

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI  
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Karolína Šecová

## **Funkční elektrostimulace chůze**

Diplomová práce

Vedoucí práce: MUDr. Petr Konečný, Ph.D., MBA

Olomouc 2019

## **ANOTACE**

**Typ závěrečné práce:** Diplomová

**Název práce:** Funkční elektrostimulace chůze

**Název práce v AJ:** Functional electrical stimulation of gait

**Datum zadání:** 2018-01-31

**Datum odevzdání:** 2019-05-13

**Vysoká škola, fakulta, ústav:** Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

**Autor práce:** Bc. Karolína Šecová

**Vedoucí práce:** MUDr. Petr Konečný, Ph.D., MBA

**Oponent práce:** Mgr. Jana Vyskotová Ph.D.

### **Abstrakt v ČJ:**

Funkční elektrostimulace (FES) chůze je metoda, při které je drážděn n. peroneus elektrickými impulzy během pohybu. Toto dráždění umožňuje pohyb do dorzální flexe v hlezenním kloubu u pacientů, kteří ho jinak nemohou vykonat. Cílem této práce bylo zjistit, zda FES ovlivňuje rychlost chůze. Jejím dalším cílem bylo zjistit, jaký je vztah mezi účinkem FES a projevy poškození centrálního motoneuronu, konkrétně spasticitou a spastickou parézou u pacientů s narušením stereotypu chůze na podkladě centrální léze. Studie se zúčastnilo 10 probandů s poškozením centrálního motoneuronu různé etiologie, kteří již měli zkušenosti s funkční elektrostimulací chůze. Rychlost chůze byla měřena pomocí 10 meter walk testu (10MWT) s a bez použití FES. Dle míry závislosti na okolí byli probandi zařazeni do Functional Ambulation Classification (FAC). Měření spasticity probíhalo pomocí Tardieu škály a z těchto naměřených hodnot byl vypočítán úhel spasticity (R) a úhel parézy (Z). Při porovnání rychlosti chůze s a bez FES došlo k signifikantnímu zvýšení rychlosti při

použití FES. Déle se potvrdil statisticky významný vztah mezi rychlostí chůze s i bez FES a úhlem spasticity (R). Také byl potvrzen statisticky významný vztah mezi změnou rychlosti (s a bez použití FES) a úhlem parézy (Z). Vztah mezi změnou rychlosti a úhlem spasticity (R) není v této práci signifikantní, stejně jako vztah mezi změnou rychlosti a FAC. Z výsledků práce vyplývá, že FES má vliv na rychlost chůze a její účinky mají vliv na spastickou parézu vyjádřenou úhlem parézy (Z).

#### **Abstrakt v AJ:**

Functional electrical stimulation of gait is a method using electrical impulses to stimulate n. peroneus during movement. Due to this stimulation dorsal-flexion movement in ankle can be performed in patients with a central lesion. The aim of this thesis was to find out if functional electrical stimulation affects speed of gait. The other aim was to find out what kind of relationship is between effects of FES and manifestation of a central motoneuron damage, especially spasticity and spastic paresis in patients with gait problems. This study was undertaken by 10 patients with central motoneuron damage of different etiology, who already had experience with FES. The speed of gait was measured by 10MWT with and without using FES. Patients were classified by FAC according to their dependence level. Spasticity was measured by Tardieu scale. Angle of spasticity (R) and angle of paresis (Z) were calculated from gained values. There was a significant increase of gait speed with FES as compared with gait speed without using FES. Also there was an obvious relationship between angle of spasticity (R) and speed of gait with and without using FES. The other significant relationship was between difference of speed of gait with and without using FES and angle of paresis (Z). Relationship between difference of speed of gait and angle of spasticity (R) is not significant in this thesis. Neither is relationship between difference of speed of gait and FAC. The results of this thesis indicate that FES affects speed of gait and there is a strong relationship between its effects and angle of paresis (Z).

**Klíčová slova v ČJ:** : funkční elektrická stimulace, chůze, syndrom padající špičky, cévní mozková příhoda, roztroušená skleróza, spasticita

**Klíčová slova v AJ:** functional electrical stimulation, gait, foot drop syndrome, stroke, multiple sclerosis, spasticity

**Rozsah:** 76 stran / 5 příloh

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci zpracovala samostatně pod odborným vedením MUDr. Petra Konečného, Ph.D., MBA a v referenčním seznamu jsem uvedla všechny literární a odborné zdroje, které jsem použila pro zpracování této diplomové práce.

Olomouc 13. května 2019

-----  
podpis

## **Poděkování**

Touto cestou bych chtěla poděkovat vedoucímu mé diplomové práce MUDr. Petru Konečnému, Ph.D., MBA za velkou ochotu, odborné vedení a poskytnutí cenných rad.

# Obsah

Úvod.....	8
1 Přehled poznatků.....	10
1.1 Anatomie a kineziologie chůze .....	10
1.1.1 Hlavní klouby dolní končetiny .....	10
1.1.2 Krokový cyklus .....	11
1.1.3 Zapojení svalů při krokovém cyklu.....	13
1.1.4 Poruchy chůze.....	14
1.2 Parézy DK.....	17
1.2.1 Periferní parézy .....	17
1.2.2 Centrální parézy .....	19
1.3 Funkční elektrostimulace (FES).....	23
1.3.1 Indikace a kontraindikace .....	24
1.3.2 Ortotické a terapeutické účinky FES.....	24
1.3.3 Parametry elektrostimulace .....	25
1.3.4 Neurostimulátory .....	26
1.3.5 WalkAide.....	26
2. Cíle výzkumu.....	29
2.1 Cíle práce .....	29
2.2 Výzkumné otázky a hypotézy .....	29
3 Metodologie výzkumu .....	31
3.1 Charakteristika testovaného souboru.....	31
3.2 Postup měření.....	31
3.2.1 Hodnocení spasticity – Modifikovaná Ashworthova škála .....	31
3.2.2 Hodnocení spasticity - Tardieu .....	32
3.2.3 Stanovení úhlu spasticity a úhlu parézy .....	32
3.3 Statistické hodnocení.....	33
4 Výsledky.....	35
4.1 Výsledky k výzkumné otázce č. 1 .....	35
4.2 Výsledky k výzkumné otázce č. 2.....	36
4.3 Výsledky k výzkumné otázce č. 3.....	38
4.4 Výsledky k výzkumné otázce č. 4.....	40

5 Diskuze .....	42
5.1 Diskuze k hypotézám $H1(0)$ a $H1(A)$ .....	45
5.2 Diskuze k hypotézám $H2(0)$ a $H2(A)$ .....	47
5.3 Diskuze k hypotézám $H3(0)$ a $H3(A)$ .....	48
5.4 Diskuze k hypotézám $H4(0)$ a $H4(A)$ .....	49
5.5 Diskuze k hypotézám $H5(0)$ a $H5(A)$ .....	50
5.6 Diskuze k hypotézám $H6(0)$ a $H6(A)$ .....	51
5.7 Limity studie .....	53
5.8 Přínos pro praxi.....	54
Závěr .....	56
Referenční seznam .....	58
Seznam zkratk .....	68
Seznam obrázků a tabulek .....	70
Seznam příloh .....	71
Přílohy .....	72

## Úvod

Diagnózy, jako například cévní mozková příhoda (CMP), roztroušená skleróza (RS), stavy po spinálních či kraniálních poraněních mohou vést k poruše stereotypu chůze. Jednou z nejčastějších poruch, která může doprovázet tato onemocnění, je foot drop syndrom, čili syndrom padající špičky. Stále rozšířenější metodou, která se využívá při terapii tohoto syndromu je právě funkční elektrostimulace.

Při funkční elektrostimulaci chůze dochází k dráždění n. peroneus elektrickými impulzy během pohybu. To umožňuje zapojení postižené skupiny svalů do běžného pohybového stereotypu, a tím je možné docílit pohybu hlezenního kloubu do dorzální flexe, který je jinak při foot drop syndromu oslaben. Z toho vyplývají účinky funkční elektrostimulace nejen na chůzi, ale i na projevy léze centrálního motoneuronu. Právě těmto účinkům se věnuje tato práce.

Výzkumná část práce si klade za cíl zjistit, zda FES ovlivňuje rychlost chůze. Dalším cílem je zjistit, jaký je vztah mezi účinkem FES a projevy poškození centrálního motoneuronu, konkrétně spasticitou a spastickou parézou u pacientů s narušením stereotypu chůze na základě centrální léze.

V teoretickém přehledu jsou shrnuty poznatky z odborné literatury ohledně chůze, paréz dolních končetin, funkční elektrostimulace a jejího využití. Odborné články byli vyhledány využitím on-line databází jako je PubMed, Medline, Medvik, Science Direct, EBSCO, Scopus a Google scholar. Jako klíčová slova pro vyhledání odborných článků v databázích byla použita česky: funkční elektrická stimulace, chůze, syndrom padající špičky, CMP, RS či spasticita. Pro zahraniční články byla využita klíčová slova v angličtině: functional electrical stimulation, gait, foot drop syndrome, stroke, multiple sclerosis, spasticity.

Na základě klíčových slov bylo v databázích vyhledáno 170 článků. Z toho bylo použito 41 zahraničních a 4 české články, ostatní studie byli vyřazeny. Déle byli použity 2 internetové zdroje ohledně neurostimulátorů a jejich technických parametrů. K základním poznatkům bylo využito 15 českých a 6 zahraničních monografií.

Z českých například:

- ŠTĚTKÁŘOVÁ, I., EHLER, E., JECH, R. 2012. *Spasticita a její léčba*. Praha: Maxdorf, c2012. Jessenius. ISBN 978-80-7345-302-2



- VÉLE, F. 2006. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.

Ze zahraničních například:

- PERRY, J., BURNFIELD J. M. 2010. *Gait analysis: normal and pathological function*. 2nd ed. Thorofare, NJ: SLACK, c2010. ISBN 978-1556427664
- NORDIN, M., FRANKEL, V. 2012. *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*. 4th ed. Philadelphia, c2012, 439 - 455. ISBN 9781609133351.

# 1 Přehled poznatků

## 1.1 Anatomie a kineziologie chůze

Chůze je náš základní stereotyp lokomoce, je velmi specifická pro každého člověka a mohou se na ní projevit poruchy jak pohybové, tak i nervové soustavy (Kolář et al., 2009, s. 48).

Chůze se může jevit jako jednoduchý pohyb, jedná se však o složitý sekvenční fázový pohyb, který probíhá cyklicky ve svém časovém pořádku a je v něm zapojen celý pohybový systém (Véle, 2006, s. 348). K chůzi je potřeba komplexní interakce a koordinace všech hlavních kloubů těla, zejména však kloubů dolních končetin (Nordin, Frankel, 2001, s. 445).

### 1.1.1 Hlavní klouby dolní končetiny

Na dolní končetině můžeme pohyb rozdělit do tří oblastí dle hlavních kloubů, a to: kyčelního kloubu, kolenního kloubu a hlezenního kloubu. V porovnání s horní končetinou má dolní končetina stejné základní články, ale jako orgán opory a lokomoce vzpřímeného těla má mohutnější skelet a svalové skupiny a méně stupňů volnosti, zejména v kyčelním kloubu (Dylevský, 2009, s. 171).

#### **Kloub kyčelní**

Jedná se o omezený kulovytý kloub s hlubokou kloubní jamkou, kterou tvoří acetabulum kosti kyčelní. Hlavici kloubu tvoří caput femoris. Kloubní pouzdro, které začíná u okrajů acetábula a končí na collum femoris, je zesíleno mnoha ligamenty jako jsou ligamentum iliofemorale, pubofemorale, ischiofemorale a ligamentum capitis femoris. Kyčelní kloub se nachází ve středním postavení v mírné abdukci, střední flexi a lehké zevní rotaci (Čihák, 2011, s. 289).

Flexe v kyčelním kloubu se pohybuje v rozsahu 120° - 130°. Při extendovaném kolenním kloubu je flexe limitována napětím ischiokrurálního svalstva. Extenze kyčelního kloubu je mezi 10° - 30°. Pro abdukci je variační šíře pohybu 30° - 50° a pro addukci 10° - 30°. Vnitřní rotace se pohybuje v rozsahu 30° - 45° a zevní rotace v rozsahu 45° - 60° (Janda, Pavlů, 1993, s. 68-69).

#### **Kloub kolenní**

Kolenní kloub je složený kloub, ve kterém se stýkají femur, patela a tibie. Mezi plochami tibie a femuru jsou uloženy kloubní menisky. Kloubní pouzdro se upíná na kraj

kloubních ploch tibie a pately, na femuru se upíná o kus dále od kloubních ploch. Kloubní pouzdro je zesíleno ligamenty a nitrokloubními vazy (Čihák, 2011, s. 293).

Základní pohyby v kolenním kloubu jsou flexe a extenze. Flexe se pohybuje v rozsahu 125°- 160° a je limitována kontaktem svalstva zadní strany stehna a bérce. Extenze je limitována napětím zadní části kloubního pouzdra. Fyziologický rozsah pohybu je mezi 0°- 10° (Janda, Pavlů, 1993, s. 77).

### **Kloub hlezenní**

Kloub hlezenní, talocrurální, nebo také horní zánártní, je složený kloub, kde se stýká tibie, fibula a talus. Jedná se o kladkový kloub. Hlavici kloubu tvoří trochlea tali, jamku pak tvoří tibiie s vnitřním kotníkem a připojeným zevním kotníkem. Kloubní pouzdro je vpředu i vzadu volné a slabé. Boky pouzdra jsou zesíleny kolaterálními ligamenty (Čihák, 2011, s. 307).

Plantární flexe v hlezenním kloubu se pohybuje v šíři 45°- 50°, dorzální flexe se pohybuje v rozmezí 10°- 30°. Dále je v hlezenním kloubu možný kombinovaný pohyb abdukce a supinace, který nazýváme inverzí. Její rozsah pohybu je mezi 35°- 50°. Druhým kombinovaným pohybem do pronace a abdukce je everze, její variační šíře pohybu je v rozmezí 15°- 30° (Janda, Pavlů, 1993, s. 83 – 85).

### **1.1.2 Krokový cyklus**

Bipedální lokomoce je cyklický pohyb, který se skládá ze dvou fází pro každou končetinu, a to ze stojné a švihové fáze (Nordin, Frankel, 2001, s. 445). Vele (2006, s. 348) rozlišuje pro každou dolní končetinu tři oddělené fáze, a to již zmíněnou švihovou fází, kdy se dolní končetina přesouvá vpřed a není v kontaktu s opěrnou bází, opornou fází, kde je dolní končetina stále v kontaktu s opornou bází, a navíc přidává fází dvojí opory, kdy jsou obě dolní končetiny ve styku s opěrnou bází. Základní jednotkou chůze je krokový cyklus, kterým rozumíme dva posobějící kontakty, téže nohy, s podložkou (Vaughan et al., 1992, s. 14). Chůze je víceméně symetrická v pohybech jednotlivých kloubů, aktivitě svalů a v zátěži každé končetiny (Nordin, Frankel, 2001, s. 446).

Perry a Burnfield (2010, s. 1-19), Nordin a Frankel (2001., s. 235) a další autoři rozdělují chůzi na stojnou část, která běžně tvoří 60 % krokového cyklu a švihovou část, která tvoří 40 % cyklu.

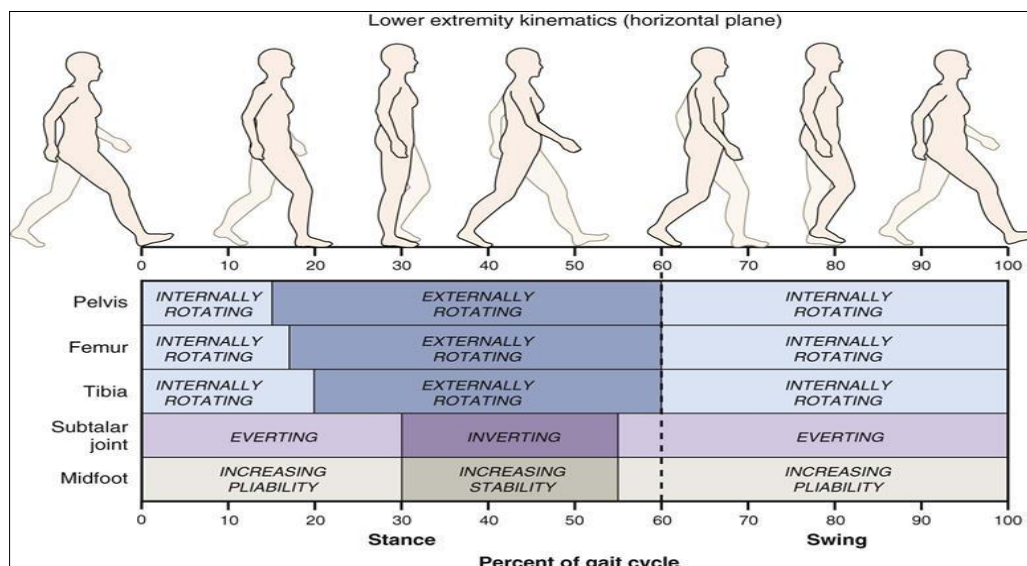
Dále ji pak autoři (Perry, Burnfield, 2010, s. 1-19; Nordin, Frankel 2001., s. 235) rozdělují do 8 fází:

1. **Initial contact** – počáteční kontakt – je to kontakt chodidla se zemí, fyziologicky je prováděn přes patu. Kolenní kloub je v plné extenzi a hlezenní kloub v nulovém postavení, případně lehké dorzální flexi.
2. **Loading response** (0 - 10 %) - reakce na zatížení – trvá do chvíle, kdy se odlepí kontralaterální končetina od podložky. Mění se zatížení chodidla, na konci je již v plném kontaktu s podložkou.
3. **Midstance** (10 - 30 %) - střed stojné fáze – končí ve chvíli, kdy se švihová a stojná končetina míjí.
4. **Terminal stance** (30 - 50 %) - konečný stoj – trvá od momentu, kdy švihová končetina mine stojnou až do momentu iniciálního kontaktu švihové (kontralaterální) končetiny. Hlezenní kloub se nachází v pasivní dorzální flexi a přechází do plantární flexe.
5. **Preswing phase** (50 - 60 %) - předšvihová fáze - je fáze odlehčování končetiny.
6. **Initial swing** (60 - 70 %) - počáteční švih – nastáva v momentu odlepení končetiny od podložky do momentu, kdy míjí stojnou končetinu. Kolenní kloub se dostává do flexe.
7. **Midswing** (70 - 85 %) - střed švihové fáze – je okamžik, kdy se tibie dostává do vertikály.
8. **Terminal swing** (85 - 100 %) - konečný švih – končí v momentu iniciálního kontaktu s podložkou. Koleno přechází do extenze.

Švihová fáze kroku se provádí flexí v kyčelním kloubu s lehkou zevní rotací, zároveň kolenní kloub přechází nejprve do flexe a v druhé polovině pohybu do extenze. Hlezenní kloub se nachází v dorzální flexi s mírnou everzí (Perry, Burnfield, 2010, s. 49 - 149). Pánevní pletenec se otáčí směrem ke stojné noze a ramenní pletenec se natáčí na stranu nohy švihové, v páteři tak dochází k torznímu pohybu (Véle, 2006, s. 351).

V opěrné fázi kroku přechází kyčelní kloub z flexe do extenze a ze zevní rotace přechází do vnitřní (Perry, Burnfield, 2010, s. 49 - 149). Kolenní kloub je z počátku v lehké flexi, od středu stojné fáze nastupuje extenze až do okamžiku odvíjení paty, hlezenní kloub se dostává do plantární flexe a v konečné fázi dochází k lehké dorzální flexi (viz obrázek 1, s. 13) (Perry, Burnfield 2010, s. 49 - 149). Páteř opět rotuje a trup se přesouvá na stranu stojné nohy (Véle, 2006, s. 351).

Horní končetiny provádí švihové pohyby proti opačné dolní končetině, při centrálních či lokálních poruchách mohou být tyto pohyby tlumeny (Véle, 2006, s. 353).



**Obrázek 1** Kinematika dolní končetiny při chůzi (Neumann, 2017, s. 647)

Chůzi vyšetřujeme aspekci, necháme pacienta volně chodit, aniž bychom jeho stereotyp nějak komentovali či opravovali (Kolář et al., 2009, s. 49). Hodnotíme celkový dojem, jistotu, styl a plynulost chůze, stranové deviace, vliv zrakové kontroly a dále pak jednotlivé části chůze jako kadenci, délku kroku, šířku opěrné báze, přenášení váhy, odvíjení nohou nebo dopad švihové nohy (Véle, 2006, s. 189).

Dále můžeme vyšetřit různé modifikace chůze, při kterých se může objevit či zvýraznit patologie pacientova stereotypu, běžně se užívá chůze po patách, po špičkách, s elevací horních končetin, o zúžené bázi, pozpátku či s dalším kognitivním úkolem (Kolář et al., 2009, s. 49).

### 1.1.3 Zapojení svalů při krokovém cyklu

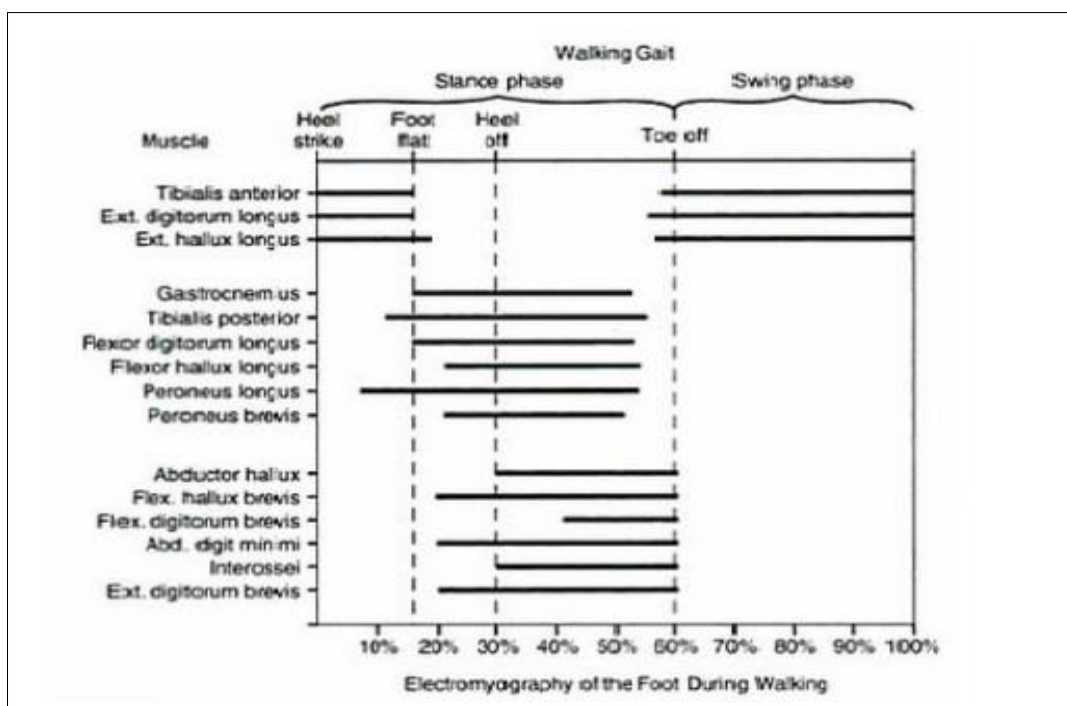
Svaly trupu a horních končetin se při chůzi pohybují v otevřeném kinematickém řetězci. K bipedální chůzi mohou přispět pouze omezeně, a to svojí setrvačností. Svaly dolních končetin umožňují bipedální chůzi. Pracují v uzavřeném řetězci, síla svalů prostřednictvím reakční síly okolí vyvolá lokomoční pohyb. Ve švihové fázi pracují svaly v otevřeném řetězci, stejně jako svaly trupu a horních končetin (Vařeka, Vařeková 2009, s. 57).

Svalové skupiny, které pracují v uzavřeném řetězci a dávají zrychlení těžišti těla jsou plantární flexory a extenzory kyčelního kloubu. Plantární flexory se zapojují při odrazu v druhé polovině oporné fáze. V první polovině oporné fáze, po dopadu paty na podložku se zapojují extenzory kyčelního kloubu. (Vařeka, Vařeková, 2009, s. 58).

Flexory kyčelního kloubu se aktivují v konečné stojné fázi a jsou aktivované během počáteční švihové chůze. Abduktory kyčelního kloubu se zapojují v první polovině stojné fáze, jejich aktivita stabilizuje pánev (Perry, Burnfield, 2010, s. 49 - 149).

Extenzory kolenního kloubu se podílí na absorpci nárazů ve fázi postupné zátěže, jsou aktivní při dopadu paty na podložku. Během středního stoji pomáhá nést váhu těla na extendovaném kolenním kloubu. Flexory kolenního kloubu brzdí extenzi kolenního kloubu před počátečním kontaktem paty s podložkou. Flexe kolenního kloubu v předšvihové a švihové fázi je výsledek flexe kyčelního kloubu a malé aktivity m. gastrocnemius (Neumann, 2017, s. 653).

M. tibialis anterior se zapojuje ve dvou fázích kroku. Nejprve se zapojuje při kontaktu paty, kdy silnou excentrickou aktivací brzdí plantární flexi. Dále se zapojuje během švihové fáze (viz obrázek 2). Dostatečná dorzální flexe je důležitá pro odlepení a udržení prstů nohy nad podložkou. Nedostatečná dorzální flexe vede k drop foot syndromu, který je typicky kompenzován nadměrnou flexí v kolenním a kyčelním kloubu (Neumann, 2017, s. 653).



**Obrázek 2** EMG svalů bérce a nohy při chůzi (Nordin, Frankel, 2001, s. 238)

### 1.1.4 Poruchy chůze

K poruchám chůze může dojít z velkého množství příčin. Ale ne pro všechny je v hodné do terapie zařadit funkční elektrostimulaci (Faltýnková, 2013, s. 22). Volíme ji nejčastěji

u pacientů s RS, při stavech po CMP, při poranění mozku nebo míchy či při dětských mozkových obrnách (Faltýnková, 2013, s. 23).

### **Roztroušená skleróza (RS)**

Až 75 % pacientů s tímto onemocněním se setká s poruchou chůze a s délkou trvání onemocnění se tyto obtíže zvyrazňují (Novotná, Konvalinková., 2017, s. 173). Porucha chůze u RS má různé příčiny jako například svalovou slabost či hyperaktivitu, poruchu rovnováhy či svalové koordinace. Proto je k léčbě nutno přistupovat individuálně. (Novotná, Konvalinková., 2017, s. 174).

### **Cévní mozková příhoda (CMP)**

Porucha chůze doprovázející cévní mozkovou příhodu je velice častá. V akutní fázi více než polovina pacientů není schopna chůze a patologické stereotypy přetrvávají mnohdy i 3 měsíce, nebo jsou zafixovány po zbytek života (Maple et al., 2007, s. 156).

V rehabilitaci se proto zaměřujeme na nácvik chůze, ale vždy s přihlédnutím na individuální možnosti a potřeby pacienta (Maple et al., 2007, s. 157). U pacientů po cévní mozkové příhodě se často setkáváme s poruchami rovnováhy, snížením svalové síly, omezením rozsahu pohybu v kotníku a substitučním mechanismem, kterým je cirkumdukce v kyčelním kloubu (Moon et al., 2017, s. 238).

Omezení rozsahu pohybu v kotníku u pacientů po CMP může být způsobeno zvýšením tonu v lýtkových svalech, noha pak není schopna dosáhnout dorzální flexe a u pacientů vzniká drop foot syndrom (Moon et al., 2017, s. 239).

### **Foot drop syndrom**

Foot drop syndrom je neschopnost vůlí vykonat dorzální flexi v kotníku. Během chůze se ve švihové fázi špička neodlepí od země a je pak tažena po podložce. Vzniká pak chůze označovaná jako steppage nebo také „kohoutí“ chůze (Cameron, 2010, s. 19). Vyznačuje se především tím, že při švihové fázi je kolenní kloub postižené končetiny pozvednut nepřiměřeně vysoko, aby tak došlo ke kompenzaci pokleslé špičky nohy (Cameron, 2010, s. 19). To vede k negativnímu ovlivnění pacientovy chůze jak z hlediska stability, tak výkonu, a může tedy narušovat pacientův život i z hlediska každodenních činností (Prenton et al., 2017, s. 131).

Drop foot syndrom může způsobit jak centrální, tak periferní nervová disfunkce. Je častá u pacientů po cévní mozkové příhodě, při roztroušené skleróze, při traumatech centrální nervové soustavy a míchy, při dětské mozkové obrně či periferní neuropatii (Cameron, 2010, s. 20).

Je mnoho léčebných postupů, které jsou využívány při léčbě padající špičky, mezi časté patří ortotické řešení, fyzioterapie, fyzikální terapie, ale i chirurgický zákrok (Vigasio et al., 2008, s. 1458). Z ortotického hlediska existují dvě ověřené intervence, první je peroneální ortéza, která se snaží udržet neutrální postavení v hlezenním kloubu a druhým je funkční elektostimulační zařízení. (Prenton et al., 2017, s. 134). Při funkční elektrostimulaci drop food syndromu využíváme nízkofrekvenční elektrický proud s asymetrickým bifázickým tvarem impulzu, ten vyvolá podráždění nervu a následně stah anterolaterální skupiny svalů bérce (Prenton et al., 2017, s. 135).

### **Spasticita plantárních flexorů**

Spasticita plantárních flexorů, zejména m. triceps surae je častý problém spojený s centrální parézou různé etiologie (Crenna, Inverno, 1994, s. 105). Přispívá k patologickým vzorům chůze, a to jak ve stojné, tak švihové fázi (Perry, Burnfield, 2010, s. 169 - 281).

Ve stojné fázi ovlivní spasticita plantárních flexorů pozici nohy při fázi iniciálního kontaktu a ovlivňuje tak stabilitu chůze, brání také dorzální flexi a neumožňuje dopad paty při iniciálním kontaktu, ten je proto prováděn přes špičku (Mulroy et al., 2003, s. 114-125).

Ve švihové fázi ústí spasticita k neadekvátnímu odvíjení palce, kvůli extendovanému kolennímu kloubu ve fázi terminálního stoje. Neschopnost adekvátní flexe v kolenním kloubu ztěžuje odvíjení palce a vyžaduje větší aktivitu kyčelních a kolenních flexorů k zvednutí dolní končetiny a odlepení palce od podložky, následně může být palec kvůli nedostatečné dorzální flexi v hlezenním kloubu během švihové fáze, tažen po podložce (Perry, Burnfield, 2010, s. 169 - 281).

### **Spasticita m. quadriceps femoris**

Stejně jako spasticita plantárních flexorů, může i spasticita m. quadriceps femoris vyústit v nadměrnou extenzi kolenního kloubu ve stojné fázi kroku. Během přenášení váhy na stojnou nohu dochází ke krátké flexi v koleni a tedy protažení m. quadriceps femoris, na což spastický sval zareaguje kontrakcí a dochází tak až k hyperextenzi v kolenním kloubu a limitaci flexe (Perry, Burnfield, 2010, s. 169 - 281).

### **Spasticita hamstringů**

Spasticita hamstringové skupiny svalů zapřičiňuje přílišnou flexi v kolenních kloubech a projevuje se chůzí v lehkém podřepu (Perry, Burnfield, 2010, s. 169 - 281).

Ve fázi konečného švihu brání nadměrná aktivace hamstringů plné extenzi, počáteční kontakt je pak prováděn s flexí kolenního kloubu, která přetrvává i po celou stojnou fázi kroku. Při této chůzi dochází ke zkrácení délky kroku a ke zvýšení nároků na m. quadriceps femoris, který brání poklesu dolní končetiny do flexe (Perry, Burnfield, 2010, s. 169 - 281).



## **Spasticita adduktorů**

Spasticita adduktorů kyčelního kloubu zapříčiňuje pokles kontralaterální strany pánve během stojné fáze. Dolní končetina je ve švihové fázi tažena mediálně. Tím je výrazně zúžena opěrná báze a zhoršena stabilita během chůze (Perry, Burnfield, 2010, s. 169 - 281).

## **1.2 Parézy DK**

K poruše hybnosti může dojít v důsledku léze jak centrálního, tak i periferního motoneuronu. Projevit se může částečnou poruchou hybnosti, kterou nazýváme paréza, až úplnou ztrátou pohybu, tedy plegií (Ambler, 1999, s. 19).

### **1.2.1 Periferní parézy**

Poškození periferního nervu se může projevit lokálně např. po úrazu či útlaku, nebo v širší oblasti na podkladě intoxikace, zánětu nebo degenerativních onemocnění (Pfeiffer, 2009, s. 202). Porucha periferního nervu je spojena se sníženou hybností, svalovou atrofií, snížením až vyhasnutím šlachookosticových reflexů, poruchou cití a elektrické dráždivosti. Periferní parézy mohou provázet i fascikulace, tedy stah skupiny svalových vláken, nebo celé motorické jednotky, které ale nevedou k lokomoci (Ambler, 1999, s. 20).

Periferní parézy vznikají nejčastěji na podkladě ischemické komprese či poranění periferních nervů nebo nervových pletení (Kolář et al., 2009, s. 330). Periferní nervy jsou většinou smíšené, proto se parézy projeví jak motorickým deficitem, tak senzitivními poruchami a vegetativními příznaky (Kolář et al., 2009, s. 331). Dle závažnosti rozlišujeme tři stupně postižení: neuropraxii, axonotmezi a neurotmezi (Pfeiffer, 2007, s. 202). Při větších poraněních můžeme sledovat všechny tři tyto poruchy na jedné končetině (Pfeiffer, 2009, s. 203).

Nejlehčím, reverzibilním stupněm poškození nervu je neuropraxie (Kolář, 2009, s. 330). Je zapříčiněna přechodným tlakem, hypoxií, fyzickým narušením jako je např. chlad nebo chemickým narušením (Pfeiffer, 2007, s. 202). Při neuropraxii není narušena kontinuita axonu a k úpravě stavu dochází za pár dnů nebo týdnů (Kolář et al., 2009, s. 330).

Axonotmeze je pouze zčásti reverzibilní poškození, při kterém dochází k přerušení axonů v důsledku déle trvajících tlaku nebo tahu (Pfeiffer, 2007, s. 202). Pod místem přerušení dochází k degeneraci axonů, ale jejich obaly jsou zachovány (Kolář, 2009, s. 331). Díky tomu může axon spontánně regenerovat rychlostí zhruba jeden až dva milimetry za den, při čemž jsou mu zachovalé obaly vodící dráhou (Pfeiffer, 2009, s. 203).

Třetím a nejtežším stupněm je neurotmeze, tedy naprosté přerušení nervu (Kolář, 2009, s. 331). Nedochozí zde ke spontánní úpravě a je nutné chirurgického zákroku (Pfeiffer, 2009, s. 203).

K periferním parézám může dojít i v důsledku zničení buněčného těla neuronu, které umožňuje funkci jak axonu, tak dendritu a je nutné pro jejich případnou regeneraci (Pfeiffer, 2009, s. 202). Ke zničení může dojít např. vytržením nervového kořenu z předních či zadních míšních rohů (Pfeiffer, 2009, s. 203).

Na dolních končetinách jsou nejčastější periferní parézy n. peroneus, n. femoralis a n. ischiadicus, méně časté jsou parézy lumbosacrálního plexu (Kolář et al., 2009, s. 337).

### **Nervus ischiadicus**

Nervus ischiadicus, nejmohutnější nerv lidského těla, odstupuje ze sakrálního plexu, vystupuje z pánve skrz foramen infrapiriforme, sestupuje k fossa poplitea a během svého průběhu se rozděluje na n. tibialis a n. peroneus communis (Čihák, 2011, s. 530). Motoricky jsou z nervu inervovány flexory kolenního kloubu, svaly bérce a nohy, senzitivně pak inervuje lýtko z dorzální a laterální strany a nohu (Kolář, 2009, s. 337).

Poškozen bývá nejčastěji při luxacích, zlomeninách pánve či acetábula, může být poškozen i při operacích kyčelního kloubu nebo benigními nádory, ale porušení v průběhu stehna je málo časté (Kolář, 2009, s. 337). Při lézi nervu bývá nejnápadnější porucha flexorů i extenzorů nohy, což způsobuje problémy ve stoji jak na špičkách, tak na patách, oslabena je i flexe v kolenním kloubu a extenze kyčelního kloubu (Kolář, 2009, s. 337).

### **Nervus peroneus**

Nervus peroneus communis se rozděluje na n. peroneus superficialis, který motoricky inervuje mm. peronei a senzitivně dolní laterální stranu lýtko, dorzální stranu nohy a 1. až 4. prstu, a na n. peroneus profundus, který motoricky inervuje extenzory přední strany bérce, svaly dorza nohy a senzitivně inervuje okrasek mezi 1. a 2. prstem (Čihák, 2011, s. 530).

Nejčastěji bývá poškozen za hlavičkou fibuly při kompresi např. sádrou fixací, při luxacích či distorzích nebo sečných poraněních (Kolář et al., 2009, s. 337). Léze jednotlivých větví peroneu nejsou příliš časté, ale při poškození před rozdělením nervu jsou oslabeny anterolaterální svaly bérce a s nimi související dorzální flexe a everze, což způsobuje obtíže při chůzi (Kolář et al., 2009, s. 338).

### **Nervus femoralis**

Nervus femoralis inervuje motoricky svaly na přední straně stehna tj. m. quadriceps femoris a m. sartorius a senzitivně přední vnitřní stranu stehna a vnitřní stranu bérce (Čihák, 2011, s. 532).

Nerv bývá poškozen při operacích kyčelního kloubu, zlomeninách pánve, operacích kýly nebo při diabetické proximální amyotrofii (Kolář et al., 2009, s. 337). Mezi hlavní příznaky poškození nervu patří oslabení m. quadriceps a s tím narušení stereotypu chůze, při které dochází k podklesávání kolene při chůzi po nerovném terénu nebo do schodů a může docházet až k rekurvaci kolenního kloubu (Kolář et al., 2009, s. 337).

### **1.2.2 Centrální parézy**

Centrální paréza, označovaná též jako spastická, vzniká na podkladě poškození mozku nebo míchy v důsledku jejich poranění, nádorů, CMP, RS a u dětí může doprovázet dětskou mozkovou obrnu (DMO), která přetrvává až do dospělosti. Pyramidová (kortikospinální) dráha je přerušena a tím je přerušen i spoj mezi mozkovou kůrou a míchou (Trojan, 2005, s. 108). K postižení centrálního motoneuronu může dojít v kterékoliv části jeho průběhu, ale periferní motoneuron nemusí být vůbec postižen (Vokurka et al., 2018, s. 243). Kromě sestupných vláken bývají poškozena i vlákna vzestupná, což zapříčiňuje poruchu citlivosti (Trojan, 2005, s. 108).

Podle lokalizace můžeme rozdělit cerebrální a spinální formu. Cerebrální léze lze diferencovat na úrovni mozkového kmene a výše. Bývá méně výrazná, nadměrná svalová aktivita se objevuje v oblasti jednoho či více kloubů, klasickým případem je hemiparetické postavení končetin. Spinální léze bývají dyfuznější, objevuje se spastická dystonie těžkého stupně a postiženy jsou i svaly trupu a proximální segmenty končetin (Štětkařová et al., 2012, s. 22).

Vznik spasticity ještě není jednoznačně objasněn, ale je několik teorií jejího vzniku. Dle teorie zvýšené aktivace gama-motoneuronů dochází ke ztrátě tlumivého působení mozku a zvýrazňují se tak napínaví reflexy. Imbalanční teorie tvrdí, že u korových lézí je převaha tonicko-excitačních descendentních drah a následně se zvyšuje dráždivost míšních alfa-motoneuronů, které zapříčiňují zvýšení napětí. Třetí teorií je teorie reorganizace synaptického vstupu, kdy jsou centrální lézi narušeny tlumivé účinky sestupných drah. Vlákna i jejich zakončení na synapsích degenerují a zanechávají tak volná místa na motoneuronech nebo vmezeřených neuronech. Teorie předpokládá, že dochází k regeneraci zachovalých nervových vláken, které obsazují prázdné synapse a způsobí tak během několika dnů zvýšenou reflexní odpověď (Kolář et al., 2009, s. 62).

Ke třem základním příznakům léze centrálního motoneuronu patří zvýšená svalová aktivita, paréza a zkrácení svalu. Zkrácení svalu, které je podmíněné atrofií svalů, šlach a dalších měkkých tkání, doprovází snížená kontraktilita a elasticita a v dalších fázích

onemocnění může vést až k fixní kontraktuře (Jech, 2015, s.14). Zvýšená svalová aktivita je při poruše centrálního motoneuronu přítomna téměř vždy, její klinický obraz je ovlivněn mnoha dalšími faktory jako lokalizace a rozsah léze, rychlost jejího vzniku nebo poškození ostatních nervových drah (Gracies, 2005a, s. 544). Zvýšená svalová aktivita má nástup se zpožděním, projevuje se spasticitou, spastickou dystonií, spastickou ko-kontrakcí a spastickou synkinezí (asociovanými reakcemi) (Jech, 2015, s.14).

Dle Barnese a Johnsona (2001, s. 9-60) a Sheeana (2002, s. 3-9) můžeme rozdělit příznaky syndromu centrálního motoneuronu na pozitivní, kterými jsou spasticita, spastická dystonie, spastické ko-kontrakce a asociované reakce a na negativní, kterými jsou hypotonie, slabost svalů (paréza), zkrácení svalů, ztráta obratnosti a únavnost (viz tabulka 1).

**Tabulka 1** Příznaky syndromu centrálního motoneuronu (Barnes, Johnson, 2001, s. 9-60; Shean, 2002, s. 3-9).

<b>Příznaky syndromu centrálního motoneuronu</b>	
<b>Pozitivní příznaky</b>	<b>Negativní příznaky</b>
Spasticita (zvýšené myotatické reflexi, klonus)	Hypotonie (v akutní fázi)
Spastická dystonie (spasmy flexorů a extenzorů, pozitivní spastické pyramidové příznaky)	Slabost svalů (paréza)
Spastické ko-kontrakce	Zkrácení svalů
Asociované reakce (spastické synkineze)	Ztráta obratnosti
	Únavnost

### **Pozitivní příznaky**

**Spasticita** v užším slova smyslu, je zvýšení svalové aktivity, která se projevuje zvýšenou excitabilitou napínacího reflexu. Při pomalém pasivním protažení je sval dobře protažitelný, ale při rychlém protažení se objeví záraz, neboli „catch“ (Jech, 2015, s. 16). Zvýšení svalového tonu je tedy závislé na rychlosti protažení svalu (Lance, 1980, s. 486). Čím rychlejší je provedení pasivního napínacího pohybu, tím větší je reflexní aktivita a odpor příslušného svalového segmentu, tuto závislost nazýváme velocity-dependent. To samé platí pro délku protažení, tedy length-dependent, kdy síla reflexní odpovědi roste s délkou protažení (Kaňovský et al., 2005, s. 83). Spasticitu u pacienta neuvidíme v klidovém stavu, jedinou výjimkou je klonus, tedy repetitivní aktivace napínacího reflexu (Jech, 2015, s. 16). Aferentní aktivita, která vzniká při protažení svalu je abnormálně zpracována v míšním segmentu, což vede k přílišné stimulaci alfa-motoneuronů protahovaného svalu. V klinickém rozboru jsme schopni odlišit neurogenní a non-neurogenní podíl spasticity. Změna viskoelastických vlastností může mít velkou roli v omezení hybnosti (Štětkářová et al., 2012, s. 15).

**Spastická dystonie** se projevuje zvýšenou klidovou svalovou aktivitou. Je tedy na rozdíl od spasticity rozpoznatelná v klidu a bývá první, čeho si na pacientovi všimneme (Štětkářová et al., 2012, s. 17). Spastická dystonie je zodpovědná za abnormální postavení končetin a výsledná postura se odvíjí od toho, zda převládá kontrakce flexorových nebo extenzorových skupin svalů. Projevem spastické dystonie může být trojflexe horní končetiny a extenze dolní končetiny, tedy klasické Wernicke-Mannovo držení (Jech, 2015, s. 16).

**Fleční a extenční spasmy** mohou vypadat jako spastická dystonie, ale na rozdíl od ní jsou iniciovány aferentními podněty díky zvýšené vnímavosti somatosenzorického systému (McGuire, Elovic, 2011, s. 5). Projeví se jako pomalu narůstající tonická křeč, která se šíří i na další svalové skupiny. Příkladem může být Babinského příznak (Jech, 2015, s. 16).

**Spastická ko-kontrakce** vede ke špatné koordinaci volního pohybu. Při běžném provedení pohybu se aktivuje agonista a antagonist je relaxován, je to projev supraspinální kontroly reciproční inhibice. Při spastické ko-kontrakci se aktivuje antagonist simultánně s agonistou (Vinti et al., 2013, s. 529). Hyperaktivita antagonistických svalů vede k omezení pohybů a může vézt až k pohybům opačným, než pacient původně zamýšlel (Štětkářová et al. 2012, s. 20).

**Asociované reakce**, též spastické synkineze jsou asociované pohyby doprovázející volní pohyb. Ve srovnání s ko-kontrakcemi, které se vyskytují ve stejných svalových segmentech, se asociované reakce objevují v jiných svalových segmentech (Štětkářová et al., 2012, s.20). Podobně jako ko-kontrakce mají supraspinální původ. Příkladem může být zrcadlový pohyb na kontralaterální končetině, či asociovaný pohyb trupu nebo dolních končetin při pohybu rukou (Jech, 2015, s.17).

### **Negativní příznaky**

**Paréza** je nejzávažnější projev doprovázející lézi centrálního motoneuronu, který si pacienti uvědomují. Ve většině případů je hlavní příčinou invalidity právě oslabení svalové síly, které se pohybuje v rozmezí od lehké parézy až po úplnou plegii (Štětkářová et al., 2012, s. 24). Klinicky ji podmiňuje několik mechanismů jako únavnost, zhoršení koordinace volního pohybu, snížení svalové síly agonistů a zvýšení svalového tonu antagonistů (Jech, 2015, s. 17). V důsledku centrální denervace dochází k redukci svalové síly. To je doprovázeno alterovaným nábořem motorických jednotek, které se neaktivují harmonicky od nejmenších k největším. Při izometrické kontrakci může být sice

svalová síla stejná, ale kvůli zhoršené koordinaci a ztrátě volní kontroly, není funkce svalu efektivní (Sheean, 2002, s. 9). Při terapii zaměřené na inhibici antagonistů, posílení a protažení agonistů lze z funkčního hlediska očekávat zlepšení parézy (Štětkářová et al., 2012, s. 25).

**Zkrácení svalu** je ovlivněno zvýšením svalového tonu i změnou viskoelasticity okolních tkání jako jsou vazy či šlachy, tyto změny lze pozorovat i při imobilizaci končetiny zdravých osob (Štětkářová et al., 2012, s. 25). Ve svalu dochází ke snížení počtu a zkrácení sarkomer, ubývá proteosyntézy, pomalá červená svalová vlákna jsou pomalu nahrazována bílými rychlými vlákny, sval ztrácí pružnost a v endomysiu a perimysiu se zvyšuje podíl kolagenního vaziva a tuku (Gracies, 2005b, s. 540). Může dojít až ke vzniku fixní kontraktury. Sval je přestavěn na vazivové pruhy s minimem kontraktilních elementů, bez možnosti protažení (Jech, 2015, s. 17).

### **Další projevy**

Jelikož centrální denervace zpravidla nepostihuje pouze eferentní systém nelze od postižení hybnosti oddělit dysfunkci somatosenzorického systému. Motorický deficit je často doprovázen výpadky propriocepce, hypesteziemi, prostorovou agnozií či anosognozií. Tyto příznaky napomáhají k dalšímu prohloubení motorického deficitu (Jech, 2015, s.17).

Důležitým senzorkým příznakem je bolest ať už periferní nebo centrální etiologie. Periferní bolest vzniká přímým drážděním nociceptorů. Muskuloskeletální bolesti mohou vznikat na podkadě nadměrného dráždění receptorů při spastické dystonii, flekčních či extenčních spasmech, ko-kontrákcích nebo kvůli kloubním deformitám či fixním kontrakturám (Jech, 2015, s.17). Centrální bolest bývá spojena se subkortikální thalamicou lézí a má charakter těžko tolerovatelných kauzalgií (Štětkářová et al., 2012, s. 27).

Dalšími projevy, které zhoršují stav pacienta jsou poruchy polykání a řeči. Pacient je ohrožen zánětlivými plicními komplikacemi kvůli aspiraci při poruše polykání. Při poruše řeči je značně omezena komunikace s okolím a zhoršuje tak sociální izolovanost pacienta (Štětkářová et al., 2012, s. 28).

Dochází také k poruše sfinkterových a sexuálních funkcí. Nejčastěji se objevuje neurogení (spastický) močový měchýř s omezenou volní kontrolou. U automatického močového měchýře dochází k samostatnému vyprázdnění po určitém naplnění (Jech, 2015, s.17). Výrazná spasticita adduktorů kyčelního kloubu zapříčiňuje problémy při přesunech z postele na vozík a při hygieně v oblasti perinea. To může mít za následek recidivující močové i kožní infekce (Štětkářová et al., 2012, s. 28).

Mezi další klinické projevy, které by se neměli opomíjet patří poruchy spánku, komplikace spojené se sníženou fyzickou aktivitou a v neposlední řadě poruchy fatické a kognitivní (Jech, 2015, s.19).

### **1.3 Funkční elektrostimulace (FES)**

Elektrostimulace samotná je široký pojem, který zahrnuje mnoho terapeutických metod, jelikož elektrickým proudem je možné stimulovat nejen nervy a svaly, ale například i srdce, u kterého lze využít kardiostimulátoru (Doucet et al., 2012, s. 201).

Poděbradský a Vařeka (1998, s. 100-103) označují jako elektrostimulaci dráždění denervovaných svalů. K tomuto dráždění využíváme šikmých impulzů. Ideálního nastavení těchto impulzů dosáhneme pomocí vyšetření Hoorveg-Weissovi I/t křivky. Pro stimulaci pouze oslabených, nikoliv denervovaných svalů se používá pojem elektrogymnastika. Jejím cílem je posílit oslabené svaly a následně je správně zapojit při pohybu. V terapiích preferujeme elektrostimulaci prováděnou terapeutem, lze ale provádět i elektrostimulaci čistě přístrojovou. Jako prevence vyčerpání energetických zásob svalů se elektrostimulace provádí v délce 1 až 3 minut několikrát denně, případně se během terapie střídá dráždění různých svalů (Poděbradský, Vařeka 1998, s. 103). Toto dráždění denervovaných, nebo pouze oslabených svalů využíváme hlavně u periferních paréz. Jedná se o svalovou stimulaci, kde k vyvolání motorické odpovědi využíváme frekvence kolem 50 Hz (Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 100 – 103).

Stimulaci nervů a svalů můžeme provádět při periferních i centrálních poruchách, ale metody stimulace jsou rozdílné. U centrálních paréz je elektrickým proudem drážděn neporušený periferní nerv, který vyvolá kontrakci svalu, který inervuje. Jedná se tedy o stimulaci nervovou. Požadovanou motorickou odpověď svalu je možné vybavit na nižších frekvencích (např. u neurostimulátoru WalkAide v rozmezí 16–33 Hz) (Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 110; Innovative Neurotronics. The WalkAide® System: Clinician Manual, 2013, s. 54).

Funkční elektrostimulací rozumíme dráždění svalů či nervů elektrickými impulzy během pohybu. Umožní tak zapojení postižené svalové skupiny do běžného pohybového stereotypu pacienta, nebo může pacientovi pomoci při reedukaci patologického pohybového stereotypu (Damiano et al., 2012, s. 200).

Elektrický signál prostupuje k příslušným nervovým vláknům a vyvolává kontrakci požadovaných svalových skupin. Přispívá tak k návratu původních funkčních schopností

a dává možnost vykonávat běžné denní činnosti (Pilsová et al., 2017, s. 195). FES podporuje aktivní svalovou kontrakci a pomáhá tak zvýšit svalovou sílu, předchází atrofii z nedostatku pohybu, redukuje svalový tonus a pomáhá k motorické reedukaci pohybu (Kesar et al., 2011, s. 311).

Elektrické stimuly, vygenerované elektrostimulačním zařízením, způsobí změnu akčních potenciálů u nepoškozených periferních nervů čímž dále vyvolají svalovou kontrakci. Na intenzitě těchto elektrických stimulů závisí počet aktivních vláken, a tím pádem i síla svalového stahu (Sivaramakrishnan et al., 2017, s. 401). Při běžném volném pohybu se jako první zapojují malé motorické jednotky. U elektricky stimulovaného pohybu se předpokládá, že nábor motorických jednotek probíhá náhodně a nesymetricky (Doucet et al., 2012, s. 202).

### **1.3.1 Indikace a kontraindikace**

Pro zahájení funkční elektrostimulace u pacientů s poruchou chůze je nutná schopnost stoje a chůze s minimální asistencí. Je také nutné, aby byla zachována funkce dolní končetiny k udržení rovnováhy a postury během chůze. Důležité je zvážit i motivaci pacienta k zahájení této metody (Innovative Neurotronics. The WalkAide® System: Clinician Manual, 2013, s.2).

Ke kontraindikacím funkční elektrostimulace patří těžká kontraktura plantárních flexorů nohy, kardiostimulátor, epilepsie, porucha kognitivních funkcí, periferní neuropatie, sekundární komplikace zad, kolenního nebo kyčelního kloubu, trauma nohy, spinální stenóza, post-polio syndromy, Guillian-Barre syndrom, poškození kůže či tkáně v místě stimulace a výrazné omezení pasivního rozsahu pohybu (Innovative Neurotronics. The WalkAide® System: Clinician Manual, 2013, s. 3).

Indikací FES chůze je centrální paréza postihující svaly inervované n. peroneus, zejména m. tibialis anterior a m. peroneus longus et brevis (Byrne et al., 2007, s. 606).

### **1.3.2 Ortotické a terapeutické účinky FES**

Účinky FES můžeme rozdělit na ortotické, které se objeví po zapnutí neurostimulátoru a terapeutické, které jsou pozorovatelné, když je neurostimulátor vypnutý (Dunning et al., 2013, s. 40). Zapneme-li se neurostimulátor, začne nahrazovat konkrétní funkci a chová se tedy jako ortéza. Dojde-li k obnově funkce, která přetrvává i bez použití neurostimulátoru, hovoříme o terapeutickém účinku (Roche et al., 2009, s. 65).

Neschopnost aktivní dorzální flexe při švihové fázi kroku ústící ve foot drop syndrom negativně ovlivňuje energetické nároky na chůzi, její rychlost, stabilitu a může vést až k pádům (Miller et al., 2017, s. 1440). FES aplikovaná na m. tibialis anterior pomáhá



při terapii drop foot syndromu a zlepšuje tak koordinaci, kloubní rozsah a celkově kvalitu chůze. U některých pacientů se pro zlepšení stability a svalové síly aplikuje funkční elektrostimulace i na m. gluteus medius (Moon et al., 2017, s. 239).

Elektrody, umístěné na kůži v průběhu nervus peroneus communis, vyšlou impulzy ke všem svalům inervovaným tímto nervem, a vyvolají tím dorzální flexi v hlezenním kloubu. Stimulace může také přispět k inhibici antagonistických svalů, jako jsou svaly lýtky, a napomoci flexi v dalších kloubech (Miller et al., 2017, s. 1442).

U pacientů po CMP se FES využívá ke zlepšení svalové síly, ovlivnění spasticity, prevence subluxace paretického ramenního kloubu a často ke zlepšení chůze, jelikož u pacientů často dochází k přepadávání špičky ve švihové fázi krokového cyklu (Auchstaetter et al. 2016, s. 996).

### **1.3.3 Parametry elektrostimulace**

Při FES se využívá střídavý elektrický proud, samotná stimulace probíhá formou vlnových pulzů elektrického proudu (Peckham, Knutson., 2005, s. 330).

Elektrody mohou být zapojeny monopolárně, nebo bipolárně. U monopolárního zapojení se aktivní elektroda umístí přes periferní nerv a indiferentní elektroda je lokalizována přes tkáň, které jsou méně excitabilní, jako jsou šlachy nebo fascie. U bipolárního zapojení je umístění aktivní elektrody stejné a indiferentní elektroda se nachází v její blízkosti. Intenzita kontrakce je určena frekvencí, amplitudou a šířkou pulzů (Peckham, Knutson, 2005, s. 330).

Frekvence udává, kolik pulzů je vyprodukováno za vteřinu stimulace (tzn. 40 Hz = 40 pulzů za sekundu). Frekvence, používané ke stimulaci, se liší v závislosti na požadované odpovědi. Klasicky se neuromuskulární stimulace vybavuje na frekvencích okolo 20-50 Hz, tak aby vyvolala kontrakci stimulovaných svalů. Pro pacienta jsou pohodlnější vyšší frekvence, které vnímá jako jemné brnění. U nižší frekvence jsou více rozeznávány jednotlivé pulzy a pacient je vnímá jako poklepávání (Doucet et al., 2012, s. 204).

Intenzita proudu se udává v miliampérech (mA) a značí jakou silou proudu je stimulace prováděna. Větší intenzita může podpořit zvýšení síly kontrakce (Doucet et al., 2012, s. 205).

Šířka pulzu je časový interval jednoho pulzu. Čím delší trvání pulzu, tím hlouběji do podkožních tkání pulz prochází. Širší pulzy je vhodné využít při snaze o ovlivnění spodních vrstev, nebo při únavě, když chceme zvýšit nábor svalových vláken. (Doucet et al., 2012, s. 205).

### 1.3.4 Neurostimulátory

Neurostimulátor, označovaný někdy také jako neuroprotéza, se využívá k funkční elektrostimulaci n. peroneus během aktivní chůze. Připevňuje se manžetou pod koleno a aby bylo dosaženo ideální dorzální flexe, je jedna elektroda umístěna za hlavičku fibuli, na n. peroneus communis a druhá na svalové břicho m. tibialis anterior (Cameron, 2010, s. 18).

Kontrola stimulace je zajištěna dvěma senzory, akcelerometrem a inklinometrem. Dosáhne-li holeň předem definované změny úhlu, dojde k podráždění svalů. Během švihové fáze je tedy drážděn n. peroneus což zapříčiňuje kontrakci svalu m. tibialis anterior a dalších svalů anterolaterální skupiny bérce. Kontrakce těchto svalů vyvolá požadovanou dorzální flexi v kotníku. Na konci švihové fáze kroku přístroj stimulaci ukončí. Neurostimulátor je programován přesně dle individuálních potřeb pacienta s ohledem na jeho stereotyp chůze a změny v úhlu osy holeně. Pacient by s neurostimulátorem měl zvládat úkoly jako je běh, chůze do a ze schodů či úkroky stranou (Faltýnková, 2013, s. 24).

Na trhu existuje celá řada výrobců neurostimulátorů a každý má trochu jiné technické parametry. V Čechách jsou nejdostupnější neurostimulátory WalkAide a Bioness L300. Neurostimulátor WalkAide je jednobáňový stimulátor se dvěma externími elektrodami a řídicí jednotkou, která se manžetou připevňuje k bérce. K řízení stimulace může využívat patní snímač, ale většinou využívá akcelometr s inklinometrem, který snímá náklon bérce (Innovative Neurotronics. The WalkAide® System: Clinician Manual, 2013, s. 10-16). Dalším dostupným neurostimulátorem v České republice je Bioness L300. Je velice podobný WalkAide stimulatoru. Taktéž se skládá z externích elektrod, patního snímače a řídicí jednotky připevněné manžetou. Lze jej pořídit i ve verzi plus, která obsahuje manžetu pro stehenní svaly. Může tak dopomoci bérceovému stimulátoru v zajištění flexe kolenního kloubu před švihovou fází a extenzi ve stojné fázi chůze (BIONESS INC. NESS L300 Foot Drop System, 2014, s. 1-9).

### 1.3.5 WalkAide

WalkAide je jeden z nejmodernějších prostředků FES umožňující stimulaci n. peroneus pro lepší dorzální flexi v hlezenním kloubu. Jde o malé, neinvazivní zařízení o hmotnosti 87,9 gramů a velikosti 8,2 x 6,1 x 2,1 cm. Systém obsahuje manžetu, k připevnění systému kolem lýtky, senzory, kterými jsou akcelometr a gyroskop a samolepící elektrody (viz obrázek 3, s. 27) (Cameron, 2010, s. 18).



**Obrázek 3** FES systém WalkAide (Novotná, Konvalinková, 2017, s. 172)

Přístroj gyroskopickým senzorem vyhodnocuje změnu úhlu osy holeně a akcelerometrem zrychlení v druhé fázi kroku a tím ukončuje dobu stimulace. Při požadované změně úhlu osy holeně, vyšlou elektrody impuls do n. peroneus. Tím dojde ke stahu anterolaterální skupiny svalů bérce a dorzální flexi v hlezenním kloubu během švihové fáze kroku (Innovative Neurotronics. The WalkAide® System: Clinician Manual, 2013, s. 2-4)

Pro každého pacienta se přístroj nastavuje individuálně za pomoci systému WalkLink. Během nastavování vyškolený pracovník kontroluje načasování stimulace ovládním manuálního spínače, které se po správném nastavení uloží. Při správném nastavení nedochází při chůzi k chybějícím ani přebývajícím impulsům. Doba stimulace může být přizpůsobena změně v chůzi a to rychlosti, délce kroku, chůze ze schodů či do schodů, do kopce či jinému terénu (Stein et al., 2010, s. 156). Jelikož tento neurostimulátor využívá jako senzory akcelerometr a gyroskop, je možné s ním chodit i bez obuvi (Cameron, 2010, s. 18-19). WalkAide je možné nastavit na dva režimy. První režim slouží pouze pro chůzi. Druhý režim slouží ke cvičení, při kterém lze posilovat paretické svaly. Další technické parametry jsou uvedeny v příloze 1 (s.71) (Innovative Neurotronics. The WalkAide® System: Clinician Manual, 2013, s. 7).

Obsluha přístroje je pro pacienty velmi snadná. Elektrický impuls je generován klasickou tužkovou baterií, tu je třeba pravidelně vyměňovat, stejně jako gelové elektrody.

Přístroj si pacient nasazuje nejlépe v sedě, s lehce nataženou dolní končetinou, ideálně na čistou, nemastnou pokožku. Elektrody se před aplikací navlhčují vodou a přikládají na laterální stranu lýtku. Přístroj je vhodné zapínat až po upevnění manžety pod kolenním kloubem kolem lýtku (viz obrázek 4). V prvních dnech je doba nošení doporučena na méně než hodinu. Po týdnu nošení dle možností pacienta již na 3 – 5 hodin, a po 2 týdnech 6 – 8 hodin (Innovative Neurotronics. The WalkAide® System: Clinician Manual, 2013, s. 11 -19).



**Obrázek 4** Upevnění neurostimulátoru při chůzi (vlastní fotografie)

## **2. Cíle výzkumu**

### **2.1 Cíle práce**

Cílem této práce je zjistit, zda FES ovlivňuje rychlost chůze. Dále si práce klade za cíl zjistit, jaký je vztah mezi účinkem FES a projevy poškození centrálního motoneuronu, konkrétně spasticitou a spastickou parézou u pacientů s narušením stereotypu chůze na základě centrální léze.

### **2.2 Výzkumné otázky a hypotézy**

**OT1:** Jaký vliv má FES na rychlost chůze?

H1(0): Neexistuje statisticky významný rozdíl v rychlosti chůze u pacientů s FES a bez FES.

H1(A): Existuje statisticky významný rozdíl v rychlosti chůze u pacientů s FES a bez FES.

**OT2:** Jaký je vzájemný vztah mezi spasticitou (R) a rychlostí chůze s a bez FES?

H2(0): Neexistuje statisticky významná korelace mezi rychlostí chůze s FES a spasticitou (R).

H2(A): Existuje statisticky významná korelace mezi rychlostí chůze s FES a spasticitou (R).

H3(0): Neexistuje statisticky významná korelace mezi rychlostí chůze bez FES a spasticitou (R).

H3(A): Existuje statisticky významná korelace mezi rychlostí chůze bez FES a spasticitou (R).

**OT3:** Jaký je vzájemný vztah mezi změnou rychlosti chůze a klinickými parametry spastické parézy (R a Z)?

H4(0): Neexistuje statisticky významná korelace mezi změnou rychlosti chůze a spasticitou (R).

H4(A): Existuje statisticky významná korelace mezi změnou rychlosti chůze a spasticitou (R).

H5(0): Neexistuje statisticky významná korelace mezi změnou rychlosti chůze a spastickou parézou (Z).

H5(A): Existuje statisticky významná korelace mezi změnou rychlosti chůze a spastickou parézou (Z).

**OT4:** Jaký je vzájemný vztah mezi změnou rychlosti chůze a kvalitou chůze, charakterizovanou FAC?

H6(0): Neexistuje statisticky významná korelace mezi změnou rychlosti chůze a kvalitou chůze.

H6(A): Existuje statisticky významná korelace mezi změnou rychlosti chůze a kvalitou chůze.

## **3 Metodologie výzkumu**

### **3.1 Charakteristika testovaného souboru**

Ve výzkumné části své diplomové práce jsem pracovala se skupinou 10 probandů. Každý z probandů měl s FES již zkušenosti. Ve skupině se nacházelo 7 žen a 3 muži. Nejmladšímu probandovi bylo 30 let, nejstaršímu 70 let, věkový průměr skupiny je 49 let.

Do výzkumu byli zařazeni pacienti s RS, po CMP a jinou centrální lézí. Všichni probandi byli již v chronickém stádiu onemocnění, nejkratší doba od vzniku onemocnění byla 22 měsíců. Pro zařazení do výzkumu bylo nutné, aby probandi byli postiženi spastickou parézou a měli zhoršený stereotyp chůze. Polovina probandů byla schopna samostatné chůze s oporou o francouzské hole, chůzi s mírnou dopomocí druhé osoby či chodítka zvládali 3 probandi a 2 probandi byli schopni zcela samostatné chůze po rovině. Z výzkumu byli vyřazeni pacienti, u kterých se vyskytovala některá z kontraindikací FES, jako např. těžká kontraktura plantárních flexorů, porucha kognitivních funkcí či periferní neuropatie.

Probandi se účastnili výzkumu ve vhodném oblečení a pevné obuvi za přiměřené teploty a hlučnosti prostředí.

### **3.2 Postup měření**

Měření probíhalo v Nemocnici Prostějov na oddělení lůžkové rehabilitace, kde byli všichni probandi hospitalizováni. Probandi byli seznámeni s průběhem výzkumu, jeho cílem a podepsali informovaný souhlas (viz příloha 2, s. 72).

Na začátku byli formou rozhovoru odebrány základní osobní a anamnestické údaje, které by ukázaly případné kontraindikace FES na jejichž základě by byl pacient vyloučen z testovaného souboru. Dále proběhlo u probandů klinické hodnocení chůze a dle míry závislosti probanda na okolí byl zařazen do kategorie Functional Ambulation Classification (FAC) (viz příloha 3, s. 73). U probandů, kteří již byli naměřeni, byli potřebné údaje odebrány z lékařské dokumentace.

#### **3.2.1 Hodnocení spasticity – Modifikovaná Ashworthova škála**

Ke klinickému hodnocení spasticity byla využita modifikovaná Ashworthova škála (MAS) (viz příloha 4, s. 74). U probandů byla hodnocena spasticita plantárních flexorů. Vyšetření probíhalo s odhalenou částí těla v poloze na zádech. Probandi byli zařazováni do škály od 0 do 4 dle odporu k pasivnímu protažení spastických svalů v průběhu jedné sekundy.

### 3.2.2 Hodnocení spasticity - Tardieu

K dalšímu klinickému hodnocení spasticity byla využita škála dle Tardieu, která pracuje s pasivním protažením svalů ve třech různých rychlostech viz tabulka 2.

**Tabulka 2** Rychlost protažení svalu při hodnocení spasticity dle Tardieu (Štětkářová et al., 2012, s. 36)

Rychlost protažení	
V1	co nejpomalejší (pomalejší než pokles končetin ve směru gravitace)
V2	rychlost segmentu končetin při pádu končetiny na podkladě gravitace
V3	co nejrychlejší (rychlejší než pád končetin ve směru gravitace)

Svalový tonus plantárních flexorů byl hodnocen ve dvou různých rychlostech. Měříme úhel vykonaný segmentem v co nejpomalejší rychlosti protažení, označené jako V1 a v co nejrychleším protažení, označeném jako V3. Jak uvádí Boyd a Graham (1999, s. 23 - 35), výchozí pozice pro měření úhlu svalové reakce je odlišná od měření anatomických rozsahů pohybu v kloubech, jak je známe z goniometrie, ale odpovídá poloze svalu v minimálním protažení.

Probandi byli vyšetřováni v poloze na zádech s mírně podloženým kolenním kloubem. První se vyšetřoval pasivní pohyb do maximální dorzální flexe v hlezenním kloubu v rychlosti V1, poté v rychlosti V3, a nakonec se vyšetřovala maximální aktivní dorzální flexe.

Kvalita svalové odpovědi na napínací reflex, označovaná jako X (viz příloha 5, s. 75), která se běžně v Tardieu škále uvádí nebyla u probandů zaznamenávána, jelikož nemá pro výzkum relevantní význam.

### 3.2.3 Stanovení úhlu spasticity a úhlu parézy

Gracies et al. (2010, s. 411-421) uvádí, že z těchto tří naměřených parametrů lze vypočítat úhel spasticity a úhel parézy. Úhel spasticity (R) vypočteme jako  $R = R1 - R2$ , kde R1 představuje úhel svalové reakce v rychlém protažení (V3) a R2 představuje úhel svalové reakce v pomalém protažení (V1). Úhel parézy (Z) vypočteme jako rozdíl úhlu svalové reakce v pomalém protažení (V1) a aktivního pohybu (Arom), tedy  $Z = XVI - XArom$ .

Úhel spasticity (R) je významný ukazatel podílu spasticity a kontraktur ve svalu, je-li rozdíl R1 a R2 velký, poukazuje výsledek na větší podíl spasticity a v terapiích se přikláníme k aplikaci botulotoxinu, (Barnes, Johnson, 2001, s. 165). Jaký je rozsah aktivního pohybu v rámci pasivního rozsahu nám ukazuje úhel parézy (Z) (Gracies et al., 2010, s. 411-421).



Tyto dva parametry (R a Z) nám dávají jasnou představu o stavu pacientovy parézy a spasticity, proto jsou využity ve statistickém zpracování.

### **3.2.4 Měření rychlosti – 10 Meter walk test**

Posledním z klinických testů byl 10 meter walk test (10MWT), který byl použit pro měření rychlosti chůze probandů s a bez neurostimulátoru. Jako neurostimulátor byl použit přístroj WalkAide, připevněný manžetou v horní části bérce. Zkontrolovali jsme umístění elektrod a nastavení neurostimulátoru.

K testu byla na chodbě vyznačena dráha 10 metrů, každý proband měl za úkol přejít tuto dráhu svou běžnou rychlostí chůze. Probandi začínali v chůzi 2-3 metry před první značkou, kvůli zrychlení, ale měřen byl pouze úsek mezi značkami. První měření probíhalo bez použití neurostimulátoru. Používal-li proband jinou pomůcku (francouzské hole, chodítko apod.) absolvoval měření s jejich použitím. Druhé měření probíhalo s použitím neurostimulátoru, po stejné dráze. Probandi začínali opět 2-3 metry před první značkou a bylo jim povoleno používání dalších pomůcek.

## **3.3 Statistické hodnocení**

Ve statistickém hodnocení byla nejprve vytvořena tabulka popisné statistiky. Dalším krokem bylo testování hypotéz. K jejich hodnocení potřebujeme znát hladinu významnosti testu, kterou pak porovnáme s p-hodnotou (p-value). Hodnota  $p < 0,05$  nám udává statisticky významný rozdíl a zamítáme tedy nulovou hypotézu ve prospěch alternativní hypotézy. Hodnota  $p > 0,05$  znamená statisticky nevýznamný rozdíl a nemůžeme nulovou hypotézu zamítnout (Procházka, 2015. s. 81)

Pro první hypotézu byli využity testy pro dvojice proměnných, a to znaménkový test a Wilcoxonův test. Tyto testy porovnávají dvě měření, konkrétně rychlost chůze s FES a bez FES, v jednom souboru.

K testování dalších hypotéz byl využit Spearmanův koeficient pořadové korelace. Tento korelační koeficient se využívá k měření síly vztahu u veličin, kde nemůžeme předpokládat linearitu vztahu nebo normální rozdělení proměnných (Procházka, 2015, s. 59). Pro hypotézu 2 byl testován vztah mezi rychlostí chůze s FES a spasticitou R. Pro hypotézu 3 byl testován vztah mezi rychlostí chůze bez FES a spasticitou. Pro hypotézu 4 byl testován vztah mezi změnou rychlosti chůze a úhlem spasticity (R). Pro hypotézu 5 byl testován vztah mezi změnou rychlosti chůze a úhlem parézy (Z). Pro hypotézu 6 byl testován vztah mezi změnou rychlosti chůze a FAC.

Spearmanovův korelační koeficient má hodnoty od 1 do -1, kde hodnoty blíží se 1 znamenají velice významnou závislost a hodnoty blíží se -1 znamenají velice významnou inverzní závislost. Hodnoty kolem 0 naznačují velmi malou nebo žádnou závislost.

## 4 Výsledky

Cílem této práce bylo jednak zjistit, zda FES ovlivňuje rychlost chůze a zároveň zjistit jaký vliv má FES na spastickou parézu a spasticitu. K tomuto cíli byly stanoveny 4 výzkumné otázky a 6 hypotéz. Naměřené hodnoty, které byly dále statisticky zpracovány jsou uvedeny v tabulce 3.

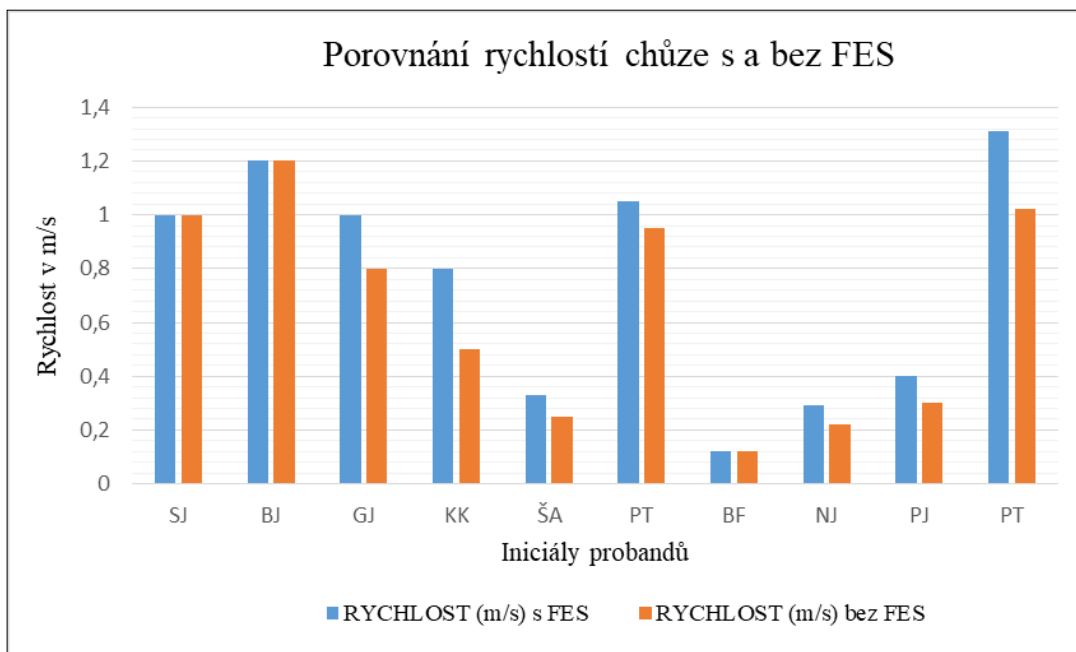
**Tabulka 3** Popisná statistika naměřených hodnot

Popisná statistika							
Proměnná	N platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Sm. odchylka	Var. Koefficient
Věk	10	49,00	50,50	30	70	14,96	30,53
Rychlost (m/s) s FES	10	0,75	0,90	0,12	1,31	0,43	56,93
Rychlost (m/s) bez FES	10	0,64	0,65	0,12	1,2	0,40	62,96
Změna rychlosti (m/s)	10	0,11	0,09	0	0,3	0,11	99,35
FAC	10	2,90	3,00	2	4	0,74	25,44
MAS	10	2,60	3,00	2	3	0,52	19,86
R m. Soleus (°)	10	15,00	15,00	5	30	8,16	54,43
Z m. Soleus (°)	10	20,60	22,50	1	40	12,39	60,16

### 4.1 Výsledky k výzkumné otázce č. 1

Výzkumná otázka č. 1 je: „*Jaký vliv má FES na rychlost chůze?*“ K této otázce se vztahuje první hypotéza H1(0) „*Neexistuje statisticky významný rozdíl v rychlosti chůze u pacientů s FES a bez FES.*“

Rychlost chůze byla měřena 10 meter walk testem s a bez použití neurostimulátoru. U 7 pacientů z celkových 10 došlo ke zvýšení rychlosti chůze při použití FES (viz obrázek 5, s. 36). Statistické zpracování, znaménkovým testem a Wilcoxonovým párovým testem, ukazuje signifikantní rozdíl mezi dvojicí proměnných rychlost chůze s a bez FES. Hodnoty jsou uvedeny v tabulce 4 (s. 36).



**Obrázek 5** Porovnání rychlostí chůze s a bez FES u jednotlivých pacientů

**Tabulka 4** Wilcoxonův párový test a znaménkový test pro dvojici proměnných rychlost chůze s FES a rychlost chůze bez FES

Testy pro dvojici proměnných rychlost chůze s a bez FES			
	Počet různých	Z	p-hodnota
Znaménkový test	10	2,267787	0,023342
Wilcoxonův párový test	10	2,366432	0,017961

Oba dva testy jsou statisticky významné na hladině p- hodnoty  $< 0,05$ . Jak je patrné z tabulky 4 pro znaménkový test  $p = 0,023342$  a pro Wilcoxonův párový test se  $p = 0,017961$ . Pro oba testy platí  $p < 0,05$  z čehož vyplývá, že jsou statisticky signifikantní. Zamítáme tedy hypotézu  $H_1(0)$ : „*Neexistuje statisticky významný rozdíl v rychlosti chůze u pacientů s FES a bez FES.*“ A platí hypotéza  $H_1(A)$ : *Existuje statisticky významný rozdíl v rychlosti chůze u pacientů s FES a bez FES.*“

## 4.2 Výsledky k výzkumné otázce č. 2

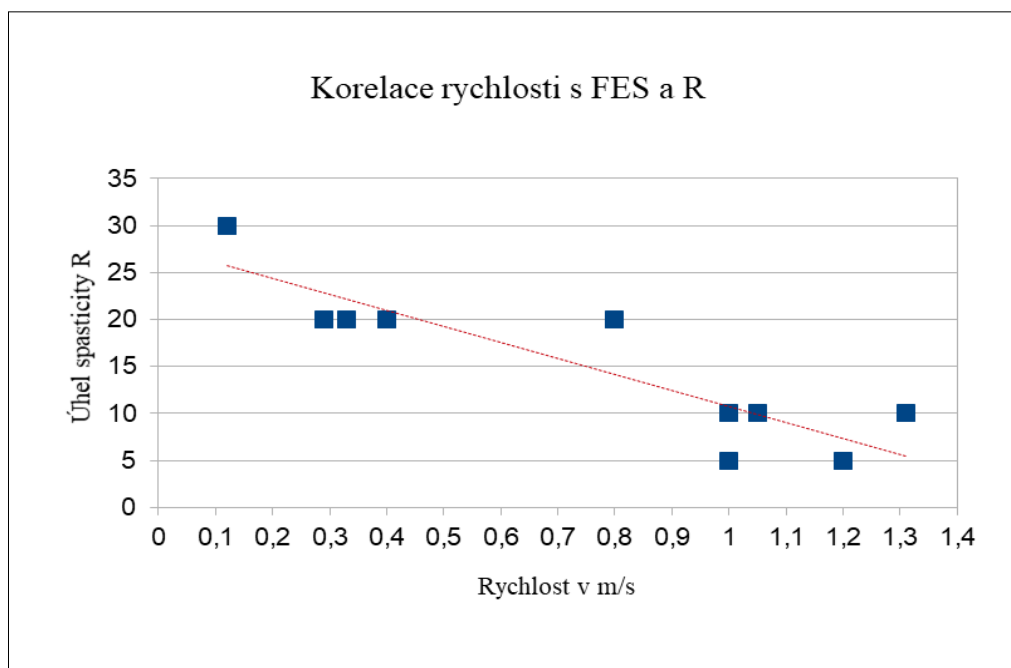
Výzkumná otázka č. 2 zní: „*Jaký je vzájemný vztah mezi spasticitou (R) a rychlostí chůze s a bez FES?*“ a vztahují se k ní hypotézy 2 a 3. Hypotéza  $H_2(0)$ : „*Neexistuje statisticky významná korelace mezi rychlostí chůze s FES a spasticitou (R)*“ a hypotéza  $H_3(0)$ : „*Neexistuje statisticky významná korelace mezi rychlostí chůze bez FES a spasticitou (R).*“ Rychlost chůze měřená 10MWT s a bez FES byla porovnána s úhlem spasticity (R)

vypočítaným z naměřených hodnot dle Tardie. K testování obou hypotéz bylo využito Spearmanovy korelace. Výsledky jsou zaznamenány v tabulce 5.

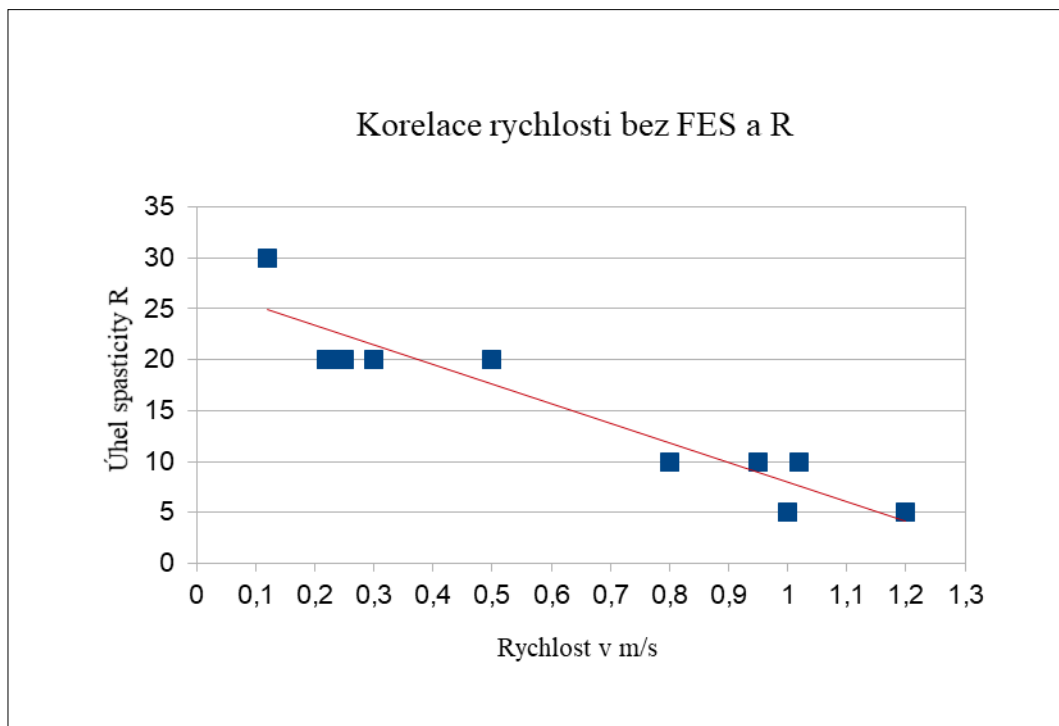
**Tabulka 5** Spearmanovy korelace mezi rychlostmi chůze a úhlem spasticity (R)

Spearmanovy korelace				
Dvojice proměnných	Počet platných	Spearman R	t(N-2)	p-hodnota
Rychlost (m/s) s FES & R (m.Soleus)	10	-0,844789	-4,46538	0,002096
Rychlost (m/s) bez FES & R (m.Soleus)	10	-0,921681	-6,7197	0,00015

Spearmanovy korelace jsou opět významné na hladině  $p < 0,05$ . Vztah mezi rychlostí chůze s FES a úhlem spasticity (R) má hodnotu  $p = 0,002096$  a je tedy statisticky významný. Stejně tak vztah mezi rychlostí chůze bez FES a úhlem spasticity, kde  $p = 0,00015$  je statisticky významný. Jelikož se obě hodnoty Spearmanova korelačního koeficientu Spearman R blíží hodnotě -1 hovoříme zde o inverzí korelaci. Korelace jsou znázorněny v obrázku 6 a 7. Hypotézu  $H2(0)$ : „*Neexistuje statisticky významná korelace mezi rychlostí chůze s FES a spasticitou (R)*“ i hypotézu  $H3(0)$ : „*Neexistuje statisticky významná korelace mezi rychlostí chůze bez FES a spasticitou (R)*“ zamítáme ve prospěch alternativních hypotéz  $H2(A)$ : „*Existuje statisticky významná korelace mezi rychlostí chůze s FES a spasticitou (R)*“ a  $H3(A)$ : „*Existuje statisticky významná korelace mezi rychlostí chůze bez FES a spasticitou (R)*“.



**Obrázek 6** Spearmanova korelace mezi rychlostí chůze s FES a úhlem spasticity R



**Obrázek 7** Spearmanova korelace mezi rychlostí chůze bez FES a úhlem spasticity R

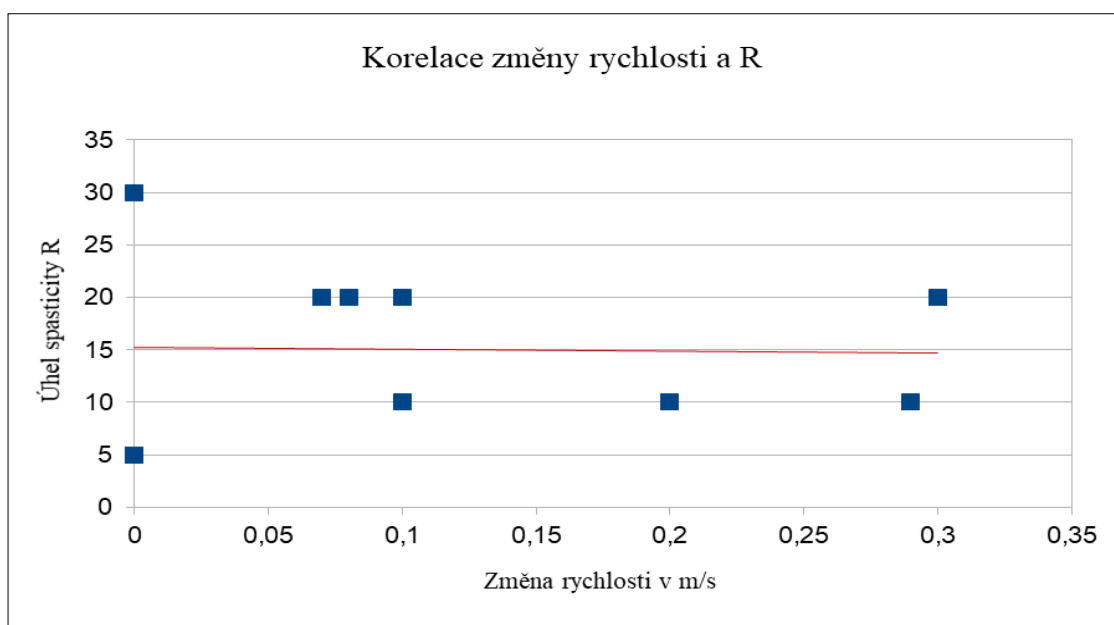
### 4.3 Výsledky k výzkumné otázce č. 3

K výzkumné otázce číslo 3: „*Jaký je vzájemný vztah mezi změnou rychlosti chůze a klinickými parametry spastické parézy (R a Z)?*“ náleží hypotéza H4(0): „*Neexistuje statisticky významná korelace mezi změnou rychlosti chůze a spasticitou (R)*“, a hypotéza H5(0): „*Neexistuje statisticky významná korelace mezi změnou rychlosti chůze a spastickou parézou (Z)*.“ Ke statistickému zpracování se opět využily Spearmanovy korelace, kde byly jednotlivě porovnány hodnoty úhlu spasticity (R) a úhlu parézy (Z) se změnou rychlosti chůze. Výsledky jsou uvedeny v tabulce 6.

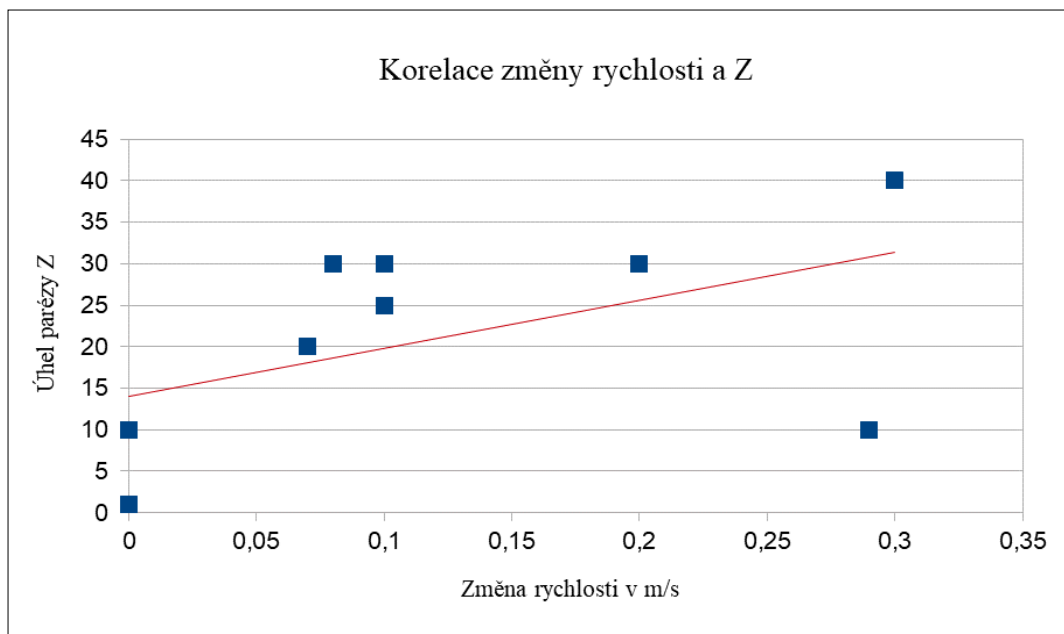
**Tabulka 6** Spearmanovy korelace mezi změnou rychlosti a R a korelace mezi změnou rychlosti a Z

Spearmanovy korelace				
Dvojice proměnných	Počet platných	Spearman R	t(N-2)	p-hodnota
Změna rychlosti & R (m. Soleus)	10	0,090089	0,25585	0,804523
Změna rychlosti & Z (m. Soleus)	10	0,66043	2,48769	<b>0,037658</b>

Vztah mezi změnou rychlosti a úhlem spasticity (R) dosahuje hodnoty  $p = 0,804523$  je tedy větší než 0,05 a tento vztah není statisticky signifikantní. Tomu odpovídá i hodnota Spearmanova korelačního koeficientu, který má hodnotu Spearman  $R = 0,090089$ , hodnota se blíží 0, vztah je proto nevýznamný a je zobrazen na obrázku 8. Vztah mezi změnou rychlosti a úhlem parézy (Z) dosahuje hodnoty  $p = 0,037658 (< 0,05)$  a je proto statisticky signifikantní. Korelační koeficient Spearman  $R = 0,66043$  se blíží hodnotě 1, což nám ukazuje na přímou závislost znaků a je zobrazen na obrázku 9. Testovanou hypotézu  $H_4(0)$ : „*Neexistuje statisticky významná korelace mezi změnou rychlosti chůze a spasticitou (R)*“, nezamítáme. Hypotézu  $H_5(0)$ : „*Neexistuje statisticky významná korelace mezi změnou rychlosti chůze a spastickou parézou (Z)*.“ zamítáme a platí alternativní hypotéza  $H_5(A)$ : „*Existuje statisticky významná korelace mezi změnou rychlosti chůze a spastickou parézou (Z)*.“



**Obrázek 8** Spearmanova korelace mezi změnou rychlosti a úhlem spasticity R



**Obrázek 9** Spearmanova korelace mezi změnou rychlosti a úhlem parězy Z

#### 4.4 Výsledky k výzkumné otázce č. 4

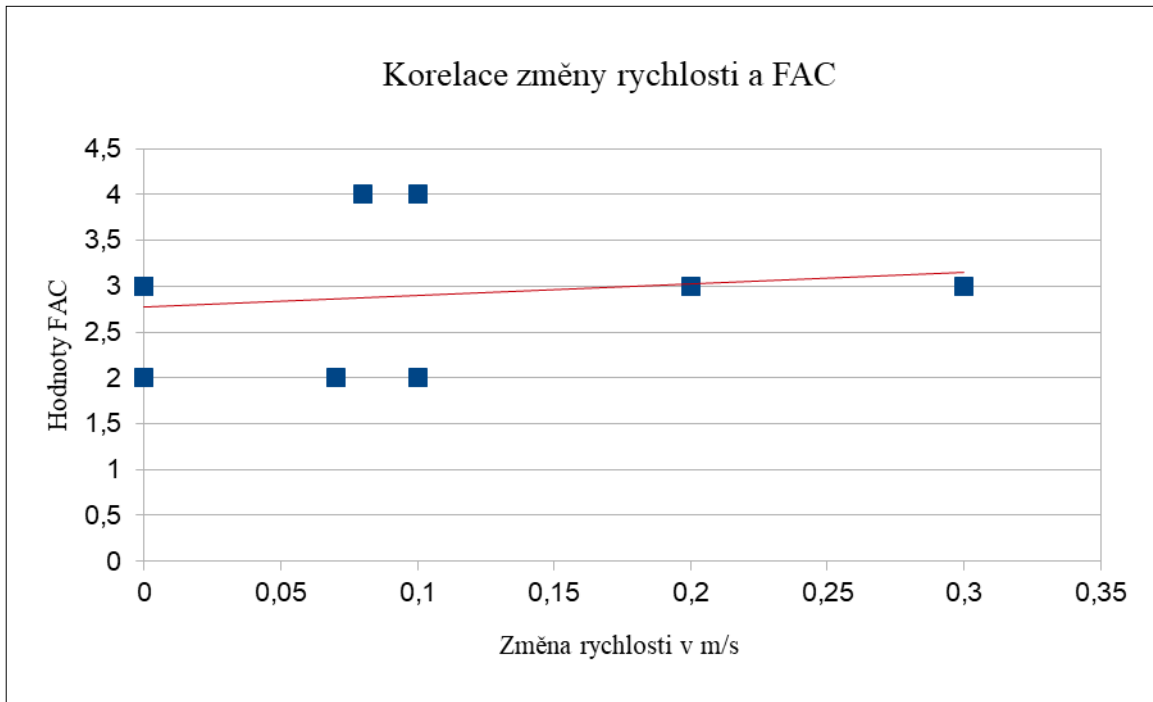
Výzkumná otázka č. 4 zní: „*Jaký je vzájemný vztah mezi změnou rychlosti chůze a kvalitou chůze, charakterizovanou FAC?*“ a náleží k ní hypotéza H6(0): „*Neexistuje statisticky významná korelace mezi změnou rychlosti chůze a kvalitou chůze.*“ Vztah znaků změna rychlosti chůze a FAC byl statisticky zpracován pomocí Spearmanova korelačního koeficientu (viz tabulka 7).

**Tabulka 7** Spearmanovy korelace mezi změnou rychlosti chůze a FAC

Spearmanovy korelace				
Dvojice proměnných	Počet platných	Spearman R	t(N-2)	p-hodnota
Změna rychlosti & FAC	10	0,259769	0,76086	0,468573

Z výsledků Spearmanovy korelace má vztah mezi změnou rychlosti chůze a FAC hodnotu  $p = 0,468573 (> 0,05)$  a proto je statisticky nevýznamný. Spearmanův koeficient  $R = 0,259769$  a je znázorněn na obrázku 10 (s. 41). Vztah tedy nemůžeme potvrdit a hypotézu H6(0): „*Neexistuje statisticky významná korelace mezi změnou rychlosti chůze a kvalitou chůze.*“ nezamítáme.





**Obrázek 10** Spearmanova korelace mezi změnou rychlosti a hodnotami FAC

## 5 Diskuze

Funkční elektrostimulace pomocí pulzů elektrického proudu stimuluje periferní nerv oslabených svalů během pohybu. Díky tomu vznikne kontrakce svalů a vyvolá tak pohyb, který je začleněn do pohybového stereotypu, v našem případě chůze. Jedním z nejčastějších použití FES při poruchách chůze je ovlivnění syndromu padající špičky neboli drop foot syndromu, který vznikl na podkladě léze centrálního motoneuronu při např. CMP, kraniotraumatu, RS, spinálním poranění a podobně. Při tomto syndromu se pomocí FES stimuluje n. peroneus, který inervuje anterolaterální svaly bérce. Při jejich zapojení dosáhneme dorzální flexe v hlezenním kloubu, která je při foot drop syndromu oslabena a je důležitá pro správný průběh švihové fáze kroku (Cameron, 2010, s. 18-20; Novotná, Konvalinková, 2017, s. 170-177).

Jako první využil elektrostimulaci k ovlivnění chůze Lieberson již v roce 1961. V 80. letech byla tato metoda v České republice dostupná zapomocí přístroje Tesla LSN 105, který se ale na konci 80. let přestal vyrábět, a tím se snížila i rozšířenost na našich pracovištích. V zahraničí se však tato metoda využívá v relativně velkém počtu a tento trend se pomalu dostává i na česká pracoviště. Je to i díky vývoji přístrojů, které jsou pro pacienty snadnější na ovládání a používání. V klinických podmínkách se neurostimulátor používá v rámci terapie k nácviku chůze či cvičení v sedě nebo na lůžku a je tak součástí celkového rehabilitačního plánu pacienta. Dostupnost přístrojů se v České republice stále zlepšuje, ikdyž zatím zůstává finančně náročná pro pacienty, kteří ji chtějí využívat jako kompenzační pomůcku v každodenním životě. Pořizovací cena systému WalkAide se pro pacienta pohybuje kolem 130 000,- Kč. Pro pacienty je možnost zapůjčení přístroje na vyzkoušení s nájemním poplatkem 1 000/ týden, anebo možnost dlouhodobého pronájmu s poplatkem 5 500/ měsíc. Přístroj zatím není uveden na seznamu doporučených ortotických pomůcek pro korekci drop foot syndromu a pojišťovny na jeho nákup běžně nepřispívají (Cameron, 2010, s. 18-20; Doucet et al., 2012, s. 201-21; Novotná, Konvalinková, 2017, s. 170-177; Innovative Neurotronics. The WalkAide® System: Clinician Manual, 2013, s. 2-40).

V klinické praxi se FES využívá v kombinaci s klasickou fyzioterapií. Porovnání efektů terapie s a bez FES popisuje ve své studii Sabut (2011, s. 399-340). Cílem jejich práce bylo zhodnotit a porovnat efekty FES na spasticitu plantárních flexorů, sílu dorzálních flexorů, aktivní rozsah dorzální flexe a motorickou obnovu dolní končetiny u pacientů po CMP. Zúčastněných 51 pacientů bylo rozděleno do dvou skupin. První skupina podstoupila terapii

FES a běžnou fyzioterapii. Druhá skupina podstoupila pouze běžnou fyzioterapii. U obou skupin probíhala terapie 12 týdnů, 5 dnů v týdnu, 1 hodinu. Po porovnání výsledného měření se vstupním bylo zjištěno, že svalová síla dorzálních flexorů (měřeno svalovým testem) se u skupiny s terapií FES i běžnou fyzioterapií zvětšila o 68,7 %, zatímco u druhé skupiny o 21,2 %, spasticita, měřená dle MAS se u první skupiny snížila o 38,3 % a u druhé skupiny o 27,8 %. Aktivní rozsah pohybu do dorzální flexe se zvětšil u první skupiny o 47,1 % a u druhé o 24,2 %. Výsledky této studie ukazují signifikantní zlepšení skupiny s klasickou fyzioterapií a terapií FES. Dle této i dalších studií (Kluding et al., 2013 s. 1660-1669; Marquez-Chin et al., 2017, s. 87-97; Street, Singleton, 2018, s. 224-230) FES začleněná ke konvenční fyzioterapii pozitivně ovlivňuje spasticitu, svalovou sílu, rozsah pohybu a podporuje obnovu funkce dolní končetiny.

Kromě konvenční fyzioterapie se v terapii spastických svalů používá i terapie botulotoxinem-A, který se pod elektromyografickou či ultrazvukovou kontrolou aplikuje do postižených svalů. Konečný et al. (2018, s. 59-61) provedli výzkum ohledně efektu kombinované terapie botulotoxinem (BTX) s FES. Výzkumu se účastnilo 24 probandů, kteří byli rozděleni do 2 skupin. Všichni pacienti byli po aplikaci BTX a u obou skupin probíhala komplexní rehabilitace po dobu 6 týdnů. V experimentální skupině byla navíc prováděna FES. Výsledky ukazují signifikantní změnu v rychlosti chůze u experimentální skupiny z 0,28 m/s na 0,71 m/s oproti kontrolní skupině z 0,21 m/s na 0,34 m/s, měřeno 10MWT. V jednotlivých skupinách došlo ke statisticky významným změnám spasticity (měřeno MAS), ale rozdíly mezi skupinami nejsou statisticky významné. Další autoři (Johnson et al., 2002 s. 263-266; Bayram et al., 2006, s. 75-81), kteří ve svých studiích také zkoumali kombinaci BTX a FES dospěli k podobným výsledkům, i když metodika prací není zcela shodná.

FES lze kombinovat i s dalšími prostředky rehabilitace. Studie Lindquistové et al. (2007, s. 1144-1154) zkoumala účinek kombinace FES a treadmillu s podporou tělesné váhy. Výzkum probíhal 9 týdnů. V prvních třech týdnech probíhal nácvik chůze pouze pomocí treadmillu, další tři týdny v kombinaci treadmillu a FES a poslední tři týdny opět pouze treadmill. Největšího efektu v měřených hodnotách (symetrie kroku, rychlost) bylo dosaženo po kombinované terapii. V ostatních fázích k výrazným změnám nedošlo.

Laursen et al. (2016, s. 268-273) popisují možnost kombinace FES a lokomatu. Ve své studii s pěti pacienty po poranění mozku zjistili signifikantní zvýšení aktivity m. tibialis anterior a rozsahu pohybu do dorzální flexe. Nevýhodou této metody je však dlouhá příprava pacienta a nastavení přístroje.

V české literatuře je zdrojů pojednávajících o FES a jejich účincích stále málo. Ale i v zahraniční literatuře se dočteme jen velmi málo o četnosti využití FES ke korekci drop foot syndromu. Několik zahraničních článků (Sheffler, Chae, 2007, s. 562-590; Chisholm, 2012, s. 1-15) popisuje mezi nevýhodami FES problémy s umístováním elektrod, nedostatečnou kontrolu mediolaterální stability, rychlou svalovou únavu a cenu.

Existuje naopak velká spousta studií (např.: Hyun, 2015, s. 264-269; Nolan, 2015, s. 755-761; Prenton, 2017, s. 129 - 139; Schiemanck, 2015, s. 795-807), která se zabývá srovnáním peroneálních ortéz, která je klasickou metodou používanou ke korekci drop foot syndromu, a FES.

Ortézy se vyrábí pacientovi na míru, udržují hlezenní kloub ve středním postavení a poskytují mediolaterální stabilitu. V České republice jsou ortézy hrazeny zdravotní pojišťovnou. Ortéza ale kompenzuje foot drop pouze pasivně a nepomáhá k zachování rozsahu pohybu v hlezenním kloubu ani nepřispívá k aktivaci oslabených svalů. Oproti tomu FES pracuje s aktivním pohybem v hlezenním kloubu aktivací oslabených svalů, a proto je u FES popisován nejen účinek ortotický, který se objevuje při zapojení přístroje, ale i efekt terapeutický, který přetrvává i po vypnutí neurostimulátoru. Hlavním ortotickým účinkem je dle mnoha autorů zvýšení rychlosti chůze. S tím souvisí i kvalita provedení kroku a celkově energetická náročnost chůze. Mezi hlavní terapeutické účinky patří zvýšení svalové síly u anterolaterálních svalů bérce a reciproční inhibicí ovlivňuje i zvýšenou aktivitu plantárních flexorů, která se u postižení centrálního motoneuronu objevuje velmi často. (Cameron, 2010, s. 18-20; Chisholm, 2012, s. 58-84; Prenton, 2017, s. 129 - 139; Sheffler, Chae, 2007, s. 562-590).

Předmětem zkoumání této diplomové práce je, zda FES ovlivňuje rychlost chůze, a ověřit tak ortotický účinek FES, a dále zkoumá jaký je vztah mezi účinkem FES na rychlost chůze a projevy poškození centrálního motoneuronu, konkrétně spasticitou a spastickou parézou, a tím možný terapeutický vliv.

V teoretické části jsou proto shrnuty poznatky ohledně anatomie a kineziologie chůze, krokovém cyklu a možných poruchách chůze, včetně drop foot syndromu. Dále jsou zde poznatky o parézách postihujících dolní končetiny. Většina kapitoly shrnuje problematiku centrálních paréz a jejich projevů, jelikož u nich je FES aplikovatelná, menší část se věnuje periferním parézám, protože u nich se elektrostimulace obecně využívá. Poslední část teoretického přehledu se věnuje problematice samotné funkční elektrostimulace, jejím účinkům, indikací a kontraindikací k využití, parametrům stimulace a samotným

neurostimulátorům. Podrobněji je zde popsán neurostimulátor WalkAide, jelikož byl použit při výzkumu.

Testované hypotézy spadají pod 4 výzkumné otázky. První výzkumná otázka a hypotéza k ní náležící se týká změny rychlosti chůze s a bez použití FES. Druhá výzkumná otázka se zabývá vztahem mezi rychlostí chůze a spasticitou a náleží k ní dvě hypotézy. Třetí otázka a její dvě testované hypotézy zkoumají vztah mezi změnou rychlosti chůze a dvěma projevy poruchy centrálního motoneuronu, spasticitou a parézou. Poslední otázka a hypotéza testuje vztah mezi změnou rychlosti chůze a kvalitou chůze (FAC).

## **5.1 Diskuze k hypotézám H1(0) a H1(A)**

Tyto hypotézy porovnávají rychlosti chůze s a bez použití FES, naměřené pomocí 10MWT. Cílem této hypotézy bylo zhodnotit vliv FES na rychlost chůze.

Z tabulky 3 (s. 35) je patrné, že došlo k signifikantní změně rychlosti chůze. Rychlost se s použitím FES zvýšila v průměru z 0,64 m/s na 0,75 m/s. Ke zvýšení došlo u 7 z 10 pacientů, u 3 pacientů zůstala rychlost chůze stejná jak je znázorněno na obrázku 5 (s. 36).

Signifikantní zvýšení průměrné rychlosti koresponduje s výsledky dalších studií (např. Barr et al., 2016, s. 560-572; Street et al., 2017, s. 113-119; Novotná, Konvalinková, 2017, s. 170-177), které zkoumaly ortotický efekt FES a porovnávaly rychlost chůze s a bez FES. V této studii byl zkoumán okamžitý efekt FES na rychlost chůze. Některé studie zkoumají nejen okamžitý efekt FES na rychlost, ale i terapeutický (tréninkový) efekt, který FES na rychlost chůze může mít po delším užívání.

Barr et al. (2016, s. 560-572) na začátku svého výzkumu ohledně ortotického a terapeutického účinku FES u pacientů s RS měřili rychlost chůze bez FES (1,16 m/s) a poté s FES (1,18 m/s). Ve své práci dále uvádí, že nejvyšší účinek FES na rychlost chůze se objevuje u pacientů, kteří bez použití FES chodí pomaleji než 0,8 m/s. K dosažení ortotického efektu u těchto pacientů dochází v menší míře a po delší době používání FES. Důvodem mohou být pacientovy kompenzační mechanismy při pohybu, nebo již tak vysoká rychlost chůze. Ve studii je dále popsáno zlepšení v oblasti kinematiky a kinetiky DK při použití FES.

Výsledky popsané studie korespondují s výsledky našeho měření. V souladu je i tvrzení o nižším ortotickém účinku FES u pacientů s vyšší rychlostí chůze (nad 0,8 m/s). U dvou z probandů této práce, u kterých se při použití FES nezměnila rychlost, byla rychlost chůze bez FES u prvního 1 m/s a u druhého 1,2 m/s. U třetího pacienta, u kterého se rychlost chůze

nezměnila, byla 0,12 m/s. Nízká rychlost a absence ortotického efektu FES, může být způsobena kompenzačními mechanismy, které pacient využívá při chůzi.

Je ale nutné brát zřetel na odlišnou metodiku práce dle Barra et al. (2016, s. 560-572), kde rychlost chůze byla měřena pomocí 6 minute walk testu (6MWT) a výsledky ohledně změny rychlosti tak mohou být zkresleny kvůli délce dráhy a únavě pacientů. Výzkumnou skupinou Baarovi et al. (2016, s. 560-572) studie tvořili pouze pacienti s RS, kteří používali neurostimulátor NESS L300, kdežto výzkumný soubor této práce zahrnoval různé diagnózy a využíval se neurostimulátor WalkAide.

Z českých výzkumů se změně rychlosti při použití FES věnuje Novotná, Konvalinková (2017, s. 170-177), které taktéž měřili změnu rychlosti chůze u pacientů s RS. Měření se provádělo pomocí Timed 25 foot walk test (T25FT), takže i zde mohou být rychlosti chůze oproti tomuto výzkumu lehce zkreslené. Výsledek studie ukazuje rozdíl rychlosti bez použití FES 0,82 m/s a s použitím FES 0,88 m/s po 3 měsících užívání FES.

Výzkum, který se věnuje ortotickému a terapeutickému (tréninkovému) efektu FES u pacientů po CMP, který provedli Street et al. (2017, s. 113-119) také potvrzuje ortotický účinek a koresponduje s výsledky této studie. Ve své studii testovali rychlost chůze s a bez FES na začátku, kdy průměrná rychlost bez FES byla 0,5 m/s a s FES 0,59 m/s a po 20 týdnech používání FES, kdy průměrná rychlost bez FES byla 0,53 m/s a s FES 0,64 m/s. Jejich výsledky ukazují nejen značný ortotický efekt, ale i terapeutický (tréninkový), kdy se rychlost chůze bez FES po 20 týdnech zvýšila. Měření probíhalo pomocí 10MWT, odlišnosti od tohoto měření by tedy měly být minimální, ale porovnávaný výzkum se opět zaměřuje pouze na jednu diagnózu.

Nejdéle trvající výzkum efektivity FES popisují Street a Singleton (2018, s. 224-230) v jiné studii, a to u pacientů s RS, kteří trpí foot drop syndromem. Pět let trvající výzkum dokončilo 38 probandů u kterých byla v první den, po 6 měsících, a poté každý rok jedenkrát měřena rychlost s a bez FES, dále byla u pacientů záznamována FAC a VAS (visual analogue scale), kde se hodnotila spasticita, bolesti kloubů, kvalita, jistota a namáhavost chůze a celková kvalita života probandů. Při prvním měření byla chůze bez FES 0,58 m/s a s FES 0,65 m/s při posledním měření po 5 letech byla rychlost bez FES 0,47 m/s a s FES 0,56 m/s. I když se v průběhu výzkumu celkově rychlost chůze jak s tak bez FES snížila, což autor připisuje progresi onemocnění, u všech měření došlo ke zvýšení rychlosti s FES. V průměru byl rozdíl v rychlosti chůze 0,093 m/s (tj. 17%). Studie tak potvrzuje, že i po 5 letech má FES významný ortotický efekt i přes nepříznivý vývoj onemocnění.

Ve studii byl použit neurostimulátor ODFS Pace a rychlost chůze byla měřena pomocí 10MWT.

Dle výsledků této práce a již zmíněných studií je možno říci, že FES skutečně má vliv na rychlost chůze a při jejím používání jsou pacienti schopni dosahovat lepších výsledků, což má pozitivní vliv na činnosti jejich běžného života. Terapeutický efekt na rychlost chůze sice nebyl předmětem zkoumání této práce, avšak při porovnávání výsledků s dalšími studiemi je patrné, že tento efekt nemůže být opomíjen. České i zahraniční studie zatím nejsou jednotné v metodice měření rychlosti chůze a všechny se potýkají s problémem malého výzkumného vzorku. Vliv FES na rychlost chůze a zejména její dlouhodobý terapeutický efekt je vhodné téma pro další studie.

## 5.2 Diskuze k hypotézám H2(0) a H2(A)

Tyto hypotézy se věnují vztahu mezi rychlostí chůze s FES a spasticitou vyjádřenou úhlem spasticity R u m. Soleus ( $15^\circ$ ). Průměrná hodnota rychlosti chůze s FES byla 0,64 m/s.

Ze Spearmanovy korelace je patrné, že se jedná o inverzní korelaci a snížení jednoho znaku ovlivňuje zvýšení druhého znaku a naopak. V našem případě tak lze tvrdit, že čím je úhel spasticity vyšší, tím je rychlost chůze nižší.

U této hypotézy nastává problém při srovnávání s ostatními studiemi, jelikož se primárně nezabývají vztahem mezi rychlostí chůze s FES a spasticitou. Pro porovnání vztahu mezi rychlostí chůze s FES a spasticitou najdeme ještě méně studií než k porovnání spasticity a chůze bez FES. Hlavním problémem je, že většina studií hodnotí spasticitu podle odlišných škál.

Street et al. (2018, s. 224-230) ve své studii u 38 pacientů s RS s foot drop syndromem, která trvala 5 let, naměřil průměrnou rychlost s FES při prvním měření 0,65 m/s a při posledním měření 0,56 m/s. Hodnocení spasticity dle VAS (visual analogue scale) ukazuje zlepšení spasticity z průměrné hodnoty 7 při prvním měření na hodnotu 4 při posledním měření. Údaje o spasticitě dle VAS však vychází ze samohodnocení pacientů a změna hodnoty nebyla ve studii vyhodnocena jako signifikantní. Údaje o naměřené rychlosti chůze s FES a spasticitě nekorrespondují s našimi výsledky, jelikož při vyšší rychlosti jsou údaje o spasticitě vyšší než při nižší rychlosti. Není zde tedy inverzní závislost, ale zkoumání tohoto vztahu nebylo cílem jejich studie.

Studie od Ghédira et al. (2016, s. 99-105) testuje spasticitu dle Tardieu u skupiny 10 pacientů s terapií bez FES a 10 pacientů s terapií zahrnující FES po dobu 10 týdnů. K terapii byl použit bezdrátový neurostimulátor s akcelerometrem. Na začátku studie byla

rychlost chůze s FES 0,76 m/s a úhel spasticity R 18°. Po 10 týdnech terapie byla rychlost chůze s FES 0,81 m/s a úhel spasticity R 18°. Ve studii došlo ke zvýšení rychlosti chůze za použití FES oproti rychlosti chůze bez FES, což koresponduje s výsledky první hypotézy, ale úhly spasticity zůstaly po 10 týdnech terapie beze změny zatímco rychlost chůze s FES se zvýšila. Ikdyž zkoumat tento vztah nebylo účelem práce Ghédira et al. (2016, s. 99-105), jejich naměřené hodnoty nekorrespondují s našimi výsledky u třetí hypotézy.

I v případě této hypotézy byl zjištěn statisticky významný vztah mezi rychlostí chůze s FES a úhlem spasticity R. V dostupné literatuře však téměř nenajdeme zdroje, které by se primárně zabývaly tímto vztahem a výsledky této práce podpořily.

### **5.3 Diskuze k hypotézám H3(0) a H3(A)**

Tyto hypotézy se zabývají vztahem mezi rychlostí chůze bez FES a spasticitou, vyjádřenou úhlem spasticity R měřenou u m. Soleus. Průměrná rychlost chůze (0,75 m/s) a úhly spasticity (průměrně 15°) vykazují statisticky významný vztah. Dle výsledků Spearmanovy korelační analýzy je mezi těmito dvěma znaky signifikantní inverzní korelace. Stejně jako u předchozí hypotézy tedy zvýšení jednoho znaku znamená snížení druhého.

Tyto výsledky je velmi obtížné porovnat s dalšími studii, jelikož studií, které se věnují vztahu rychlosti chůze a spasticity, není mnoho. Ještě méně je pak studií, které by porovnávali rychlost chůze přímo s úhlem spasticity (R), jelikož většina těchto studií používá k hodnocení spasticity MAS.

I v této studii se hodnocení spasticity dle MAS u pacientů zaznamenávalo, ale jelikož nebylo významné k hodnocení hypotéz, nebylo jeho statistické zpracování uvedeno ve výsledcích. Průměrná hodnota spasticity dle MAS u m. Soleus u měřených probandů byla 2,6. Signifikantní vztah mezi MAS a rychlostí chůze bez FES se v této práci nepotvrzuje.

Vztah mezi MAS u m. Soleus a rychlostí se nepotvrdil ani ve studii od Schella et al. (2019, s. 85-93) zkoumající korelace mezi počtem pádů, svalovou silou, spasticitou dle MAS a rovnováhou u pacientů s amyotrofickou laterální sklerozou (ALS). Rychlost chůze byla měřena testem chůze na 20 stop. Ve vztahu k naší hypotéze je zajímavé, že jejich studie sice nepotvrdila signifikantní vztah mezi rychlostí chůze a MAS u m. Soleus, ale ukazuje signifikantní inverzní korelaci mezi rychlostí chůze a MAS u m. quadriceps femoris a MAS u hamstringové skupiny svalů. Ani výzkum dle Rosse a Engsberga (2007, s. 200-207), který zkoumal korelace mezi spasticitou (dle MAS), svalovou silou, rychlostí a kinematikou chůze u dětí s DMO, neprokázal signifikantní vztah mezi hodnotami spasticity a rychlostí chůze.



Ghédira et al. (2016, s. 99-105) ve své studii hodnotí spasticitu dle Tardieu. Studie porovnává hodnoty u 20 pacientů s hemiparézou různé etiologie, rozdělených do dvou skupin. U první skupiny probíhala klasická 10 týdenní rehabilitace, u druhé skupiny byla zařazena FES. K porovnání s hypotézami H2(0) a H2(A) je pro nás z tohoto výzkumu podstatné měření bez FES, kdy na začátku výzkumu byla rychlost chůze průměrně 0,8 m/s a úhel spasticity R byl v průměru 19°. Po 10 týdnech rehabilitace se rychlost chůze zvýšila na 0,88 m/s a úhel spasticity R se snížil na 16°. Tyto výsledky by byly v souladu s výsledky korelací našeho výzkumu, nicméně korelační analýza nebyla předmětem zkoumání výzkumu dle Ghédira et al. (2016, s. 99-105), proto nebyl tento vztah zkoumán a nemůžeme říct, zda je statisticky významný.

O poruše chůze ve spojitosti s centrální parézou se píše relativně často, ale jelikož většina výzkumných prací používá k hodnocení spasticity MAS, je porovnání s touto studií komplikované. Tato studie sice ukazuje signifikantní inverzní vztah mezi rychlostí chůze a úhlem spasticity R, ale není mnoho studií, které by toto tvrzení doložilo.

#### **5.4 Diskuze k hypotézám H4(0) a H4(A)**

Následující hypotézy již pracují se změnou rychlosti mezi chůzí s a bez FES. Hypotézy H4(0) a H4(A) se zabývají vztahem mezi změnou rychlosti a spasticitou vyjádřenou úhlem spasticity R (průměrně 15°). Posuzují tak vztah mezi ortotickým účinkem FES a spasticitou. Rychlost se v našem výzkumném souboru zvýšila průměrně o 0,114 m/s. Vztah mezi těmito hodnotami není signifikantní.

Street a Singleton (2018, s. 152-167) ve své pětileté studii u pacientů s RS měřil rychlost chůze s a bez FES s odstupem 1 roku. Změny rychlostí se pohybují v rozmezí od 0,07 do 0,14 m/s. Spasticita dle VAS při změně rychlosti 0,14 m/s odpovídala hodnotě 5,5. Při hodnotách 0,07, která se objevila při prvním měření a při měření po 3 letech jsou hodnoty spasticity 7 a 4. U ostatních měření se pohybují v hodnotách 4 nebo 5. Ačkoliv předmětem studie dle Streeta a Singletona (2018, s. 224-230) nebylo porovnání tohoto vztahu, hodnoty spasticity nejeví známky závislosti na změně rychlosti chůze a korespondují tak s výsledky testování hypotéz této práce.

Ortotickým účinkům a terapeutickým účinkům, zejména ovlivnění spasticity, se věnuje mnoho autorů (Ghédira et al., 2017, s. 99-105; Konečný et al., 2018, s. 59-61; Roche et al., 2009, s. 63-80; Sabut, 2011, 399-340; Street, Singleton., 2018, s. 224-230). Většina z jejich výzkumů ukazuje signifikantní zlepšení spasticity při použití FES v terapii, ale výzkumy,

kteřé by se zabývaly vztahem mezi ortotickým a terapeutickým účinkem FES mnoho není a k hypotéze poskytují jen nevelké srovnání.

## 5.5 Diskuze k hypotézám H5(0) a H5(A)

Tyto hypotézy porovnávají vztah mezi změnou rychlosti chůze (průměrně 0,114 m/s) a spastickou parézou vyjádřenou úhlem parézy Z, vypočítanou z aktivního rozsahu pohybu a maximálním pasivním rozsahem (Gracies et al., 2010, s. 411-421).

Průměrná hodnota úhlu parézy byla v testovaném souboru 20,6°. Mezi těmito dvěma parametry je dle Spearmanovy korelační analýzy přímý signifikantní vztah. Menší změna rychlosti by tak měla být provázena nižším úhlem parézy a naopak. Domnívám se, že na základě těchto výsledků lze tento vztah odůvodnit tím, že úhel parézy nám dává představu o rozsahu aktivního pohybu v rámci maximálního pasivního rozsahu (Gracies et al., 2010, s. 411-421). Čím je aktivní rozsah dorzální flexe v hlezenním kloubu při chůzi větší, tím více se přibližuje rozsahu, který je potencionovaný FES. Rychlost chůze, která byla snížena díky nedostatečné aktivní dorzální flexi, způsobené centrální lézí, se zvyšuje a celkový rozdíl rychlostí s a bez FES se snižuje. Větší aktivní rozsah snižuje i úhel parézy Z, jelikož hodnoty aktivního rozsahu se přibližují hodnotám maximálního pasivního rozsahu. Naopak malý aktivní rozsah dorzální flexe zvyšuje úhel parézy a zvyšuje i rozdíl mezi rychlostmi chůze, jelikož při chůzi bez FES, kde musí pacient aktivně přitáhnout špičku, je rozsah pohybu menší než při FES a u pacientů pak dochází ke snížení rychlosti i kvality chůze.

Barr et al. (2016, s. 560-572) se ve své studii zabýval terapeutickým a ortotickým účinkem FES u pacientů s RS. Porovnával skupinu s a bez FES po dobu šesti týdnů. Rychlost chůze byla měřena pomocí 6MWT bez a s použitím neurostimulátoru NESS L300, kinematické údaje byly zaznamenány 3D analýzou za použití 8 kamer. Práce uvádí aktivní rozsahy kloubů (kyčelního, kolenního a hlezenního) při chůzi, ale nejsou zde údaje o maximálním pasivním rozsahu. Změna rychlosti chůze při prvním měření byla 0,01 m/s, průměrná hodnota dorzální flexe v hlezenním kloubu během 6MWT bez FES byla průměrně 8,7°. Při měření po 8 týdnech se rychlost změnila o 0,05 m/s a hodnoty průměrné dorzální flexe uvádí jako 7,8°. Nižší hodnoty aktivní dorzální flexe po 8 týdnech autor připisuje progresi onemocnění. Vyšší hodnoty dorzální flexe jsou zde spojeny s nižším rozdílem v rychlostech chůze. Nárůst této aktivní dorzální flexe by mohl naznačovat snížení úhlu parézy Z a korespondovat tak s našimi výsledky. Změna v rozsazích kloubu je ale velmi malá a ve výzkumu nejsou uvedeny hodnoty maximálního pasivního pohybu ze kterého

by bylo možno vypočítat úhel parézy Z. Výsledky porovnávané studie mají jistou podobnost s výsledky této studie, ale k bližšímu porovnání chybí některé podstatné informace.

Výzkum dle Ghédira et al. (2017, s. 99 – 105) porovnává dvě skupiny pacientů s chronickou hemiparézou. Během deseti týdnů byla u jedné skupiny prováděna konvenční fyzioterapie a u druhé konvenční terapie a FES. Jelikož studie není zaměřena na ortotický, ale terapeutický efekt FES, k porovnání nám chybí údaj o rychlosti chůze s FES. Úhel parézy Z byl u skupiny bez FES na začátku výzkumu 11° a na konci 8°, u skupiny s terapií FES byl 15° a na konci výzkumu 9°. U obou skupin došlo ke snížení úhlu parézy Z. Rychlost chůze u skupiny bez terapie s FES byla na začátku výzkumu 0,8 m/s a na konci 0,88 m/s. U druhé skupiny byla počáteční průměrná rychlost 0,71 m/s a na konci 0,81 m/s. Rozdíl v rychlosti chůze před a po intervenci byl u první skupiny 0,08 a u skupiny s terapií FES 0,1 m/s. Zvýšení rychlosti chůze u obou skupin vypovídají o terapeutickém účinku FES. Snižování úhlu parézy Z a zároveň zvyšování rychlosti chůze by mohlo naznačovat podobnost porovnávané studie s výsledky testovaného souboru v této práci, ale jelikož chybí údaje o rychlosti chůze za použití FES, můžeme výsledky pouze připodobnit.

Statisticky významný vztah mezi změnou rychlosti a úhlem parézy Z, který je podobný výsledkům dalších studií, by mohl být nápomocný při navrhování dalších postupů při terapiích.

## **5.6 Diskuze k hypotézám H6(0) a H6(A)**

Poslední hypotézy porovnávají vztah mezi změnou rychlosti chůze (průměrně 0,114 m/s) a FAC, kterým vyjadřujeme kvalitu a míru závislosti chůze na okolí. Průměrná hodnota FAC odpovídá hodnotě 2,9. Dle výsledků Spearmanovy korelační analýzy není tento vztah statisticky významný. FAC je parametr běžně zaznamenávaný v různých studiích, jeho vztah s rychlostí chůze se ale příliš neporovnává. K hodnocení kvality chůze studie používají kinematickou analýzu, hodnocení rozsahů pohybu při chůzi, bolest, subjektivní pocit jistoty a namáhavosti, Gross motor function measure (GMFM) nebo celkové hodnocení Fugl-Mayer assessment (FMA) (Ross, Engsberg, 2007, s. 1114-1120; Sota et al., 2018, s. 789-805; Street et al, 2017, s 113-119; Stein et al., 2010, s. 152-167).

Ve studii dle Streeta et al. (2017, s. 113 – 119), kde byl zkoumán ortotický a terapeutický účinek FES u pacientů po CMP, byla měřena rychlost chůze pomocí 10MWT a pacienti byli zařazeni do FAC. Měření probíhalo nejprve na začátku studie a po 20 týdnech. Při prvotním měření byla změna rychlosti chůze s a bez FES 0,09 m/s a po 20 týdnech byla změna 0,11 m/s. Celkově se rychlost chůze jak s tak bez FES zvýšila a studie tak potvrzuje

signifikantní ortotický i terapeutický účinek FES. Průměrná kategorie FAC není ve studii uvedena. Výsledky ale ukazují, že při chůzi s FES se u 35 ze 75 pacientů (45%) zlepšila kategorie FAC minimálně o jednu. U 17 ze 75 pacientů (23 %) došlo ke zlepšení minimálně o jednu kategorii FAC i z terapeutického hlediska, tedy při chůzi bez FAC po 20 týdnech. Výsledky studie naznačují, že FES může být vhodná rehabilitační pomůcka u pacientů s menším postižením chůze a u pacientů s větším postižením či progresivním onemocněním je vhodná spíše k zachování mobility. Studie naznačuje vztah mezi změnou rychlosti chůze a kategorií FAC, což je v rozporu s výsledky této hypotézy, ale porovnávaná studie se primárně nevěnuje tomuto vztahu a nejsou v ní uvedeny statisticky významné korelace mezi naměřenými hodnotami.

Sota et al. (2018, s. 798 – 805) zkoumal u 101 pacientů po CMP faktory ovlivňující rychlost chůze s FES. Průměrná hodnota FAC je ve studii 5. Rychlost chůze byla měřena pomocí 10MWT před intervencí a po FES intervencích, kterých bylo průměrně 25. U každého pacienta se počet intervencí lehce lišil. Průměrná rychlost před intervencí byla 0,78 m/s a po intervencích 0,91 m/s. Došlo tedy k signifikantnímu zvýšení rychlosti chůze, ale stejně jako výsledky naší hypotézy, studie neukazuje vztah mezi rychlostí chůze a FAC.

Jinak, než pomocí FAC hodnotí chůzi Street et al. (2018, s. 224-230), ve studii u pacientů s RS a foot drop syndromem, která trvala 5 let a zaměřovala se na efektivitu FES. Měření probíhalo na začátku studie, po půl roce a poté každý rok. Rychlost chůze s a bez stimulátoru probíhala pomocí 10 MWT a k hodnocení chůze byl použit VAS (visual analogue scale), kde pacienti samohodnocením každý rok zaznamenávali bolesti kloubů, spasticitu, zakopávání, jistotu v chůzi, namáhavost chůze a celkovou kvalitu života. Během jednotlivých měření došlo ke zlepšení ve všech měřených hodnotách kromě rychlosti chůze s i bez FES, která se celkově snížila. Toto snížení autor připisuje progresi onemocnění. Výsledky studie neukazují na spojitost mezi rychlostí a kvalitou chůze vyšetřovanou pomocí VAS a korespondují tak s výsledky této studie.

Výsledky dle Steina et al. (2010, s. 152-162), které nekorrespondují s výsledky u této hypotézy, byly měřeny u fyziologických nároků na chůzi pomocí Physiological cost index (PCI). U 41 pacientů s neprogredujícím onemocněním (CMP) a 32 pacientů s progresujícím onemocněním (RS) byla změřena rychlost s a bez použití neurostimulátoru pomocí 10MWT. Při PCI byla měřena srdeční frekvence v klidu, každých 15 sekund během pohybu a 4 minuty po provedení testu. PCI se poté vypočítalo rozdílem srdeční frekvence v klidu a v pohybu, vyděleným průměrnou rychlostí. Ačkoliv se tento test v zahraničí běžně k měření fyziologických nároků používá, není tak senzitivní jako stanovení maximální aerobní kapacity

(VO<sub>2</sub>max). Po 3 měsících byla změna rychlosti chůze s a bez FES u pacientů s neprogredujícím onemocněním 0,04 m/s a u pacientů s progresivním onemocněním se rychlost změnila o 0,06 m/s. Po 11 měsících byla změna rychlosti u pacientů s neprogredujícím onemocněním 0,06 m/s a u pacientů s progresivním onemocněním 0,04 m/s. Při porovnání měření po 3 a 11 měsících se celkově rychlost s i bez FES u pacientů bez progresivního onemocnění zvýšila o 0,2 m/s, u pacientů s progresivním onemocněním zůstala stejná. Hodnoty PCI ve 3 měsících se oproti počátečním údajům snížily z 0,92 (tepů/metr) na 0,86 (tepů/metr) u pacientů s neprogredujícím onemocněním a z 0,8 (tepů/metr) na 0,78 (tepů/metr) u pacientů s progresivním onemocněním. Při počátečním měření nebyl rozdíl v hodnotách s a bez použití FES. Po 3 měsících byly u pacientů s progresivním onemocněním naměřeny hodnoty bez FES 0,78 (tepů/metr) a s FES 0,73 (tepů/metr). Po 11 měsících se bez použití FES snížily hodnoty PCI oproti měření ve 3 měsících z 0,86 (tepů/metr) na 0,72 (tepů/metr) u pacientů s neprogredujícím onemocněním. U pacientů s progresivním onemocněním bez použití FES zůstaly hodnoty stejné. Při použití FES se hodnoty u pacientů s neprogredujícím onemocněním snížily z 0,86 (tepů/metr) na 0,7 (tepů/metr), u pacientů s progresivním onemocněním opět zůstaly stejné. Toto snižování hodnot PCI a zvyšování rychlosti svědčí pro menší náročnost chůze při vyšší rychlosti a naznačují tak vzájemný vztah.

Vztah mezi změnou rychlosti chůze a FAC není dle výsledků této práce signifikantní. Některé přípodobné studie korespondují s těmito výsledky (Sota et al., 2018, s. 798 – 805), ale některé jsou s tímto tvrzením v rozporu (Streeta et al., 2017, s. 113 – 119). Příčinou může být odlišná metodologie výzkumů.

## 5.7 Limity studie

Tato práce se stejně jako mnoho dalších (Barr et al., 2016, s. 560-572; Ghédira et al., 2016, s. 99-105 ; Konečný et al., 2018, s. 59-61; Konvalinková, Novotná, 2017, s. 170-177) potýká s problémem malého výzkumného souboru. I když se počet pacientů využívajících FES v České republice zvyšuje, tato metoda stále není příliš rozšířena. Soubor 10 pacientů není dostatečný k vyvozování obecných závěrů, i když jsou některé výsledky studie statisticky významné.

Dalším limitem je různorodost diagnóz ve výzkumném souboru. Všichni pacienti byli postiženi lezí centrálního motoneuronu, provázeného spasticitou a dalšími příznaky. Etiologie onemocnění se ale liší a v souboru se objevili jak pacienti bez progresivního onemocnění, a to stavy CMP nebo kraniotraumatech, tak pacienti s progresivním onemocněním, a to RS.

Různorodost onemocněné může mít vliv na výsledky práce. Většina autorů se ve svých pracích věnuje pouze jedné diagnóze, ať už CMP (Konečný et al., 2018, s. 59-61; Moon et al., 2017, s. 238 – 241; Mulroy et al., 2003, s. 114-125, Street et al., 2017, s. 113-119), nebo RS (Barr et al., 2016, s. 560-572; Miller et al., 2017, s. 1435-1452; Novotná, Konvalinková, 2017, s. 170-177). Stein et al. (2010, s. 152-167) ve své studii účinky FES porovnává mezi skupinou pacientů s RS a skupinou pacientů s CMP. Dalším diagnózám se věnuje např. Ross a Engsberg (2007, s. 397-406), který se věnuje pacientům s DMO, či Sivaramakrishnan et al. (2017, s. 397-406), který se zaměřil na pacienty po spinálních úrazech.

U samotného měření spasticity se může vyskytnout chyba subjektivního hodnocení, jelikož u některých pacientů, kteří již byli vyšetřeni terapeutem při nástupu na oddělení, byly hodnoty odebrány z lékařské dokumentace.

U výsledků vyšetření rychlosti chůze s FES mohou být chyby měření způsobeny zejména v technické oblasti kolem neurostimulátoru. Nejčastějším problémem bývá špatné uložení elektrod, nebo špatné zacházení s elektrodami. Je zde i možnost neadekvátního nastavení přístroje. Je nutné brát v úvahu i jak dlouho a jak často pacient neurostimulátor používá a jaké s ním má zkušenosti. Většina těchto problémů se vyskytuje i v dalších studiích (Barr et al., 2016, s. 560-572; Street et al., 2017, s. 113-119).

Posledním problémem se kterým jsem se v této práci potýkala bylo srovnání výsledků s dalšími studii. Jak je již výše zmíněno, studie nejsou jednotné v metodice. Rychlosti chůze se v různých testech sice také uvádí v m/s, ale například při měření krátkého úseku pomocí 10MWT a delšího úseku, který pacienti ujdou při 6MWT je značný rozdíl v únavě pacienta. Dále většina studií hodnotí spasticitu pomocí MAS, která je na klinických pracovištích rozšířenější, ale oproti Tardieu škále podává jen omezený pohled na spasticitu. Měření dle Tardieu a vypočítané úhly parézy a spasticity podávají podrobnější popis o hodnotě a charakteru spasticity, jak popisuje Gracies et al. (2010, s. 411-421), ale na klinických pracovištích se využívá méně často.

## **5.8 Přínos pro praxi**

FES se stává stále rozšířenější metodou při terapii pacientů s poruchou centrálního motoneuronu. Jednak proto, že se pomalu stává pro pacienty dostupnější a ovladatelnější, ale hlavně kvůli svým účinkům na rychlost chůze a některé projevy postižení centrálního motoneuronu..

V této práci, stejně jako v mnoha dalších (Barr et al., 2016 s. 560-572; Street et al., 2017, s.113-119; Novotná, Konvalinková, 2017, s. 170-177) se potvrdilo, že při použití FES se zvyšuje rychlost chůze. Při porovnání těchto účinků s projevy léze centrálního motoneuronu je pro praxi nejzajímavější vztah s úhlem parézy Z, který je v této práci potvrzen jako statisticky významný. Vliv FES na spastickou parézu, kdy dochází ke zvýšení svalové síly agonistů reciproční inhibicí, k útlumu spasticity antagonistů a tím ke zvýšení aktivního rozsahu pohybu, je terapeutický efekt popsán v mnoha studiích (Barr et al., 2016, s. 560-572; Ghédira et al., 2017, s. 99-105; Sabut, 2011, 399-340).

Zvýšení aktivního rozsahu pohybu v hlezenním kloubu do dorzální flexe a snížení spastické parézy přináší velký pozitivní vliv nejen do terapie, ale i do každodenního života pacienta. Při použití FES společně s dalšími metodami v terapii foot drop syndromu lze u některých pacientů dosáhnout takového zlepšení stavu, že využívání FES chůze v každodenním životě již nebudou potřebovat. Ale pozitivní účinky FES jsou patrné i u pacientů, kteří FES v běžném životě dlouhodobě využívají. Chůze se stává stabilnější, protože ubývá zakopávání a pádu kvůli spadlé špičce. Také fyzická náročnost chůze se snižuje a pacienti jsou tak schopni ujít delší vzdálenosti.

Účinkům FES v každodenním životě se studie věnují (Kesar et al., 2011, s. 309-313; Stein et al., 2010, s. 152-16; Street et al, 2017, s 113-119), chybí ale dlouhodobé studie jako byla např. od Streeta a Singletona (2018, s. 224-230), která sledovala účinky FES po dobu pěti let u pacientů s RS. Pro budoucí studie by tak mohlo být zajímavé sledovat tyto účinky i u onemocnění bez progresivního průběhu, např. stavy po CMP.

## Závěr

Funkční elektrostimulace chůze je stále se rozšiřující metoda, která pomáhá pacientům se syndromem padající špičky, vzniklým na podkladě léze centrálního motoneuronu. Cílem této práce bylo ověřit některé z účinků FES, především vliv na rychlost chůze. Dále pak zjistit, jaký je vztah mezi účinkem FES a projevy poškození centrálního motoneuronu, konkrétně spasticitou a spastickou parézou.

Z výsledků práce vyplývá, že spasticita ovlivňuje rychlost chůze, ať už s použitím neurostimulátoru, nebo bez něj.

Při porovnání rychlostí chůze s použitím FES a bez použití FES byly v práci zjištěny statisticky významné výsledky. Z těchto výsledků vyplývá, že při použití FES se zvyšuje rychlost chůze.

Tento výzkum sice nepotvrdil vztah k ovlivnění spasticity, ale výsledky ohledně vztahu se spastickou parézou jsou signifikantní. V dalších studiích, které se zabývají dlouhodobějším používáním FES, se výsledky ohledně ovlivnění spastické parézy, ale i spasticity shodují na tom, že pacienti využívající FES dosahují lepších výsledků v terapii, než pacienti, kteří FES nevyužívají.

V této studii také nebyl prokázán významný vztah k ovlivnění kvality chůze, zaznamenávané pomocí FAC. V dostupné literatuře se však objevuje mnoho studií, které zkoumají kvalitu chůze pomocí kinematické analýzy či zkoumají fyziologické nároky na chůzi a jejich výsledky vypovídají o zlepšení kvality chůze.

Zvýšení rychlosti chůze, snížení spastické parézy a lepší kvalita chůze jsou významné účinky FES, které mají pozitivní vliv na terapii pacientů s foot drop syndromem. V kombinaci s dalšími metodami, které ovlivňují syndrom padající špičky, jako je klasická fyzioterapie či aplikace botulotoxinu pro ovlivnění spasticity, lze u některých pacientů dosáhnout velmi dobrých výsledků v terapii, ale především zvýšit kvalitu jejich běžného života.

Pacienti jsou schopni chodit rychleji a na delší vzdálenosti, jelikož se při použití FES snižují fyziologické nároky. Nižší riziko pádu a vyšší stabilita při chůzi dává pacientům větší možnost při sociální interakci či pohybových aktivitách. Použití FES v domácím prostředí je pro pacienty stále finančně náročné, ale jsou zde možnosti dlouhodobého pronájmu neurostimulátoru, nebo možnost požádat o pomoc některou z nadací.



Popsané pozitivní účinky jsou důvodem pro stále širší využívání této metody na klinických pracovištích, ale i podkladem k dalším výzkumům, např. ohledně vlivu FES na spasticitu či účinků FES při dlouhodobém používání.

## Referenční seznam

AMBLER, Z. 1999. *Neurologie: pro studenty všeobecného lékařství*. 3. vyd. Praha: Karolinum, 1999. ISBN 80-7184-885-9.

AUCHSTAETTER, N., LUC, J., LUKYE, S., LYND, K., SCHEMENAUER, S., WHITTAKER, M., MUSSELMAN, K. E. 2016. Physical Therapists' Use of Functional Electrical Stimulation for Clients With Stroke: Frequency, Barriers, and Facilitators. *Physical Therapy*[online]. 2016, 96(7), 995-1005 [cit. 2019-04-19]. DOI: 10.2522/ptj.20150464. ISSN 0031-9023. Dostupné z: <https://academic.oup.com/ptj/article/2864919/Physical>

BARNES, M. P., JOHNSON, G. R. 2001. *Upper motor neurone syndrome and spasticity: clinical management and neurophysiology*. New York, N.Y.: Cambridge University Press, 2001. ISBN 9780521794275.

BARR, CH. J., PATRITTI, B. L., BOWES, R., CROTTY, M., MCLOUGHLIN, J. V. 2016. Orthotic and therapeutic effect of functional electrical stimulation on fatigue induced gait patterns in people with multiple sclerosis. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology* [online]. 2016, 12(6), 560-572 [cit. 2019-04-25]. DOI: 10.3109/17483107.2015.1136702. ISSN 1748-3107. Dostupné z: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.3109/17483107.2015.1136702>

BAYRAM, S., SIVRIOGLU, K., KARLI, N., OZCAN, O. 2006. Low-Dose Botulinum Toxin with Short-Term Electrical Stimulation in Poststroke Spastic Drop Foot. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* [online]. 2006, 85(1), 75-81 [cit. 2019-04-22]. DOI: 10.1097/01.phm.0000193505.85874.61. ISSN 0894-9115. Dostupné z: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00002060-200601000-00011>

BIONESS INC. NESS L300 Foot Drop System: For Medical Professionals. Valencia [CA]. ©2014a. 9 s. Dostupné z: [www.bioness.com/Documents/L300HCP/Product\\_Packets\\_Professional\\_NESS\\_L300.pdf](http://www.bioness.com/Documents/L300HCP/Product_Packets_Professional_NESS_L300.pdf)

BOYD, R. N., GRAHAM, H. K. 1999. Objective measurement of clinical findings in the use of botulinum toxin type A for the management of children with cerebral palsy. *European Journal of Neurology* [online]. 1999, 6, 23- 35 [cit. 2019-04-06]. DOI:

10.1111/j.1468-1331.1999.tb00031.x. ISSN 13515101. Dostupné z:  
<http://doi.wiley.com/10.1111/j.1468-1331.1999.tb00031.x>

BYRNE, C. A., O'KEEFFE, D. T., DONNELLY, A. E., LYONS, G. M. 2007. Effect of walking speed changes on tibialis anterior EMG during healthy gait for FES envelope design in drop foot correction. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2007, 17(5), 605-616 [cit. 2019-04-19]. DOI: 10.1016/j.jelekin.2006.07.008. ISSN 10506411. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1050641106000873>

CAMERON, M. 2010. The WalkAide Functional Electrical Stimulation System – a Novel Therapeutic Approach For Foot Drop in Central Nervous System Disorders. *European Neurological Review*. 2010. 5(2). 18-20 [cit. 2018-01-05]. DOI: 10.17925/USN.2010.06.02.112. Dostupné z: <https://touchneurology.com/the-walkaide-functional-electrical-stimulation-system-a-novel-therapeutic-approach-for-foot-drop-in-central-nervous-system-disorders-2/>

CHISHOLM, A. 2012. *Dropped Foot Impairment Post Stroke: Gait Deviations and the Immediate Effects of Ankle-foot Orthotics and Functional Electrical Stimulation*. Toronto, 2012. Disertační. University of Toronto. Vedoucí práce Stephen Perry.

CRENNA, P., INVERNO, M. 1994. Objective detection of pathophysiological factors contributing to gait disturbance in supraspinal lesions. *Motor Development in Children*. New York: Libbey, 1994. 103-108. ISBN 9 7808619 64482

ČIHÁK, R. 2011. *Anatomie*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3817-8.

DAMIANO, D. L., PROSSER, L. A., CURATALO, L. A., ALTER, K. E. 2012. Muscle Plasticity and Ankle Control After Repetitive Use of a Functional Electrical Stimulation Device for Foot Drop in Cerebral Palsy. *Neurorehabilitation and Neural Repair*[online]. 2012, 27(3), 200-207 [cit. 2018-01-05]. DOI: 10.1177/1545968312461716. ISSN 1545-9683. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/1545968312461716>

DOUCET, B. M., LAM, A., GRIFFIN, L. 2012. Neuromuscular Electrical Stimulation for Skeletal Muscle Function. *Yale Journal of Biology and Medicine* [online]. 2012, 85(2), 201-215 [cit. 2019-04-04]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3375668/>

DUNNING, K., O'DELL, M., KLUDING, P., WU, S. S., FELD, J., GINOSIAN, J., MCBRIDE, K. 2013. The Functional Ambulation: Standard Treatment versus Electrical Stimulation Therapy (FASTEST) trial for stroke. *Open Access Journal of Clinical Trials*. 2013, 5, 39-49. DOI: 10.2147/OAJCT.S40057. Dostupné z: <http://www.dovepress.com/the-functional-ambulation-standard-treatment-versuselectrical-stimula-peer-reviewed-article-OAJCT>

DYLEVSKÝ, I. 2009. *Funkční anatomie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.

FALTÝNKOVÁ, Z. 2013. Neurostimulátor WalkAide – nová naděje pro centrální parézy? *Bulletin Unie Fyzioterapeutů České Republiky*. 2013, roč. 21. č. 113, 22-24

GHÉDIRA, M., ALBERTSEN, I. M., MARDALE, V., GRACIES, J-M, BAYLE, N., HUTIN, E. 2017. Wireless, accelerometry-triggered functional electrical stimulation of the peroneal nerve in spastic paresis: A randomized, controlled pilot study. *Assistive Technology* [online]. 2017, 29(2), 99-105 [cit. 2019-04-25]. DOI: 10.1080/10400435.2016.1214933. ISSN 1040-0435. Dostupné z: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/10400435.2016.1214933>

GRACIES, J-M. 2005a. Pathophysiology of spastic paresis. I: Paresis and soft tissue changes. *Muscle & Nerve* [online]. 2005, 31(5), 535-551 [cit. 2019-04-17]. DOI: 10.1002/mus.20284. ISSN 0148-639X. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/mus.20284>

GRACIES, J-M. 2005b. Pathophysiology of spastic paresis. II: Emergence of muscle overactivity. *Muscle & Nerve* [online]. 2005, 31(5), 552-571 [cit. 2019-04-17]. DOI: 10.1002/mus.20285. ISSN 0148-639X. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/mus.20285>

GRACIES, J-M, BAYLE, N., VINTI, M., ALKANDARI, S., VU, P., LOCHE, CM., COLAS, C. 2010. Five-step clinical assessment in spastic paresis. *European journal of physical and rehabilitation medicine* [online]. 2010, 46(3), 411-421 [cit. 2019-05-01]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=five+step+assesment+Gracies>

HYUN, Ch. W., KIM, B. R., HAN, E. Y., KIM, S. M. 2015. Use of an Ankle-Foot Orthosis Improves Aerobic Capacity in Subacute Hemiparetic Stroke Patients. *PM&R* [online]. 2015, 7(3), 264-269 [cit. 2019-04-22]. DOI:

10.1016/j.pmrj.2014.08.944. ISSN 19341482. Dostupné z:  
<http://doi.wiley.com/10.1016/j.pmrj.2014.08.944>

INNOVATIVE NEUROTRONICS. 2013. The WalkAide® System: Clinician Manual. [online]. Medical Device & QA Services: Timperley, 2013, 55 s. [cit. 2018-11-12]. Dostupné z: <http://www.walkaide.com/support/Documents/ClinicianManual.pdf>

JANDA, V., PAVLŮ, D. 1993. *Goniometrie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1993. Učební text (Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví). ISBN 80-7013-160-8.

JECH, R. 2015. Klinické aspekty spasticity. *Neurologie pro praxi*[online]. 2015, 16(1), 14 - 19 [cit. 2019-04-17]. ISSN 1803-5280. Dostupné z: <https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2015/01/04.pdf>

JOHNSON, C. A., WOOD, D. E., SWAIN, I. D., TROMANS, A. M., STRIKE, P., BURRIDGE, J. H. 2002. Pilot Study to Investigate the Combined Use of Botulinum Neurotoxin Type A and Functional Electrical Stimulation, with Physiotherapy, in the Treatment of Spastic Dropped Foot in Subacute Stroke. *Artificial Organs* [online]. 2002, 26(3), 263-266 [cit. 2019-04-22]. DOI: 10.1046/j.1525-1594.2002.06948.x. ISSN 0160-564X. Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1046/j.1525-1594.2002.06948.x>

KAŇOVSKÝ, P., BAREŠ, M., DUFEK, J. 2004. *Spasticita: mechanismy, diagnostika, léčba*. Praha: MAXDORF, 2004. Jessenius. ISBN 80-7345-042-9.

KESAR, T. M., REISMAN, D. S., PERUMAL, R., JANCOSKO, A. M., HIGGINSON, J. S., RUDOLPH, K. S. a BINDER-MACLEOD, S. A. 2011. Combined effects of fast treadmill walking and functional electrical stimulation on post-stroke gait. *Gait & Posture*[online]. 2011, 33(2), 309-313 [cit. 2019-01-04]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2010.11.019. ISSN 09666362. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636210004078>

KLUDING, P. M., DUNNING, K., O'DELL, M. W., WU, S. S., GINOSIAN, J., FELD, J., MCBRIDE, K. 2013. Foot Drop Stimulation Versus Ankle Foot Orthosis After Stroke. *Stroke* [online]. 2013, 44(6), 1660-1669 [cit. 2019-04-22]. DOI:

10.1161/STROKEAHA.111.000334. ISSN 0039-2499. Dostupné z:  
<https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/STROKEAHA.111.000334>

KOLÁŘ, P. c2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, c2009. ISBN 978-80-7262-657-1

KONEČNÝ, P., HORÁK, S., MŮČKOVÁ, A., LERCHOVÁ, I., KOLÁŘOVÁ, B., ELFMARK, M. 2018. Efekty kombinované terapie botulotoxinem a funkční elektrostimulace na spastickou chůzi pacientů po cévní mozkové příhodě. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2018, 25(2), 59 - 61. ISSN 1211-2658.

LANCE, JW. 1980. In: FELDMAN, R.G., YOUNG, R.R., KOELLA, W.P. *Spasticity, disordered motor control*. Chicago: distributed by Year Book Medical Publishers, c1980, 485-494. ISBN 9780883721285.

LAURSEN, C.H. B., NIELSEN, J. F., ANDERSEN, O. K., SPAICH, E. G. 2016. Feasibility of using Lokomat combined with functional electrical stimulation for the rehabilitation of foot drop. *European Journal of Translational Myology* [online]. 2016, 26(3) [cit. 2019-04-22]. DOI: 10.4081/ejtm.2016.6221. ISSN 2037-7460. Dostupné z: <http://www.pagepressjournals.org/index.php/bam/article/view/6221>

LIBERSON, W., HOLMQUEST, M., SCOTT, M. 1961. Functional electrotherapy: stimulation of the common peroneal nerve synchronised with the swing phase of gait of hemiplegic subjects. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1961, 42, 202-205. [cit. 2019-05-02]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/13761879>

LINDQUIST, A. R., PRADO, CH. L., BARROS, R. M., MATTIOLI, R., DA COSTA, P. H. L., SALVINI, T. F. 2007. Gait Training Combining Partial Body-Weight Support, a Treadmill, and Functional Electrical Stimulation: Effects on Poststroke Gait. *Physical Therapy*[online]. 2007, 87(9), 1144-1154 [cit. 2019-04-22]. DOI: 10.2522/ptj.20050384. ISSN 0031-9023. Dostupné z: <https://academic.oup.com/ptj/ptj/article/2742397/Gait>

MAPLE, F.W. NG., TONG, R. K. Y., LI L, S. W. 2008. A Pilot Study of Randomized Clinical Controlled Trial of Gait Training in Subacute Stroke Patients With Partial Body-Weight Support Electromechanical Gait Trainer and Functional Electrical Stimulation. *Stroke* [online]. 2008, 39(1), 154-160 [cit. 2019-05-02]. DOI:

10.1161/STROKEAHA.107.495705. ISSN 0039-2499. Dostupné z:  
<https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/STROKEAHA.107.495705>

MARQUEZ-CHIN, C., BAGHER, S., ZIVANOVIC, V., POPOVIC, M. R. 2017. Functional electrical stimulation therapy for severe hemiplegia: Randomized control trial revisited. *Canadian Journal of Occupational Therapy* [online]. 2017, 84(2), 87-97 [cit. 2019-04-22]. DOI: 10.1177/0008417416668370. ISSN 0008-4174. Dostupné z:  
<http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0008417416668370>

MCGUIRE, J. B., ELOVIC, A. E. 2011. *Spasticity: diagnosis and management*. Second edition. New York: Demos. 2011. ISBN 9781617052422.

MILLER, L., MCFADYEN, A., LORD, A. C., HUNTER, R., PAUL, L., RAFFERTY, D., BOWERS, R., MATTISON, P. 2017. Functional Electrical Stimulation for Foot Drop in Multiple Sclerosis: A Systematic Review and Meta-Analysis of the Effect on Gait Speed. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2017, 98(7), 1435-1452 [cit. 2019-01-15]. DOI: 10.1016/j.apmr.2016.12.007. ISSN 00039993. Dostupné z:  
<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999317300035>

MOON, S-H., CHOI, J-H., PARK, S-E. 2017. The effects of functional electrical stimulation on muscle tone and stiffness of stroke patients. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2017, 29(2), 238-241 [cit. 2018-01-05]. DOI: 10.1589/jpts.29.238. ISSN 0915-5287. Dostupné z:  
[https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/29/2/29\\_jpts-2016-870/\\_article](https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/29/2/29_jpts-2016-870/_article)

MULROY, S., GRONLEY, J., WEISS, W., NEWSAM, C., PERRY, J. 2003. Use of cluster analysis for gait pattern classification of patients in the early and late recovery phases following stroke. *Gait & Posture* [online]. 2003, 18(1), 114-125 [cit. 2019-01-31]. DOI: 10.1016/S0966-6362(02)00165-0. ISSN 09666362. Dostupné z:  
<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636202001650>

NEUMANN, D. A., KELLY, E. R., KIEFER, C. L., MARTENS, K., GROSZ, C. 2017. *M. Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for rehabilitation*. Third edition. St. Louis, Missouri: Elsevier, 2017. ISBN 9780323287531.

NOLAN, K. J., YAROSSE, M., MCLAUGHLIN, P. 2015. Changes in center of pressure displacement with the use of a foot drop stimulator in individuals with stroke. *Clinical*

*Biomechanics* [online]. 2015, 30(7), 755-761 [cit. 2019-04-22]. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2015.03.016. ISSN 02680033. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003315000819>

NORDIN, M., FRANKEL, V. 2012. *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*. 4th ed. Philadelphia, c2012, 439 - 455. ISBN 9781609133351.

NOVOTNÁ, K., KONVALLNKOVÁ, R. 2017. Využití funkční elektrostimulace pro ovlivnění chůze u pacientů s roztroušenou sklerózou. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. 2017, 2017(3), 170 - 177 [cit. 2018-01-05]. ISSN 1803-6597. Dostupné z: [http://www.msrehab.cz/useruploads/files/Odborn%C4%9B/Novotn%C3%A11\\_Korektura.pdf](http://www.msrehab.cz/useruploads/files/Odborn%C4%9B/Novotn%C3%A11_Korektura.pdf)

PECKHAM, P. H., KNUTSON, J. S. 2005. Functional electrical stimulation for neuromuscular applications. *Annual Review of Biomedical Engineering* [online]. 2005, 7(1), 327-360 [cit. 2018-04-14]. DOI: 10.1146/annurev.bioeng.6.040803.140103. Dostupné z: <http://www.annualreviews.org/doi/abs/10.1146/annurev.bioeng.6.040803.140103>

PERRY, J., BURNFIELD J. M. 2010. *Gait analysis: normal and pathological function*. 2nd ed. Thorofare, NJ: SLACK, c2010. ISBN 978-1556427664

PFEIFFER, J. 2007. *Neurologie v rehabilitaci: pro studium a praxi*. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-80-247-1135-5.

PILSOVÁ, Z., UHLÍŘOVÁ J., ŠVESTKOVÁ O. 2017. Vliv funkční elektrické stimulace na motoriku ruky u pacientů po cévní mozkové příhodě-preklinická studie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. 2017, 24(4), 195 - 201 [cit. 2019-04-18]. ISSN 1805-4552. Dostupné z: <https://www.prolekare.cz/casopisy/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi/2017-4/vliv-funkcni-elektricke-stimulace-na-motoriku-ruky-u-pacientu-po-cevni-mozkove-prihode-preklinicka-studie-62426>

PRENTON, S., HOLLANDS, K., KENNEY, L., ONMANEE, P. 2017. Functional electrical stimulation and ankle foot orthoses provide equivalent therapeutic effects on foot drop: A meta-analysis providing direction for future research. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. 2017,50(2), 129 - 139 [cit. 2018-01-05]. DOI:



10.2340/16501977-2289. ISSN 1650-1977. Dostupné z:  
<https://www.medicaljournals.se/jrm/content/abstract/10.2340/16501977-2289>

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

PODĚBRADSKÝ, J., VAŘEKA, I. 1998. *Fyzikální terapie*. Praha: Grada, 1998. ISBN 80-7169-661-7.

PROCHÁZKA, B. 2015. *Stručná biostatistika pro lékaře*. Praha: Karolinum, 2015. ISBN 9788024627830.

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

ROSS, S. A., ENGSBERG, J. R. 2007. Relationships Between Spasticity, Strength, Gait, and the GMFM-66 in Persons With Spastic Diplegia Cerebral Palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*[online]. 2007, 88(9), 1114-1120 [cit. 2019-04-25]. DOI: 10.1016/j.apmr.2007.06.011. ISSN 00039993. Dostupné z:  
<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999307004285>

SABUT, S. K. 2011. Functional electrical stimulation of dorsiflexor muscle: effects on dorsiflexion strength, plantarflexion spasticity, and motor recovery in stroke patients. *NeuroRehabilitation* [online]. 2011, 29(4), 393 - 400 [cit. 2019-04-22]. DOI: 10.3233/NRE-2011-0717. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22207067>

SCHELL, W. E., MAR, V. S., DA SILVA, C. P. 2019. Correlation of falls in patients with Amyotrophic Lateral Sclerosis with objective measures of balance, strength, and spasticity. *NeuroRehabilitation*[online]. 2019, 44(1), 85-93 [cit. 2019-04-25]. DOI: 10.3233/NRE-182531. ISSN 10538135. Dostupné z:  
<https://www.medra.org/servlet/aliasResolver?alias=iospress&doi=10.3233/NRE-182531>

SCHIEMANCK, S., BERENPAS, F., VAN SWIGCHEM, V., VAN DEN MUNCKHOF, P., DE VRIES, J., BEELEN, A., NOLLET F., GEURTS, A. C. 2015. 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, 33(6), 795-807 [cit. 2019-04-22]. DOI: 10.3233/RNN-150501. ISSN 09226028. Dostupné z: <http://www.medra.org/servlet/aliasResolver?alias=iospress&doi=10.3233/RNN-150501>

SHEEAN, G. 2002. The pathophysiology of spasticity. *European Journal of Neurology* [online]. 2002, 9(1), 3-9 [cit. 2019-04-17]. DOI: 10.1046/j.1468-1331.2002.0090s1003.x. ISSN 1351-5101. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1046/j.1468-1331.2002.0090s1003.x>

SHEFFLER, L. R., CHAE, J. 2007. Neuromuscular electrical stimulation in neurorehabilitation. *Muscle & Nerve* [online]. 2007, 35(5), 562-590 [cit. 2019-04-22]. DOI: 10.1002/mus.20758. ISSN 0148639X. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/mus.20758>

SIVARAMAKRISHNAN, A., SOLOMON, J. M., MANIKANDAN, N. 2017. Comparison of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) and functional electrical stimulation (FES) for spasticity in spinal cord injury - A pilot randomized cross-over trial. *The Journal of Spinal Cord Medicine* [online]. 2017, 41(4), 397-406 [cit. 2018-11-28]. DOI: 10.1080/10790268.2017.1390930. ISSN 1079-0268. Dostupné z: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/10790268.2017.1390930>

STEIN, R. B., Everaert, D. G., Thompson, A. K., Chong, S. L., Whittaker, M., Robertson, J., Kuether, G. 2010. Long-Term Therapeutic and Orthotic Effects of a Foot Drop Stimulator on Walking Performance in Progressive and Nonprogressive Neurological Disorders. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 2010, 24(2), 152-167 [cit. 2018-02-09]. DOI: 10.1177/1545968309347681. Dostupné z: <http://nnr.sagepub.com/cgi/doi/10.1177/1545968309347681>

STREET, T., SINGLETON, CH. 2018. Five-Year Follow-up of a Longitudinal Cohort Study of the Effectiveness of Functional Electrical Stimulation for People with Multiple Sclerosis. *International Journal of MS Care* [online]. 2018, 20(5), 224-230 [cit. 2019-04-22]. DOI: 10.7224/1537-2073.2016-094. ISSN 1537-2073. Dostupné z: <http://ijmsc.org/doi/10.7224/1537-2073.2016-094>

- STREET, T., SWAIN, I., TAYLOR, P. 2017. Training and orthotic effects related to functional electrical stimulation of the peroneal nerve in stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. 2017, 49(2), 113-119 [cit. 2019-04-25]. DOI: 10.2340/16501977-2181. ISSN 1650-1977. Dostupné z: <https://www.medicaljournals.se/jrm/content/abstract/10.2340/16501977-2181>
- ŠTĚTKÁŘOVÁ, I., EHLER, E., JECH, R. 2012. *Spasticita a její léčba*. Praha: Maxdorf, c2012, 15 - 35. Jessenius. ISBN 978-80-7345-302-2.
- TROJAN, S. 2005. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. 3., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-1296-2.
- VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R. 2009. *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244-2432-3.
- VAUGHAN, CH. L., DAVIS, B. L., O'CONNOR, J. C. 2006. *Dynamics of human gait*. Champaign, Ill.: Human Kinetics Publishers, c1992, 12 - 16. ISBN 9780873223683.
- VÉLE, F. 2006. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.
- VIGASIO, A., MARCOCCIO, I., PATELLI, A., MATTIUZZO, V., PRESTINI, G. 2008. New Tendon Transfer for Correction of Drop-foot in Common Peroneal Nerve Palsy. *Clinical Orthopaedics and Related Research* [online]. 2008, 446(6), 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>
- VOKURKA, M. 2018. *Patofyziologie pro nelékařské směry*. 4., upravené vydání. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2018. ISBN 978-80-246-3563-7.
- VINTI, M., COUILLANDRE, A., HAUSSELLE, J., BAYLE, N., PRIMERANO, A., MERLO, A., HUTIN, E., GRACIES, J-M. 2013. Influence of effort intensity and gastrocnemius stretch on co-contraction and torque production in the healthy and paretic ankle. *Clinical Neurophysiology* [online]. 2013, 124(3), 528-535 [cit. 2019-04-17]. DOI: 10.1016/j.clinph.2012.08.010. ISSN 13882457. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1388245712005792>

## Seznam zkratek

ALS	Amyotrofická laterální skleróza
apod.	a podobně
Arom	aktivní rozsah pohybu
BTX	botulotoxin
CMP	cévní mozková příhoda
cm	centimetr
č.	číslo
DK	dolní končetina
DMO	dětská mozková obrna
FAC	Functional Ambulation Classification
FES	Funkční elektrostimulace
FMA	Fugl-Mayer assessment
GMFT	Gross motor function measure
Hz	Hertz
m.	musculus
mA	miliampér
MAS	Modifikovaná Ashworthova škála
m/s	metr za sekundu
n.	nervus
např.	například
OT	otázka
PCI	Physiological cost index
R	úhel spasticity
R1	úhel svalové reakce v rychlém protažení
R2	úhel svalové reakce v pomalém protažení
RS	roztřesená skleróza
s.	strana
tj.	to je
T25FT	Timed 25 foot walk test
VAS	visual analogue scale
VO <sub>2</sub> max	stanovení maximální aerobní kapacita
V1	rychlost protažení pomalejší než pokles končetin ve směru gravitace

V2	rychlost protažení stejná jako při pádu končetiny na podkladě gravitace
V3	rychlost protažení rychlejší než pád končetiny ve směru gravitace
X	kvalita svalové odpovědi na napínací reflex
Z	úhel parézy
3D	trojdimenzionální
6MWT	6 minute walk test
10MWT	10 meter walk test

## Seznam obrázků a tabulek

<b>Obrázek 1</b> Kinematika dolní končetiny při chůzi (Neumann, 2017, s. 647).....	13
<b>Obrázek 2</b> EMG svalů bérce a nohy při chůzi (Nordin, Frankel, 2001, s. 238).....	14
<b>Obrázek 3</b> FES systém WalkAide (Novotná, Konvalinková, 2017, s. 172) .....	27
<b>Obrázek 4</b> Upevnění neurostimulátoru .....	28
<b>Obrázek 5</b> Porovnání rychlostí chůze s a bez FES u jednotlivých pacientů .....	36
<b>Obrázek 6</b> Spearmanova korelace mezi rychlostí chůze s FES a úhlem .....	37
<b>Obrázek 7</b> Spearmanova korelace mezi rychlostí chůze bez FES a úhlem .....	38
<b>Obrázek 8</b> Spearmanova korelace mezi změnou rychlosti a úhlem spasticity R .....	39
<b>Obrázek 9</b> Spearmanova korelace mezi změnou rychlosti a úhlem parézy Z.....	40
<b>Obrázek 10</b> Spearmanova korelace mezi změnou rychlosti a hodnotami FAC .....	41
<b>Tabulka 1</b> Příznaky syndromu centrálního motoneuronu (Barnes, Johnson, 2001, s. 9-60; Sheean, 2002, s. 3-9).....	20
<b>Tabulka 2</b> Rychlost protažení svalu při hodnocení spasticity dle Tardieu (Štětkářová et al., 2012, s. 36).....	32
<b>Tabulka 3</b> Popisná statistika naměřených hodnot.....	35
<b>Tabulka 4</b> Wilcoxonův párový test a znaménkový test pro dvojici proměnných rychlost chůze s FES a rychlostu chůze bez FES.....	36
<b>Tabulka 5</b> Spearmanovy korelace mezi rychlostmi chůze a úhlem spasticity (R).....	37
<b>Tabulka 6</b> Spearmanovy korelace mezi změnou rychlosti a R a korelace mezi změnou rychlosti a Z.....	38
<b>Tabulka 7</b> Spearmanovy korelace mezi změnou rychlosti chůze a FAC.....	40

## **Seznam příloh**

**Příloha 1** Technické parametry neurostimulátoru WalkAide

**Příloha 2** Vzor informovaného souhlasu

**Příloha 3** Functional Ambulation Classification

**Příloha 4** Modifikovaná Ashworthova škála

**Příloha 5** Kvalita svalové odpovědi na napínací reflex (X)

## Přílohy

**Příloha 1** Technické parametry neurostimulátoru WalkAide (Innovative Neurotronics. The WalkAide® System: Clinician Manual, 2013, s. 54)

### WalkAide

<b>Size</b>	8.2cm(H) x 6.1cm(W) x 2.1cm(T)
<b>Weight</b>	87.9 g
<b>Power Source</b>	One 1.5 volt Alkaline AA battery (LR6)
<b>Maximum Current</b>	200 mA at 500 ohm; 121 mA at 1 K ohm
<b>Maximum Voltage</b>	121 V at 1 K ohm; <150 V at 1 M ohm
<b>Operation Modes</b>	2 - Walking, Exercise
<b>Number of Channels</b>	1
<b>Pulse Type</b>	Asymmetrical Biphasic
<b>Pulse Width</b>	25-300 microseconds (Adjustable)
<b>Frequency Range</b>	16.7 – 33 Pulses Per Second (Adjustable)
<b>Maximum Stimulation Period</b>	3 seconds
<b>Stimulation Trigger Source</b>	Tilt or Heel Sensor
<b>Controls and Indicators</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• ON/OFF/Intensity; Stimulation, Exercise</li> <li>• Error</li> </ul>
<b>Shipping and Storage Conditions:</b>	<p>Device (Long Term)            Temperature: -4° – 140°F (-20° – +60° C)            Relative Humidity: 95% max., non-condensing</p> <p>Electrodes (Long Term)            Temperature: 41° – 80.6°F (5° – +27° C)            Humidity: 35 – 50%</p> <p>Electrodes (Short Term - less than 1 month)            Temperature: 32° – 104° F (0° – +40° C)            Humidity: 35 – 50%</p>
<b>Operating Conditions:</b>	<p>Temperature: 32° - 104°F (0° – +40° C)            Altitude: Less than 8000ft (2400 meters)</p>



## **Příloha 2** Vzor informovaného souhlasu

### **Informovaný souhlas**

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném šetření, jehož cílem je zjistit vliv funkční elektrostimulace na rychlost chůze, spasticitu a spastickou parézu. Z účasti na výzkumu pro Vás nevyplývají žádná rizika. Bude Vám změřena rychlost chůze s neurostimulátorem a bez něj, dále proběhne hodnocení spasticity. Pokud s účastí na výzkumu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

#### **Prohlášení účastníka výzkumu**

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném výzkumu. Řešitel/ka projektu mne informoval/a o podstatě výzkumu a seznámil/a mne s cíli a metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne z účasti na výzkumu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou anonymně zpracovány, použity jen pro účely výzkumu a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány.

Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se řešitele/ky zeptat na vše, co jsem považoval/a za pro mne podstatné a potřebné vědět. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informován/a, že mám možnost kdykoliv od spolupráce na výzkumu odstoupit, a to i bez udání důvodu.

Osobní údaje (sociodemografická data) účastníka výzkumu budou v rámci výzkumného projektu zpracovány v souladu s nařízením Evropského parlamentu a Rady EU 2016/679 ze dne 27. dubna 2016 o ochraně fyzických osob v souvislosti se zpracováním osobních údajů a o volném pohybu těchto údajů a o zrušení směrnice 95/46/ES (dále jen „nařízení“).

Prohlašuji, že beru na vědomí informace obsažené v tomto informovaném souhlasu a souhlasím se zpracováním osobních a citlivých údajů účastníka výzkumu v rozsahu a způsobem a za účelem specifikovaným v tomto informovaném souhlasu.

Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží účastník výzkumu (nebo zákonný zástupce) a druhý řešitel projektu.

Jméno, příjmení a podpis účastníka výzkumu (zákonného zástupce): \_\_\_\_\_

V \_\_\_\_\_ dne: \_\_\_\_\_

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu: \_\_\_\_\_

### **Příloha 3** Functional Ambulation Classification

(dostupné z: <https://jcphysiotherapy.files.wordpress.com/2015/02/functional-ambulation-category-test-instructions.pdf>)

#### **Massachusetts General Hospital Functional Ambulation Classification**

##### General Information:

- Categorizes patients according to basic motor skills necessary for functional ambulation
- Does not assess endurance

##### Instructions:

- Use the definitions below to classify the patient to a category
- Patients should be rated at their most independent level (supervision or physical assistance required to ambulate)
  - As an example, the patient is able to ambulate independently with a walker on level surfaces but requires can ambulate with crutches with supervision, the patient should receive the rating of "5" (ambulator— independent, level surfaces only).
- Only rate patients on the ability to ambulate.
- The ability to rise from sitting to standing should not be included

##### Definitions:

- Ambulation: Individual is able to walk at least 10 feet outside the parallel bars with supervision or physical assistance from only one person. Mechanical assistance from any device or ambulation aid (except parallel bars) may be used.
  - Level surface: Tile, rugs, pavement
  - Non-level surface: Grass, gravel, dirt, snow, ice
  - Stairs: Up and down at least seven steps with rail
  - Incline: Up and down 5-ft (1.52-m) incline of 30 degrees or greater
- Supervision: the patient is able to ambulate without manual contact from another person but requires stand-by guarding of one person for safety. This may be the result of poor judgment, questionable cardiac status, or verbal cues required to complete the task.
- Physical assistance level –I: manual contact is required from one person during ambulation to prevent falling. Manual contact may be continuous or intermittent light touch to assist balance or coordination.
- Physical assistance Level –II: manual contact of one person is required during ambulation to prevent falling. Manual contact may be continuous and necessary to support body weight and/or to maintain balance or assist coordination.

- **Independent:** ambulation is independent and without supervision or physical assistance from another person. The patient may utilize assistive devices (except parallel bars), orthoses, and prostheses.

**Categories (Holden et al. 1994):**

FAC Level	Ambulation Description	Definition
1	Nonfunctional	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Unable to ambulate</li> <li>• Ambulates only in parallel bars</li> <li>• Requires supervision or physical assistance from &gt; 1 person</li> </ul>
2	Dependent, Level II	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Requires manual contact of one person during ambulation on level surfaces</li> <li>• Manual contact is continuous and necessary to support body weight and/or to maintain balance or assist coordination</li> </ul>
3	Dependent, Level I	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Requires manual contact of one person during ambulation on level surfaces</li> <li>• Manual contact is continuous or intermittent light touch to assist balance or coordination</li> </ul>
4	Dependent, Supervision	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Ambulation occurs on level surfaces without manual contact of another person</li> <li>• Requires stand-by guarding of one person because of poor judgment, questionable cardiac status, or the need for verbal cuing to complete the task</li> </ul>
5	Independent, Level Surfaces Only	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Ambulate is independent on level surfaces</li> <li>• Requires supervision/physical assistance to negotiate stairs, inclines, or unlevel surfaces.</li> </ul>
6	Independent, Level and Non-Level Surfaces	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Ambulation is independent on unlevel and level surfaces, stairs, and inclines.</li> </ul>

**Příloha 4** Modifikovaná Ashworthova škála (Štětkařová et al., 2012, s. 35)

Modifikovaná škála podle Ashwortha	
0	žádný vzestup svalového tonu
1	lehký vzestup svalového tonu (zadrhnutí a uvolnění, minimální odpor ke konci pohybu)
1+	lehký vzestup svalového tonu (zadrhnutí a minimální odpor během méně než poloviny zbývajících rozsahu pohybu)
2	výraznější vzestup svalového tonu během celého rozsahu pohybu, avšak postiženou částí lze snadno pohybovat
3	výrazný vzestup svalového tonu, pasivní pohyb je obtížný
4	postižená část je ztuhná do flexe i extenze

**Příloha 5** Kvalita svalové odpovědi na napínací reflex (X) (Štětkářová et al., 2012, s. 36)

Kvalita kontrakce svalu (X)	
0	bez odporu v průběhu pasivního pohybu
1	mírný odpor v průběhu pasivního pohybu bez jasného záškubu v určitém úhlu
2	jasný záškub (catch) v určitém úhlu, který přerušuje pasivní pohyb a je následován uvolněním (release)
3	vyčerpávající se klonus (méně než 10 sekund při zachování síly protažení) v určitém úhlu
4	nevyčerpávající se klonus (více než 10 sekund při trvajícím protažení svalu) v určitém úhlu