

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav klinické rehabilitace

Kristýna Fajmonová

**Funkční elektrická stimulace dolní končetiny
v terapii pacientů po cévní mozkové příhodě**

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Mgr. Hana Haltmar

Olomouc 2022

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 9. července 2022

Fajmonová Kristýna

podpis

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Bakalářská práce

Téma práce: Funkční elektrická stimulace v terapii pacientů po cévní mozkové příhodě

Název práce v ČJ: Funkční elektrická stimulace dolní končetiny v terapii pacientů po cévní mozkové příhodě

Název práce v AJ: Functional electrical stimulation of the lower limb in therapy in stroke survivors

Datum zadání: 2021-11-30

Datum odevzdání: 2022-07-09

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav klinické rehabilitace

Autor práce: Kristýna Fajmonová

Vedoucí práce: Mgr. Hana Haltmar

Oponent práce: Mgr. Radek Mlíka, Ph.D.

Abstrakt v ČJ: Cévní mozkovou příhodu často doprovází postižení dolní končetiny, které způsobí invaliditu pacienta v chůzi. Funkční elektrická stimulace představuje možnou terapii v obnově chůze. Je však nedostatek výzkumů na toto téma a funkční elektrická stimulace není příliš využívána v klinické rehabilitaci. Teoretická část bakalářské práce se zabývá cévní mozkovou příhodou a jejími dopady na funkci dolní končetiny, fyziologickým krokovým cyklem a podstatou funkční elektrické stimulace. Popisuje principy, parametry a zařízení funkční elektrické stimulace. V diskuzi jsou pak porovnány vybrané studie využívající funkční elektrickou stimulaci v léčbě paretické dolní končetiny. Cílem předložené práce je zhodnotit možnosti využití, efekt funkční elektrické stimulace a problematiku s ní spojenou. Výsledky ukázaly rozmanité možnosti využití zařízení a převážně pozitivní přínos funkční elektrické stimulace pro pacienty. Poznatky byly dohledány v databázích: Ebsco, Elsevier, Bookport, Google Scholar, Scribd, PubMed. Dále v odborných českých a zahraničních periodikách.

Abstrakt v AJ: The stroke is often accompanied by disability of lower limb, that invalidates the patient while gait. The functional electrical stimulation means possible therapy in the recovery of gait. The research of this topic almost doesn't exist and the functional electrical stimulation is hardly used in clinical rehabilitation. The theoretical part of the bachelor thesis dealing with the stroke and its impacts on the lower limb function, the physiological step cycle and the essence of functional electrical stimulation. It describes principles, parameters and mechanism of the functional electrical stimulation. The discussion then compares selected studies using functional electrical stimulation in the treatment of the paretic lower limb. The goal of this thesis is to evaluate the possibilities of use and effect of functional electrical stimulation and the problems associated with it. The results showed a variety of current uses of the mechanism and mostly positive contribution of functional electrical stimulation for the patients. The resources used for this work were: Ebsco, Elsevier, Bookport, Google Scholar, Scribd, PubMed. In addition to those resources I also drew data from specialized Czech and foreign periodicals.

Klíčová slova v ČJ: funkční elektrická stimulace, cévní mozková příhoda, dolní končetina, chůze, hemiparéza

Klíčová slova v AJ: functional electrical stimulation, stroke, lower limb, gait, hemiparesis

Rozsah práce: 63 stran/5 příloh

Obsah

Úvod	7
1 Cévní mozková příhoda	8
1.1 Dělení CMP dle příčiny vzniku	8
1.2 Centrální paréza	9
1.2.1 Patofyziologie vzniku, rozvoj a úprava centrální parézy	10
2 Chůze	11
2.1 Řízení chůze	11
2.2 Krokový cyklus	12
3 Chůze po cévní mozkové příhodě.....	16
3.1 Pánev, kyčelní a kolenní kloub.....	17
3.2 Foot drop.....	18
3.2.1 Riziko a léčba foot drop	19
4 Funkční elektrická stimulace.....	20
4.1 Indikace a kontraindikace FES.....	20
4.2 Historie	21
4.3 Rozdělení FES.....	22
4.3.1 Jednakanálové a vícekanálové systémy	22
4.3.2 Podle způsobu aplikace	22
4.4 Princip FES.....	22
4.4.1 Kontrola řízení.....	23
4.5 Složení FES	23
4.6 Parametry elektrické stimulace	24
4.6.1 Frekvence	24
4.6.2 Vzestupná a sestupná hrana	25
4.6.3 Délka (šířka) impulzu.....	25
4.6.4 Intenzita	25
4.6.5 Dávkování	25
4.7 Zařízení FES	26
4.7.1 Cyklická FES	26
4.7.2 ActiGait	26
4.7.3 NESS L300 PLUS	26
4.7.4 WalkAide, NESS L300, ODFS	27
5 Diskuze.....	28
5.1 Porovnání FES s využitím AFO.....	29

5.2 Ovlivnění m. tibialis anterior a m. gluteus medius pomocí FES	33
5.3 Vliv FES kolene s omezenou flexí	34
5.4 Efekt FES v terapii genu recurvatum.....	35
5.5 Aplikace do fyzioterapeutické praxe	37
5.6 Limity FES	38
Závěr	39
6 Referenční seznam	41
7 Seznam zkratk.....	56
8 Seznam obrázků.....	57
9 Seznam příloh	58

Úvod

Cévní mozková příhoda (CMP) je získané poškození mozku, doprovázené dlouhotrvajícím zdravotním postižením nebo smrtí jedince (Bloemendaal et al., 2016, s. 1). CMP způsobuje denervaci svalu, následně jeho oslabení nebo ochrnutí. Nedostatečná nervová inervace způsobuje, že sval není schopen volní síly, potřebné k vytvoření pohybu v kloubu umožňující chůzi. Mnoho pacientů, kteří přežili CMP trpí poruchou hybnosti dolní končetiny (DK) a sníženou schopností chůze. Pacienti mají obtíže s dorzální flexí v hleznu, s flexí v koleni a kyčli během švihové fáze chůze. Tato skutečnost vede ke vzniku kompenzačních strategií, kterých se nemocní, po jejich zafixování, těžko zbavují. Je zde vyšší riziko zakopávání, ztráty rovnováhy a pádu, proto je znovuzískání samostatné chůze považováno za jeden z primárních cílů při rehabilitaci po CMP. Avšak pouze 60-80 % přeživších dosáhne této schopnosti (Bloemendaal et al., 2021, s. 131, Bulley et al., 2021, s. 1-2, McCabe, Roenigk, Daly, 2021, s. 2).

Existuje mnoho intervenčních postupů ovlivňujících neurologické defekty po CMP. Funkční elektrická stimulace (FES) představuje jednu z metod léčby pacientů v subakutním a chronickém stádiu po CMP, která kompenzuje funkční motorické postižení na DK (Khattar et al., 2012, s.1). FES aktivuje svalové skupiny nízkofrekvenčním proudem a napomáhá fyziologickému pohybu, čímž může zlepšit nebo obnovit funkci svalu (Zhang et al., 2021, s. 2). Současné rehabilitační techniky jsou z velké části založeny na Bobath konceptu a cvičení dle Kabata, nicméně neexistuje žádný důkaz o nadřazenosti zmíněných intervencí a ani jiných často využívaných terapeutických metod ve zlepšení senzomotorického ovládnutí DK, mobility, a schopnosti provádět každodenní činnosti (ADL). Z tohoto důvodu je třeba více začlenit relativně novou terapii pomocí FES (Auchstaetter et al., 2016, s. 996, Khattar et al., 2012, s.1).

Toto téma je velice aktuální vzhledem k častému výskytu CMP a vývojovému pokroku zařízení. Doposud se nejčastěji využívá stimulace peroneálního nervu u pacientů s foot drop po CMP a obecně slouží ke korekci poklesu nohy a ke snížení energetického výdeje při chůzi. Studie zabývající se aktivací svalů kyčelního a kolenního kloubu nebo kombinovanou léčbou se začínají teprve rozvíjet.

Cílem bakalářské práce je sumarizovat dohledané odborné aktuální poznatky o možnostech využití a účincích odlišných FES zařízení v terapii DK u pacientů po CMP v různém stádiu onemocnění. Dále porovnat terapii s FES a bez využití FES a v kombinaci s dalším terapeutickým přístupem, zároveň poukázat na limity a problematiku související s FES.

1 Cévní mozková příhoda

Cévní mozková příhoda neboli iktus je definována, jako léze horního motoneuronu (Berenpas et al., 2019, s. 272). Jedná se o rychle se rozvíjející stav s příznaky typickými pro lokální nebo celkové postižení mozku, trvající 24 hodin a déle nebo vedoucí k úmrtí (Wolfe, 2000, s. 276). Ztráta centrální aktivace může vést k funkčnímu oslabení dolních motoneuronů, k denervaci svalových vláken a následně vzniku svalové atrofii (Berenpas et al., 2019, s. 272). CMP má vážný dopad na motorické dovednosti včetně funkce horní a dolní končetiny pro svalovou slabost a částečnou nebo celkovou paralýzu (často vymezené na jedné straně těla) (Schifino et al., 2021, s. 1). Tyto změny negativně ovlivňují funkční schopnosti pacienta, proto je nutné zabránit nebo zmírnit dopady nemoci na člověka (Berenpas et al., 2019, s. 272). CMP představuje závažné zdravotní postižení člověka, které svými problémy spadá do medicínského, společenského a ekonomického prostředí (Kolář, 2009, s. 356). Jedná se o cerebrovaskulární onemocnění doprovázené vysokou morbiditou, mortalitou a invaliditou v lidské populaci, které většinou vyžaduje dlouhodobou terapii a je čtvrtým nejčastějším onemocněním postihující lidi starší 65 let (Schifino et al., 2021, s. 1). Invalidita po CMP obvykle vede k chronickému onemocnění, které vyžaduje hodnocení a asistenci a to i mnoho let od vzniku onemocnění (Wang et al., 2022, s. 1). Ročně v České republice přibude až 35 000 případů a v roce 2012 světová zdravotnická organizace označila iktus za druhou nejčastější příčinu úmrtí a třetí nejčastější příčinu ztráty schopnosti provádět ADL (Yan et al., 2017, 249).

1.1 Dělení CMP dle příčiny vzniku

Ischemické CMP tvoří 80 % všech cévních mozkových příhod. CMP ischemické příčiny vzniká následkem částečného nebo úplného omezení průtoku krve mozkovou arterií, vyživující mozkovou tkáň. Není-li mozek více než několik desítek minut prokrvován (pokles krevního průtoku pod hodnotu 20 ml/100 g mozkové tkáně), dochází k nezvratným změnám mozkových buněk, k mozkovému infarktu (Kolář, 2009, s. 387-388). Smrt neuronových buněk vede k neurologickým deficitům, k poruchám učení, paměti a motoriky (Lee et al., 2018, s. 373). V případě, že uzávěr trvá kratší dobu, označuje se tento stav jako TIA (transitorní ischemická ataka), stav je přechodný a po 24 hodinách se spraví (Tyrlíková, Bareš, 2012, s. 124). Vyvolávající faktor způsobí buď lokální ischemii (např. arterioskleróza, hematologická nebo kardiální onemocnění) nebo celkovou mozkovou ischemii (např. hypoxie při pulmonálních onemocnění nebo při změně viskozity krve). Ischemické změny postihují mozkové tepny, nejčastěji a. cerebri medii. Deficit se projevuje kontralaterální hemiparézou a hemihypestézií a to

především na horní končetině (HK). Snížený krevní průtok v a. cerebri anterior se také vyznačuje kontralaterální hemiparézou a hemihypestézií, avšak s výrazným deficitem na DK. Zasaženy mohou být i a. cerebri posterior, mozečkové tepny, capsula interna a vertebrobasilární povodí, jejich klinický obraz je více či méně odlišný v porovnání s předchozími arteriemi (Kolář, 2009, s. 387-388).

Menší zastoupení s 20 % mají hemoragické CMP, avšak s větší mortalitou. Vznikají v důsledku ruptury cévní stěny některé mozkové tepny a mohou krváčet do subarachnoidálního, intrakraniálního nebo intraventrikulárního prostoru (Tyrlíková, Bareš, 2012, s. 124). Tento jev může vyvolat chronická arteriální hypertenze, arteriovenózní malformace, koagulopatie, angiopatie nebo cévní malformace (Kolář, 2009, s. 388). Neléčená hypertenze a stárnutí cévních stěn jsou hlavními rizikovými faktory způsobující hemoragickou CMP (Lee et al., 2018, s. 373). Ve skutečnosti pokud není hypertenze řádně kontrolovaná, je u pacientů 10krát vyšší pravděpodobnost, že se u nich rozvine iktus hemoragického typu ve srovnání s normotenzními pacienty (Semple, 1995, s. 205).

1.2 Centrální paréza

K jednomu z nejzávažnějších projevů poruchy horního motoneuronu patří svalové oslabení (paréza), které se v závislosti na klinickém obrazu rozděluje od lehké parézy až po úplnou plegii, a pacient si ho ze všech příznaků uvědomuje nejvíce (Jech, 2015, s. 17, Štětkařová et al., 2012, s. 24). Částečné ochrnutí závisí na únavě, neoptimální spolupráci jednotlivých svalů, nedostatečné síle antagonistů s nadměrným svalovým tonem agonistů (Jech, 2015, s. 17). Sníženou svalovou silou doprovází nesystematické zapojování svalových vláken inervovaných jedním motoneuronem. Intenzita práce svalu vyvolaná při izometrické kontrakci se může rovnat zdravému svalu, avšak kvůli výše zmíněným doprovodným jevům není svalová aktivita dostatečná (Sheean, 2002, s. 9).

Dalším základním symptomem centrální parézy je svalové zkrácení, vznikající na podkladě atrofie svalů, šlach a okolních měkkých struktur a současně ho doprovází nedostatečná kontraktilita a elasticita svalů s možnou pozdější přeměnou svaloviny ve vazivo a vzniku kontraktury.

Spasticita bývá součástí klinického obrazu u pacientů po CMP. Vyznačuje se zvýšenou svalovou aktivitou při pasivním protažení svalů a nastupuje s odstupem času při zhoršení centrální parézy (Jech, 2015, s. 14). Spasticita nepostihuje všechny svaly a mezi agonisty se zvýšeným svalovým tonem a utlumenými antagonisty vzniká svalová nerovnováha a poté fixní deformity (Švestková et al., 2017, s. 177-181). Paréza jednoho svalu může být zdůrazňována

zvýšeným tonem svalu druhého, vykonávajícího opačnou funkci. Platí tedy, čím větší aktivita agonisty tím větší sílu musí antagonisty vyvinout k překonání odporu (Gracies, 2005, s. 552-571). Pacient při pokusu o dorzální flexi v hlezenním kloubu paretické končetiny dosáhne většího rozsahu, bude-li mít flektované koleno. Při extendovaném kolenním kloubu dochází k většímu napětí m. triceps surae a tím recipročně utlumuje aktivitu m. tibialis anterior (Jech, 2015, s. 18). Chabé antagonisty nelze příliš snadno cílenými rehabilitačními postupy aktivovat. Bylo prokázáno, že strukturální změny ve svalech po CMP se neváží pouze na paretickou stranu (Berenpas et al., 2019, s. 272).

1.2.1 Patofyziologie vzniku, rozvoj a úprava centrální parézy

Centrální paréza vzniká při přerušení vláken pyramidové dráhy, spojující mozkovou kůru s míchou. Většinou nedochází k patologickým změnám ve všech vláknech sestupné dráhy. Z mozku do míchy po sestupných vláknech často vedou podněty s inhibičním účinkem a vlivem poškození drah se tento účinek vytrácí s následnou tvorbou spasticity. Vzhledem ke křížení kortikospinálního traktu se postižení objevuje na opačné polovině těla, než je mozkový deficit. (Švestková et al., 2017, s. 177-181).

V akutní fázi po CMP vzniká tzv. „pseudochabá paréza“. Je to období snížení až vyhasnutí myotatických reflexů a ztráty volní hybnosti ochrnutých svalů. Později v subakutním stádiu se zvyšuje výbavnost reflexů a nastupuje spasticita na straně parézy. V závislosti na stupni postižení se pacientovi spontánně navrácí volní hybnost v globálních vzorcích, převážně činností spastických svalů. Zvýšená spasticita vede ke zkrácení svalů a na DK se projeví addukcí a zevní rotaci v kyčelním kloubu, extenzi v koleni a plantární flexi a inverzi nohy (Švestková et al., 2017, s. 181-183). V chronickém stádiu již nedochází ke zlepšování zdravotního stavu a pacient má vytvořené patologické posturální i pohybové navyklé vzorce (Kolář, 2009, s. 392). Návrat funkčních deficitů nastává časně a důkazy nasvědčují tomu, že zotavení začíná stagnovat po 3 a 6 měsících od vzniku CMP (Wechsler et al., 2018, s. 1066). Významnou roli v obnově volní motoriky hraje neuroplasticita mozku, která při aktivním cvičení zapojuje doposud neaktivované dráhy v mozku (Švestková et al., 2017, s. 181). V prvních týdnech po mrtvici se mohou neurologické deficity upravovat a dochází k neurogenezi a obnovení synaptických spojů. Četné studie prokázaly vztah mezi aferentní stimulací a změnou mozkové aktivity v terapii pomocí FES (Shariat et al., 2019, s. 389).

2 Chůze

Lokomocí se rozumí pohyb těla z místa na místo. Vyskytuje se několik forem lokomoce. Kvadrupedální lokomoce zahrnuje plazení, plížení, lezení, plavání a šplh. K bipedální lokomoci se řadí chůze, běh a skoky. Chůze představuje nejčastější typ lokomoce sloužící k zajištění sebeobsluhy v běžných denních činnostech (Véle, 2006, s.347). V ideálním případě je chůze prováděna efektivně s minimální námahou a bezpečně, chrání před pády související se zraněním (Neumann, 2010, s. 627).

Chůze je složitý cyklicky rozfázovaný pohyb podle časového rozmezí. Zapojuje celý pohybový aparát a velice dobře se adaptuje na nerovný terén. Svalům, účastnícím se chůze, se rytmickými kontrakcemi mění délka svalových vláken a působí tak svým tahem na pohyblivý kostní segment. Výsledný kyvadlový pohyb startuje z daného výchozího bodu obloukem přes nulové postavení do první terminální pozice a do druhé terminální polohy stále směrem vpřed (Véle, 2006, s. 348).

Pro pochopení abnormální chůze je třeba nejprve znát její fyziologii. U každého jedince je třeba posuzovat chůzi individuálně. Chůze se liší v závislosti na věku a pohlaví pacienta dále se odvíjí od tvaru, polohy a funkce nervosvalových, muskuloskeletálních a kloubních struktur (Ayyappa, 1997, s. 3, Whittle, 2014, s. 53). Jelikož chůzi řídí centrální nervový systém, analýzou chůze získáme informace o způsobu řízení CNS, které slouží k sestavení léčebného plánu při postižení motoriky (Véle, 2006, s. 350).

2.1 Řízení chůze

Při chůzi se na řízení jednotlivých svalů účastní celý neurologický a hybný systém. Princip je založen na příčině a důsledku. Proces pohybu začíná nervovým impulzem v CNS a končí vznikem reakční síly podložky (Vaughan, Davis, O' Connor, 1999, s. 14). Je nutné si uvědomit, že řízení lokomoce probíhá v supraspinálním centru a zahrnuje přeměnu idey motoriky na pohybové vzorce, nezbytné pro chůzi (Enoka, 1988, Vaughan, Davis, O' Connor, 1999, s. 14).

Cílenou motoriku ovládá mozková kůra, bazální ganglia a neocerebellum (Trojan et al., 2005, s. 29). Výstupní motorická informace je vedena prostřednictvím alfa motoneuronů v předních rozích míšních ke kosterním svalům na nervosvalovou ploténku, která převádí vzruch mezi motorickým neuronem a svalovým vláknem (Trojan et al., 2005, s. 81). Golgiho šlachová tělíska, svalová vřetenka a kloubní receptory poskytují CNS senzorický feedback a upravují zapojení svalů při chůzi (Karol, 2020, s. 72). Posloupnost jednotlivých dějů podílejících se na vzniku chůze může být shrnuta takto:

- 1) Registrace a aktivování povelu v CNS k zahájení chůze,
- 2) přenos signálů do periferního nervového systému,
- 3) kontrakce svalů,
- 4) silové působení na synoviální klouby,
- 5) regulace kloubních rozsahů tuhými segmenty skeletu na základě jejich antropometrie,
- 6) posun segmentů způsobem, který je rozpoznán jako funkční chůze,
- 7) vznik reakčních sil působících na chodidlo člověka při chůzi (Vaughan, Davis, O' Connor, 1999, s. 15).

Je-li CNS poškozeno, naruší se jemné ovládání chůze, což vede k poruchám hybnosti a patologickým reflexům (Karol, 2020, s. 72). Více rozepsáno v kapitole „Chůze po cévní mozkové příhodě“ (s. 16).

2.2 Krokový cyklus

Krokový cyklus je tvořen dvěma kroky. Krok představuje vzdálenost od počátečního kontaktu jedné nohy k následujícímu počátečnímu kontaktu stejné nohy. Každý krokový cyklus se skládá ze dvou funkčních fází: stojné a švihové (Ayyappa, 1997, s 2). Procentuálně stojná fáze tvoří 60 % krokového cyklu. Zbylých 40 % zastupuje švihová fáze. Stojná fáze je definována jako doba, po kterou je chodidlo v kontaktu s opěrnou bází. Naopak při švihové fázi je stejná DK odlepena od podložky. Na začátku a na konci stojné fáze se člověk opírá o zem oběma chodidly ve stejný čas, tzv. fáze dvojí opory. Fáze jedné opory se vyskytuje během středního a konečného stoje v první periodě krokového cyklu (Karol, 2020, s. 71). Obě periody se dále dělí na:

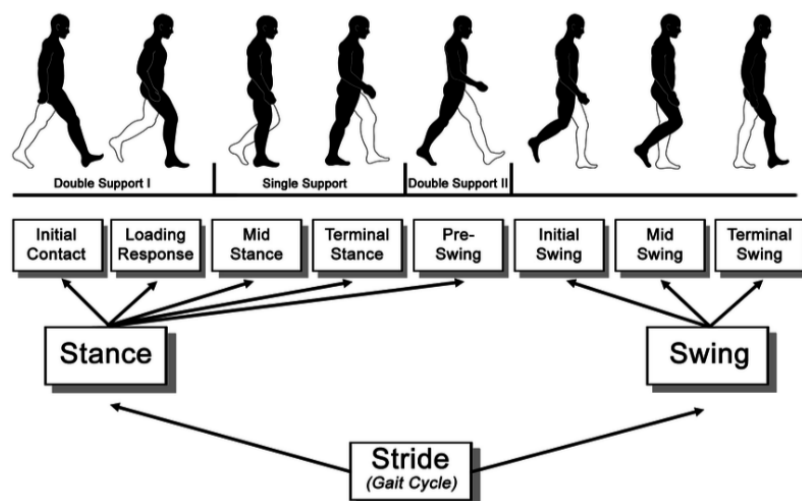
Stojná fáze:

1. Fáze počátečního kontaktu (initial contact) 0-2 %,
2. fáze postupného zatěžování (loading response) 2-12 %,
3. fáze středního stoje (midstance) 12-31 %,
4. fáze konečného stoje (terminal stance) 31-50 %,
5. předšvihová fáze (preswing phase) 50-62 %,

Švihová fáze:

1. fáze počáteční švihová (initial swing) 62-75 %,
2. fáze střední švihová (midswing) 75-87 %,
3. fáze konečná švihová (terminal swing) 87-100 % (Perry, Burnfield, 2010, s. 11-

16).



Obrázek 1 Funkční rozdělení krokového cyklu (Stöckel et al., 2015, s. 5)

Fáze počátečního kontaktu (initial contact)

Fáze začíná okamžitou reakcí na přesun tělesné váhy dopředu úderem paty (střed otáčení) o podložku pomocí švihové DK, která se stane nohou opornou, za účelem zabrzdění pádu. Pata v inverzním postavení, středonoží v supinaci. Dorzální postavení v hlezenním kloubu přechází do neutrální polohy, kolenní kloub je mírně flektován až extendován, kyčel ve 30-35 stupňové flexi (Perry, Burnfield, 2010, s. 11).

Svaly: *M. tibialis anterior*, *m. extensor digitorum longus*, *m. extensor hallucis longus*, *mm. peronei* excentrickou kontrakcí brání přepadávání špičky, napomáhají ke zhoupnutí chodidla. *M. quadriceps* udržuje mírnou flexi v kolenním kloubu. *M. biceps femoris*, *m. semitendinosus*, *m. semimebranosus* svou aktivitou brání hyperextenzi v koleni. *M. gluteus maximus* zajišťuje stabilitu kyčle a kompenzuje reaktivní sílu podložky (Véle, 2006, s. 352).

Fáze postupného zatěžování (loading response)

Během postupného zatěžování pokračuje zpomalování pádu těla. Těžiště se ocitá nejnižší. Postupný přenos tělesné hmotnosti z paty na plantu přední končetiny se současným odlepováním palce švihové končetiny. Noha jde do plantární flexe a pronace. Běrec ve vnitřní rotaci. Flektované koleno absorbuje nárazy. Dochází k extenzi kyčle (Perry, Burnfield, 2010, s. 11-12).

Svaly: *M. tibialis anterior* koordinuje plynulost pohybu v DK. *M. gluteus maximus* urychluje pohyb trupu směrem vpřed a přenáší těžiště. Aby nedocházelo ke kontralaterálnímu poklesu pánve, aktivuje se *m. gluteus medius* (Véle, 2006, s. 352).

Fáze středního stoje (midstance)

Fáze středního stoje začíná v okamžiku, kdy kontralaterální noha opouští podložku a posouvá se přes stojnou končetinu, dokud není zatížena přední část chodidla (Ayyappa, 1997, s. 4). Během přesunu švihové končetiny má fixovaná končetina za úkol udržet hmotnost celého těla. Kotník zatížené nohy se pohybuje do dorzální flexe, předonoží do pronace, bérce do maximální vnitřní rotace, koleno a kyčel pokračují do extenze. Střed otáčení se přesouvá od paty distálně k hlezennímu kloubu (Perry, Burnfield, 2010, s. 12). Reakční síla podložky, nacházející se před kolenem, musí být dostatečně zajištěna prostřednictvím pevně přilnutého chodidla k opěrné bázi a jeho střídáním supinace a pronace (Véle, 2006, s. 350). Fáze je zaměřena na cílené stabilizování trupu a končetin (Perry, Burnfield, 2010, s. 12).

Svaly: Excentrická kontrakce *plantárních flexorů* chodidla brzdí při dorzální flexi. *M. gastrocnemius* a *m. soleus* udržují stabilitu stoje. *M. quadriceps femoris* stabilizuje kolenní kloub (Véle, 2006, s. 352).

Fáze konečného stoje (terminal stance)

Začíná zvednutím paty a končí dotekem země kontralaterální nohou. Hmotnost těla se suně přes opornou dolní kočetinu, která se stává končetinou odrazovou (Ayyappa, 1997, s. 4). Noha supinuje a bérce rotuje zevně. Koleno spolu s kyčlí dokončuje extenzi. Cíl je stejný jako v předchozí fázi středního stoje (Perry, Burnfield, 2010, s. 13).

Svaly: *M. tibialis posterior*, *mm. peronei*, *m. flexor digitorum longus* plní stabilizační funkci (Véle, 2006, s. 352). *M. gastrocnemius* a *m. soleus* odvíjením planty od oporné plochy propulzní silou překonávají váhu těla a přemísťují ho směrem vzhůru a vpřed. V návaznosti na další fázi sunou tibii přes opěrný bod hlaviček metatarzů (Ayyappa, 1997, s. 4).

Předšvihová fáze (preswing phase)

Poslední část stojné fáze startuje iniciálním kontaktem opačné končetiny a končí odlepením špičky ipsilaterální nohy. V této etapě je oporná končetina nezatížena a váha se přenesla na kontralaterální stranu (Ayyappa, 1997, s. 4). Největší propulzní síla v předozadním směru se vytváří při přípravě DK k odrazu. Reakční síla podložky se přesouvá za kolenní kloub (Stergiou, 2020, s. 490). Cílem z hlediska mechaniky je příprava fixní končetiny na švih. DK reaguje na přenos váhy zvýšenou plantární flexí v hleznu a flexí v metatarsophalangeálních kloubech. Supinace předonoží a zevní rotace bérce. Předchozí extenční složku v kolenním kyčelním kloubu nahrazuje složka flekční (Perry, Burnfield, 2010, s. 14).

Svaly: Aktivují se *m. extensor digitorum longus*, *m. extensor hallucis longus* a *m. tibialis anterior*. *M. gastrocnemius* flektuje koleno. *M. rectus femoris* excentrickou aktivitou zpomaluje tempo bérce a koncentricky flektuje kyčelní kloub. *M. adductor longus* přispívá k vnitřní rotaci v pánvi.

V průběhu celé stojné fáze se v páteři vytváří torzní pohyb, jelikož pánev rotuje na opačnou stranu než HK. Trup je lehce směřován k fixované noze, kterou prochází střed těžiště (Véle, 2006, s. 351).

Fáze počáteční švihová (initial swing)

Začíná v okamžiku, kdy noha opustí zem a pokračuje dokud nedojde k maximální flexi kolene (Ayyappa, 1997, s. 5). Flexe v koleni je během švihu pasivní, končetina pracuje jako jednoduché kyvadlo. Dorzální flexe v kotníku a flexe, addukce a mírná zevní rotace v kyčli. Cílem z hlediska mechaniky: posunout nohu do bezoporové fáze.

Svaly: Koncentrická aktivace *m. tibialis anterior*, *m. extensor hallucis longus*, *m. extensor digitorum longus* a *m. iliopsoas* (Véle, 2006, s. 351).

Fáze střední švihová (midswing)

Střední švihovou fází zahajuje maximální flexe v koleni a ukončuje ji umístění švihové končetiny před kontralaterální chodidlo s bérce ve svislém postavení (Ayyappa, 1997, s. 5, Perry, Burnfield, 2010, s. 15). Končetina je sunuta vpřed pomocí flektované kyčle a kolene. Kotník pokračuje v dorzální flexi do neutrální polohy. Supinace předonoží. Cílem z hlediska mechaniky je posun nohy (Perry, Burnfield, 2010, s. 15).

Svaly: *M. tibialis anterior* brání plantární flexi. *M. rectus femoris*, *m. tensor fasciae latae*, *m. pectineus*, *m. biceps femoris* ovlivňují svou funkcí kyčelní a kolenní kloub (Véle, 2006, s. 351).

Fáze konečná švihová (terminal swing)

Perioda startuje v momentě, kdy se nachází bérec ve vertikále a končí dotykem paty o opornou bázi. Hlezenní kloub je v neutrální pozici, koleno se pohybuje směrem do extenze a kyčelní kloub směrem do flexe. Cíle z hlediska mechaniky: zpomalit bérec a stehno, připravit se na kontakt s podložkou (Perry, Burnfield, 2010, s. 15).

Svaly: Stále aktivní *m. tibialis anterior*. *M. quadriceps femoris* pro extenzi kolene. Excentrická činnost *m. biceps femoris*, *m. semitendinosus*, *m. semimembranosus* a *m. gluteus maximus* deceleruje švih stehna a bérce (Véle, 2006, s. 351).

3 Chůze po cévní mozkové příhodě

Pacienti zasažení iktem vykazují různé známky deficitu týkající se vnímání, svalové síly, motorické kontroly, pasivní hybnosti, čítí, svalového tonu a rovnováhy. Tato poškození mají významný vliv na schopnost chůze. Hloubka postižení závisí na místě a rozsahu poškození a časové úpravě defektu, dále na přidružených chorobách, motivaci, schopnosti učení, úrovni fyzické zdatnosti (Bulley et al., 2021, s. 2, Yavuzer, 2006, s. 10). Nejčastějším vzorem poškození chůze po CMP je hemiparetická chůze, která se se vyznačuje pomalými asymetrickými kroky, sníženou motorickou kontrolou, ztuhlostí se sníženým rozsahem pohybu v kloubu, opožděnými rovnovážnými reakcemi, odlehčováním paretické končetiny a zatěžováním zdravé strany pacienta. Dochází k charakteristickým časoprostorovým, kinematickým i kinetickým změnám v parametrech chůze, vedoucím ke zhoršení schopnosti řízení pohybu. Změny mohou být nejpřesněji hodnoceny v kineziologické laboratoři pomocí elektromyografie (EMG) (Sheffler, Chae, 2015, s. 611, Yavuzer, 2006, s. 10). U jedinců po CMP běžně přetrvává porucha chůze, avšak 65-85 % přeživších dokáže do 6 měsíců chodit samostatně. Většina nemocných má trvalé potíže s přenášením váhy na paretickou končetinu a vykazují nesouměrné přesuny při chůzi. Asymetrie u pacientů podstupujících rehabilitaci, může dlouhodobě přetrvávat navzdory zlepšení selektivní motorické kontroly paretické končetiny, rovnováhy a výkonu při chůzi (Kim et al., 2012, s. 65).

Pacienti s postižením CNS nemají dokonalou selektivní motorickou kontrolu jednotlivých svalových skupin. Flekční a extenční globální pohybové vzory nahrazují izolované pohyby a vytvářejí patologický obraz chůze (Yavuzer, 2006, s. 10-12). Zčásti se jedná o zcela automatizované pohybové vzorce zabraňující obnovení selektivní motorické kontroly. Tyto abnormální synergie pohybu se vyskytují v místě cílené aktivity a ovlivňují více kloubů (WHO, 2004, s. 61). Současná aktivace m. quadriceps femoris s m. gluteus maximus na paretické končetině, způsobí extenzi v globálním pohybovém vzorci během stojné fáze chůze. Následuje hromadné zapojení flexorů kyčle, kolene a dorziflexorů hlezna v průběhu švihové fáze chůze. Tato primitivní motorická kontrola inhibuje normální progresi během chůze. Léčebná strategie usiluje a rozbítí globálních pohybových vzorů a zapojení selektivní kontroly pro svalové skupiny. Izolovaná dorzální flexe v hleznu při extendované kyčli a koleni je první známkou selektivního řízení po iktu. Hladký a symetrický pohyb těla vpřed narušují patologické variabilní pohybové vzorce, vyžadující kompenzační úpravy pánve a neparetické strany. Substituční pohyby nezbytné pro chůzi způsobují abnormální posun těžiště a těžkou posturální nestabilitu ve frontální a sagitální rovině (Yavuzer, 2006, s. 10-12). Narušení rovnováhy často vede

k nerovnoměrnému zatížení končetin, zvýšení energetického výdeje a výskytu laterálně směřovaného pádu. Výsledkem náhradních pohybových mechanismů je elevace pánve, cirkumdukce DK, extenze a addukce v kyčli, nestabilita kolenního kloubu, která vede k podlamování kolene do flexe nebo k jeho rekurvaci během chůze a chodidlo v plantární flexi s inverzním postavením (Kolář, 2009, s. 392, Sheffler, Chae, 2015, s. 611).

Postižená strana pacienta se pohybuje vpřed se souhybem pánve a celé DK. Vnitřní rotace paretické DK vede k cirkumdukci a laterálnímu sunutí nohy po podložce. Nedostatečná dorzální flexe v hlezenním kloubu během švihové fáze způsobuje zvednutí kyčelního kloubu a došlápnutí chodidla spíše na přední část planty. Hemiparetická končetina má oproti zdravé straně kratší krok a kratší stojnou fázi (paretická strana má sníženou schopnost nést váhu). Stupeň asymetrie je dán stádiem zotavování a spasticitou zasažených svalů. Při chůzi se zdůrazňuje spasticita. Během chůze se postižená HK nezapojuje. Rameno je v depresi, vnitřní rotaci a addukci, loket je držen v semiflexi, předloktí v pronaci, zápěstí a prsty jsou ve flekčním držení (Yavuzer, 2006, s. 11-12).

3.1 Pánev, kyčelní a kolenní kloub

Jedna z hlavních příčin asymetrického přesouvání hmotnosti během chůze je nedostatečná aktivace abduktorů kyčelního kloubu, zajišťující laterální stabilizaci (Araki et al., 2020, s. 2, Kim et al., 2012, s. 65). Běžně pozorovaným deficitem je nedostatečná nebo chybějící flexe kyčle a kolene během švihové fáze chůze, jejímž výsledkem jsou kompenzační pohyby. Tyto klinicky známé substituční mechanismy mohou zahrnovat jednu nebo více z následujících: *zkrácenou fázi švihu*, ve kterém švihová končetina ukončí dříve švihovou fázi pouhým přikročením těsně vedle druhé DK (ne za, jak by se fyziologicky stalo), *cirkumdukci* postižené končetiny, obloukovitým pohybem okolo kyčle, *nadměrnou plantární flexí* v talokrurálním skloubení, takže natažená končetina ve švihové fázi se nezvedne od podložky a sune se po zemi k druhostranné DK (McCabe, Roenigk, Daly, 2021, s. 1). Možnými příčinami jsou nadměrná aktivita plantárních flexorů v hleznu nebo m. rectus femoris a vasti, v předšvihové fázi nebo oslabené flexory kolene (Santos et al., 2021, s. 1).

U hemiparetiku dochází v průběhu stojné fáze chůze k hyperextenzi kolene, kdy kolenní kloub přesahuje neutrální anatomické postavení. Hyperextenze je dána předčasnou aktivací lýtkových svalů, svalovou slabostí plantárních flexorů, zvýšeným zapojením vastů, sníženou flexí v kyčli nebo syndromem padající špičky (Santos et al., 2021, s. 1, Tenniglo et al., 2018, s. 719). Přesné mechanismy nejsou známy, ale příčiny se zdají být spíše multifaktoriální (Tenniglo et al., 2018, s. 719).

Abnormální svalová koordinace po iktu zahrnuje časové odchylky v zahájení aktivity jednotlivých svalů, nepřiměřenou úroveň aktivace v důsledku nedostatečné svalové aktivity a síly nebo koaktivací více svalů (Srivastava et al., 2019, s. 3). Na paretické DK převládá synergie extensorů sestávající ze společné abnormální koaktivace v hlezenním a kolenním kloubu v průběhu téměř celé stojné fáze. Čtyřhlavý sval stehenní fyziologicky dosahuje své nejvyšší aktivity ve fázi počátečního kontaktu stojné končetiny a lýtkové svalstvo vykazuje maximální zapojení ve fázi konečného stoje. U hemiparetických pacientů zůstává m. quadriceps femoris aktivní po celou dobu stojné fáze, což může vést k omezení flexe v kolenním kloubu před zahájením švihové fáze a lýtkové svaly se naopak předčasně zapojují již na začátku stojné fáze (Dyer et al., 2014, s.1-2). Plantární flexory hlezenního kloubu jsou důležité pro rychlou flexi v kolenním kloubu při odrazu (Khattar et al., 2012, s. 1).

3.2 Foot drop

Neurogení foot drop (syndrom padající špičky) je časté postižení vyskytující se u lidí zasažených iktem, které negativně ovlivňuje funkci chůze (Bucklitsch et al., 2019, s. 236). Předpokládá se, že zhruba 20-30 % pacientů po CMP trpí syndromem padající špičky (Bulley et al., 2021, s. 2, Prenton et al., 2018, s. 129). Foot drop narušuje pacientovi chůzi na počátku stojné fáze při iniciálním kontaktu chodidla a v průběhu švihové fáze a popisuje se jako motorický deficit způsobený částečným nebo celkovým ochabnutím svalů inervovaných společným peroneálním nervem. Dochází k oslabení nebo nedostatečné volní kontrole dorzálních flexorů (především m. tibialis anterior) a ke zvýšenému svalovému napětí plantárních flexorů (m. gastrocnemius a m. soleus) v hlezenním kloubu (Cunha et al., 2020, s. 1, Schifino et al., 2021, s. 1). Projevuje se nedostatečnou dorzální flexí v talokruhlárním skloubení a kotník má predispozici zůstat patologicky plantárně flektovaný. Pro přidruženou slabost svalů vykonávajících everzi nohy (m. peroneus longus et brevis) v subtalárním kloubu a spasticitu inverzních svalů (m. tibialis posterior) se ke klinickému obrazu foot drop přidává patologická inverze chodidla (Wilkenfeld, 2013, s. 315).

V iniciálním stádiu stojné fáze dopadá hemiparetická končetina přední části chodidla na zem a spolu s nedostatečnou dorzální flexí v hleznu omezuje posun tibie vpřed, což nemocný nahrazuje hyperextenzí kolene. Pacientům často chybí odrazová síla v důsledku slabosti plantárních flexorů v kotníku, což nejen omezuje rychlost chůze, ale také snižuje ROM (range of motion) dorziflexe kotníku v rané švihové fázi chůze (Khattar et al., 2012, s. 1). Abnormální svalová koordinace u foot drop se projevuje raným zapojením plantárních flexorů nohy během stojné fáze a předčasným ukončením tibialis anterior v průběhu švihové fáze končetiny

(Srivastava et al., 2019, s. 3). Omezený rozsah chodidla nutí pacienta si vytvořit kompenzační patologické vzorce v podobě zvýšené flexe v kyčli a cirkumdukce během švihové fáze končetiny. Foot drop snižuje rychlost chůze a délku kroku, prodlužuje fázi dvojí opory, zvyšuje úsilí při chůzi a únavu a v důsledku toho snižuje pohyblivost a nezávislost nemocného (Bucklitsch et al., 2019, s. 236).

3.2.1 Riziko a léčba foot drop

Abnormální držení kotníku může vést k bolestivému utlačování nohy v botě nebo proti matraci a následně poškodit kůži, nervy, klouby a kosti. Není-li tento stav léčen, v případě zvýšené spasticity, pak se mohou imobilizované svaly ve zkrácené poloze postupně přeměňovat ve vazivo a vytvářet se kontraktury kloubů (Wilkenfeld, 2013, s. 315-316).

Jednu z možností léčby představuje ankle foot orthosis (AFO), ortéza připevněná ke kotníku udržující hlezenní kloub v neutrální pozici nebo v mírné dorzální flexi. AFO podporuje boční stabilitu hlezna při stojné fázi krokového cyklu a účelnou švihovou fázi kroku. Nevýhodou je však nedostatečný komfort, protože ortéza omezuje pohyb v kloubu, kontraktury a komplikace při ADL (Bucklitsch et al., 2019, s. 236, Novotná et al., 2019, s. 622). Ortézy mohou zhoršit svalovou slabost, omezit svalovou aktivaci, podporovat trvalou závislost na ortéze nebo popř. urychlit funkční pokles (Damiano et al., 2013, s. 200). Technicky vyspělejší, avšak ne zcela prozkoumanou variantou v obnově funkce chůze u pacientů s padající špičkou je FES peroneálního nervu (Bucklitsch et al., 2019, s. 236). Více rozepsáno v kapitole „Funkční elektrická stimulace“ (s. 20). U osob s lehčím postižením se mohou použít peroneální pásky. Dále se aplikuje se botulotoxin do spastických plantárních flexorů kotníku (Wilkenfeld, 2013, s. 315). Kombinovaná terapie je vhodná pro tento stav, avšak stále není jasné, která léčba nebo kombinace léčeb je nejvíce prospěšná pro daného pacienta (Wilkenfeld, 2013, s. 315).

4 Funkční elektrická stimulace

Jedná se o nízkou dávku elektrického proudu stimulující různé orgány těla (Hamid, Hayek, 2008, s. 1259). V současné době se elektrické impulzy v biomedicíně využívají v nejrůznějších oborech: např. v kardiologii stimulací srdce kardiostimulátorem, v urologii drážděním močového měchýře nebo v neurologii hlubokou mozkovou stimulací bazálních ganglií, stimulací nervů a svalů v neurorehabilitaci (Novotná, Jeníček, 2019, s. 396). Mezi metody aplikace elektrického proudu k modifikaci neuromuskulární aktivity patří elektrická stimulace (ES), neuromuskulární elektrická stimulace (NMES), transkutánní elektrická nervová stimulace (TENS) a FES. ES, pasivní stimulace dráždí svaly bez aktivní účasti pacienta k dosažení plánovaného pohybu. ES nervů a svalů se může provádět při periferních i centrálních lézích, ale s odlišnou metodou stimulace (Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 110). FES se odlišuje od pasivní ES aktivním zapojením kognitivních a motorických dovedností pacienta v terapii (Doucet, Lam, Griffin, 2012, s. 201-202). FES aplikuje elektrický proud k aktivaci nervů inervujících svaly při poškození horního motoneuronu a se stále zachovaným dolním motoneuronem. Předpokladem je tedy intaktní periferní nervstvo, nervosvalové spoje a svalová tkáň (Wilkenfeld, 2013, s. 318). FES nahrazuje volní stah svalu při účelném pohybu a vede k náhradě ztracených fyziologických funkcí nebo může pacientovi pomoci při reedukaci patologického pohybového stereotypu. FES slouží jako prostředek zajišťující pohyb v ochrnutých svalech po iktu, dále přispívá ke zvýšení svalové síly a rozsahu pohybu, snížení bolesti, edému a atrofie, hojení tkáně (Doucet, Lam, Griffin, 2012, s. 200-202). Terapie pomocí FES je podmíněna neuroplasticitou mozku a podílí se na obnově nervové dráhy (Auchstatter et al., 2016, s. 996). Je jednou z běžně používaných metod v neurorehabilitaci u osob po CMP. FES se indikuje především u hemiparetiků s poruchou chůze za účelem obnovy pohybových vzorců DK při krokovém cyklu (Doucet, Lam, Griffin, 2012, s. 202).

4.1 Indikace a kontraindikace FES

FES se dále užívá u osob s dětskou mozkovou obrnou, roztroušenou sklerózou, mozkovým traumatem, spastickou paraparézou, Parkinsonovou chorobou, inkompletní lézí míšně. Ne všichni pacienti jsou vhodní kandidáti pro FES. Nemocný by měl vykazovat určitý stupeň mobility, aby mohl využívat FES při chůzi, tzn. musí bez pomoci zvládnout vertikalizaci ze sedu a ujít kratší vzdálenost (asi 10 m) s pomůckami nebo bez nich. Pokud postižený nežije s pečovatelem musí být schopen správně umístit a nasadit elektrody nebo manžetu a nezávisle obsluhovat zařízení. Nemocný by neměl trpět ortopedickým a jiným neurologickým onemocněním,

které by mohlo ovlivnit výkonnost chůze. K dalším kontraindikacím patří špatný stav kůže, nekontrolovatelná epilepsie, karcinom v oblasti elektrické stimulace, přítomnost lékařských implantátů (kardiostimulátor, defibrilátor) (Cho et al., 2015, s. 74, Majid, 2017, s. 258-267).

4.2 Historie

První zmínky o elektrické stimulaci sahají do roku 1790, kdy Luigi Galvani ve svém pokusu po přiložení elektrických drátů zpozoroval pohyb ve svalech nohy žab, oddělených od jejich těla. Později roku 1831 Michael Faraday prokázal, že elektrické proudy dokážou svou stimulací nervů vytvořit aktivní pohyb v segmentu. Jeden z prvních klinických experimentů FES systémů byl vyvinut Libersonem a jeho kolegy roku 1961, kteří popsali stimulaci peroneálního nervu u hemiparetických pacientů v léčbě foot drop (Doucet, Lam, Griffin, 2012, s. 202, Ernts et al., 2013, s. 558). Princip spočíval v umístění patního tlakového spínače do boty. Na konci stojné fáze došlo ke snížení tlaku ze spínače a tím se spustila stimulace společného peroneálního nervu. Nicméně jako první jednobáňové systémy nebyly vhodné k selektivnímu dráždění nervů. Hlavními technickými a praktickými nevýhodami primitivní FES byla neatraktivnost, velikost a váha přístroje, spleť propojení přenosného stimulatoru a patního snímače vodičem, neobratnost při manipulaci s vnějšími částmi při nasazování nebo sundávání (např. pokud měl pacient parézu horních končetin), složité nastavení správné polohy elektrody na noze, dyskomfortní uložení patního snímače, často nedostatečný iniciální kontakt paty pacienta s podložkou, nespolehlivost, problematické načasování, dráždění kůže pod elektrodami (Ernst et al., 2013, s. 558, Weber, 2004, s.785). Pro své nedostatky se jednobáňový stimulator peroneálního nervu dál vyvíjel, a to nahrazením patního spínače nebo jeho doplněním o akcelerometr a inklinometr k zajištění správného načasování zapojení svalů při chůzi (Novotná et al., 2019, s. 622). V roce 1965 byl představen vícebáňový stimulator DK s uzavřenou kontrolou pohybu. Následně roku 1971 Kralj a jeho spolupracovníci vynalezli první tříbáňový stimulator aktivující tři svalové skupiny pomocí signálů z patního spínače. Hodnoty stimulace mohly být předem nastaveny. Systém byl však příliš velký a složitý pro domácí použití a pacienti tedy docházeli za fyzioterapeutem ambulantně (Vodovnik, Grobelnik, 1977, s. 43-46). V 70. a 80. letech se rozšířila FES do ČR, avšak v 90. letech došlo k poklesu výroby a zpomalení výzkumu. Později byly vynalezeny menší a ergonomicky koncipované modely vícebáňových systémů. Novější verze FES již stimulovaly peroneální nerv spolu s dalšími svaly (abduktory nebo flexory kyčle, flexory nebo extensory kolene, plantární flexory hlezna) (Novotná et al., 2019, s. 622).

4.3 Rozdělení FES

4.3.1 Jednakanálové a vícekanálové systémy

V závislosti na tom, jaký počet svalových skupin aktivujeme, rozlišujeme FES na jednakanálovou a vícekanálovou (MFES), která je uložena distálně a proximálně na DK, a kromě peroneálního nervu stimuluje n. femoris, n. fibularis profundus a jiné (Doucet, Lam, Griffin, 2012, s. 202).

4.3.2 Podle způsobu aplikace

Většina FES přístrojů využívá elektrody umístěné na povrchu kůže (*transkutánní* elektrody) (Kirsch, Alibeji, Sharma, 2017, s. 1). Typem transkutánní stimulace je EMG spouštěná FES. EMG zaznamenává svalovou aktivitu a jakmile se dosáhne terapeutem nastavené hodnoty, spustí se FES, čímž pomůže pacientovi dokončit pohyb. Při *perkutánní* stimulaci jsou jehličkové elektrody vpraveny přes kůži do svalu a cílí na příslušný sval, aniž by neúmyslně působily na okolní tkáň (Doucet, Lam, Griffin, 2012, s. 207). Nedochozí k aferentnímu dráždění kůže a podkoží, jako je tomu u transkutánní terapie (Loeb, Richmond, Baker, 2006, s. 1). Perkutánní FES se zdá být lepší variantou i díky svému selektivnímu účinku (Doucet, Lam, Griffin, 2012, s. 207-209). Do těla pacienta lze implantovat stimulační elektrody, např. BION (bionický neuron), který s sebou nese menší riziko infekce oproti perkutánní stimulaci. BION je jednakanálový implantovaný neurostimulátor aplikovaný do těla do blízkosti motorických bodů pomocí injekce. Přenos energie, kontrola stimulů a komunikace systému se děje v malé biokompatibilní krabici. Dobíjení implantátu umožňují baterie, které mohou být vpraveny do těla spolu se stimulátorem a nevyžadují dodržování intervalů nabíjení. Avšak finanční náklady, složitost zavedení chirurgicky implantovaného systému snižuje využitelnost na pacientech (Kane et al., 2011, s. 7-8). Zdaleka nejpohodlnější FES je prostřednictvím malých přenosných zařízení s přednastavenými programy, které jsou vhodné i pro domácí terapii.

4.4 Princip FES

Na elektrický proud reagují nervy i svaly, avšak pro praktické účely stačí stimulovat pouze nervová vlákna, jelikož ke vzniku akčního potenciálu stačí menší množství proudu, než je zapotřebí k vyvolání depolarizace u svalu (Hamid, Hayek, 2008, s. 1259). Krátké elektrické impulzy jsou aplikovány prostřednictvím implantovaných elektrod nebo elektrod uložených na kůži pacienta, stimulují motorické neurony a vyvolávají kontrolovaný stah příslušných svalových skupin. Na rozhraní elektrody a tkáně dochází k přeměně procházejících elektronů přes vodič a ionty pohybujících se ve tkáni. Transportem iontů přes buněčnou membránu dochází

ke vzniku akčního potenciálu a následné kontrakci. Zda protéká dostatečný proud k vyvolání akčního potenciálu určuje impedance tkáně, velikost a uložení elektrody a parametry stimulace (National institute for health research, 2005, s. 4). Velikost intenzity podnětu určuje počet aktivovaných nervových vláken a síla svalového stahu (Sivaramakrishnan, Solomon, Manikandan, 2018, s. 400). Výsledný úhel v kloubu lze regulovat modulací intenzity dráždění flexorů a extensorů, které pohybují kloubem (Lynch, Popovic, 2008, s. 41). Stimulací se aktivuje aferentní a eferentní senzomotorický systém. Vysoká amplituda a opakující se pohyby se podílejí na vytváření nových aferentních spojů s mozkovou kůrou a dochází k obnově motorické dráhy (Pilsová, Uhlířová, Švestková, 2017, s.196). Při volném pohybu se zapojují motorické jednotky od nejmenších po největší. U mimovolní kontrakce elektrickou stimulací vzniká nábor motorických jednotek od největších po nejmenší, a proto jakákoliv nefyziologicky vyvolaná svalová aktivita vede k celkově snížené účinnosti kontrakce a zvýšené neuromuskulární únavě (Doucet, Lam, Griffin, 2012, s. 202).

4.4.1 Kontrola řízení

Většina systémů FES používá v klinickém prostředí (mimo výzkumné laboratoře) kontrolní systémy s otevřenou nebo uzavřenou smyčkou, podávající zpětnou vazbu o účinku FES. Kontrola otevřenou smyčkou probíhá u jednoduchých úkolů, např. samostatné posilování svalů vyžadující neustálý elektrický výstup ze stimulatoru a nepřetržitý nebo opakovaný uživatelský vstup, což znamená, že osoba musí věnovat plnou pozornost obsluze FES zařízení. Systém s otevřenou smyčkou na DK zahrnuje Compex motion stimulator (Compex SA) (Lynch, Popovic, 2008, s. 41). V uzavřeném systému jsou parametry pro elektrickou stimulaci neustále modifikovány počítačem pomocí zpětné vazby reagující na svalovou sílu a polohu kloubu a stimuluje tak současně různé svalové skupiny potřebné ke komplexním funkčním pohybům při chůzi u pacientů s CMP (Hamid, Hayek, 2008, s. 1259). Odstock foot drop stimulator (Salisbury FES), WalkAide (NeuroMotion, Inc.) a L300 (BIONESE, Inc.) s uzavřenou smyčkou se používají ke korekci poklesu nohy. Výše zmíněný systém je technicky nedostupný, jelikož si uchovává zpětnou vazbu pro monitorování stavu pacienta (Lynch, Popovic, 2008, s. 41).

4.5 Složení FES

Systém se skládá ze tří částí: stimulatoru, elektrod a vodičích kabelů (National institute for health research, 2005, s. 3). Hlavní součástí FES systému je elektronický stimulator na bázi mikroprocesoru, který určuje kdy a jak dojde ke stimulaci prostřednictvím sady elektrod připojených ke stimulatoru pomocí vodičů. Mikroprocesor obsahuje programy pro sezení, stání,

chůzi atd. Slouží ke generování impulzů a spouštění akčních potenciálů v periferních nervech a ke kontrahování nervem inervovaných svalů. Mikroprocesor sekvenčně nebo unisono aktivuje jedno či vícekanálový systém za účelem synchronizace výkonu stimulatoru. Elektrody rozdělujeme na neinvazivní povrchové a invazivní implantované. Implantované elektrody jsou oproti transkutánním elektrodám více specifické a selektivněji stimulují požadovanou svalovou skupinu (Hamid, Hayek, 2008, s. 1259).

Úspěšná aplikace proudu úzce souvisí s vhodně zvolenou velikostí elektrody, optimálním uložením elektrod (povrchových i zabudovaných v manžetě) a také s vodivostí proudu na rozhraní kůže-elektroda. Firmy vyrábí nagelované elektrody pro zlepšení přenosu proudu. Elektrody o větší ploše aktivují více svalové tkáně. Větší rozptyl znamená snižující se proudovou hustotu. Menší elektrody koncentrují proud do určitého svalu a mohou v pacientovi vyvolat subjektivní pocit nepohodlí nebo bolesti. Odlišným přiložením elektrod se výrazně ovlivní svalová odezva (Doucet, Lam, Griffin, 2012, s. 205-206). Umístěním elektrod v případě foot drop můžeme ovlivnit rozsah inverze, everze nebo dorzální flexe. Aplikací elektrody v popliteální jamce lze dosáhnout silnější dorzální flexe doprovázené flexí v kolenu a kyčli (Majid, 2017, s. 261-262).

4.6 Parametry elektrické stimulace

Správné nastavení parametrů FES hraje důležitou roli v bezpečnosti pacienta a úspěšnosti terapie. Vhodné seřízení parametrů snižuje únavu spojenou s elektrostimulací a optimalizuje silový výkon. Je třeba vzít v potaz intenzitu, délku (šířku) impulzu, frekvenci, vzestupnou a sestupnou hranu, tvar modulace, jak dlouho poteče proud, pracovní cyklus, dávkování, aktivovanou svalovou skupinu (Doucet, Lam, Griffin, 2012, s. 202-203, Hamid, Hayek, 2008, s. 1259). Nejdůležitější parametry jsou více popsány níže.

4.6.1 Frekvence

Frekvencí se rozumí počet pulzů za sekundu s jednotkou udávanou v Hz (40 Hz = 40 pulzů za sekundu). Hodnota frekvence se liší na základě požadovaného účinku. Frekvence se většinou pohybuje v rozmezí 20-50 Hz. Zvýšením frekvence vyvoláme silnější kontrakci svalu na úkor dřívější únavy svalové tkáně. Nižší frekvencí docílíme opačného účinku a sice slabšího stahu svalových vláken. Vyšší frekvence bývá subjektivně lépe vnímána jako mravenčení. Při nižší frekvenci pociťuje osoba nepříjemné pomalé stahy jednotlivých svalů vyvolané pod elektrodou (Doucet, Lam, Griffin, 2012, s. 203, Majid, 2017, s. 261).

4.6.2 Vzestupná a sestupná hrana

Postupný náběh a sestup stimulační na požadovanou frekvenci a intenzitu je pro pacienta komfortnější. Náběžná i sestupná hrana trvá 1-3 sekundy. U citlivějších jedinců, spastických nebo hypertonických svalů se časový interval prodlužuje. Čas lze také prodlužovat u vícekanálových aplikací pro vytvoření postupného dráždění jednotlivých svalů přesně kopírující přirozený pohyb (Doucet, Lam, Griffin, 2012, s. 203, Majid, 2017, s. 261).

4.6.3 Délka (šířka) impulzu

FES využívá nízkofrekvenčních bifázických nebo střídavých proudů složených z mnoha impulzů ve tvaru vlny. Časové rozmezí jednoho impulzu se pohybuje mezi 300-600 μ s. Impulz musí být dostatečně široký k vyvolání nadprahové motorické reakce. Čím delší impulzy bude terapeut volit, tím více svalových vláken ovlivní a bude působit na hlouběji uložené tkáně. Širší impulzy se používají ve snaze zacílit na hlubší vrstvy nebo při únavě, aby došlo ke zvýšení náboru motorických jednotek (Doucet, Lam, Griffin, 2012, s. 204).

4.6.4 Intenzita

Intenzita proudu se udává v miliampérech (mA) a informuje nás o velikosti síly stimulační. Vyšší intenzitu pacient hůře toleruje, jelikož vzniká větší stah svalu. Nicméně frekvence a intenzita určí kvalitu kontrakce (Doucet, Lam, Griffin, 2012, s. 204).

4.6.5 Dávkování

Dávkování programu FES se u každého jedince liší. Odvíjí se od stimulovaného svalu, použitých parametrů a cíli terapie. Osobám s CMP se v rámci rehabilitace chůze dává FES po 3-5 hodinách týdně po dobu nejméně 4 týdnů (Doucet, Lam, Griffin, 2012, s. 206). Většinou se začíná kratší terapií a postupně dochází k navyšování času. Vždy záleží, zda nemocný má vedenou terapii ambulantně nebo v domácím prostředí. V domácím prostředí by měla terapie probíhat mnohem intenzivněji. Je třeba brát na zřetel fázi onemocnění pacienta a jak závažné má následky (Bustamante et al., 2016, s. 507-514). Obecně platí, že u akutních případů se indikuje kratší doba působení FES s menší intenzitou. U chronických pacientů je tomu naopak (Poděbradský, Poděbradská, 2009, s.56).

4.7 Zařízení FES

4.7.1 Cyklická FES

Pro pacienty, kteří zpočátku nejsou schopni chůze, představuje cyklická FES vhodnou metodu v rámci rehabilitace dolních končetin. Pacienti plní úkol na monitorovaném cykloergometru (MOTOmed). Ergometr má v pedálech zabudované snímače sil, jimi pacient dostává zpětnou vazbu. FES se zapojují paretické svaly DK v daném pořadí, jako při jízdě na kole. Jedná se o intenzivní a opakovaný trénink (Ambrosini et al., 2020, s. 2-3). Společnost Therapes uvedla na trh RT600, který zajišťuje vzpřímenou polohu nemocného při krokové terapii (Doucet, Lam, Griffin, 2012, s. 209).

4.7.2 ActiGait

ActiGait (Ottobock) je 4-kanálový zčásti implantovaný foot drop stimulátor (Berenpas et al., 2019, s. 159). Skládá se z implantátů jejichž úkolem je dráždit peroneální nerv při iniciálním kontaktu paty o zem a podporovat dorzální flexi a everzi při švihové fázi kroku. Systém reguluje externí jednotka, anténa a patní spínač. Manžeta s elektrodami je implantovaná proximálně nad bifurkaci společného peroneálního nervu a dále připojena ke stimulátoru na stehně pomocí kabelu umístěných v podkoží. Externí řídicí jednotka odesílá data do přijímače přes anténu. Terapeut nastavuje parametry v počítači a grafickém softwaru, který je připojen k externí řídicí jednotce bezdrátovým připojením (Bucklitsch et al., 2019, s. 237). ActiGait nepůsobí během midstance a push off fáze kroku (Berenpas et al., 2019, s. 159).

4.7.3 NESS L300 PLUS

MFES (multi-channel), vícekanálová FES (NESS L300 PLUS) dodává svalům postižené končetiny elektrické impulzy, aby podpořila dorzální flexi v hleznu v kombinaci s flexí nebo extenzí v koleni během chůze. Přístroj se skládá ze dvou manžet, uložených proximálně a distálně na DK, patního spínače a bezdrátové kontrolní jednotky pomocí které se aktivuje systém radiofrekvenčními vlnami. V každé manžetě jsou zabudovány elektrody a stimulátor. Distální manžeta se nachází nad n. peroneus communis a m. tibialis anterior a vyvolává dorzi-flexi v hlezenním kloubu. Proximální manžeta je umístěna nad m. vastus medialis za účelem extenze ve stojné fázi nebo přes m. biceps femoris brevis pro podporu flexe před švihovou fází, nebo pro stabilizaci kolene či kyčle při stojné fázi kroku. Tyto svalové skupiny mohou však být stimulovány v jakékoliv fázi chůze. Peroneální stimulace se zahajuje odlepením paty stojné končetiny od podložky v terminální fázi a končí kontaktem paty v iniciální fázi krokového cyklu (Bloemendaal et al., 2016, s. 4).

4.7.4 WalkAide, NESS L300, ODFS

Na trhu existují mnohé neurostimulátory s trochu odlišnými technickými parametry. Systém WalkAide, Bioness NESS L300 a Odstock dropped foot stimulator (ODFS) systém představují typické příklady komerčních transkutánních neurostimulátorů stimulujících m. tibialis anterior do dorzální flexe v hleznu během aktivní chůze (Doucet, Lam, Griffin, 2012, s. 209, Takeda, Tanino, Miyasaka, 2017, s. 209). K nejvíce užívanému zařízení patří jednokanálový WalkAide (Innovative Neurotronics) se dvěma externími elektrodami a řídicí jednotkou připevněnou manžetou pod koleno (Schifino et al., 2021, s. 4). První z elektrod bývá uložena za hlavičku fibuly na n. peroneus communis, druhá na m. tibialis anterior (Cameron, 2010, s. 18). Na rozdíl od předchozích zmíněných FES využívá senzor náklonu, detekující změnu osy bérce, ke stimulaci peroneálního nervu. Kontrola probíhá za účasti akcelerometru a inklinometru. Inklinometr snímá změnu náklonu bérce a jakmile holeň dosáhne předem nastaveného úhlu, podráždí se svaly a vyvolají kontrakci anterolaterálních svalů bérce v průběhu švihové fáze kroku. Akcelerometr zaznamenává zvýšení rychlosti pacienta v druhé fázi kroku a tím ukončí stimulaci na konci švihové fáze. Neuroprotéza se dá individuálně přizpůsobit pro každého jedince vzhledem k jeho odlišnému stereotypu chůze a změnám úhlu osy holeně (Schifino et al., 2021, s. 4-5).

5 Diskuze

První část diskuze srovnává FES a AFO u pacientů s foot drop syndromem. Pacienti s přepadávající špičkou v rámci kombinované léčby často využívají AFO (v lehčích případech stačí peroneální páska) společně s FES. Ortéza bývá používána i samostatně (Bucklitsch et al., 2019, s. 236). Účinek FES se také zvyšuje aplikací botulotoxinu do spastických svalů DK (Novotná, Jeníček, 2019, s. 397). Mechanismy účinku připisované FES jako aktivní protéze kombinují volní svalovou kontrakci se stimulací nižších motoneuronů vedoucí k neuroplastickým procesům, opakovaným svalovým kontrakcím zvyšujícím počet mikrokapilár, změně typu svalového vlákna a posílení synapsí. Efekt se nejvíce projeví při zvýšené volní kontrakci u oslabených dorzálních flexorů a svalů vykonávajících everzi kotníku. Naproti tomu pasivní zařízení AFO maskuje abnormální svalovou aktivaci spojenou s foot drop. Zatímco rozsah pohybu je zachován, dochází časem, mechanismem nervosvalové plasticity ke ztrátě volní hybnosti ve zmíněných svalových skupinách. To by znamenalo, že při absenci AFO budou deficit kompenzovat jiné svalové skupiny. Z toho vyplývá, že schopnost volní kontrakce dané svalové skupiny může být zachována nebo dokonce zlepšena v období používání FES ve srovnání s AFO (Pren-ton et al., 2018, s. 136).

Stav po CMP může doprovázet nedostatečné zapojení pánevních stabilizátorů. Aktivace abduktorů kyčle hraje důležitou roli v udržení těla ve střední rovině během chůze (Kim et al., 2012, s. 65). Studie předpokládaly, že obnovením svalové síly m. gluteus medius pomocí FES se podpoří dynamická stabilita během chůze a aktivací m. tibialis anterior se zvýší korigovaná dorzální flexe ve švihové fázi a sníží se energetický výdej při chůzi (Cho et al., 2015, s. 74, Kim et al., 2012, s. 67). Přeúčení asymetrie chůze je považováno za zásadní cíl ve funkčním tréninku u hemiparetických pacientů (Kim et al., 2012, s. 65).

Mnoho pacientů s hemiparézou vykazují poruchy chůze často v důsledku dysfunkce kolene (Chantraine et al., 2016, s. 209). Další oblast diskuze je věnována kolenu s omezenou flexí během švihové fáze chůze. FES hamstringů a dalších svalů představuje vhodnou léčbu bez ohledu na příčinu. Studie zabývající se jen stimulací hamstringů jsou vzácné, většina výzkumů stimulovala 2 nebo více svalových skupin za účelem zvýšit pohyblivost kolene (Tenniglo et al., 2018, s. 719-720). Častý problém představuje genu recurvatum spojené se slabostí hamstringů, ale může také vznikat při špatném načasování v zapojení svalů, které vede v rané stojné fázi k selhání flexe kolene a tlačení tibie dozadu (Chantraine et al., 2016, s. 209, Springer et al., 2012, s. 1). Výzkumy vyzkoušely různé přístupy v závislosti na příčině genu recurvatum.

5.1 Porovnání FES s využitím AFO

Metaanalýza z roku 2018 vychází ze 6 randomizovaných kontrolovaných studií, zabývajících se porovnáváním přímých účinků různých druhů peroneálních FES a AFO během chůze (Prenton et al., 2018, s. 131). Stručný přehled jednotlivých studií je uveden viz příloha 5 (s. 63).

Některé vybrané studie používaly upravené AFO pro každého jednotlivce při jeho zařazení do studie (Everaert et al., 2013, s. 580-581, Kluding et al., 2013, s. 1661, Sheffler et al., 2013, s. 3). Kottink et al. využívali různé druhy AFO a Salisbury et al. aplikovali standartní AFO, vhodné pro akutní a subakutní stádia onemocnění (Kottink et al., 2008, s. 439, Salisbury et al., 2013, s. 33). Morone et al., Everaert et al., Salisbury et al., a Sheffler et al. přijali účastníky, kteří ještě neměli zkušenosti s AFO. Zatímco ostatní studie zapojily současné uživatele AFO (Everaert et al., 2013, s. 580, Kluding et al., 2013, s. 1661, Sheffler et al., 2013, s. 3, Kottink et al., 2008, s. 439, Salisbury et al., 2013, s. 33, Morone et al., 2012, s. 2).

Kottink et al. ve své studii použil implantovaný peroneální dvoukanálový stimulátor u 24 chronicky nemocných osob po dobu 6 měsíců. FES podpořila činnost m. tibialis anterior i jeho antagonistu m. gastrocnemius při flexi i extenzi v kolenním kloubu. Zapojení m. gastrocnemius bylo neočekávané, jelikož sval nebyl přímo stimulován. Zvýšená volní kontrakce m. tibialis anterior a m. gastrocnemius signalizovala, že došlo do určité míry k neuroplastickým změnám v mozku. Aktivita m. tibialis anterior byla zřetelnější při flektovaném kolenu v porovnání s extendovaným kolenem u uživatelů obou zařízení. Jestliže je kyčel a koleno ohnuté, je pro pacienty snazší provést dorzální flexi v hleznu. Tento typický vzor lze vysvětlit svalovými synergiemi při flexi a je často pozorován u pacientů po CMP. Rozdíl mezi skupinami s AFO a FES byl podstatný při extendovaném kolenu po 26 týdnech používání (Kottink et al., 2008, s. 439-446).

Změna rychlosti chůze se často používá k ozřejmění, zda po použití FES došlo k terapeutickému účinku. FES má dva rozdílné účinky, které může terapeut hodnotit. Ortotický efekt vzniká jen při zapnutí FES a chová se jako ortéza. Terapeutický efekt přetrvává i po odpojení FES za předpokladu dlouhodobé a pravidelné aplikace zařízení (Kafri, Laufer, 2015, s. 452). Zrychlení chůze je často považováno za cenný výsledek, nemusí to ale nutně souviset se zlepšenou kvalitou chůze a se sníženým energetickým výdejem (Bulley et al, 2021, s. 10). Průměrný nárůst o 0,18m/s našli Robbins et al. v systematickém přehledu, kde zkoumali subjekty v subakutním stádiu povrchovou FES a zjistili značně velké terapeutické účinky (Robbins et al., 2006, s. 858). Nicméně ve studii z roku 2008 nebyla zaznamenána vyšší rychlost chůze. Byl

objeven vztah mezi maximální aktivitou m. tibialis anterior a rychlostí chůze. Nízká korelace mezi nalezenými výsledky však vyvrátila možnou souvislost. I když zvýšená schopnost volní kontrakce nevedla ke zlepšení rychlosti chůze, vyšší zvedání nohy poskytovalo pacientům větší důvěru ve své schopnosti chůze bez klopýtnutí (Kottink et al., 2008, s. 447). Kluding et al. testovali největší počet pacientů (197 osob) v chronické fázi po CMP. Jedna skupina používala neurostimulátor NESS L300 po 30 týdnů a druhá užívala AFO ve stejném časovém rozmezí. V obou skupinách došlo k významnému, ale srovnatelnému zrychlení chůze (Kluding et al., 2013, s. 1667). Výraznější zlepšení rychlosti chůze a lokomoce bylo zaznamenáno u 20 lidí v subakutním stádiu, kteří trénovali 40 minut 5x týdně s WalkAide. Je to jedna z mála studií zabývajících se pacienty v subakutním stádiu (Morone et al., 2012, s. 2-3). Studie Everaerta et al. trvající 12 týdnů se zúčastnilo 93 chronických pacientů. U WalkAide i AFO byly zjištěny důležité ortotické, terapeutické a kombinované účinky v rámci rychlosti chůze. Pozitivní terapeutické ovlivnění rychlosti chůze se prokázalo u pacientů po používání WalkAide, u AFO uživatelů se naopak více projevil ortotický účinek, rozdíly byly však nepatrné (Everaert et al., 2013, s. 590).

Salisbury et al. zařadili do své studie pouze 16 pacientů (4 měsíce po vzniku CMP). Skupiny trénovaly chůzi 20 minut 5 dní v týdnu pomocí jednokanálové ODFS a AFO. Nebyly zdokumentovány žádné statisticky významné rozdíly mezi skupinami. Terapeuti uvedli ortotické i terapeutické účinky, navzdory tomu nebyla sdílena žádná konkrétní data, a proto jejich výsledky nemohly být zahrnuty do metaanalýzy. Zajímavým zjištěním byla kratší průměrná délka pobytu v intervenční skupině (80 dnů) ve srovnání se 121,5 dny v kontrolní skupině. Tato studie prokázala, že je bezpečné používat FES v subakutní fázi rekonvalescence po CMP. Výzkum zdůraznil vlivný potenciál FES na neuroplasticitu v rané fázi nemoci, tyto názory vyžadují další zkoumání. Malý vzorek testovaných bránil vytvoření relevantního závěru (Salisbury et al., 2013, s. 33-39). Sheffler et al. porovnávali terapeutický efekt ODSF u 110 nemocných, kteří měli déle jak 12 týdnů od vzniku CMP. Léčba probíhala 12 týdnů a poté se pacienti sledovali dalších 6 měsíců po léčbě. Nebyl nalezen důkaz o obnovení motoriky na DK, ale u FES i AFO se zaznamenalo zlepšení funkční mobility a kvality života v době, kdy probíhala terapie a změny přetrvávaly i 6 měsíců od ukončení léčby (Sheffler et al., 2013, s. 3-7). Ve studii Kludinga et al. se také do velké míry ovlivnila funkční mobilita DK, stabilita a výdrž pacientů bez velkého rozdílu mezi skupinami (Kluding et al., 2013, s. 1662). Na rozdíl od dvou předchozích výzkumů Morone et al. poukázal na větší vliv FES na funkční mobilitu a svalovou sílu. Podobné pozitivní změny mezi skupinami byly zpozorovány v ADL a ve spasticitě (Morone et al., 2012,

s. 3). Dvě studie sledovaly nárůst počtu kroků za den u každé skupiny. Kluding et al. zaznamenali u AFO uživatelů nárůst 1 891 kroků/den 6. týden, 2 069 kroků/den 30. týden. U FES skupiny 2 092 kroků/den 6. týden, 2 369 kroků/den 30. týden (Kluding et al., 2013, s. 1663). Výsledky druhé studie nebyly použity pro nedostatečné zdokumentování (Sheffler et al., 2013, s. 8). Co se týče mechanismu účinku, pouze jedna studie seskupila EMG data a ozřejmila podpoření aktivity m. tibialis anterior pomocí FES (Kottink et al., 2008, s. 442).

Ve studii z roku 2012 terapeuti porovnávali účinky povrchové FES (NESS L300) a AFO při vyhýbání se překážkám. Pacienti během chůze po pásu překonávali náhodně upuštěné předměty před paretickou končetinou a jejich úkolem bylo zkrátit nebo prodloužit krok tak, aby se objektu úspěšně vyhnuli. Pokud došlo ke kontaktování překážky, úkroku do strany, nebo ztrátě stability, hodnotilo se to jako neúspěch (Swigchem et al., 2012, s. 400-402). Na stejném principu pracoval jiný výzkum, kde testující srovnávali účinky implantované čtyřkanálové FES (ActiGait) a AFO (Berenpas et al., 2019, s. 157). Oba výzkumy pracovaly se skoro identickým menším počtem pacientů v chronickém stádiu, kteří pravidelně používali AFO. Aby si účastníci navykli na FES, bylo jim zařízení zpočátku indikováno v menších dávkách a postupně se navyšoval čas (Berenpas et al., 2019, s. 157-158, Swigchem et al., 2012, s. 400-402). V případové studii z roku 2012 používali pacienti NESS L300 první dva týdny 6 hodin denně a dalších 8 týdnů již po celý den (Swigchem et al., 2012, s. 400-401). V novějším výzkumu se v prvním týdnu testoval ActiGait 60 minut denně a po třech týdnech terapie minimálně 6 hodin denně. Pacienti vykazovali širokou škálu individuálních rozdílů v úspěšnosti mezi implantovanou FES a AFO. Po 26 týdnech od začátku terapie se odlišnosti mezi zařízeními pohybovaly od 29 % do 85 %. Nemocní se závažnějším motorickým postižením paretické DK profitovali více z FES v rámci funkčního zapojení DK. Rovnováha, míra spasticity plantárních flexorů a přirozená rychlost chůze se mezi FES a AFO výrazně nelišila. Účastníci s ActiGait prokázali vyšší úspěšnost (o 4,7 %) oproti AFO uživatelům při vyhýbání se objektům (Berenpas et al., 2019, s. 158-161). Ke stejnému výsledku došla 12měsíční randomizovaná studie při hledání účinků Walkaide a AFO u chronických pacientů. Ovšem rozdíly se týkaly především rychlosti chůze. I po 12 měsících měly FES a AFO pozitivní ekvivalentní účinky v rychlosti chůze (Bethoux et al., 2015, s. 920). Dostupné výsledky studie Swigchema et al. poukázaly na vyšší úspěšnost chůze pomocí NESS L300 (o 7,9 %), zvláště u lidí s oslabenou dorzální flexí. Současně byla zjištěna lepší schopnost vyhýbat se překážkám a zlepšení rovnováhy při chůzi (Swigchem et al., 2012, s. 402-405).

Výzkumy jsou často zaměřené pouze na povrchové FES systémy. Implantovaná zařízení přímo stimulují společný peroneální nerv s větší časoprostorovou přesností. O tento fakt se Berenpas et al. opírali a zvolili invazivnější metodu. Nicméně výsledná terapie pomocí implantovaného zařízení byla o 3,2 % nižší a nepřesáhla účinek povrchové FES (7,9 %). Zatím se neprokázala vyšší účinnost implantované FES oproti povrchové FES, alespoň co se týče vyhýbání se objektům (Berenpas et al., 2019, s. 158-161). Metaanalýza poprvé prokázala, že FES i AFO měla po 4-6 týdnech používání pozitivní terapeutické účinky v rámci rychlosti chůze a zlepšení přetrvávalo až 12 měsíců po dokončení studie. Výzkumy však neposkytovaly měření potřebné k pochopení mechanismů, kterými AFO a FES dosahovaly vyšší rychlosti. Existují názory, že FES nikoliv AFO vede ke kvalitnější volní kontrakci svalu, ačkoliv obě zařízení vykazují skoro stejný efekt v kinematickém vzorci chůze. Jedno z možných vysvětlení je, že náprava foot drop pomocí kterékoliv metody je možná skrze delší terapii chůze, což usnadňuje opakování specifického úkolu a je široce vnímáno jako terapeutické zlepšení (Prenton et al., 2018, s. 137). Studie vysvětlují účinky FES stimulací peroneálního nervu vedoucí k aktivní dorzální flexi kotníku a k posilování svalů. Peroneální nervová stimulace může na vysoké úrovni způsobit flexi kyčle a kolene, což snižuje spasticitu. Všechny tyto faktory mohou vést ke globálnímu zlepšení chůze s nižšími nároky na energii. AFO se nasazuje snadněji než FES a uživatelé mají možnost si ji nechat vyrobit na míru, nevýhodou je její pasivní korigování foot drop, které brání aktivnímu pohybu v hleznu (Morone et al., 2012, s. 4). Uživatelé při hodnocení FES ocenili zlepšení stability, zvýšení jistoty a dosažené vzdálenosti, snížení únavy a strachu z pádu. U AFO nemocní poukázali na nepříjemnou rigidnost zařízení. Většina pacientů by upřednostnila FES před AFO, protože chůzi s FES vnímali jako přirozenější (Kafri, Laufer, 2015, s. 464). Výzkumy shledaly FES v některých parametrech úspěšnější než u AFO a naznačily, že dlouhodobá terapie pomocí FES a AFO může vést k dalšímu zlepšení charakteristiky chůze (Berenpas et al., 2019, s. 161, Bethoux et al., 2015, s. 920, Swigchem et al., 2012, s. 405). Metaanalýza naopak došla k závěru, že navzdory různým účinkům FES a AFO na volní svalovou aktivitu, důkazy v kinematickém měření svědčí o stejném terapeutickém působení, ať už jsou účinky pozitivní, negativní, zanedbatelné nebo nejasné (Prenton et al., 2018, s. 137).

V současné době stále není dostatek analýz zkoumajících dlouhodobé účinky FES v kombinaci s AFO a ani dostatečné množství přímých důkazů ve prospěch peroneálních FES (Prenton et al., 2018, s. 136, Swigchem et al., 2012, s. 405). Budoucí výzkum by se měl více zaměřit na konkrétní podrobnosti o zařízení, měření a zachycovat trvalé terapeutické účinky (např. ve studii u Kludinga et al. a Shefflera et al. nebylo jasné, zda byl počet kroků měřen při

nošení zařízení nebo bez zařízení anebo kombinací obojího). Teprve poté se může v klinické praxi stavět na pevných důkazech a výrazně pokročit vpřed (Prenton, et al., 2018, s. 137).

5.2 Ovlivnění m. tibialis anterior a m. gluteus medius pomocí FES

Cílem Kima et al. bylo zjistit vliv FES aplikované pomocí povrchových elektrod na m. tibialis anterior a m. gluteus medius, za účelem zlepšit časoprostorové parametry chůze u chronických jedinců. Testovalo se 36 pacientů a terapeuti je zařadili do tří skupin: 1. chůze s FES stimulující m. gluteus medius ve stojné fázi a m. tibialis anterior ve švihové fázi, 2. chůze s FES stimulující pouze m. tibialis anterior ve švihové fázi, 3. chůze bez FES. Stimulace m. tibialis anterior byla spuštěna v počáteční švihové fázi, jakmile se pata zvedla od podložky. M. gluteus medius se naopak aktivoval ve fázi počátečního kontaktu při dopadu paty na podlahu. Účastníci šli rychlostí, kterou si sami zvolili po elektrickém chodníku analyzujícím časoprostorové parametry chůze (GAITRite). Rychlost chůze, kadence, délka kroku, fáze dvojí opory a symetrie chůze byla významně vyšší při stimulaci m. gluteus medius a m. tibialis anterior v porovnání se zbylými skupinami (Kim et al., 2012, s. 65-67). Stejných výsledků dosáhli Chung et al. s polovičním počtem testovaných po 6 týdnech terapie. Výzkum používal tentýž způsob měření a testoval pouze dvě skupiny uživatelů s FES a bez FES (Chung et al., 2014, s. 473-474).

Cho et al. také snímali parametry chůze pomocí elektrického chodníku, ale přidali navíc zařízení podporující tělesnou váhu. Pacienti s hemiparézou v pozdním stádiu byli náhodně zařazeni do tří skupin: 11 pacientům se aplikovala FES na oba zmíněné svaly, u dalších 11 osob se stimuloval jen m. tibialis anterior, a posledních 12 lidí využívalo pouze elektrický chodník. Všichni účastníci během 4 týdnů podstoupili trénink (30 minut, 5x týdně). Zrychlení chůze na 16,1 kroků/min v první skupině bylo významně vyšší než u pacientů s FES m. tibialis anterior (7,4 kroků/min) a osob bez FES (1,1 kroků/min). Délka kroku se však mezi těmito třemi skupinami příliš nelišila. Fáze jedné opory se mezi respondenty zařazených v první a třetí části nápadně odlišovala o 4,3 %, kdežto mezi druhou a třetí skupinou o pouhých 0,8 %, stejně tomu bylo i u časoprostorové asymetrie chůze. Na konci léčby účastníci s FES obou svalových skupin dosáhli zvýšené svalové síly, rychlosti, zlepšení rovnováhy, schopnosti chůze a časoprostorové asymetrie v porovnání se zbylými skupinami. Mezi 2. a 3. skupinou nebyl víceméně zaznamenán příliš velký rozdíl až na svalovou sílu m. tibialis anterior, která byla podpořena FES, zatímco kontrolní skupina neprokázala skoro žádný pokrok (Cho et al., 2015, s. 73-78). Jiný výzkum z roku 2011 zjistil výrazný nárůst až o 75,8 % ve svalové síle m. tibialis anterior a poukázal na další terapeutický zásah ve zlepšení funkce m. gluteus medius a m. tibialis anterior díky kombinaci FES a elektrického chodníku s podporou tělesné váhy (Cho et al., 2015, s. 77).

Předchozí studie zkoumaly pouze vliv FES u osob, kteří byli schopní chodit bez pomůcek. Araki et al. vybrali 14 chronických pacientů, včetně osob odkázaných na další pomocná zařízení (AFO, hole). Byl zaznamenán okamžitý účinek povrchové stimulace m. gluteus medius a m. tibialis anterior. FES prodloužila délku kroku, zrychlila chůzi, zvětšila rozsah v hlezenním kloubu a podpořila stabilitu. U kadence a rozsahu pohybu v postiženém kyčelním a kolenním kloubu nebyla zjištěna výrazná změna. Stimulací m. gluteus medius se podpořila laterální stabilita postiženého kyčelního kloubu, což vysvětluje delší krok a rychlejší chůzi. Konečné výsledky poukázaly na synergický efekt FES s pomocnými pomůckami. Studie ověřila časný účinek FES, ovšem neanalyzovala dlouhodobý vliv stimulace. Heterogenita použitých zařízení podporujících chůzi ztěžovala rozlišení účinků FES, AFO a hole (Araki et al., 2020, s. 1-7).

Studie představily nový způsob aplikace FES, jelikož předchozí výzkumy se spíše věnovaly jen aktivaci dorzálních flexorů hlezna (Kim et al., 2012, s. 67). Terapeuti stimulovali abduktory kyčle za účelem podpořit symetrii chůze a stejně tak bránit poklesu chodidla během švihové fáze (Chung et al., 2014, s.471). Výsledky označily kombinovanou terapii FES m. tibialis anterior a m. gluteus medius za prospěšnou a použitelnou v klinickém prostředí u chronických jedinců s hemiparézou (Araki et al., 2020, s. 5, Cho et al., 2015, s. 78, Chung et al., 2014, s. 474, Kim et al., 2012, s. 67). FES více svalových skupin spolu s pomocnými zařízeními může více zkvalitnit a usnadnit motorické učení během rehabilitace chůze (Araki et al., 2020, s. 2, Cho et al., 2015, s. 78). Průzkumy se nezabývaly biomechanickými změnami, v budoucnu by se měly zaměřit na to, zda jsou účinky FES zachovány a jak dlouho přetrvávají (Kim et al., 2012, s. 67).

5.3 Vliv FES kolene s omezenou flexí

Tenniglo et al. se pokusili u chronických pacientů stimulovat hamstringy pomocí ODSF za účelem zlepšit kinematiku kolene během švihové fáze chůze po dobu 5 týdnů (Tenniglo et al., 2018, s. 719-720). Na základě zjištění Hanlona a Andersona, kteří našli pozitivní souvislost mezi rychlostí chůze a kinematikou kolene, měla studie ještě za cíl prozkoumat rychlost chůze s FES (Hanlon, Anderson, 2006, s. 282). Výsledky výzkumu svědčily o podstatném zvýšení rychlosti chůze a flexe v koleni při FES hamstringů. Nicméně nebyla nalezena významná korelace mezi změnou rychlosti chůze a kinematikou kolene. Hedel, Tomasis a Müller zaznamenali zrychlení chůze u zdravých jedinců o 0,9-1,0 m/s, které vedlo ke zvýšení flexe o 1-2° (Tenniglo et al., 2018, s. 722). Tilson et al. došli k závěru, že smysluplné zlepšení rychlosti chůze v subakutním stádiu je o 0,16 m/s, zatímco Perera et al. uvedli, že změna o 0,11 m/s je již klinicky významný rozdíl (Tilson et al., 2010, s. 200, Perera et al., 2006, s. 746). Zda je

zrychlení chůze o 0,11 m/s pro nemocné užitečné je diskutabilní. Neexistuje jednotný názor na velikost minima v souvislosti se zvýšením rychlosti.

I přesto, že se zaznamenaly pozitivní hodnoty při stimulaci svalů, byli zde pacienti, na kterých nebyl zpozorován žádný nebo jen minimální účinek. Soběstačnější pacienti s nízkou spasticitou m. rectus femoris, kteří chodili bez AFO či jiných pomůcek dosáhli nejlepších výsledků co se týče flexe v koleni. Toho nemocní se závažnějšími neurologickými následky nebyli na takové úrovni schopni. Efekt stimulace hamstringů se dal předvídat již během první terapie. U účastníků s velkou a okamžitou odpovědí se objevila značná odezva po 5 týdnech tréninku, naopak u testovaných s malou okamžitou reakcí byla odezva po ukončení terapie nízká. Tenniglo et al. je první výzkum, který zkoumal efekt FES pouze na jednom svalu. Výsledky této studie proto mohou být srovnány jenom s výsledky studií stimulujících 2 a více svalů (Tenniglo et al., 2018, s. 719-723).

Jedna studie stimulovala povrchovými elektrodami dorzální a plantární flexory hlezna, avšak bez výrazně zlepšené flexe v koleni (Kesar et al., 2009, s. 3826). Mann et al. po 36 týdnech zjišťovali účinek FES (Compustim 10B: dvoukanálový stimulátor řízený patním spínačem) hamstringů a peroneálního nervu (ODFS). Z 6 účastníků jeden vykázal podstatné zvýšení rozsahu kolene a třem nemocným se zlepšil zdravotní stav (nespecifikováno) následkem pozitivního ovlivnění flexe kolene (Mann et al., 2000, s. 452-455). Daly et al. používali ke stimulaci intramuskulární elektrody aplikované do hamstringů, m. tibialis anterior, m. peroneus longus et brevis v kombinaci s 3měsíční terapií sestávající z elektrického chodníku s podporou tělesné hmotnosti spolu se silovým a koordinačním tréninkem u chronických pacientů. Skupina s FES dosáhla o 10° větší flexe ve srovnání s nestimulovanou skupinou (Daly et al., 2004, s. 807-818).

Tenniglo et al. prokázali zlepšenou kinematiku kolene pomocí FES hamstringů, avšak u FES více svalů se dosáhlo mnohem větších hodnot. Stimulace hamstringů by tedy mohla být považována za spíše pomocnou metodu než terapeutickou. Nevýhodou stimulace 2 a více svalů je načasování stimulace, jelikož správné načasování svalové kontrakce se může lišit mezi svaly. Adekvátní timing FES jednoho svalů je jednodušší a v praxi lépe proveditelný (Tenniglo et al., 2018, s. 720). Celkové srovnání studií je obtížné, protože metodologie zmíněných výzkumů v léčbě omezené hybnosti kolene je různorodá.

5.4 Efekt FES v terapii genu recurvatum

Předmětem výzkumu Chantrina et al. byla pouze jedna osoba po CMP v chronickém stádiu. Pacient obdržel ActiGait a její účinky terapeuti snímali 12 měsíců. Studie se opírala o hypotézu sestávající ze špatné aktivace svalů v časné fázi stoje, vedoucí k nedostatečné flexi

kolene, posunutí tibie dozadu a vzniku genu recurvatum. Cílem bylo prodloužit stimulaci dorzálních flexorů ze švihové fáze do fáze počátečního kontaktu a fáze zatížení. Došlo ke zlepšení rozsahu pohybu v kotníku, k předsunutí tibie a ke zvětšení flexe v koleni. Kvůli značné pasivitě kolenního kloubu mělo koleno stále tendenci k hyperextenzi i po zahájení FES. Zlepšila se symetrie, rychlost a vzdálenost chůze, délka kroku paretické a zdravé DK. Hodnoty překročily terapeuticky významné minimum, respektive parametry pro smysluplnou změnu. Po vypnutí zařízení účinek nepřetržoval a došlo ke zhoršení parametrů. Toto je první studie, která podala zprávu o rozšířené stimulaci dorzálních flexorů až do fáze zatížení. Většina předchozích studií byla zaměřena na korekci foot drop pouze během švihové fáze chůze (Chantraine et al., 2016, s. 209-215). Naopak Santos et al. při použití ActiGait upozorovali korigovanou hyperextenzi kolene u osoby v chronickém stádiu (Santos et al., 2021, s. 1).

Springer et al. se na rozdíl od Chantraine et al. zaměřili na 45 pacientů s genu recurvatum způsobené slabostí hamstringů. Autoři použili NESS L300 PLUS pro stimulaci m. peroneus longus et brevis, m. tibialis anterior, m. extensor hallucis longus, m. extensor digitorum a m. quadriceps femoris nebo hamstringů v závislosti na dysfunkci, která nejvíce ovlivňovala chůzi. Výsledky studie naznačily, že každodenní dlouhodobé používání FES mělo pozitivní vliv na výkonnost chůze oproti samotné peroneální stimulaci nebo bez žádného zařízení. Přestože to byly rozdíly relativně malé, předchozí výsledky výzkumů prokázaly důležitost i těchto malých zlepšení. Po 6 týdnech došlo i k poklesu asymetrie chůze u vícekanálové stimulace (Springer et al., 2012, s. 1-7). Že se optimální ortotický efekt FES prokázal až po adaptačním období, potvrdila také studie z roku 2006 (Perera et al., 2006, s. 748). Vzhledem k tomu, že rychlost chůze korelovala s flexí kolene během švihové fáze, je možné, že zrychlení bylo následkem zlepšené flexe v koleni. Stimulace hamstringů a m. quadriceps femoris v průběhu stejné fáze poskytla pacientovi větší jistotu při přenosu váhy na hemiparetickou DK, to způsobilo symetričtější chůzi (Springer et al., 2012, s. 6).

Existuje vztah mezi extensory a flexory paretické DK a výkonností chůze. Na základě toho může terapeut nastavit parametry FES individuálně pro každého pacienta a řešit tak variabilitu deficitů. Například m. quadriceps femoris může být stimulován v terminální švihové fázi a kompenzovat tak nedostatečnou extenzi kolene, popř. ve střední stejné fázi, aby byla zajištěna větší jistota při přenosu váhy na hemiparetickou končetinu. Stimulací hamstringů ve fázi středního stoje až po počáteční švihovou fázi se sníží hyperextenze kolene. Metoda Chantraine et al. dosáhla s jedním neurostimulátorem menších výsledků bez nutnosti koordinovat více parametrů (Chantraine et al., 2016, s. 214). Závěrem dvoukanálová FES více zlepšila výkonnost chůze

pacienta než samotná peroneální stimulace (Springer et al., 2012, s. 1-7). Alternativní metodu v léčbě genu recurvatum může představovat FES v kombinaci s AFO za účelem správného načasování dorzální flexe v hleznu (Chantraine et al., 2016, s. 209).

5.5 Aplikace do fyzioterapeutické praxe

FES má v různých zemích rozdílné zastoupení v rehabilitaci a bývá užívána při tréninku krokového cyklu na páse, v sestavě s posilovacím cvičením nebo jako pomocné zařízení během chůze (Novotná et al., 2019, s. 623-624). V klinické rehabilitaci se FES může kombinovat s dalšími terapeutickými metodami a tím se podpoří efekt stimulace (Bucklitsch et al., 2019, s. 236). Fyzioterapeuti převážně stimulují n. peroneus, dále pak flexory a extensory kolene nebo abduktory kyčle. K nejčastěji využívaným a komerčně dostupným povrchovým FES přístrojům na českém trhu patří WalkAide a Ness L300. Tyto FES je možné aplikovat ambulantně i v domácím prostředí. Zařízení s implantovanými elektrodami se zatím v běžné klinické praxi příliš nevyužívají (Novotná, Jeníček, 2019, s. 397).

FES se aplikuje v různém stádiu onemocnění. Použití FES v rané fázi po CMP může pozitivně ovlivnit asymetrii chůze zvýšením neuroplasticity a předcházením sekundárních změn a vzniku patologických kompenzačních strategií, které nastávají v chronickém stádiu, přesto se většina výzkumů provádí u pacientů až v pokročilé fázi onemocnění, kdy se již těžko napravují zafixované pohybové stereotypy. Výraznějšího zlepšení se dosáhlo u osob v subakutním stádiu ve srovnání s chronickými pacienty (Bloemendaal et al., 2016, s. 2). Tento nedostatek výzkumů může souviset se složitou aplikací FES během rané fáze onemocnění nebo s obtížným posuzováním dopadu FES. Využití FES v časně fázi po CMP se nedoporučuje lidem se zvýšeným rizikem pádu (Salisbury et al., 2013, s. 32-38).

FES své využití našla i na HK u pacientů po CMP, avšak v menším měřítku v porovnání s DK. Vzhledem k rozmanitějším funkčním pohybům je stimulace daleko složitější. FES v rehabilitaci pozitivně ovlivňuje dosahové a úchopové funkce HK, stabilizuje zápěstí, napomáhá extenzi v lokti, zvyšuje pohyblivost v rameni a brání subluxaci ramenního kloubu (Hara et al., 2009, s. 297, Sun et al., 2018, s. 2). Obvykle se v terapii aplikuje vícekanálový Microstim, Bioness H200, STIWELL med4, FESS UPP nebo atraktivní alternativa ve formě rukavice BIONIC (Mann, Taylor, Lane, 2011, s. 775, Sun et al., 2018, s. 2).

Obnova motorických funkcí a neuroplastických procesů se odvíjí od počtu opakování vykonávaného pohybu nebo jeho obtížnosti (nejvíce možné dosažené rychlosti a rozsahu pohybu), četné frekvence stimulace, specifčnosti pohybu a vlastní motivace nemocného (Gál, Hoskocová, Jech, 2015, s. 117, Meimoun et al., 2015, s. 135). Potřebný průměrný počet

opakování pohybu DK vedoucí k pozitivním změnám je minimálně 60 opakování při jedné terapii. V porovnání s HK je číslo opakování až 400 - 500x menší (Kimberley et al., 2010, s. 851). Aby byl účinek terapie FES dlouhodobý je třeba schopnosti predikce, plánování a vnímání pohybu DK (Gandolla et al., 2016, s. 11).

5.6 Limity FES

Analyzované studie jsou velice limitované vzhledem k časté rozdílné délce a intenzitě terapie, hůře se proto stanovují závěry. Z pohledu metodologie představuje problém nízký počet testovaných a nedostačující zaslepení většiny výzkumů, ať už to zahrnuje rehabilitační pracovníky nebo pacienty. Zaslepení je nereálné, jelikož nelze dostatečně skrýt subjektivní vjem stimulace a následný viditelný pohyb v daném segmentu. Některé případové studie obsahují alespoň částečné zaslepení u nemocných a vyšetřujících, kdy obě skupiny při první prohlídce neznají rozdělení do skupin nebo terapeuti při výstupním zhodnocení nejsou informováni o začlenění pacienta do skupiny (Novotná et al., 2019, s. 624).

Někteří respondenti kritizovali design a zátěž související s jejich povrchovou FES a také další negativní známky nošení, jako je podráždění a zarudnutí kůže z dlouhodobé aplikace elektrod, zhoršení stavu elektrod v průběhu terapie a rychlý nástup svalové únavy při nesprávném nastavení parametrů. Ve snaze vyřešit výše uvedená omezení byly vyvinuty implantované FES. Nicméně i u pokročilejších druhů FES se mohou vyskytnout nežádoucí účinky včetně drobných ran spojených s infekcí, opožděného hojení po invazivním zákroku, hematomu, krvácení a neurodermatitidy. U většiny uživatelů převážily výhody stimulace nad nevýhodami (Bulley et al., 2021, s. 5, Novotná, Jeníček, 2019, s. 398, Swigchem et al., 2012, s. 403).

I přesto, že se vědecky potvrzuje účinnost FES, její rozvoj a zařazení do běžné fyzioterapeutické praxe je variabilní. FES není dostupná v každém klinickém prostředí a ani není součástí všech fyzikálně-terapeutických programů. To může být způsobeno mimo jiné i nedostatkem zdrojů a financí, jelikož přístroj je nákladný a většinou není dotován zdravotní pojišťovnou, chyběním konkrétních pokynů o poskytování FES, nedostatečným vzděláním a sebevědomím terapeuta (Auchstaetter et al., 2016, s. 999, Prenton et al., 2018, s. 137).

Závěr

FES představuje médium, kterým se výzkumníci snaží najít způsob, jak obnovit pohyb a zlepšit kvalitu života pacienta. FES kladně ovlivňuje kvantitativní i kvalitativní parametry chůze u pacientů po CMP. Neurostimulátor zvyšuje svalovou sílu, výkon a rozsah pohybu na DK, snižuje atrofii, spasticitu a potlačuje bolest, dále přeučuje nábor motorických jednotek ke správnému načasování zapojení svalů pro podporu fyziologické chůze. Zařízení se podílí na snížení energetického výdeje, pozitivně ovlivňuje rychlost, stabilitu, koordinaci a funkční mobilitu při chůzi. Obnovení symetrie chůze lze motorickým přeučením a zvýšením neuroplasticity mozku, pro kterou je nezbytný vysoce intenzivní, opakovaný a úkolově specifický trénink v časně fázi po CMP. Na základě dostupných důkazů je stále sporné, zda lze obnovit motorické funkce tréninkem bez přímého vlivu spontánní neurologické úpravy.

Studie převážně věnují pozornost FES m. tibialis anterior u pacientů s foot drop syndromem a stimulace jiných svalových skupin, např. hamstringů nebo m. gluteus medius je opomíjena. Výzkumy se zaměřují spíše na chronicky nemocné pacienty, zatímco účinky FES v subakutním stádiu nejsou dostatečně prozkoumány. Dostupné zdroje podaly informace o podstatném zlepšení stavu pacienta v rané fázi onemocnění. Proto by bylo vhodné se více zaměřit na testování u nemocných v subakutním stádiu, usnadnit průběh zotavování a významněji ovlivnit funkční deficit. Brzy po zavedení jednobáňové FES jako prevence foot drop, začali výzkumníci používat FES na jiné svalové skupiny než dorzální flexory nohy, nejčastěji na hamstringy a čtyřhlavý stehenní sval. I když byly prokázány výhody vícebáňové FES, stále se upřednostňuje testování pomocí povrchové a jednobáňové FES. Je důležité, aby se výzkum zahrnující vícebáňovou stimulaci zaměřil především na hodnocení léčebných účinků u pacientů v počátečním stádiu nemoci nebo u lidí s těžkým motorickým postižením, kteří nejsou schopni chodit. Problematika se týká i malého množství české i zahraniční literatury, častých neúplných studií neposkytujících relevantní výsledky, složité porovnávání mezi jednotlivými výzkumy pro odlišné postupy a nevyužitý vysoký potenciál FES, na což mimo jiné poukazuje sběr dat o úspěšnosti implantované a vícebáňové stimulaci DK i u paraplegiků v terapii chůze.

Významným předpokladem pro požadovaný účinek FES je schopnost chůze, udržení nulového postavení v hleznu a optimální zachování kognitivních funkcí v obsluze zařízení. Efekt FES je srovnatelný s účinkem invazivnějších terapeutických metod jako je botulotoxin nebo operace měkkých tkání a umožňuje terapii v každodenní klinické praxi. Obecně lze tedy říct, že FES představuje možnou terapii k zajištění kvality chůze, avšak není to řešení pro

všechny pacienty. Je třeba individuálního přístupu a posouzení efektu u daného jednotlivce. Možnosti FES se v rámci neurorehabilitace neustále vyvíjí.

FES prochází vývojem již několik desetiletí a posledních 20 let navzdory rostoucím vědecky potvrzeným důkazům je používání stimulace stále proměnlivé. Jednou z hlavních příčin jsou vysoké náklady zařízení a nedostatečné vzdělání a sebevědomí terapeuta, což poukazuje na důležitost praktické zkušenosti a porozumění FES. Proto je vhodné, aby fyzioterapeuti získávali více příležitostí k osvojení si potřebných znalostí o FES prostřednictvím specializačních kurzů a nevyhýbali se této metodě v klinické praxi. Dále je třeba rozvoj cenově dostupných FES na trhu.

6 Referenční seznam

AMBROSINI, E., PARATI, M., PERI, E., DE MARCHIS, C., NAVA, C., PEDROCCHI, A., FERRIERO, G., FERRANTE, S. 2020. Changes in leg cycling muscle synergies after training augmented by functional electrical stimulation subacute stroke survivors: a pilot study. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* [online]. 17(35), 1-14, [cit. 2022-04-02]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi: 10.1186/s12984-020-00662-w.

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. *American physical therapy association* [online]. 96(7), 995-1005, [cit. 2022-03-26]. ISSN 1538-6724. Dostupné z: doi: 10.2522/ptj.20150464.

ARAKI, S., KAWADA, M., MIYAZAKI, T., NAKAI, Y., TAKESHITA, Y., MATSUZAWA, Y., YAMAGUCHI, Y., OHWATASHI, A., TOJO, R., NAKAMURA, T., NAKATSUJI, S., KIYAMA, R. 2020. Effect of functional electrical stimulation of the gluteus medius during gait in patients following a stroke. *Biomed research international* [online]. 2020, 1-6, [cit. 2022-03-12]. ISSN 2314-614. Dostupné z: doi: 10.1155/2020/8659845.

AYYAPPA, E. 1997. Normal human locomotion, Part 1: Basic concepts and terminology. *Journal of prosthetics & orthotics* [online]. 9(1), 1-10, [cit. 2021-11-09]. ISSN 1534-6331. Dostupné z: doi: 10.1097/00008526-199700910-00004.

BERENPAS, F., GEURTS, A. C., BOER, J., SWIGCHEM, R., NOLLET, F., WEERDESTEYN, V. 2019. Surplus value of implanted peroneal functional electrical stimulation over ankle-foot orthosis for gait adaptability in people with foot drop after stroke. *Gait and posture* [online]. 71(1), 157-162, [cit. 2022-04-04]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: doi: 10.1016/j.gaitpost.2019.04.020.

BERENPAS, F., WEERDESTEYN, V., GEURTS, A. C., ALFEN, N. 2019. Long-term use of implanted peroneal functional electrical stimulation for stroke-affected gait: the effects on

muscle and motor nerve. *Journal neuroengineering rehabilitation* [online]. 16(86), 1-10, [cit. 2021-05-14]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi: 10.1186/s12984-019-0556-2.

BETHOUX, F., ROGERS, H. L., NOLAN, K. J., ABRAMS, G. M., ANNASWAMY, T., BRANDSTATER, M., BROWNE, B., BURNFIELD, J. M., FENG, W., FREED, M. J., GEIS, C., GREENBERG, J., GUDESBLATT, M., IKRAMUDDIN, F., JAYARAMAN, A., KAUTZ, S. A., LUTSEP, H. L., MADHAVAN, S., MEILAHN, J., PEASE, W. S., RAO, N., SEETHARAMA, S., SETHI, P., TURK, M. A., WALLIS, R. A., KUFTA, C. 2015. Long-term follow-up to a randomized controlled trial comparing peroneal nerve functional electrical stimulation to an ankle foot orthosis for patients with chronic stroke. *Neurorehabilitation and neural repair* [online]. 29(10), 911-922, [cit. 2022-05-10]. ISSN 1552-6844. Dostupné z: doi: 10.1177/1545968315570325.

BLOEMENDAAL, M., BUS, S. A., BOER, CH. E., NOLLET, F., GEURTS, A. C. H., BEELEN, A. 2016. Gait training assisted by multi-channel functional electrical stimulation early after stroke: study protocol for a randomized controlled trial. *Trials* [online]. 17(477), 1-8, [cit. 2022-04-04]. ISSN 1745-6215. Dostupné z: doi: 10.1186/s13063-016-1604-x.

BLOEMENDAAL, M., BUS, S. A., BOER, CH. E., NOLLET, F., GEURTS, A. C. H., BEELEN, A. 2021. Feasibility and preliminary efficacy of gait training assisted by multichannel functional electrical stimulation in early stroke rehabilitation: a pilot randomized controlled trial. *Neurorehabilitation and neural repair* [online]. 35(2), 131-141, [cit. 2022-04-22]. ISSN 1552-6844. Dostupné z: doi: 10.1177/1545968320981942.

BUCKLITSCH, J., MÜLLER, A., WEITNER, A., FILMANN, N., PATRICIU, A., BEHMANNESH, B., SEIFERT, V., MARQUARDT, G., QUICK-WELLER, J. 2019. Significant impact of implantable functional electrical stimulation on gait parameters: A kinetic analysis in foot drop patients. *World neurosurgery* [online]. 127(1), 236-241, [cit. 2022-03-08]. ISSN 1878-8750. Dostupné z: doi: 10.1016/j.wneu.2019.03.064.

BULLEY, C., MEAGHER, C., STREET, T., ADONIS, A., PEACE, C., SINGLETON, C., BURRIDGE, J. 2021. Development of clinical guidelines for service provision of functional electrical stimulation to support walking: mixed method exploration of stakeholder views. *BMC*

neurology [online]. 21(263), 1-11, [cit. 2022-04-19]. ISSN 1471-2377. Dostupné z: doi: 10.1186/s12883-021-02299-1.

BUSTAMANTE, C., BREVIS, F., CANALES, S., MILLÓN, S., PASCUAL, R. 2016. Effect of functional electrical stimulation on the proprioception, motor function of the paretic upper limb, and patient quality of life: a case report. *Journal of hand therapy* [online]. 29(4), 507-514, [cit. 2022-04-01]. ISSN 0894-1130. Dostupné z: doi: 10.1016/j.jht.2016.06.012.

CAMERON, M. 2010. The WalkAide functional electrical stimulation system: a novel therapeutic approach for foot drop in central nervous system disorders. *European neurological review* [online]. 5(2), 18-20, [cit. 2022-04-04]. ISSN 1758-3845. Dostupné z: doi: 10.17925/ENR.2010.05.02.18.

CUNHA, M. J., RECH, K. D., SALAZAR, A. P., PAGNUSSAT, A. S. 2020. Functional electrical stimulation of the peroneal nerve improves post-stroke gait speed when combined with physiotherapy. A systematic review and meta-analysis. *Annals of physical and rehabilitation medicine*. [online]. 64(1), 1-11, [cit. 2022-03-11]. ISSN 1877-0657. Dostupné z: doi: 10.1016/j.rehab.2020.03.012.

DAMIANO, D. L., PROSSER, L. A., CURATALO, L. A., ALTER, K. E. 2013. 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]. 27(3), 200-207, [cit. 2022-03-26]. ISSN 1552-6844. Dostupné z: doi: 10.1177/1545968312461716.

DALY, J. J., ROENIGK, K. L., BUTLER, K. M., GANSEN, J. L., FREDRICKSON, E., MARSOLAIS, E. B., ROGERS, J., RUFF, R. L. 2004. Response of sagittal plane gait kinematics to weight-supported treadmill training and functional neuromuscular stimulation following stroke. *Journal of rehabilitation research and development* [online]. 41(6), 807-820, [cit. 2022-05-09]. ISSN 1938-1352. Dostupné z: doi: 10.1682/JRRD.2003.08.0120.

DOUCET, B. M., LAM, A., GRIFFIN, L. 2012. Neuromuscular electrical stimulation for skeletal muscle function. *Yale journal of biology and medicine* [online]. 85(2), 201-215, [cit. 2022-03-14]. ISSN 0044-0086. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22737049/>.

DYER, J-O., MAUPAS, E., MELO, S. DE A., BOURBONNAIS, D., NADEAU, S., FORGET, R. 2014. Changes in activation timing of knee and ankle extensors during gait are related to changes in heteronymous spinal pathways after stroke. *Journal neuroengineering rehabilitation* [online]. 11(148), 1-17, [cit. 2022-03-01]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi: 10.1186/1743-0003-11-148.

DYLEVSKÝ, I. 2009. *Speciální kineziologie* (1.vyd.). Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1648-0.

ERNST, J., GRUNDEY, J., HEWITT, M., LEWINSKI, F., KAUS, J., SCHMALZ, T., ROHDE, V., LIEBETANZ, D. 2013. Towards physiological ankle movements with the Acti-Gait implantable drop foot stimulator in chronic stroke. *Restorative neurology and neuroscience* [online]. 31(5), 557-569, [cit. 2022-03-14]. ISSN 1878-3627. Dostupné z: doi: 10.3233/RNN-120283.

EVERAERT, D. G., STEIN, R. B., ABRAMS, G. M., DROMERICK, A. W., FRANCISCO, G. E., HAFNER, B. J., HUSKEY, T. H., MUNIN, M. C., NOLAN, K. J., KUFTA, C. V. 2013 Effect of foot drop stimulator and ankle foot orthosis on walking performance after stroke: a multicenter randomized controlled trial. *Neurorehabilitation and neural repair* [online]. 27(7), 579-591, [cit. 2022-05-05]. ISSN 1552-6844. Dostupné z: doi: 10.1177/1545968313481278.

GANDOLLA, M., WARD, N. S., MOLTENI, F., GUANZIROLI, E., FERRIGNO, G., PEDROCCHI, A. 2016. The neural correlates of long term carryover following functional electrical stimulation for stroke. *Neural plasticity* [online]. 2016(1), 1-14, [cit. 2022-06-14]. ISSN 1687-5443. Dostupné z: doi: 10.1155/2016/4192718.

GÁL, O., HOSKOVCOVÁ, M., JECH, R. 2015. Neuroplasticita, restituce motorických funkcí a možnosti rehabilitace spastické parézy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. 22(3), 101-127, [cit. 2022-06-14]. ISSN 1803-6597. Dostupné z: <https://www.prolekare.cz/casopisy/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi/2015-3/neuroplasticita-restituce-motoricky-funkci-a-moznosti-rehabilitace-spasticke-parezy-55870>.

GRACIES, J-M. 2005. Pathophysiology of spastic paresis II: Emergence of muscle overactivity. *Muscle nerve* [online]. 31(5), 552-571, [cit. 2022-02-09]. ISSN 0148-639X. Dostupné z: doi: 10.1002/mus.20285.

HAMID, S., HAYEK, R. 2008. Role of electrical stimulation for rehabilitation and regeneration after spinal cord injury: an overview. *European spine journal* [online]. 17(1), 1256-1269, [cit. 2022-03-28]. ISSN 1432-0932. Dostupné z: doi: 10.1007/s00586-008-0729-3.

HANLON, M., ANDERSON, R. 2006. Prediction methods to account for the effect of gait speed on lower limb angular kinematics. *Gait and posture* [online]. 24(3), 280-287, [cit. 2022-03-28]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: doi: 10.1016/j.gaitpost.2005.10.007.

HARA, Y., OGAWA, S., TSUJIUCHI, K., MURAOKA, Y. 2009. A home-based rehabilitation program for the hemiplegic upper extremity by power-assisted functional electrical stimulation. *Disability and rehabilitation* [online]. 30(4), 296-304, [cit. 2022-06-06]. ISSN 1464-5165. Dostupné z: doi: 10.1080/09638280701265539.

HEDEL, H. J. A., TOMATIS, L., MÜLLER, R. 2006. Modulation of leg muscle activity and gait kinematics by walking speed and bodyweight unloading. *Gait and posture* [online]. 24(1), 35-45, [cit. 2022-05-09]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: doi: 10.1016/j.gaitpost.2005.06.015.

CHANTRAINE, F., SCHREIBER, C., KOLANOWSKI, E., MOISSENET, F. 2016. Control of stroke-related genu recurvatum with prolonged timing of dorsiflexor functional electrical stimulation: a case study. *Journal of neurologic physical therapy* [online]. 40(3), 209-215, [cit. 2022-05-09]. ISSN 4003-0209. Dostupné z: doi: 10.1097/NPT.000000000000137.

CHO, M-K., KIM, J-H., CHUNG, Y., HWANG, S. 2015. Treadmill gait training combined with functional electrical stimulation on hip abductor and ankle dorsiflexor muscles for chronic hemiparesis. *Gait and posture* [online]. 42(1), 73-78, [cit. 2022-05-07]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: doi: 10.1016/j.gaitpost.2015.04.009.

CHUNG, Y., KIM, J-H., CHA, Y., HWANG, S. 2014. Therapeutic effect of functional electrical stimulation – triggered gait training corresponding gait cycle for stroke. *Gait and posture*

[online]. 40(1), 471-475, [cit. 2022-05-07]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: doi: 10.1016/j.gaitpost.2014.06.002.

JANGRA, K., TAKKAR, A., BHAGAT, H. 2019. Acute nontraumatic muscle weakness. *Journal of neuroanaesthesiology and critical care* [online]. 06(03), 236-256, [cit. 2021-11-29]. ISSN 2348-0548. Dostupné z: doi: 10.1055/s-0039-1696061.

JECH, R. 2015. Klinické aspekty spasticity. *Neurologie pro praxi* [online]. 16(1), 14-19, [cit. 2022-02-09]. ISSN 1803-5280. Dostupné z: neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2015/01/04.pdf

KAFRI, M., LAUFER, Y. 2015. Therapeutic effects of functional electrical stimulation on gait in individuals post-stroke. *Biomedical engineering society* [online]. 43(02), 451-466, [cit. 2022-05-05]. ISSN 2531-6590. Dostupné z: doi: 10.1007/s10439-014-1148-8.

KANE, J. M., BREEN, P. P., QUONDAMATTEO, F., ÓLAIGHIN, G. 2011. BION microstimulators: a case study in the engineering of an electronic implantable medical device. *Medical engineering & physics* [online]. 33(1), 7-16, [cit. 2022-04-19]. ISSN 1350-4533. Dostupné z: doi: 10.1016/j.medengphy.2010.08.010.

KAROL, L., A. 2020. Gait analysis. In: HERRING, J. A. *Tachdjian's pediatric orthopaedics: from the Texas Scottish rite hospital for children* (6th ed.). Dallas: Elsevier. ISBN 9780323567695.

KESAR, T. M., PERUMAL, R., REISMAN, D. S., JANCOSKO, A., RUDOLPH, K. S., HIGGINSON, J. S., BINDER-MACLEOD, S. A. 2009. Functional electrical stimulation of ankle plantarflexor and dorsiflexor muscles. *Aha journal* [online]. 40(12), 3821-3827, [cit. 2022-05-09]. ISSN 0113-8995. Dostupné z: doi: 10.1161/STROKEAHA.109.560375.

KHATTAR, B., BANERJEE, A., REDDI, R., DUTTA, A. 2012. Feasibility of functional electrical stimulation-assisted neurorehabilitation following stroke in India: A case series. *Case reports in neurological medicine* [online]. 2012, 1-7, [cit. 2022-03-12]. ISSN 2090-6676. Dostupné z: doi: 10.1155/2012/830873.

KIMBERLEY, T. J., SAMARGIA, S., MOORE, L. G., SHAKYA, J. K., LANG, C. E. 2010. Comparison of amounts and types of practice during rehabilitation for traumatic brain injury and stroke. *Journal of rehabilitation research and development* [online]. 47(9), 851-862, [cit. 2022-06-14]. ISSN 1938-1352. Dostupné z: doi: 10.1682/jrrd.2010.02.0019.

KIM, J.-H., CHUNG, Y., KIM, Y., HWANG, S. 2012. Functional electrical stimulation applied to gluteus medius and tibialis anterior corresponding gait cycle for stroke. *Gait and posture* [online]. 36(1), 65-67, [cit. 2022-03-12]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: doi: 10.1016/j.gait-post.2012.01.006.

KIRSCH, N., ALIBEJI, N., SHARMA, N. 2017. Nonlinear model predictive control of functional electrical stimulation. *Control engineering practice* [online]. 58(1), 319-331, [cit. 2022-04-02]. ISSN 0967-0661. Dostupné z: doi: 10.1016/j.conengprac.2016.03.005.

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. *Aha journal* [online]. 44(6), 1660-1669, [cit. 2022-05-05]. ISSN 0113-8995. Dostupné z: doi: 10.1161/STROKEAHA.111.000334.

KOLÁŘ, P. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi* (1.vyd.). Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.

KOTTINK, A. I., HERMENS, H. J., NENE, A. V., TENNIGLO, M. J., GROOTHUIS. OUD-SHOORN, C. G., IJZERMAN, M. J. 2008. Therapeutic effect of an implantable peroneal nerve stimulator in subjects with chronic stroke and footdrop: a randomized controlled trial. *Physical therapy* [online]. 88(4), 437-448, [cit. 2022-05-05]. ISSN 1538-6724. Dostupné z: doi: 10.2522/ptj.20070035.

LEE, R. H. C., LEE, M. H. H., WU, C. Y. C., SILVA, A. C., POSSOIT, H. E., HSIEH, T.-H., MINAGAR, A., LIN, H. W. 2018. Cerebral ischemia and neuroregeneration. *Neural regeneration research* [online]. 13(3), 373-385, [cit. 2022-04-22]. ISSN 1876-7958. Dostupné z: doi: 10.4103/1673-5374.228711.

LOEB, G. E., RICHMOND, F. J. R., BAKER, L. L. 2006. The BION devices: injectable interfaces with peripheral nerves and muscles. *Neurosurgical focus* [online]. 20(5), 1-9, [cit. 2022-04-02]. ISSN 1092-0684. Dostupné z: doi: 10.3171/foc.2006.20.5.3.

LYNCH, CH. L., POPOVIC, M. R. 2008. Functional electrical stimulation. *IEEE control systems magazine* [online]. 28(2), 40-50, [cit. 2022-03-29]. ISSN 2374-9385. Dostupné z: doi: 10.1109/MCS.2007.914689.

MAJID, A. 2017. *Electroceuticals: advances in electrostimulation therapies*. (1th ed.). Sheffield: Springer. ISBN 978-3-319-28612-9.

MANN, G. E., BURRIDGE, J. H., EWINS, D. J., MCLELLAN, D. J., SWAIN, I. D., TAYLOR, P. N., WOOD, D. E., WRIGHT, P. A. 2000. *Annual conference of the international FES society: Optimising two channel stimulation to improve walking following stroke*. (5th ed.). Aalborg: IFESS. ISBN 87-90562-01-1.

MANN, G., TAYLOR, P., LANE, R. 2011. Accelerometer-triggered electrical stimulation for reach and grasp in chronic stroke patients: a pilot study. *Neurorehabilitation and neural repair* [online]. 25(8), 774-780, [cit. 2022-06-06]. ISSN 1545-9683. Dostupné z: doi: 10.1111/j.1525-1403.2005.05238.x.

MCCABE, J., ROENIGK, K., DALY, J. J. 2021. Necessity and content of swing phase gait coordination training post stroke: A case report. *Brain sciences* [online]. 11(11), 1-17, [cit. 2022-03-12]. ISSN 2076-3425. Dostupné z: doi: 10.3390/brainsci11111498.

MEIMOUN, M., BAYLE, N., BAUDE, M., GRACIES, J-M. 2015. Intensity in the neurorehabilitation of spastic paresis. *Revue neurologique* [online]. 171(2), 130-140, [cit. 2022-06-14]. ISSN 0035-3787. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neurol.2014.09.011.

MORONE, G., FUSCO, A., DI CAPUA, P., COIRO, P., PRATESI, L. 2012. Walking training with foot drop stimulator controlled by a tilt sensor to improve walking outcomes: a randomized controlled pilot study in patients with stroke in subacute phase. *Stroke research and treatment*

[online]. 2012, 1-5, [cit. 2022-05-06]. ISSN 2042-0056. Dostupné z: doi: 10.1155/2012/523564.

National institute for health research. 2005. Electrical stimulation in stroke [online]. *Health technology assesment*. 1-45, [cit. 2022-03-28]. ISSN 2046-4924. Dostupné z: <https://www.scribd.com/document/14679950/Electrical-Stimulation-in-Stroke>.

NEUMANN, D. A. 2010. *Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for rehabilitation*. (2th ed.). St. Louis, Missouri: Elsevier. ISBN 978-0-323-03989-5.

NOVOTNÁ, K., JENÍČEK, J., JANATOVÁ, M., HAVRDOVÁ, E. K., ANGEROVÁ, Y. 2019. Neurorehabilitace poruch chůze s využitím funkční elektrické stimulace – aktuální poznatky z randomizovaných klinických studií. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie* [online]. 115(6), 621-626, [cit. 2022-03-28]. ISSN 1802-4041. Dostupné z: doi: 10.14735/amcsnn2019621.

NOVOTNÁ, K., JENÍČEK, J. 2019. Využití funkční elektrostimulace (FES) u dospělých neurologických pacientů: možnosti FES k ovlivnění chůze. *Neurologie pro praxi* [online]. 20(5), 395-399, [cit. 2022-03-14]. ISSN 1803-5280. Dostupné z: <https://so-len.cz/pdfs/neu/2020/05/11.pdf>

PERERA, S., MODY, S. H., WOODMAN, R. C., STUDENSKI, S. A. 2006. Meaningful change and responsiveness in common physical performance measures in older adults. *Journal of the American geriatrics society* [online]. 54(5), 743-749, [cit. 2022-05-09]. ISSN 0002-8614. Dostupné z: doi: 10.1111/j.1532-5415.2006.00701.x.

PERRY, J., BURNFIELD, J. M. 2010. *Gait analysis: normal and pathological function* (2th ed.). Thorofare, NJ: SLACK Incorporated. ISBN 9781556427664.

PFEIFFER, J. 2007. *Neurologie v rehabilitaci: pro studium a praxi*. (1. vyd.). Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1135-5.

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

PILSOVÁ, Z., UHLÍŘOVÁ, J., ŠVĚSTKOVÁ, O. 2017. Vliv funkční elektrické stimulace na motoriku ruky u pacientů po cévní mozkové příhodě – preklinická studie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. 24(4), 195-201, [cit. 2022-03-26]. ISSN 1211-2658. Dostupné z: <https://eds.p.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?vid=1&sid=ea731a27-a571-4750-9834-af6e10585412%40redis>.

PRENTON, S., HOLLANDS, K. L., KENNEY, L. P. J., ONMANAE, P. 2018. 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]. 50(2), 129-139, [cit. 2022-03-08]. ISSN 1651-2081. Dostupné z: doi: 10.2340/16501977-2289.

ROBBINS, S. M., HOUGHTON, P. E., WOODBURY, M. G., BROWN, J. L. 2006. The therapeutic effect of functional and transcutaneous electric stimulation on improving gait speed in stroke patients: a metaanalysis. *Archives of physical medicine and rehabilitation* [online]. 87(6), 853-859, [cit. 2022-05-10]. ISSN 1532-821X. Dostupné z: doi: 10.1016/j.apmr.2006.02.026.

SABUT, S. K., SIKDAR, CH., KUMAR, R., MAHADEVAPPA, M. 2011. Functional electrical stimulation of dorsiflexor muscle: effects on dorsiflexor strength, plantarflexor spasticity, and motor recovery in stroke patients. *NeuroRehabilitation* [online]. 29(4), 393-400, [cit. 2022-05-10]. ISSN 1878-6448. Dostupné z: doi: 10.3233/NRE-2011-0717.

SALISBURY, L., SHIELS, J., TODD, I., DENNIS, M. 2013. A feasibility study to investigate the clinical application of functional electrical stimulation, for dropped foot, during the sub-acute phase of stroke – a randomized controlled trial. *Physiotherapy theory practice* [online]. 29(1), 31-40, [cit. 2022-05-06]. ISSN 1532-5040. Dostupné z: doi: 10.3109/09593985.2012.674087.

SANTOS, G. F., JAKUBOWITZ, E., PRONOST, N., BONIS, T., HURSCHLER, Ch. 2021. Predictive stimulation of post-stroke gait with functional electrical stimulation. *Scientific reports* [online]. 11(1), 1-12, [cit. 2022-03-12]. ISSN 20452322. Dostupné z: doi: 10.1038/s41598-021-00658-z.

SEMPLE, P. F. 1995. Difficult hypertension: practical management and decision making. *Medicine and books* [online]. 311(98), 205-210, [cit. 2022-04-22]. ISSN 0959-8146. Dostupné z: doi: 10.1136/bmj.311.6998.205.

SHARIAT, A., NAJAFABADI, M. G., ANSARI, N. N., CLELAND, J. A., SINGH, M. A. F., MEMARI, A. H., HONARPISHE, R., HAKAKZADEH, A., GHAFFARI, M. S., NAGHDI, S. 2019. The effects of cycling with and without functional electrical stimulation on lower limb dysfunction in patients post-stroke: a systematic review with meta-analysis. *NeuroRehabilitation* [online]. 44(1), 389-412, [cit. 2022-03-31]. ISSN 1053-8135. Dostupné z: doi: 10.3233/NRE-182671.

SHEEAN, G. 2002. The pathophysiology of spasticity. *European journal of neurology* [online]. 9(1), 3-9, [cit. 2022-02-09]. ISSN 1351-5101. Dostupné z: doi: 10.1046/j.1468-1331.2002.0090s1003.x.

SHEFFLER, L. R., TAYLOR, P. N., GUNZLER, D. D., BUURKE, J. H., IJZERMAN, M. J., CHAE, J. 2013. Randomized controlled trial of surface peroneal nerve stimulation for motor relearning in lower limb hemiparesis. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. [online]. 94(6), 1007-1014, [cit. 2022-05-06]. ISSN 1532-821X. Dostupné z: doi: 10.1016/j.apmr.2013.01.024.

SHEFFLER, L. R., CHAE, J. 2015. Hemiparetic gait. *Physical medicine and rehabilitation clinics of North America* [online]. 26(4), 611-623, [cit. 2022-03-05]. ISSN 1047-9651. Dostupné z: doi: 10.1016/j.pmr.2015.06.006.

SCHIFINO, G., CIMOLIN, V., PAU, M., CUNHA, M. J., LEBAN, B., PORTA, M., GALLI, M., PAGNUSSAT, A. S. 2021. Functional electrical stimulation for foot drop in post-stroke people: Quantitative effects on step-to-step symmetry of gait using a wearable inertial sensor.

Sensors. [online]. 21(921), 1-11, [cit. 2022-03-11]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi: 10.3390/s21030921.

SIVARAMAKRISHNAN, A., SOLOMON, J. M., MANIKANDAN, N. 2018. 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]. 41(4), 397-406, [cit. 2022-03-29]. ISSN 2045-7723. Dostupné z: doi: 10.1080/10790268.2017.1390930.

SPRINGER, S., VATINE, J-J., LIPSON, R., WOLF, A., LAUFER, Y. 2012. Effects of dual channel functional electrical stimulation on gait performance in patients with hemiparesis. *The scientific world journal* [online]. 2012, 1-8, [cit. 2022-05-09]. ISSN 1537-744X. Dostupné z: doi: 10.1100/2012/530906.

SRIVASTAVA, S., PATTEN, C., KAUTZ, S. A. 2019. Altered muscle activation patterns (AMAP): an analytical tool to compare muscle activity patterns of hemiparetic gait with a normative profile. *Journal neuroengineering rehabilitation* [online]. 16(21), 1-14, [cit. 2022-02-07]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi: 10.1186/s12984-019-0487-y.

STERGIOU, N. 2020. *Biomechanics and gait analysis* (2th ed.). Chennai: Academic press. ISBN 978-0-12-813372-9.

STÖCKEL, T., JACKSTEIT, R., BEHRENS, M., SKRIPITZ, R., BADER, R., MAU-MOELLER, A. 2015. The mental representation of the human gait in young and older adults. *Frontiers in psychology* [online]. 6(943), 1-10, [cit. 2021-12-02]. ISSN 1664-1078. Dostupné z: doi: 10.3389/fpsyg.2015.00943.

SUN, M., SMITH, CH., HOWARD, D., KENNEY, L., LUCKIE, H., WARING, K., TAYLOR, P., MERSON, E., FINN, S. 2018. FESS-UPP: A flexible functional electrical stimulation system to support upper limb functional activity practice. *Frontiers in neuroscience* [online]. 12(449), 1-14, [cit. 2022-06-06]. ISSN 1662-453X. Dostupné z: doi: 10.3389/fnins.2018.00449.

SWIGCHEM, R. V., DUIJNHOVEN, H. J. R. V., BOER, J. D., GEURTS, A. C., WEERDESTEYN, V. 2012. Effect of peroneal electrical stimulation versus an ankle-foot orthosis on obstacle avoidance ability in people with stroke-related foot drop. *Physical therapy* [online]. 92(3), 398-406, [cit. 2022-05-03]. ISSN 1538-6724. Dostupné z: doi: 10.2522/ptj.20100405.

ŠTĚTKÁŘOVÁ, I., EHLER, E., JECH, R. 2012. *Spasticita a její léčba* (1. vyd.). Praha: Maxdorf. ISBN 978-80-7345-302-2.

ŠVESTKOVÁ, O., ANGEROVÁ, Y., DRUGA, R., PFEIFFER, J., VOTAVA, J. 2017. *Rehabilitace motoriky člověka: fyziologie a léčebné postupy* (1. vyd.). Praha: Grada. ISBN 978-80-271-0084-2.

TAKEDA, K., TANINO, G., MIYASAKA, H. 2017. Review of devices used in neuromuscular electrical stimulation for stroke rehabilitation. *Medical devices (Auckl)*. [online]. 24(10), 207-213, [cit. 2022-04-02]. ISSN 1179-1470. Dostupné z: doi: 10.2147/MFER.S123464.

TENNIGLO, M. J. B., BUURKE, J. H., PRINSEN, E. C., KOTTINK, A. I. R., NENE, A. V., RIETMAN, J. S. 2018. Influence of functional electrical stimulation of the hamstrings on knee kinematics in stroke survivors walking with stiff knee gait. *Journal of rehabilitation medicine* [online]. 50(1), 719-724, [cit. 2022-03-12]. ISSN 1650-1977. Dostupné z: doi: 10.2340/16501977-2367.

TILSON, J. K., SULLIVAN, K. J., CEN, S. Y., ROSE, D. K., KORADIA, CH. H., AZEN, P. S., DUNCAN, P. W. 2010. Meaningful gait speed improvement during the first 60 days post-stroke: minimal clinically important difference. *Physical therapy* [online]. 90(2), 196-208, [cit. 2022-05-09]. ISSN 1538-6724. Dostupné z: doi: 10.2500/ptj.20090079.

TROJAN, S., DRUGA, R., PFEIFFER, J., VOTAVA, J. 2005. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka* (3. vyd.). Praha: Grada. ISBN 80-247-1296-2.

TYRLÍKOVÁ, I., BAREŠ, M. 2012. *Neurologie pro nelékařské obory* (2. vyd.). Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů. ISBN 978-80-7013-540-2.

VAUGHAN, CH. L., DAVIS, B. L., O'CONNOR, J. C. 1999. *Dynamics of human gait* (2th ed.). Cape Town: Kiboho. ISBN 0-620-23560-8.

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

VODOVNIK, L., GROBELNIK, S. 1977. Multichannel functional electrical stimulation – facts and expectations. *Prosthetics and orthotics international* [online]. 1(1), 43-46, [cit. 2022-03-25]. ISSN 1534-6331. Dostupné z: doi: 10.3109/03093647709164605.

VOTAVA, J. 2001. Rehabilitace osob po cévní mozkové příhodě. *Neurologie pro praxi* [online]. 4(1), 184-189, [cit. 2022-03-28]. ISSN 1803-5280. Dostupné z: <https://www.neurologie-propraxi.cz/pdfs/neu/2001/04/06.pdf>.

WANG, R-Y., LIN, CH-Y., CHEN, J-L., LEE, CH-S., YANG, Y-R. 2022. Adjunct non-elastic hip taping improves gait stability in cane-assisted individuals with chronic stroke: a randomized controlled trial. *Journal of clinical medicine* [online]. 11(6), 1-10, [cit. 2022-04-22]. ISSN 2077-0383. Dostupné z: doi: 10.3390/jcm11061553.

WEBER, D. J., STEIN, R. B., CHAN, K. M., LOEB, G. E., RICHMOND, F. J. R., ROLF, R., JAMES, K., CHONG, S. L., KIDO THOMPSON, A., MISIASZEK, J. 2004. Functional electrical stimulation using microstimulators to correct foot drop: a case study. *Canadian journal of physiology and pharmacology* [online]. 82(8-9), 784-792, [cit. 2022-03-14]. ISSN 0008-4212. Dostupné z: doi: 10.1139/Y04-078.

WECHSLER, L. R., BATES, D., STROEMER, P., ZWILLING, Y. S. A., AIZMAN, I. 2018. Cell therapy for chronic stroke. *Stroke* [online]. 49(5), 1066-1074, [cit. 2022-04-22]. ISSN 1524-4628. Dostupné z: doi: 10.1161/STROKEAHA.117.018290.

WHITTLE, M. W. 1991. *Gait analysis: an introduction*. (1th ed.). London: Butterworth Heinemann. ISBN 0-7506-0045-4.

WHO. 2004. *Rehabilitace po cévní mozkové příhodě: Průvodce nejen pro rehabilitační pracovníky* (1. vyd.). Praha: Grada. ISBN 80-247-0592-3.

WILKENFELD, A. J. L. 2013. Review of electrical stimulation, botulinum toxin, and their combination for spastic drop foot. *Journal of rehabilitation research and development* [online]. 50(3), 315-326, [cit. 2022-03-12]. ISSN 0748-7711. Dostupné z: doi: 10.1682/JRRD.2012.03.0044.

WOLFE, CH. D. A. 2000. The impact of stroke. *British medical bulletin* [online]. 56(2), 275-286, [cit. 2021-05-14]. ISSN 1471-8391. Dostupné z: doi: 10.1258/0007142001903120.

YAN, L., LI, Ch., CHEN, J., LUO, R., BETTGER, J., ZHU, Y., FEIGIN, V., O'DONNELL, M., MIRANDA, J. J., ZHAO, D., WU, Y. 2017. Stroke. In: PRABHAKARAN, D., ANAND, S., GAZIANO, TA. et al. *Cardiovascular, respiratory, and related disorders* (3th ed.). [online]. [cit. 2021-05-14]. Washington (DC): World bank publication. ISSN 978-1-4648-0520-2. Dostupné z: doi: 10.1596/978-1-4648-0518-9_ch9.

YAVUZER, M. G. 2006. *Walking after stroke: interventions to restore normal gait pattern* (1th ed.). Ankara: Pelikan Publications. ISBN 975-8778-98-6.

ZHANG, X-H., GU, T., LIU, Y-W., HAN, P., LV, H-L., WANG, Y-L., XIAO, P. 2021. The effect of transcranial direct current stimulation and functional electrical stimulation on the lower limb function of stroke patients. *Frontiers in neuroscience* [online]. 21(9), 1-11, [cit. 2022-06-01]. ISSN 1662-453X. Dostupné z: doi: 10.3389/fnins.2021.685931.

7 Seznam zkratek

ADL	activities of daily living
AFO	ankle foot orthosis
AS	Ashworthova škála
BI	Barthel index
CMP	cévní mozková příhoda
DK	dolní končetina
ES	elektrická stimulace
EMG	elektromyografie
FES	funkční elektrická stimulace
HK	horní končetina
ODFS	odstock dropped foot stimulator
ROM	range of motion
PCI	index fyziologických nákladů
VAS	vizuální analogová škála

8 Seznam obrázků

Obrázek 1	Funkční rozdělení krokového cyklu.....	5
------------------	--	---

9 Seznam příloh

Příloha 1 Analytické zapojení svalů při chůzi

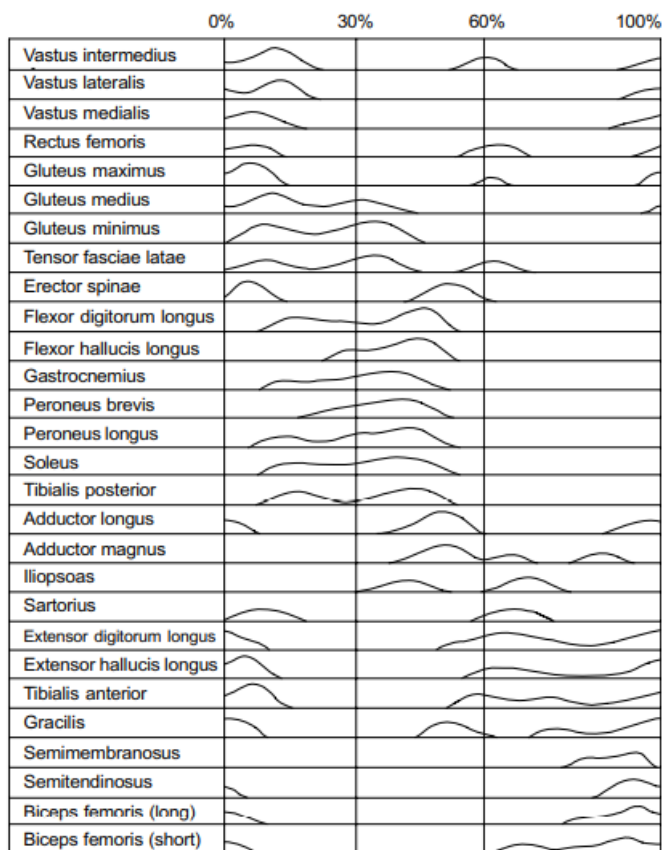
Příloha 2 Vícekanálový systém FES

Příloha 3 WalkAide systém

Příloha 4 ActiGait systém

Příloha 5 Porovnání FES s využitím AFO

Příloha 1 EMG křivka aktivity svalů DK při krokovém cyklu (Vaughan, Davis, O' Connor, 1999, s. 53).



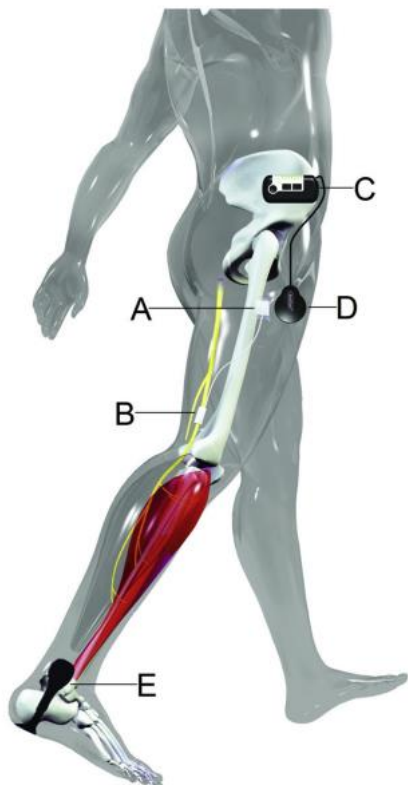
Příloha 2 MFES a jeho složení (2 manžety, patní spínač a kontrolní jednotka) (Bloemendaal et al., 2016, s. 4).



Příloha 3 WalkAide, elektrody a stimulátor připevněný k manžetě uložené pod kolenem (Takeda, Tanino, Miyasaka, 2017, s. 209).



Příloha 4 ActiGait, implantované zařízení: proximálně uložený stimulátor (A) distálně 4 elektrody (B) spojené kabelem, externí zařízení: kontrolní jednotka (C), anténa (D), patní spínač (E) (Berenpas et al., 2019, s. 159).



Příloha 5 Výstupní měření a terapeutický efekt 6 randomizovaných studií porovnávající efekt AFO a FES (Prenton et al., 2018, s. 132-134).

Autoři	Testování	Výstupní měření	AFO	FES	Doporučené dávkování	Terapeutický efekt
Everaert et al., 2013	Fig-8 speed, PCI, 10-m speed, mobility index, subjektivní pocit	0., 3., 6., 12. týden	Upravené	WalkAide	Doma, denně	Podstatné pozitivní ovlivnění všech parametrů chůze u všech skupin.
Kluding et al., 2013	10-m speed, 6-m speed, Fugl-Meyer, Bergova stupnice rovnováhy, funkční mobilita, počet kroků	0., 6., 12., 30. týden	Upravené	NESS L300	Doma, 15 minut denně po 3 týdny	Podstatné pozitivní ovlivnění všech parametrů chůze u všech skupin. Zlepšení rychlosti chůze u obou skupin (o 0,11-0,17 m/s u FES, o 0,12-0,18 m/s u AFO).
Kottink et al., 2008	10-m speed, maximální volní kontrakce m. tibialis anterior, m. peroneus longus, m. gastrocnemius, m. soleus při flexi a extenzi v koleni	0., 4., 8., 12., 26. týden	Různé druhy	Implantované dvoukanálové peroneální zařízení	Doma, postupné navyšování po 2 týdny, poté denně	Maximální volní kontrakce m. tibialis anterior: vyšší u FES u pokrčeného i nataženého kolene, AFO bez efektu. M. peroneus longus m. soleus: žádná ze skupin nevykázala účinek. M. gastrocnemius: vyšší u FES při flexi i extenzi v koleni, AFO nižší u flexe a bez vlivu na extenzi. Maximální volní kontrakce během švihové fáze m. tibialis anterior: konstantní u FES, snížení u AFO. Rychlost chůze beze změn.
Morone et al., 2012	Svalová síla, 10-m speed, BI, AS, mobility index	0., 1. měsíc	Není specifikováno	WalkAide	Pod dohledem, 20x40 minut, 5x týdně	Významné zlepšení rychlosti chůze a lokomoce u FES. Svalová síla a mobilita větší, avšak méně výrazná účinnost oproti AFO. BI, AS: podobné pozitivní změny mezi skupinami v ADL a snížení spasticity.
Salisbury et al., 2013	10-m speed, mobility index	0., 6., 12. týden	Standardní	ODFS	Pod dohledem, 20 min, 5x týdně	Podstatné pozitivní ovlivnění všech parametrů chůze u všech skupin.
Sheffler et al., 2013	Fugl-Meyer, časoprostorová charakteristika chůze, proximální kinematika: vrchol flexe v kyčli a koleni ve švihové fázi kroku, vrchol extenze v kyčli ve stojné fázi, distální kinematika: vrchol dorzální flexe ve švihové fázi, rychlost chůze	0., 12., 24., 36. týden	Upravené	ODFS	Pod dohledem, 12 týdnů	Podstatné pozitivní ovlivnění všech parametrů chůze u obou skupin.