvýšený a dlouhotrvající

Achillovy šlachy- výbavný

Medioplantární- výbavný

Zánikové jevy:

Mingazinni- udrží s třesem

Iritační jevy:

Babinski- pozitivní

Chaddock- pozitivní

Oppenheim- pozitivní

### Vyšetření spasticity pacienta č. 1

PDK		pROM	spasticita	stupeň	aROM
Dorsiflexe hlezna	m. gastrocnemius	90°	70°	2	0°
	m. soleus	100°	70°	2	80°
Flexe kyčle	hamstringy	70°	100°	2	60°
Flexe kolene	m. rectus femoris	100°	30°	2	70°
	m. quadriceps (vastus medialis et lateralis)	120°	/	2	95°

Zdroj: vlastní zpracování

Chůze: vyšetřena bez vycházkové hole a ortéz

Hemiparetická- cirkumdukce, souhyby HKK chybí

Stojná fáze: nášlap na zevní hranu plosky v oblasti hlaviček metatarsů, bez odvalu,  
zamčené koleno, je zkrácena

Švihová fáze: cirkumdukce s (laterální) flexí trupu ke straně postižení, bez dorsální flexe  
hlezna, minimální flexe kolene, před došlapem patrná ataxie

### 3.4 KAZUISTIKA 2

#### Pacient 2

**Datum:** 2. 2. 2016

**Vyšetřovaná osoba:** J. B., žena, 6. 6. 1964 (52let)

**Diagnóza:** stav po ischemické CMP (4/2012)

#### **Anamnéza:**

RA: otec CA plic v 75 letech, matka první CMP v 66 letech, dvě sestry zdravé, jedna dcera zdravá

OA: ischemická CMP 4 / 2012. pravostranná hemiparéza s těžším poškozením PHK  
operace: operace Bartoliho žláz pod celkovou narkózou (2005, 4/2012)

úrazy: opakované distorze hlezen

GA: bpn, poslední vyšetření 2012

Abuzus: kouření 0, alkohol 2 piva / týden

AA: včelí bodnutí

SA: bydlí sama v přízemí, schody 0, matka či dcera občas přijdou pomoci, je pravák, účetní, ID (od roku 2014)

Zájmy: volejbal, snowboard, jízda na motorce

Pomůcky: rigidní hlezenní ortéza.

ADL: nutná dopomoc s osobní hygienou (stříhání nehtů, nanášení krému na PHK, holení) a s vařením

Mobilita: na lůžku samostatně, chůze s hlezenní ortézou

**Nynější onemocnění:** stav po CMP (duben 2012), pravostranná hemiparesa s větším poškozením PHK

**Subjektivní problém:** nefunkčnost pravé horní končetiny, velká ztuhlost, zvýšená bolestivost postižené poloviny těla při studeném počasí (až 7/10)

#### **Předchozí rehabilitace:**

3týdny rhh Motol

RHB Malvazinky do 9/2012

RU Kladruby 10/2012- 12/2012

jaro 2013 RU Kladruby  
podzim 2013 RHB Malvazinky  
4-5/2014 RU Kladruby  
terapie na KRL VFN  
denní stacionář KRL

**Status presens:** Pacientka je při vědomí, orientovaná (časem, místem a osobou), spolupracuje.

výška: 176 váha: 76 BMI: 24.5  
somatotyp: mezomorf

### **Vlastní kineziologické vyšetření:**

Nebylo provedeno komplexní fyzioterapeutické vyšetření. Zaměřeno bylo na DKK a chůzi.

#### Aspekce:

Otoky DKK nejsou přítomny, kůže je bez ikteru a cyanozy.

Zepředu- hlava je v osovém postavení, deprese P ramene, výrazná flexe P lokte, radiální dukce P zápěstí, flexe prstů, taile asymetrické- P větší, P lopata kyčelní kosti je výš, kolena v hyperextenzi, varózní bilaterálně (P více), PDK mírně předsunuta, hallux valgus PDK, náklon celého těla doleva

Zboku- hlava v mírném předsunu, ramena v protrakci, hrudní hyperkyfóza, bederní hyperlordóza, pánev je v mírné anteverzi, kolena v hyperextenzi, pedes plani bilaterálně, hallux valgus PDK

Ze zadu- hlava je v osovém postavení, deprese P ramene a lopatky, P taile větší, P lopata kosti kyčelní je výš, gluteální rýhy symetrické, P méně výrazná, popliteální rýhy symetrické, patrná varosita kolen, Achillovy šlachy symetrické a v ose, pedes plani bilaterálně

#### Palpace:

bez otoků, posunlivost a protažitelnost fascií PDK zhoršená, akrum PDK je nápadně studené, zvýšený svalový tonus PDK

Neurologické vyšetření:

Čítí:

Povrchové čítí - hypersenzitivita

Proprioceptivní čítí bez patologie

Taxe:

nepřesná

Šlachookosticové reflexy:

Patellární- zvýšený

Achillovy šlachy- zvýšený

Medioplantární- zvýšený

Zánikové jevy:

Mingazinni- nepřítomný

Iritační jevy:

Babinski- pozitivní

Chaddock- pozitivní

Oppenheim- pozitivní

Vyšetření spasticity pacienta č. 2

PDK		pROM	spasticita	stupeň	aROM
Dorsiflexe hlezna	m. gastrocnemius	90°	70°	2	80°
	m. soleus	90°	70°	2	80°
Flexe kyčle	hamstringy	85°	60°	2	85°
Flexe kolene	m. rectus femoris	120°	30°	2	100°
	m. quadriceps (vastus medialis et lateralis)	120°	60°	2	110°

Zdroj: vlastní zpracování

Chůze: vyšetřena bez ortézy

Hemiparetická - kohoutí, souhyby HKK chybí

(PHK se dostává do flexe v lokti téměř 90°)

Stojná fáze: došlap na zevní hranu plosky v oblasti pod metatarsálními klouby, bez odvalu, je zkrácena

Švihová fáze: zvýšená flexe kyčelního kloubu, chybí dorsální flexe hlezna, je patrná mírná ataxie, ploska se stáčí do inverze

### 3.5 VÝSLEDKY:

Z oslovených pěti pacientů tři nesplňovali kritéria. Vyšetření byli dva pacienti (muž a žena). Oba pacienti trpí pravostrannou hemiparézou po prodělané ischemické CMP. Peroneální ortézu předepsanou lékařem nosí během celého dne, proto tedy při vyšetření použili svou vlastní. S funkční elektrostimulací už byli v minulosti seznámeni, ale dlouhodobě ji nevyužívají. Parametry stimulace byly nastaveny těsně před měřením na plošně footscan<sup>®</sup>, pacienti tak neměli mnoho času si chůzi se stimulatorem nacvičit. Hodnoty měření byly zprůměrovány a bylo vyřazeno jedno nejhorší měření. Pro hodnocení průběhu CoP bylo vybráno jedno nejlepší měření.

#### 3.5.1 Pacient č. 1

Subjektivně pacient udával lepší pocit z chůze s pomocí peroneální ortézy. Přisuzoval to nezvyku na stimulator, u kterého se, dle jeho slov, nemohl spolehnout na efekt.

##### 3.5.1.1 Dynamická plantografie

Rychlost chůze bez pomůcek byla 2,2 m/s. S ortézou tato rychlost stoupla až na 4,4 m/s a s FES klesla na 3,2 m/s.

Délka stojné fáze zdravé končetiny trvala 2,29 s, postižené končetiny 1,06 s. Při použití ortézy, se zkrátila na 0,75 s, ale při použití FES se prodloužila až na 1,09 s.

### Moment kontaktu pacienta č. 1

	NABOSO	AFO	FES	KONTROLNÍ
Prstec 1	692,2	547,5	224	460,8
Prstec 2-5	449,9	178,4	220	430,8
Meta 1	429,1	7,5	176,6	423,8
Meta 2	439,9	0,9	266,1	338,8
Meta 3	269	184,9	439,2	306,8
Meta 4	31,5	10	156,1	303,8
Meta 5	25,9	10	157,2	189,8
Středonoží	29,7	27,1	255,9	173,8
Pata L	26	35,4	1,1	1,3
Pata M	47,1	33,6	1,6	1,9

Zdroj: vlastní zpracování

V tabulce je znázorněn v ms moment kontaktu jednotlivých oblastí plosky. Červeně jsou zvýrazněny časy oblastí, které byly místem počátečního kontaktu plosky. Pro chůzi bez pomůcek to byla oblast hlavičky pátého metatarsu a laterální strany patní oblasti, dle tabulky je patrné, že oblast laterální části paty, středonoží a hlavičky pátého metatarsu dopadá na podložku téměř současně a až po výrazně dlouhé době dopadá i zbytek plosky. Pro chůzi s ortézou je místem iniciálního kontaktu oblast hlavičky prvního a druhého metatarsu, dochází ke zmírnění inverze plosky. Pro elektrostimulátor je místem počátečního kontaktu oblast mediální a laterální paty. Kontrolní je levá končetina pacienta, jejíž místo počátečního kontaktu bylo také v oblasti mediální a laterální paty.

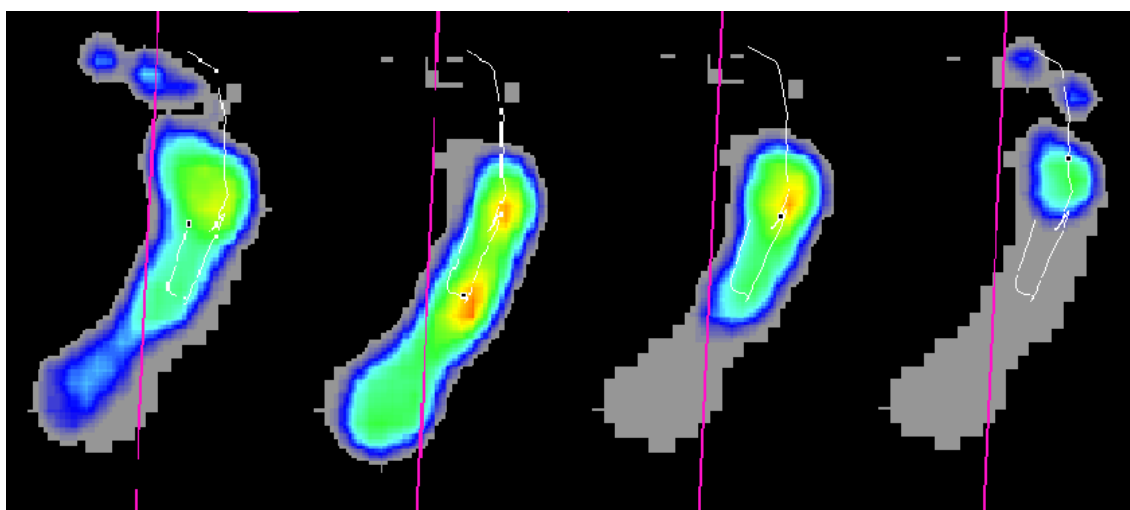
Na obrázcích níže je zaznamenán průběh centra tlaku v určitých momentech stejné fáze. Zleva reprezentují:

- 1- iniciální kontakt (2% stejné fáze)
- 2- fáze zatěžování (25% stejné fáze)
- 3- střední fáze stoje (60% stejné fáze)
- 4- fáze předšvihů (90% stejné fáze)

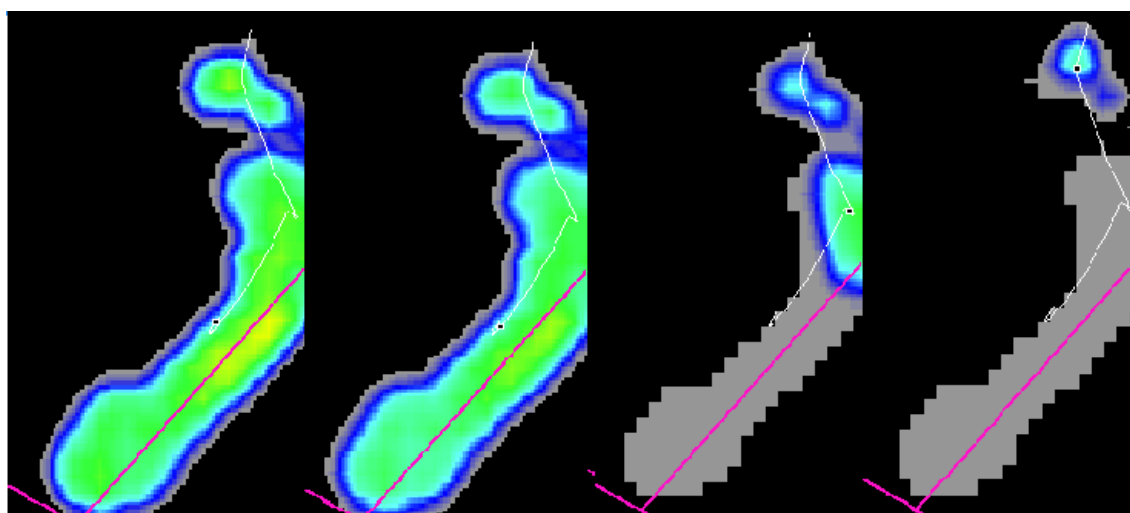
Barevně je odstupňováno zatížení dané oblasti plosky (modrá nejmenší, žlutá větší, červená největší zatížení). Bílá křivka znázorňuje celkový průběh centra tlaku plosky a černý bod je jeho okamžitá poloha.



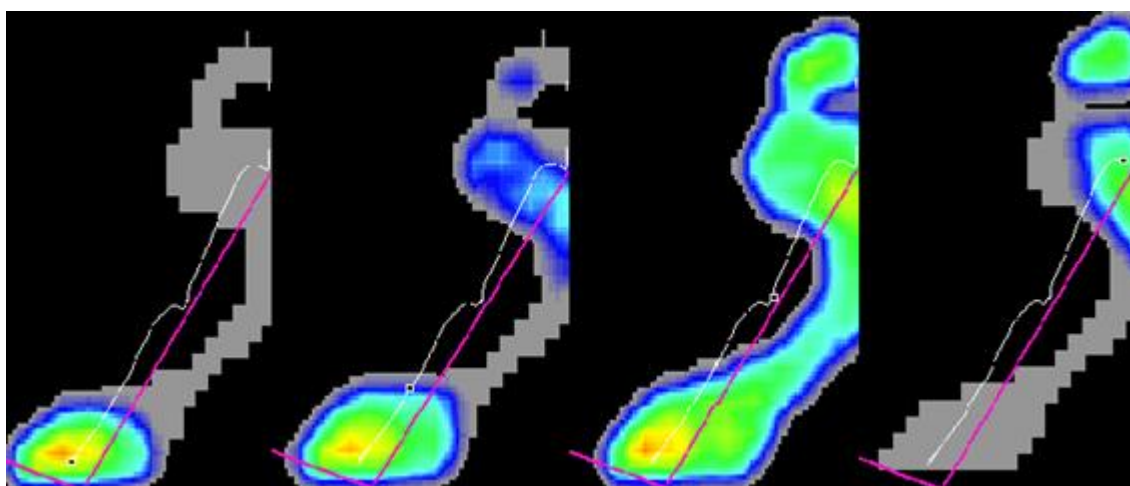
Chůze bez pomůcky



Chůze s ortézou



Chůze s WalkAide®



### 3.5.1.2 Videoanalýza

Počátečním místem kontaktu při chůzi bez pomůcek byla dle videorozboru laterální strana chodidla přibližně v oblasti hlavičky pátého metatarsu, dopad paty následuje těsně po tom. Aktivní dorsiflexe hlezna chybí. Stereotypem chůze je cirkumdukce, vyznačuje se nepřítomností flexe kolenního a kyčelního kloubu, nebo je tato flexe velmi malá, a elevací pánve postižené strany. Dochází také k lateroflexi trupu k postižené končetině během její švihové fáze.

Při využití ortézy se iniciální kontakt přesouvá dorsálně do oblasti středonoží, ale stále je výrazně na laterální straně plosky (noha je v inverzi a špička směřuje výrazně laterálně). Ploska se téměř vůbec nepřitiskne mediální částí na podložku. Flexe kolenního a kyčelního kloubu je výraznější, elevace pánve je menší. Lateroflexe trupu je mírně omezena, více však osciluje.

Při využití FES dopadá noha jako první na patní oblast. Je přítomná dorsiflexe hlezenního kloubu. Noha je vytočena špičkou laterálně, ale není v tak výrazném inverzním držení. Kolenní a kyčelní kloub se flektují výrazněji, elevace pánve na postižené straně je však nadále výrazná. Chybí lateroflexe trupu během švihové fáze postižené DK.

### 3.5.2 Pacient č. 2

Subjektivně pacientka udávala lepší pocit z chůze s ortézou, ale věří, že kdyby podstoupila FES terapii, dosáhla by s ní kvalitnější chůze než s ortézou.

#### 3.5.2.1 Dynamická plantografie

Rychlost chůze bez pomůcek byla 1,6 m/s. S ortézou tato rychlost stoupla na 1,9 m/s a s FES dokonce až na 2,8 m/s.

Délka stojné fáze zdravé končetiny trvala 2,47 s, postižené končetiny 1,00 s. Při použití ortézy, se prodloužila na 1,05 s a při použití FES až na 1,37 s.

### Moment kontaktu pacienta č. 2

	NABOSO	AFO	FES	KONTROLNÍ
Prstec 1	300,3	321,9	570,1	480,6
Prstec 2-5	158,6	318,4	571,8	446,2
Meta 1	175,3	78,8	393,1	445,9
Meta 2	114,1	80,6	267	323,9
Meta 3	307	200,2	202,9	152,2
Meta 4	283,2	120,6	96,4	118,4
Meta 5	2,7	127,2	68,9	151,4
Středonoží	385,6	45,1	253,3	113,3
Pata L	279,9	37,3	0	0
Pata M	276,4	39,8	0	0

Zdroj: vlastní zpracování

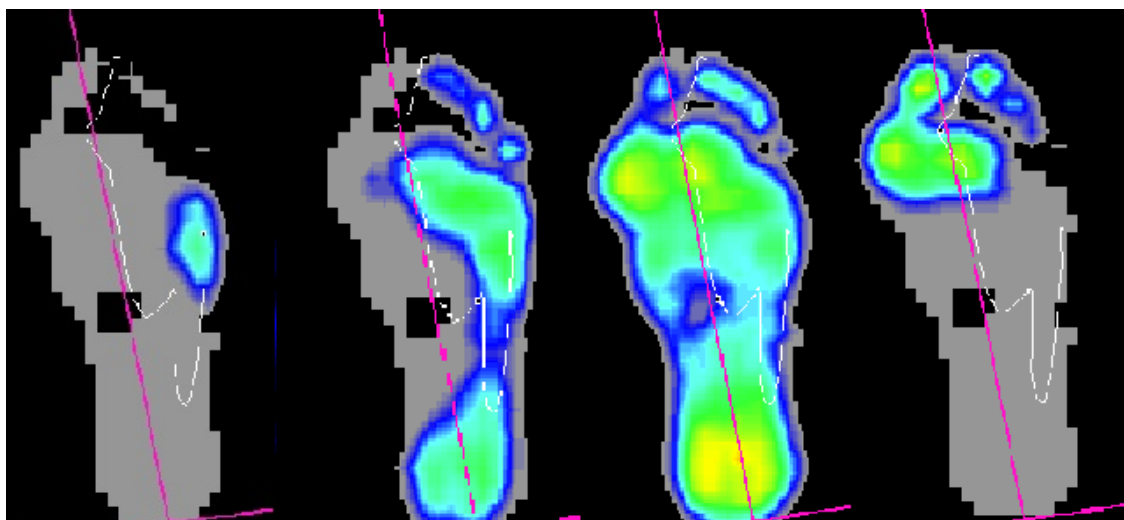
V tabulce je znázorněn v ms moment kontaktu jednotlivých oblastí plosky. Červeně jsou zvýrazněny časy oblastí, které byly místem počátečního kontaktu plosky. Z hodnot v tabulce č. 2 je patrné, že při chůzi bez pomůcek je místem iniciálního kontaktu hlavička pátého metatarsu a o více jak 0,1 sekundy později dochází ke kontaktu ostatních oblastí plosky. Oblasti paty dopadají na měřicí plochu až ke konci stojné fáze. Při užití ortézy jsou místem počátečního kontaktu oblasti paty, následovalo středonoží a oblasti hlaviček prvního a druhého metatarsu. Při využití elektrostimulátoru je iniciálním místem kontaktu také oblast paty, následuje však oblast hlaviček pátého a čtvrtého metatarsu. Kontrolní je levá končetina pacienta, jejíž místo počátečního kontaktu bylo také v oblasti mediální a laterální paty.

Na obrázcích níže je zaznamenán průběh centra tlaku v určitých momentech stojné fáze. Zleva reprezentují:

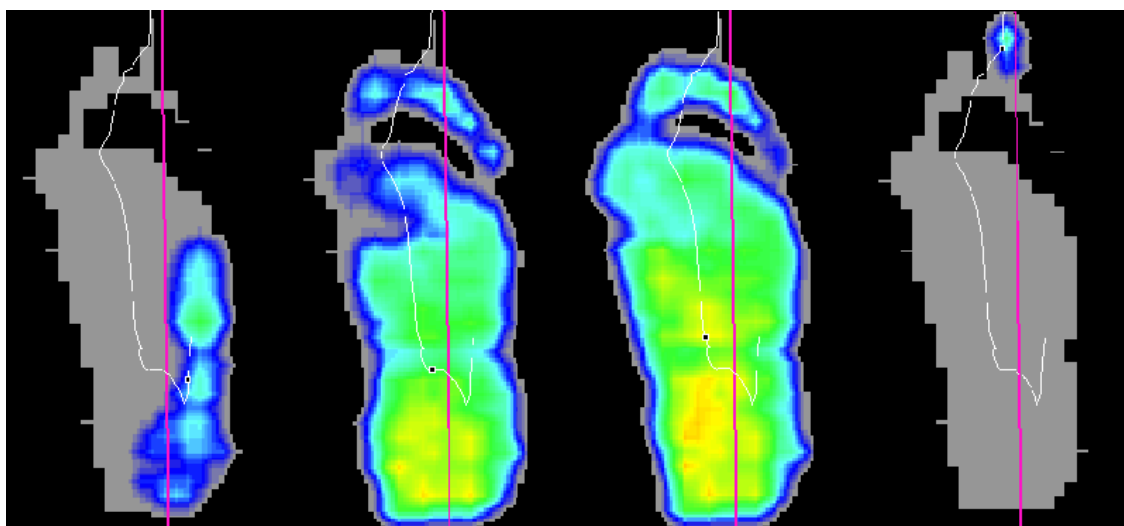
- 1- iniciální kontakt (2% stojné fáze)
- 2- fáze zatěžování (25% stojné fáze)
- 3- střední fáze stoje (60% stojné fáze)
- 4- fáze předšvihů (90% stojné fáze)

Barevně je odstupňováno zatížení dané oblasti plosky (modrá nejmenší, žlutá větší, červená největší zatížení). Bílá křivka znázorňuje celkový průběh centra tlaku plosky a černý bod je jeho okamžitá poloha.

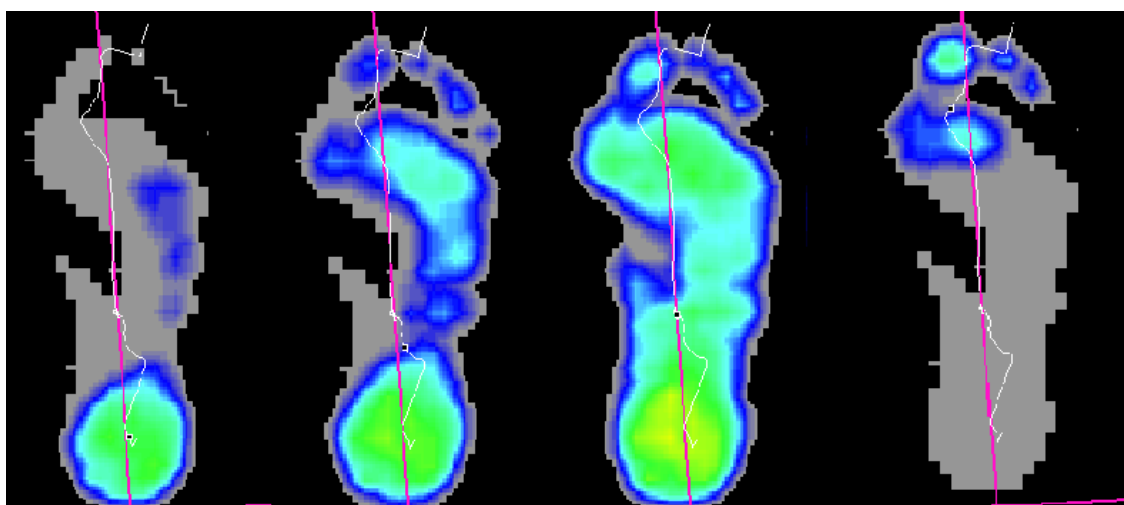
Chůze bez pomůcky



Chůze s ortézou



Chůze s WalkAide®



### 3.5.2.2 Videoanalýza

Počátečním místem kontaktu při chůzi bez pomůcek byla dle videorozboru laterální strana chodidla přibližně v oblasti hlavičky pátého metatarsu. Dorsální flexe hlezna chybí. Dochází k výrazné flexi kolenního a kyčelního kloubu. Elevace pánve ani lateroflexe trupu nejsou přítomny.

Při využití ortézy je iniciální kontakt stále výrazně na laterální straně plosky (noha je v inverzi). Dorsální flexe hlezna chybí. Flexe kolenního kloubu je stejná jako při chůzi bez pomůcky, ovšem flexe kyčelního kloubu je větší. Elevace pánve a lateroflexe trupu nadále chybí.

Při využití FES dopadá noha jako první na patní oblast. Noha je vytočena špičkou mírně laterálně, ale téměř není v inverzním držení, pouze na začátku švihové fáze. Flexe kolenního a kyčelního kloubu je stále velká. Elevace pánve a lateroflexe trupu chybí.

#### 4. DISKUZE:

Problémy s chůzí má téměř 90% pacientů po cévní mozkové příhodě a až 30% z nich trpí foot-dropem (Khattar, 2012). Ten je jednou z nejčastějších příčin pádů těchto pacientů. Dalšími jeho důsledky mohou být bolestivé tlakové body na plosce, které mohou vést až ke vzniku dekubitů, poškození kloubu a jeho pouzdra a zkrácení svalových vláken (Wilkenfeld, 2013, Khattar, 2012). Proto je terapie chůze jednou z nejdůležitějších částí fyzioterapie po CMP. Foot-drop může být způsoben jak spasticitou plantárních flexorů, tak parézou flexorů dorsálních, nebo jejich kombinací. Zároveň bývají spastické supinátory plosky a oslabené pronátory. Výsledným obrazem je tedy fixovaná plantární flexe s inverzí chodidla, která způsobuje patologický stereotyp chůze. Popisována bývá tzv. kohoutí chůze a cirkumdukce DK s elevací pánve na postižené straně (Khattar, 2012; Kolář, 2009). Léčbou foot-dropu první volby bývá peroneální ortéza. V současné době se začíná čím dál více využívat i funkční elektrostimulace.

V zahraniční literatuře se v současnosti diskutuje, zda je efekt peroneálních ortéz srovnatelný s funkční peroneální elektrostimulací (například Bethoux, 2014, 2015; Everaert, 2013; Kluding, 2013; Schiemanck, 2015; Van Swigchem, 2012). To bylo také cílem mé práce, porovnat účinky těchto pomůcek na chůzi pacientů po CMP. Na dvou pacientech z Kliniky rehabilitačního lékařství jsem se pokusila zopakovat výsledky několika zahraničních studií. Oba pacienti trpí pravostrannou hemiparézou, která je více vyjádřena na horní končetině. Shodují se, že největším problémem je pro ně její nepohyblivost. Oba během celého dne využívají peroneálních ortéz, které mají předepsané od lékaře. Protože jsem zkoumala ortotický efekt, neprováděla jsem žádnou dlouhodobou terapeutickou intervenci, pacienty jsem vyšetřila, abych zjistila, zda splňují vstupní požadavky, naměřila jsem hodnoty pomocí footscanu<sup>®</sup> a provedla zaznamenání chůze na video s jeho následným kineziologickým rozbohem.

Problémem, se kterým jsem se při zpracování teoretické části setkala, bylo, že většina zahraničních studií se zabývá terapeutickým efektem těchto pomůcek (Bethoux, 2014, 2015; Everaert, 2010; Kluding, 2013; Sabut, 2011; Sheffler, 2013; Schiemanck, 2015; Stein, 2006; Van Swigchem, 2012 a další). Například Bethoux, ve své studii z roku 2014 hodnotí chůzi pacientů, kteří užívali FES a AFO déle než 6 měsíců. Takto dlouhodobé a intenzivní terapie nebylo možno na KRL provádět. Pacienti by totiž museli přístroj WalkAide<sup>®</sup> dostat zapůjčený a na tak dlouhou dobu ho klinika nemůže postrádat.

Práce takového časového rozsahu by byla spíše vhodná k magisterské diplomové práci, ačkoli je zde stále otázka dostupnosti přístroje. Zaměřila jsem se tedy na ortotický efekt těchto pomůcek. Bohužel v českém jazyce literatura na toto téma téměř neexistuje, práci zabývající se účinky funkční peroneální elektrostimulace jsem našla pouze bakalářskou od Kristiny Petříčkové (2014), která prováděla krátkodobou terapii pomocí přístroje WalkAide®. Ostatní české zdroje hovoří spíše o stimulaci periferní parézy dorsiflexorů hlezna. Ze zahraničních autorů mě zaujala například Nolanová (2015), která popisuje změny v průběhu centra tlaku plosky, a Khattar (2012), který pomocí aspekce popisoval změny chůze při využití těchto pomůcek.

Při vyšetřování chůze jsou velmi často hodnoceny kvantitativní parametry, jako jsou rychlost chůze, kadence kroku či její energetická náročnost. V běžné fyzioterapeutické praxi jsou k tomu využívány specializované testy či přístroje. K získání výsledků, které by bylo možno porovnat s hodnotami z vybraných zahraničních studií bylo nutno využít dynamické plantografie. Tato přístrojová metoda objektivně hodnotí velké množství parametrů chůze. Konkrétně jsem si vybrala rychlost chůze, délku stojné fáze, moment kontaktu určitých oblastí plosky a průběh centra tlaku plosky.

K měření jsem využila tlakovou plošinu footscan®, která však byla vytvořena pro měření chůze a běhu zdravých jedinců. Je tedy relativně úzká (0.4 m) a tlakové senzory nejsou umístěny po celé její šířce. Pro pacienty po cévní mozkové příhodě je typická širší база, proto se stalo, že je u prvního pacienta na obrázcích pouze část otisku pravé plosky. Chůze pacientů mohla být ovlivněna jejich snahou o došlap do vymezeného prostoru. Objevilo se také několik dalších problémů spojených převážně se složitostí softwaru. Při exportu výsledků dynamické plantografie do programu Microsoft Excel byly hodnoty přeházeny a nepřehledně či nedostatečně popsány. Bylo by asi nutno projít školením určeným pro vyhodnocování dat z plošiny footscan®.

Abych mohla zohlednit studii z roku 2012 Khattara, provedla jsem kineziologický rozbor chůze z videozáznamu. Při hodnocení chůze aspekcí jsem se zaměřila na přítomnost / nepřítomnost dorsiflexe hlezenního kloubu, zjišťovala jsem, kde dochází k iniciálnímu kontaktu plosky s podložkou, zda je přítomna flexe kolenního a kyčelního kloubu společně s dalšími patologickými projevy, které se objevují jako kompenzační mechanismy foot-dropu. Tato metoda je velice subjektivní, výsledky jsem proto opřela o hodnoty dynamické plantografie.

V další části diskuze porovnáám výsledky dynamické plantografie a aspekce s výsledky zahraničních studií.

Rychlost chůze je jedním ze základních parametrů, které bývají hodnoceny. Z výsledků vyplývá, že rychlost chůze pacientů vzrostla při použití některé z pomůcek (pro pacienta č. 1 byla z tohoto hlediska efektivnější ortéza, pacient č. 2 byl rychlejší se stimulatorem). Ke stejným výsledkům se ve svých studiích dopracovali například Stein (2006) a Kottinková (2004). Naopak Nolanová (2015) udává, že rychlost chůze pacientů s využitím stimulatoru se nijak nezměnila. Kludingová (2013) udává, že při využití AFO a FES došlo k zrychlení chůze oproti chůzi bez pomůcky, ve změně rychlosti při využití jedné a druhé pomůcky však nebyl signifikantní rozdíl. Tentýž závěr udává Bethoux ve své studii z roku 2015, nárůst rychlosti chůze byl podle něj během dvanácti měsíců ekvivalentní při využití AFO i FES.

Délka stojné fáze je důležitým ukazatelem schopnosti pacienta přenést váhu na danou končetinu. U stavů po CMP je typicky zkrácena, důvodů může být více (nejistota, nestabilita, bolestivost, kontraktury plantárních flexorů, slabost extenzorů kyčelního kloubu). Pozitivní tedy je, že s využitím pomůcek se stojná fáze prodloužila, konkrétně bylo zlepšení větší s využitím funkční elektrostimulace u obou pacientů (Příloha č. 4).

Významným parametrem, který jsem sledovala, byl průběh centra tlaku plosky (CoP- center of pressure). Velmi důkladně se jím ve své studii zabývá Nolanová (2015). CoP reprezentuje neuromuskulární odpověď organismu, která kontroluje pohyb těžiště tak, aby byla zachována stabilita a dopředný pohyb. Změny v anteriorně posteriorním umístění CoP informují o schopnosti přenést váhu na stojnou končetinu a o tom, jak kvalitně byl zachován dopředný pohyb, změny ve směru mediolaterálním zase informují o stabilitě. Peroneální ortéza může, na rozdíl od funkční elektrostimulace, poskytnout mediolaterální stabilitu během stojné fáze (Stein, 2006).

U pacienta č. 1 je patrné, že průběh CoP při chůzi bez pomůcek začíná posteriorně od hlaviček metatarsů, ve fázi zatížení stojné DK se přesune posteriorně a na laterální stranu plosky a v následujících fázích putuje anteriorně. Při chůzi s peroneální ortézou je počáteční umístění CoP v oblasti středonoží (více posteriorně než při chůzi bez pomůcky), během fáze zatěžování CoP setrvává na místě, což je zlepšení oproti posteriornímu posunu při chůzi bez pomůcky. V předšvihové fázi se CoP dostává až pod palec. Při chůzi s FES je počátečním umístěním CoP patní oblast, během fáze zatěžování se posouvá anteriorně s mírným mediolaterálním zaváháním během střední fáze stoje. Ve fázi předšvihu je CoP umístěno v oblasti hlaviček druhého a třetího metatarsu. Kvůli široké bazi pacienta a laterálnímu vytočení špičky nebyla změřena celá ploska. Je tedy možné, že výsledný průběh CoP by mohl být mírně odlišný.



U pacienta č. 2 při chůzi bez pomůcek začíná průběh centra tlaku v oblasti hlavičky pátého metatarsu, to ukazuje na výrazné inverzní držení. Během fáze zatěžování lze pozorovat významnou amplitudu CoP posteriorně s následným anteriorním posunem. Další menší amplituda nastává ve střední fázi stoje. Následně už se CoP posouvá pouze anteriorně. Mediolaterální přesuny CoP nejsou příliš významné, z toho lze vyvodit, že stabilita pacienta je celkem dobrá. S peroneální ortézou je počáteční umístění CoP posunuto posteriorně do oblasti středonoží. Posteriorní výchylka jeho průběhu je pouze jedna a to ve fázi zatížení, následně se CoP přesouvá pouze anteriorně. Při užití stimulatoru WalkAide® začíná průběh centra tlaku v oblasti paty. Chybí jakýkoli jeho posteriorní posun, je patrné pouze mírné mediální vychýlení ve fázi zatížení a laterální posun ve fázi předšvihu, ten je ale fyziologický.

Nolanová (2015) zjistila, že iniciální kontakt pacientů využívajících FES byl o 6% více posteriorně a o 6% více mediálně. Průměrný průběh CoP byl celý posunut mediálně, ale rozsah jeho výchylek se nezměnil. To znamená, že byla stále přítomna nestabilita, ale zmírnilo se equinovození držení nohy. Z mnoha naměřených hodnot vyplývá, že mediolaterální přemístování CoP se u obou pacientů snížilo (méně při využití ortézy, více při využití FES). Dle Nolanové (2015) byl posteriorní posun CoP odstraněn pouze u 4 z pacientů, u ostatních se nezměnil nebo zhoršil. U obou mých pacientů však došlo k naprostému odstranění posteriorního posunu CoP při využití FES, což považuji za značně pozitivní. Znamená to totiž lepší přenesení váhy na postiženou končetinu a umožnění lepšího odrazu a dopředného pohybu.

Grafické znázornění průběhu CoP z kapitol Výsledky dynamické plantografie (str. 47, str. 50) jsem srovnala s fyziologickým průběhem CoP (viz Příloha č. 3). Nejblíže k fyziologickému průběhu CoP mají křivky, naměřené při chůzi s elektrostimulátorem. Při chůzi s ortézou se u obou pacientů stále objevuje nežádoucí posteriorní posun centra tlaku plosky, který naznačuje nedokonalé přenesení váhy na stojnou končetinu. Počáteční umístění CoP je při využití FES blíže patní oblasti než při využití ortéz. S tím souvisí hodnoty zpracované v tabulkách Moment kontaktu str. 48, str. 51.

Z tabulek vyplývá, že iniciální kontakt obou pacientů při chůzi bez pomůcky byl v oblasti hlavičky pátého metatarsu. Při využití ortézy se u pacienta č. 1 přesunul mediálně a u pacienta č. 2 posteriorně. Je možné, že to je způsobeno různými typy ortéz, ty použili pacienti své vlastní. Při chůzi s využitím elektrostimulátoru byl u obou pacientů zaznamenán iniciální kontakt v oblasti paty. Ke stejnému výsledku, a to, že iniciální kontakt se při využití FES posouvá posteriorně, došla i Nolanová (2015).

Aspekčně nebyla při chůzi bez pomůcek přítomna aktivní dorsiflexe hlezenního kloubu ani u jednoho z pacientů. Chyběla také ve fázi počátečního švihu. Iniciální kontakt byl na laterální straně plosky v oblasti hlavičky pátého metatarsu. Kontakt patní oblasti nastal vždy až v pozdější fázi došlapu. Pacienti využívali různé typy kompenzačních stereotypů chůze (pacient č. 1- cirkumdukce, pacient č. 2- kohoutí chůze). Zmírnění nesprávného stereotypu bylo patrné pouze u pacienta č. 1 při využití ortézy a výrazněji při využití FES (zmizela elevace pánve a lateroflexe trupu na stranu postižení). Dorsiflexe hlezna se objevila u obou pacientů při stimulaci přístrojem WalkAide<sup>®</sup>, ortéza pouze mírnila equinvarozní postavení nohy. Je tedy zřejmé, že efekt pomůcek je částečně individuální, k tomu došel i Khattar (2012).

Stejně jako v práci Khattara (2012), Nolanové (2015), Robertsonové (2010), Shefflera (2013), Schiemancka (2015) a dalších, uvádí pacienti, že chůze se stimulatorem byla snadná. Stein (2006) udává, že až 87% odpovědí na dotazník spokojenosti s přístrojem WalkAide<sup>®</sup> bylo kladných, někteří oceňovali, že nemusí vkládat ortézy do obuvi a mohou chodit bosí. Oba mnou měření pacienti hodnotili chůzi se stimulatorem jako snadnější než s ortézou. Pacient (č. 2), který před CMP žil velmi aktivním životem, hodnotil chůzi s přístrojem WalkAide<sup>®</sup> jako příjemnější než s ortézou. Pacient (č. 1), který před CMP nebyl nijak významně aktivní, hodnotil chůzi s přístrojem WalkAide<sup>®</sup> jako nezvyklou, nedokázal si představit, že by stimulátor měl využívat v běžném životě.

Ze získaných výsledků vyplývá, že jak AFO, tak FES mají výrazný ortotický efekt na chůzi pacientů po CMP. Ovlivňují nejen místo iniciálního kontaktu, ale také přenos váhy, stabilitu pacienta během stojné fáze postižené končetiny, rychlost chůze pacienta, délku stojné fáze a mnoho dalších parametrů. I přesto, že se měření zúčastnili pouze dva pacienti, je zřejmé, že tento efekt je pozitivní, i když individuální. Někteří pacienti mohou více benefitovat z peroneální ortézy a někteří z elektrostimulace. Důvodem je pravděpodobně různé neurologické poškození pacientů. Někteří na stimulaci pomocí WalkAide<sup>®</sup> vůbec nereagují. Pozitivní ortotický efekt peroneálních ortéz potvrdili ve své práci Sheffler (2013), Tyson (2013), Alam (2014), Hyun (2015) a Chen (2015). Pozitivní ortotický efekt funkční elektrostimulace zase Kottinková (2004), Stein (2006), Sabut (2011), Robertsonová (2010), Khattar (2012), Doucetová (2013), Sheffler (2013) a Nolanová (2015). Při porovnání těchto pomůcek někteří autoři tvrdí, že efekt je srovnatelný, ve své práci to udává například Kludingová (2013), Everaert (2013), Bethoux (2014, 2015). Další zase uvádí, že efekt elektrostimulátoru je větší, než efekt ortézy. Schiemanck (2015) uvádí, že efekt FES na hybnost hlezenního kloubu, délku

kroku a kadenci byl větší než při využití AFO, ale nesnížil energetickou náročnost chůze. Van Swigchem (2012) udává, že FES se zdá být nadřazenou metodou pro léčbu foot-dropu, a že více z ní benefitují pacienti s nízkou svalovou silou. Ačkoli Everaert (2013) uvádí v závěru, že efektivnost pomůcek je srovnatelná, zjistil, že AFO měla větší ortotický efekt a menší terapeutický efekt než FES.

Zjistila jsem, že obě pomůcky mají významný pozitivní ortotický efekt na chůzi pacientů po CMP. Oba pacienti více benefitovali z využití FES. V odborné literatuře však stále není prokazatelně dokázáno, že by FES měla větší efekt než AFO. Záleží na tom, jaké parametry chůze jsou hodnoceny, jak velký je soubor pacientů, jaká je jejich diagnóza a jejich přístup.

Nedostatkem této práce je, že byli hodnoceni pouze dva pacienti. Ostatní bohužel nesplňovali některé ze zásadních indikačních kritérií. Zvýšením počtu pacientů by bylo možno zvýšit validitu výsledků, vyhodnocení chůze aspekci by mohlo být zobjektivizováno tak, že by chůzi z videozáznamu popsalo více fyzioterapeutů a následně by došlo k porovnání těchto hodnocení. Vstupní vyšetření by bylo vhodné doplnit o seznam předchozích terapií, protože ty zásadně ovlivňují současný stav pacienta. Velmi zajímavé by mohlo být vyšetření chůze pacientů trpících foot-dropem, kteří nikdy nevyužívali peroneální ortézu ani elektrostimulátor. Byli by to tedy pacienti krátce po prodělané CMP, kteří už jsou schopni samostatné chůze a jejich zdravotní stav je stabilní.

## 5. ZÁVĚR:

Cílem této bakalářské práce bylo porovnat ortotický efekt funkční peroneální elektrostimulace a peroneální ortézy na chůzi pacientů po cévní mozkové příhodě. Po rešeršním zpracování zahraniční literatury vyšlo najevo, že ani přední odborníci se neshodují v otázce, zda je některá z těchto pomůcek v léčbě foot-dropu efektivnější. V zahraniční literatuře je hodnoceno mnoho různých parametrů chůze: schopnost vyhnout se překážkám, kloubní rozsah, aktivace svalstva, energetická náročnost svalová síla a další. Pro svou práci jsem vybrala nejčastěji hodnocené parametry: rychlost chůze, délku stojné fáze postižené končetiny, umístění iniciálního kontaktu plosky. Velmi mě zaujala práce Nolanové (2015), která se zabývá změnou průběhu centra tlaku plosky během stojné fáze, a proto jsem provedla měření pomocí dynamické plantografie na plošině footscan®. Tato metoda je vysoce objektivní a poskytuje informace o všech mnou zvolených parametrech chůze a znázorňuje průběh CoP v čase. Zároveň jsem chůzi hodnotila aspekci z videozáznamu, abych odhalila případné změny v patologickém stereotypu chůze pacientů.

Vyhodnocení měření odhalilo výrazné změny v umístění iniciálního kontaktu, který se posunul posteriorně, došlo k prodloužení stojné fáze a ke zrychlení chůze pacientů. Změny v průběhu centra tlaku plosky znamenají, že pacienti byli při využití pomůcek stabilnější a lépe přenášeli váhu na postiženou dolní končetinu. Stereotyp chůze se výrazně zlepšil pouze u jednoho pacienta. Dle mého názoru pacienti benefitovali z využití přístroje WalkAide® více, než z využití AFO. Jejich názory na elektrostimulaci se však rozcházely. Oba tvrdí, že chůze s přístrojem WalkAide® je snadnější, ale jeden z nich si jeho využití v běžném životě nedokáže představit, stimulace se mu zdá příliš nezvyklá. Zahraniční výzkumy, které by mé výsledky podepřely, sice existují, ale stejně tak existují i studie s opačnými názory a to, že ortéza a elektrostimulátor mají stejný efekt či dokonce, že ortéza má ortotický efekt větší.

Přínosem mé práce je tedy hlavně rešeršní zpracování zahraniční literatury, která se zabývá hodnocením efektu těchto pomůcek a zpracováním problematiky foot-dropu a možností jeho léčby, protože v českém jazyce tento termín není příliš známý. Z důvodu malého počtu hodnocených pacientů nemá mé měření velkou validitu, proto by bylo do budoucna vhodné vyšetřit více pacientů.

## SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

10 MWT- 10 Meters Walking Test (10ti metrový test chůze)

a.- arteria

AA- alergická anamnéza

ABC- Activite- specific Balance Confidence scale

ADL- Activities of Daily Living (všední denní činnosti)

AFO- Ankle- foot orthosis (peroneální ortéza)

aROM- aktivní rozsah pohybu

BBS- Berg Balance Scale

BMČ- Bibliographia medica Českoslovaca

BMI- Body Mass Index

Bpn- bez patologického nálezu

BTX- botulotoxin

CA- karcinom

CMP- cévní mozková příhoda

CNS- centrální nervová soustava

CoP- Center of Pressure (centrum tlaku)

DKK- dolní končetiny

EMG- elektromyografie

FES- funkční elektrostimulace

FPES- Functional Peroneal Electrostimulation

frct.- fractura

GA- gynekologická anamnéza

GSSA- Global Subjective Self- Assessment

HKK- horní končetiny

iADL- instrumentální všední denní činnosti

ID-invalidní důchod

KRL- klinika rehabilitačního lékařství

L- levá

m. - musculus

Meta- oblast hlavičky metatarsální kůstky

n. - nervus

OA- osobní anamnéza

ODFS- Odstock Dropped foot Stimulator (elektrostimulátor Odstock)

P- pravá  
PCI- Physiology Cost Index (energetická náročnost)  
PNF- proprioceptivní nervosvalová facilitace  
pROM- pasivní rozsah pohybu  
RA- rodinná anamnéza  
RAP- rapidní alternující pohyby  
RHB- rehabilitace  
ROM- range of motion (kloubní rozsah pohybu)  
RS- roztroušená skleróza  
RU- rehabilitační ústav  
SA- sociální anamnéza  
SIAS- spina iliaca anterior superior  
sin.- sinister / levá  
SIPS- spina iliaca posterior superior  
SIS- Stroke Impact Score  
st. p.- stav po  
TENS- transkutánní elektrická nervová stimulace  
VFN- všeobecná fakultní nemocnice

## REFERENČNÍ SEZNAM

1. Advanced exoskeleton promises more independence for people with paraplegia. *Vanderbilt University* [online]. Nashville, Tennessee: Vanderbilt University, 2012 [cit. 2016-03-26]. Dostupné z: <http://news.vanderbilt.edu/2012/10/exoskeleton/>
2. ALAM, M., I. A. CHOUDHURY a A. Bin MAMAT. Mechanism and Design Analysis of Articulated Ankle Foot Orthoses for Drop-Foot. *The Scientific World Journal* [online]. 2014, roč. 2014, s. 1-14 [cit. 2016-03-23]. DOI: 10.1155/2014/867869. ISSN 2356-6140. Dostupné z: <http://www.hindawi.com/journals/tswj/2014/867869/>
3. AMBLER, Z. *Základy neurologie: učebnice pro lékařské fakulty*. 7., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Galén, 2011, 351 s. ISBN 978- 807-2627-073.
4. Analýza Chůze. *Preditest* [online]. Praha, ©2011 [cit. 2016-03-26]. Dostupné z: <http://www.preditest.cz/?i=258/analyza-chuze>
5. BETHOUX, F., et al. The Effects of Peroneal Nerve Functional Electrical Stimulation Versus Ankle-Foot Orthosis in Patients With Chronic Stroke: A Randomized Controlled Trial. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 2014, roč. 28, č. 7, s. 688-697 [cit. 2016-03-26]. DOI: 10.1177/1545968314521007. ISSN 1545-9683. Dostupné z: <http://nnr.sagepub.com/cgi/doi/10.1177/1545968314521007>
6. BETHOUX, F., et al. Long-Term Follow-up to a Randomized Controlled Trial Comparing Peroneal Nerve Functional Electrical Stimulation to an Ankle Foot Orthosis for Patients With Chronic Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 2015, roč. 29, č. 10, s. 911-922 [cit. 2016-03-26]. DOI: 10.1177/1545968315570325. ISSN 1545-9683. Dostupné z: <http://nnr.sagepub.com/cgi/doi/10.1177/1545968315570325>
7. BRUTHANS, J. Epidemiologie a prognóza cévních mozkových příhod. *Remedia*. 2009, č. 19, s. 128-131.
8. CALEO, M. Rehabilitation and plasticity following stroke: Insights from rodent models. *Neuroscience* [online]. Elsevier, 2015, č. 311, s. 180-194 [cit. 2016-03-26]. DOI: 10.1016/j.neuroscience.2015.10.029. ISBN 10.1016/j.neuroscience.2015.10.029. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0306452215009471>
9. CAMERON, M. H. The WalkAide® Functional Electrical Stimulation System: A Novel Therapeutic Approach For Foot Drop in Central Nervous System Disorders. *US Neurology* [online]. 2010, roč. 6, č. 2, s. 112-114 [cit. 2016-03-26]. DOI: <http://doi.org/10.17925/USN.2010.06.02.112>. Dostupné z: <http://www.touchneurology.com/system/files/private/articles/8644/pdf/cameron.pdf>

10. Ceník. *2move: zastoupení pro WalkAide* [online]. Praha: help2move, 2013 [cit. 2016-03-26]. Dostupné z: [http://2move.cz/doc/cenik\\_WalkAide\\_od\\_1\\_6\\_2015\\_all.pdf](http://2move.cz/doc/cenik_WalkAide_od_1_6_2015_all.pdf)
11. Cévní mozkové příhody hemoragické. *MedicaBáze: lékařské repetitorium online* [online]. Česká Republika: MedicaBaze.cz, 2007a [cit. 2016-03-23]. Dostupné z: [http://www.medicabaze.cz/index.php?sec=term\\_detail&categId=22&termId=1218&tname=C%20-%C3%BAmrt%C3%AD%20hemoragie/ischemie](http://www.medicabaze.cz/index.php?sec=term_detail&categId=22&termId=1218&tname=C%20-%C3%BAmrt%C3%AD%20hemoragie/ischemie)
12. Cévní mozkové příhody- Rehabilitace. *Medicabaze* [online]. Praha: Triton, ©2007b [cit. 2016-03-26]. Dostupné z: <http://1url.cz/3tzqL>
13. CHEN, CH. L., et al. Effect of Anterior Ankle-Foot Orthoses on Weight Shift in Persons With Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2015, roč. 96, č. 10, s. 1795-1801 [cit. 2016-03-26]. DOI: 10.1016/j.apmr.2015.05.003. ISSN 00039993. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999315004153>
14. CRAIK, R. I. a C. A. OATIS. *Gait analysis: theory and application*. 1st ed. St. Louis: Mosby, c1995. ISBN 08-016-6964-2.
15. DAPUL, G. P. a F. BETHOUX. Functional Electrical Stimulation for Foot Drop in Multiple Sclerosis. *US Neurology* [online]. Ohio, 2015, roč. 1, č. 11, s.10-18 [cit. 2016-03-26]. DOI: <http://doi.org/10.17925/USN.2015.11.01.10>. Dostupné z: <http://www.touchneurology.com/system/files/private/articles/11346/pdf/bethoux.pdf>
16. DOUCET, B.M., et al., Neuromuscular Electrical Stimulation for Skeletal Muscle Function. *The Yale Journal of Biology and Medicine* [online]. 2012, roč. 85, č. 2, s. 201-215 [cit. 2016-03-20] Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3375668/>
17. Epidemiologie cévních mozkových příhod. *Kapitoly z kardiologie pro praktické lékaře* [online]. Česká Republika, ©2010-2016, č. 4, s. 133-136 [cit. 2015-12-08]. ISSN 1803-7542. Dostupné z: <http://www.tribune.cz/clanek/20217-epidemiologie-cevnych-mozkovych-prihod>
18. EVERAERT, D. G., et al., Does Functional Electrical Stimulation for Foot Drop Strengthen Corticospinal Connections?. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 2010, roč. 24, č. 2, s. 168-177 [cit. 2016-03-20]. DOI: 10.1177/1545968309349939. ISSN 1545-9683. Dostupné z: <http://nnr.sagepub.com/cgi/doi/10.1177/1545968309349939>
19. 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, roč. 27, č. 7, s. 579-591 [cit. 2016-03-20]. DOI: 10.1177/1545968313481278. Dostupné z: <http://nnr.sagepub.com/cgi/doi/10.1177/1545968313481278>



20. FEIGIN, V. L. *Cévní mozková příhoda: prevence a léčba mozkového iktu*. 1. české vyd. Praha: Galén, c2007, 207 s. ISBN 978-80-7262-428-7.
21. For medical professionals: Indications. *WalkAide* [online]. Reno: Innovative Neurotronics, [2015], [cit. 2016-04-01]. Dostupné z: <http://walkaide.com/medicalprofessionals/Pages/Indications.aspx>
22. GRACIES, M. J., et al., Five-step clinical assessment in spastic paresis. *European journal of physical rehabilitation medicine* [online]. 2010, roč. 46, č. 3, s. 411-421 [cit. 2016-03-20]. Dostupné z: <http://www.minervamedica.it/en/journals/europa-medicophysica/article.php?cod=R33Y2010N03A0411>
23. HAUSDORFF, J. M. a H. RING. Effects of a New Radio Frequency–Controlled Neuroprosthesis on Gait Symmetry and Rhythmicity in Patients with Chronic Hemiparesis. *American Journal of Physical Medicine* [online]. 2008, roč. 87, č. 1, s. 4-13. DOI: 10.1097/PHM.0b013e31815e6680. ISSN 0894-9115. Dostupné z: <http://1url.cz/ktz7E>
24. HARA, Y. Brain plasticity and rehabilitation in stroke patients. *J Nippon Med Sch.* [online]. 2015, roč. 82, č. 1, s. 4-13 [cit. 2016-03-26]. DOI: 10.1272/jnms.82.4. Dostupné z: [https://www.jstage.jst.go.jp/article/jnms/82/1/82\\_4/\\_pdf](https://www.jstage.jst.go.jp/article/jnms/82/1/82_4/_pdf)
25. HYUN, CH. W., et al. Use of an Ankle-Foot Orthosis Improves Aerobic Capacity in Subacute Hemiparetic Stroke Patients. *PM R* [online]. 2015, roč. 7, č. 3, s. 264-269 [cit. 2016-03-26]. DOI: 10.1016/j.pmrj.2014.08.944. ISSN 19341482. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S193414821401329X>
26. INNOVATIVE NEUROTROTONICS. *WalkAide Systém: Uživatelská příručka. Medical Device & QA Services: Timperley, 2010, 28 s.* Dostupné z: <http://www.walkaide.com/en-US/support/Pages/Downloads.aspx>
27. KALITA, Z. *Akutní cévní mozkové příhody: diagnostika, patofyziologie, management*. Praha: Maxdorf, c2006, 623 s. Jessenius. ISBN 80-859-1226-0.
28. KALINA, M. *Cévní mozková příhoda v medicínské praxi*. Vyd. 1. Praha: Triton, 2008, 231 s. ISBN 978-80-7387-107-9.
29. 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, roč. 2012, ID článku 830873, s. 1-7 [cit. 2016-03-20]. DOI: 10.1155/2012/830873. Dostupné z: <http://www.hindawi.com/journals/crinm/2012/830873/>
30. KLUDING, P. M., et al., Foot Drop Stimulation Versus Ankle Foot Orthosis After Stroke: 30-Week Outcomes. *Stroke* [online]. 2013, roč. 44, č. 6, s. 1660-1669 [cit. 2016-03-20]. DOI: 10.1161/STROKEAHA.111.000334. Dostupné z: <http://stroke.ahajournals.org/content/44/6/1660.long>

31. KOLÁŘ, P., et al., *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1.
32. KOTTINK A. I. R., 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* [online]. 2004, roč. 28, č. 6, s. 577-586 [cit. 2016-03-20]. DOI: 10.1111/j.1525-1594:2004.07310.x. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1525-1594.2004.07310.x/abstract;jsessionid=3F34152BFF525A77BC015738177A0C0D.f01t02>
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. 2016-03-20]. DOI: 10.2522/ptj.20050384. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/cgi/doi/10.2522/ptj.20050384>
34. LOEB, G. A., F. J. R. RICHMOND a L. L. BAKER. The BION devices: injectable interfaces with peripheral nerves and muscles. *Neurosurg Focus* [online]. Los Angeles, California, 2006, roč. 5, č. 20, s. 1-9 [cit. 2016-03-26]. Dostupné z: <http://bme.usc.edu/assets/002/43906.pdf>
35. MORARU E. and G. ONOSE. Current issues and considerations about the central role of rehabilitation therapies in the functional recovery of neurological impairments after stroke in adults. *J. Med. Life* [online] 2014, roč. 7, č. 3, s. 368–372 [cit. 2016-03-26]. Dostupné: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4233440/>
36. NEVŠÍMALOVÁ, S., et al., *Neurologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 1. vyd. Praha: Galén, 2002, 367 s. ISBN 80-246-0502-3.
37. NOLAN, K. J., et al., Changes in center of pressure displacement with the use of a foot drop stimulator in individuals with stroke. *Clin. Biomech* [online]. 2015 roč. 7, č. 30, s. 755-761, Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.03.016>
38. Ortézy dolních končetin: Hlezenní. *ORTOTIKA- PROTETIKA* [online]. Ústí nad Labem: Ortotika- Protetika, ©2009 [cit. 2016-04-01]. Dostupné z: <http://ortotika-protetika.cz/?page=katalog-produktu&sekce=ortezy-dolnich&kategorie=1#1>
39. Overview stroke: Epidemiology. *Www.strokeforum.com* [online]. Germany: Boehringer Ingelheim, 2012, © 1999-2015 [cit. 2015-11-29]. Dostupné z: <http://www.strokeforum.com/stroke-background/epidemiology.html>
40. PAPOUŠEK, J. Rehabilitace po cévní mozkové příhodě. *Kapitoly z kardiologie* [online]. 2010, č. 4, s. 145-149 [cit. 2016-03-26]. Dostupné z: <http://www.tribune.cz/clanek/20230-rehabilitace-po-cevni-mozkove-prihode>

41. PERRY, J. a J.BURNFIELD. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. 2. vyd. New Jersey: SLACK Incorporated, 2010, 576 s. ISBN: 978-1-55642-766-4
42. 35 PODĚBRADSKÝ, J. a R. PODĚBRADSKÁ. *Fyzikální terapie: manuál a algoritmy*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009, 200 s. ISBN: 978-80-247-2899-5.
43. *Rehabilitation measures database* [online]. Chicago: Rehabilitation Institute of Chicago, © 2010 [cit. 2016-04-09]. Dostupné z: <http://www.rehabmeasures.org/default.aspx>
44. ROBERTSON, J. A., J. J. ENG a Ch. HUNG. The Effect of Functional Electrical Stimulation on Balance Function and Balance Confidence in Community-Dwelling Individuals with Stroke. *Physiotherapy Canada* [online]. 2010, roč. 62, č.2, s. 114-119 [cit. 2016-03-26]. DOI: 10.3138/physio.62.2.114. ISSN 0300-0508. Dostupné z: <http://utpjournals.press/doi/10.3138/physio.62.2.114>
45. SABUT, S. K., et al. *Improvement of gait & muscle strength with functional electrical stimulation in sub-Acute & chronic stroke patients*. In: Conf. Rec. 2011 IEEE Int. Conf. Engineering in Medicine and Biology Society [online]. Boston. 2011, s. 2085-2088 [cit. 2016-03-19]. DOI: 10.1109/IEMBS.2011.6090387. ISBN 10.1109/IEMBS.2011.6090387. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6090387>
46. SHEFFLER, L. R., et al. Randomized Controlled Trial of Surface Peroneal Nerve Stimulation for Motor Relearning in Lower Limb Hemiparesis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2013, roč. 94, č. 6, s. 1007-1014 [cit. 2016-04-04]. DOI: 10.1016/j.apmr.2013.01.024. ISSN 00039993. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999313001093>
47. SCHIEMANCK, S., et al. Effects of implantable peroneal nerve stimulation on gait quality, energy expenditure, participation and user satisfaction in patients with post-stroke drop foot using an ankle-foot orthosis. *Restorative Neurology and Neuroscience* [online]. 2015, roč. 33, č. 6, s. 795-807 [cit. 2016-03-26]. DOI: 10.3233/RNN-150501. ISSN 09226028. Dostupné z: <http://content.iospress.com/articles/restorative-neurology-and-neuroscience/rnn150501>
48. Sofistická biomechanická diagnostika lidského pohybu: *Dynamická plantografie* [online]. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2012 [cit. 2016-03-20]. Dostupné z: <http://www.biomechanikapohybu.upol.cz/net/index.php/dynamicka-plantografie/o-metod/62-plantografie>
49. STEIN, R. B., et al., A Multicenter Trial of a Footdrop Stimulator Controlled by a Tilt Sensor. *Neurorehabil Neural Repair* [online]. 2006, roč. 20, č. 3, s. 371-379 [cit. 2016-03-20]. DOI: 10.1177/1545968306289292. Dostupné z: [http://www.walkaide.com/Supplemental%20Information/Multicenter\\_trial\\_Stein.pdf](http://www.walkaide.com/Supplemental%20Information/Multicenter_trial_Stein.pdf)

50. TYSON, S., E. SADEGHI-DEMNEH a C. NESTER. A systematic review and meta-analysis of the effect of an ankle-foot orthosis on gait biomechanics after stroke. *Clinical Rehabilitation* [online]. 2013, roč. 27, č. 10, s. 879-891 [cit. 2016-03-26]. DOI: 10.1177/0269215513486497. ISSN 0269-2155. Dostupné z: <http://cre.sagepub.com/cgi/doi/10.1177/0269215513486497>
51. VAN DER WILK, D., et al. Effects of ankle foot orthoses on body functions and activities in people with floppy paretic ankle muscles: a systematic review. *Clinical Biomechanics* [online]. 2015, roč. 30, č. 10, s. 1009-1025 [cit. 2016-03-26]. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2015.09.013. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003315002545>
52. 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, roč. 92, č. 3, s. 398-406 [cit. 2016-03-26]. DOI: 10.2522/ptj.20100405. ISSN 0031-9023. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/cgi/doi/10.2522/ptj.20100405>
53. 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
54. VIGASIO, A., et al. New Tendon Transfer for Correction of Drop-foot in Common Peroneal Nerve Palsy. *Clinical Orthopaedics and Related Research* [online]. 2008, roč. 466, č. 6, s. 1454-1466 [cit. 2016-03-26]. DOI: 10.1007/s11999-008-0249-9. ISSN 0009-921x. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s11999-008-0249-9>
55. VODOVNIK, L. a S. GROBELNIK. Multichannel functional electrical stimulation- facts and expectations. *Prosthetics and orthotics international*. 1977, roč.1, č.1, s. 43-46. Dostupné z: [http://www.oandplibrary.org/poi/1977\\_01\\_043.asp](http://www.oandplibrary.org/poi/1977_01_043.asp)
56. YAVUZER, M. G. *Walking after stroke: interventions to restore normal gait pattern*. Ankara, Turecko: Pelikan Publications, 2006, s. 10-17. ISBN 9758778986.
57. WAFAI, L., et al. Identification of Foot Pathologies Based on Plantar Pressure Asymmetry. *Sensors* [online]. Basel, Switzerland, 2015, roč. 15, č. 8, s. 20392-20408 [cit. 2016-03-26]. DOI: 10.3390/s150820392. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <http://www.mdpi.com/1424-8220/15/8/20392/>
58. WILKENFELD A. J., et al. Review of electrical stimulation, botulinum toxin, and their combination for spastic drop foot. *J Rehabil Res Dev* [online]. 2013, roč. 50, č. 3, s. 315-26 [cit. 2016-03-23]. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.1682/JRRD.2012.03.0044>

## SEZNAM TABULEK:

1. Vyšetření spasticity pacienta č. 1.....	42
2. Vyšetření spasticity pacienta č. 2.....	46
3. Moment kontaktu pacienta č. 1.....	48
4. Moment kontaktu pacienta č. 2.....	51

## SEZNAM OBRÁZKŮ:

1. Peroneální ortéza s osmičkovou bandáží .....	35
2. Peroneální ortéza s 2 dlahami .....	35
3. Elektrostimulátor WalkAide® .....	36
4. Footscan® 2m-2D.....	39
5. Výsledky pacienta č. 1:	
Chůze bez pomůcky.....	49
Chůze s ortézou.....	49
Chůze s WalkAide® .....	49
6. Výsledky pacienta č. 2:	
Chůze bez pomůcky.....	52
Chůze s ortézou.....	52
Chůze s WalkAide® .....	52

## SEZNAM PŘÍLOH:

1. Informovaný souhlas.....	70
2. Vyšetření spasticity DKK dle Gracies.....	71
3. Fyziologický průběh CoP- vyšetření footscan® .....	72
4. Graf – Délka stojné fáze .....	73

Příloha č. 1

INFORMOVANÝ SOUHLAS

Účast na bakalářské práci

-vstupní fyzioterapeutické vyšetření

-měření na plošině footscan®

-využití stimulátoru WalkAide®, peroneální ortézy

Účinky- okamžité zlepšení chůze

Rizika- pád, bolest, únava

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na bakalářské práci studentky Veroniky Lučanské, jejíž téma zní: „Porovnání ortotického efektu funkční peroneální elektrostimulace a peroneální ortézy na chůzi pacientů po cévní mozkové příhodě.“ Byl jsem řádně informován o průběhu vyšetření. Podaným informacím rozumím, nemám žádné další otázky, ani nejasnosti. Souhlasím s anonymním zveřejněním výsledků vyšetření, získaných dat a pořízené videodokumentace.

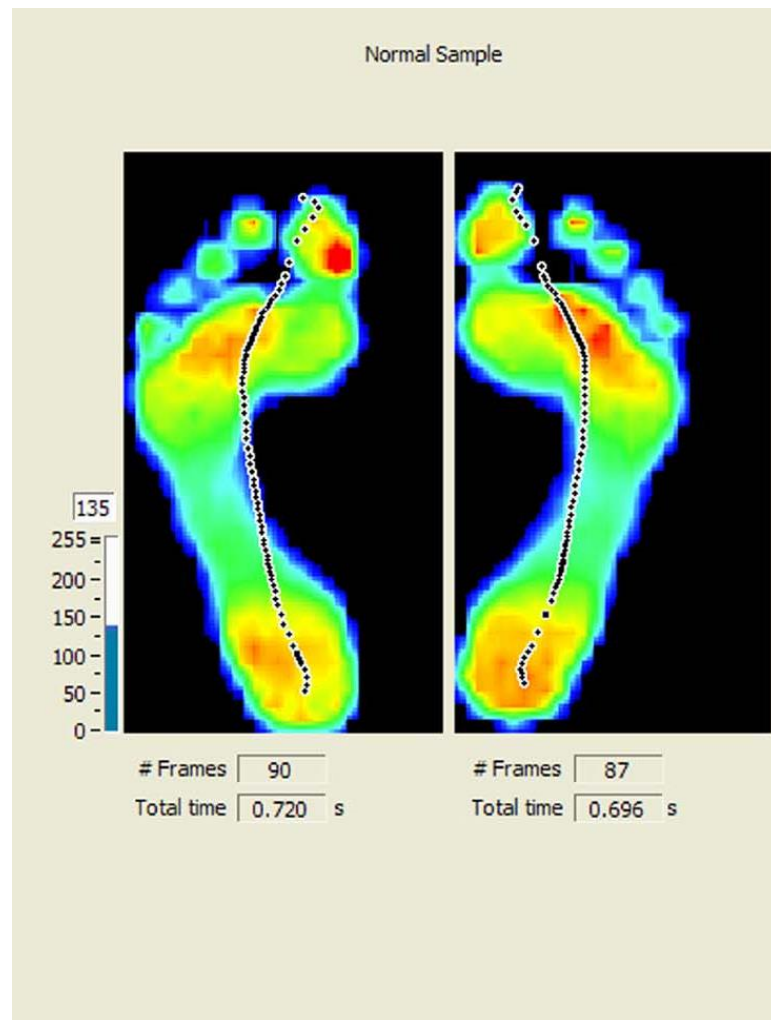
Jméno a příjmení:

Narozen dne:

## Příloha č. 2

VYŠETŘENÍ SPASTICKÉ PARÉZY DKK											CYKLUS č.		
Jméno, příjmení:						rodné číslo:							
Datum:													
<input type="checkbox"/> PDK	PROM (=P)	Spasticita (=S)	Stupeň	AROM (=A)	RAP (počet /15s)	BTX	PROM (=P)	Spasticita (=S)	Stupeň	AROM (=A)	RAP (počet /15s)	BTX	
<input type="checkbox"/> LDK													
DF hlezna (gastr.)													
DF hlezna (sol.)													
FL kyčle (Ham)													
FL kolene (Q-RF)													
AB kyčle (kr. AD)													
FL kolene (Q-vas)													
AB kyčle (dl. AD)													
ZR kyčle (VR)													
<b>SOUHRN</b>	1. Spasticita: ANO/NE						1. Deník: ANO/NE						
	2. Protahování: ANO/NE						2. Subjektivně:						
	2x5 min: m. gastrocnemius						<input type="checkbox"/> zlepšen o ____ %; v čem:						
	10 min: everze						<input type="checkbox"/> zhoršen o ____ %; v čem:						
	10 min:						<input type="checkbox"/> není změna						
	3. Opakované pohyby: ANO/NE						3. Spasticita:						
	30s/30s pauza:						zlepšení těchto svalů:						
	30s/30s pauza:						zhoršení těchto svalů:						
	4. Deník: ANO/NE						4. Zkrácení svalu:						
	5. Poznámky:						zlepšení těchto svalů:						
						zhoršení těchto svalů:							
						5. Aktivní (opakované) pohyby:							
						zlepšení těchto pohybů:							
						zhoršení těchto pohybů:							
<b>POZNÁMKY</b>													
<b>TERAPEUT:</b>													
<b>GSSA (Global subjective self assessment)</b>													
Datum:						V1	V2	Pozn.					
1. Bolest v končetině (0=nejhorší možná; 10=žádná)													
2. Nepohodlí při ADL pro ztuhlost (0=největší; 10=žádná)													
3. Hodnocení funkce končetiny k dnešku (0=k ničemu; 10=norma)													

Fyziologický průběh CoP  
Vyšetření footscan®



Zdroj: [http://www.thechiropracticoffice.ca/wp-content/uploads/2011/09/gaitscan\\_comparison\\_screen1-1.jpg](http://www.thechiropracticoffice.ca/wp-content/uploads/2011/09/gaitscan_comparison_screen1-1.jpg)



Příloha č. 4

