

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Sabina Zakopalová

Funkční elektrostimulace dolní končetiny

Bakalářská práce

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

Olomouc 2019

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci zpracovala samostatně pod odborným vedením MUDr. Petra Konečného, Ph.D., MBA a že jsem uvedla všechny použité bibliografické a elektronické zdroje.

V Olomouci dne 6. 5. 2019

.....

Poděkování

Ráda bych poděkovala vedoucímu mé bakalářské práce, MUDr. Petru Konečnému, Ph.D., MBA, za poskytnutí cenných rad a odborné vedení bakalářské práce. Dále bych chtěla poděkovat mé rodině a přátelům za podporu v průběhu celého studia.

ANOTACE

Druh závěrečné práce: bakalářská práce

Název práce: Funkční elektrostimulace dolní končetiny

Název práce v AJ: Functional electrostimulation for the lower limb

Datum zadání: 2019-01-31

Datum odevzdání: 2019-05-06

Vysoká škola: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

Autor práce: Sabina Zakopalová

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

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

Abstrakt v ČJ:

Funkční elektrostimulace je aplikace elektrických impulzů do těla k obnově ztracené či poškozené funkce. Funkční elektrostimulace dolní končetiny tedy slouží převážně k rehabilitaci chůze. Prostřednictvím stimulace daného nervu je možné pomocí funkční elektrostimulace stimulovat všechny inervované svaly, avšak v praxi se nejvíce používá pro terapii syndromu padající špičky způsobeného spastickou parézou. Cílem bakalářské práce byla sumarizace studií zabývajících se efektivitou funkční elektrostimulace dolní končetiny u pacientů se syndromem padající špičky způsobeného poruchou centrální nervové soustavy. Dalším cílem bylo porovnání efektivitu funkční elektrostimulace s dalšími možnostmi terapie tohoto syndromu. Studie uvedené v bakalářské práci byly vyhledány v databázích PubMed, Medvik a Google Scholar. Z výsledků studií vyplynulo, že terapie chůze pomocí funkční elektrostimulace dolní končetiny má pozitivní vliv na její parametry. Statisticky významná je i kombinace s dalšími možnostmi terapie syndromu padající špičky.

Abstrakt v AJ:

Functional electrostimulation is the application of electrical impulses to the body to restore lost or damaged function. Functional electrostimulation for the lower limb serves mainly for gait rehabilitation. Through stimulation of the nerve, it is possible to stimulate all innervated muscles by using functional electrostimulation. However, in practice it is most used for the treatment of drop foot syndrome caused by spastic paresis. The aim of this bachelor thesis was to summarize studies dealing with the effectiveness of functional electrostimulation for the lower limb in patients with drop foot syndrome caused by central nervous system disorder. Another goal was to compare the effectiveness of functional electrostimulation with other therapies for this syndrome. The studies presented in the bachelor thesis were found in PubMed, Medvik and Google Scholar databases. The results of the studies showed that gait therapy using functional electrostimulation for the lower limb has a positive effect on its parameters. The combination with other possibilities of drop foot syndrome therapy is also statistically significant.

Klíčová slova: funkční elektrostimulace, dolní končetina, spastická paréza, syndrom padající špičky, chůze

Key words: functional electrostimulation, lower limb, spastic paresis, drop foot, gait

Místo zpracování: Olomouc

Rozsah: 57 s., z toho 7 s. příloh

OBSAH

ÚVOD	8
1 SPASTICKÁ PARÉZA	10
1.1 Definice spastické parézy	10
1.2 Spasticita	11
1.3 Spastická dystonie	13
1.4 Ko-kontrakce	13
1.5 Asociované reakce	14
1.6 Pyramidové jevy zánikové a iritační na DK	14
1.7 Výčet vybraných neurologických diagnóz se spastickou parézou	15
Cévní mozková příhoda	15
Roztroušená skleróza	15
Dětská mozková obrna	16
2 SYNDROM PADAJÍCÍ ŠPIČKY	17
2.1 Definice	17
2.2 Etiologie	17
2.3 Léčba	18
FES	18
Hlezenní ortézy	18
Medikace	19
3 CHŮZE	20
3.1 Definice chůze	20
3.2 Krokový cyklus	20
Oporná fáze	21
Švihová fáze	22
3.3 Patologie chůze	22

3.4	Analýza chůze.....	23
	Two Minute Walk Test (2MWT).....	24
	Five Minute Walk Test (5MWT).....	24
	Six Minute Walk Test (6MWT).....	24
	Ten Meter Walk Test (10MWT).....	25
	Timed 25 Foot Walk Test (T25FW).....	25
4	FUNKČNÍ NEUROMUSKULÁRNÍ STIMULACE.....	26
4.1	Funkční elektrostimulace.....	26
	Parametry FES.....	27
	Pozitivní účinky FES.....	28
	Kontraindikace FES.....	28
	Funkční elektrostimulace dolní končetiny.....	28
5	DISKUSE.....	34
5.1	Aplikování pouze FES.....	34
5.2	Aplikování FES a BTX.....	36
5.3	Porovnání účinků FES a hlezenní ortézy.....	36
	ZÁVĚR.....	38
	REFERENČNÍ SEZNAM.....	39
	SEZNAM ZKRATEK.....	48
	SEZNAM PŘÍLOH.....	50
	PŘÍLOHY.....	51

ÚVOD

Funkční elektrostimulace (FES) slouží k opětovnému získání specifických funkcí pomocí dráždění daných nervů elektrickými impulzy. FES se používá výhradně ke stimulaci svalů se zachovalou inervací, dolní motoneuron tedy nesmí být porušen. FES dolní končetiny (DK) zajišťuje především podporu chůzového mechanismu. Pomocí FES se dají nepřímo stimulovat všechny inervované svaly, avšak nejčastěji se FES DK využívá k terapii tzv. syndromu padající špičky způsobeného porušením centrální nervové soustavy (CNS) vedoucí ke spastické paréze. Práce je zaměřena především na funkční FES DK u pacientů právě s tímto syndromem, který se vyskytuje u pacientů s neurologickými diagnózami, jako je cévní mozková příhoda (CMP), roztroušená skleróza (RS) a dětská mozková obrna (DMO).

V teoretické části práce jsou obsaženy základní poznatky o spastické paréze a jejich symptomech, možnostech orientačního hodnocení svalové síly (SS) na predilekčních místech (tzv. zánikové pyramidové jevy) a diagnózách, u kterých se vyskytuje. Dále je pojednáváno o syndromu padající špičky, o jeho etiologii a možnostech léčby. Jako další je uvedena chůze a její definice dle různých autorů, dále je popsán krokový cyklus (KC), předložen je i popis patologie chůze a v neposlední řadě jsou uvedeny testy k hodnocení parametrů chůze. Práce pokračuje popisem funkční neuromuskulární stimulace, pod kterou spadá FES. Uvedeny jsou parametry FES, její pozitivní účinky a kontraindikace. Dále je pojednáváno přímo o FES DK. Další částí práce je diskuze, která je rozčleněna na studie zahrnující pouze aplikaci FES, a to u pacientů s RS a po CMP. Popsáno je i aplikování FES a botulotoxinu (BTX), a nakonec je porovnáván účinek FES a hlezenní ortézy.

Cílem této bakalářské práce je seznámit její čtenáře s problematikou FES DK u pacientů se spastickou parézou, u které se objevuje syndrom padající špičky. Dalším cílem je zjistit, zda jsou výsledky aplikace FES na tyto pacienty pozitivní a zda je její použití ve srovnání s jinými terapeutickými prvky efektivnější.

Výše uvedených cílů bylo dosaženo pomocí prostudování odborné literatury, článků vědeckých časopisů a studií. Právě studie byly podkladem pro vytvoření diskuse. Jejich vyhledávání probíhalo v časovém rozmezí od dubna 2018 do dubna 2019. K vyhledávání studií byly využity on-line databáze PubMed, Medvik a Google Scholar. Pro vyhledávání v těchto databázích byla použita klíčová slova: funkční elektrostimulace, dolní končetina, spastická paréza, syndrom padající špičky a chůze. Použity byly i jejich anglické ekvivalenty:

functional electrostimulation, lower limb, spastic paresis, drop foot, gait. Níže je předložen výčet monografií sloužících jako vstupní studijní literatura:

AMBLER, Z. 2006. *Základy neurologie* (6. vydání). Praha: Galén. ISBN 80-7262-433-4.

PERRY, J. a BURNFIELD, J. M. 2010. *Gait analysis: normal and pathological function* (2. vyd.). Thorofare: Slack. ISBN 978-1-55642-766-4.

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

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

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.

1 SPASTICKÁ PARÉZA

1.1 Definice spastické parézy

Spastická paréza se definuje jako neschopnost svalstva vykonávat cílenou a koordinovanou aktivitu v důsledku poškození kortikospinálních drah. Kvůli výskytu spastické parézy dochází k oslabení SS a amplitudy pohybu cílené motoriky. Míra motorického výpadku se různí v závislosti na velikosti poškození neuronů. U lehčích případů je spastická paréza vyjádřena jen v poruše jemné motoriky, kdežto při větším poškození nebo přímo zániku většiny neuronů může dojít až ke kompletní plegii, tedy k úplné ztrátě volní motoriky (Lippertová-Grünerová, Pfeiffer a Švestková, 2005, s. 60–61).

Spastická paréza je dána lézí horního motoneuronu, která může postihnout motorickou kůru, oblast capsula interna a další struktury mozku a spinální míchy, přes které prochází kortikospinální trakt. Pokud je léze nad úrovní křížení kortikospinální dráhy nebo v úrovni jejího křížení, které se nachází v prodloužené míše, pak obrna postihne struktury na druhé straně těla (Porth, 1998, s. 926).

Léze horního motoneuronu vede k mnoha klinickým symptomům, které se řadí k některému ze základních symptomů triády: paréza, patologicky zvýšená svalová aktivita a zkrácení svalu. Jednotlivé symptomy se navzájem nepříznivě potencují. Jacksonův starší koncept rozděluje klinické projevy centrální léze na negativní a pozitivní symptomy (Gál, Hoskocová a Jech, 2015, s. 107).

Spastická paréza, z anglosaské literatury převzata taktéž jako syndrom horního motoneuronu, se projevuje dvěma skupinami symptomů, a to symptomy pozitivními a negativními. Pod symptomy pozitivní spadá svalová hyperaktivita, která se projevuje nejčastěji zvýšeným svalovým tonem, hyperreflexie, klony, flexorové spazmy, asociativní motorické poruchy a eferentní pálení. Mezi symptomy negativní se řadí nadměrná svalová únavnost, neobratnost a svalová dyskoordinace (Kaňovský, 2015, s. 10).

Centrální neboli spastická paréza je typická difúzním charakterem částečné poruchy hybnosti a cití, je tedy postiženo více skupin svalů. Na dolních končetinách (DKK) bývá více omezena flexe (FL) v kyčelním kloubu (KYK) a kolenním kloubu (KOK) a dorzální flexe (DF) nohy. Dále se objevuje hyperreflexie šlachookosticových reflexů, hypertonie až spasticita, pyramidové jevy iritační a zánikové, v menší míře atrofie z inaktivity a výskyt

klonů. Spastická paréza má naprosto odlišné klinické projevy než paréza periferní, neboli chabá (viz Tabulka 1, s. 54) (Ambler, 2006, s. 21–30).

Spastická paréza vzniká na základě nekompletního přerušení sestupných motorických drah. Stav po akutním poranění těchto drah závisí mimo jiné na rozsahu jejich poranění. Při akutním míšním poranění dochází bezprostředně po traumatu k nástupu spinálního šoku, a to distálně od léze. Ve stadiu spinálního šoku jsou vyhaslé spinální reflexy, přítomny jsou parézy chabé. V průběhu času, převážně v období několika týdnů, spinální šok odeznívá a nastupují symptomy klasické pro spastickou parézu. Avšak při akutním supraspinálním poranění s nekompletním přerušením sestupných motorických drah je počáteční pseudochabé stadium o dosti kratší než u spinálního šoku (Fölsch, Kochsiek, a Schmidt, 2003, s. 509).

U spastické parézy nedochází ke změnám v elektrické dráždivosti, což znamená, že elektrické stimule se dají snadno provést. Tohoto jevu se využívá k FES v pohybové terapii během rehabilitace. Jednotlivé svaly, které nejsou vůlí kontrahovatelné, se při elektrickém podráždění motorického bodu svalu kontrahují značně velkou silou (Pfeiffer, 2007, s. 63).

1.2 Spasticita

Spasticita jako taková je těžko definovatelná a přesný charakter spasticity je v literatuře často diskutován (Wilkenfeld, 2013, s. 316). Současná terminologie není jednotná, kvůli čemuž vyvstává řada obtíží (Štětkařová, Ehler a Jech, 2012, s. 15).

Pro spastickou parézu je typické, že po počátečním období svalové hypotonie dochází k nástupu spasticity svalů. Často dochází již během krátké doby k manifestaci těžké spasticity, jež má za následek zabránění obnovy a rozvinutí cílené motoriky, což může vést k rychlému vývinu kontraktur (Lippertová-Grünerová, Pfeiffer a Švestková, 2005, s. 61–62).

Spasticita představuje závažný problém, který způsobuje potíže pacientům i jejich ošetřovatelům. Spasticita je nejčastější příčinou disability u mnoha pacientů s RS, vyskytuje se u více než 80 % pacientů s RS během jejich života. Spasticita byla definována v průběhu let v řadě podob, nicméně definice dle Lance z roku 1980 byla přijata nejvíce. Dle něj je spasticita ve vlastním slova smyslu motorická porucha, charakterizovaná zvýšením tonických napínicích reflexů v závislosti na rychlosti protahování svalu, jakožto pasivního pohybu, se zvýšenými šlachovými reflexy vyplývajícími z hyperexcitability napínicího reflexu, jako jednoho z projevů syndromu horního motoneuronu (Petek Balci, 2018, s. 49).

Skupina pro studium spasticity, „SPASM“, definovala spasticitu jako senzomotorickou regulační poruchu, která se objevuje jako výsledek syndromu horního motoneuronu, a to ve formě mimovolní intermitentní, nebo trvalé aktivace svalů (Petek Balci, 2018, s. 49; Wissel, 2018, s. 451).

Ke spasticitě dochází v důsledku poškození myelinových a axonálních vláken a jako výsledek zhoršení napínacího reflexu horních neuronů. Ve vývoji spasticity hrají roli tři hlavní mechanismy, které jsou spojeny s lézí horního motoneuronu. Mezi tyto mechanismy se řadí změny aferentního vstupu přicházejícího do spinálních motorických neuronů, změny v reflexních obloucích, které ovlivňují excitabilitu motorických neuronů a změny vnitřní funkce motorických neuronů (Petek Balci, 2018, s. 49).

Klinickým znakem spasticity je zvýšení svalového tonu, které je doloženo zvýšením odporu vůči pasivnímu pohybu závislým na rychlosti napínání. Při vyšetřování míry spasticity může mít odborník pod rukama pocit tzv. fenoménu sklapovacího nože na tento odpor (Peacock, 2009, s. 89).

Během pomalého pasivního protažení lze sval protáhnout, zatímco při rychlém protažení vyšetřující cítí záraz („catch“). Po tomto zárazu zvýšená aktivita mizí, nebo částečně přetrvává do doby, kdy dojde k ukončení pasivního pohybu. Stah svalu je tím výraznější, čím rychleji je sval protažen. Spasticita je tedy rychlostně vázané zvýšení svalového tonu. Z toho vyplývá, že spasticita nikdy nemůže nastat v klidu, jelikož čistě spastický sval má nulovou klidovou aktivitu (Gál, Hoskovcová a Jech, 2015, s. 107).

Podpůrná funkce spasticity umožňuje některým pacientům s nekompletními lézemi sestupných motorických drah stání i chůzi, spasticita má tedy i restitutivní charakter (Fölsch, Kochsiek a Schmidt, 2003, s. 509).

Je známo, že mnoho faktorů může spasticitu stimulovat např. horečka a cvičení, které může způsobit zvýšení tělesné teploty, náhlé změny tepla a vlhkosti v životním prostředí, infekce, problémy s močovým měchýřem a střevem, zlomeniny, popáleniny, otlaky, progresse RS a další (Petek Balci, 2018, s. 49).

Nejznámější a běžně používaná hodnotící škála pro posouzení míry spasticity je Ashworthova stupnice (AS), z anglického test Ashworth Scale. Tato stupnice hodnotí svalový tonus od 0 (normální) do 4 (těžká spasticita), zjišťuje se tedy stupeň odporu při pasivním pohybu (viz Tabulka 2, s. 55). Použití AS je snadné, výsledky však závisí na zručnosti

hodnotitele (Lippertová-Grünerová, Pfeiffer, Švestková, 2005, s. 318; Petek Balci, 2018, s. 50).

Později byla vyvinuta modifikovaná Ashworthova stupnice (MAS) s některými dodatky k AS (viz Tabulka 3, s. 55). Tato stupnice je obvykle preferována, jelikož může být snadno použita v klinické praxi, nevyžaduje použití žádného nástroje a při opětovném testování stejným člověkem je poměrně přesná. Avšak změny v rychlosti protahování svalu, kterých se hodnotitel může dopustit, mohou změnit výsledky, protože spasticita je závislá na rychlosti protahování. I přesto jsou AS a MAS nejvíce požívanými metodami k ozřejmení míry spasticity (Petek Balci, 2018, s. 50).

Další možností hodnocení míry spasticity je Tardieuova škála, pomocí které se, na rozdíl od AS a MAS, spasticita vyšetřuje v různých rychlostech, což umožňuje oddělit podíl neurální a biomechanické komponenty hyperonu. Při použití třech rozdílných rychlostí protažení spastického svalu dochází k reflexní odpovědi, tedy kontrakci, v různých stupních protažení, což umožňuje podstatně přesněji hodnotit reflexní polysynaptickou odpověď (Štětkářová a Ehler, 2012, s.35–36).

Spasticita je pouze jedním ze symptomů zvýšené svalové aktivity doprovázející lézi centrálního motoneuronu. Mezi další příznaky zvýšené svalové aktivity patří spastická dystonie, ko-kontrakce a asociované reakce (Štětkářová, Ehler a Jech, 2012, s. 13).

1.3 Spastická dystonie

Spastická dystonie představuje typický projev zvýšené klidové svalové aktivity, která vyúsťuje v abnormální postavení končetiny s typickým obrazem Wernickeovy-Mannovy postury. Od spasticity se liší tím, že je přítomna v klidu (Štětkářová, Ehler a Jech, 2012, s. 17). Spastická dystonie je způsobena mimovolní kontrakcí paretických svalů během klidového stavu, lze ji objektivizovat pomocí elektromyografie (EMG). Značně přispívá k poruše funkce, pacienta tedy omezuje mnohem více než spasticita. Avšak důsledky spastické dystonie mohou být i pozitivní, jako je např. extenční postavení DK, které může přispívat k zlepšení opěrné funkce ve stoji a při chůzi (Gál, Hoskovcová a Jech, 2015, s. 109).

1.4 Ko-kontrakce

Ko-kontrakce jsou zároveň probíhající kontrakce agonistů i antagonistů ve stejném svalovém segmentu. U pacienta se objevují při volním pohybu či při pouhém pokusu o volní pohyb. Tímto se odlišují od spastické dystonie, která je přítomna pouze v klidu. Nevyvážená

kontrakce svalů, která je dána hyperaktivitou antagonistů, omezuje pohyby. Dokonce může vést k opačnému pohybu, než který byl zamýšlen. U ko-kontrakce se nejedná o plynulý nábor motorických jednotek při zvyšování intenzity síly kontrakce. Ko-kontrakce způsobují další oslabení již tak oslabených agonistů. (Štětkářová, Ehler a Jech, 2012, s. 19–20).

1.5 Asociované reakce

Asociované reakce, neboli synkineze, jsou asociované pohyby doprovázející volní pohyb. Od ko-kontrakcí se odlišují tím, že se vyskytují v jiných svalových segmentech, než které jsou zapojeny do volního pohybu. Charakteristickým příkladem je narůstající flexe (FL) loketního kloubu u pacientů po CMP s hemiparézou. Tato narůstající FL se objevuje v průběhu chůze (Štětkářová, Ehler a Jech, 2012, s. 20).

1.6 Pyramidové jevy zánikové a iritační na DK

Jedním z projevů spastické parézy, tedy poruchy centrálního motoneuronu, je oslabení SS. Ta je hodnocena na predilekčních místech jako tzv. zánikové pyramidové jevy, které lze prokázat pomocí mnoha hodnotících zkoušek (viz Obrázek 1, s. 51). Tyto zkoušky jsou více citlivé pro hemiparézu než pro paraparézu, u které dochází k poklesu obou DKK. Mezi nejznámější se řadí Mingazziniho zkouška, která se provádí vleže na zádech se zavřenýma očima a s flexí 90 ° v obou KYK i KOK, na straně parézy klesá DK. Dále Barréova zkouška, která se provádí vleže na břiše s flexí 90 ° v obou KOK, opět na straně parézy klesá DK. Zkouška šikmých bérců je téměř shodná s předchozí, je však o něco citlivější. Rozdíl je v tom, že vyšetřovaný má bérce v úhlu 30 ° s podložkou (Pfeiffer, 2007, s. 58–60).

Při spastické paréze dochází také k výskytu patologických reflexů, tzv. pyramidových iritačních jevů, které se na DKK rozlišují na extenční a flekční. Při delším trvání pyramidové léze se objevují pyramidové jevy flekční, které jsou projevem hyperreflexie plantárních flexorů prstů. Pyramidové jevy flekční se vybavují poklepem neurologického kladívka na různá místa nohy. Reflex Rossolimo se vybavuje při poklepu na bříška prstů a na hlavice metatarsů, reflex Žukovskij-Kornilov při poklepu doprostřed planty a reflex Menděl-Bechtěrev na os cuboideus na hřbetu nohy. Odpovědí na poklep je plantární flexe (PF) všech prstů nohy. Pyramidové jevy extenční se vybavují nociceptivními podněty na daných místech DK. Babinského příznak se vybavuje po podráždění plosky na zevní straně, Chaddockův příznak se vybavuje ostrým předmětem při obkroužení zevního kotníku

a Oppenheimův příznak se vybaví při podráždění horní hrany tibie našim palcem a ukazovákem směrem shora dolů. Společnou odpovědí je extenze (EX) palce, někdy také i ostatních prstů nohy (Pfeiffer, 2007, s. 60–62).

1.7 Výčet vybraných neurologických diagnóz se spastickou parézou

Cévní mozková příhoda

Jedná se o náhle vzniklou mozkovou poruchu, kdy dochází k narušení cerebrální cirkulace. Může být ischemického (80 %) a hemoragického původu. Spastická paréza a spasticita následuje po akutním hypotonickém stádiu (tzv. pseudochabé stádium), tedy ve stádiu subakutním. Často je přítomno tzv. Wernickeovo-Mannovo držení s typickým spastickým vzorcem (viz Obrázek 2, s. 51), které se vyskytuje např. při ischemii v povodí a. cerebri media (Horáček a Kolář, 2009, s. 387–391). K hlavním rizikovým faktorům pro vznik CMP se řadí trombofilní stavy, hyperlipidémie, srdeční arytmie, špatně korigovaná hypertenze, obezita a perorálně užívaná forma hormonální antikoncepce, obzvláště zkombinovaná s migrénou a s kouřením cigaret. CMP jsou u nás v České republice na druhém místě jako nejčastější příčina úmrtí (Pekárková, 2015, s. 541). Mnoho pacientů, kteří ataku přežijí, má poté dlouhodobé problémy s chůzí, často zahrnující výskyt syndromu padající špičky (Mc Crimmon et al., 2015, s. 1). Z hlediska rychlosti nástupu CMP a dle rychlosti vývoje deficitu lze CMP rozdělit na tranzitorní ischemickou ataku (TIA), reverzibilní ischemický neurologický deficit (RIND), progresivní CMP a dokončenou CMP. U TIA se objevují krátké periody lokální mozkové ischemie a dysfunkce. Nástup je velmi rychlý a symptomy, jako je slabost končetin, potíže s mluvením, zhoršený zrak jednoho oka a další, přetrvávají pár minut až hodin. Po jejich odeznění má člověk opět normální neurologické funkce bez neurologického deficitu jako předtím. RIND je podobný TIA, rozdíl je v tom, že symptomy přetrvávají delší dobu, přibližně den až dva. U progresivní CMP dochází k vývoji neurologického deficitu v rámci hodin až několika dní. U dokončené CMP je neurologický deficit již stabilizovaný (Bronstein, Popovich a Stewart-Amidei, 1991, s. 13).

Roztroušená skleróza

Jedná se o chronické autoimunitní onemocnění postihující CNS, kdy dochází k destrukci myelinu (demyelinizaci) a difúzní ztrátě axonů (Mareš, 2007, s. 179). Klinická symptomatika je různorodá, ale je typická přítomností jen centrálních příznaků. Dominantní

klinický syndrom závisí na převažující lokalizaci demyelinizací ložisek. Při začínající RS nebývá vyjádřena spasticita, centrální paréza se zatím neprojevuje, avšak nemocní bývají ze začátku nejistí při chůzi (Ambler, 2006, s. 222). Při primárně chronicko-progredientní formě RS je typický začátek v podobě plíživě začínající poruše chůze. V tomto případě dochází k nadměrné únavě po delší chůzi, pacienti udávají, že mají DK „ztuhlé“ a jakoby je „tahají“ za sebou. Mezi další formy RS se řadí atakovitá forma s remisemi, u které bývá iniciálním příznakem přechodná porucha vizu, další formou je atakovitá a chronicko-progredientní forma (Urbánek, 2000, s. 208–209).

Dětská mozková obrna

Jedná se o pestrou skupinu chorobných stavů, kdy v klinickém obrazu dominují poruchy motoriky (Ambler, 2006, s. 248). Poškození dětského mozku ovlivňuje motorický systém, v důsledku čehož má dítě s DMO nízkou míru koordinace, balance a abnormální pohybové vzorce, nebo kombinaci těchto charakteristik (Freeman et al., 2006, s. 3). Objevuje se disharmonický a retardovaný motorický vývoj, může se vyskytnout i psychická retardace (Ambler, 2006, s. 248). DMO je charakteristická souborem klinických syndromů, mezi které se řadí společné období vzniku poškození mozku (cca mezi 5. měsícem intrauterinního vývoje plodu a 10. měsícem po narození), poškození motorického systému a v neposlední řadě neprogredientní průběh. V posledních desítkách let se za příčinu DMO považuje ischemické poškození mozku, především jeho anoxie či hypoxie. Převážně se jedná o tzv. asfyxii interpartum či postpartum, dále intracerebrální krvácení a zánětlivé postižení CNS (Marešová, Joudová a Severa, 2011. s. 133). Klinický obraz je velmi různorodý, avšak existuje několik typických forem, jako je forma spastická, extrapyramidová, hypotonická a lehká mozková dysfunkce. Spastická forma, která představuje 62 % ze všech pacientů s DMO, se dále dělí na paraparetickou (diparetickou), kvadraparetickou a hemiparetickou. Paraparetická forma má obraz centrální paraparézy DK, řadí se mezi nejčastější a projevuje se velice příznačným stereotypem chůze, kdy DK jsou semiflektovány v KOK, stehna jsou addukována a nohy v PF kvůli zkrácení Achillových šlach. Jedná se o tzv. nůžkovou případně digitigrádní chůzi, při které dochází k tření addukovaných KOK o sebe a našlapování na špičky (Urbánek, 2000, s. 102–103).

2 SYNDROM PADAJÍCÍ ŠPIČKY

2.1 Definice

Syndrom padající špičky je definován jako neschopnost vykonat volní motorikou DF v hlezenním kloubu během švihové fáze chůze. Snižuje kvalitu chůze, limituje mobilitu, zvyšuje riziko pádů a výrazně zvyšuje energetickou náročnost chůze (Cameron, 2010, s. 18). Syndrom padající špičky je funkční porucha způsobující značnou morbiditu kvůli zhoršené chůzi, limitující vykonávání běžných denních aktivit a je přispívajícím faktorem k častějším zraněním. Vzniká kvůli oslabeným dorzálním flexorům a spasticitě plantárních flexorů hlezenního kloubu. Ten má predispozice k patologickému postavení v PF. Taktéž se objevuje patologické inverzní postavení nohy kvůli oslabení svalů vykonávajících everzi a spasticitě svalů vykonávajících inverzi (Wilkenfeld, 2013, s. 315). Syndrom padající špičky se vyskytuje u diagnóz jako je např. CMP, RS, DMO, traumatické poškození mozku a poranění páteřní míchy. Syndrom padající špičky je u těchto diagnóz způsoben oslabením dorzálních flexorů hlezenního kloubu v důsledku spastické parézy, což lidem s těmito diagnózami znemožňuje odvinutí prstů v průběhu švihové fáze během chůze. Mnohdy se objevují kompenzační mechanismy chůze v ostatních kloubech, např. v KOK a KYK, to má za následek velmi typickou stepáž a elevaci pánve při chůzi (Melo et al., 2015, s. 101).

2.2 Etiologie

Syndrom padající špičky může vzniknout z různých příčin. Může být původu neurologického, u kterého je nutné rozlišit, zda se jedná o poškození horního, či dolního motoneuronu, tedy zda se příčina nachází v CNS, či periferním nervovém systému (PNS). K poškození CNS dochází např. při CMP, RS, DMO a úrazu páteře nad dvanáctý hrudní obratel. Pod dvanáctým hrudním obratlem se nachází cauda equina, jejíž poranění vedoucí k syndromu padající špičky spadá pod původ periferní. Poměrně častou komplikací operačních zásahů do bederní páteře, KYK a KOK je poškození periferních nervů, které zásobují dorzální flexory. Poranění těchto nervů, tedy PNS nebo jejich onemocnění může také způsobit syndrom padající špičky. Dále může být poškozen přímo sval, a to traumatem nebo svalovou dystrofií Duchenova typu (Graham, 2010, s. 168–169).

2.3 Léčba

K dispozici je řada řešení tohoto syndromu, často však není jasné, která forma léčby nebo kombinace více možností je pro daného pacienta optimální (Wilkenfeld, 2013, s. 315). Tradičně je syndrom padající špičky řešen pomocí pasivní hlezenní ortézy, ale dnes jsou dostupná i zařízení umožňující FES, které podporují účinnou aktivní dorzální flexi (DF) hlezenního kloubu během chůze u pacientů se syndromem padající špičky vyvolaným poškozením CNS (Cameron, 2010, s. 18).

FES

Jedna z relativně nedávno používaných možností terapie je právě FES v podobě stimulace nervus (n.) peroneus communis (viz Obrázek 3, s. 52) (Wilkenfeld, 2013, s. 315). Jedinci se syndromem padající špičky mají často zachovalou elektrickou dráždivost periferních nervů a svalové tkáně, což umožňuje použití FES k obnově jejich ztracené mobility (Melo et al., 2015, s. 101). FES je důležitým terapeutickým prvkem při rehabilitaci chůze u pacientů se syndromem padající špičky (Wilkenfeld, 2013, s. 315).

Účinek FES je velmi citlivý na malé změny v uložení elektrod a mění se ode dne ke dni kvůli mnoha faktorům, jako jsou např. změny v kožním odporu v důsledku pocení nebo suchosti kůže, stav elektrod, únava a změny odporu vůči DF způsobené spasticitou lýtkových svalů (Schauer a Seel, 2018, s. 313).

Hlezenní ortézy

Nejčastěji se používá hlezenní ortéza, v anglicky mluvících zemích AFO z Ankle Foot Orthosis, zhotovená z plastu udržující hlezenní hloub v postavení 90 °, což vede k lepší stabilitě hlezna pro stoj a chůzi. Ortézy se liší v relativní tuhosti plastu, výběr ortézy tedy závisí na přítomnosti či nepřítomnosti spasticity. Má-li ortéza překonat silnou aktivitu plantárních flexorů, mohou být pro její výrobu vyžadovány těžké termoplasty nebo karbonová vlákna. Lze využít i silikonové hlezenní ortézy (SAFO), které jsou zhotoveny z tónovaného silikonu podobnému lidské pokožce. Ten má pro handicapovaného kosmetický přínos (Graham, 2010, s. 170).

Hlezenní ortézy poskytují pasivní podporu oslabeným svalům, čímž ale mohou omezit požadované pohyby, například aktivní DF při švihové fázi chůze nebo PF při odvíjení paty od podložky. V důsledku toho může používání hlezenní ortézy vést ke snížení SS dorzálních i plantárních flexorů hlezenního kloubu, což vede k pokračující závislosti na ortéze, nebo

k urychlení funkční nebo strukturální degradace v průběhu růstu nebo stárnutí. Jedním z negativních zjištění používání tradičních hlezenních ortéz je právě snížená SS svalů umožňujících pohyb v hlezenním kloubu. Použití zařízení, které místo toho opakovaně stimuluje oslabené svaly bez omezení jejich vědomé svalové kontrakce vedoucí k pohybu, může tyto trendy zvrátit (Damiano et al., 2012, s. 200).

Medikace

Další možností je aplikování injekcí BTX do spastických plantárních flexorů hlezenního kloubu (Wilkenfeld, 2013, s. 315; Graham, 2010, s. 171). Systémové léky proti spasticitě, jako je baklofen nebo tinazidin, mohou být použity pro snížení nadměrné svalové aktivity plantárních flexorů hlezenního kloubu, což usnadní kontrakci slabým dorzálním flexorům hlezenního kloubu. Užívání systémových léků má však vedlejší účinky, které mohou snížit jejich dopad nebo zcela negovat jejich použití. V těchto případech podání injekcí BTX do plantárních flexorů může vést k větší místní redukci spasticity. Takové injekce je třeba opakovat každé 3–4 měsíce a účinnost závisí na vhodném dávkování a přesném podání BTX (Graham, 2010, s. 171).

Po lokální aplikaci injekce BTX do svalstva dochází k tzv. chemické denervaci, jež je zapříčiněna ireverzibilní bloádou uvolňování acetylcholinu. Tento účinek se stává reverzibilním přibližně po 8–12 týdnech díky opětovnému růstu axonů. Terapie za využití BTX se v poslední době prokazuje jako velmi přínosná, umožňuje totiž cílené lokální snížení spasticity bez nežádoucích účinků v oblasti CNS, mezi které se řadí např. únava. U těžké spasticity bývá zapotřebí aplikace baklofenu, terapie za pomoci BTX injekcí se jeví jako nedostačující, proto je doporučována kombinace baklofenu a injekcí BTX. Použití antispasticky působících léků je ale značně omezeno převážně u výskytu spasticity následkem poškození mozku. V tomto případě může dojít k zesílení parézy tedy k většímu ochabnutí svalstva (Lippertová-Grünerová, Pfeiffer a Švestková, 2005, s. 183–185).

3 CHŮZE

3.1 Definice chůze

Normální lidská chůze může být definována jako způsob lokomoce za použití obou DK, střídavě k zajištění opory i pohybu. Na rozdíl od běhu musí být po celou dobu chůze alespoň jedna noha v kontaktu se zemí (Whittle, 2007, s. 48).

Chůze se dá také definovat jako základní lokomoční stereotyp zformovaný již v ontogenezi na fylogeneticky založených principech, které jsou charakteristické pro každého jedince (Valouchová a Kolář, 2012, s. 48).

Chůze je komplexní aktivita vyžadující kontrolní systém, zdroj energie, páky zajišťující pohyb a síly k uvedení pák do pohybu (Gage a Schwartz, 2009, s. 31).

Chůze spočívá v opakované sekvenci pohybu končetin za účelem pohybu těla dopředu při současném zachování stability postury. Každá sekvence zahrnuje sérii interakcí mezi dvěma DK, přičemž obě mají mnoho segmentů, a zbytkem celého těla. Rozpoznání četných událostí, které se během chůze vyskytnou, tedy vyžaduje pohled na chůzi z několika různých aspektů. Existují tři základní přístupy. Nejjednodušší z nich rozděluje KC podle změn kontaktu nohou se zemí. Druhá metoda se zabývá časovými a distančními vlastnostmi kroku. Třetí přístup vyhodnocuje funkční význam událostí v rámci KC a určuje tyto intervaly jako funkční fáze chůze (Perry a Burnfield, 2010, s. 3).

Normální chůze zahrnuje 5 atributů, které často chybí v průběhu patologické chůze. Těmito atributy jsou stabilita při stožení, dostatečné odvinutí chodidla od země při švihové fázi krokového cyklu, adekvátní délka kroku, přiměřené hospodaření s energií a správné přednastavení chodidla před švihovou fází KC (Gage a Schwartz, 2009, s. 40).

3.2 Krokový cyklus

Základní jednotkou chůze je KC, který je vymezen dvěma po sobě následujícími kontakty jedné nohy s podložkou (Vařeka, Janura a Vařeková, 2018, s. 81).

KC je započat fází iniciálního kontaktu jedné nohy a je ukončen kontaktem té samé nohy s podložkou, což se dá chápat jako fáze iniciálního kontaktu dalšího KC. Při normální symetrické chůzi se KC dělí na fázi opornou a švihovou, a to v procentuálním zastoupení přibližně 60 % pro fázi opornou a zbylých 40 % pro fázi švihovou (Kirtley, 2006, s. 16).

Fáze oporná se dále dělí na dílčí fáze:

- fáze počátečního kontaktu (initial contact, tato fáze má interval 0 % až 2 % KC),
- fáze postupného zatěžování (loading response, 2 % až 12 % KC),
- fáze středního stoje (midstance, 12 % až 31 % KC),
- fáze konečného stoje (terminal stance, 31 % až 50 % KC),
- fáze předšvihová (preswing phase, 50 % až 62 % KC).

Fáze švihová se dále dělí na:

- fázi počáteční švihovou (initial swing, 62 % až 75 % KC),
- fázi střední švihovou (midswing, 75 % až 87 % KC),
- fázi konečnou švihovou (terminal swing, 87 % až 100% KC) (Perry a Burnfield, 2010, s. 11–16).

Kromě fáze oporné a švihové existuje ještě třetí fáze, kterou je fáze dvojí opory, při níž jsou obě DKK ve styku s opornou bází. Fáze dvojí opory je přechodem mezi fází švihovou a opornou a právě tato fáze odlišuje chůzi od běhu, při kterém fáze dvojí opory chybí (Véle, 2006, s. 350).

Oporná fáze

V průběhu oporné fáze dochází v KYK k extenzi (EX) již od kontaktu paty až po odvinutí palce. Počáteční zevní rotace (ZR) přechází do vnitřní rotace (VR) jakožto prevence addukce (ADD) stehna a tím i poklesu pánve ke druhé straně. Nejprve se při kontaktu paty s opornou bází mírně aktivuje gluteální svalstvo a flexory KOK. V průběhu střední části opory aktivita těchto svalů mizí. Ke konci oporné fáze se aktivují adduktory KYK. V KOK dochází k mírné FL od kontaktu paty s opornou bází až po dotyk celé plosky nohy s opornou bází. Poté dochází k EX v KOK až do odvíjení paty, při kterém opět začíná mírná FL v KOK, která oplošťuje zdvih těžiště, což má za následek ekonomizaci chůze. Na počátku oporné fáze je aktivní m. quadriceps femoris a m. vastus intermedius. V okamžiku dosažení vertikální polohy DK dochází k uzamknutí KOK, funkce extenzorů je tedy zbytečná. V hlezenním kloubu dochází k PF, noha přilne k oporné ploše. Na počátku oporné fáze je aktivní m. tibialis anterior a m. fibulares, které zabraňují padání špičky, poté jejich aktivita ustupuje a opět nastává při odvíjení prstců. Obdobně pracuje i m. extensor digitorum longus a m. extensor hallucis longus. Stabilizace stoje se účastní m. soleus. Celý m. triceps surae je aktivní od odvíjení paty až do fáze odvíjení špičky. M. tibialis posterior brání everzi a pronaci

nohy během střední části oporné fáze, v této fázi stabilizuje přední i zadní skupina lýtkových svalů KOK (Véle, 2006, s. 351–352).

Švihová fáze

Při švihové fázi dochází k flexi (FL) a mírné ZR v KYK, počáteční ADD přechází ke konci v následnou abdukci (ABD), což se projevuje hlavně při delším kroku. Ze svalů se aktivuje nejprve musculus (m.) iliopsoas, m. rectus femoris, m. biceps femoris (caput breve), m. sartorius, m. tensor fasciae latae a m. pectineus. V druhé polovině švihové fáze se aktivují adduktory DK, v terminální části švihu se mírně aktivuje i gluteální svalstvo. V KOK dochází nejprve k FL, přičemž při pomalé chůzi je aktivita flexorů KOK poměrně nízká. V druhé polovině švihové fáze dochází k EX v KOK, aktivuje se m. quadriceps femoris, m. sartorius a mediální část flexorů KOK. V hlezenním kloubu dochází k DF a mírné everzi nohy. Na počátku se aktivuje m. tibialis anterior, m. extensor hallucis longus a m. extensor digitorum longus. Uprostřed švihové fáze se aktivita těchto svalů snižuje a zvyšuje se až na konci této fáze před kontaktem paty s opornou bází. V průběhu švihové fáze jsou PF relaxovány (Véle, 2006, s. 351).

3.3 Patologie chůze

Zatímco existuje řada nemocí ovlivňujících schopnost lidské chůze, které se mohou lišit v jejich primární patologii, abnormality, které způsobují v mechanice chůze, spadají do pěti funkčních kategorií. Jedná se o deformity, svalovou slabost, ztrátu propriocepce, zhoršenou selektivní motorickou kontrolu a bolest. Každá kategorie má typické projevy funkčního poškození. Povědomí o této problematice umožňuje lépe odlišit primární poškození od substitučních projevů. Pacienti s poškozením CNS, které vyústilo ve spastickou parézu, mají čtyři typy funkčních deficitů v rozlišných kombinacích a různého rozsahu. Základním problémem je oslabení svalů a spasticita, dále se objevují se primitivní lokomoční vzorce a je narušeno selektivní řízení motoriky. K nejčastějším příčinám spastické chůze se řadí DMO, CMP, poškození mozku, nekompletní léze míšni a RS (Perry a Burnfield, 2010, s. 165–171).

Nedostatek selektivní kontroly brání pacientovi kontrolovat načasování a intenzitu svalových kontrakcí. Primitivní lokomoční a motorické vzorce se obvykle stávají alternativním zdrojem volní kontroly. Umožňují pacientovi, aby svévolně udělal krok s použitím masového vzoru FL, to znamená, že KYK a KOK se flektují současně, zatímco v hlezenním kloubu dochází k DF a v subtalárním kloubu k inverzi. Stabilita stoje je dosažena

pomocí masového extenčního vzoru, kdy se extenzory KYK a KOK a plantární flexory hlezenního kloubu zapojují společně. Neschopnost správného zapojení FL a EX eliminuje pohybové vzory, které umožňují hladký přechod ze švihové fáze krokového cyklu do fáze stojné a naopak. Primitivní vzory také neumožňují pacientovi měnit intenzitu svalové kontrakce během různých fází chůze. Dalším problémem je neúplnost vzorů, což vyúsťuje v insuficientní svalovou sílu (Perry, 1992, s. 180).

K patologickým typům chůze se řadí chůze ataktická, parkinsonská, hyperkinetická, vestibulární, kolébavá (tzv. kachní), antalgická, chabá při poškození spinálního motorického okruhu, spastická a další. Pod chabou chůzí spadá peroneální chůze, která se nazývá též chůzí kohoutí. Dochází k ní při poškození n. peroneus communis. DKK jsou vysoko zvedány, kvůli neschopnosti provést DF hlezenního kloubu, pacient našlapuje nejprve na prstce, a až potom na patu, čemuž se říká stepáž. Poškozením sestupných nervových vláken, které mají tlumivou funkci na svalový tonus, vzniká chůze spastická. Ta je typická došlapem na špičku, člověk s tímto typem chůze je tedy neschopen plného došlapu na celé chodidlo, může také dojít k hyperextenzi v KOK. V důsledku porušení selektivní hybnosti probíhá ná kročná i opěrná funkce v bloku s nedostatečnou diferenciací v jednotlivých kloubech. Ná krok probíhá spolu s rotací pánve bez potřebné FL v KOK. Spastickou chůzí provází výrazná svalová slabost a spasticita, která bývá spojena s lézí centrálního motoneuronu (Valouchová a Kolář, 2012, s. 50). Spastická chůze bývá nekoordinovaná a vyskytují se u ní tendence k pádům (Štětkářová, Ehler a Jech, 2012, s. 14). Dle lokalizace a míry poruchy se rozlišuje chůze při spastické paraparéze, hemiparéze a diparéze či triparéze u lidí s DMO. Chůze při spastické hemiparéze se vyznačuje cirkumdukací postižené DK, kdy dochází k sunutí vnější strany chodidla po podložce, noha je v PF. Dále nedochází k souhybům postižené horní končetiny, která je ve flekčním postavení v lokti a v pronaci předloktí. Hemiparetická chůze je charakteristická pro pacienty po CMP (Valouchová a Kolář, 2012, s. 50–51).

3.4 Analýza chůze

Nejjednodušší formou kvalitativní analýzy chůze je její aspekce, kterou můžeme provádět jak u chůze přirozené, tak u chůze modifikované. Při aspekci chůze přirozené je pacient bos a ve spodním prádle, popřípadě v plavkách. Chůze je hodnocena zezadu, zepředu a z boku a jednotlivé části těla ve směru zdola nahoru. Hodnotí se způsob došlapu včetně jeho hlasitosti, odvíjení nohy, dynamika nožní klenby, symetrie, délka a šířka kroku, dopínání KOK do EX a úhel EX v KYK v předšvihové fázi KC, pohyby páteře a pánve a další.

Při vyšetření chůze modifikované se dají ozřejmit poruchy, které se při chůzi přirozené nemusí pokaždé projevit, taktéž je možno chůzi modifikovanou potvrdit poruchy, které se projevíly již při aspekci chůze přirozené. Mezi chůzi modifikovanou se řadí chůze o zúžené bázi, po měkkém povrchu, pozpátku, se souběžným kognitivním úkolem, různou rychlostí s použitím vnější opory a mnoho dalších. Chůzi je možno vyšetřit i laboratorně, a to kinematicky, kineticky a měřením tlakových sil (Valouchová a Kolář, 2012, s. 48–50).

Two Minute Walk Test (2MWT)

2MWT je test, který hodnotí vzdálenost chůze, která by měla být prováděna s co nejvíc možnou rychlostí, během 2 minut. S tímto testem je možné hodnotit i výdrž pacienta. Podpůrné prostředky, jako jsou např. ortézy a berle, mohou být použity, za předpokladu zaznamenání do protokolu a použití i při případném dalším měření (www.sralab.org/rehabilitation-measures).

Five Minute Walk Test (5MWT)

Jedná se o modifikaci testu Ten Meter Walk Test (10MWT), avšak 5MWT nebyl zdaleka tak validován u různých druhů diagnóz tak jako 10MWT (www.sralab.org/rehabilitation-measures).

Six Minute Walk Test (6MWT)

6MWT je jednoduchý, levný a praktický funkční test, který je často požíván při rehabilitaci pacientů po CMP. „The American Thoracic Society“ vydala pokyny pro 6MWT, aby standardizovala způsob, jakým je test aplikován, a výsledky mohly být klinicky interpretovány. Podle těchto pokynů jsou pacienti poučeni, aby šli co nejrychleji od jednoho konce vyznačené trasy dlouhé 33 m k druhému, otočili se bez zastavení a pokračovali v chůzi, jak je to jen možné, celkem 6 minut. Měří se celková vzdálenost, která byla zdolána během 6 minut. Pokud pacient potřebuje k chůzi asistenční pomůcku, musí to být v protokolu zaznamenáno a pomůcka by měla být použita i při následných testech. Pacientům nesmí být poskytnuta fyzická pomoc při chůzi. Nedávná doporučení odrazují pacienty od mluvení během testování. 6MWT prokazuje dobrou spolehlivost a validitu při hodnocení pacientů po CMP (Verheijde et al., 2013, s. 1021–1022).

Ten Meter Walk Test (10MWT)

10MWT se používá k vyhodnocení rychlosti chůze v metrech za sekundu na krátkou vzdálenost. Čas se měří pro středních 6 m vyznačené trati, aby bylo vyloučeno počáteční zrychlení a konečné zpomalení chůze. Začátek měření je po překročení vyznačené čáry, která se nachází 2 m od počátku 10 m dlouhé trati. Konec měření je po překročení vyznačené čáry, která se nachází 8 m od počátku 10 m dlouhé trati. Zaznamenává se čas 2 měření při normální chůzi, 2 měření pro co nejrychlejší chůzi a typ asistenční pomůcky, jestliže byla použita. Pacienti by neměli během testu mluvit. Výjimkou jsou případy, kdy pacient chce požádat o ukončení testu, nebo chce oznámit přítomné symptomy jako je např. bolest a závrať. Osoba, která test provádí, by také neměla mluvit, jelikož může dojít k rozptýlení pacienta a tím k ovlivnění jeho skóre v testu. 10MWT je nejpoužívanější, i když existuje mnoho variací tohoto testu (www.sralab.org/rehabilitation-measures).

Timed 25 Foot Walk Test (T25FW)

S pomocí T25FW se měří rychlost chůze ve stopách za sekundu na trati dlouhé 25 stop, což je v převodu 7,620 m. Nejprve se měří čas při co nejrychlejší chůzi, při druhém měření jde pacient svou běžnou chůzí (www.sralab.org/rehabilitation-measures). Bylo prokázáno, že test T25FW poskytuje citlivá a reprodukovatelná měření rychlosti chůze u pacientů s RS. T25FW má také vysokou praktickou hodnotu v klinické praxi, jelikož jeho provedení vyžaduje minimum času a prostoru a poskytuje objektivní hodnocení chůze (Coleman, Sobieraj a Marinucci, 2011, s. 50).

4 FUNKČNÍ NEUROMUSKULÁRNÍ STIMULACE

Jedná se o skupinu stimulací, které mají za úkol náhradu ztracených fyziologických funkcí pomocí dráždění elektrickými impulzy. Patří sem např. FES, funkční neuromuskulární stimulace (FNS), funkční elektroneurostimulace (FENS) a spousta dalších stimulací. Z pohledu ztracené fyziologické funkce se zde řadí stimulace močového měchýře při inkontinenci, stimulace mozečku při pohybové dyskoordinaci, stimulace n. opticus při slepotě, kardiostimulace, náhrada chůze u paraplegiků, peroneální stimulátor a další. Z fyzioterapeutického hlediska se jako nejdůležitější jeví náhrada chůze (Poděbradský a Poděbradská, 2009, s. 110).

4.1 Funkční elektrostimulace

FES se v rámci fyzikální terapie řadí mezi kontaktní elektroterapii (Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 29). Metodu FES lze chápat jako druh neuroprotézy. Aplikuje se pomocí stimulátoru s různým počtem elektrod, které jsou umístěny v blízkosti periferních nervů nebo svalů. Komplexní funkční pohyb je zajištěn pomocí časově koordinovaných kontrakcí svalstva. Různé skupiny svalů jsou aktivovány díky stimulátoru, a to při využití moderní mikročipové techniky. FES je využívána obzvláště u lidí s porušenou míchou za účelem podpory stoje a chůze, dále je běžně využívána při terapii syndromu padající špičky. Účinky této terapie jsou prokázány různými studiemi (Lippertová-Grünerová, Pfeiffer a Švestková, 2005, s. 112–113).

FES slouží k opětovnému získání specifických funkcí. V některých případech může mít FES terapeutické účinky. Poškozenou míchu však neléčí ani neregeneruje. Jako dočasná terapie ke zvýšení svalové síly, rozsahu pohybu a inhibici spasticity je požívána terapeutická elektrostimulace (ES). ES se liší od FES tím, že neumožňuje vykonání specifických funkcí v každodenním životě, což je cílem FES. FES je neúčinná, pokud se cílové svaly stanou denervovanými. K denervaci dochází při poškození odpovídajících míšních kořenů nebo buněk předních rohů míšních. Denervace může být mírná nebo rozsáhlá, v závislosti na místě, rozsahu a typu poranění (Bhatia et al., 2011, s. 83).

Termín FES je neformálně používán k popsání různých aplikací NMES (neuromuskulární elektrostimulace). Avšak FES je definována výborem „Electrotherapy Standards Committee of the Section on Clinical Electrophysiology of the American Physical

Therapy Association“ jako použití NMES na inervované svaly pro ortotickou substituci. Ačkoliv je NMES obecně považována za elektrostimulaci s terapeutickým efektem, jako je např. zvětšení rozsahu pohybu, facilitace svalové aktivace a zvětšení SS, účelem aplikace FES je posílení nebo usnadnění funkční kontroly (Umphred et al., 2013, s. 1019).

K FES se většinou používá transkutánní elektroneurostimulace (TENS), která se vyznačuje nízkofrekvenčními a velmi krátkými impulzy (Konečný et al., 2018, s. 60). Právě krátká délka impulzu, která je menší než 1 ms, je jediným společným faktorem TENS. TENS je totiž velmi nesourodou skupinou jak z hlediska používaných proudů, tak i jejich účinků. TENS kontinuální, randomizovaná a skupinová mají účinek analgetický, přičemž každý je vysvětlován jinou teorií tlumení bolesti. TENS undulující má účinek myostimulační v intenzitě nadprahově motorické a je subjektivně nejpříjemnější pro elektrogymnastiku, což je typ fyzikální terapie k posilování oslabených, nikoliv denervovaných svalů jako je tomu u klasické elektrostimulace. Sinusový tvar obalové křivky u TENS undulující není optimální pro posilování, proto vznikla NMES, která taktéž spadá pod TENS, s obalovou křivkou ve tvaru lichoběžníku (Poděbradský a Poděbradská, 2009, s. 86–100).

Parametry FES

FES je považována jako aplikace elektrických impulzů do těla k obnovení ztracené nebo poškozené funkce. Elektrické impulzy jsou aplikovány na inervované svaly tak, že impulzy vedou k depolarizaci nervů, což vede k následné svalové kontrakci. Typické parametry stimulace pro FES jsou délka impulzu 100–1000 μ s a frekvence 10–100 Hz. Amplituda se mění v závislosti na aplikaci a na velikosti impedance pacienta. Pro povrchovou stimulaci však nejsou hodnoty až do 120 mA neobvyklé. Elektrody u transkutánní FES jsou aplikovány v páru, z toho je jedna elektroda obvykle přiložena k motorickému bodu a druhá, indiferentní, elektroda je umístěna distálně, či proximálně (Ewins a Durham, 2008, s. 317–319). Motorický bod svalu je anatomicky definované místo, které se obvykle nachází v proximální třetině svalu. Je to místo vstupu daného nervu a největšího nakupení nervosvalových plotének, ze kterého je možno vyvolat kontrakci nejmenší intenzitou dráždícího proudu. Optimální parametry k detekci motorického bodu jsou: použití pravoúhlých impulzů s dobou trvání 1–5 ms a frekvencí 0,3–0,15 Hz (Poděbradský a Poděbradská, 2009, 103).

Pozitivní účinky FES

Přínosy na fyzické úrovni, které může FES nabídnout, zahrnují zlepšení žilního návratu z DKK a tím i zlepšení kardiovaskulárního zdraví, snížení rizika výskytu osteoporózy, dekubitů, infekcí močových cest a močového měchýře, prevenci svalové atrofie v důsledku nečinnosti (u některých lidí může i pomoci svaly posílit). Dále dochází k usnadnění chůze, jelikož FES snižuje množství energie potřebné k chůzi, a prevenci pádů způsobených zakopnutím o vlastní nohu. Přínosy na psychické úrovni vyplývají ze zlepšené funkčnosti a větší nezávislosti (Bhatia et al., 2011, s. 84).

Při FES dochází k podráždění nejen motorických nervových vláken, ale i k dráždění dostředivých vláken. Nejvíce jsou drážděna vlákna Ia ze svalových vřetének. Tímto se objasňuje, že dochází k facilitaci reflexní cestou po určité době dráždění. Pacienti poté lépe aktivují svaly i bez FES (Trojan et al., 2005, s. 115).

Kontraindikace FES

Při FES s povrchovými elektrodami by se mělo k pacientům se srdečními kardiostimulátory nebo automatickými implantovanými defibrilátory přistupovat opatrně. Mezi kontraindikace pro FES s implantovanými elektrodami spadá nekontrolovaná spasticita, současné nebo recidivující sepse a použití kardiostimulátorů. Relativní kontraindikace zahrnují těžké svalové kontraktury (v rukou, nohou nebo celých DKK), těhotenství, přecitlivělost na elektrody, městnavé srdeční selhání, srdeční arytmie a nezahojené rány, které by elektrická stimulace mohla dráždit (Bhatia et al., 2011, s. 83).

Funkční elektrostimulace dolní končetiny

FES byla poprvé použita pro ovlivnění chůze v roce 1961. Od té doby došlo k vyvinutí přístrojů umožňujících využití FES i mimo prostředí laboratoře, což vedlo k většímu rozšíření této pomůcky mezi pacienty. Prostřednictvím stimulace daného nervu je možné pomocí FES stimulovat všechny svaly, nicméně v praxi se nejvíce používá pro ovlivnění syndromu padající špičky způsobeného poruchou CNS (Novotná a Konvalinková, 2017, s. 171).

V zahraničí se mezi dva nejpoužívanější přístroje na trhu pro FES DK se syndromem padající špičky způsobeného poruchou CNS řadí Walkaide systém a Bioness (Umphred et al., 2013, s. 1019). V současné době je v České republice využíváno dvou stimulátorů k FES chůze, a to stimulátoru Walkaide a NESS L300 Plus (Konečný et al., 2018, 61).

V České republice zdravotní pojišťovny nehradí přístrojové systémy pro FES DK, pořizovací cena těchto přístrojů je vysoká, přesahuje 100 000 Kč (Jeníček et al., 2018, s. 84).

Pokroky ve stimulačních a snímacích technologiích, stejně jako pokroky v kontrolních strategiích, učinily zařízení pro FES efektivnější a spolehlivější. Oproti dřívějším zařízením pro FES ke korekci syndromu padající špičky jsou současné stimulatory přenosné a lehčí, přičemž současné komerční systémy váží méně než 100 g. Přenosné vícekanálové stimulatory umožňující kontrolu vyššího počtu svalů během chůze jsou stále častější. Avšak běžně používané komerční systémy pro FES s povrchovými elektrodami se stále spoléhají pouze na jednokanálovou stimulaci m. tibialis anterior během švihové fáze chůze (Melo et al., 2015, s. 108).

Rehabilitace chůze za použití FES má obecně 2 klíčové body, se kterými je třeba se vypořádat. Těmito klíčovými body jsou strategie kontroly a načasování stimulačních sekvencí. Velkou pozornost při rehabilitaci motorických funkcí DK přitahuje korekce syndromu padající špičky. Dostupné jsou neuroprotézy založené na FES pro korekci syndromu padající špičky v podobě komerčních systémů, vyvíjí se i nové dosud výzkumné prototypy. Tyto systémy využívají fázi chůze ke kontrole aplikování stimulů FES pomocí senzorů. Gouwanda et al. potvrdili, že senzory pro detekci fází chůze mohou spolehlivě determinovat načasování fází chůze jak pro normální, tak pro alterovanou chůzi, a mohou být tedy spolehlivě použity pro FES DK. Nedávné studie však ukázaly, že byly zpozorovány tři hlavní způsoby svalové aktivace během chůze jedné a té samé osoby, každý způsob měl různé intervaly aktivace svalů. Senzory jsou schopny snímat pohyb DK ve 3-D prostoru, avšak se může stát, že neurčí přesně dobu dané svalové kontrakce. EMG je přirozeným projevem svalové kontrakce. Svalová kontrakce může vyvolat různé pohybové vzorce. Senzory pro detekci chůze a EMG mohou společně poskytovat přesný prostorový a časový obraz pohybu DK (Bao et al., 2017, s. 2462).

FES je používána ke stimulaci svalů DK za účelem lidské chůze a k vytvoření sekvence svalové aktivace DK, která je potřebná při cyklickém pohybu u osob, které nejsou schopny tyto pohyby aktivně provádět (Doucet, Lamb a Griffinb, 2012, s. 202). Existují pokročilé technologie kombinující ortézy s vícekanálovou FES, jako je např. systém ARGO (Hoskovcová a Gál, 2012, s. 209). Systém ARGO (z anglického „Advanced Reciprocating Gait Orthosis“) je zařízení používané v ambulancích, které je složeno z dvojité ortézy a čtyřkanálového funkčního elektrostimulátoru aktivujícího svaly KYK a KOK, což vede

k pohybu DKK, a tím k chůzi. Nevýhodou tohoto zařízení je složitost jeho ovládní pro terapeuta a náročnost použití pro pacienta, co se týče vytrvalosti a energetického výdeje. FES byla také začleněna do systémů napodobujících jízdu na kole, jakým je např. RT300. Protokoly FES DKK simulující jízdu na kole prokázaly, že snižují spasticitu, zvyšují SS DKK, zlepšují držení těla a funkci DKK pacientů s hemiparézou po CMP. Johnston et al. také potvrdili zvětšení SS a zlepšení funkce DKK u dospělých pacientů s DMO po 12týdenním programu FES simulující jízdu na kole v domácím prostředí (Doucet, Lamb a Griffinb, 2012, s. 202–209).

Dále je možno využít hybridních neuroprotéz (HNP), převážně pro pacienty po poranění páteřní míchy. Jedná se o hybridní systém exoskeletálního vyztužení a vícekanálové FES pro usnadnění stání a chůze po rovině i do schodů pro tyto pacienty. Ortotické komponenty sestávají z elektromechanických kloubů, které se automaticky zamykají i odemykají. Prototyp HNP obsahuje systém FES, který se skládá z šestnácti stimulačních kanálů s implantovanými intramuskulárními elektrodami pro aktivaci svalů DKK a trupu. Pomocí FES jsou střídavě na obou DKK aktivovány tyto svaly: m. quadriceps pro EX v KOK, ischiokrurální svaly a m. gluteus maximus pro EX v KYK, m. gluteus medius pro ABD v KYK, m. iliopsoas pro FL v KYK, m. erector spinae pro EX trupu, svaly přední skupiny bérce pro DF hlezenního kloubu a lýtkové svaly pro PF hlezna. Vzhledem k tomu, že prototyp HNP byl postaven z běžných komponent, aby se minimalizovaly náklady na jeho vývoj, přiměřená hmotnost a kosmetické specifikace pro klinické použití nebyly splněny. Taktéž je pro běžné využití nevyhovující kvůli vysoké energetické náročnosti (Kobetic et al., 2009, s. 447–459).

Způsoby aplikace FES

Až donedávna byla FES omezena na tři druhy aplikací, a to povrchovou stimulaci, perkutánní a plně implantované drátové elektrody. Každá z těchto stimulačních metod má řadu výhod a nevýhod, které omezují jejich použití v systémech FES (Weber et al., 2005, s. 242). Povrchová stimulace může být neschopná dosáhnout hlubokých struktur, jako jsou např. nervy inervující kyčelní flexory. Perkutánní elektrody procházející kůží jsou vhodné pouze pro krátkodobou FES, protože jsou náchylné k infekci. Subkutánní (perkutánní a implantované) elektrody mohou mít vyšší selektivitu pro stimulaci, tím pádem jejich elektrické impulzy mohou být nižší než ty, které jsou potřebné s povrchovými elektrodami. Implantované elektrody jsou umístěny chirurgicky uvnitř těla, kde často zůstávají po zbytek života. Podstatnou nevýhodou implantovaných elektrod je to, že je nutno provést invazivní

zákrok do těla a stejně jako u každého chirurgického zákroku existuje riziko infekce (Nagai et al., 2016, s. 480–481). Avšak nedávno byla vyvinuta nová injekční technologie mikrostimulátoru nesoucí název BION (viz Obrázek 4, s. 52), která nevyžaduje chirurgickou implantaci drátů (Weber et al., 2005, s. 242).

Ovládání s otevřenou a uzavřenou smyčkou

Jak již bylo zmíněno, většina systémů FES kontroluje načasování stimulace detekcí fázi chůze, snímáním volitelné EMG aktivity, nebo ovládatelnými spínači. Programy stimulace jsou obvykle naprogramovány dopředu, mohou se změnit pouze ručně, tomuto odpovídá řízení s otevřenou smyčkou. Pokud dojde k únavě svalů nebo změně svalového tonu tedy ke změně spasticity, parametry FES musí být upraveny tak, aby bylo dosaženo stejného pohybu jako před změnou. Současné výzkumy se zaměřují na automatické přizpůsobení parametrů FES aktuální situaci závislé na potřebách uživatele. Tyto systémy s uzavřenou smyčkou monitorují současný pohyb a volí intenzity stimulace tak, že se získá požadovaný funkční pohyb. Současně může dojít ke zpoždění nástupu svalové únavy tím, že se předejde nadměrné stimulaci. K realizaci takových uzavřených smyčkových systémů FES se v poslední době stále více používají bezdrátové inerciální senzory. Řídicí algoritmus, který vyhodnocuje měření a který rozhoduje, jak nastavit parametry FES, je typicky implementován na řídicí jednotce v mikro provedení. V konvenční zpětnovazební kontrole se aktuální intenzita stimulace nastavuje na základě aktuálního měření. Vzhledem k tomu, že dynamika FES je pomalá a chůze zahrnuje spíše rychlé svalové kontrakce a pohyby, bylo zjištěno, že tato konvenční zpětnovazební kontrola má omezené použití. Řízení run-to-run nebo opakovaně se učící řízení, jsou schopny využít opakované povahy chůze učením se z měření získaných při předchozích krocích (Schauer a Seel, 2018, s. 312–313).

Výhody a nevýhody FES oproti používání hlezenních ortéz

FES má řadu výhod oproti používání hlezenních ortéz pro řešení syndromu padající špičky (viz Tabulka 4, s. 56). Aktivní kontrakce produkovaná FES může být nápomocná v boji proti svalové atrofii a snížení rozsahu pohybu, která se pojí s pasivní podporou nabízenou hlezenními ortézami. Aktivní svalové kontrakce a pohyb kloubů navíc stimulují svalová vřeténka, Golgiho šlachová tělíska a proprioreceptory, zvyšují smyslové vnímání a vstup do CNS. Tento sensorický vstup zlepšuje motorický výkon, včetně kvality a kontroly pohybových vzorců, stupně reflexní aktivity a rovnováhy svalového tonu. Opakovaný aktivní

pohyb stimulovaný pomocí FES, v tomto případě facilitace chůze, také přispívá k motorickému učení a neuroplastickým změnám v CNS. FES podporuje dlouhodobé zlepšení motorické kontroly, rovnovážnou aktivaci svalů, kvalitu a efektivitu chůze zavedením a podporou aktivního pohybu u pacientů se syndromem padající špičky (Cameron, 2010, s. 19).

Výhodou FES je chybění zátěže v podobě vnějších mechanických ortotických pomůcek, což vede ke spoléhání se na vlastní svalstvo. Nevýhodou je výskyt únavy, která je výsledkem synchronního náboru motorických jednotek, což může vést ke krátkým dobám trvání stoje (Ewins a Durham, 2008, s. 317–319).

Funkční elektrostimulátory DK

Na trhu existuje spousta komerčních funkčních elektrostimulátorů s různými parametry FES (viz Tabulka 5, s. 57) ke korekci syndromu padající špičky:

a) Odstock Dropped Foot Stimulator

Jednokanálový stimulátor s povrchovými elektrodami, který je složen z patního spínače připojeného k přenosné řídicí jednotce umístěné v pase uživatele (Melo et al., 2015, s. 105). Slouží ke korekci syndromu padající špičky vyvoláním DF v hleznu stimulací n. peroneus communis. Elektrody jsou typicky uloženy na povrchu kůže v místě motorického bodu n. tibialis anterior a v místě kde n. peroneus communis prochází okolo hlavičky fibuly (viz Obrázek 5, s. 52) (Taylor et al., 1999, s. 440). Používá se tlakový spínač umístěný v botě, který snímá kontakt paty. Stimulace n. tibialis anterior je spouštěna v průběhu odvíjení paty postižené DK od země, stimulace probíhá v průběhu celé švihové fáze. Tlakový spínač se opět vypne při kontaktu paty postižené DK se zemí (Miller et al., 2014, s. 482).

b) Ness L300 system

Jednokanálový stimulátor s povrchovými elektrodami, který zahrnuje stimulační jednotku uloženou pomocí manžety pod KOK, bezdrátový patní spínač a ruční ovládání intenzity (viz Obrázek 7, s. 53) (Melo et al., 2015, s. 105).

c) Walkaide system

Jednokanálový stimulátor s povrchovými elektrodami, který se taktéž skládá ze stimulační jednotky umístěné pod KOK pomocí manžety (viz Obrázek 6, s. 53) (Melo et al., 2015, s. 105). Walkaide má unikátní funkce činící jej obzvláště vhodným pro léčbu

syndromu padající špičky. Walkaide systém je jediné zařízení na trhu, které používá snímač náklonu bérce k detekci úhlové rychlosti nohy během chůze a tyto informace je schopno využít k určení, kdy spustit stimulaci a tím svalovou kontrakci během krokového cyklu. Většina ostatních zařízení používá k detekci začátku a konce švihové fáze patní spínač. Jenže u zařízení s patním spínačem dochází ke stimulaci v momentě, kdykoliv je pata mimo zemi, tím může dojít ke stimulaci, i když se zvedne pouze pata, nikoliv i prsty na nohou. To může podpořit neefektivní vzory chůze, včetně stepáže a chůze s cirkumdukci. Spouštěním stimulace specificky v odezvě na pohyb DK v sagitální rovině stimuluje Walkaide DF, když pacient pohybuje DK přímo v sagitální rovině. Tato jedinečná stimulace s aktivovaným senzorem náklonu bérce podporuje normální chůzi nejen stimulací DF hlezenního kloubu s optimálním načasováním během chůze, ale také pomáhá pacientovi snížit kompenzační pohyby a zlepšit volní motorickou kontrolu KYK a KOK. Všechny tyto funkce podílející se na systému Walkaide umožňují osobám se syndromem padající špičky chodit rychleji, bezpečněji a s nižší spotřebou energie (Cameron, 2010, s. 19–20).

d) *STIMuSTEP system*

Dvoukanálový stimulátor s implantovanými elektrodami se používá ke stimulaci obou větví n. peroneus communis. Hluboká větev zajišťuje DF a inverzi a povrchní větev everzi a PF. Tyto pohyby lze regulovat přizpůsobením relativních vlastností stimulace každého nervu. Zařízení se skládá z pasivního přijímače, který přijímá stimulační impulzy z externího regulátoru připevněného k DK přes přijímač prostřednictvím rádiové telemetrie. Používají se epineurální elektrody. Zařízení je ovládané pomocí spínače citlivého na tlak, který je umístěn v botě (Taylor et al., 2016, s. 240).

e) *ActiGait system*.

Čtyřkanálový stimulátor s implantovanými elektrodami používaný k získání lepší kontroly nad DF, everzí a inverzí nohy. Systém ActiGait selektivně stimuluje n. peroneus communis (Schauer a Seel, 2018, s. 314). Funkční elektrostimulátor ActiGait využívá stejné kontrolní principy jako STIMuSTEP system (Melo et al., 2015, s. 106).

5 DISKUSE

V diskusi se zaměřím na objektivizaci účinků FES DK u různých diagnóz (CMP, RS a DMO), dále porovnáám FES DK a další možnosti terapie spastické parézy a syndromu padající špičky pomocí analýzy výsledků odborných studií.

5.1 Aplikování pouze FES

Pacienti s RS

Street a Singleton (2018) ve své studii zkoumali ortotický efekt a další přínosy FES DK, jako je snížení bolesti kloubů. K FES byl použit Odstock Dropped Foot Stimulator. Do studie bylo zahrnuto 145 osob se syndromem padající špičky způsobeným RS, přičemž průměrný věk byl 52 let (rozmezí 28–74 let). K hodnocení rychlosti chůze byl použit 10MWT. Měření rychlosti chůze bylo prováděno v den zahájení FES DK, po 6 měsících a po 2, 3, 4 a 5 letech používání funkčního elektrostimulátoru. Signifikantní rozdíl v rychlosti chůze byl vždy zjištěn s aplikováním FES DK ve srovnání s chůzí bez FES DK. V den zahájení FES DK došlo k průměrnému zvýšení rychlosti o 14 % s použitím funkčního elektrostimulátoru oproti rychlosti bez jeho použití. Po 6 měsících používání FES DK došlo k průměrnému zvýšení rychlosti o 16 %, po 2 letech byl nárůst o 14 %, po 3 letech o 18 %, dále po 4 letech o 30 % a nakonec po 5 letech o 13 %. Významný pokles bolesti kloubů byl zjištěn po 6 měsících používání FES. Ze studie vyplývá, že dlouhodobí uživatelé FES DK stále profitují z ortotického účinku navzdory progresi RS. K potvrzení efektu snížení bolesti kloubů DK po aplikaci FES DK je potřeba dalších studií.

K podobným výsledkům, co se týče ortotického efektu, dospěli i Barrett et al. (2009) ve své randomizované studii, ve které taktéž hodnotili vliv FES DK v podobě jednoboké stimulace n. peroneus communis u pacientů se syndromem padající špičky způsobeným sekundárně progresivní RS. Studie zahrnovala 44 probandů, z nichž 20 bylo vybráno k aplikaci FES DK, zbylých 24 probandů bylo zahrnuto do programu konvenční rehabilitace v podobě cvičení v domácím prostředí. Výzkum trval po dobu 18 týdnů a k měření rychlosti chůze sloužil hlavně 10MWT. Skupina s 24 probandy, kteří absolvovali konvenční rehabilitaci, prokázala statisticky významný nárůst rychlosti chůze ve srovnání se skupinou s 44 probandy, u kterých byla použita FES DK, jež nevykazovala významnou změnu v rychlosti chůze bez FES DK. Avšak s použitím FES DK došlo k zvýšení rychlosti chůze po 12 týdnech o 6 % a po 18 týdnech o 9 % oproti naměřeným hodnotám bez FES DK. Z této

studie vyplývá, že konvenční terapie v podobě cvičení má větší terapeutický efekt na rychlost chůze než FES DK a že FES DK má na chůzi efekt ortotický.

Ortotický efekt FES DK, jakožto okamžitý rozdíl v rychlosti chůze s FES DK oproti chůzi bez FES DK, ve své studii potvrdili i Stein et al. (2009) a Street, Taylor a Swain (2015).

Esnouf et al. (2010) zkoumali vliv funkčního elektrostimulátoru Odstock dropped foot stimulator u pacientů se sekundárně progredientní RS. Ve studii byl potvrzen pozitivní vliv tohoto stimulátoru na snižování zakopávání během chůze, což mělo vliv na menší počet pádů během chůze, a zvyšování vzdálenosti chůze. Medián počtu pádů byl 5 ve skupině s použitím funkčního elektrostimulátoru, kdežto ve skupině bez jeho použití byl medián počtu pádů 18.

Pacienti po CMP

Jeníček et al. (2018) ve své pilotní studii zkoumali efekt ambulantní FES v podobě stimulace n. peroneus communis. Studie se zúčastnilo 14 probandů se spastickou parézou a syndromem padající špičky, která byla způsobena CMP. V průběhu vzniku studie byli probandi již v chronické fázi CMP. Pravidelná ambulantní FES byla prováděna pomocí stimulátoru Walkaide po dobu 4 týdnů, 5x týdně, v podobě 30minutových intenzivních terapeutických jednotek. Chůze byla hodnocena pomocí 2MWT a testu Emory Functional Ambulation Profile. Na konci této 4týdenní intervence došlo k průměrnému zlepšení skóre Emory Functional Ambulation Profile o 11 %, průměrné zlepšení výsledků 2MWT bylo o 9 %. Byl tedy pozorován pozitivní vliv pravidelné a intenzivní FES n. peroneus communis na rychlost a výkonnost chůze.

Embrey et al. (2010) zkoumali vliv FES DK na chůzi u pacientů s hemiplegií po CMP. Studie se zúčastnilo 28 probandů okolo věku 60 let. Ve skupině A byla aplikována FES DK, ve skupině B nikoliv. Chůze byla hodnocena pomocí 6MWT, a to před zahájením FES DK, po 3 měsících jejího používání a po 3 měsících od konce jejího používání. Studií bylo vyhodnoceno, že došlo k zlepšení parametrů chůze u pacientů s hemiplegií v chronické fázi CMP díky FES DK, která během chůze stimulovala jak dorzální, tak i plantární flexory hlezenního kloubu. Kombinace této dvoukanálové FES s intenzivní, pravidelnou chůzí se promítla do lepší funkce a účasti v běžných denních činnostech, a to i po ukončení FES po době 3 měsíců.

5.2 Aplikování FES a BTX

Konečný et al. (2018) zkoumali účinnost komplexní terapie pomocí aplikování BTX, konvenční rehabilitace a FES u pacientů po CMP se syndromem padající špičky. Experimentální i kontrolní skupina obsahovala 12 probandů. Obě skupiny podstoupily komplexní rehabilitaci trvající 6 týdnů. V experimentální skupině byla navíc prováděna FES dorzálních flexorů hlezenního kloubu pomocí elektrostimulátoru Walkaide. Chůze s tímto stimulatorem probíhala v průměru 2 hodiny denně, 5 dní v týdnu. Rychlost chůze byla měřena na začátku a konci terapie, a to za použití 10MWT. MAS byla použita k hodnocení spasticity paretické DK. Zaznamenána byla statisticky významná změna v rychlosti chůze v experimentální skupině z vstupní průměrné hodnoty 0,28 m/s na výstupní 0,71 m/s, oproti změně v kontrolní skupině z 0,21 m/s na 0,34 m/s. Došlo taktéž k signifikantní změně spasticity v obou skupinách, rozdíly mezi nimi jsou však statisticky nevýznamné. Vliv FES na spasticitu nebyl pozorován.

Galen et al. (2012) se ve své studii zabývali efektem použití kombinované terapie pomocí BTX a FES u osmi dětí se spastickou DMO, přičemž výzkum trval 20 týdnů. K zjištění efektivity byl měřen úhel v hlezenním kloubu na konci švihové fáze chůze. Kombinovanou intervencí došlo u většiny subjektů k nárůstu DF v hlezenním kloubu v průběhu švihové fáze chůze, což mělo také pozitivní vliv na lepší přednastavení nohy v průběhu iniciálního kontaktu. Tato studie prokázala, že použití kombinované terapie pomocí BTX je účinná v terapii dětí se spastickou DMO.

5.3 Porovnání účinků FES a hlezenní ortézy

Karniel et al. (2019) porovnávali použití FES a hlezenní ortézy u pacientů se syndromem padající špičky v subakutní fázi CMP vzhledem k parametrům chůze. Této pilotní studie se zúčastnilo 21 probandů, z toho u 10 byla aplikována FES a u zbylých 11 hlezenní ortéza. Obě skupiny obsahovaly probandy s podobnými kritérii, jakými jsou věk, pohlaví, výška, hmotnost a doba po CMP. Terapie v podobě chůze s využitím FES u jedné skupiny a hlezenní ortézy u skupiny druhé probíhala alespoň 15 min. denně, 5 dní v týdnu. Měření bylo provedeno na začátku, po 4 a 12 týdnech od počátku terapie. Z testů byly použity 10MWT, 6MWT, dynamická EMG a další. U obou skupin pacientů bylo zaznamenáno zlepšení ve všech měřeních, dokonce bez rozdílu mezi použitím FES a hlezenní ortézy, z čehož vyplývá, že v tomto případě je FES přinejmenším stejně účinná jako použití hlezenní

ortézy. U FES došlo po 12 týdnech používání k prodloužení švihové fáze chůze paretické DK a k symetričtější chůzi, díky většímu prodloužení kroku DK se syndromem padající špičky. K signifikantnímu zlepšení parametrů chůze došlo za použití FES již po 4 týdnech, kdežto za použití hlezenní ortézy tomu bylo až po 12 týdnech.

Prenton et al. (2018) ve své meta-analýze porovnávali 8 studií, z nichž se 7 zabývalo pacienty po CMP. 1 studie z 8 pojednávala o pacientech s DMO. Tato meta-analýza poprvé potvrdila, že použití FES i hlezenní ortézy má stejný terapeutický účinek na rychlost chůze u pacientů se syndromem padající špičky způsobeného poruchou CNS. FES a hlezenní ortéza mají tedy srovnatelný pozitivní terapeutický efekt na rychlost chůze u neprogredujících neurologických diagnóz.

Schiemanck et al. (2015) zkoumali účinek FES s implantovanými elektrodami (stimulátor ActiGait) u pacientů po prodělané CMP, konkrétně v chronické fázi. Studie se zúčastnilo 10 probandů, kteří museli splňovat tyto podmínky: prodělaná CMP alespoň před šesti měsíci, oslabené dorzální flexory hlezenního kloubu, kvůli čemuž musí být při chůzi použita hlezenní ortéza, pasivní rozsah pohybu v hlezenním kloubu do DF minimálně 30 °, alespoň 0 ° DF při stoji s extendovaným KOK, svalový tonus dle MAS ≤ 3 , schopnost chůze alespoň 10 minut bez kompenzační pomůcky (nevztahuje se na hlezenní ortézu), věk 18-65, pozitivní odpověď na FES n. peroneus communis (NESS L300), přičemž pozitivní odpovědí bylo správné provedení fáze počátečního kontaktu za použití stimulátoru. Během 3 týdnů se postupně zvyšoval čas použití stimulátoru ActiGait, a to od 15-60 min. za den během prvního týdne až po 6 h denně. Kvůli komplikacím bylo analyzováno pouze 8 pacientů. Probandi byli testováni před implantováním elektrod, poté po dvou, osmi a šestadvacíti týdnech od začátku používání FES, a to za pomoci 6MWT, 10MWT a dalších testů. Zaznamenáno bylo signifikantní zlepšení, co se týče symetrie délky kroku. Statisticky významné změny v rychlosti chůze a v energetické náročnosti chůze nebyly prokázány. Spokojenost probandů byla obecně lepší s FES než s hlezenní ortézou, což se ale neprojevalo ve větší míře na objektivních parametrech chůze.

ZÁVĚR

FES DK má své výhody oproti používání hlezenních ortéz. Mezi tyto výhody patří oddálení výskytu svalové atrofie a snížení rozsahu pohybu, což je způsobeno aktivní kontrakcí produkovanou FES. Aktivní svalová kontrakce spojená s pohybem kloubů navíc stimuluje svalová vřeténka, Golgiho šlachová tělíska a proprioreceptory, tím se zvyšuje smyslové vnímání a vstup do CNS. Tento senzoričtý vstup zlepšuje motorický výkon, včetně kvality a kontroly pohybových vzorců, stupně reflexní aktivity a rovnováhy svalového tonu. Opakovaný aktivní pohyb stimulovaný pomocí FES dále přispívá k motorickému učení a neuroplastickým změnám v CNS. FES podporuje kvalitu a efektivitu chůze. K dalším výhodám FES nesporně patří absence zátěže v podobě vnějších mechanických ortotických pomůcek. K jedním z mála nevýhod FES DK se řadí výskyt únavy, jež je způsobena synchronním náborem motorických jednotek, a vysoká pořizovací cena funkčního elektrostimulátoru, která je vyšší jak 100 000 Kč.

Z výsledků studií je patrné, že FES DK má pozitivní vliv na parametry chůze, tudíž má své místo v terapii pacientů se spastickou parézou a se syndromem padající špičky. FES má tedy pozitivní dopad na tyto pacienty. Statisticky významný je hlavně ortotický efekt, díky kterému dochází ke zvyšování rychlosti chůze.

Avšak ze studií také vyplývá, že FES v jiných ohledech není dostatečná, ale v kombinaci s jinými prostředky se může účinek násobit. Pro pacienty se spastickou parézou, kvůli které u nich dochází ke zhoršení chůze, je vhodné, aby využili všech dostupných prostředků ke zlepšení svého zdravotního stavu.

Přínosem této bakalářské práce je sumarizace české a zahraniční odborné literatury, vědeckých článků a studií pojednávajících o spastické paréze, syndromu padající špičky a dalších věcech spojených s FES DK.

REFERENČNÍ SEZNAM

- AMBLER, Z. 2006. *Základy neurologie* (6. vydání). Praha: Galén. ISBN 80-7262-433-4.
- BAO, X., BI, Z., LU, X. a WANG, Z. 2017. Stimulation time determination for lower limb FES by using gait event and a “delay.”, 39th Annual International Conference of the IEEE, *Engineering in Medicine and Biology Society* [on-line]. 2462–2465. [cit. 2019-04-28]. Dostupné z: doi: 10.1109/embc.2017.8037355.
- BARRETT, C., MANN, G., TAYLOR, P. a STRIKE, P. 2009. A randomized trial to investigate the effects of functional electrical stimulation and therapeutic exercise on walking performance for people with multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis Journal* [on-line]. 15(4), 493–504, [cit. 2019-05-02]. ISSN 1477-0970. Dostupné z: doi: 10.1177/1352458508101320.
- BERENPAS, F., SCHIEMANCK, S., BEELEN, A., NOLLET, F., WEERDESTeyN, V. a GEURTS, A. 2018. Kinematic and kinetic benefits of implantable peroneal nerve stimulation in people with post-stroke drop foot using an ankle-foot orthosis. *Restorative Neurology and Neuroscience* [on-line]. 36(4), 547–558, [cit. 2019-04-27]. ISSN 1878-3627. Dostupné z: doi: 10.3233/rnn-180822.
- BHATIA, D., BANSAL, G., TEWARI, R. P., a SHUKLA, K. K. 2011. State of art: Functional Electrical Stimulation (FES). *International Journal of Biomedical Engineering and Technology* [on-line]. 5(1), 77–99, [cit. 2019-04-16]. ISSN 1752-6426. Dostupné z: doi: 10.1504/ijbet.2011.038474.
- BRONSTEIN, K. S., POPOVICH, J. M. a STEWART-AMIDEI, C. 1991. *Promoting stroke recovery: a research-based approach for nurses*. St. Louis, Missouri: Mosby-Year Book. ISBN 0-8016-6229-X.
- CAMERON, M. H. 2010. The Walkaide® functional electrical stimulation system - A novel therapeutic approach for foot drop in central nervous system disorders. *European Neurological Review* [on-line]. 5(2), 18–20, [cit. 2019-03-17]. ISSN 1758-3845. Dostupné z: doi: 10.17925/ENR.2010.05.02.18.

COLEMAN, C. I., SOBIERAJ, D. M. a MARINUCCI, L. N. 2011. Minimally important clinical difference of the Timed 25-Foot Walk Test: results from a randomized controlled trial in patients with multiple sclerosis. *Current Medical Research and Opinion* [on-line]. 28(1), 49–56, ISSN 1473-4877. Dostupné z: doi: 10.1185/03007995.2011.639752.

DAMIANO, D. L., PROSSER, L. A., CURATALO, L. A. a ALTER, K. E. 2012. Muscle Plasticity and Ankle Control After Repetitive Use of a Functional Electrical Stimulation Device for Foot Drop in Cerebral Palsy. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [on-line]. 27(3), 200–207, [cit. 2019-03-29]. ISSN 1552-6844. Dostupné z: doi: 10.1177/1545968312461716.

DOUCET, B. M., LAMB, A. a GRIFFINB., L. 2012. Neuromuscular Electrical Stimulation for Skeletal Muscle Function. *Yale Journal of Biology and Medicine* [on-line]. 85(2), 201–215, [cit. 2019-05-3]. ISSN 1551-4056. Dostupné z: doi: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3375668/>.

EMBREY, D. G., HOLTZ, S. L., ALON, G., BRANDSMA, B. A. a MCCOY, S. W. 2010. Functional Electrical Stimulation to Dorsiflexors and Plantar Flexors During Gait to Improve Walking in Adults With Chronic Hemiplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [on-line]. 91(5), 687–696, [cit. 2019-04-30]. ISSN 0003-9993. Dostupné z: doi: 10.1016/j.apmr.2009.12.024.

ESNOUF, J., TAYLOR, P., MANN, G. A BARRETT, C. 2010. Impact on activities of daily living using a functional electrical stimulation device to improve dropped foot in people with multiple sclerosis, measured by the Canadian Occupational Performance Measure. *Multiple Sclerosis Journal* [on-line]. 16(9), 1141–1147, [cit. 2019-05-02]. ISSN 1477-0970. Dostupné z: doi: 10.1177/1352458510366013.

EWINS, D. a DURHAM, S. 2008. Functional electrical stimulation. In: WATSON, T. *Electrotherapy: evidence-based practice* (12. vyd.). Edinburgh: Churchill livingstone – Elsevier. ISBN 978-0-443-10179-3.

FÖLSCH, U. R., KOCHSIEK, K. a SCHMIDT, R. F. 2003. *Patologická fyziologie*. Praha: Grada Publishing. ISBN 80-247-0319-X.

FREEMAN, M., BACHRACH, S. J., et. al. 2006. *Cerebral palsy: a complete guide for caregiving* (2. vydání). Baltimore: The Johns Hopkins University Press. ISBN 0-8018-8355-5.

GAGE, J. R. a SCHWARTZ, M. H. 2009. Normal gait. In: GAGE, J. R., SCHWARTZ, M. H., KOOP, S. E., NOVACHECK, T. F. *The identification and treatment of gait problems in cerebral palsy* (2. vyd.). London: Mac Keith Press. ISBN 978-1-898683-65-0.

GÁL, O., HOSKOVCOVÁ, M. a JECH, R. 2015. Neuroplasticita, restituce motorických funkcí a možnosti rehabilitace spastické parézy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. 22(3), 101–127, [cit. 2019-04-27]. ISSN 1805-4552. Dostupné z: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?vid=2&sid=2935cbb7-7531-4be6-b753-5bcb7749481d%40sessionmgr4010>.

GALEN, S., WIGGINS, L., MCWILLIAM, R. a GRANAT M. 2012 A combination of Botulinum Toxin A therapy and Functional Electrical Stimulation in children with cerebral palsy--a pilot study. *Technology And Health Care: Official Journal Of The European Society For Engineering And Medicine* [online]. 20(1), 1–9, [cit. 2019-05-04]. ISSN 18787401. Dostupné z: doi: 10.3233/THC-2011-0648.

GRAHAM, J. 2010. Foot drop: Explaining the causes, characteristics and treatment. *British Journal of Neuroscience Nursing* [on-line]. 6(4), 168–172, [cit. 2019-03-18]. ISSN 1747-0307. Dostupné z: doi: 10.12968/bjnn.2010.6.4.47792.

HORÁČEK, O. a KOLÁŘ, P. 2009. Cévní onemocnění mozku. In: KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.

HOSKOVCOVÁ, M. a GÁL, O. 2012. Rehabilitace a spasticita. In: ŠTĚTKÁŘOVÁ, I., EHLER, E. a JECH, R. *Spasticita a její léčba*. Praha: Maxdorf. ISBN 978-80-7345-302-2.

JENÍČEK, J., DRÁBOVÁ, Z., JANATOVÁ, M., VÍTĚZNÍK, M. a ŠVESTKOVÁ, O. 2018. Pilotní studie efektu ambulantní funkční peroneální stimulace. *Česká a Slovenská Neurologie a Neurochirurgie* [online]. 81(1), 81–85 [cit. 2019-04-21]. ISSN 1802-4041. Dostupné z: doi: 10.14735/amcsnn201881.

KAŇOVSKÝ, P. 2015. Patofyziologie spasticity. *Neurologie pro praxi* [on-line]. 16(1), 10–13, [cit. 2019-03-04]. ISSN 1803-5280. Dostupné z: https://www.neurologiepropraxi.cz/artkey/neu-201501-0003_Patofyziologie_spasticity.php.

KARNIEL, N., RAVEH, E., SCHWARTZ, I. a PORTNOY, S. 2019. Functional electrical stimulation compared with ankle-foot orthosis in subacute post stroke patients with foot drop: A pilot study. *Assistive Technology* [on-line]. 31(1), 1–8, [cit. 2019-04-28]. ISSN 1040-0435. Dostupné z: doi: 10.1080/10400435.2019.1579269.

KIRTLEY, C. 2006. *Clinical gait analysis: theory and practice*. Edinburgh: Elsevier, ISBN 0-4431-0009-8.

KOBETIC, R., SCHNELLENBERGER, J. R., PINAULT, G. et al. 2009. Development of hybrid orthosis for standing, walking, and stair climbing after spinal cord injury. *Journal of Rehabilitation Research and Development* [online]. 46(3), 447–462, [cit. 2019-05-04]. ISSN 0748-7711. Dostupné z: doi: 10.1682/JRRD.2008.07.0087.

KONEČNÝ, P., HORÁK, S., MŮČKOVÁ, A., LERCHOVÁ, I., KOLÁŘOVÁ, B. a ELFMARK, M. 2018. Efekty kombinované terapie botulotoxinem a funkční elektrostimulace na spastickou chůzi pacientů po cévní mozkové příhodě. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [on-line]. 25(2), 59–61, [cit. 2019-04-21]. ISSN 1211-2658. Dostupné z: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?vid=3&sid=92feb1c8-b9c9-4445-986e-bb7608d537c1%40sessionmgr102>.

LIPPERTOVÁ-GRÜNEROVÁ, M., PFEIFFER, J. a ŠVESTKOVÁ, O. 2005. *Neurorehabilitace*. Praha: Galén, ISBN 80-7262-317-6.

MAREŠ, J. 2007. Demyelinizační onemocnění centrálního nervstva. In: KAŇOVSKÝ, P., HERZIG, R. et al. *Speciální neurologie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-1664-9.

MAREŠOVÁ, E., JOUDOVÁ, P. a SEVERA, S. 2011. *Dětská mozková obrna: možnosti a hranice včasné diagnostiky a terapie*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-703-5.

MC CRIMMON, C. M., KING, C. E., WANG, P. T., CRAMER, S. C., NENADIC, Z. a DO, A. H. 2015. Brain-controlled functional electrical stimulation therapy for gait rehabilitation after stroke: a safety study. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. [on-line]. 12(1), 1–12, [cit. 2019-03-27]. ISSN: 1743-0003. Dostupné z: doi: 10.1186/s12984-015-0050-4.

MELO, P. L., SILVA, M. T., MARTINS, J. M. a NEWMAN, D. J. 2015. Technical developments of functional electrical stimulation to correct drop foot: Sensing, actuation and control strategies. *Clinical Biomechanics* [on-line]. 30(2), 101–113, [cit. 2019-03-16]. ISSN: 0268-0033. Dostupné z: doi: 10.1016/j.clinbiomech.2014.11.007.

MILLER, L., RAFFERTY, D., PAUL, L. a MATTISON, P. 2014. A comparison of the orthotic effect of the Odstock Dropped Foot Stimulator and the Walkaide functional electrical stimulation systems on energy cost and speed of walking in Multiple Sclerosis. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology* [on-line]. 10(6), 482–485, [cit. 2019-03-28]. ISSN 1748-3115. Dostupné z: doi: 10.3109/17483107.2014.898340.

MUKHOPADHYAY, R., MAHADEVAPPA, M. A. a BISWAS, A. 2015. Therapeutic effects of functional electrical stimulation on motor cortex in children with spastic Cerebral Palsy. *37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* [on-line]. 3432–3435. [cit. 2018-05-15]. Dostupné z: doi 10.1109/EMBC.2015.7319130.

NAGAI, M. K., MARQUEZ-CHIN, C. a POPOVIC, M. R. 2016. Why Is Functional Electrical Stimulation Therapy Capable of Restoring Motor Function Following Severe Injury to the Central Nervous System? In: TUSZYŃSKI, M. H. *Translational Neuroscience: Fundamental Approaches for Neurological Disorders* [on-line]. [cit. 2019-04-02]. New York: Springer. ISBN 978-1-4899-7654-3. Dostupné z: doi: 10.1007/978-1-4899-7654-3_25.

NOVOTNÁ, K. a KONVALINKOVÁ, R. 2017. Využití funkční elektrostimulace pro ovlivnění chůze u pacientů s roztroušenou sklerózou. *Rehabilitation* [online]. 24(3), 170-177, [cit. 2019-04-24]. ISSN 1211-2658. Dostupné z:

<http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?vid=6&sid=92feb1c8-b9c9-4445-986e-bb7608d537c1%40sessionmgr102>.

PEACOCK, W. J. 2009. The pathophysiology of spasticity. In: GAGE, J. R., SCHWARTZ, M. H., KOOP, S. E. a NOVACHECK, T. F. *The identification and treatment of gait problems in cerebral palsy* (2. vyd.). London: Mac Keith Press. ISBN 978-1-898683-65-0.

PEKÁRKOVÁ, I. 2015. Cévní mozkové příhody. In: ROKYTA, R. *Fyziologie a patologická fyziologie: pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-4867-2.

PERRY, J. 1992. *Gait analysis: normal and pathological function*. Thorofare.: Slack. ISBN 1556421923.

PERRY, J. a BURNFIELD, J. M. 2010. *Gait analysis: normal and pathological function* (2. vyd.). Thorofare: Slack. ISBN 978-1-55642-766-4.

PETEK BALCI, B. 2018. Spasticity Measurement. *Archives of Neuropsychiatry* [on-line]. 55(1), 49–53, [cit. 2019-03-26]. ISSN: 1300-0667. Dostupné z: doi: 10.29399/npa.23339.

PFEIFFER, J. 2007. *Neurologie v rehabilitaci*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-1135-5.

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

PORTH, C. 1998. *Pathophysiology: concepts of altered health states*. (5. vydání). Philadelphia: Lippincott-Raven. ISBN 0-397-55413-3.

PRENTON, S., HOLLANDS, K., KENNEY, L. a ONMANEE, 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* [on-line]. 50(2), 129–139, [cit. 2019-04-27]. ISSN 1650-1977. Dostupné z: doi: 10.2340/16501977-2289.

Shirley Ryan AbilityLab: Rehabilitation Measures Database [online]. Chicago: Shirley Ryan, 2019 [cit. 2019-04-28]. Dostupné z: <https://www.sralab.org/rehabilitation-measures>.

SCHAUER, T. a SEEL, T. 2018. Gait Training by FES. *Biosystems & Biorobotics* [online]. 19(1), 307–323, [cit. 2019-03-30]. ISSN 2195-3562. Dostupné z: doi: 10.1007/978-3-319-72736-3_22.

SCHIEMANCK, S., BERENPAS, F., SWIGCHEM, R., MUNCKHOF, P., VRIES, J., BEELEN, A. a GEURTS, A. C. 2015. Effects of implantable peroneal nerve stimulation on gait quality, energy expenditure, participation and user satisfaction in patients with post-stroke drop foot using an ankle-foot orthosis. *Restorative Neurology and Neuroscience* [on-line]. 33(6), 795–807, [cit. 2019-04-30]. ISSN 1878-3627. Dostupné z: doi: 10.3233/rmn-150501.

STEIN, R. B., EVERAERT, D. G., THOMPSON, A. K., CHONG, S. L., WHITTAKER, M., ROBERTSON, J. a KUETHER, G. 2009. Long-Term Therapeutic and Orthotic Effects of a Foot Drop Stimulator on Walking Performance in Progressive and Nonprogressive Neurological Disorders. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [on-line]. 24(2), 152–167, [cit. 2019-05-03]. ISSN 1552-6844. Dostupné z: doi: 10.1177/1545968309347681.

STREET, T. a SINGLETON, C. 2018. Five-Year Follow-up of a Longitudinal Cohort Study of the Effectiveness of Functional Electrical Stimulation for People with Multiple Sclerosis. *International Journal of MS Care* [on-line]. 20(5), 224–230, [cit. 2019-05-02]. ISSN 1537-2073. Dostupné z: doi: 10.7224/1537-2073.2016-094.

STREET, T., TAYLOR, P., a SWAIN, I. 2015. Effectiveness of Functional Electrical Stimulation on Walking Speed, Functional Walking Category, and Clinically Meaningful Changes for People With Multiple Sclerosis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [on-line]. 96(4), 667–672, [cit. 2019-04-30]. ISSN 0003-9993. Dostupné z: doi: 10.1016/j.apmr.2014.11.017.

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

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

TAYLOR, P., BURRIDGE, J., DUNKERLEY, A., WOOD, D., NORTON, J., SINGLETON, C. a SWAIN, I. 1999. Clinical Audit of 5 Years Provision of the Odstock Dropped Foot Stimulator. *Artificial Organs* [on-line]. 23(5), 440–442, [cit. 2019-03-28]. ISSN 1525-1594. Dostupné z: doi: 10.1046/j.1525-1594.1999.06374.x.

TAYLOR, P. N., WILKINSON HART, I. A., KHAN, M. S. a SLADE-SHARMAN, D. E. M. 2016. Correction of Footdrop Due to Multiple Sclerosis Using the STIMuSTEP Implanted Dropped Foot Stimulator. *International Journal of MS Care* [on-line]. 18(5), 239–247, [cit. 2019-03-28]. ISSN 1537-2073. Dostupné z: doi: 10.7224/1537-2073.2015-038.

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

UMPHRED, D. A., BURTON, G. U., LAZARO, R. T. a ROLLER, M. L. 2013. *Umphred's neurological rehabilitation* (6. vyd.). St. Louis, Missouri: Elsevier. ISBN 978-0-323-07586-2.

URBÁNEK, K. 2000. *Skriptum speciální neurologie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 80-244-0183-5.

VALOUCHOVÁ, P. a KOLÁŘ, P. 2009. Vyšetření posturálních funkcí. In: KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.

VAŘEKA, I., JANURA, M. a VAŘEKOVÁ, R. 2018. Kineziologie chůze. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství*. 25(2), 81–86. ISSN 1211-2658.

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.

VERHEIJDE, J. L., WHITE, F., TOMPKINS, J., DAHL, P., HENTZ, J. G., LEBEC, M. T. a CORNWALL, M. 2013. Reliability, Validity, and Sensitivity to Change of the Lower

Extremity Functional Scale in Individuals Affected by Stroke. *The Journal of Injury, Function and Rehabilitation* [on-line]. 5(12), 1019–1025, [cit. 2019-04-10]. ISSN 1934-1563. Dostupné z: doi: 10.1016/j.pmrj.2013.07.001.

WEBER, D. J., STEIN, R. B., CHAN, K. M., LOEB, G. E., RICHMOND, F. J. R., ROLF, R. a CHONG, S. L. 2005. BIONic Walkaide for Correcting Foot Drop. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* [on-line]. 13(2), 242–246, [cit. 2019-03-16]. ISSN 1534-4320. Dostupné z: doi: 10.1109/tnsre.2005.847385.

WHITTLE, M. 2007. *Gait analysis: an introduction*. (4. vydání). Edinburgh: Elsevier Butterworth-Heinemann. ISBN 978-0-7506-8883-3.

WILKENFELD, A. J. 2013. Review of electrical stimulation, botulinum toxin, and their combination for spastic drop foot. *Journal of Rehabilitation Research* [on-line]. 50(3), 315–326, [cit. 2019-03-16]. ISSN 0748-7711. Dostupné z: <https://www.rehab.research.va.gov/jour/2013/503/pdf/wilkenfeld503.pdf>.

WISSEL, J. 2018. Pathophysiology of Spasticity and Therapeutic Approach. *Biosystems & Biorobotics* [on-line]. 19(1), 449–469, [cit. 2019-03-30]. ISSN 2195-3562. Dostupné z: doi: 10.1007/978-3-319-72736-3_30.

SEZNAM ZKRATEK

ABD	abdukce
ADD	addukce
AS	Ashworthova stupnice
CMP	cévní mozková příhoda
CNS	centrální nervová soustava
DF	dorzální flexe
DK	dolní končetina
DKK	dolní končetiny
DMO	dětská mozková obrna
EMG	elektromyografie
ES	elektrostimulace
EX	extenze
FES	funkční elektrostimulace
FL	flexe
HNP	hybridní neuroprotéza
KC	krokový cyklus
KOK	kolenní kloub
KYK	kyčelní kloub
m.	musculus
MAS	modifikovaná Ashworthova stupnice
n.	nervus
NMES	neuromuskulární elektrostimulace
PF	plantární flexe
PNS	periferní nervový systém
RIND	reverzibilní ischemický neurologický deficit
RS	roztroušená skleróza
SS	svalová síla
TENS	transkutánní elektroneurostimulace
TIA	tranzitorní ischemická ataka
VR	vnitřní rotace
ZR	zevní rotace

2MWT	Two Minute Walk Test
5MWT	Five Minute Walk Test
6MWT	Six Minute Walk Test
10MWT	Ten Meter Walk Test
T25FW	Timed 25 Foot Walk Test

SEZNAM PŘÍLOH

PŘÍLOHA 1

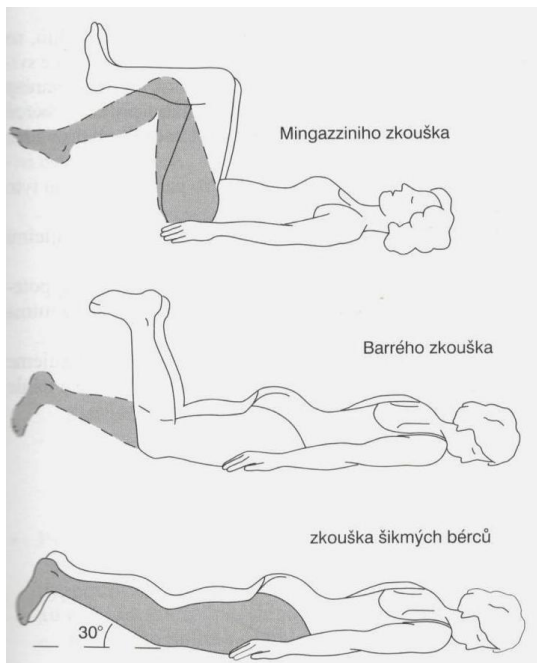
Obrázek 1 Zánikové pyramidové jevy na DK	51
Obrázek 2 Wernickeovo-Mannovo držení	51
Obrázek 3 Porovnání syndromu padající špičky ve švihové fázi bez FES (vlevo) a s FES (vpravo)	52
Obrázek 4 Injekční technologie mikrostimulátoru BION	52
Obrázek 5 Funkční elektrostimulátor Odstock Dropped Foot Stimulator	52
Obrázek 6 Funkční elektrostimulátor Walkaide.....	53
Obrázek 7 Funkční elektrostimulátor NESS L300.....	53

PŘÍLOHA 2

Tabulka 1 Porovnání spastické a chabé parézy	54
Tabulka 2 Škála hodnocení svalového hypertonu podle Ashwortha	55
Tabulka 3 Modifikovaná škála podle Ashwortha	55
Tabulka 4 Porovnání funkční elektrické stimulace a hlezenní ortézy pro korekci syndromu padající špičky	56
Tabulka 5 Komerční funkční elektrostimulátory sloužící ke korekci syndromu padající špičky a jejich parametry	57

PŘÍLOHY

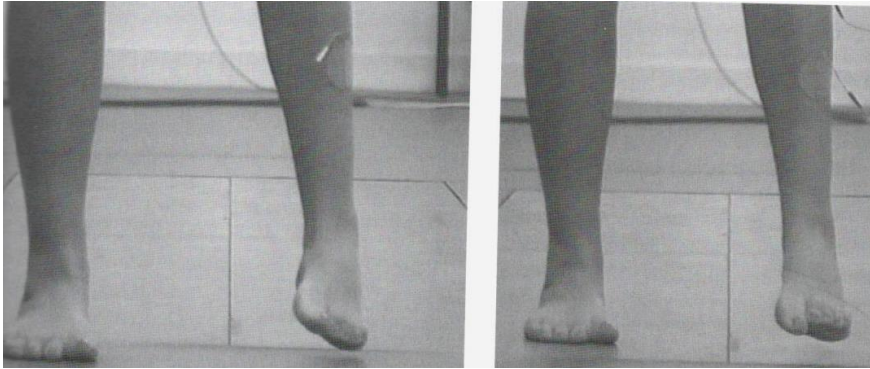
PŘÍLOHA 1



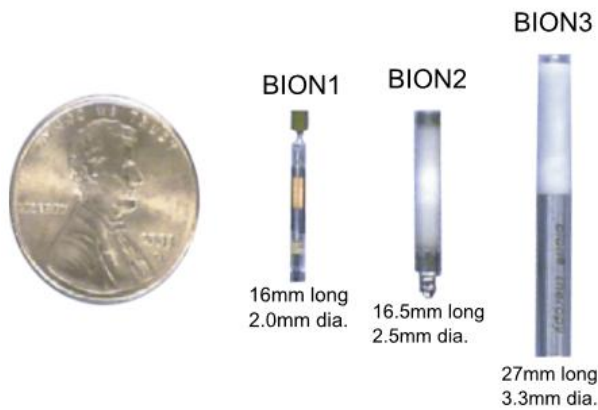
Obrázek 1 Zánikové pyramidové jevy na DK (Pfeiffer, 2007, s. 59)



Obrázek 2 Wernickeovo-Mannovo držení (Horáček a Kolář, 2009, s. 387)



Obrázek 3 Porovnání syndromu padající špičky ve švihové fázi bez FES (vlevo) a s FES (vpravo) (Ewins a Durham, 2008, s. 321)



Obrázek 4 Injekční technologie mikrostimulátoru BION (Melo et al., 2015, s. 104)



Obrázek 5 Funkční elektrostimulátor Odstock Dropped Foot Stimulator (Graham, 2010, s. 171)



Obrázek 6 Funkční elektrostimulátor Walkaide (Graham, 2010, s. 171)



Obrázek 7 Funkční elektrostimulátor NESS L300 (Graham, 2010, s. 172)

PŘÍLOHA 2

Tabulka 1 Porovnání spastické a chabé parézy

	<u>Spastická (centrální) paréza</u>	<u>Chabá (periferní) paréza</u>
Porucha hybnosti	difúzní charakter	v dané inervační oblasti
Porucha cití	difúzní charakter	v dané inervační oblasti
Reflexy šlachookosticové	hyperreflexie, popř. se zvětšenou zónou výbavnosti	hyporeflexie
Trofika svalů	atrofie po delší době, z inaktivity	atrofie mnohem dříve
Pyramidové jevy zánikové	ano	ne
Pyramidové jevy iritační	ano	ne
Svalový tonus	po pseudo-chabém stádiu hypertonie, až spasticita	hypotonie
Změny v elektrické dráždivosti	ne	ano
Fascikulace	ne	ano
Klonus	ano	ne

Tabulka 2 Škála hodnocení svalového hypertonu podle Ashwortha (Štětkářová, Ehler a Jech, 2012, s. 34)

0	žádný vzestup svalového tonu
1	lehký vzestup svalového tonu, klade zvýšený odpor při flexi i extenzi
2	výraznější vzestup svalového tonu, avšak končetinu lze snadno flektovat
3	podstatný vzestup svalového tonu – pasivní pohyb je obtížný
4	končetiny jsou ztuhlé do flexe i extenze

Tabulka 3 Modifikovaná škála podle Ashwortha (Štětkářová, Ehler a Jech, 2012, s. 35)

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

Tabulka 4 Porovnání funkční elektrické stimulace a hlezenní ortézy pro korekci syndromu padající špičky (Cameron, 2010, s. 19)

	<u>FES</u>	<u>hlezenní ortéza</u>
Snížení syndromu padající špičky	ano	ano
Zlepšení mechaniky chůze	ano	ano
Prevence ztráty pasivního rozsahu pohybu	ano	ano
Prevence ztráty aktivního rozsahu pohybu	ano	ne
Aktivní svalová kontrakce	ano	ne
Zpomalení svalové atrofie	ano	ne
Zvýšení vstupů do svalových vřetének, Golgiho šlachových tělísek a proprioreceptorů	ano	ne
Podpora motorického učení	ano	ne
Podpora neuroplastických změn	ano	ne

Tabulka 5 Komerční funkční elektrostimulátory sloužící ke korekci syndromu padající špičky a jejich parametry (Melo et al., 2015, s. 110)

				<u>Parametry FES</u>		
	<u>Typ elektrod</u>	<u>Počet kanálů</u>	<u>Typ impulsu</u>	<u>Amplituda (mA)</u>	<u>Délka impulsu (μs)</u>	<u>Frekvence (Hz)</u>
Actigait	implantované	4	Symetrický	až do 1,2	až do 300	5–50
STIMuSTEP	implantované	2	Asymetrický	až do 16	300	30
Ness L300	transkutánní	1	Symetrický	až do 80	250/450/650	20–45
Odstock	transkutánní	1	Symetrický, nebo asymetrický	20–80	7–365	40
Walkaide	transkutánní	1	Bifázický asymetrický	až do 200	25–300	16,7–33