

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav klinické rehabilitace

Bc. Terezie Fornadlová

FUNKČNÍ ELEKTROSTIMULACE CHŮZE

Diplomová práce

Vedoucí práce: doc. MUDr. Petr Konečný, PhD., MBA

Olomouc 2023

PROHLÁŠENÍ O PŮVODNOSTI PRÁCE

Prohlašuji, že jsem svou diplomovou práci vypracovala samostatně pod odborným vedením doc. MUDr. Petra Konečného, PhD., MBA a použila jsem jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

V Olomouci 27. července 2023

Podpis

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Diplomová práce

Téma práce: Funkční elektrostimulace chůze

Název práce: Funkční elektrostimulace chůze

Název práce v AJ: Functional electrical stimulation of gait

Datum zadání: 27.12.2022

Datum odevzdání:

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav klinické rehabilitace

Autor práce: Bc. Terezie Fornadlová

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

Oponent práce: Mgr. Kateřina Macháčková, Ph.D.

Abstrakt v ČJ:

Úvod: Pacienti po cévní mozkové příhodě (CMP) často trpí foot drop syndromem, kdy během švihové fáze chůze nedochází k dorsiflexi, a tím se chůze zpomaluje a hrozí riziko pádu. Funkční elektrostimulace je jedním ze způsobů, jak zlepšit parametry chůze.

Cíl: Ověřit, zda používání FES zlepší parametry chůze, jako je rychlost chůze a kvalita chůze. Dále také zjistit, zda má rehabilitace s FES vliv na spasticitu a soběstačnost pacienta.

Metodika: Studie se zúčastnilo 10 probandů v subakutním až chronickém stádiu po CMP. Všichni pacienti trpěli spastickou parézou dorsiflektorů a spasticitou plantiflexorů. Před zahájením terapie byla všem odebrána anamnéza a provedeny klinické testy a byly vyplněny dotazníky. Po absolvování 3týdenní hospitalizace s intenzivní rehabilitací a tréninkem chůze s FES bylo provedeno výstupní vyšetření. Hodnotila se zde rychlost chůze, subjektivní vnímání kvality chůze, soběstačnost, spasticita a paréza.

Výsledky: Při výstupním vyšetření vykazovali pacienti statisticky významné ($p < 0,05$) zlepšení oproti vstupnímu vyšetření. Projevilo se to ve všech měřených oblastech, tj.: rychlost chůze, subjektivní vnímání kvality chůze, soběstačnost, spasticita a paréza.

Závěr: Kombinace fyzioterapie a tréninku chůze s FES pozitivně ovlivňuje poruchy chůze u pacientů v subakutním a chronickém stádiu po CMP.

Abstrakt v AJ:

Introduction: Patients after stroke often suffer from foot drop syndrome, where dorsiflexion is not achieved during the swing phase of gait, slowing down the gait and increasing the risk of falling. Functional electrical stimulation (FES) is one way to improve gait parameters. **Aim:** To test whether the use of FES will improve gait parameters such as gait speed and gait quality. Also, to determine if rehabilitation with FES has an effect on spasticity and self-sufficiency of the patient.

Methods: 10 probands in the subacute to chronic stage after stroke participated in the study. All patients had spastic dorsiflexor paresis and plantiflexor spasticity. Before starting therapy, a medical history was taken and clinical tests were performed and questionnaires were completed by all of them. After a 3-week hospitalization with intensive rehabilitation and gait training with FES, an exit examination was performed. Gait speed, self-reported gait quality, self-sufficiency, spasticity, and paresis were assessed.

Results: At the exit examination, patients showed statistically significant ($p < 0.05$) improvement compared to the entrance examination. This was evident in all measured areas, i.e.: gait speed, subjective perception of gait quality, self-sufficiency, spasticity, and paresis.

Conclusion: The combination of physiotherapy and gait training with FES positively affects gait disturbances in patients in the subacute and chronic stages after stroke.

Klíčová slova v ČJ: funkční elektrostimulace, chůze, kvalita chůze, aktivity denního života, spasticita, spastická paréza, foot drop syndrom, syndrom horního motoneuronu, cévní mozková příhoda

Klíčová slova v AJ: functional electrical stimulation, gait, gait quality, activities of daily living, spasticity, spastic paresis, foot drop syndrome, upper motor neuron syndrome, stroke

Rozsah: 84 stran / 7 příloh

PODĚKOVÁNÍ

Mé velké díky patří na prvním místě, mému vedoucímu práce, doc. MUDr. Petru Konečnému, Ph.D., MBA. Děkuji za velkou vstřícnost, ochotu, rady a pomoc se zajištěním experimentální části práce. Dále bych chtěla poděkovat své rodině za veškerou podporu během studia, jejich korektury a připomínky k textu této práce.

Úvod

Funkční elektrostimulace (FES) je metodou elektrické stimulace, která má v dnešní době všestranné využití. Prvně byla použita u pacientů po cévní mozkové příhodě (CMP), kdy stimulovala nedostatečnou či chybějící dorsiflexi. Následně se začala využívat i jako symptomatická léčba při dalších onemocněních spadajících do kategorie syndrom horního motoneuronu. V dnešní době se také hojně kombinuje s jinými druhy léčby, např. s fyzioterapií, s použitím při různých trenažerech (veslování, ergometry) či jako doplněk k exoskeletonům, kdy pomáhá ke svalové aktivitě během robotem navozené chůze. Její využití je dnes široké a je indikována i mimo neurologické diagnózy, např. jako podpora chůze u pacientů po operacích či u seniorů.

Přes všechny tyto možnosti zůstává nejčastějším využitím syndrom padající špičky u pacientů po CMP. To je pro pacienta velmi obtěžující, jelikož způsobuje zakopávání, a s tím spojené riziko pádů, dělá chůzi energeticky náročnější a pomalejší, díky čemuž se zkracuje ušlá vzdálenost a omezuje to pacientovu participaci ve společnosti. Každé zlepšení v této oblasti přispívá ke zkvalitnění pacientova života.

Cílem této práce bylo ověřit efektivitu FES chůze a to, zda bude mít pozitivní účinky na zrychlení chůze, kvalitu chůze posouzenou pacientem, vykonávání běžných denních činností, spasticitu a parézu. Na toto se zaměřila experimentální část práce. V teoretické části práce byla věnována pozornost popisu syndromu horního motoneuronu, jeho vzniku, formám, hodnocení a možnostem léčby. V dalších kapitolách byla popisována chůze u různých diagnóz, u kterých se vyskytuje syndrom horního motoneuronu. V neposlední řadě byla také rozebrána samotná FES, její parametry, použití a konkrétní přístroje.

Tato diplomová práce čerpala ze 118 knižních i elektronických zdrojů, které byly vyhledány v databázích PubMed, ProQuest, EBSCO, Medvik a Bookport. Knižní zdroje byly vyhledány v katalogu Knihovny Univerzity Palackého v Olomouci. Primárně byly vyhledávány zdroje s datem vydání od roku 2005 dále. Vyhledávání probíhalo většinou v anglickém jazyce s těmito klíčovými slovy: functional electrical stimulation, gait, gait quality, activities of daily living, spasticity, spastic paresis, foot drop syndrome, upper motor neuron syndrome, stroke. K základní orientaci v tématu byly využity tyto zdroje:

DA CUNHA, J., M., RECH, K. D., SALAZAR, A. P., & PAGNUSSAT, A. S. 2021. Functional electrical stimulation of the peroneal nerve improves post-stroke gait speed when combined with physiotherapy. A systematic review and meta-analysis. *Annals of physical and rehabilitation medicine* [online], 64(1), 101388. [cit. 2023-07-07]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2020.03.012>

DUNNING, K., O'DELL, M. W., KLUDING, P., & MCBRIDE, K. 2015. Peroneal Stimulation for Foot Drop After Stroke. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* [online], 94(8), 649–664. [cit. 2023-06-25]. Dostupné z doi:10.1097/phm.0000000000000308.

NOVOTNÁ, K., JENÍČEK, J. 2019. Využití funkční elektrostimulace (FES) u dospělých neurologických pacientů: možnosti FES k ovlivnění chůze. *Neurol. praxi* [online]. 20(5): 395–399. ISSN 1803-5280. [cit. 2023-05-20]. Dostupné z: <https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2020/05/11.pdf>

NOVOTNÁ, K., JENÍČEK, J., JANATOVÁ, M., KUBALA HAVRDOVÁ, E., ANGEROVÁ, Y. 2019. Neurorehabilitace poruch chůze s využitím funkční elektrické stimulace – aktuální poznatky z randomizovaných klinických studií. *Cesk Slov Neurol N* [online]. 82(6): 621-626. [cit. 2023-06-21]. Dostupné z doi: 10.14735/amcsnn2019621

PERRY, J. a BURNFIELD, J. M. 2010. *Gait analysis: normal and pathological function*. 2nd ed. Ilustrovala Lydia M. CABICO. Thorofare, N.J.: SLACK. 551 s. ISBN 978-1-55642-766-4.

SHEEAN, G. 2002. The pathophysiology of spasticity. *European Journal of Neurology* [online], 9: 3-9. [cit. 2023-02-21]. Dostupné z <https://doi.org/10.1046/j.1468-1331.2002.0090s1003.x>

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

WHITTLE, M. W., LEVINE, D. a RICHARDS, J. 2012. *Whittle's gait analysis*. 5th ed. Edinburgh: Churchill Livingstone, 177 s. ISBN 978-0-7020-4265-2.

Obsah

Úvod.....	6
Obsah	8
1 Přehled poznatků.....	10
1.1 Syndrom horního motoneuronu a jeho rehabilitace	10
1.1.1 Etiologie a patofyziologie	10
1.1.2 Klinické formy UMN.....	10
1.1.3 Nadměrná svalová aktivita a spasticita	11
1.1.4 Paréza	12
1.1.5 Zkrácení svalu	13
1.1.6 Další problémy spojené s UMN.....	13
1.1.7 Hodnocení UMN.....	13
1.1.8 Farmakologická léčba	15
1.1.9 Chirurgická léčba	16
1.1.10 Neurochirurgická léčba	16
1.1.11 Rehabilitace.....	17
1.2 Chůze a její poruchy.....	19
1.2.1 Poruchy chůze u CMP.....	21
1.2.2 Chůze u roztroušené sklerózy	23
1.2.3 Chůze u traumatického poškození mozku	26
1.2.4 Chůze u dětské mozkové obrny	27
1.3 Funkční elektrostimulace	29
1.3.1 Elektrostimulace a elektrogymnastika	29
1.3.2 Specifikace peroneálních stimulátorů	30
1.3.3 Účinky peroneálních stimulátorů	31
1.3.4 Konkrétní přístroje pro korekci drop foot syndromu	31
1.3.5 Využití FES u paraplegiků.....	33
2 Cíl, výzkumné otázky a hypotézy	35
3 Metodika	36
3.1 Charakteristika testovaného souboru.....	36
3.2 Zajištění anonymity dat.....	37
3.3 Popis výzkumných metod	37
3.3.1 Použité testy chůze a soběstačnosti.....	37
3.3.2 Škála dle Tardieu	38

3.4	Provedená terapie	39
3.4.1	WalkAide System	39
3.5	Statistické zpracování.....	40
4	Výsledky	41
4.1	Výsledky k výzkumné otázce č. 1	41
4.2	Výsledky k výzkumné otázce č. 2	42
4.3	Výsledky k výzkumné otázce č. 3	44
5	Diskuse.....	47
5.1	Diskuze k výzkumné otázce č. 1	48
5.2	Diskuze k výzkumné otázce č. 2	52
5.2.1	Soběstačnost.....	52
5.2.2	Subjektivně vnímaná kvalita chůze.....	54
5.3	Diskuze k výzkumné otázce č. 3	54
5.4	Limity studie.....	56
5.5	Přínos pro praxi	57
	Závěr	59
	Seznam zkratk	60
	Seznam tabulek	61
	Seznam obrázků	62
	Referenční seznam	63
	Seznam příloh	77
	Přílohy.....	78

1 Přehled poznatků

1.1 Syndrom horního motoneuronu a jeho rehabilitace

Syndrom centrálního (nebo také horního či prvního) motoneuronu se klinicky projevuje třemi základními příznaky, a to nadměrnou svalovou aktivitou, parézou a zkrácením svalu. Podrobněji se rozděluje na příznaky pozitivní (spasticita, spastické ko-kontrakce, spastická dystonie a asociované reakce) a negativní (paréza, zkrácení svalu, ztráta obratnosti a únavnost; Kaňovský, 2004, s. 54; Štětkářová, Ehler, Jech, 2012, s. 14).

1.1.1 Etiologie a patofyziologie

Tento syndrom vzniká poškozením prvního motoneuronu a je důsledkem léze mozku či míchy, konkrétně jejich hemoragií, ischemií, infekcí, degenerací, tumorem či traumatem. Etiologie poškození nemá velký vliv na konkrétní klinický obraz, ten je více závislý na přesném umístění a velikosti léze, rychlosti vzniku a zasažení motorických sestupných drah (Štětkářová, Ehler, Jech, 2012, s. 14).

Poškození horního motoneuronu (dále UMN) vede ke ztrátě inhibičního ascendentního vlivu na spinální reflexy, které se tím stávají hyperexcitabilní (viz tabulka 1).

Desinhibované reflexy	důsledky
Proprioceptivní fázický napínací reflex	klonus, nadměrná aktivace hlubokých šlachových reflexů, fenomén sklapovacího nože
kožní a nociceptivní reflexy	flexorové spasmy, pyramidové iritační jevy a fenomén sklapovacího nože
extenzorové reflexy	extenzorové spasmy, pozitivní podpůrná reakce

Tabulka 1 Desinhibované spinální reflexy a jejich důsledky (Sheean, 2002, s. 5; Štětkářová, Ehler, Jech, 2012, s. 17)

Při lézi UMN nově vzniká tonický napínací reflex, který se u zdravých jedinců nevyskytuje a je zodpovědný za vznik spastické dystonie, ko-kontrakcí a synkinezí. Tento proces také vede k obnově funkce primárních reflexů, které bývají u zdravých dospělých běžně inhibované (Sheean, 2002, s. 5; Štětkářová, Ehler, Jech, 2012, s. 17).

1.1.2 Klinické formy UMN

Z hlediska lokalizace poškození UMN lze klinické formy rozdělit na 2 základní typy: spinální a cerebrální. Léze kortexu často vedou k určitému stupni spasticity, hyperreflexie a v některých

případech i ke klonu, ale ty jsou obvykle mnohem méně závažné povahy než symptomy vyplývající z míšních lézí. Často dochází ke vzniku antigravitační postury vlivem kapsulárního a prekapsulárního poškození kortikospinální dráhy (Kaňovský, 2004, s. 88–87; Sheean, 2002, s. 6, Ward, 2012, s. 22–23).

Pokud dojde pouze k poškození pyramidových drah, vzniká tzv. pyramidový syndrom, který se vyznačuje hyperreflexií, neobratností akrálních svalů ruky a Babinského příznakem, avšak spasticita se v tomto případě neobjevuje. Z toho vyplývá, že většina příznaků spasticity je dána současným poškozením pyramidových drah i jiných motorických descendentních drah (např. dorsálního retikulospinálního traktu), kterým se pro jejich souvislost s pyramidovou dráhou říká parapiramidové.

Spinální druh spasticity se odlišuje tím, že dochází k oslabení připomínající periferní parézu. Při přerušení dorzálního retikulospinálního traktu dochází k úplné ztrátě inhibičního vlivu na tonický napínací reflex. Při částečné míšni lézi se může stát, že ventrální facilitační motorické dráhy zůstanou zachovány, což má za následek těžkou spasticitu až flexorové spasmusy. To je důvodem, proč pacienti s inkompletní míšni lézí vykazují mnohdy těžší spasticitu, než pacient s transverzální míšni lézí (Kaňovský, 2004, s. 88–87, Ward, 2012, s. 23).

1.1.3 Nadměrná svalová aktivita a spasticita

Definice spasticity je v odborné literatuře značně nekonstantní, což potvrzují i systematické review Malhotry et al. (2009, s. 653; Štětkářová et al., 2012, s. 12). V užším smyslu slova je popisována jako motorická porucha charakteristická nadměrným svalovým napětím, které brání v provedení rychlého pasivního pohybu vlivem hyperexcitability tonického napínacího reflexu (Lance, 1980 in Etoom et al., 2018, s. 793). Je rychlostně závislá, takže se zvětšující se rychlostí protažení daného svalu roste také velikost jeho odporu vůči pohybu. Stejně tak je spasticita délkově závislá – s větším protažením se zvyšuje odpor kladený spastickým svalem. Dalšími ze znaků spasticity jsou zvýšená výbavnost šlacho-okosticových reflexů, klonus a přítomnost pyramidových iritačních jevů (např. Babinski, Chaddock). Spasticita je jedním z příznaků syndromu horního motoneuronu (Kaňovský et al., 2004, s. 83–84). V širším smyslu slova se pojmy spasticita a UMN překrývají, což je mnohými odborníky kritizováno pro nepřesné označení spasticity (Štětkářová et al., 2012, s. 12).

Spastická dystonie, jak ji popsal Denny-Brown v roce 1966, je vytrvalá svalová mimovolní kontrakce, která je přítomná i v klidu, bez vlivu podnětů z periferie. Svaly jsou fixovány v jedné pozici, dochází k decentraci kloubů a poruše volního pohybu do opačného směru. Při snaze o pohyb se spastické držení mnohdy ještě zvýrazní a brání pacientovi ve vykonání zamýšleného pohybu. Typickým příkladem je Wernick-Mannovo držení u pacientů po cévní mozkové příhodě, kdy je

horní končetina držena ve flekčním postavení, naproti tomu je dolní končetina napříměna v extenzi. Kaňovský překládá spastickou dystonii do češtiny jako „eferentní pálení“. Při dlouhodobé fixaci končetiny ve vynucené pozici dochází ke přeměně svalů, šlach a fascií na vazivovou tkáň a vzniku bolestivých kontraktur. V kostech dochází vlivem nedostatku pohybu k odvápnování a vzniku osteoporózy (Kaňovský, 2015, s. 11–12; Štětkařová, Ehler, Jech, 2012, s. 16–18).

Dalším z projevů spasticity jsou flexorové a extenzorové spasmy, které vznikají pod silným aferentním vlivem flexorového a extenzorového reflexu. Flexorové spasmy jsou typické pro pacienty se spinální lézí UMN, kdy dochází k porušení dorsálního retikulospinálního traktu a poruše reciproční inhibice. Extenzorové spasmy se více vyskytují u pacientů s lézí cerebrální lokalizace a umožňují jim tím antigravitační držení (Kaňovský, 2015, s. 11–12; Štětkařová, Ehler, Jech, 2012, s. 16–18).

Porušení reciproční inhibice vede ke svalovým ko-kontrakcím, které brání v provedení zamýšleného pohybu tím, že se k aktivitě agonistů simultánně přidávají antagonisté obsluhující stejný kloub, čímž je pohyb v daném segmentu znesnadněn až znemožněn (Kaňovský, 2015, s. 11–12; Mousse, 2005 in Rosa et al., 2014, s. 2; Štětkařová, Ehler, Jech, 2012, s. 16–18). Při neporušené reciproční inibici funguje antagonist jako stabilizátor agonisty a umožňuje hladké provedení pohybu. Vzájemná synergie antagonistů a agonistů je vysoce důležitá pro funkční aktivity jako je například chůze (Milner, 2002 in Rosa et al., 2014, s. 2).

Asociované reakce jsou mimovolní pohyby, které se vyskytují mimo segment vykonávající pohyb. Jsou pozorované např. při chůzi pacienta, kdy jsou aktivovány flexory zápěstí a prstů (Guyton, Hall, 1995 in Armutlu, 2010, s. 37). Dle jedné z teorií vzniká tento fenomén tím, že bulbospinální dráha přejímá funkce poškozené pyramidové dráhy, její působení na svaly je difuznější a vede k asociovaným reakcím. Společně s desinhibicí vestibulospinální dráhy to přispívá k hemiparetickému držení těla během pohybu (Dewald, Rymer, 1995 in Štětkařová, Ehler, Jech, 2012, s. 20).

1.1.4 Paréza

Oslabení svalové síly, které u se u pacientů vyskytuje v rozmezí parézy až plegie, bývá nejvíce invalidizujícím faktorem léze UMN. Na prohloubení parézy se podílí jak spasticita, tak spastická dystonie upravující výchozí posturu a ko-kontrakce způsobující zvýšený protitah antagonisty (Štětkařová, Ehler, Jech, 2012, s. 20).

1.1.5 Zkrácení svalu

V paretickém svalu dochází poměrně rychle k jeho zkracování, na což reagují také okolní tkáně. V případě nedostatečného protahování vznikají bolestivé kontraktury, které pacientům velmi znesnadňují život (Štětkářová, Ehler, Jech, 2012, s. 21).

1.1.6 Další problémy spojené s UMN

Velkým problémem spastických pacientů bývá bolest, sekundárně způsobená spasticitou. Viscerální bolesti pacientů častou souvisí s tvorbou močových kamenů, infekcí močových cest či se zácpou. Vlivem spasticity dochází také k zvýšení citlivosti na nociceptivní podněty, přetížením některých svalových skupin zase vznikají muskuloskeletální bolesti, u nemocných je rizikem vznik syndromu zmrzlého ramene. Při lézi UMN se také vyskytují centrální a neuropatické bolesti.

Pokud je u nemocného zasaženo polykání a řeč, způsobuje to sociální izolaci a také riziko aspirace s následným infektem.

Při spastických adduktorech bývá velmi ztíženo vyprazdňování a také mohou být porušeny sfinkterové a sexuální funkce. Důsledkem těchto obtíží jsou záněty močových cest. Při imobilizaci a vzniklé osteoporóze dochází k zvýšenému riziku vzniku močových kamenů.

Spánek bývá narušován výraznou spasticitou, a naopak spasticita se zhoršuje při obtížném spaní. Mimo to také trpí někteří spastici také spánkovou apnoí či jim antispastické léky způsobují celodenní ospalost.

Při snížené fyzické aktivitě hrozí pacientů velké množství rizik z imobilizace jako je trombóza, osteoporóza či obezita a z ní plynoucí rizika (vysoký tlak, diabetes, ateroskleróza). Z nedostatku pohybu mohou také vznikat dekubity a vlivem asymetrického přetěžování dochází k zánětům šlach či degenerativním změnám kloubů (Štětkářová, Ehler, Jech, 2012, s. 26–30).

1.1.7 Hodnocení UMN

Vzhledem ke komplexnosti spastických příznaků a nejednoznačnosti její definice existuje velké množství hodnotících škál. Tyto škály se zaměřují na hodnocení různých aspektů jako je hodnocení svalového tonu, rozsahu pohybu, počtu spasmů, vykonávání základních sebeobslužných aktivit, chůze, disability, kvality života a jiné (Štětkářová, Ehler, 2012, s. 33–34).

Nejpoužívanějšími klinickými hodnoceními jsou originální nebo modifikovaná Ashworthova a Tardieuova škála. Mezi jejich výhody patří jednoduchost testování a také fakt, že k jejich vykonání nejsou zapotřebí žádné pomůcky. Originální Ashwortova škála z roku 1964 obsahuje 5 stupňů, které kvantifikují vzestup svalového tonu při rychlém pasivním protažení, její modifikovaná verze dle Bohannona a Smithe z roku 1987 (s. 207) obsahuje jeden hodnotící stupeň navíc a stanovuje také rozsah pohybu u jednotlivých stupňů (Štětkářová, Ehler, 2012, s. 33–34).

Modifikovaná Ashworthova škála (dále MAS) má dobrou reliabilitu mezi opakovanými vyšetřeními pacienta i mezi jednotlivými vyšetřujícími (Meseguer-Henarejos et al., 2018, s. 587). Tardieuova škála se od MAS liší tím, že hodnotí catch při třech různých rychlostech a zaznamenává také úhel kontrakce svalu. Díky tomu lze odlišit neurologické a biomechanické komponenty spasticity (Štětkářová, Ehler, 2012, s. 33–34). Nicméně výzkumy týkající se její reliability jsou mírně nekonzistentní, při srovnání modifikovaných verzí Ashworthovy a Tardieuovy škály vychází, že reliabilita úhlových měření Tardieuovy škály je místy nedostatečná (Li, Wu, Li, 2014, s. 14).

Dalšími využívanými škálami pro hodnocení tonu a rozsahu pohybu jsou hodnocení tonu adduktorů kyčlí (pokles hypertonu umožňuje lepší hygienu a sebeobsluhu), hodnocení frekvence spasmů (počet spasmů za hodinu nebo za den) nebo goniometrie.

Pro hodnocení soběstačnosti pacienta se v českých podmínkách standardně využívá Barthel Index (dále BI), tento test je použit v experimentální části této diplomové práce. Jedná se o deseti položkovou škálu, která hodnotí úroveň samostatnosti pacienta při zvládnání každodenních aktivit sebeobsluhy jako je jezení, přesuny, osobní hygiena, sprchování, kontinence, oblékání, zdolávání schodů a chůze (Mahoney, Barthel, 1965 in Duffy et al., 2013, s. 462). Čím menšího skóre pacient dosáhne, tím je více závislý na pomoci ošetrovatelského personálu. V praxi se používá také k hodnocení změn funkce po rehabilitaci a také k plánování propouštění pacienta. Tento test je velmi rozšířený, používá se napříč klinickými lékařskými obory a je považován za test s velmi dobrou reliabilitou (Duffy et al., 2013, s. 465). Existuje také rozšířený BI, který se zaměřuje spíše na kognitivní stav pacienta a hodnotí 6 oblastí: chápání, komunikaci, schopnost řešit problémy, sociální interakci, zrak, paměť a učení (ÚZIS, 2017).

Jinými vhodnými klinickými škálami pro hodnocení ADL je například Functional Independence Measure (Funkční míra nezávislosti), kde se hodnotí soběstačnost či závislost pacienta v oblastech jako je osobní hygiena, kontrola sfinkterů, přesuny, komunikace, sociální schopnosti a lokomoce (Štětkářová, Ehler, 2012, s. 38).

V testu Disability Assessment Scale, určeném původně pro pacienty se spasticitou po cévní mozkové příhodě, se hodnotí 4 základní kategorie: polohování, hygiena, oblékání a bolest (Elovic, 2016, s. 64).

Mezi další testy, které vyhodnocují pacientovu schopnost vykonávat ADL patří např. Rivermead Motor Assessment, nebo Canadian Occupational Performance Measure, které hodnotí pacientem určené schopnosti a jejich subjektivní zlepšení po terapeutické intervenci (Štětkářová, Ehler, 2012, s. 39–41).

Komplexní pohyb, jako je např. chůze, může být nejen u pacientů se spasticitou hodnocen velkým množstvím způsobů – ať už kineticky (pedobarografie), kinematicky (gyroskopie,

akcelerometrie) pomocí EMG nebo podle klinických škál. Hodnocení chůze je velmi důležité zvláště u pacientů se spastickými dolními končetinami, neboť ukazuje funkční pohyb končetiny a je také ukazatelem zlepšení (u pacientů po CMP, kraniotraumatech), nebo hodnocením stupně postižení (u pacientů s roztroušenou sklerózou) (Elovic, 2016, s. 62–63; Štětkářová, Ehler, 2012, s. 42).

V této diplomové práci je použit desetimetrový test chůze (dále 10MWT), což je standardizovaný a vysoce doporučovaný test, kterým se u neurologických pacientů měří rychlost chůze. Dle systematického review Chenga et al. (2021, s. 417) je také testem s vysokou reliabilitou a validitou. Také je citlivým ukazatelem efektivity fyzioterapeutické léčby (Salbach et al., 2004 in Salbach et al., 2014, s. 118). Pro pacienty po cévní mozkové příhodě je právě rychlost chůze prediktorem přežití, významně ovlivňuje jejich zapojení ve společnosti, jejich rovnováhu, kvalitu života a také samostatnost pacienta (Khanittanuphong & Tipchatyotin, 2017, s.138; Studenski et al., 2011, s. 53–56).

Rovnováha je nejčastěji měřena pomocí Berg Balance Testu, nebo pomocí posturografie (Elovic, 2016, s. 62).

Vizuální analogová škála bývá využívána pro hodnocení bolesti, ale také jako ukazatel efektivity léčby spasticity (Elovic, 2016, s. 63).

Z hlediska hodnocení kvality života je používáno mnoho dotazníků kvality života, jeden z nejpoužívanějších je SF-36, který se skládá z 36 otázek a zahrnuje 8 podoblastí týkajících se fyzického i psychického zdraví (Štětkářová, Ehler, 2012, s. 46; Ware, 1996, s. 3132).

1.1.8 Farmakologická léčba

V léčbě fokální spasticity je preferována aplikace botulotoxinu A do spastického svalu. Před samotnou aplikací je důležité diagnostikovat, který ze svalů působí pacientovi největší obtíže a je pro pacienta výhodné v něm utlumit spasticitu. Je důležité postupovat funkčně, to znamená zaměřit se na vykonávání běžných denních činností, kde je pacient nejvíce omezen. Samotná aplikace probíhá za kontroly EMG signálu či elektrostimulace nebo ultrazvuku. Doba redukce spasticity přetrvává asi 3 až 4 měsíce. V celém procesu diagnostiky, aplikace a následné rehabilitace je důležitá spolupráce lékaře s fyzioterapeutem, aby bylo možno dosáhnout co nejlepšího funkčního zlepšení pacienta (Ehler, 2013, s. 54–60; Simon a Yelnik, 2010, s. 403–405).

Perorálně bývá pacientům nejčastěji předepisován baklofen, který působí proti svalovému hypertonu a spasmům. Současně s ním (nebo i samostatně) bývá ke snížení spasticity užíván tizanidin. Dalšími vhodnými léky jsou benzodiazepiny, které však mají značné nežádoucí účinky (Štětkářová, 2012, s. 59–65; Simon a Yelnik, 2010, 405–406).

Při léčbě těžké generalizované spasticity na DK se přistupuje k implantaci baklofenové pumpy. Používá se v případech, kdy ostatní metody léčby selhaly, to znamená: pacient nereaguje na perorální léčbu, intramuskulárně podávaný botulotoxin a ani rehabilitace nepřináší uspokojivé výsledky (Štětkářová, 2012, s. 117–126; Simon a Yelnik, 2010, s. 406–407).

1.1.9 Chirurgická léčba

V případě selhání konzervativní léčby nebo v případě fixovaných kontraktur je třeba přistoupit k chirurgickému zásahu, který řeší sekundární deformity kostí a měkkých tkání, které jsou způsobeny spasticitou. Při rozhodování o konkrétním typu výkonu a operovaných strukturách je třeba rozhodnutí multidisciplinárního týmu odborníků, který zhodnotí závažnost deformity a vyhodnotí, který zákrok nejvíce pomůže kýženému cíli. Tím bývá zlepšení aktivní hybnosti, funkční výkonnosti, zmírnění bolesti, prevence či řešení kloubní dislokace. Lepší možnost hygieny, ošetřování a pasivní hybnosti bývá cílem u imobilních pacientů. Z hlediska načasování operace je vhodné provádět zákroky v chronické fázi onemocnění, kdy už nedochází ke zlepšování neurologického deficitu, dřívější operace řeší obvykle závažné komplikace bránící v progresu rehabilitace. U dětí je často nutné operaci opakovat, neboť během růstu se násobně prodlužuje délka kostí i měkkých tkání. Provádí se výkony na šlachách jako je prodlužování, tenotomie, uvolňování, transpozice či transfery. Uvolňování a prodlužování se týká také svalů a fascií. Na kostech se provádí různé druhy osteotomií a artrodéz. Velká část operací je vzájemnou kombinací různých výkonů dle očekávaných výsledků (Angerová, 2017, s. 208–210; Winterton, Baldwin, 2018, s. 567–568; Woo, 2001, s. 47–48).

1.1.10 Neurochirurgická léčba

Při velké spasticitě a neúspěšnosti předchozích možností se využívá možnost selektivní dorzální rhizotomie, kdy se přetínají zadní (senzitivní) větve nervových kořenů L1 až S1, které způsobují spasticitu díky zvyšování odpovědi v reflexním oblouku. Během operace se využívá elektromyografie a elektrostimulace, aby se konkretizovaly jednotlivé větve s abnormální odpovědí na dráždění o frekvenci 50 Hz. Díky tomuto rozlišení je zachována volní hybnost a nedochází ke vzniku inkontinence či přikrčené chůze (crouch gait). Tato metoda se využívá hlavně u pacientů s dětskou mozkovou obrnou, konkrétně se spastickou diplegií (Angerová, 2017, s. 210; Graham et al., 2018, s. 214; Warsi et al., 2020, s. 540–541).

Mezi periferní neurochirurgické zákroky patří selektivní periferní neurotomie, kdy se přerušuje asi 50–80 % aferentních nervových vláken tak, aby se minimalizovala spasticita, ale zachovala volní hybnost. Využívá se hlavně u pacientů s fokální spasticitou, kde není účinná aplikace botulotoxinu A (Angerová, 2017, s. 210; Sindou et al., 2007, s. 958–960).

1.1.11 Rehabilitace

Rehabilitace spastického pacienta je multidisciplinární proces, kterého se účastní kromě fyzioterapeutů také velké množství dalších odborníků jako jsou sestry, lékaři různých specializací, psychologové, logopedi aj. Vzhledem k velké variabilitě spastických příznaků a jejich tíže je potřeba vždy přistupovat individuálně ke každému pacientovi a jeho aktuálním potřebám, neboť klinický obraz i reakce na léčbu mohou být různé i v průběhu dne (Hoskovcová, Gál, 2012, s. 177, Brauner, 2004, s. 249 – 250).

Pro správné určení léčby spastického pacienta je nutné zjistit, co konkrétně ze tří symptomů UMN mu činí obtíže, zda svalová hyperaktivita, zkrácení nebo paréza. K odlišení neurální a biomechanické složky nadměrné svalové aktivity je vhodné použít Tardieuovu škálu či její modifikace. U pacienta, jenž je schopen selektivních pohybů, se ke zhodnocení parézy může využít svalový test či goniometrické hodnocení rozdílu mezi aktivním a pasivním pohybem (Hoskovcová, Gál, 2012, 180–181). Velmi důležité je zhodnotit pacientovu chůzi, posturu, balanci, problémy s vyprazdňováním, sebeobsluhou a také se jej vyptat, co je pro něj nejvíce omezující. Ke zhodnocení vstupního a výstupního vyšetření v rámci terapií je vhodné využít standardizované škály (Armutlu, 2010, s. 74–75).

Nejvýraznější důvod disability u spastiků je paréza, která také od počátku působí svalové zkrácení a dysbalanci. Příznaky svalové hyperaktivity jsou také negativně vnímány, protože znemožňují pacientovi cílený pohyb, na druhou stranu např. extenční spasticita dolních končetin může u pacienta zajišťovat funkční stoj a chůzi, které by bez této hyperaktivity nebyl schopen. Všechny tři příznaky syndromu UMN jsou příčinou vzniku kontraktur u spastika, což je sekundární následek u imobilních pacientů (Hoskovcová, Gál, 2012, s. 177–182).

Při rehabilitaci parézy je důležité zachovat svalovou flexibilitu a kloubní integritu. Pro předcházení kontrakturám je nejčastějším rehabilitačním zásahem strečink (manuálně prováděný, statický, statický progresivní, dynamický, s využitím ortéz) a polohování. Vědecké důkazy podporují protahování po delší dobu, vhodné je protahovat alespoň 10 až 30 minut (Reeves, Lambeth, 2016, s. 199–205).

Aktivitu slabého, paretického svalu je vhodné podpořit facilitací z periferie, která může aktivovat alternativní korové oblasti a dráhy účastníci se řízení pohybu a podpořit tak motorickou reedukaci. Pro zlepšení výkonnosti svalu je dobré sval pravidelně posilovat ať už pomocí přístrojů, vlastní váhy nebo nácvikem konkrétní funkční činnosti. Posilování svalu nezvyšuje hypertonus, ale pomáhá s nabíráním síly (Angerová, 2017, s. 212; Hoskovcová, Gál, 2012, s. 184–188; Jamous, Jamwal, Sobonova, 2019, s. 76–77).

U pacientů s dominancí nadměrné svalové aktivity jsou prvotním postupem farmakologické nebo chirurgické techniky pro snížení hypertonu. Fyzioterapie je zde nezbytná, pomáhá s vytrénováním oslabených antagonistických svalů a se zapojením do funkce.

Existuje velké množství komplexních přístupů, konceptů a metodik, které se zabývají prací se spastickými pacienty. Jedním z nejznámějších je Proprioceptivní neuromuskulární facilitace, která využívá mnoho technik, které podporují facilitaci spastických svalů. Aktivují se proprioceptory svalů pomocí stretch reflexu i aplikací optimálního odporu, kloubní receptory díky trakci a aproximaci. Velmi důležité je také stimulece pacienta pomocí smyslových podnětů zrakových, sluchových i hmatových. Iradiace v synergistických vzorcích způsobí aktivaci a zesílení paretických svalů. Diagonální pohyby probíhají v antispastických vzorcích a díky diagonálnímu pohybu v obou směrech je využita také sukcesivní indukce (Bastlová, 2018, s. 12–21; Hoskovcová, Gál, 2012, s. 184–185).

V současné neurorehabilitaci platí, že pro pacienty s poškozením UMN je velice prospěšné zaměřit se na zlepšení funkční výkonnosti pacienta v cíleně a konkrétně zaměřených úkolech s opakovaným nácvikem, což podporuje motorické učení a neuroplasticitu. Jádrem terapeutické intervence je nácvik funkčních úkolů, které mají pro jedince smysl tak, aby získal maximální nezávislost a zaměřují se spíše na zlepšení pacientových schopností, než na jeho disabilitu (Jamous, Jamwal, Sobonova, 2019, s. 77). Těchto principů využívá Bobath koncept, což je jeden z nejrozšířenějších komplexních přístupů v léčbě pacientů s centrální lézí. Pomocí zlepšení posturální kontroly a facilitace selektivních pohybů se snaží zlepšit pacientovy schopnosti k vykonávání aktivit denního života a jiných specifických činností, čímž umožní jeho participaci ve společnosti (Panturin, 2001 in Díaz-Arribas et al, 2019, s. 1). Ve srovnání s jinými koncepty vykazuje srovnatelné výsledky v léčbě pacientů po cévní mozkové příhodě (Díaz-Arribas, 2019, s. 4–10).

Mezi další užívané metody patří například Vojtova metoda reflexní lokomoce, která aktivací reflexních pohybových vzorů upravuje volní pohyby. Mezi fyzioterapeutické techniky používané u těchto pacientů patří terapie vynuceného používání, zrcadlová terapie aj. (Angerová, 2017, s. 212).

Z fyzikální terapie se pro pacienty s lézí UMN využívají např. spřažené impulzní proudy, které jsou cíleny na ovlivnění spasticity. Pro pacienty, u kterých je dominujícím příznakem paréza, se využívá funkční elektrostimulace (dále FES), jenž využívá myostimulaci zapojenou do funkce ke zlepšení motorické reedukace (viz kapitola 1.3, s. 21) (Konečný et al., 2019, s. 34–35; Jamous, Jamwal, Sobonova, 2019, s. 80).

1.2 Chůze a její poruchy

Chůze je opakující se sekvence pohybů končetin využívaná k pohybu těla vpřed, kdy je zároveň zachována stabilita ve stoji a vždy alespoň jedno chodidlo je v kontaktu se zemí. Jedna sekvence těchto pohybů se nazývá **krokový cyklus**. Základní rozdělení krokového cyklu je na švihovou (asi 40 % cyklu) a stojnou fázi (asi 60 % cyklu) podle toho, zda je končetina v kontaktu se zemí nebo momentálně vykonává pohyb vpřed. Při rychlejší chůzi se zkracuje doba stojné fáze, u běhu dokonce chybí fáze dvojí opory, naopak při zpomalené chůzi se prodlužuje délka stojné fáze. Krokový cyklus je také možné rozčlenit na fázi jednooporovou, kdy je pouze jedno chodidlo v kontaktu s podložkou, nebo dvouoporovou, kdy se obě dolní končetiny dotýkají země. Krokový cyklus je také možné zaměnit za slovo dvoj krok, což označuje úsek mezi 2 údery stejnostranné paty. Naproti tomu krok je pojmenováním pro dobu mezi dvěma po sobě následujícími údery pat jednoho a druhého chodidla (Craik, Dutterer, 1994, s. 144; Perry, Burnfield, 2010, s. 3–6; Smidt, 1990, s. 1-3; Trew, 1997, s. 157).

Normální chůze vyžaduje přesnou kontrolu pohybů končetin, postury a svalového tonu, což je mimořádně složitý proces, který vyžaduje integritu nervového systému. Specializované skupiny neuronů v míše a mozgovém kmeni vytvářejí rytmickou aktivitu a poskytují výstup motorickým neuronům, které aktivují svaly končetin. Mozková kůra integruje vstupy ze zrakového, vestibulárního a proprioceptivního systému; další vstupy jsou přijímány z mozkového kmene, bazálních ganglií, mozečku a aferentních neuronů přenášejících proprioceptivní signály. Abnormalita jakékoli části nervového systému proto může vést k poruše chůze (Baker, 2018, s. 602).

Krokový cyklus začíná fází **počátečního kontaktu** (initial contact, heel strike), kdy se pata dotkne země a stává se místem, přes které se začíná přenášet hmotnost těla. Dochází ke zpomalení dopadu. Kyčelní kloub (KYK) je flektovaný, aktivují se m. gluteus maximus a hmastringy pro následnou extenzi. Kolenní kloub (KOK) je extendovaný až mírně flektovaný díky excentrické aktivitě m. quadriceps femoris. Horní hlezenní kloub je udržován v neutrální pozici díky práci dorsiflektorů. V této fázi je chodec nejstabilnější a těžiště těla se nachází ve své nejnižší pozici (Perry, Burnfield, 2010, s. 11; Trew, 1997, s. 158, 160-161; Whittle, 1991, s. 60–64).

Následuje **stadium zatěžování** (loading response, foot flat), kdy dochází k přenosu hmotnosti na přední dolní končetinu. KYK se extenduje koncentrickou aktivitou mm. glutei a hamstringů. Pro absorpci šoku je flektováno koleno excentrickou prací m. quadriceps femoris a chodidlo se celé pokládá na zem přes krátkou plantiflexi (excentrická aktivita dorsiflektorů) a také se mírně stáčí do everze, aby byl zajištěn transfer hmotnosti z laterální části nohy směrem k palci.

Cílem této fáze je udržet pohyb vpřed a zachovat stabilitu při stoji. Tato fáze je součástí počáteční dvouoporové fáze a je ukončena ve chvíli, kdy se druhostranné chodidlo dostává do švihové fáze (Perry, Burnfield, 2010, s. 11; Trew, 1997, s. 158, 161; Whittle, 1991, s. 60–64).

Střední stoj (mid-stance) začíná se švihovou fází opačné dolní končetiny (dále DK). Tímto se stojná DK stává jedinou oporou pohybujícího se těla, což klade vysoké nároky na zachování stability a pohybu vpřed při přenosu hmotnosti těla. V této fázi jsou aktivní abduktory stojné DK, které zabraňují poklesu druhostranné poloviny pánve, pro iniciaci pohybu tibie vpřed bývají aktivní dorsiflektory hlezna, případně svaly lýtky. V této fázi je chodidlo stabilní a pohyb vpřed se děje díky dorsiflexi v hlezenním kloubu, která je podpořena extenzí v kyčelním a kolenním kloubu. Při fázi středního stoje je člověk nejméně stabilní a jeho těžiště se posouvá zpoza stojné DK před ni (Perry, Burnfield, 2010, s. 12; Trew, 1997, s. 158, 161; Whittle, 1991, s. 60–64).

Druhá polovina jednooporového stoje je tvořena fází **konečného stoje** (terminal stance, heel off), a je zahájena zdvihem paty stojné DK od podložky díky kontrakci m. triceps surae. Během této fáze kolenní kloub dosahuje maximální extenze, jenž je následována opětovnou flexí. Kyčelní kloub se extenduje a tělo se posouvá dopředu a přenáší hmotnost na předonoží, které se nově stává bodem otáčení. Startuje zde aktivita m. flexor hallucis longus jako příprava na odraz. Tato fáze je ukončena úderem paty opačné DK o podložku (Perry, Burnfield, 2010, s. 13; Trew, 1997, s. 158, 161).

Druhá dvouoporová fáze začíná **předšvihovou fází** (preswing, push off), během které se DK připravuje na švihovou fází flexí kolene a redukcí extenčního pohybu v kyčelním kloubu. Hmotnost těla se přenáší na přední DK. Stojná DK se odráží od palce za pomoci plantiflexe v hlezenním kloubu (zapojení m. flexor hallucis longus) a přispívá tím ke zrychlení pohybu vpřed. Po odrazu nastává švihová fáze a ukončuje se krátké období terminální dvouoporové fáze (Perry, Burnfield, 2010, s. 13–14; Trew, 1997, s. 161–162).

Následující **iniciální švihová fáze** (initial swing, acceleration) zahrnuje zhruba třetinu švihové fáze, při níž se končetina dostává do úrovně stojné DK. Zvětšuje se flexe v kyčelním, kolenním i hlezenním kloubu za účasti daných flexorů. Další třetina švihové fáze je označována jako **střední švihová fáze** (mid-swing), během které se postupuje končetina stále vpřed, nyní však už s menší flexí v kolenním kloubu. Je ukončena ve chvíli, kdy je tibie držena ve vertikální poloze. Poslední úsek krokového cyklu se nazývá **terminální švihová fáze** (terminal swing, deceleration). Dopředný pohyb je završen a končetina se opět připravuje na iniciální kontakt, a to tím, že je kolenní kloub extendován a hlezenní kloub dorsiflektován do neutrální polohy. Flexory KYK jsou stále aktivní, nicméně se k nim přidávají také hamstringy, které zpomalují dopředný pohyb. KOK je extendován ne za účasti m. quadriceps, ale díky výslednému momentu při flexi KYK, v poslední

fázi je KOK excentricky udržováno v extenzi díky hamstringům. Silnou kontrakci vyvíjejí dorsiflektory, které se připravují na následný iniciální kontakt. S úderem paty začíná opět další dvojkrok (Perry, Burnfield, 2010, s. 15–16; Trew, 1997, s. 159, 162).

1.2.1 Poruchy chůze u CMP

Jednou z nejčastějších příčin disability na světě je cévní mozková příhoda, která zásadním způsobem ovlivňuje schopnost chůze pacientů, kteří toto onemocnění prodělali (Feigin et al., 2019, s. 463).

Návrat hybnosti po příhodě je u pacientů postupný, změny probíhají v řádu dnů až týdnů. Dle švédské fyzioterapeutky Brunströmové se rozeznává 6 stupňů obnovy hybnosti, které následují po akutní příhodě. Prochází jimi postupně všichni pacienti nehledě na to, jak závažné CMP prodělali. Je nutno podotknout, že zdaleka ne všichni pacienti dosáhnou posledních stupňů, tj. plné údravy (Brunnström, 1966, s. 357).

1. Chabá paréza charakterizovaná žádným nebo malým odporem k prováděnému pasivnímu pohybu, chybění volního pohybu.
2. Začíná se objevovat spasticita, je možná volní iniciace synergických, globálních pohybů, asociovaná reakce.
3. Stadium maxima spasticity, končetinové synergie jsou prováděné vůlí.
4. Úbytek spasticity oproti předchozímu stadiu, kombinace synergických pohybů jsou možné, počátek diferencovaných pohybů.
5. Spasticita je zde minimálně přítomná, selektivní i komplexní pohyby jsou téměř nezávislé na synergiích.
6. Spasticita vymizí i při rychlých pohybech, normální koordinace pohybů (Brunnström, 1970 in Shah, Harasymiw, Stahl, 1986, s. 368–369; Votava, 2001, s. 185).

Hemiparetická chůze u pacientů po CMP je typická svojí asymetrií způsobenou oslabením, ztrátou motorické kontroly, zvýšením svalového tonu, ataxií, ztrátou či oslabením sensorického a proprioceptivního vnímání na kontralaterální straně léze. V akutní a subakutní fázi osob po CMP můžeme pozorovat primitivní lokomoční vzorce, které narušují stereotyp chůze. Na HK můžeme pozorovat flekční vzorec (addukce a vnitřní rotace ramene, flexe v lokti, zápěstí i prstech; pronace a ulnární dukce v zápěstí), zatímco na DK se nachází extenční vzorec typický extenzí KYK a KOK, addukcí KYK, plantiflexí a inverzí hlezenního kloubu. Při CMP dochází ke ztrátě selektivní motorické kontroly a tento synergistický vzor zabezpečuje lepší stabilitu ve vertikální poloze. Vlivem tohoto hemiparetického Wernicke-Mannova držení dochází při chůzi k funkčnímu prodloužení paretické DK, což pacient kompenzuje cirkumdukci a nakláněním se nad nepostiženou

stranu. Z hlediska časoprostorových změn lze pozorovat zkrácenou jednooporovou i stojnou fázi, zatímco švihová fáze je na paretické DK prodloužena. Rychlost chůze, délka kroku i dvojkroku se snižuje (Sheffler & Chae, 2015, s. 617–618).

Při iniciálním kontaktu pacient nesvede dorsiflexi vlivem paretických dorsiflexorů a spastického m. triceps surae. Chodidlo dopadá nekontrolovaně na podložku, iniciální kontakt probíhá na předonoží, mnohdy je tento pohyb slyšitelný díky plácnutí chodidla o podložku. Tento deficit je známý jako drop foot syndrom a projevuje se hlavně ve švihové fázi. Často se k tomu přidává inverzní postavení v hlezenním kloubu, což dohromady vytváří pes equinovarus. Tím dochází k omezení až absenci patního zhoupnutí a absorpce nárazu na patě. V této fázi je také zmenšena flexe v KYK díky oslabení flexorů KYK (Perry, Burnfield, 2010, s. 183; Sheffler & Chae, 2015, s. 617–618).

Ve stadiu postupného zatěžování dopadá na podložku také zadonoží, spastická inverze způsobuje, že se přenos hmotnosti těla odehrává hlavně na laterální straně chodidla. Často se pod bází V. metatarsu vytváří bolestivá burza a pacient si tudíž vytváří svou antalgickou chůzi, čímž zvětšuje inverzi nohy. Vlivem spasticity m. triceps surae a m. quadriceps femoris se KOK hyperextenduje a tibie se dostává do zadního postavení. Pokud je dostatečně velká laxicita vazů, KOK padá do rekurvace, femur následuje moment těla a roluje se přes nehybnou tibií, čímž zajišťuje progresi. Tzv. genu recurvatum poté přetrvává po celé období stojné fáze. U pacientů, u kterých není problém s hyperextenzí KOK, bývá v tomto stadiu problém s nestabilitou kolene při mírné flexi vlivem neadekvátní kontroly a slabosti m. quadriceps (Perry, Burnfield, 2010, s. 183; Sheffler & Chae, 2015, s. 617–618).

Ve fázi středního stoje se zviditelňuje laterální náklon trupu nad stojnou DK, známý jako Trendelenburgův příznak, který bývá přítomen po celou dobu stojné fáze. Slouží k redukci sil abduktorů KYK. Při náklonu trupu se přesouvá těžiště trupu nad stojnou kyčel a tím se eliminuje točivý moment trupu, čímž se zmenšuje síla potřebná ke stabilizaci KYK. Další variantou této patologie je pokles pánve na straně neparetické DK. Tato fáze je velmi náročná na stabilitu při jednooporovém stoji na paretické DK, tudíž dochází u pacientů po CMP k jejímu zkrácení (Levine, Richards, Whittle, 2012, s. 72; Sheffler & Chae, 2015, s. 618).

Při terminálním stoji závisí míra patologie chůze na pacientově schopnosti přenést hmotnost na předonoží a zvednout patu od země. V případě, že toto nesvede, prohlubuje se použití kompenzačních mechanismů k progresi těla. Když je toho schopen, nadměrná spastická plantiflexe způsobuje elevaci pánve a prudší dopad na kontralaterální chodidlo. (Perry, Burnfield, 2010, s. 184).

V předšvihové fázi zůstává KYK stále ve flexi, čímž se zkracuje pacientův krok. Pokud pacient neodlepil chodidlo od podložky při předchozí fázi, může dojít k pozdním zdvihu paty po přenesení hmotnosti na druhostrannou končetinu (Perry, Burnfield, 2010, s. 184).

Při počátečním švihu mívají pacienti problémy s odlepením chodidla od podložky, vlivem parézy dorsiflektorů a spasticity plantiflexorů noha padá do nadměrné plantiflexe a inverze, čímž vzniká funkční diskrepance mezi délkou postižené a nepostižené dolní končetiny. V případě nekompensované poruchy dochází k tahání prstů po podložce a zakopávání, což bývá viditelné na přední části obuvi pacienta. Nicméně spastičtí pacienti mohou být schopni dosáhnout zmírnění plantiflexe až neutrálního postavení v hlezenním kloubu během počáteční a střední švihové fáze. Děje se to na základě reflexní kontrakce flexorů, kdy je flexe v KOK a KYK doprovázena reflexní dorsiflexí v hlezenním kloubu. Díky pozorování této reakce lze odlišit kontrakturu plantiflexorů od spasticity m. triceps surae (Perry, Burnfield, 2010, s. 184, 189–190; Levine, Richards, Whittle, 2012, s. 75). Pacienti obvykle nejsou schopni provést dostatečnou trojflexi, kterou nahrazují cirkumdukci, rotací trupu, laterálním náklonem nad neparetickou DK nebo chůzí po špičkách na kontralaterální straně. Tyto mechanismy využívají pacienti po celou dobu švihové fáze (Sheffler & Chae, 2015, s. 618).

Při konečném švihu je hlavním negativním ovlivněním chůze nedostatečná příprava na počáteční kontakt, k tahání prstů po podložce dochází pouze v případě neadekvátní extenze KOK. U spastických pacientů zde začíná působit primitivní extenzorový reflex, který aktivuje m. triceps surae ve chvíli, kdy m. quadriceps femoris extenduje KOK v přípravě na stoj. Tato rigidní, asi 15° velká plantiflexe poté ovlivňuje pacienta až do konce stojné fáze (Perry, Burnfield, 2010, s. 186, 190; Levine, Richards, Whittle, 2012, s. 75).

Všechny tyto výše popsané substituční mechanismy jsou velmi energeticky náročné a jejich vlivem dochází ke snížení rychlosti chůze pacienta (Lin et al., 2005, s. 565) a zvýšení rizika pádu, tudíž tyto odchylky negativně ovlivňují schopnost chůze pacientů ve vnitřním a vnějším prostředí, znesnadňují jim aktivity denního života (dále ADL) a společenskou participaci. Toto vše přispívá k podstatnému zhoršení kvality života přeživších pacientů.

1.2.2 Chůze u roztroušené sklerózy

Jedním z hlavních příznaků, který negativně ovlivňuje život pacientů s roztroušenou sklerózou, hned po únavě, je porucha chůze. Neurologické obtíže u těchto pacientů jsou individuálně velmi variabilní a zahrnují snížení délky kroku, kadence, rychlosti; omezení kloubní pohyblivosti, zvětšení variability některých parametrů chůze a četností pádů. Toto vše vede ke snížené vytrvalosti a zvýšení metabolických nároků na chůzi (Crenshaw et al., 2006, s. 616; Franceschini et al., 2010,

s. 720–721; Givon, Zeiling, Achiron, 2009, s. 140; Martin et al., 2009, s. 623). I u pacientů, kteří mají nízkou disabilitu (hodnota pod 3,5 na Kurtzkeho škále) lze pozorovat jisté změny: mají pomalejší rychlost chůze s menší kadencí, kratšími kroky, o širší bázi a jejich dvouoporová fáze tvoří větší procento krokového cyklu, než je tomu u zdravé populace (Sosnoff, Sandroff, Motl, 2012, s. 155).

Spastická paréza a chůze u pacientů s RS

Spastická paréza postihuje často pacienty a její konkrétní podoba závisí na tom, které svaly postihne. Nejčastěji se u pacientů vyskytuje asymetrická spastická paraparéza, ale i jiné formy jako spastická monoparéza, hemiparéza či tetraparéza nejsou výjimkami (Stevens et al., 2013, s. 574).

Spasticita se u pacientů začíná rozvíjet obvykle v m. triceps surae, společně s parézou dorsiflektorů pak vytváří tzv. drop foot syndrom a představuje to mírnou a velmi častou formu spastické parézy u pacientů s RS. Na rozdíl od hemiparetických pacientů jsou lidé trpící RS někdy schopni kompenzovat deficit nadměrnou flexí v KYK a KOK, tzv. stepáží. Tento symptom je také spojen s motorickou únavou, takže patologie se prohlubuje se vzdáleností, kterou pacient urazil (Armutlu, 2010, s. 42; O'Sullivan, Schmitz, 2007 in Stevens et al., 2013, s. 575).

S progresí nemoci zasahuje spasticita další svaly jako m. quadriceps femoris, čímž způsobuje prolamování se až rekurvaci kolene během stojné fáze a představuje problém při postupu DK vpřed během švihové fáze (detailní popis viz s. 22) (Armutlu, 2010, s. 42; O'Sullivan, Schmitz, 2007 in Stevens et al., 2013, s. 575).

Spasticita adduktorů se obvykle pojí s flexí a vnitřní rotací KYK. Paretickými svaly zde bývají m. iliopsoas, m. gluteus a m. sartorius. V případě, že je addukce přes střední čáru a postižená končetina se při stoji dotýká druhé DK, vzniká nůžkovitá chůze, ovlivňující všechny fáze chůze – při stojné fázi zhoršuje stabilitu a při švihové fázi ztěžuje pohyb vpřed obou DK a také zvednutí chodidla od podložky. Pokud je jednostranná, při stojné fázi od stadia postupného zatěžování dál můžeme pozorovat pokles kontralaterální části pánve jako kompenzaci nadměrné addukce. Addukce během švihové fáze může být kompenzací pro slabé flexory KYK (Esquenazi, 1999, s. 111; Perry, Burnfield, s. 248–249, 251).

U pacientů s vážnou demyelinizací u progresivní formy se vyskytuje i spasticita hamstringů vedoucí k trvalé hyperflexi kolene, což bývá viditelné zvláště během počátečního kontaktu a terminálního stoje, kdy během normální chůze KOK dosahuje semiflexe až extenze. Nadměrná flexe zvyšuje nároky na m. quadriceps femoris během počátečního a středního stoje, neboť přenos hmotnosti se odehrává na flektovaném KOK. Narušen je také dopředný pohyb končetiny během švihové fáze a v terminálním švihu se zkracuje délka kroku. Ve snaze kompenzovat kratší DK může

kontralaterální končetina být také ve flexi (Armutlu, 2010, s. 42; Levine, Richards, Whittle, 2012, s. 74–75; O'Sullivan, Schmitz, 2007 in Stevens et al., 2013, s. 575; Perry, Burnfield, 2010, s. 224–231).

Výsledkem spastické parézy pak mohou být i další odchylky projevující se v různých fázích krokového cyklu. U pacientů můžeme vidět anteriorní, posteriorní, nebo laterální náklon trupu, cirkumdukci, zvedání pánve ve švihové fázi aj. (Stevens et al., 2013, s. 575). Anteriorní předklon trupu bývá viditelný od počátku stojné fáze a dochází k němu často u lidí se slabostí či plegií extenzorů (KOK), spasticitou či kontrakturou flexorů KYK. Anteflexe umožňuje lepší stabilitu díky přenesení vektoru tíhové síly trupu před KOK, což vyvolává pasivní extenční moment na KOK (Levine, Richards, Whittle, 2012, s. 69–70; Perry, Burnfield, 2010, s. 270–271).

Posteriorní záklon trupu bývá způsobem slabostí extenzorů KYK, neboť při této poruše vektor zemní reakční síly prochází za KYK a nezpůsobuje tak flekční moment, který by slabé gluteální svaly musely stabilizovat. Vyskytuje se během celé stojné fáze a v případě, že je porucha přítomna na obou DK, tak během celého dvojkroku. U pacientů s kontrakturou či spasticitou flexorů KYK se záklon vyskytuje na konci stojné fáze, kdy trupové extenzory kompenzují nedostatečnou extenzi KYK (Levine, Richards, Whittle, 2012, s. 70; Perry, Burnfield, 2010, s. 268–269).

Laterální náklon trupu bývá způsoben parézou či slabostí abduktorů KYK (detailní popis viz s. 22).

Cirkumdukce a zvedání ipsilaterální části pánve jsou spojené s funkční diskrepancí mezi délkou DK a jsou užívány jako kompenzační mechanismy při nemožnosti dosažení dostatečné trojflexe při švihové fázi (Levine, Richards, Whittle, 2012, s. 71–72; Perry, Burnfield, 2010, s. 263).

Další problémy s chůzí

Motorická slabost u pacientů s RS bývá způsobena jak demyelinizačním procesem, tak atrofií svalstva z inaktivity v důsledku nemoci (Stevens et al., 2013, s. 575). Podílí se na zpomalení rychlosti, zmenšení vytrvalosti i zvýšení metabolických nároků (Thoumie et al., 2005, s. 487–489).

Nadměrná únava je předmětem častých stížností pacientů s RS, neboť je to nejhojněji zastoupený příznak RS, trpí jí více než 75 % pacientů. Při chůzi se motorická únava projevuje jako velká slabost svalů, která následuje po jejich opakovaném použití, takže motorický projev se s délkou trvání pohybu zhoršuje (Stevens et al., 2013, s. 575).

Ataxie bývá u RS různého původu. Cerebelární ataxie je způsobena zničením spojení v mozečku a je charakteristická špatnou posturální kontrolou a koordinací, dysmetrií, dysdiadochokinezí, zvětšenou variabilitou délky i šířky kroku a dvojkroku a také shrbením trupu.

Senzorická ataxie je dána poruchou vedení propriocepce v zadních provazcích míšních nebo poruchou zpracování v talamu a v parietálním laloku. Při chůzi se projevuje těžkými údery paty o zem, posturální nestabilitou a zhoršenou kinematikou kloubů DK (Stevens et al., 2013, s. 574).

1.2.3 Chůze u traumatického poškození mozku

Traumatické poškození mozku (dále TBI) způsobuje nepředvídatelné patologické vzorce v pacientově chůzi skrze smíšení spasticity, kontraktur, primitivních flekčních i extenčních synergií a poškozené motorické kontroly. Zpočátku bývají u pacientů i výrazné limitace v rovnováze a proprioepci, nicméně tyto problémy se mají tendenci upravit v řádu týdnů po vzniku léze. Spontánní motorická úprava trvá asi 12–18 měsíců od úrazu, poté se již mnoho pacientů nezlepšuje a deficity jsou stálé (Pinzur, 1996, s. 70). Nejvýraznější funkční residuální překážky, které mohou být trvalé, zahrnují vazivové kontraktury omezující pasivní rozsah pohybu a poškozenou motorickou kontrolu, jenž omezuje schopnost vhodně adaptovat timing a intenzitu svalové aktivity v průběhu krokového cyklu (Perry, 1999, s. 116, 118).

U pacientů s TBI je výsledný klinický obraz variabilnější, než u pacientů po CMP a spasticita zde mnohdy způsobuje „ztuhnutí“ kloubů, navíc se často pojí s kontrakturami. Primitivní flekční a extenční vzorce sice umožní alespoň patologickou chůzi, nicméně některé nezbytné pohyby kloubů nezajistí. Flekční primitivní vzor sice zajistí trojflexi v počáteční švihové fázi, ale dopředný pohyb končetiny je podmíněn relaxací kolenních flexorů a extenzí v KOK. Navíc často bývá vzor inkompletní, takže nedochází k aktivaci dorsiflektorů hlezna a pacientům přepadává špička. Extenční primitivní vzor zase obsahuje equinovárovní postavení hlezna, čímž podstatně zhoršuje stabilitu stojné fáze (Perry, 1999, s. 119).

Kontraktury se začínají rozvíjet v době, kdy pacient leží v kómatu, zásadní podíl na tom má imobilita svalů a kloubů, částečně také naskakující spasticita (Botte, Nickel, Akeson, 1988 in Perry, 1999, s.120). Zvláště závažné jsou kontraktury u pacientů s těžkým poškozením mozku, a to právě díky délce imobilizace. Největší problémy představuje flekční kontraktura KOK a equinovárovní postavení hlezenního kloubu, neboť tyto kontraktury znemožňují stoj (Perry, 1999, s. 120).

U pacientů s TBI lze rozeznat 6 navzájem se ovlivňujících vzorů motorické dysfunkce, které vycházejí ze syndromu UMN a mají výrazný vliv na chůzi: flexe a addukce v KYK, flexe a ztuhnutí KOK, pes equinovarus a hyperextenze palce na noze (Mayer, Esquenazi, Childers, 1997, s. S22).

Flekční postavení v KYK přetrvává během celého stoje, pokud je velkého rozsahu, může zapříčinit souběžnou flekční deformitu v KOK. Během stoje znemožňuje dostatečný pohyb trupu vpřed, čímž je na kontralaterální končetině zkrácen krok. Navíc také zhoršuje stabilitu během jednooporového stoje. Bývá způsobena hyperaktivními m. iliopsoas, m. rectus femoris, či kyčelními

adduktory; dalším důvodem může být slabost extensorů KYK nebo paravertebrálních svalů (Esquenazi, 2004, s. 110–111).

Nadměrná addukce a z ní vyplývající nůžkovitá chůze je rozebrána na s. 24.

„Ztuhlé“ koleno je pojem, který označuje KOK s minimálním rozsahem do flexe, takže i při iniciálním švihů zůstává blízko extenčního postavení. Bývá to často spojeno s nedostatečnou flexí v KYK, čímž se DK funkčně prodlužuje a během švihové fáze může dojít k tahání prstů po zemi a pádům. Kompenzací je cirkumdukce, zvedání ipsilaterální pánve, nebo chůze po špičkách na kontralaterální straně. Bývá to způsobeno přetrvávající aktivitou m. iliopsoas a některého ze svalů m. quadriceps femoris nebo někdy i aktivitou hamstringů a m. gluteus maximus (Esquenazi, 1999, s. 112).

Vliv pes equinovarus na chůzi je popsán na s. 22. U pacientů po TBI je také častá spastická flexe prstů, společně s hyperextenzí palce, což velmi stěžuje až znemožňuje nošení obuvi. Pokud je pacient schopný obuv nosit, způsobuje toto držení bolestivé otlaky na špičce palce a v oblasti 1. metatarso-falangeálního kloubu. Příčinou bývá spastický m. extensor hallucis longus, společně s kontrakcemi m. flexor hallucis longus (Mayer, Esquenazi, Childers, 1997, s. S29). Spastická hyperextenzí způsobuje zkrácení stojné fáze na dané končetině, při terminálním stoju a předšvihové fázi bývá nedostatečný odraz od postiženého palce (Esquenazi, 1999, s. 116).

Z výsledků systematického review zaměřeného na časoprostorové parametry chůze vyplývá, že pacienti po TBI mají sníženou rychlost chůze, které je zapříčiněná kratšími kroky spíše než nižší kadencí (Williams et al., 2010, s. 369). Ve srovnání se zdravými lidmi v kontrolní skupině vykazují pacienti po TBI větší zhoršení chůze při překonávání překážek či při plnění dvou úkolů najednou (Vallée et al. 2006, s. 808–810; McFadyen et al., 2003, s. 515–520). Také se u pacientů vyskytuje abnormální pohyb těžiště těla během krokového cyklu: je snížen antero-posteriorní posun, a naopak zvýšen medio-laterální posun (Kaufman et al., 2006, s. 236–237).

1.2.4 Chůze u dětské mozkové obrny

Dětská mozková obrna je zastřešující název pro komplex mnoha trvalých poruch, které se vytváří u dětí vlivem poškození mozku ve fetálním období, během porodu či po něm. Zahrnuje v sobě poruchy mobility, čítí, percepce, lokomoce, komunikace, kognice, chování, epilepsii a sekundární muskuloskeletální poruchy. Míra postižení je velmi široká, od pacientů s mírným poškozením motoriky a lehce sníženou mobilitou po pacienty s těžkým psychomotorickým postižením (Imms, Dodd, 2010, s. 7–10). Z hlediska motorických poruch se dětská mozková obrna dělí na tyto formy: spastická (diplegie, jednostranná hemiplegie, bilaterální hemiplegie), dyskinetická (dystonická,

choreo-atetoidní) a ataktická (Cans, 2000, s. 821). Vzhledem k zaměření práce na poruchy UMN jsou níže popsány poruchy chůze u spastických forem.

Spastická hemiplegie

Spastická hemiplegie je unilaterální deficit, který postihuje kontralaterální stranu léze kortexu. Je rozdělena do 4 posturálních vzorců, které jsou založeny na kinematice chůze v sagitální rovině (Rodda, Graham, 2001, s. 100; Winters, Gage, Hicks, 1987, s. 440).

Typ 1 je charakteristický syndromem drop foot, který je nejviditelnější ve švihové fázi, díky neschopnosti selektivní kontroly hlezenních dorsiflektorů. Není zde žádná kontraktura lýtkových svalů, tudíž je stojná fáze relativně normální. Tento vzor je vzácný (Rodda, Graham, 2001, s. 101; Winters, Gage, Hicks, 1987, s. 440).

Typ 2 je nejběžnějším typem v klinické praxi. Pacienti mají postavení v hleznu „true equinus“, tzn. nadměrnou plantiflexi způsobenou kontrakturou či spasticitou m. triceps surae, což je viditelné zvláště během celé stojné fáze, neboť pacienti nejsou schopni dostoupnout na patu. V KOK vidáme dvě varianty postavení, a tím se rozlišují dva podtypy: podtyp 2 a je equinózní postavení v hlezně, neutrální postavení KOK a extendovaný KYK. Podtyp 2 b je charakteristický equinózním postavením hlezna, KOK v rekurvaci a extendovaným KYK (Rodda, Graham, 2001, s. 101; Winters, Gage, Hicks, 1987, s. 440).

Typ 3 je charakterizován spasticitou/ kontrakturou m. triceps surae, nedostatečnou dorsiflexí a KOK v trvalé flexi, což je způsobeno ko-kontrakcí hamstringů a m. quadriceps femoris (Rodda, Graham, 2001, s. 101; Winters, Gage, Hicks, 1987, s. 440).

U 4. typu, který je nejzávažnějším vzorcem spastické hemiplegie, vidíme u pacientů posturální vzorec typu 3, ke kterému se přidává anteriorní náklon pánve, flexe, addukce a vnitřní rotace v KYK. Tato proximální složka vzoru je velmi podobná spastické diplegii, ale na rozdíl od ní je pouze jednostranná a způsobuje velkou asymetrii nejen v oblasti pánve. Vlivem tahu svalů dochází často k subluxaci KYK (Rodda, Graham, 2001, s. 102; Winters, Gage, Hicks, 1987, s. 441).

Spastická diplegie/ kvadruplegie

Diplegie postihuje obě DK a deformita je viditelná ve všech 3 rovinách. Často se ke spasticitě a kontrakturám přidávají také kostní deformity, mezi nejčastější patří mediální torze femuru, laterální torze tibie, zborcení středonoží do planovalgosity, subluxace KYK a rozdílná délka DK. Tyto patologie narušují účinnost svalové páky, a proto se jim říká „nemoc ramene páky“.

Prvním typem je tzv. „true equinus“, kdy pacient má spasticitu či kontrakturu v m. triceps surae, která mnohdy bývá takové závažnosti, že neumožňuje dostoupnutí na patu. Dále se k tomu

přidává extenze až rekurvace KOK a extenze v KYK. Někdy může být nadměrná plantiflexe skrytá – dítě je schopno stát celými chodidly na zemi a spasticita lýtkových svalů způsobuje rekurvaci KOK (Miller, Dabney, Rang, 1995 in Rodda, Graham, 2001, s. 103).

Druhým typem je tzv. „jump gait“, což se dá přeložit jako skákavá chůze. U těchto pacientů je spasticita přítomná v m. triceps surae, ischiokrurálních svalech, adduktorech a flexorech KYK, což vytváří equinózní postavení hlezna, flexi v KOK, addukci, flexi a vnitřní rotaci v KYK, zvětšenou bederní lordózu a anteriorní náklon pánve. Často je zde také ztuhlý KOK kvůli hyperaktivitě m. rectus femoris během švihové fáze (Rodda, Graham, 2001, s. 103; Sutherland, Davids, 1993, s. 141).

Dalším typem je tzv. „apparent equinus“, tedy zdánlivý equinus. Dítě sice chodí po špičkách, nicméně příčinou není ani tak spasticita lýtkových svalů, jako spíše hamstringů a flexorů KYK. Tyto proximální segmenty obvykle vykazují větší stupeň flexe než v předchozím typu, avšak dorsiflexe v hlezenním kloubu bývá v normálním rozsahu (Boyd, Graham, 1997 in Rodda, Graham, 2001, s. 103; Miller, Dabney, Rang, 1995 in Rodda, Graham, 2001, s. 105).

Posledním typem je „crouch gait“, neboli přikrčená chůze je typická nadměrnou dorsiflexí hlezna a plantigrádní chůzí při současné nadměrné flexi v KYK a KOK, addukci a vnitřní rotaci KYK. Nachází se obvykle u dětí s nejzávažnější spastickou diplegií a u většiny dětí se spastickou kvadruplegií. V dětství tito pacientů obvykle podstoupili prodloužení Achillovy šlachy, což způsobuje ještě větší flexi v KYK a KOK vedoucí k energeticky velmi náročné chůzi, bolesti v přední části kolen a patelárním deformitám (Borton et al., 2001, s. 366–367; Miller, Dabney, Rang, 1995 in Rodda, Graham, 2001, s. 105; Rodda, Graham, 2001, s. 105–160).

1.3 Funkční elektrostimulace

Funkční elektrostimulace je metoda, kdy se elektrické impulzy využívají k zapojení paretických svalů do funkčního úkolu, např. ke zlepšení chůze, úchopu aj. V rehabilitaci je nejčastěji indikována jako léčba pacientů s drop foot syndromem, vyskytující se u cévní mozkové příhody, roztroušené sklerózy, traumatu mozku aj. Indikováni jsou pacienti s lézí prvního motoneuronu a spastickou parézou či plegií, při zachované funkci druhého motoneuronu (Konečný et al. 2019, s. 34–36; Novotná, Jeníček, 2019, s. 396).

1.3.1 Elektrostimulace a elektrogymnastika

V názvu „funkční elektrostimulace“ je použit termín „elektrostimulace“, který v užším slova smyslu vyjadřuje jiný způsob dráždění, než se při FES používá. Selektivní elektrostimulace označuje přímé dráždění denervovaného nebo částečně denervovaného svalu (periferní paréza) za použití šikmých

impulzů. Ke zvolení vhodných parametrů je vhodné užít elektrodiagnostiku a pomocí Hoorveg-Weissovy I/t křivky stanovit vhodnou délku impulsu a intenzitu. Frekvence se pohybuje mezi 0,2 a 0,5 Hz a pauza by měla být dvojnásobná oproti trvání impulsu. Dráždění probíhá kuličkovou diferentní katodou v místě motorického bodu svalu, které bývá posunuto distálně, indiferentní plošná elektroda bývá umístěna distálně či proximálně na bříšku drážděného svalu (Brach, Malay, Urban, 2019, s. 95–97; Konečný et al., 2019, s. 34; Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 103–104).

Při FES se používá nepřímé dráždění paretických svalů se zachovalou funkcí periferního motoneuronu, tzv. elektrogymnastika (myostimulace). Zde se stimuluje nerv, který vyvolá motorickou aktivitu (stah) svalů, které inervuje. Její použití je vhodné u svalů, které pacient není schopen volně aktivovat. V elektrogymnastice se využívají různé druhy proudů s nepřímým myostimulačním účinkem, např. ruská stimulace, neuromuskulární elektrostimulace, faradický proud, Kotzovy proudy, transkutánní neuromuskulární stimulace (dále TENS), modulované impulzní proudy aj. Pro potřeby FES se využívají poslední dva jmenované. Dráždění diferentní elektrodou (plošná, nebo bodová) probíhá v motorickém bodě svalu, indiferentní elektroda je uložena longitudinálně. Nastavení jednotlivých parametrů je rozdílné při použití jednotlivých typů proudů (Brach, Malay, Urban, 2019, s. 97; Konečný et al., 2019, s. 32–33; Poděbradský, Poděbradská, 2009, s. 44–45, 105).

1.3.2 Specifikace peroneálních stimulátorů

Peroneální stimulátory jsou obvykle jednokanálové a ke stimulaci jsou používány velmi krátké, nízkofrekvenční proudy neuromuskulární elektrostimulace (dále NMES) či transkutánní elektroneurostimulace (dále TENS), které jsou kombinovány s biofeedbackem. Ten je zajišťován pomocí různých drobných sensorů, jako jsou inklinometry, patní tlakové snímače, gyroskopy, akcelerometry a bezdrátové přenosové technologie. Elektrostimulace je tímto synchronizována s krokovým cyklem pacienta a probíhá ve švihové fázi kroku, při iniciálním kontaktu dráždění ustává. Používá se nepřímá stimulace paretických svalů, dráždí se n. peroneus communis, čímž se se aktivují svaly bérce, přesněji anteriorní a laterální skupina (m. tibialis anterior, m. extensor hallucis longus, m. extensor digitorum longus, také mm. fibulares longus et brevis). Někteří autoři zmiňují také přímé dráždění m. tibialis anterior, avšak toto by mělo být určeno pro pacienty s denervovanými svaly a periferní parézou (Konečný et al. 2019, s. 34–36; Novotná, Jeníček, 2019, s. 396).

K ovlivnění více segmentů u hemiparetických pacientů lze využít dvou či čtyř kanálovou FES, kdy se dá podpořit také větší trojflexe při švihové fázi kroku, případně zabránit hyperextenzi kolene či manifestaci Trendelenburgova příznaku. V těchto případech se přikládají elektrody

na ischiokrúrní svaly, m. quadriceps femoris a m. gluteus medius (Springer et al., 2013, s. 477; Tan et al., 2014, s. 2–5).

1.3.3 Účinky peroneálních stimulátorů

Účinky FES jsou rozdělovány na ortotické a terapeutické. Ihned při první aplikaci se projeví ortotický efekt, což je rozdíl mezi chůzí bez a s FES. Terapeutický efekt popisuje vliv dlouhodobého užívání. Je to rozdíl mezi chůzí před první aplikací ve srovnání s chůzí bez pomůcky, ale po dlouhodobém používání (Miller et al., 2017, s. 1440). Terapeutický efekt je přítomný pouze u části pacientů a souvisí s neuroplasticitou. Merkel et al. (2017, s. 1–10) zkoumali vliv dlouhodobého užívání FES u pacientů po CMP na změny v senzomotorickém kortexu. Zjistili, že terapeutické účinky FES se vyskytovaly pouze u těch pacientů, u kterých došlo ke změnám v oblasti ruky v ipsilesionální hemisféře. Druhá skupina pacientů se změnami v kontralaterální hemisféře vykazovala pouze ortotické účinky.

Bylo prokázáno, že FES způsobuje zvýšení rychlosti chůze a svalové síly; snížení námahy potřebné pro chůzi, redukcii incidence pádů a spasticity; má pozitivní vliv na vykonávání ADL a zvyšuje kvalitu života (Barret, Taylor, 2010, s. 60; Esnouf et al., 2010 in Taylor, Humphreys, Swain, 2013, s. 154; Miller et al., 2017, s. 1445; Sabut et al., 2010, s. 1174).

1.3.4 Konkrétní přístroje pro korekci drop foot syndromu

Poprvé byla technologie FES využita Libersonem v roce 1961, kdy se stimuloval n. peroneus u hemiplegického pacienta po CMP s drop foot. Přístroj byl zachycen za opasek pacienta a pomocí tlakového snímače pod patou byla časována elektrostimulace ve švihové fázi chůze (Liberson et al., 1961 in Novotná, Jeníček, 2019, s. 396). V 70.–80. letech se FES využívala i v Československu díky přístroji Tesla LSN, ale později se přestal vyrábět (Votava, 2001, s. 186). Nicméně k většímu rozšíření metody došlo až na přelomu století vlivem technologického pokroku, kdy došlo ke zmenšení přístroje, zlepšení napojení elektrod, metod biofeedbacku, a tím pádem k zjednodušení ovládání a manipulace uživatelem (Novotná et al., 2019, s. 622).

V České republice jsou v současnosti k dostání dva přístroje FES: WalkAide Systém (dále WA) od firmy Innovative Neurotronics Inc. a přístroj Ness L300 Go značky Bioness Inc.

Peroneální stimulátor WA (viz obrázek 1 na této straně) je malý, jednobáňový přístroj generující asymetrické bifázické impulzy o délce 25–300 μ s s frekvencí 16,7 až 33 Hz a dobou kontrakce až 3 s. Skládá z neoprenové manžety, řídicí jednotky upevněné k manžetě a přírodních kabelů k povrchovým, gelovým elektrodám. Volitelně jej lze doplnit o patní senzor. K detekci začátku švihové fáze využívá senzory zjišťující zrychlení a náklon holeně. Umisťuje se těsně

pod koleno DK postižené spastickou parézou, lze jej schovat pod pacientovo oblečení. Na přístroji lze využívat dva módy pro jeho používání: na chůzi a na cvičení dorsiflexe vsedě (Innovative Neurotronics, 2013, s. 2–3; 54).



Obrázek 1 Walkaide System (Innovative Neurotronics, 2013, s. 2)

Ve způsobu elektrostimulace a nošení se stimulátor Ness L300 Go od WA příliš neliší, ale lze jej rozšířit o stehenní stimulátor L 300 Plus na dvoukanálovou FES, která umožňuje redukci symptomů jako je nestabilita kolene a paréza stehenních svalů. Ve starších verzích je manžeta Ness L300 Go standartně doplněna o patní stimulátor, v novějších verzích už obsahuje i inklinometry a gyroskopy, které slouží k biofeedbacku (Novotná, Jeníček, 2019, s. 396).

Ve výzkumných studiích bývá nejčastěji používán britský přístroj Odstock Foot Drop Stimulator, který využívá transkutánní stimulaci (Novotná, Jeníček, 2019, s. 396). Ve výzkumu pacientů s roztroušenou sklerózou byl porovnáván okamžitý efekt FES pomocí přístrojů WA a Odstock Foot Drop Stimulator a zjistilo se, že používání FES zvýšilo rychlost chůze i spotřebu kyslíku v porovnání s chůzí bez FES, avšak ve vzájemném srovnání obou přístrojů nebyl zaznamenán žádný statisticky významný rozdíl (Miller et al., 2014, s. 3).

V zahraničí se také využívají přístroje s implantovanými elektrodami, např. ActiGait a STIMuStep. Tyto stimulátory jsou alternativou pro pacienty, kteří mají problémy se správným umístěním elektrod např. vlivem velké spasticity horních končetin, nebo jim činí potíže podrážděním pokožky pod elektrodami. Tyto stimulátory se skládají se z elektrod umístěných v subepineurální kapse, vnějšího zařízení a tlakového snímače umístěného v obuvi pacienta. Pro implantaci elektrod je nutné podstoupit operaci v celkové anestezii, FES je k chůzi využívána nejdříve 3 týdny po operaci. Ve srovnání rychlosti chůze, kvality života a námahy potřebné pro chůzi vychází pozitivní zlepšení oproti chůzi bez FES, nicméně při srovnání stimulátorů s implantovanými a transkutánními elektrodami nevyšel žádný statisticky významný rozdíl.

Nevýhodou stimulatorů s implantovanými elektrodami může být riziko selhání přístroje po pádu pacienta, neuropraxie či selhání přístroje, a tím pádem nutnost nového chirurgického zákroku (Taylor et al., 2016, s. 240–244).

1.3.5 Využití FES u paraplegiků

V 80. letech minulého století Kralj et al. vytvořili systém k FES chůze u pacientů s úplnou či inkompletní míšní lézí. Využívala se zde čtyřkanálová FES se zapojením dorsiflektorů hlezna a m. quadriceps na obou DK. Ke provedení švihové fáze se využívala stimulace dorsiflexe a následné zapojení flexorového míšního reflexu, který reflexně aktivoval flexi v KYK i KOK na ipsilaterální straně a na kontralaterální straně vyvolal extenzi a oporu, navíc byla tato stojná fáze podpořena aktivací m. quadriceps femoris. Pacient si jednotlivé fáze zapínal tlačítkem umístěným na berlích či chodítku (Kralj et al., 1983 in Trasher, Popovic, 2008, s. 453).

Tato technika se komerčně využívá, např. v USA se prodává přístroj Parastep-I pro stimulaci chůze na krátké vzdálenosti. Jedná se o hybridní přístroj, který kromě FES využívá ortézy k redukci stupňů volnosti DK a chodítko s koly. Nutno však poznamenat, že tento typ přístroje rozhodně nemůže pacientovi plně nahradit využívání vozíku při lokomoci. Velkou nevýhodou těchto přístrojů je spoléhání se na flexorový míšní reflex, který bývá variabilní a dochází k habituaci (Graupe, Kohn, 1998, s. 202-207). Dle studií by mělo mít použití FES vliv na snížení atrofie až zvýšení podílu svaloviny (Mahoney et al., 2005, s. 1503), stimulaci kostní tvorby (Craven et al., 2017, s. 7), profylaxi kontraktur, léčbu proleženin (Houghton et al., 2010, s. 674), zlepšení a podporu expektorace (Stanič et al., 2000, s. 31), prevenci ortostatické hypotenze (Sampon, Burnham, Andrews, 2000, s. 141) a redukci spasticity (Rayegani et al., 2011, s. 4). Na druhou stranu chůze za pomoci FES je velmi podivná, nefyziologicky vypadající a její hlavní nevýhodou bývají obrovské energetické nároky, které klade na pacienta. Tato nevýhoda zabraňuje většímu rozšíření této metody (Miyatani et al, 2007 in Trasher, Popovic, 2008, s. 454).

V poslední době se také FES kombinuje s robotickým exoskeletonem, který zajistí stabilitu všech kloubů a umožní vytvoření dostatečného točivého momentu v kloubech. Vzájemná kombinace těchto metod překonává limitace odděleného použití jednotlivých přístrojů. Tím umožní provedení pohybu, který je bližší fyziologické chůzi než kombinace pasivních ortéz a FES. Existuje množství přístrojů pro experimentální i komerční použití, každý z přístrojů je odlišně sestaven, využívá jiné systémy kontroly. Některé se zaměřují pouze na kontrolu jednoho kloubu, jiné se zaměřují na stabilitu i mobilitu pánve, kyčle, kolene i hlezna (Zhang et al., 2017, s. 2). Výzkumy naznačují, že by tato kombinace metod mohla mít vliv na redukci spasticity (Murray et al., 2018, s. 2792), a také snížení rychlosti atrofie a tukové infiltrace do svalu (Hohl et al, 2022, s. 8).

Nicméně ke zhodnocení účinků je potřeba výzkum na větším vzorku pacientů a v delším časovém období.

2 Cíl, výzkumné otázky a hypotézy

Cíl: Ověřit, zda používání funkční elektrostimulace (FES) zlepší parametry chůze jako je rychlost chůze ověřovaná 10MWT a kvalita chůze měřená pomocí MSWS-12. Dále také zjistit, zda má rehabilitace s FES vliv na spasticitu a soběstačnost pacienta.

Výzkumné otázky a hypotézy

OT1: Jaký je rozdíl mezi rychlostí chůze na začátku rehabilitace a na jejím konci?

H1(0): Neexistuje statisticky významný rozdíl mezi rychlostí chůze s FES na začátku rehabilitace a na jejím konci.

H1(A): Existuje statisticky významný rozdíl mezi rychlostí chůze s FES na začátku rehabilitace a na jejím konci.

OT2: Má rehabilitace s použitím FES vliv na soběstačnost a subjektivně vnímanou kvalitu chůze?

H2(0): Neexistuje statisticky významný rozdíl mezi subjektivní kvalitou chůze na začátku rehabilitace a na jejím konci.

H2(A): Existuje statisticky významný rozdíl mezi subjektivní kvalitou chůze na začátku rehabilitace a na jejím konci.

H3(0): Neexistuje statisticky významný rozdíl mezi soběstačností na začátku rehabilitace a na jejím konci.

H3(A): Existuje statisticky významný rozdíl mezi soběstačností na začátku rehabilitace a na jejím konci.

OT3: Má rehabilitace s použitím FES vliv na spasticitu a spastickou parézu pacienta?

H4(0): Neexistuje statisticky významný rozdíl mezi úhlem spasticity na začátku rehabilitace a na jejím konci.

H4(A): Existuje statisticky významný rozdíl mezi úhlem spasticity na začátku rehabilitace a na jejím konci.

H5(0): Neexistuje statisticky významný rozdíl mezi úhlem parézy na začátku rehabilitace a na jejím konci.

H5(A): Existuje statisticky významný rozdíl mezi úhlem parézy na začátku rehabilitace a na jejím konci.

3 Metodika

Pro mou diplomovou práci byl zvolen prospektivní kvantitativní design experimentální části. U pacientů se hodnotí změna chůze, spasticity a soběstačnosti po použití funkční elektrostimulace (přístroj Walkaide od firmy Innoavtive Neurotrones, Inc.). Chůzi budu kvantifikovat pomocí standardizovaného testu 10 Meter Walk Test, ke zhodnocení subjektivního zlepšení chůze slouží dotazník 12 Item Multiple Sclerosis Walking Test. Soběstačnost bude měřena pomocí Barthel Indexu a spasticita pomocí modifikované škály dle Tardieu. Tyto testy budou změřeny dvakrát: jednou na začátku pobytu a podruhé při propuštění pacienta (viz tabulka v příloze 4, s. 80). Mezi těmito dvěma měřeními pacient absolvuje třítydenní pobytové rehabilitace.

Výzkum byl schválen Etickou komisí Fakulty zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci dne 10. ledna 2023 (viz příloha 5, s. 82).

3.1 Charakteristika testovaného souboru

Pro výběr probandů byla zvolena metoda záměrného výběru. Výzkumný soubor je tvořen hospitalizovanými pacienty Centra léčebné rehabilitace Nemocnice AGEL Prostějov (dále CLR), kteří jsou starší 18 let. Primář tohoto centra souhlasil s provedením experimentální části této práce. Kritériem pro zařazení do výzkumu zařazení byl výskyt spastické parézy DK s lézí UMN, tj. s diagnózami: roztroušená skleróza, stavy po craniotraumatu, po nádorech mozku a po cévní mozkové příhodě. Probandi jsou v subakutním či v chronickém stadiu onemocnění, schopni samostatné chůze nebo chůze s pomůckou. Pro zařazení do výzkumu se u nich nesmí vyskytovat žádná z kontraindikací FES (kardiostimulátor nebo defibrilátor účinkující dle potřeby; záchvatovitá porucha; tumor, otok či zánět v okolí umístění peroneálního stimulátoru).

Výzkumu se nakonec zúčastnilo celkem 10 pacientů po CMP, z nichž 2 prodělali hemoragickou CMP a 8 ischemickou CMP, 2 pacienti měli levostrannou lateralizaci, 8 pacientů bylo pravostranné lateralizace. Pacienti se nacházeli v subakutním až chronickém stádiu, medián doby od vzniku CMP bylo 4,5 měsíce, minimum 3 měsíce, maximum 8 měsíců. V souboru se nacházelo 5 mužů a 5 žen, medián celkového věku byl 71 let, minimum 60 let a maximum 81 let. Ženy tvořily 50 % výzkumného souboru, medián jejich věku byl 74 let, minimum 60 let a maximum 81 let. Muži tvořili polovinu souboru pacientů, medián jejich věku byl 69 let a jejich věk se pohyboval mezi 62 a 77 lety (viz tabulka 2 na následující straně).

Tabulka 2 Charakteristika výzkumného souboru dle věku a pohlaví

soubor	platných	Medián věku	Minimum věku	Maximum věku
muži	5	69	62	77
ženy	5	74	60	81
Celý výzkumný soubor	10	71	60	81

3.2 Zajištění anonymity dat

Pacienti budou osloveni personálem CLR, před vyplněním dotazníků a provedením standardizovaných testů budou informováni o účelu a zaměření výzkumu, o zajištění anonymity a ochrany osobních dat. Pro zařazení do výzkumu je nutné, aby pacienti podepsali informovaný souhlas (viz příloha 6 a 7, s. 83 a 84). Pro sběr vyplněných dotazníků budou k dispozici uzavřené sběrné boxy, které budou umístěny v prostorách CLR. Dotazníky budou označeny iniciálami pacienta, které budou sloužit pouze ke kontrole při vkládání dat a nebudou nikde spojovány s identifikačními údaji respondenta. Dotazníky budou po elektronickém zpracování skartovány, elektronická data budou bezpečně uložena.

3.3 Popis výzkumných metod

3.3.1 Použité testy chůze a soběstačnosti

Desetimetrový test chůze (dále 10MWT) je doporučovaným testem, kterým se u neurologických pacientů měří rychlost chůze v m/s. Test se provádí na rovném úseku o délce 10 metrů, kde je vyznačen start, cíl, 2. a 8. metr úseku. Pacient je vyzván, aby šel od startu do cíle svou běžnou rychlostí. Samotné stopování času (v sekundách) provádí fyzioterapeut mezi 2. a 8. metrem délky, 2 metry na začátku a na konci jsou určeny na zrychlení a zpomalení chůze pacienta, samotná rychlost se měří jen na úseku těch šesti metrů (Watson, 2002, s. 389).

Barthel Index (dále BI, viz příloha 1, s. 78) je deseti položkový test, který hodnotí úroveň samostatnosti pacienta při zvládnutí každodenních aktivit sebeobsluhy jako je jezení, přesuny, osobní hygiena, sprchování, kontinence, oblékání, zdolávání schodů a chůze. Tento test je velmi rozšířený, používá se napříč klinickými lékařskými obory (Duffy et al., 2013, s. 465).

Hodnocení testu probíhá tak, že zdravotník společně s pacientem prochází jednotlivé položky a vyhodnocuje je. Samostatné provedení činnosti je hodnoceno plným počtem bodů (5, 10, nebo 15), zvládnutí úkolu s dopomocí je za menší počet bodů. Celkově lze získat maximálně 100 bodů, což odpovídá nezávislému pacientovi. Dalšími stupni pro zařazení pacienta jsou: lehká závislost, střední závislost a vysoká závislost (Mahoney, Barthel, 1965 in ÚZIS, online).

Dále je užít studentkou přeložený dotazník subjektivního hodnocení chůze (**12 Item Multiple Sclerosis Walking Scale**), tento příkládám v příloze 2–3, s. 79–80. Původně byl vyvinut pro hodnocení chůze u pacientů s roztroušenou sklerózou, nicméně lze jej využít i jako subjektivní sebehodnotící dotazník pro pacienty se syndromem UMN. Hodnotí se různé aspekty související s chůzí, jako např. používání pomůcek k chůzi, rovnováha, maximální překonaná vzdálenost, ovlivnění v ADL, plynulost, námaha, zdolávání schodů aj. Každá otázka je hodnocena 1 až 5 body, kde vyšší známka znamená negativní vliv na chůzi. Celkově test obsahuje 12 otázek a maximální počet bodů je 60, což znamená značně negativní vliv spastické parézy na chůzi pacienta (Hobart et al., 2003, s. 32–36).

3.3.2 Škála dle Tardieu

Škála dle Tardieu byla použita poprvé v roce 1954, ale od té doby prodělala mnoho modifikací. V našem výzkumu je použita modifikace dle Graciese, kde se z klasických parametrů Tardieu škály vypočítává také úhel spasticity a parézy.

Při hodnocení se musíme řídit následujícími zásadami: testování se provádí vždy ve stejnou denní dobu, pozice vyšetřované končetiny je neměnná, stejně jako pozice ostatních končetin, trupu a zvláště pozice šíje. Toto musí být zachováno během vyšetřování dané svalové skupiny, a také během a mezi testováním ostatních svalových skupin. Testování se provádí na relaxovaném svalu za použití reprodukovatelné rychlosti (Gracies, 2010a, s. 427).

Ve vyšetřování se standartně hodnotí dva parametry: X a Y. Parametr X kategorizuje kvalitu svalové reakce na rychlé protažení na stupnici od 0 do 4. Popisuje, zda se během pohybu vyskytuje slabý odpor, zřetelné zachycení či klonus. Tento parametr nebyl v naší studii použit.

Druhým parametrem je Y, což označuje úhel zástavy měřený ve stupních. Jako výchozí poloha pro měření, čili 0°, je určena pozice maximálního zkrácení svalu. Při provádění pasivního strečinku spastického svalu je v určitý moment protahování zastaveno spasticitou svalu a je změřen a ve stupních zaznamenám úhel zástavy. Testování probíhá v několika rychlostech (viz tabulka 2 níže). Pro účely našeho měření byly použity rychlosti V1 a V3, neboť dle Graciese rychlost V2 nemá relevantní význam pro měření spasticity plantiflexorů (Gracies, 2010a, s. 423–425).

Tabulka 2 Rychlost při vyšetřování Tardieuovy škály (Štětkářová, Ehler, 2012, s. 36)

rychlost	popis
V1	co nejpomalejší, pomalejší než pád končetiny ve směru gravitace
V2	Rychlost odpovídající pádu končetiny ve směru gravitace
V3	Co nejrychlejší, rychlejší než pád končetiny ve směru gravitace

Úhel spasticity (R) se vypočítá jako $R=R1 - R2$, kde R2 odpovídá úhlu zástavy při rychlosti V3 a R1 odpovídá úhlu zástavy při rychlosti V1. Pomocí tohoto výpočtu lze rozlišit dynamickou složku spasticity (vlastní spasticitu) od zkrácení měkkých tkání, protože vysoká hodnota úhlu spasticity vypovídá o převaze dynamické složky, a tedy větší možnosti pro léčbu botulotoxinem A. Při malém rozdílu obou rychlostí se jedná o fixovanou kontrakturu (Boyd, Graham, 1999, s. S24 – S25).

Úhel parézy (Z) se vypočítá jako rozdíl úhlu zástavy při pomalé rychlosti a rozsahu aktivního pohybu pacienta. Hodnotí pacientovu schopnost aktivního pohybu v maximálním rozsahu pasivního pohybu (Gracies et al., 2010b, s. 415).

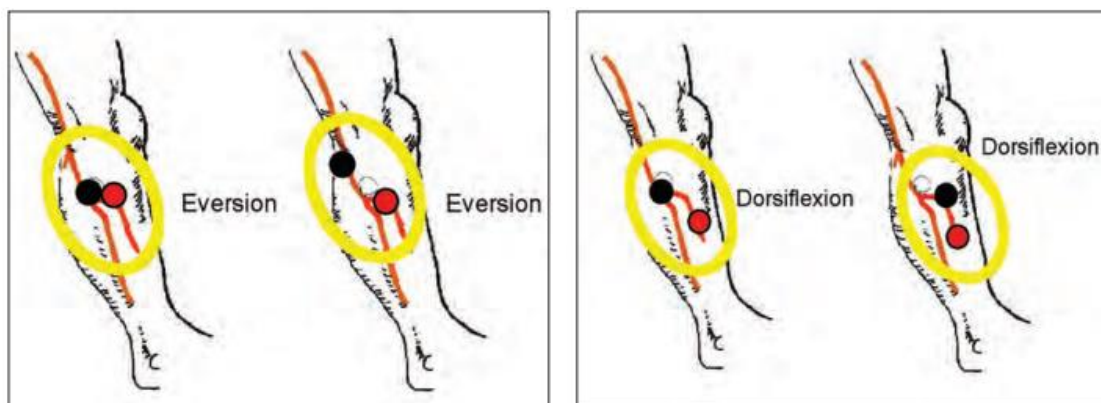
Pacienti byli vyšetřováni vleže na zádech, při vyšetřování mm. gastrocnemius lateralis et medialis měl pacient kolenní kloub extendovaný, při testu m. soleus byl kolenní kloub podložený v úhlu 45°. Nejprve byl vyšetřován pasivní rozsah dorsiflexe v rychlosti V1, poté v rychlosti V3 a nakonec pacient provedl aktivní dorsiflexi.

3.4 Provedená terapie

Všichni pacienti podstupují třítydenní rehabilitační program, který se skládá z těchto procedur: 1,5 hodiny individuální rehabilitace s využitím metod na neurofyziologickém podkladě jako je propioceptivní neuromuskulární facilitace a dále 1 hodinu trénink chůze s FES (přístroj WalkAide). Tyto procedury absolvuje pacient denně od pondělí do pátku. Před přijetím do CLR byl pacientovi aplikován botulotoxin A do některé ze spastických hlav m. triceps surae.

3.4.1 WalkAide System

Před použitím u nového pacienta je nutné v počítačovém programu nastavit profil pacienta. Fyzioterapeut najde pomocí periferního nervového stimulátoru nejvhodnější pozici pro umístění elektrod, kde je stimulace nejúčinnější. Černá elektroda by měla být umístěna nad hlubokou větví n. tibialis communis (v blízkosti hlavičky fibuly) a červená v proximální třetině m. tibialis anterior (viz obrázek 2 na následující straně) v případě, že je cílem dorsiflexe pacienta. Jako první se umísťuje černá elektroda, protože určuje míru everze při dorsiflexi. Poté se nastavuje intenzita impulsu na míru pacientovi, aby vyvolala dostatečnou dorsiflexi. Následně je pacient vyzván k chůzi a fyzioterapeut přes ovládání ručně spouští stimulaci na počátku pacientovy švihové fáze. Zaznamenají se minimálně 3 pokusy a z nich se v počítačovém programu vybere ten nejlepší, který se uloží pro běžné používání, tak aby byl přístroj co nejlépe synchronizován s krokovým cyklem daného pacienta. Optimalizují se další parametry jako např. délka trvání pacientovy švihové fáze a nastavený program je otestován, zda pacientovi vyhovuje. Jako poslední krok proběhne edukace pacienta o správném používání přístroje (Innovative Neurotronics, 2010, s. 27–47).



Obrázek 2 Různé varianty umístění elektrod vlivem anatomických variací pacienta (Innovative Neurotronics, 2013, s. 24)

3.5 Statistické zpracování

Naměřená data byla zaznamenávána do klinického protokolu pacienta, následně přepsána do souhrnné elektronické verze v programu Excel od firmy Microsoft. Statistické zpracování proběhlo v programu Statistica 14.0.0. Vzhledem k malému počtu pacientů zahrnutých do výzkumu (10 pacientů) nebyly provedeny testy normality, ale s výsledky bylo rovnou zacházeno jako s daty nenormálního rozložení, to znamená, že při popisné charakteristice souboru byl vypočítán medián, minimum a maximum. Všechny výsledky jsou založeny na základě porovnávání dvou závislých vzorků, tudíž ke statistickému zpracování výsledků byl využit neparametrický Wilcoxonův párový test, při kterém byly výsledky vyhodnoceny na hladině významnosti $p < 0,05$ a podle toho došlo buď k zamítnutí nebo potvrzení nulové hypotézy. Ke grafickému znázornění výsledků jsou využity krabicové grafy.

4 Výsledky

V následujících podkapitolách budou rozebrány výsledky v pořadí odpovídajícím jejich zařazení do jednotlivých výzkumných otázek. Popisná statistika měřených hodnot je uvedena souhrnně v tabulce 3 níže na této straně. Kvůli malému počtu probandů ve výzkumném vzorku je při popisu výsledků využito medián, maximum a minimum hodnoty.

Tabulka 4 Popisná statistika měřených testů

test	počet probandů	medián	minimum	maximum
TardieuR_Sol vstup	10	7,50	5	10
TardieuR_Sol výstup	10	5,00	0	10
tardieuR_GC vstup	10	10,00	5	15
TardieuR_GC výstup	10	5,00	0	10
Tardieu_Z vstup	10	10,00	5	15
Tardieu_Z výstup	10	5,00	0	10
10MWT vstup	10	11,50	10	14
10MWT výstup	10	9,00	7	10
BI vstup	10	82,50	75	90
BI výstup	10	95,00	85	95
MSWS 12 vstup	10	36,00	29	45
MSWS 12 výstup	10	24,50	15	33

Legenda: TardieuR_Sol – úhel spasticity m. soleus, TardieuR_GC – úhel spasticity mm. gastrocnemii, Tardieu_Z - úhel parézy dorsiflektorů, 10MWT – deseti metrový test chůze, BI – index dle Barthelové, MSWS 12 – 12 bodový test chůze u roztroušené sklerózy.

4.1 Výsledky k výzkumné otázce č. 1

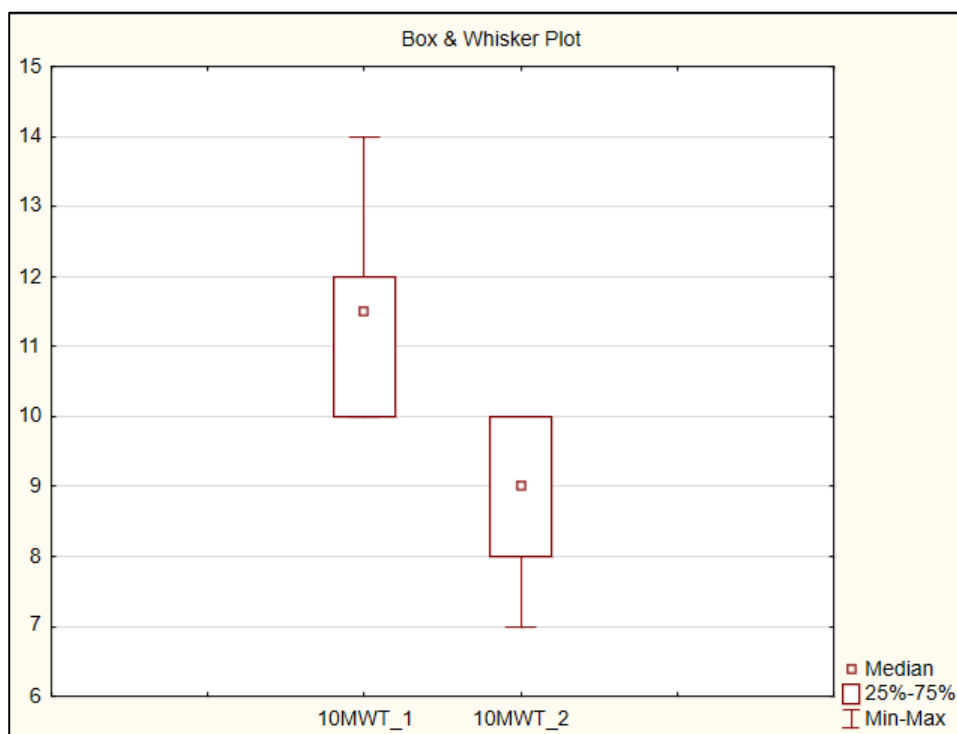
První výzkumná otázka zní: *Jaký je rozdíl mezi rychlostí chůze na začátku rehabilitace a na jejím konci?* K jejímu vyhodnocení přikládám tabulku č. 5, kde jsou zobrazeny výsledky Wilcoxonova neparametrického párového testu. Graficky jsou výsledky znázorněny v krabicovém grafu (obrázek č. 3 na následující straně). Na základě statisticky signifikantních výsledků (dosažená hladina významnosti je menší než 0,05), zamítáme nulovou hypotézu $H_1(0)$ a přijímáme alternativní hypotézu ve znění:

$H_1(A)$: Existuje statisticky významný rozdíl mezi rychlostí chůze s FES na začátku rehabilitace a na jejím konci.

Tabulka 5 Wilcoxonův párový test – vstupní a výstupní hodnoty 10MWT

Pár proměnných	počet	Z	p
10MWT vstup a 10MWT výstup	10	2,803	0,005

Legenda: Z – testovací kritérium, p – hladina významnosti, 10MWT – 10metrový test chůze



Obrázek 3 Krabicový graf vstupního a výstupního vyšetření 10MWT

4.2 Výsledky k výzkumné otázce č. 2

Druhá výzkumná otázka je ve znění: *Má rehabilitace s použitím FES vliv na soběstačnost a subjektivně vnímanou kvalitu chůze?* V této otázce jsou zahrnuty dvě hypotézy. K vyhodnocení hypotéz byl využit neparametrický Wilcoxonův párový test, jehož výsledky lze vidět v tabulce 6 a obrázcích 4 a 5 na následující straně. Výsledky jsou statisticky signifikantní, p-hodnota je v obou případech menší než 0,05, tudíž zamítáme nulové hypotézy $H_2(0)$ a $H_3(0)$ ve prospěch následujících alternativních hypotéz:

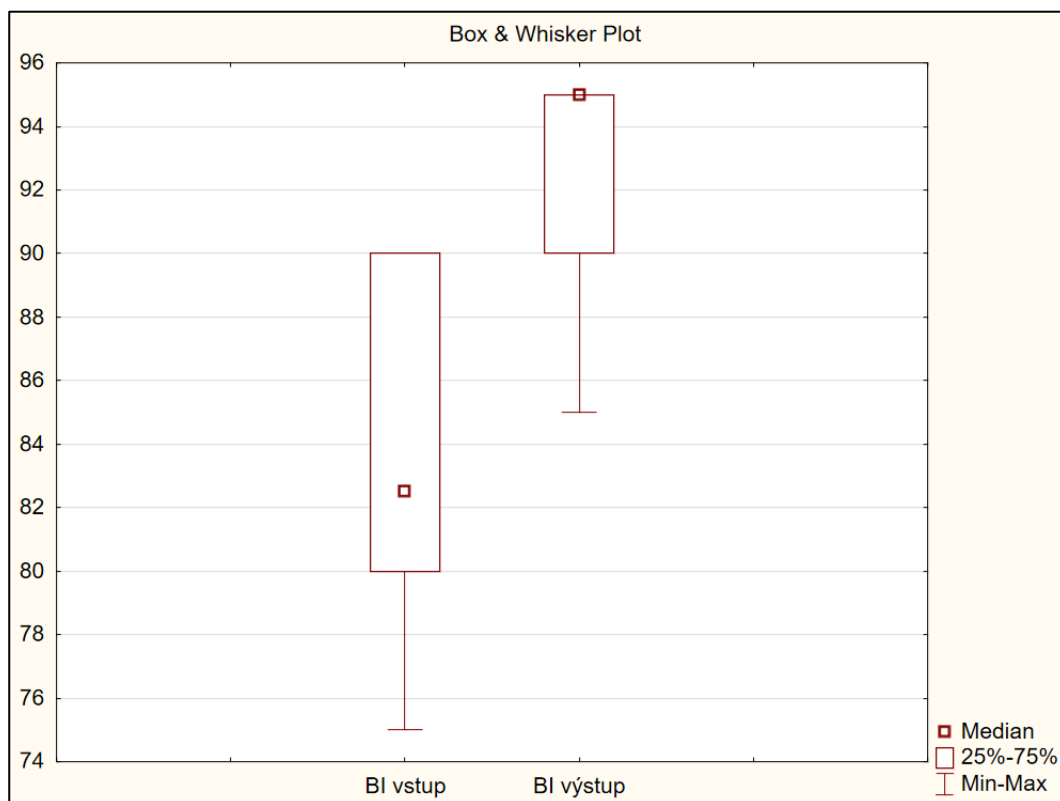
$H_2(A)$: Existuje statisticky významný rozdíl mezi subjektivní kvalitou chůze na začátku rehabilitace a na jejím konci.

$H_3(A)$: Existuje statisticky významný rozdíl mezi soběstačností na začátku rehabilitace a na jejím konci.

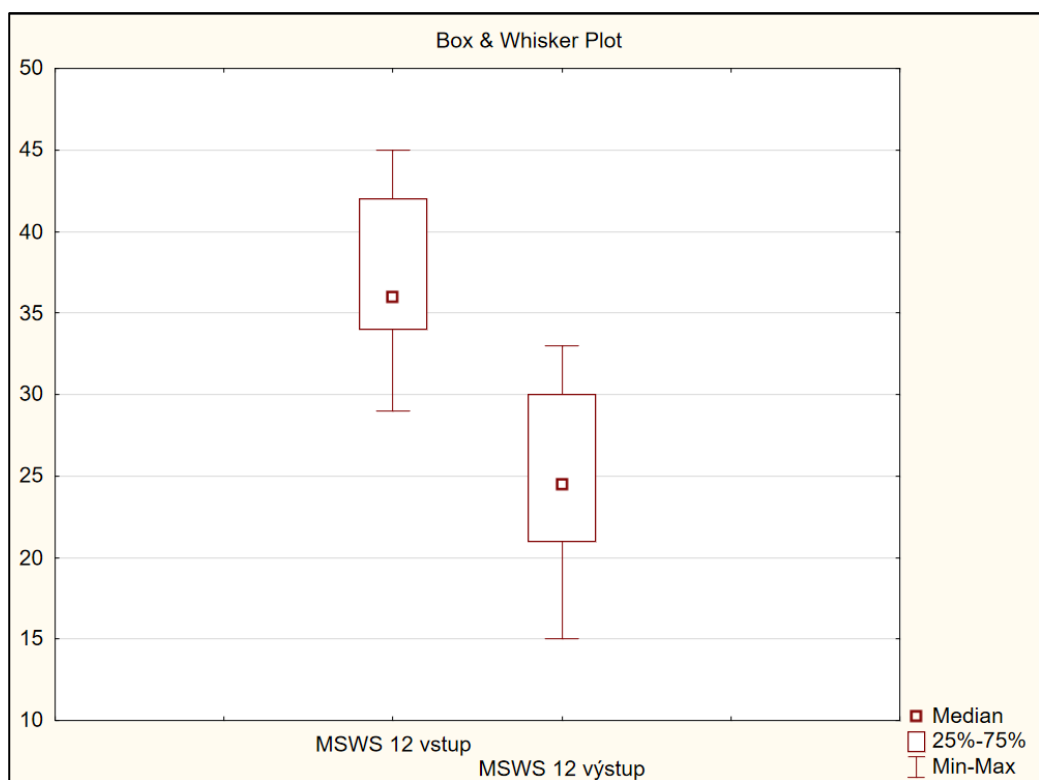
Tabulka 6 Wilcoxonův párový test pro vstupní a výstupní vyšetření BI a MSWS 12

pár proměnných	počet	Z	p-hodnota
BI vstup a BI výstup	10	2,842	0,004
MSWS 12 vstup a MSWS 12 výstup	10	2,807	0,005

Legenda: BI – Index dle Barthelové, MSWS 12 – 12bodový dotazník chůze u roztroušené sklerózy, Z – testovací kritérium. P – hladina významnosti



Obrázek 4 Krabicový graf vstupní a výstupního vyšetření BI



Obrázek 5 Krabicový graf vstupního a výstupního vyšetření MSWS 12

4.3 Výsledky k výzkumné otázce č. 3

Třetí výzkumná otázka ve znění: *Má rehabilitace s použitím FES vliv na spasticitu a spastickou parézu pacienta?* jsou zahrnuty tři podotázky, které budou níže rozebrány. Ke statistickému zpracování byl využit neparametrický Wilcoxonův párový test. Výsledky jsou zobrazeny v tabulce 7 na následující straně a obrázcích 6, 7, a 8 na s. 45, 46. Výsledky jsou statisticky signifikantní ($p < 0,05$), tudíž zamítáme nulové hypotézy $H_4(0)$ a $H_5(0)$ ve prospěch alternativních hypotéz:

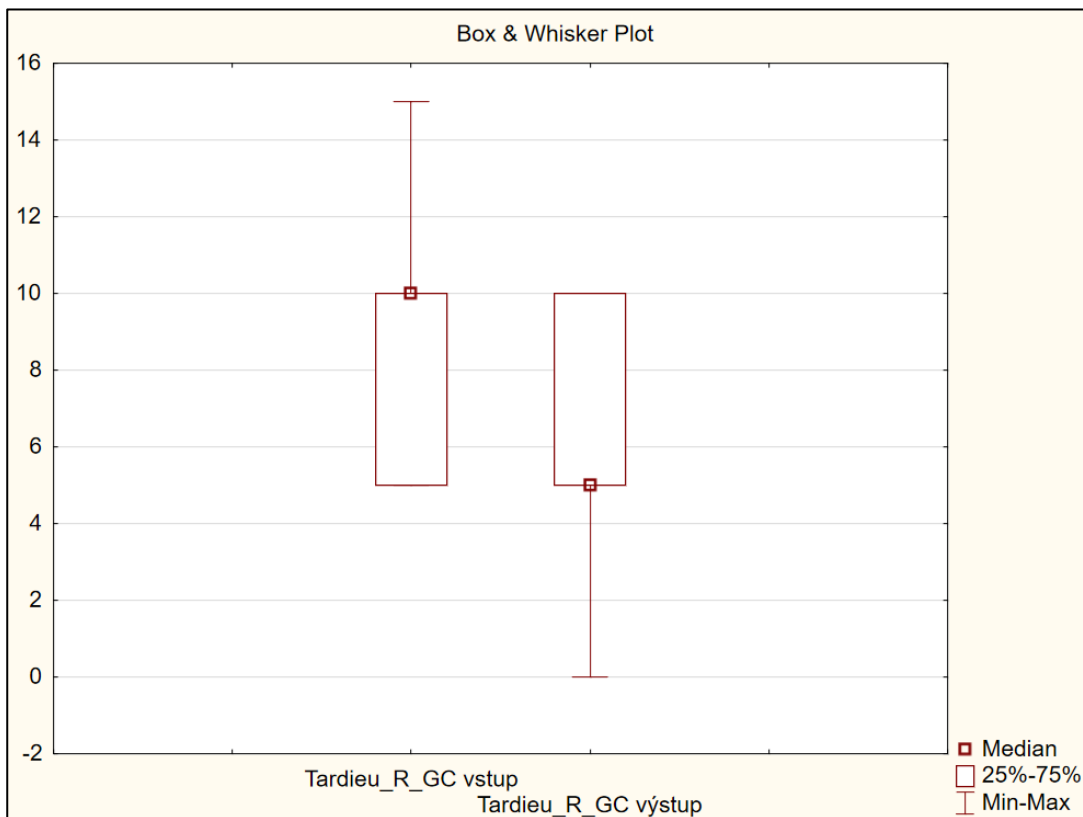
$H_4(A)$: Existuje statisticky významný rozdíl mezi úhlem spasticity na začátku rehabilitace a na jejím konci.

$H_5(A)$: Existuje statisticky významný rozdíl mezi úhlem parézy na začátku rehabilitace a na jejím konci.

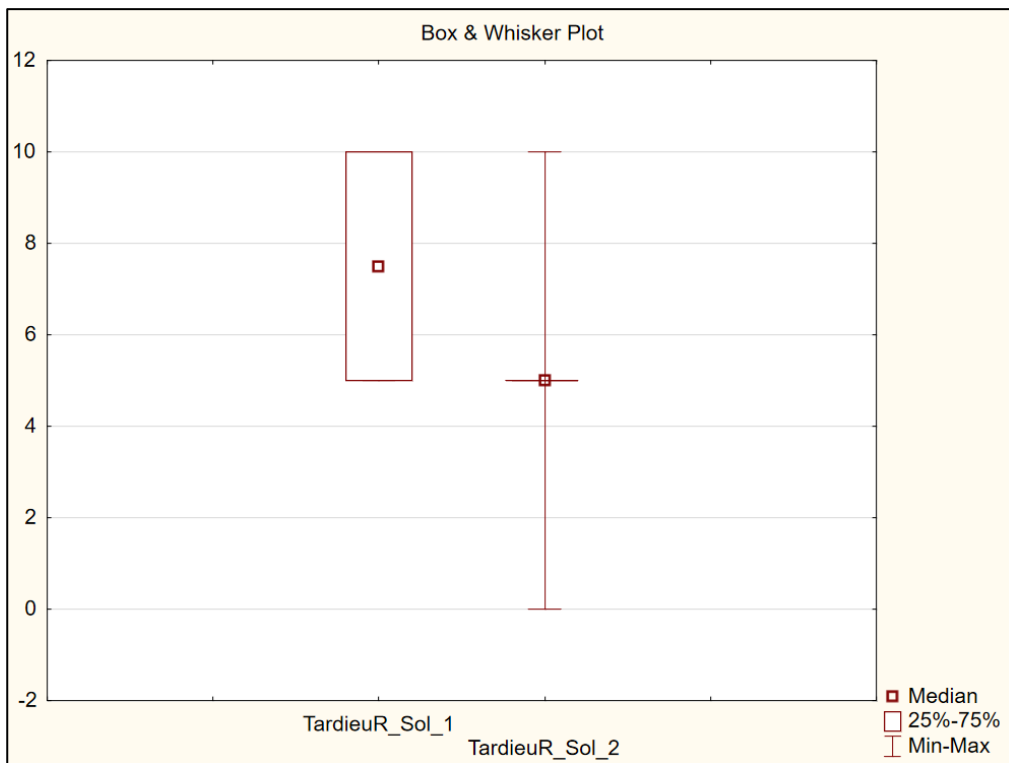
Tabulka 7 Wilcoxonův párový test pro úhel parézy dorsiflektorů; úhel spasticity m. soleus a mm. gastrocnemii

pár proměnných	počet	Z	p-hodnota
Tardieu_Z vstup a Tardieu_Z výstup	10	2,762	0,006
Tardieu_R_Sol vstup a Tardieu_R_Sol výstup	10	2,236	0,025
Tardieu_R_GC vstup a Tardieu_R_GC výstup	10	2,333	0,020

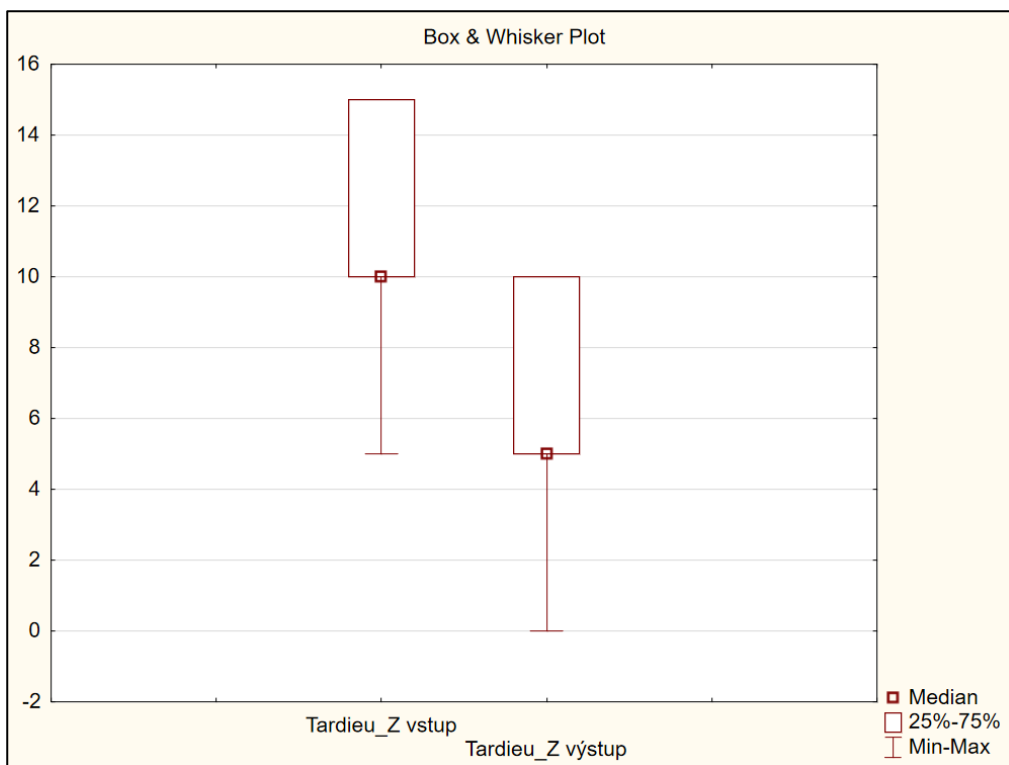
Legenda: Z – testovací kritérium, p – hladina významnosti, Tardieu_Z – úhel parézy dorsiflektorů, Tradieu_R_Sol – úhel spasticity m. soleus, Tardieu_R_GC – úhel spasticity mm. gastrocnemii



Obrázek 6 Krabicový graf změny úhlu spasticity mm. gastrocnemii



Obrázek 7 Krabicový graf úhlu spasticity m. soleus



Obrázek 8 Krabicový graf úhlu parézy dorsiflektorů

5 Diskuse

Cílem našeho výzkumu bylo ověřit, zda používání FES chůze zvýší rychlost chůze pacienta a jeho subjektivně vnímanou kvalitu chůze, zmírní spasticitu a zlepší soběstačnost v ADL. Statistické zpracování vstupních a výstupních měření zamítlo všechny nulové hypotézy a potvrdilo všechny alternativní hypotézy, což je nezvyklé. Z výsledků tedy vyplývá pozitivní vliv používání FES na celkový stav pacienta v rámci limitů naší studie, které budou podrobně rozebrány v poslední podkapitole diskuse (viz s. 56).

Vstupní kritéria studie splnilo 10 pacientů a všech 10 také výzkum dokončilo. Přestože byl vstupní podmínkou syndrom UMN, který zahrnuje širokou škálu nemocí, v naší studii se vyskytují pouze pacienti po CMP. Nejspíše je to dáno četností tohoto onemocnění v populaci, které je vyspělých zemích nejčastějším typem neurologického invalidizujícího onemocnění a celosvětově je na druhé příčce v příčině úmrtí (GBD 2016 Neurology Collaborators, 2019, s. 463). Ischemická příhoda je vyspělých zemích mnohem častější než hemoragická, což vysvětluje výskyt tohoto poměru u výzkumného vzorku. Incidence případů roste s věkem a nejčastěji se vyskytuje v seniorském období života, což souhlasí s věkovou kategorií našich probandů. Častěji bývají postiženi muži, což se v malém vzorku naší studie neprokázalo (Feigin et al., 2003, s. 46).

Tím, že je studie zaměřena pouze na pacienty po CMP, je výzkumný vzorek více homogenní a výsledky vypovídají o vlivu FES na konkrétní onemocnění. Lze říci, že vliv FES na zvýšení rychlosti chůze u pacientů po CMP je již vědecky prozkoumán, vzhledem k množství meta-analýz na toto téma. Některé oblasti, jako je např. vliv FES na spasticitu, spastickou parézu a soběstačnost, však stále potřebují vědecká ověření a víc RCT k prokázání efektu, a proto se této oblasti věnujeme také v našem výzkumu.

Rehabilitace pacientů probíhala pouze po dobu 3 týdnů, za to však intenzivně. Většina RCT, které zkoumaly účinnost FES trvala po delší dobu. Například Dunning et al. (2015, s. 649–664) ve své SR mají zahrnuté studie, kde trénink s FES probíhal po dobu 6–30 týdnů, v některých studiích se FES používá dlouhodobě, např. po dobu 12 měsíců (Renshaw et al., 2019, s. 1–13). Takto krátká doba v tomto experimentu je dána tím, že ve výzkumném vzorku byli zahrnuti pouze hospitalizovaní pacienti a obvyklá doba hospitalizace pro trénink chůze po CMP u spastických pacientů je právě 3 týdny. Nicméně i po takto krátké době se prokázal efekt rehabilitace ve smyslu zrychlení chůze, zlepšení kvality chůze hodnocené samotným pacientem, zlepšení soběstačnosti a zmírnění spasticity. Je otázkou, nakolik by bylo možné dosáhnout ještě lepších výsledků v případě delšího trvání fyzioterapeutické intervence v nemocničním prostředí, případně v ambulantně vedené fyzioterapii doplněné o domácí cvičení.

5.1 Diskuze k výzkumné otázce č. 1

V první výzkumné otázce jsme se věnovali rozdílu chůze před použitím FES a po třítydenní rehabilitaci s FES. Výsledkem je statisticky signifikantní zvýšení rychlosti, která byla měřena pomocí 10MWT, což je jeden z klinicky a vědecky nejvyužívanějších testů rychlosti chůze, neboť k jeho provedení není zapotřebí složitého a drahého vybavení. Měření probíhalo v obou případech bez nasazené FES, tudíž zde hodnotíme pouze terapeutické účinky. Níže jsou chronologicky popsány vědecké studie ze zahraničí, které se tímto tématem zabývaly. Nejprve ty, které stejně jako náš výzkum hodnotily terapeutické účinky, a poté i studie se zaměřením na ortotické účinky.

Efektivitu použití jednobokových, peroneálních stimulatorů zkoumal ve svém systematickém review Dunning et al. (2015, s. 649–664). Z nalezených SR je tato studie nejpodobnější našemu výzkumu. Vliv FES na rychlost chůze hodnotil ze 6 randomizovaných kontrolovaných studií (dále RCT). Pacienti byli rozděleni na dvě skupiny, experimentální skupina nosila stimulator po dobu 6–30 týdnů, u některých studií byla léčba FES doplněna o fyzioterapii či ortézu přes kotník a nohu (dále AFO). Kontrolní skupina byla léčena pomocí fyzioterapie, AFO nebo kombinací obojího. Toto systematické review (dále SR) shrnuje data od celkem 820 pacientů po CMP, přičemž 401 pacientů bylo zařazeno do experimentální skupiny a 419 pacientů bylo v kontrolní skupině. Všichni pacienti byli už chronickém stadiu po CMP, průměrná doba od příhody se pohybovala v rozmezí 6,5 měsíce až 4,6 let. Rychlost chůze byla měřena pomocí 10MWT nebo jeho varianty na 5 metrů. Všechny pět studií, které zkoumaly celkový efekt, dokládá statisticky signifikantní zrychlení chůze díky FES, dokonce u 3 studií byl doložen celkový efekt i u kontrolní skupiny bez FES. Čtyři z pěti studií zaměřené na terapeutický efekt popisují signifikantní zlepšení rychlosti chůze u experimentální i kontrolní skupiny a mezi jednotlivými skupinami nebyly popisovány významné rozdíly. Jedinou výjimku tvořila studie s pacienty se spasticitou plantiflexorů, kde byly statisticky významné rozdíly mezi skupinami. Experimentální skupina podstoupila aplikaci botulotoxinu a chůzi s AFO a FES, zatímco v kontrolní skupině byli pacienti léčeni pouze fyzioterapií. Z výsledků tohoto SR vyplývá, že FES je účinným prostředkem pro zrychlení chůze u paretických pacientů, vykazuje terapeutické i celkové účinky (což souhlasí s naším výzkumem). Nicméně ve srovnání s fyzioterapií a nošením AFO nevykazuje statisticky významné rozdíly ani nepřevyšuje účinkem tyto metody. U pacientů, kde je zároveň se slabostí dorsiflexorů přítomná také spasticita plantiflexorů, je důležitá léčba botulotoxinem A v kombinaci s následnou fyzioterapií a AFO.

Zaměření na aktivitu horních i dolních končetin po CMP a vlivu FES na ni se zabývá SR autorů Howlett et al. (2015, s. 934–943). Na aktivitu DK měřenou pomocí změny rychlosti chůze se

zaměřovalo celkem 9 studií o počtu 203 účastníků. FES byla aplikována po dobu 20 min až 6 h za den, 2–7krát týdně po dobu 2–12 týdnů. Frekvence stimulace byla 25–50 Hz a šířka impulzu byla 200–400 μ s. Howlett konstatuje, že rychlost se skutečně zvýšila, nicméně neuvádí, zda se jedná o ortotický nebo terapeutický účinek. Použití FES je lepší než placebo a samotný trénink. Také uvádí, že změna rychlosti byla malého až středního efektu, pouze o 0,08 m/s, což se může zdát klinicky nevýznamné.

Dalším SR zabývajícím se vlivem FES a neuromuskulární elektrostimulace na chůzi u pacientů v chronickém stádiu CMP je výzkum Pereiry et al. (2012, s. 491–498). Do SR bylo zahrnuto 7 RCT s celkovým počtem 231 pacientů. Do svého výzkumu zahrnul jedno i vícekanálovou FES, kdy byly stimulovány tyto svalové skupiny: gluteální svaly, hamstringy, m. quadriceps femoris, plantární i dorsální flexory a evertory hlezna. Parametry stimulace se velmi lišily: intenzita se pohybovala v rozmezí 4 až 20 mA, frekvence mezi 15 a 60 Hz, šířka pulzu mezi 50 a 450 μ s. Kontrolní skupina pacientů absolvovala různé metody léčby, které se studie od studie velmi lišily: trenažer chůze, chůze v terénu, lehokolo, běžecký pás s odlehčením pacienta, posilovací cvičení a koordinační trénink. Výsledky SR napovídají, že FES by mohla mít vliv na zlepšení rychlosti chůze a funkce DK, nicméně výsledky v meta-analýze nedosáhly hladiny statistické významnosti. Kvůli velmi malému počtu studií a jejich kvalitě nelze z této SR vyvodit žádné závěry, což autoři sami přiznávají.

Ortotickými i terapeutickými účinky FES na rychlost chůze se zabývala SR Roche et al. (2009, s. 63–80). Toto SR v sobě zahrnovalo výsledky 30 studií různého typu a různé kvality (od případových studií po RCT). Vyskytovaly se zde studie, které autoři rozdělili do 3 skupin: za prvé ty, které měřily pouze efekt FES, za druhé ty, které srovnávaly více možných terapeutických možností, a poslední skupinou byly studie, které ověřovaly kombinaci FES s jinou metodou a porovnání s jinou metodou. Metodika měření parametrů chůze se studie od studie velmi lišila, stejně jako parametry FES. Z výsledků této studie vyplývá, že FES má pozitivní ortotické účinky na rychlost chůze, avšak pro potvrzení terapeutických účinků je třeba více kvalitních RCT, neboť dle této studie jsou terapeutické účinky potvrzeny pouze některými studii o nepříliš vysoké kvalitě.

V SR a meta-analýze Robbinse et al. (2006, s. 853–869) zkoumali vliv FES a TENS na rychlost chůze u pacientů po CMP. Délka intervence se pohybovala v rozmezí 3 týdnů až 3 měsíců, také metodika léčby se mezi studii lišila, stejně jako způsob porovnávání výsledků. Všechny zkoumané studie v této meta-analýze se zaměřovaly na terapeutický efekt, stejně jako u pacientů v mé diplomové práci. Při srovnávání výsledků kontrolní skupiny (35 pacientů, léčba bez FES) a experimentální skupiny (36 pacientů, léčba s FES) vyšlo, že u experimentální

skupiny došlo k většímu zrychlení chůze oproti kontrolní skupině, a to u 2 ze 3 zkoumaných studií. Při srovnávání výsledků „před a po“ došlo k signifikantnímu zlepšení u 2 ze 3 zkoumaných studií, v jedné studii se efekt neprokázal. Celkové shrnutí výsledků ukazuje statisticky pozitivní vliv FES na rychlost chůze, přičemž změna rychlosti je u FES větší než při léčbě pouze TENS. Dle výsledků dochází k většímu progresu u pacientů v akutní a subakutní fázi než při léčbě pacientů v chronickém stadiu. Větší účinek na zrychlení má také vícekanálová FES oproti jednakanálové. Dle této meta-analýzy má pro pacienta nejvíce benefitů, když je léčba pomocí FES zahájena co nejdříve a ke stimulaci je využívána vícekanálová FES, která ovlivní více kloubů a svalů, a tím pádem působí na více patologií chůze pacienta, ne pouze na nedostatečnou dorsiflexi. Vzhledem k malému počtu studií zahrnutých v této meta-analýze autoři připouští, že k definitivnímu posouzení terapeutických účinků FES je potřeba více kvalitních RCT.

Častým doplňkem léčby pomocí FES bývá fyzioterapie, což bylo zmíněno v předchozích uvedených SR, a také je kombinace fyzioterapie a FES součástí experimentální části mé práce. Na toto spojení se zaměřuje SR a meta-analýza autorů da Cunha et al. (2021, s. 1–11). Meta-analýza rychlosti chůze zahrnuje celkem 12 studií dohromady s 1077 pacienty. Vzhledem k množství studií se jednotlivé parametry dosti lišily, byli zde zahrnuti pacienti ve všech stádiích po CMP, průměrná délka od příhody byla od méně než 1 měsíce po 108 měsíců. Nicméně většina (11 studií) se zaměřovala na chronické pacienty. Využívány byly transkutánní i implantované elektrody (pouze 1 studie). Fyzioterapeutická intervence se velmi lišila a zahrnovala pravidelnou, dávkovanou chůzi během nošení stimulatoru (3 studie), sestavu cviků na doma jako trénink chůze (4 studie), chůzi po běžeckém páse (2 studie) nebo konvenční fyzioterapii (4 studie). Délka terapie trvala 20 až 60 minut. FES dorsiflexe byla prováděna denně či několikrát týdně s různou dobou stimulace. Léčba kombinací fyzioterapie a FES trvala 2 až 30 týdnů. Rychlost chůze byla měřena pomocí 10MWT, stejně jako v mém výzkumu. Z výsledků vyplývá, že samotné využití FES není lepší, než použití konvenční terapie (AFO, fyzioterapie). Nicméně kombinace FES a fyzioterapie zvyšuje účinnost léčby ve srovnání s použitím pouze fyzioterapie. Mezi skupinami pacientů, kteří doma prováděli předepsané cvičení a těmi, kteří cvičili pod dohledem fyzioterapeuta, nebyl shledán statisticky významný rozdíl v rychlosti výsledné chůze, což naznačuje možnost, že i pomocí samostatného cvičení v domácím prostředí lze dosáhnout zlepšení.

Ortotický čili okamžitý efekt na rychlost chůze popisuje ve svém SR Kottink et al. (2004, s. 577–585). Ve studii jsou zahrnuty jak stimulatory s transkutánními elektrodami, tak s implantovanými. Metodika nošení FES se mezi studii lišila, od studií, kde pacient nosil stimulator celý den, po studie, kde bylo určeno, že jej má nosit maximálně 30–60 minut denně 5 dní v týdnu. Ze 6 zkoumaných studií s různou metodikou měření rychlosti vychází, že FES má pozitivní

efekt na okamžité zrychlení chůze, kdy dochází ke zrychlení chůze o 38 %, čili 0,13 m/s, což je podobné zjištění jako u Dunningova SR, kde je uváděno zrychlení o 0,10 m/s (Dunning et al., 2015, s. 652). Statisticky signifikantní výsledky popisují 3 zapojené studie, 2 udávají procentuální zlepšení a pouze 1 studie popisuje dokonce malý negativní efekt na rychlost chůze. Do tohoto SR bylo zapojeno celkem 116 pacientů v různém stádiu po CMP.

Pro srovnání ortotického efektu FES a AFO bylo vytvořeno SR autorů Prenton, Hollands, Kenney (2016, s. 646–656). Do tohoto SR bylo zapojeno celkem 5 RCT studií s celkem 815 probandy, průměrná doba od proděláná CMP se pohybovala mezi 51,7 dny až 6,9 lety. Nutno poznamenat, že z těchto 5 studií byly už 4 několikrát zahrnuty mezi studie v SR, které popisují výše, tudíž výsledky tohoto výzkumu do jisté míry kopírují zjištění předchozích autorů. Dle výsledků vychází, že u skupin pacientů používajících AFO nebo FES došlo ke statisticky významnému zrychlení chůze a mezi oběma skupinami není statisticky významný rozdíl. Ke stejným výsledkům došlo také SR s meta-analýzou Nascimento et al. (2020, s. 43–53) s 11 zapojenými studii o 1135 účastnících. Také v tomto výzkumu byly využity RCT, které jsou součástí předchozích zmíněných SR.

Z popisovaných SR a meta-analýz vyplývá, že FES může být prostředkem pro zrychlení chůze u pacientů po CMP a vykazuje ortotické, terapeutické i celkové účinky. Oproti použití AFO či fyzioterapie nevykazuje FES statisticky významný rozdíl, a tudíž jsou tyto metody srovnatelné ve svých účincích. Nicméně při kombinaci metod se zvyšuje účinnost léčby. FES dosahuje srovnatelných ortotických účinků s AFO, ale na rozdíl od nich vykazuje také dlouhodobé, terapeutické účinky. Při brzkém zahájení terapie FES lze dosáhnout větších výsledků než při aplikaci až v chronickém stádiu. V případě velké spasticity v plantiflexorech je dobré využít aplikaci botulotoxinu A a FES využít k následné rehabilitaci (da Cunha et al., 2021, s. 1–11; Dunning et al., 2015, s. 652; Nascimento et al., 2020, s. 50; Prenton, Hollands, Kenney, 2016, s. 646–656; Robbins et al., 2006, s. 853–869). Pouze SR Pereiry et al. (2012, s. 491–498) a Roche et al. (2009, s. 63–80) se staví proti tvrzení o terapeutických účincích FES a konstatují, že je potřeba více RCT a SR k prokázání efektu. Howlett (2015, s. 934–943) potvrzuje pozitivní účinky, nicméně konstatuje, že vzhledem k jejich velikosti nemusí být klinicky významné. Nutno podotknout, že všechny ostatní SR, které jsou novější (vydané v posledních 10 letech) a obsahují tedy větší množství RCT, hovoří o pozitivních terapeutických účincích. Výsledky naší studie se shodují se závěry novějších SR o terapeutických účincích FES a vhodnosti kombinace s fyzioterapií a předcházející aplikací botulotoxinu A do spastického svalu. Závěrem je důležité zmínit, že všechny studie hodnotily zrychlení chůze pouze na krátké vzdálenosti a v laboratorních podmínkách. K definitivnímu zhodnocení vlivu FES by bylo vhodné testovat v reálném prostředí

pacienta, tudíž i ve venkovních prostorách s množstvím podnětů z okolního prostředí a nečekaných překážek.

5.2 Diskuze k výzkumné otázce č. 2

Ve druhé výzkumné otázce jsme se věnovali rozdílu soběstačnosti a subjektivně vnímané kvality chůze před použitím FES a po třítydenní rehabilitaci s FES. Výsledkem je statisticky signifikantní zvýšení soběstačnosti i kvality chůze.

5.2.1 Soběstačnost

Schopnost základních ADL byla měřena pomocí BI, který je velice rozšířeným testem využívaným k hodnocení funkčních schopností pacienta a používá se u různých typů diagnóz a např. v Česku je standardním dotazníkem prováděným u každého nemocničního pacienta.

U pacientů po CMP, kteří tvoří výzkumný vzorek této studie, je soběstačnost důležitým cílem k dosažení samostatnosti. Ze studií vyplývá, že pouze 12 % pacientů je týden po příhodě zcela samostatných a 25–75 % z nich je trvale odkázáno na pomoc ostatních i v základních ADL (Wade, Hever, 1987, s. 178).

Nepodařilo se mi nalézt žádné SR či meta-analýzu, které by hodnotily vliv peroneálních stimulatorů na vykonávání ADL. Domnívám se, že tato neexistence SR v této oblasti je způsobena tím, že peroneální stimulatory ovlivňují pouze některé položky, které jsou součástí dotazníků o soběstačnosti, a to např. přesuny, lokomoci, schopnost zdolávat schody, zkrátka činnosti, kde je důležitá chůze. V případě využití FES na horních končetinách je možnost vlivu FES na vykonávání ADL vyšší, neboť zlepšením funkce horních končetin je ovlivněno více položek, např. oblékání, jedení, provádění osobní hygieny, koupání a úkony na toaletě.

V SR a meta-analýze autorů Eraifej et al. (2017, s. 1–21) bylo dokázáno, že v případě aplikace FES na horní končetiny pacienta v akutní fázi po CMP (do 2 měsíců od iktu) dojde ke statisticky signifikantnímu zlepšení vykonávání ADL oproti kontrolní skupině. U pacientů v subakutní a chronické fázi neměla léčba FES žádný efekt na změnu soběstačnosti. U podobného typu proudů, konkrétně u NMES, bylo v meta-analýze prokázáno, že aplikace NMES na horní končetiny vykazuje statisticky významné zlepšení ve vykonávání ADL oproti kontrolní skupině, zatímco u DK byla pozorována jen tendence ke zlepšení. U pacientů v subakutní fázi docházelo k větším zlepšením než u chroniků. Tato studie také přispívá ke tvrzení, že vykonávání ADL je spíše ovlivněno funkcí horních končetin a největší účinek na vykonávání ADL je při aplikaci v subakutním stádiu (Kristensen, Busk, Wienecke, 2021, s. 7).

Výzkumem vlivu FES na neuroplasticitu mozku u pacientů v akutním stadiu po CMP se zabýval v RCT Zheng et al. (2018, s. 1–11). Celkem 48 pacientů bylo náhodně rozděleno na 3 skupiny s rozdílnou léčbou: dvoukanálovou FES, čtyřkanálovou FES a placebo stimulaci. Standartně navíc všichni absolvovali fyzioterapii s využitím metod na neurofyziologickém podkladě a ergoterapii v rozsahu 2 hodiny denně, 5 dní v týdnu po dobu třítydenní hospitalizace na rehabilitačním oddělení. Stimulovaly se motorické body na těchto svalech: hamstringy, m. quadriceps femoris, m. gastrocnemius, m. tibialis anterior. Po léčbě vykazovali všichni pacienti statisticky významné zlepšení mobility, rovnováhy i soběstačnosti, která byla měřena pomocí modifikovaného BI. Byl zaznamenán statisticky významný rozdíl v soběstačnosti mezi placebo skupinou a těmi, kteří absolvovali léčbu pomocí FES, rozdíl v soběstačnosti nebyl mezi dvou a čtyřkanálovou FES pozorován.

Velmi podobnou metodiku práce zvolil pro své RCT Tan et al. (2014, s. 1–10). Ve své studii o 368 hospitalizovaných pacientech rozdělil probandy na 3 skupiny, stejně jako je to uvedeno u Zhenga et al. (2018, s. 1–11). Rozdílná byla délka fyzioterapie denně – pouze 30 min, a stimulace u dvoukanálové FES, kdy navíc byla stimulována i everze. Výstupní vyšetření prokázalo statisticky významné zlepšení soběstačnosti u všech skupin, přičemž skupina léčená čtyřkanálovou FES prodělala největší zlepšení a lišila se od všech ostatních skupin.

RCT autorů You, Liang, Yan (2014, s. 381–390) zkoumala vliv FES na funkci DK a vykonávání ADL. Tato studie zahrnovala 37 hospitalizovaných pacientů v akutním stadiu po CMP, kteří byli rozděleni na kontrolní a experimentální skupinu. Obě skupiny absolvovaly standartní fyzioterapii s využitím metod na neurofyziologickém podkladě a ergoterapii v rozsahu 1 h denně 5 dní v týdnu po dobu 3 týdnů. Experimentální skupina navíc absolvovala aplikaci dvoukanálové FES k facilitaci dorsiflexe a everze nohy o frekvenci 50 Hz a šířce pulzu 200 μ s v maximální tolerované intenzitě. Po 2 a 3 týdnech terapie se prokázalo statisticky významné zlepšení modifikovaného BI v obou skupinách a ve srovnání obou skupin došlo ke statisticky významnému rozdílu ve prospěch experimentální skupiny, která vykazovala lepší skóre hlavně v oblastech, které byly spojeny s chůzí (chůze na toaletu, schody, přesuny a mobilita).

K podobným výsledkům dospěla studie Morono et al. (2012, s. 1–5), které se účastnilo 20 pacientů v subakutní fázi. Byli rozděleni na 2 skupiny podle typu léčby: na skupinu s tréninkem chůze s FES, druhá skupina byla léčená pomocí běžné fyzioterapie. Danou léčbu obě skupiny absolvovaly 40 minut 5 dní v týdnu po dobu 4 týdnů. Výsledkem bylo, že se prokázalo zlepšení ve vykonávání ADL měřené pomocí BI a zlepšení bylo statisticky rozdílné u pacientů s FES, kteří vykazovali větší zlepšení.

Vliv FES na aktivity denního života je zatím málo prozkoumaný, a byť výše zmíněné studie i náš výzkum shodně hovoří o pozitivním efektu FES na vykonávání ADL, je třeba více RCT, které mohou být následně vyhodnocovány v meta-analýzách, aby byl pozitivní efekt FES na ADL potvrzen.

5.2.2 Subjektivně vnímaná kvalita chůze

K měření pacientem vnímané kvality chůze byl použit dotazník MSWS 12, který bývá standardně používán pro sebehodnocení chůze u pacientů s RS, kde při hodnocení validity, interní konzistence a reliability byl označen za excelentní (Hobart et al., 2003, s. 32; Motl, Snook, 2008, s. 71–72). Do našeho výzkumu byl zařazen na základě toho, že jde o dotazník, který se týká chůze u syndromu UMN a pacient jej vyplňuje sám. Bohužel mi není známa žádná studie, která by hodnotila změnu kvality chůze vnímanou pacientem po CMP.

5.3 Diskuze k výzkumné otázce č. 3

Třetí výzkumná otázka byla věnována tomu, jestli léčba FES změní spasticitu m. triceps surae (měřeno zvláště pro jednokloubovou a dvoukloubovou složku svalu), a také jaký vliv bude mít na parézu dorsiflektorů. Dle výsledků došlo ke statisticky signifikantnímu zlepšení míry spasticity u obou svalů a také ke snížení míry parézy. Obě tyto zlepšení mohly příznivě přispět ke zrychlení chůze u pacientů, které bylo v této studii pozorováno.

Tyto údaje byly naměřeny pomocí úhlu parézy a úhlu spasticity, jak byly navrženy Graciesem et al. (2010b, s. 415). Vzhledem k jejich docela nedávnému uvedení nejsou tyto metody ještě tolik rozšířené, což je nejspíše důvodem, proč byla nalezena jediná RCT o FES DK u CMP, která tuto metodiku měření spasticity využívá. Vědec Jean-Michel Gracies, který tuto metodiku měření spasticity navrhl, je navíc sám spoluautorem té RCT. Proto bude spasticita po použití FES porovnávána i se studiemi s jinými škálami, např. MAS.

V japonské RCT od Matsumoto et al. (2023, s. 1–12) byl zkoumán vliv FES na chůzi u bosonohých pacientů v akutním a subakutním stadiu po CMP. Výzkumný vzorek tvořilo 203 pacientů rozdělených na poloviny do experimentální a kontrolní skupiny. Obě skupiny absolvovaly běžnou fyzioterapii, která probíhala 1 h denně, 5 dní v týdnu po dobu 8 týdnů. Experimentální skupina navíc absolvovala trénink chůze s přístrojem Walkaide, a to 40 min denně, 5 dní v týdnu, po dobu 8 týdnů. Kontrolní skupina také podstoupila trénink chůze, ale bez FES, a místo toho to bylo zaměřeno na protahování a zvětšování rozsahu pohybu. V této studii bylo zkoumáno pouze porovnání změny mezi skupinami, změna parametru v rámci skupiny od prvotního vyšetření po závěrečné nebyla statisticky zpracována. Spasticita byla měřena pomocí MAS. Z výsledků

kromě jiného vyplynulo, že z hlediska změny spasticity pro m. soleus a mm. gastrocnemii nedosáhly rozdíly mezi skupinami statistické významnosti, nicméně byl pozorován rozdíl v subjektivně vnímaném snížení spasticity během chůze, který byl větší u experimentální skupiny. Z hlediska změny aktivní dorsiflexe bylo potvrzeno, že FES má statisticky větší vliv na zvýšení aktivního rozsahu pohybu do dorsiflexe oproti kontrolní skupině.

K podobným výsledkům došla i další japonská studie s přístrojem WalkAide. Do této RCT bylo zapojeno 56 pacientů v experimentální skupině a 58 v kontrolní skupině. Všichni byli léčeni pomocí fyzioterapie v časové dotaci: 480 min samostatného předepsaného tréninku a 260 min tréninku s fyzioterapeutem, to vše během 4 týdnů. Experimentální skupina se odlišovala tím, že trénink byl primárně zaměřen na užívání FES. Z výsledků vyplynulo, že hodnocení spasticity se mezi skupinami neliší, ale už není uvedeno, zda změna spasticity v jednotlivých skupinách byla statisticky významná (Hachisuko et al., 2020, s. 1–11).

Ve studii Konečného et al. (2018, s. 59–61) byl hodnocen efekt FES a fyzioterapie jako následná rehabilitace po aplikaci botulotoxinu. Všech 24 pacientů absolvovalo standardní 6týdenní rehabilitaci, a experimentální skupina (12 osob) navíc také trénink chůze s FES, který probíhal 2 h denně, 5 dní v týdnu, po 6 týdnů. Byla zde měřena rychlost pomocí 10MWT a spasticita mm. gastrocnemii, m. soleus et m. tibialis posterior pomocí MAS. Výsledkem bylo, že všechny měřené parametry prokázaly u obou skupin statisticky významné zlepšení, ale skupina s FES se od kontrolní skupiny lišila pouze v rychlosti chůze.

V RCT autorů Ghédira et al. (2017, s. 99–105) zkoumali efektivitu užití přístroje WalkAide. Studii dokončilo 16 probandů v chronické fázi po CMP. Všichni pacienti absolvovali 10týdenní rehabilitační program, který se u kontrolní skupiny skládal z 45 min komunitní fyzioterapie 3krát týdně a experimentální skupina používala denně po 45 minut přístroj WalkAide. Výsledkem bylo, že u FES skupiny došlo ke statisticky významné změně spasticity m. soleus a celého m. triceps surae ve srovnání s kontrolní skupinou – došlo ke zvětšení rozsahu pasivního pohybu při rychlosti V1, což ovlivnilo úhel spasticity i parézy u těchto probandů. Ostatní parametry potřebné ke změření úhlů spasticity a parézy zůstaly beze změny. Navíc také došlo vlivem zmenšení spasticity ke kinematickým změnám chůze: k většímu rozsahu dorsiflexe během chůze, zvětšení rychlosti dorsiflexe a také ke zvýšení flexe KOK. Z toho vyplývá, že FES má pozitivní vliv na snížení spasticity a parézy oproti běžné fyzioterapii, což se projeví i změnou kinematiky chůze. Limitem studie je však nestejná celková doba terapie u obou skupin a také malý počet pacientů.

K opačným výsledkům dospěla studie Morono et al. (2012, s. 1–5), která byla zmíněna v předchozí kapitole (s. 53). Výsledkem bylo, že snížení spasticity nebylo prokázáno ani u jedné skupiny, nicméně v ostatních měřených oblastech (mobilita, svalová síla, ADL) došlo ke zlepšení

obou skupin, které bylo statisticky rozdílné u FES. Takže i tato studie doporučuje použití FES pro pacienty po CMP.

Ve studii Sabut et al. (2011, s. 393–400) bylo léčeno 51 pacientů v chronickém stádiu po CMP. Pacienti byli rozděleni na 2 skupiny. Obě byly léčeny standartní fyzioterapií a ergoterapií v rozsahu 1 h denně, 5 dní v týdnu po dobu 12 týdnů. Experimentální skupina navíc absolvovala léčbu FES v délce 20–30 min. Spasticita plantiflexorů byla měřena pomocí MAS, svalová síla dorsiflektorů pomocí svalového testu a také byl hodnocen aktivní rozsah pohybu. Výsledky potvrzují statisticky významnou změnu všech parametrů, která byla přítomna v obou skupinách. Avšak u pacientů s FES bylo dosaženo ve všech bodech statisticky významnějšího zlepšení, což dokazuje, že kombinace běžné fyzioterapie a FES je způsobem, jak zlepšit funkční výsledek pacienta.

Výsledky studií zabývající se vztahem parézy, spasticity a FES jsou nekonzistentní. Morono et al. a Konečný et al. tvrdí, že trénink chůze s FES nemá žádný vliv na snížení spasticity u pacientů po CMP (Konečný et al., 2018, s. 59–61, Morono et al., 2012, s. 1–5). Matsumoto et al. tvrdí, že snížení spasticity není větší než u pacientů léčených běžnou fyzioterapií, nicméně subjektivní hodnocení spasticity je u skupiny léčení FES výrazně zlepšené. Jako argument pro tuto studii je nutno dodat, že ze všech zde jmenovaných studií má největší výzkumný vzorek – 203 pacientů (Matsumoto et al., 2023, s. 1–12). Ke stejnému výsledku došli i Hachisuko et al. (2020, s. 7). Naopak Sabut et al. a Ghédira et al. prokazují, že trénink chůze s FES vykazuje u léčby spasticity lepší výsledky než běžná fyzioterapie (Ghédira et al., 2017, s. 99–105; Sabut et al., 2011, s. 393–400). Dle výsledků naší studie mohu potvrdit, že kombinace fyzioterapie a FES má vliv na snížení spasticity, ale porovnání s léčbou fyzioterapií je nemožné kvůli chybění kontrolní skupiny pacientů, která by tuto léčbu absolvovala. U podobného typu proudů (TENS a NMES) bylo v meta-analýzách prokázáno, že pravidelná aplikace několikrát týdně po dobu několika týdnů snižuje spasticitu a výsledek je statisticky významný i ve srovnání s kontrolní skupinou (Hong et al., 2018, s. 1019; Lin et al., 2018, s. 5), což může napovídat, že FES může mít podobné účinky. K vytvoření závěrů o vlivu FES na spasticitu by bylo potřeba zhodnocení většího množství RCT s větším pacientů v meta-analýzách a SR.

5.4 Limity studie

Největším limitem této studie je nepochybně malý počet pacientů ve výzkumném vzorku. Původně bylo počítáno se 20 pacienty, nicméně v daném časovém období bylo hospitalizováno pouze 10 pacientů, kteří mohli být zařazeni do výzkumu. Pro malý počet pacientů také nebylo možné rozdělit

probandy na kontrolní a experimentální skupinu, a tím pádem nebylo možné srovnat, jaké účinky má spojení FES a fyzioterapie. Tomuto se dalo předejít delším časovým úsekem pro výzkum.

Délka rehabilitační intervence je oproti výzkumným studiím, které jsou porovnávány v diskuzi, mnohem kratší. V jiných výzkumech bývá intervence násobně delší – obvykle 4 až 12 týdnů, v některých případech i několik měsíců. Tato zvolená délka rehabilitační léčby je dána možností hospitalizace v CLR Prostějov. Zůstává otázkou, nakolik by bylo možné ještě zlepšit funkční stav pacienta, v případě, že by studie pokračovala dále a pacient by docházel k ambulantní rehabilitaci.

V této studii není nikde určeno, z čeho konkrétně se skládá individuální fyzioterapie a výběr konkrétních metod a cviků záleží na problémech konkrétního pacienta i zkušenosti a dovednostech fyzioterapeuta, což je velmi těžko hodnotitelné a popsitelné. Nutno dodat, že ostatní vědecké studie také přesně neuvádí, z čeho se fyzioterapeutická intervence skládá a přesný popis je tímto standartně zahalen tajemstvím.

Účinnost FES hodně závisí na správném umístění elektrod a nastavení parametrů stimulace a v případě jejich špatného nastavení se může metoda minout účinkem.

Subjektivně vnímaná kvalita chůze byla posuzována pomocí dotazníku MSWS 12, který však zatím nebyl validován v populaci pacientů po CMP, tudíž jeho srovnání s dalšími studii nebylo možné. Primárně je určen pro pacienty s RS, kteří také spadali do kritérií pro zařazení do této studie, bohužel v daném časovém období nebyl žádný takový pacient hospitalizován. Dalším omezením pro srovnávání výsledků s jinými studii je použití úhlu parézy a úhlu spasticity pro hodnocení spastické parézy a spasticity. Tato relativně nová hodnocení zatím nebyla více rozšířena do klinické praxe ani do vědeckého zkoumání, takže byla nalezena pouze jediná studie, která používala tato hodnocení, a proto musela být spasticita srovnávána i pomocí jiných škál.

Statistické vyhodnocení dosahuje přesnějších výsledků při použití parametrických testů, u kterých je ale potřeba větší množství pacientů než v této studii. U velmi malých výzkumných vzorků je pravděpodobnost špatného vyhodnocení vyšší.

5.5 Přínos pro praxi

Z výsledků vyplývá, že FES je účinným prostředkem pro zrychlení chůze u pacienta po CMP, snížení spasticity plantiflexorů, snížení míry parézy dorsiflektorů a zvýšení soběstačnosti a sebeobsluhy při vykonávání ADL. Toto bylo dosaženo i přes relativně krátké období rehabilitační intervence, a bylo tím potvrzeno, že nemocniční rehabilitace přináší pacientům pozitivní zlepšení.

Tato studie se zaměřovala na terapeutické účinky, které dokazují, že u pacientů došlo k neuroplastické přestavbě a tím k výsledkům, které jsou dlouhodobé.

Dalším přínosem práce je první použití dotazníku MSWS 12 v populaci pacientů po CMP a prokázání, že ostatní měřené parametry (rychlost chůze, spasticita, paréza, soběstačnost) se promítly také do výsledků dotazníku a došlo ke zlepšení bodového výstupu MSWS 12 u všech pacientů.

Závěr

Tato práce se zabývala spastickou parézou DK a možností rehabilitace s využitím FES k tréninku chůze. Spastická paréza se vyskytuje u pacientů se syndromem UMN, který byl charakterizován, popsány jeho formy u jednotlivých diagnóz, a také byly nastíněny možnosti rehabilitace syndromu UMN. V dalších kapitolách byla popsána chůze u jednotlivých diagnóz, kde je syndrom UMN přítomný. V poslední kapitole je FES uváděna jako metoda ke zlepšení funkčních dovedností pacienta.

Cílem této práce bylo ověřit efektivitu FES při rehabilitaci pacientů s UMN syndromem a zjistit, zda ovlivňuje spasticitu, rychlost chůze, parézu a subjektivně vnímanou kvalitu chůze. Tento cíl se podařilo naplnit. Po 3týdenní intenzivní rehabilitaci s tréninkem chůze s FES bylo zjištěno, že u všech výše vyjmenovaných parametrů došlo ke statisticky významné změně oproti vstupním hodnotám. To potvrzuje efektivitu komplexní, nemocniční rehabilitace u pacientů v subakutním a chronickém stádiu po CMP, a také to dokazuje, že i relativně krátké časové období rehabilitace je efektivním prostředkem ke zlepšení funkčního stavu pacienta se spastickou parézou DK. Pacienti měli také možnost sami zhodnotit, jak se změnila jejich chůze po rehabilitaci s FES. Pomocí dotazníku MSWS 12 bylo zjištěno, že subjektivně všichni pacienti prodělali změnu k lepšímu.

Vzhledem k nekonzistenci výsledků vědeckých studií ohledně vlivu FES na některé hodnocené parametry (např. spasticita, kvalita chůze posuzovaná pacientem), může i tato diplomová práce přispět k vědeckému ověření FES jako efektivní metody k rehabilitaci spastické parézy DK.

Seznam zkratek

10MWT	10 Minute Walking Test
ADL	aktivity každodenního života
AFO	ankle foot orthosis, ortéza přes kotník a nohu
BI	Barthel Index
CLR	Centrum léčebné rehabilitace
CMP	cévní mozková příhoda
DK	dolní končetina/-y
FES	funkční elektrostimulace
KOK	kolenní kloub
KYK	kyčelní kloub
lat.	lateralis
m.	musculus
MAS	modifikovaná Ashworthova škála
med.	medialis
mm.	musculi
MSWS-12	12 Item Multiple Sclerosis Walking Scale, 12 bodová škála chůze u roztroušené sklerózy
n.	nervus
NMES	neuromuskulární elektrostimulace
R	úhel spasticity
RCT	randomizované kontrolované studie
RS	roztroušená skleróza
SR	systematické review
TENS	transkutánní elektroneurostimulace
TS	Tardieu Scale
TBI	traumatické poškození mozku
UMN	horní (centrální, první) motoneuron
ÚZIS	Ústav zdravotnických informací a biostatistiky České republiky
Z	úhel parézy

Seznam tabulek

Tabulka 1 Desinhibované spinální reflexy a jejich důsledky (Sheean, 2002, s. 5; Štětkářová, Ehler, Jech, 2012, s. 17).....	10
Tabulka 2 Charakteristika výzkumného souboru dle věku a pohlaví.....	37
Tabulka 3 Rychlost při vyšetřování Tardieuovy škály (Štětkářová, Ehler, 2012, s. 36).....	38
Tabulka 4 Popisná statistika měřených testů.....	41
Tabulka 5 Wilcoxonův párový test – vstupní a výstupní hodnoty 10MWT.....	42
Tabulka 6 Wilcoxonův párový test pro vstupní a výstupní vyšetření BI a MSWS 12.....	43
Tabulka 7 Wilcoxonův párový test pro úhel parézy dorsiflektorů; úhel spasticity m. soleus a mm. gastrocnemii.....	45

Seznam obrázků

Obrázek 1 Walkaide System (Innovative Neurotronics, 2013, s. 2)	32
Obrázek 2 Různé varianty umístění elektrod vlivem anatomických variací pacienta (Innovative Neurotronics, 2013, s. 24)	40
Obrázek 3 Krabicový graf vstupního a výstupního vyšetření 10MWT.....	42
Obrázek 4 Krabicový graf vstupní a výstupního vyšetření BI	43
Obrázek 5 Krabicový graf vstupního a výstupního vyšetření MSWS 12.....	44
Obrázek 6 Krabicový graf změny úhlu spasticity mm. gastrocnemii.....	45
Obrázek 7 Krabicový graf úhlu spasticity m. soleus	46
Obrázek 8 Krabicový graf úhlu parézy dorsiflektorů	46

Referenční seznam

ANGEROVÁ, I. 2017. Spasticita a její terapie. In: PFEIFFER, J., VOTAVA, J., DRUGA, R., ŠVESTKOVÁ, O., ANGEROVÁ I. *Rehabilitace motoriky člověka: Fyziologie a léčebné postupy*. Praha: Grada. ISBN 978-80-271-9797-2.

ARMUTLU, K. 2010. *Spasticity and Its Management with Physical Therapy Applications*. New York: Nova Science Publishers, Inc. ISBN 9781608761845.

BAKER, J. M. 2018. Gait disorders. *The American journal of medicine* [online], 131(6), 602-607. [cit. 2023-01-20]. Dostupné z <https://doi.org/10.1016/j.amjmed.2017.11.051>

BARRETT, C., & TAYLOR, P. 2010. The effects of the odstock drop foot stimulator on perceived quality of life for people with stroke and multiple sclerosis. *Neuromodulation: journal of the International Neuromodulation Society* [online], 13(1), 58–64.[cit. 2023-04-29]. Dostupné z doi:10.1111/j.1525-1403.2009.00250.x

BASTLOVÁ, P. 2018. *Proprioceptivní neuromuskulární facilitace*. 2. vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-5301-9.

BOHANNON, R. W., & SMITH, M. B. 1987. Interrater Reliability of a Modified Ashworth Scale of Muscle Spasticity. *Physical Therapy* [online], 67(2), 206–207.[cit. 2023-02-21]. Dostupné z doi:10.1093/ptj/67.2.206.

BORTON, D. C., WALKER, K., PIRPIRIS, M., NATTRASS, G. R., & GRAHAM, H. K. 2001. Isolated calf lengthening in cerebral palsy: outcome analysis of risk factors. *The Journal of Bone & Joint Surgery British Volume* [online], 83(3), 364-370. [cit. 2023-06-15]. Dostupné z <https://doi.org/10.1302/0301-620X.83B3.0830364>

BOYD, R. N.; GRAHAM, H. K. 1999. Objective measurement of clinical findings in the use of botulinum toxin type A for the management of children with cerebral palsy. *European Journal of Neurology*[online], 6: s23-s35. [cit. 2023-04-20]. Dostupné z doi:10.1111/j.1468-1331.1999.tb00031.x.

BRACH, M., MALAY, M., URBAN, J. 2019. Kontaktní elektroterapie. In: NAVRÁTIL, L. et al. *Fyzikální léčebné metody pro praxi*. Praha: Grada Publishing, 199 s. ISBN 978-80-271-0478-9.

BRAUNER, R. Fyzioterapeutické metody léčby spasticity v dospělosti. 2004. In: KAŇOVSKÝ, P., BAREŠ, M., DUFEK, J. a kolektiv. *Spasticita: mechanismy, diagnostika a léčba*. Praha: MAXDORF, Jessenius. ISBN 80-7345-042-9.

BRUNNSTROM, S. 1966. Motor Testing Procedures in Hemiplegia: Based on Sequential Recovery Stages, *Physical Therapy*, Volume [online]. 46(4). 357–375, [cit. 2023-06-08]. Dostupné z doi: 10.1093/ptj/46.4.357

CANS, C. 2000. Surveillance of cerebral palsy in Europe: a collaboration of cerebral palsy surveys and registers. *Developmental Medicine & Child Neurology* [online], 42: 816-824. [cit. 2023-06-19]. Dostupné z doi:10.1111/j.1469-8749.2000.tb00695.x

CRAIK, R. L., DUTTERER, L. 1995. Spatial and Temporal Characteristics of Foot Fall Patterns. In: OATIS, R.. *Gait analysis: theory and application*. St.Louis: Mosby, 471 s. ISBN 0-8016-6964-2.

CRAVEN, B. C., GIANGREGORIO, L. M., ALAVINIA, S. M., BLENCOWE, L. A., DESAI, N., HITZIG, S. L., ... POPOVIC, M. R. 2017. Evaluating the efficacy of functional electrical stimulation therapy assisted walking after chronic motor incomplete spinal cord injury: effects on bone biomarkers and bone strength. *The Journal of Spinal Cord Medicine* [online], 40(6), 748–758. [cit. 2023-06-03]. Dostupné z doi:10.1080/10790268.2017.1368961

CRENSHAW, S. J., ROYER, T. D., RICHARDS, J. G., & HUDSON, D. J. 2006. Gait variability in people with multiple sclerosis [online]. *Multiple Sclerosis Journal*, 12(5), 613–619. [cit. 2023-06-11]. Dostupné z doi:10.1177/1352458505070609

DA CUNHA, J., M., RECH, K. D., SALAZAR, A. P., & PAGNUSSAT, A. S. 2021. Functional electrical stimulation of the peroneal nerve improves post-stroke gait speed when combined with physiotherapy. A systematic review and meta-analysis. *Annals of physical and rehabilitation medicine* [online], 64(1), 101388. [cit. 2023-07-07]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2020.03.012>

DÍAZ-ARRIBAS, M. J., MARTÍN-CASAS, P., CANO-DE-LA-CUERDA, R., & PLAZA-MANZANO, G. 2019. Effectiveness of the Bobath concept in the treatment of stroke: a systematic review. *Disability and Rehabilitation* [online], 1–14. [cit. 2023-04-08]. Dostupné z doi:10.1080/09638288.2019.1590865.

DUFFY, L., GAJREE, S., LANGHORNE, P., STOTT, D. J., & QUINN, T. J. 2013. Reliability (inter-rater agreement) of the Barthel Index for assessment of stroke survivors: systematic review

and meta-analysis. *Stroke* [online], 44(2), 462–468. [cit. 2023-02-01]. Dostupné z doi:10.1161/STROKEAHA.112.678615.

DUNNING, K., O'DELL, M. W., KLUDING, P., & MCBRIDE, K. 2015. Peroneal Stimulation for Foot Drop After Stroke. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* [online], 94(8), 649–664. [cit. 2023-06-25]. Dostupné z doi:10.1097/phm.0000000000000308.

EHLER, E. 2013. Botulotoxin v léčbě neurologických poruch. *Remedia* [online]. 24. ISSN: 0862-8947.[cit. 2023-02-15]. Dostupné z: <https://www.remédia.cz/rubriky/prehledy-nazory-diskuse/botulotoxin-v-lecbe-neurologickych-poruch-5527/>.

ELOVIC, E. 2016. Measurement Tools and Outcomes in Patients with Spasticity. In: BRASHEAR, M. *Spasticity: Diagnosis and Management*. New York: Demos Medical, v. Second edition. ISBN 9781620700723.

ERAIFEJ, J., CLARK, W., FRANCE, B., DESANDO, S., & MOORE, D. 2017. Effectiveness of upper limb functional electrical stimulation after stroke for the improvement of activities of daily living and motor function: a systematic review and meta-analysis. *Systematic reviews* [online], 6(1), 40. [cit. 2023-07-03]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/s13643-017-0435-5>

ETOOM, M., KHRAIWESH, Y., LENA, F., HAWAMDEH, M., HAWAMDEH, Z., CENTONZE, D., & FOTI, C. 2018. Effectiveness of Physiotherapy Interventions on Spasticity in People With Multiple Sclerosis: A Systematic Review and Meta-Analysis. *American journal of physical medicine & rehabilitation* [online], 97(11), 793–807. [cit. 2023-02-10]. Dostupné z <https://doi.org/10.1097/PHM.0000000000000970>

FEIGIN, V. L., LAWES, C. M., BENNETT, D. A., & ANDERSON, C. S. 2003. Stroke epidemiology: a review of population-based studies of incidence, prevalence, and case-fatality in the late 20th century. *The Lancet. Neurology* [online], 2(1), 43–53. [cit. 2023-07-02]. Dostupné z [https://doi.org/10.1016/s1474-4422\(03\)00266-7](https://doi.org/10.1016/s1474-4422(03)00266-7)

FRANCESCHINI, M., RAMPELLO, A., BOVOLENTA, F., AIELLO, M., TZANI, P., & CHETTA, A. 2010. Cost of walking, exertional dyspnoea and fatigue in individuals with multiple sclerosis not requiring assistive devices. *Journal of rehabilitation medicine* [online]. 42(8), 719–723. [cit. 2023-06-12]. Dostupné z doi:10.2340/16501977-0600

GBD 2016 NEUROLOGY COLLABORATORS. 2019. Global, regional, and national burden of neurological disorders, 1990-2016: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study

2016. *The Lancet. Neurology* [online], 18(5), 459–480. [cit. 2023-07-05]. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S1474-4422\(18\)30499-X](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(18)30499-X)

GHÉDIRA, M., ALBERTSEN, I. M., MARDALE, V., GRACIES, J. M., BAYLE, N., & HUTIN, É. 2017. Wireless, accelerometry-triggered functional electrical stimulation of the peroneal nerve in spastic paresis: A randomized, controlled pilot study. *Assistive technology: the official journal of RESNA* [online], 29(2), 99–105. [cit. 2023-07-05]. Dostupné z <https://doi.org/10.1080/10400435.2016.1214933>

GIVON, U., ZEILIG, G., & ACHIRON, A. 2009. Gait analysis in multiple sclerosis: characterization of temporal-spatial parameters using GAITRite functional ambulation system. *Gait & posture* [online], 29(1), 138–142. [cit. 2023-06-11]. Dostupné z [doi:10.1016/j.gaitpost.2008.07.011](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.07.011)

GRACIES, J. M., BAYLE, N., VINTI, M., ALKANDARI, S., VU, P., LOCHE, C. M., & COLAS, C. 2010b. Five-step clinical assessment in spastic paresis. *European journal of physical and rehabilitation medicine* [online], 46(3), 411–421. [cit. 2023-03-20]. Dostupné z: <https://www.minervamedica.it/en/getfreepdf/eU4wYkt1UHV4TmhiTHJkaWh4T3RISUNlemdFYVlGaFFFaERrdE5kZGlsYIVsYVFPSUcxckRWVGd5dG9vcDNIag%253D%253D/R33Y2010N03A0411.pdf>

GRACIES, J. M., BURKE, K., CLEGG, N. J., BROWNE, R., RUSHING, C., FEHLINGS, D., DELGADO, M. R. 2010a. Reliability of the Tardieu Scale for Assessing Spasticity in Children With Cerebral Palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online], 91(3), 421–428. [cit. 2023-03-20]. Dostupné z [doi:10.1016/j.apmr.2009.11.017](https://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.11.017)

GRAHAM, D., AQUILINA, K., MANKAD, K., & WIMALASUNDERA, N. 2018. Selective dorsal rhizotomy: current state of practice and the role of imaging. *Quantitative imaging in medicine and surgery* [online], 8(2), 209–218. [cit. 2023-06-19]. Dostupné z [doi: 10.21037/qims.2018.01.08](https://doi.org/10.21037/qims.2018.01.08)

HACHISUKA, K., OCHI, M., KIKUCHI, T., & SAEKI, S. 2020. Clinical effectiveness of peroneal nerve functional electrical stimulation in chronic stroke patients with hemiplegia (PLEASURE): A multicentre, prospective, randomised controlled trial. *Clinical Rehabilitation* [online], 026921552096670. [cit. 2023-07-03]. Dostupné z [doi:10.1177/0269215520966702](https://doi.org/10.1177/0269215520966702)

HOBART, J. C., RIAZI, A., LAMPING, D. L., FITZPATRICK, R., & THOMPSON, A. J. 2003. Measuring the impact of MS on walking ability: The 12-Item MS Walking Scale (MSWS-12). *Neurology* [online], 60(1), 31–36. [cit. 2023-03-20]. Dostupné z doi:10.1212/wnl.60.1.31.

HOHL, K., SMITH, A. C., MACALUSO, R., GIFFHORN, M., PROKUP, S., O'DELL, D. R., KLEINSCHMIDT, L., ELLIOTT, J. M., & JAYARAMAN, A. 2022. Muscle adaptations in acute SCI following overground exoskeleton + FES training: A pilot study. *Frontiers in rehabilitation sciences* [online], 3. [cit. 2023-03-11]. Dostupné z doi:10.3389/fresc.2022.963771

HONG, Z., SUI, M., ZHUANG, Z., LIU, H., ZHENG, X., CAI, C., & JIN, D. 2018. Effectiveness of Neuromuscular Electrical Stimulation on Lower Limbs of Patients With Hemiplegia After Chronic Stroke: A Systematic Review. *Archives of physical medicine and rehabilitation* [online], 99(5), 1011–1022. [cit. 2023-07-05]. Dostupné z <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2017.12.019>

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

HOUGHTON, P. E., CAMPBELL, K. E., FRASER, C. H., HARRIS, C., KEAST, D. H., POTTER, P. J., ... WOODBURY, M. G. 2010. Electrical Stimulation Therapy Increases Rate of Healing of Pressure Ulcers in Community-Dwelling People With Spinal Cord Injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online], 91(5), 669–678. [cit. 2023-06-04]. Dostupné z doi:10.1016/j.apmr.2009.12.026

HOWLETT, O. A., LANNIN, N. A., ADA, L., & MCKINSTRY, C. 2015. Functional Electrical Stimulation Improves Activity After Stroke: A Systematic Review With Meta-Analysis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online], 96(5), 934–943. [cit. 2023-07-05]. Dostupné z doi:10.1016/j.apmr.2015.01.013

CHENG, D. K., DAGENAIS, M., ALSBURY-NEALY, K., LEGASTO, J. M., SCODRAS, S., ARAVIND, G., TAKHAR, P., NEKOLAICHUK, E., & SALBACH, N. M. 2021. Distance-limited walk tests post-stroke: A systematic review of measurement properties. *NeuroRehabilitation* [online]. 48(4), 413–439. [cit. 2023-03-11]. Dostupné z doi: 10.3233/NRE-210026.

IMMS, C., DODD, K. J. 2010. What Is a Cerebral Palsy? In: DODD, B. J. *Physiotherapy and occupational therapy for people with cerebral palsy: A problem-based approach to assessment and management*. London: Mac Keith Press. ISBN 9781898683681

INNOVATIVE NEUROTRONICS. 2010. *WalkAide System. Clinician Manual*.

JAMOUS, M. A., JAMWAL, S., SOBONOVA, E. 2019. The Rehabilitation of the Spastic Patient. In: DONES, I., LEVI, V. *The Diagnosis and Treatment of Spasticity: A Practical Guide*. Newcastle upon Tyne: Cambridge Scholars Publishing. ISBN 9781527532861.

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

KAUFMAN, K. R., BREY, R. H., CHOU, L.S., RABATIN, A., BROWN, A. W., & BASFORD, J. R. 2006. Comparison of subjective and objective measurements of balance disorders following traumatic brain injury. *Medical Engineering & Physics* [online], 28(3), 234–239. [cit. 2023-06-15]. Dostupné z doi:10.1016/j.medengphy.2005.05.005

KHANITTANUPHONG, P., & TIPCHATYOTIN, S. 2017. Correlation of the gait speed with the quality of life and the quality of life classified according to speed-based community ambulation in Thai stroke survivors. *NeuroRehabilitation* [online]. 41(1), 135–141. [cit. 2023-01-06]. Dostupné z doi: 10.3233/NRE-171465.

KONEČNÝ, P., HORÁK, S., MŮČKOVÁ, A., LERCHOVÁ, I., KOLÁŘOVÁ, B., ELFMARK, M. 2018. Efekty kombinované terapie botulotoxinem a funkční elektrostimulace na spastickou chůzi pacientů po cévní mozkové příhodě. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 25(4). 59–61. ISSN 1211-2658.

KONEČNÝ, P., VYSKOTOVÁ, J., KOLÁŘOVÁ, B., OLŠÁK, P., KREJSTOVÁ, G. 2019. *Fyzikální terapie a diagnostika*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. 103 s. ISBN 978-80-244-5495-5.

KOTTINK, A.I.R., OOSTENDORP, L.J.M., BUURKE, J.H., NENE, A.V., HERMENS, H.J., IJZERMAN, M.J. 2004. The Orthotic Effect of Functional Electrical Stimulation on the Improvement of Walking in Stroke Patients with a Dropped Foot: A Systematic Review. *Artificial Organs* [online], 28: 577-586. [cit. 2023-06-29]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.2004.07310.x>

KRISTENSEN, M. G. H., BUSK, H., & WIENECKE, T. 2021. Neuromuscular Electrical Stimulation Improves Activities of Daily Living Post Stroke: A Systematic Review and Meta-analysis. *Archives of rehabilitation research and clinical translation* [online], 4(1), 100167. [cit. 2023-07-08]. Dostupné z <https://doi.org/10.1016/j.arrct.2021.100167>

- LI, F., WU, Y., & LI, X. 2014. Test-retest reliability and inter-rater reliability of the Modified Tardieu Scale and the Modified Ashworth Scale in hemiplegic patients with stroke. *European journal of physical and rehabilitation medicine* [online]. 50(1), 9–15.[cit. 2023-02-21]. Dostupné z: <https://www.minervamedica.it/en/journals/europa-medicophysica/article.php?cod=R33Y2014N01A0009>.
- LIN, P.Y., YANG, Y.R., CHENG, S.J., & WANG, R.Y. 2006. The Relation Between Ankle Impairments and Gait Velocity and Symmetry in People With Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online], 87(4), 562–568. [cit. 2023-06-04]. Dostupné z doi:10.1016/j.apmr.2005.12.042
- LIN, S., SUN, Q., WANG, H., & XIE, G. 2018. Influence of transcutaneous electrical nerve stimulation on spasticity, balance, and walking speed in stroke patients: A systematic review and meta-analysis. *Journal of rehabilitation medicine*, [online], 50(1), 3–7. [cit. 2023-07-07]. Dostupné z <https://doi.org/10.2340/16501977-2266>
- MAHONEY, E. T., BICKEL, C. S., ELDER, C., BLACK, C., SLADE, J. M., APPLE, D., & DUDLEY, G. A. 2005. Changes in Skeletal Muscle Size and Glucose Tolerance With Electrically Stimulated Resistance Training in Subjects With Chronic Spinal Cord Injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online], 86(7), 1502–1504. [cit. 2023-06-04]. Dostupné z doi:10.1016/j.apmr.2004.12.021
- MALHOTRA, S., PANDYAN, A., DAY, C., JONES, P., HERMENS, H. 2009. Spasticity, an impairment that is poorly defined and poorly measured. *Clinical Rehabilitation* [online]. 23(7). s. 651-658.[cit. 2023-01-06]. Dostupné z doi:10.1177/0269215508101747.
- MARTIN, C. L., PHILLIPS, B. A., KILPATRICK, T. J., BUTZKUEVEN, H., TUBRIDY, N., MCDONALD, E., & GALEA, M. P. 2006. Gait and balance impairment in early multiple sclerosis in the absence of clinical disability. *Multiple sclerosis (Houndmills, Basingstoke, England)* [online]. 12(5), 620–628. [cit. 2023-06-11]. Dostupné z doi:10.1177/1352458506070658
- MATSUMOTO, S., SHIMODOZONO, M., NOMA, T., MIYARA, K., ONODA, T., IJICHI, R., SHIGEMATSU, T., SATONE, A., OKUMA, H., SETO, M., TAKETSUNA, M., KANEDA, H., MATSUO, M., KOJIMA, S., & THE RALLY TRIAL INVESTIGATORS. 2023. Effect of Functional Electrical Stimulation in Convalescent Stroke Patients: A Multicenter, Randomized Controlled Trial. *Journal of clinical medicine* [online], 12(7), 2638. [cit. 2023-07-02]. Dostupné z <https://doi.org/10.3390/jcm12072638>

- MAYER, N.H., ESQUENAZI, A., CHILDERS, M.K. 1997. Common patterns of clinical motor dysfunction. *Muscle Nerve*, 20, 21-35. [cit. 2023-06-13]. Dostupné z doi:10.1002/(SICI)1097-4598
- MCFADYEN, B. J., SWAINE, B., DUMAS, D., & DURAND, A. 2003. Residual Effects of a Traumatic Brain Injury on Locomotor Capacity. *Journal of Head Trauma Rehabilitation* [online], 18(6), 512–525. [cit. 2023-06-15]. Dostupné z doi:10.1097/00001199-200311000-0000
- MERKEL, C., HAUSMANN, J., HOPF, J. M. et al. 2017. Active prosthesis dependent functional cortical reorganization following stroke [online]. *Sci Rep* 7, 8680. [cit. 2023-05-11]. Dostupné z doi:10.1038/s41598-017-09325-8.
- MESEGUER-HENAREJOS, A. B., SÁNCHEZ-MECA, J., LÓPEZ-PINA, J. A., & CARLES-HERNÁNDEZ, R. 2018. Inter- and intra-rater reliability of the Modified Ashworth Scale: a systematic review and meta-analysis. *European journal of physical and rehabilitation medicine* [online]. 54(4), 576–590. [cit. 2023-03-11]. Dostupné z doi:10.23736/S1973-9087.17.04796-7.
- MILLER, L., MCFADYEN, A., LORD, A. C., HUNTER, R., PAUL, L., RAFFERTY, D., ... MATTISON, P. 2017. Functional Electrical Stimulation for Foot Drop in Multiple Sclerosis: A Systematic Review and Meta-Analysis of the Effect on Gait Speed. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online], 98(7), 1435–1452.[cit. 2023-05-05]. Dostupné z doi:10.1016/j.apmr.2016.12.007
- MILLER, L., RAFFERTY, D., PAUL, L., & 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* [online], 10(6), 482–485. [cit. 2023-05-19]. Dostupné z doi:10.3109/17483107.2014.898340
- MOTL, R. W., & SNOOK, E. M. 2008. Confirmation and extension of the validity of the Multiple Sclerosis Walking Scale-12 (MSWS-12). *Journal of the neurological sciences* [online], 268(1-2), 69–73.[cit. 2023-07-06]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jns.2007.11.003>
- MURRAY, S. A., FARRIS, R. J., GOLFARB, M., HARTIGAN, C., KANDILAKIS, C., & TRUEX, D. 2018. FES Coupled With A Powered Exoskeleton For Cooperative Muscle Contribution In Persons With Paraplegia. *2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)* [online]. [cit. 2023-06-04]. Dostupné z doi:10.1109/embc.2018.8512810

- NASCIMENTO, L. R., DA SILVA, L. A., ARAÚJO BARCELLOS, J. V. M., & TEIXEIRA-SALMELA, L. F. 2020. Ankle-foot orthoses and continuous functional electrical stimulation improve walking speed after stroke: a systematic review and meta-analyses of randomized controlled trials. *Physiotherapy* [online], 109, 43–53. [cit. 2023-07-03]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.physio.2020.08.002>
- NOVOTNÁ, K., JENÍČEK, J. 2019. Využití funkční elektrostimulace (FES) u dospělých neurologických pacientů: možnosti FES k ovlivnění chůze. *Neurol. praxi* [online]. 20(5): 395–399. ISSN 1803-5280. [cit. 2023-05-20]. Dostupné z doi: <https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2020/05/11.pdf>
- NOVOTNÁ, K., JENÍČEK, J., JANATOVÁ, M., KUBALA HAVRDOVÁ, E., ANGEROVÁ, Y. 2019. Neurorehabilitace poruch chůze s využitím funkční elektrické stimulace – aktuální poznatky z randomizovaných klinických studií. *Cesk Slov Neurol N* [online]. 82(6): 621-626. [cit. 2023-06-21]. Dostupné z doi: 10.14735/amcsnn2019621
- PERRY, J. 1999. The use of gait analysis for surgical recommendations in traumatic brain injury. *The Journal of Head Trauma Rehabilitation* [online], 14(2), 116-135. [cit. 2023-06-10]. Dostupné z DOI: 10.1097/00001199-199904000-00003
- PERRY, J. a BURNFIELD, J. M. *Gait analysis: normal and pathological function*. 2nd ed. Ilustrovala Lydia M. CABICO. Thorofare, N.J.: SLACK, c2010, 551 s. ISBN 978-1-55642-766-4.
- PINZUR, M. S. 1996. Surgical Correction of Lower Extremity Problems in Patients with Brain Injury. *Journal of Head Trauma Rehabilitation* [online]. 11(4). s. 69-77. [cit. 2023-06-13]. Dostupné z: https://journals.lww.com/headtraumarehab/Abstract/1996/08000/Surgical_Correction_of_Lower_Extremity_Problems_in.9.aspx
- PODĚBRADSKÝ, J. a PODĚBRADSKÁ, R. 2009. *Fyzikální terapie: manuál a algoritmy*. Praha: Grada Publishing, 2009, 200 s. ISBN 9788024728995.
- REEVES, S., LAMBETH, K. 2016. The role of Physical and Occupational Therapy in the Evaluation and Management of Spasticity. In: BRASHEAR, A. et al. *Spasticity: Diagnosis and Management*. New York: Demos Medical, 2016. v. Second edition. ISBN 9781620700723.
- RENFREW L (MILLER), PAUL L, MCFADYEN A, et al. The clinical- and cost-effectiveness of functional electrical stimulation and ankle-foot orthoses for foot drop in Multiple Sclerosis: a

multicentre randomized trial. *Clinical Rehabilitation* [online]. 2019. 33(7). 1150-1162. [cit. 2023-06-30]. Dostupné z doi:10.1177/0269215519842254

ROBBINS, S. M., HOUGHTON, P. E., WOODBURY, M. G., & BROWN, J. L. 2006. The Therapeutic Effect of Functional and Transcutaneous Electric Stimulation on Improving Gait Speed in Stroke Patients: A Meta-Analysis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online], 87(6), 853–859.[cit. 2023-07-01]. Dostupné z doi:10.1016/j.apmr.2006.02.026

RODDA, J. AND GRAHAM, H.K. 2001. Classification of gait patterns in spastic hemiplegia and spastic diplegia: a basis for a management algorithm. *European Journal of Neurology* [online], 8: 98-108. 10.1046/j.1468. [cit. 2023-06-12]. Dostupné z doi:10.1046/j.1468-1331.2001.00042.x

ROCHE, A., LAIGHIN, G. Ó, & COOTE, S. 2009. Surface-applied functional electrical stimulation for orthotic and therapeutic treatment of drop-foot after stroke – a systematic review. *Physical Therapy Reviews* [online], 14(2), 63–80. [cit. 2023-07-08]. Dostupné z doi:10.1179/174328809x405946

ROSA, M. C., MARQUES, A., DEMAIN, S., & METCALF, C. D. 2014. Lower limb co-contraction during walking in subjects with stroke: A systematic review. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* [online], 24(1), 1–10. .[cit. 2023-02-02]. Dostupné z doi:10.1016/j.jelekin.2013.10.016.

SABUT, S. K., LENKA, P. K., KUMAR, R., & MAHADEVAPPA, M. 2010. Effect of functional electrical stimulation on the effort and walking speed, surface electromyography activity, and metabolic responses in stroke subjects. *Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* [online], 20(6), 1170–1177.[cit. 2023-05-16]. Dostupné z 10.1016/j.jelekin.2010.07.003

SABUT, S. K., SIKDAR, C., KUMAR, R., & MAHADEVAPPA, M. 2011. Functional electrical stimulation of dorsiflexor muscle: effects on dorsiflexor strength, plantarflexor spasticity, and motor recovery in stroke patients. *NeuroRehabilitation* [online], 29(4), 393–400. [cit. 2023-07-09]. Dostupné z: <https://doi.org/10.3233/NRE-2011-0717>

SALBACH, N. M., O'BRIEN, K., BROOKS, D., IRVIN, E., MARTINO, R., TAKHAR, P., CHAN, S., & HOWE, J. A. 2014. Speed and distance requirements for community ambulation: a systematic review. *Archives of physical medicine and rehabilitation* [online], 95(1), 117–128. [cit. 2023-03-21]. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2013.06.017

- SHAH, S. K., HARASYMIW, S. J., & STAHL, P. L. 1986. Stroke rehabilitation: Outcome based on brunnstrom recovery stages: Occupation, participation and health. *The Occupational Therapy Journal of Research* [online]. 6(6), 365-376. [cit. 2023-06-11]. Dostupné z: <https://www.proquest.com/scholarly-journals/stroke-rehabilitation-outcome-based-on-brunnstrom/docview/910817007/se-2>
- SHEEAN, G. 2002. The pathophysiology of spasticity. *European Journal of Neurology* [online], 9: 3-9. [cit. 2023-02-21]. Dostupné z <https://doi.org/10.1046/j.1468-1331.2002.0090s1003.x>
- SHEFFLER, L. R., & CHAE, J. 2015. Hemiparetic Gait. *Physical medicine and rehabilitation clinics of North America* [online], 26(4), 611–623. [cit. 2023-06-05]. Dostupné z doi: 10.1016/j.pmr.2015.06.006
- SHIRLEY RYAN ABILITY LAB. 2014. 12 Item Multiple Sclerosis Walking Scale [online]. [cit. 2023-05-18]. Dostupné z: <https://www.sralab.org/rehabilitation-measures/12-item-multiple-sclerosis-walking-scale#contact-us>
- SIMON, O., & YELNIK, A. P. 2010. Managing spasticity with drugs. *European journal of physical and rehabilitation medicine* [online], 46(3), 401–410. [cit. 2023-03-27]. Dostupné z: <https://www.minervamedica.it/en/getfreepdf/bUJnMVdRWE5qZnVPL0lkWDJqR0k2dDN6Nms2Vlh3SE9GdktLQm1NT0tGZIZIQndNVkF5TU43ekxYUINIVmNwcg%253D%253D/R33Y2010N03A0401.pdf>.
- SINDOU, M. P., SIMON, F., MERTENS, P., & DECQ, P. 2007. Selective peripheral neurotomy (SPN) for spasticity in childhood. *Child's nervous system : ChNS : official journal of the International Society for Pediatric Neurosurgery* [online], 23(9), 957–970. [cit. 2023-06-19]. Dostupné z doi:10.1007/s00381-007-0399-1
- SMIDT, G. L., ed. *Gait in rehabilitation*. New York: Churchill Livingstone, 1990, 329 s. ISBN 0-443-08663-X.
- SOSNOFF, J. J., SANDROFF, B. M., & MOTL, R. W. 2012. Quantifying gait abnormalities in persons with multiple sclerosis with minimal disability. *Gait & posture*[online], 36(1), 154–156. [cit. 2023-06-08]. Dostupné z doi:10.1016/j.gaitpost.2011.11.027
- SPRINGER, S., VATINE, J. J., WOLF, A., & LAUFER, Y. (2013). The effects of dual-channel functional electrical stimulation on stance phase sagittal kinematics in patients with hemiparesis.

Journal of Electromyography and Kinesiology [online], 23(2), 476-482..[cit. 2023-03-25].
Dostupné z doi:10.1016/j.jelekin.2012.10.017

STANIČ, U., KANDARE, F., JAEGER, R., & SORLI, J. 2000. Functional electrical stimulation of abdominal muscles to augment tidal volume in spinal cord injury. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* [online], 8(1), 30–34. [cit. 2023-06-04]. Dostupné z doi:10.1109/86.830946

STUDENSKI, S., PERERA, S., PATEL, K., ROSANO, C., FAULKNER, K., INZITARI, M., BRACH, J., CHANDLER, J., CAWTHON, P., CONNOR, E. B., NEVITT, M., VISSER, M., KRITCHEVSKY, S., BADINELLI, S., HARRIS, T., NEWMAN, A. B., CAULEY, J., FERRUCCI, L., & GURALNIK, J. 2011. Gait speed and survival in older adults. *JAMA* [online], 305(1), 50–58. [cit. 2023-02-28]. Dostupné z doi: 10.1001/jama.2010.1923.

SUTHERLAND, D. H., & DAVIDS, J. R. 1993. Common Gait Abnormalities of the Knee in Cerebral Palsy. *Clinical Orthopaedics and Related Research, &NA* [online], (288), 139–147. [cit. 2023-02-21]. Dostupné z doi:10.1097/00003086-199303000-00018

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

TAN, Z, LIU, H., YAN, T., JIN, D., HE, X., ZHENG, X., TAN, C. 2014. The Effectiveness of Functional Electrical Stimulation Based on a Normal Gait Pattern on Subjects with Early Stroke: A Randomized Controlled Trial", *BioMed Research International* [online],[cit. 2023-03-30]. Dostupné z doi:10.1155/2014/545408

TAYLOR, P. N., WILKINSON-HART, I. N., KHAN, M. S., SLADE-SHARMAN, D. E. M. 2016. Correction of Footdrop Due to Multiple Sclerosis Using the STIMuSTEP Implanted Dropped Foot Stimulator. *Int J MS Care* [online]. 18 (5): 239–247. [cit. 2023-05-20]. Dostupné z doi: 10.7224/1537-2073.2015-038

TAYLOR, P., HUMPHREYS, L., & SWAIN, I. 2013. The long-term cost-effectiveness of the use of Functional Electrical Stimulation for the correction of dropped foot due to upper motor neuron lesion. *Journal of rehabilitation medicine* [online], 45(2), 154–160. [cit. 2023-05-088]. Dostupné z doi:10.2340/16501977-1090

THOUMIE, P., LAMOTTE, D., CANTALLOUBE, S., FAUCHER, M., & AMARENCO, G. 2005. Motor determinants of gait in 100 ambulatory patients with multiple sclerosis. *Multiple*

Sclerosis Journal [online], 11(4), 485–491. [cit. 2023-03-11]. Dostupné z doi:10.1191/1352458505ms1176oa

THRASHER, T. A., & POPOVIC, M. R. 2008. Functional electrical stimulation of walking: function, exercise and rehabilitation. *Annales de readaptation et de medecine physique : revue scientifique de la Societe francaise de reeducation fonctionnelle de readaptation et de medecine physique* [online], 51(6), 452–460. [cit. 2023-05-21]. Dostupné z <https://doi.org/10.1016/j.annrmp.2008.05.006>

TREW, M., EVERETT, T. ed. *Human movement: an introductory text*. 3rd ed. New York: Churchill Livingstone, 1996, 254 s. ISBN 0443044414.

ÚSTAV ZDRAVOTNICKÝCH INFORMACÍ A STATISTIKY ČR, 2017. Ostatní oborové klasifikace a škály [online], [cit. 2023-02-09]. Dostupné z: <https://www.uzis.cz/index.php?pg=registry-sber-dat--klasifikace--ostatni-oborove-klasifikace-a-skaly>

VALLÉE, M., MCFADYEN, B. J., SWAINE, B., DOYON, J., CANTIN, J. F., DUMAS, D. 2006. Effects of environmental demands on locomotion after traumatic brain injury. *Arch Phys Med Rehabil.* [online], 87. 806–813. [cit. 2023-06-16]. Dostupné z doi: 10.1016/j.apmr.2006.02.031

VOTAVA, J. 2001. Rehabilitace po cévní mozkové příhodě. *Neurologie pro praxi* [online]. 4. 184–189. ISSN 1803-5280. [cit. 2023-05-01]. Dostupné z: <https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2001/04/06.pdf>

WADE, D. T., HEWER, R. L. 1987. Functional abilities after stroke: measurement, natural history and prognosis. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* [online], 50. 177-182. [cit. 2023-07-10]. Dostupné z: <https://jnnp.bmj.com/content/50/2/177>

WARD A. B. 2012. A literature review of the pathophysiology and onset of post-stroke spasticity. *European journal of neurology* [online], 19(1), 21–27.[cit. 2023-02-10]. Dostupné z doi:10.1111/j.1468-1331.2011.03448.x.

WARE J. E. 2000. SF-36 health survey update. *Spine* [online], 25(24), 3130–3139. [cit. 2023-02-21]. Dostupné z: doi: 10.1097/00007632-200012150-00008.

WARSI, N. M., TAILOR, J., COULTER, I. C., SHAKIL, H., WORKEWYCH, A., HALDENBY, R., BREITBART, S., STRANTZAS, S., VANDENBERK, M., DEWAN, M. C., & IBRAHIM, G.

- M. 2020. Selective dorsal rhizotomy: an illustrated review of operative techniques, *Journal of Neurosurgery: Pediatrics PED* [online], 25(5), 540-547. [cit. 2023-06-19]. Dostupné z doi:10.3171/2019.12.PEDS19629
- WATSON, M. J. 2002. Refining the Ten-metre Walking Test for Use with Neurologically Impaired People. *Physiotherapy*[online], 88(7), 386–397. [cit. 2023-02-15]. Dostupné z doi: doi:10.1016/s0031-9406(05)61264-3.
- WHITTLE, M. W. 1991. *Gait Analysis: An Introduction*. Oxford: Butterworth-Heinemann, ISBN 9780750600453.
- WHITTLE, M. W., LEVINE, D. a RICHARDS, J. *Whittle's gait analysis*. 5th ed. Edinburgh: Churchill Livingstone, 2012, 177 s. ISBN 978-0-7020-4265-2.
- WILLIAMS, G., GALNA, B., MORRIS, M. E., OLVER, J. 2010. Spatiotemporal Deficits and Kinematic Classification of Gait Following a Traumatic Brain Injury: A Systematic Review. *Journal of Head Trauma Rehabilitation* [online]. 25(5). s. 366-374, [cit. 2023-06-19]. Dostupné z doi:10.1097/HTR.0b013e3181cd3600
- WINTERS, T. F., GAGE, J. R., & HICKS, R. 1987. Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults. *J Bone Joint Surg Am* [online], 69(3), 437-441.[cit. 2023-06-11]. Dostupné z: https://journals.lww.com/jbjsjournal/Abstract/1987/69030/Gait_patterns_in_spastic_hemiplegia_in_children.16.aspx
- WINTERTON, M. T., & BALDWIN, K. 2018. The Neuro-Orthopaedic Approach. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America* [online], 29(3), 567–591. [cit. 2023-06-19]. Dostupné z doi:10.1016/j.pmr.2018.04.007
- YOU, G., LIANG, H., & YAN, T. 2014. Functional electrical stimulation early after stroke improves lower limb motor function and ability in activities of daily living. *NeuroRehabilitation* [online], 35(3), 381–389. [cit. 2023-07-09]. Dostupné z: <https://doi.org/10.3233/NRE-141129>
- ZHANG, D., REN, Y., GUI, K., JIA, J., & XU, W. 2017. Cooperative Control for A Hybrid Rehabilitation System Combining Functional Electrical Stimulation and Robotic Exoskeleton. *Frontiers in neuroscience* [online], 11, 725. [cit. 2023-03-11]. Dostupné z doi:10.3389/fnins.2017.00725

Seznam příloh

Příloha 1 Vzor dotazníku Barthel Index (ÚZIS, 2017, online).....	78
Příloha 2 Vzor dotazníku MSWS-12 v češtině.....	79
Příloha 3 Vzor dotazníku MSWS-12 (ShirleyRyan Ability Lab, 2014, online).....	80
Příloha 4 Vzor tabulky pro zapisování dat pacienta.....	81
Příloha 5 Souhlas Etické komise FZV UP.....	82
Příloha 6 Vzor informovaného souhlasu pacienta (první strana).....	83
Příloha 7 Vzor informovaného souhlasu pacienta (druhá strana).....	84

Přílohy

Barthelové index základních všedních činností (BI)	
Identifikace případu:	Jméno pacienta _____ Jméno hodnotitele _____ Datum hodnocení _____
Činnost	Skóre
Jedení 10 = samostatně 5 = s pomocí (např. krájení, roztírání másla) nebo s potřebou speciální diety 0 = neprovede	<input type="text"/>
Přesun z invalidního vozíku na lůžko a zpět 15 = samostatně bez pomoci 10 = s menší pomocí (verbální nebo fyzickou) 5 = s větší pomocí (fyzickou, jednoho nebo dvou lidí), může se posadit 0 = neprovede, neudrží rovnováhu vsedě nebo není schopen používat invalidní vozík	<input type="text"/>
Provádění osobní hygieny 5 = samostatně umytí rukou, obličeje, čištění zubů, holení 0 = nutná pomoc s osobní hygienou	<input type="text"/>
Posazení na toaletu a vstání z ní 10 = samostatně bez pomoci (usednutí, otření, obléčení, zvednutí) 5 = potřebuje pomoc, ale zvládá některé úkony samostatně 0 = závisle na pomoci	<input type="text"/>
Koupání nebo sprchování 5 = samostatně koupání nebo sprchování 0 = závisle na pomoci	<input type="text"/>
Chůze (pohyb na vozíku) na rovném povrchu 15 = chůze samostatně (případně s oporou, např. holí) nad 50 metrů 10 = chůze s malou pomocí nad 50 metrů 5 = samostatný pohyb na vozíku, včetně zatáčení, nad 50 metrů 0 = imobilní, nebo mobilní do 50 metrů	<input type="text"/>
Chůze do schodů a ze schodů 10 = samostatně bez pomoci 5 = s pomocí (verbální, fyzickou, s podporou) 0 = nezvládne	<input type="text"/>
Oblékání a svlékání (včetně zavazování tkaniček, zapínání zipů) 10 = samostatně 5 = potřebuje pomoc, ale zvládá z poloviny samostatně 0 = závisle na pomoci	<input type="text"/>
Ovládání stolice 10 = kontinentní 5 = příležitostné nehody nebo potřeba pomoci s aplikací klystýru 0 = inkontinentní	<input type="text"/>
Ovládání močení 10 = kontinentní 5 = příležitostné nehody nebo potřeba pomoci s externí pomůckou 0 = inkontinentní, nebo katetrizovaný bez možnosti samostatného močení	<input type="text"/>
Celkový součet (0-100)	<input type="text"/>

Příloha 1 Vzor dotazníku Barthel Index (ÚZIS, 2017, online)

Iniciály pacienta:

Datum narození:

Váha:

Výška:

Datum vyplnění testu:

Dvanáctibodový dotazník chůze (Twelve Item Multiple Sclerosis Walking Scale)

Vyplňte prosím následující dotazník a zaškrtněte odpovídající hodnocení otázky.

Za poslední týden, jak Vaše onemocnění...	vůbec	trochu	středně	hodně	závažně
1. Omezilo Vaši schopnost chůze?	1	2	3	4	5
2. Omezilo Vaši schopnost běhu?	1	2	3	4	5
3. Omezilo Vaši schopnost stoupání do schodů a sestupování ze schodů?	1	2	3	4	5
4. Ztížilo stoj během provádění nějaké činnosti?	1	2	3	4	5
5. Omezilo Vaši rovnováhu během stoje nebo chůze?	1	2	3	4	5
6. Snížilo vzdálenost, kterou ujdete?	1	2	3	4	5
7. Zvýšilo Vaši námahu potřebnou k chůzi?	1	2	3	4	5
8. Způsobilo, že potřebujete podporu (držení se nábytku, hůl, berle atd.) při chůzi vevnitř?	1	2	3	4	5
9. Způsobilo, že potřebujete podporu (hůl, berle, chodítko) při chůzi venku?	1	2	3	4	5
10. Zpomalilo Vaši chůzi?	1	2	3	4	5
11. Ovlivnilo plynulost Vaší chůze?	1	2	3	4	5
12. Způsobilo, že se musíte na chůzi soustředit?	1	2	3	4	5

Váš terapeut sečte čísla, která jste zatrhnul a sestaví z nich Vaše celkové skóre v tomto dotazníku. Minimální počet bodů je 0 a maximální počet bodů je 60. Počet bodů poté převede na procenta. Vyšší procenta znamenají větší vliv Vašeho onemocnění na chůzi.

Vyplní fyzioterapeut:

Celkové skóre: _____ z 60

Počet procent: _____ %

Twelve Item MS Walking Scale (MSWS-12)

Record form

<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	Date Questionnaire Completed	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Subject ID Number		Subject Initials		Day	Month	Year	

If you cannot walk at all, please tick this box

<i>In the past two weeks, how much has your MS ...</i>	Not at all	A little	Moderately	Quite a lot	Extremely
1. Limited your ability to walk?	1	2	3	4	5
2. Limited your ability to run?	1	2	3	4	5
3. Limited your ability to climb up and down stairs?	1	2	3	4	5
4. Made standing when doing things more difficult?	1	2	3	4	5
5. Limited your balance when standing or walking?	1	2	3	4	5
6. Limited how far you are able to walk?	1	2	3	4	5
7. Increased the effort needed for you to walk?	1	2	3	4	5
8. Made it necessary for you to use support when walking indoors (eg holding on to furniture, using a stick, etc.)?	1	2	3	4	5
9. Made it necessary for you to use support when walking outdoors (eg using a stick, a frame, etc.)?	1	2	3	4	5
10. Slowed down your walking?	1	2	3	4	5
11. Affected how smoothly you walk?	1	2	3	4	5
12. Made you concentrate on your walking?	1	2	3	4	5

From the numbers you circle against these questions, your healthcare professional can calculate your MSWS-12 score. This is done by adding the numbers you have circled, giving a total out of 60, and then transforming this to a scale with a range from 0 to 100. Higher scores indicate a greater impact on walking than lower scores.

To be completed by the healthcare professional

Total score _____ out of 60

Percentage _____ %



© 2010 Biogen Idec GmbH
Date of preparation: February 2011



FES		
Jméno:		
věk:		
pohlaví:		
vznik onemocnění:		
dg:		
	datum_vstup:	datum_kontrola:
Tardieu R_Soleus		
Tardieu R_Gastrocnemius		
Tardieu_Z		
10MWT		
BI		
MSWS-12		

Příloha 4 Vzor tabulky pro zapisování dat pacienta



Fakulta
zdravotnických věd

UPOL - 21022/FZV-2023

Vážená paní
Bc. Terezie Fornadlová

2023-01-10

Vyjádření Etické komise FZV UP

Vážená paní bakalářko,

na základě Vaší Žádosti o stanovisko Etické komise FZV UP byla Vaše výzkumná část diplomové práce posouzena a po vyhodnocení všech zaslanych dokumentů Vám sdělujeme, že diplomové práci s názvem „**Funkční elektrostimulace chůze**“, jehož jste hlavní řešitelkou, bylo uděleno

souhlasné stanovisko Etické komise FZV UP .

S pozdravem,

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
Fakulta zdravotnických věd
Etická komise
Hněvotínská 3, 775 15 Olomouc

Mgr. Renáta Váverková
předsedkyně
Etické komise FZV UP

Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci
Hněvotínská 3 | 775 15 Olomouc | T: 585 632 880
www.fzv.upol.cz



Fakulta
zdravotnických věd

Genius loci ...

Informovaný souhlas

Pro výzkumný projekt: Funkční elektrostimulace chůze

Období realizace: leden 2023–duben 2024

Řešitelé projektu: Bc. Terezie Fornadlová, doc. MUDr. Petr Konečný, Ph.D., MBA

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném šetření, jehož cílem je ověřit, zda používání funkční elektrostimulace (používání přístroje Walkaide) zlepšit některé parametry Vaší chůze. Během výzkumu Vám bude propůjčen přístroj Walkaide, který vysílá elektrické impulsy do svalů na přední straně holeně a měl by pomáhat se zvedáním špičky během chůze. S tímto přístrojem budete rehabilitovat chůzi. Na začátku Vašeho pobytu v Centru léčebné rehabilitace Nemoncie AGEL Prostějov Vám bude proveden desetimetrový test chůze, kde se měří rychlost Vaší chůze. Následně vyplníte s terapeutem Barthel index, což je dotazník, kde se hodnotí základní činnosti nutné k sebeobsluze. Dále vyplníte dotazník 12 Items Multiple Sclerosis Walking Scale, kde sám/sama zhodnotíte svou chůzi. Pomocí Tardieuovy škály bude zhodnocena spasticita (nadměrná svalová aktivita) a paréza (slabost) svalů lýtky. Celé vyšetření bude trvat asi 15 minut. Na konci Vašeho pobytu na rehabilitaci proběhne vyšetření znova k porovnání výsledků. Z účasti na výzkumu pro Vás nevyplyvají žádná rizika, výhodou může být zlepšení chůze díky používání přístroje Walkaide.

Prohlášení

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném výzkumu. Řešitel/ka projektu mne informoval/a o podstatě výzkumu a seznámil/a mne s cíli a metodami a postupy,

Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci
Hrěvotínská 3 | 775 15 Olomouc | T: 585 632 880
www.fzv.upol.cz

kteře budou při vřzkumu pouřivány, podobně jako s vřhodami a riziky, kteře pro mne z ućasti na projektu vyplřvají. Souhlasím s tím, ře vřechny zřskané uďaje budou anonymně zpracovány, pouřity jen pro ućely vřzkumu a ře vřsledky vřzkumu mohou břt anonymně publikovány.

Měl/a jsem mořnost vře si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém řase zvřit, měl/a jsem mořnost se řeřitele/ky zeptat na vře, co jsem považoval/a za pro mne podstatné a potřebné vřdět. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informován/a, ře mám mořnost kdykoliv od spolupřace na vřzkumu odstoupit, a to i bez udání dřvodu.

Osobní uďaje (sociodemografická data) ućastníka vřzkumu budou v řamci vřzkumněho projektu zpracována v souladu s nařizením Evropského parlamentu a Rady EU 2016/679 ze dne 27. dubna 2016 o ochraně fyzických osob v souvislosti se zpracováním osobních uďajů a o volném pohybu těchto uďajů a o zrušení směřnice 95/46/ES (dále jen „nařizení“).

Prohlašuji, ře beru na vřdomí informace obsažené v tomto informovaném souhlasu a souhlasím se zpracováním osobních a citlivých uďajů ućastníka vřzkumu v rozsahu a zpřsobem a za ućelem specifikovaným v tomto informovaném souhlasu.

Vyplněním tohoto dotazníku souhlasím s ućastí na vřře uvedeném projektu.

Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichř jeden obdrří ućastník vřzkumu (nebo zákonný zřstupce) a druhř řeřitel projektu.

Jméno, přijmení a podpis ućastníka vřzkumu: _____

V _____ dne: _____

Jméno, přijmení a podpis řeřitele projektu: _____