

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

FUNKČNÍ ELEKTRICKÁ STIMULACE

Diplomová práce

(Bakalářská práce)

Autor: Martina Ehlová

Vedoucí práce: Mgr. Josef Urban

Olomouc 2018

**Jméno a příjmení autora:** Martina Ehlová

**Název bakalářské práce:** Funkční elektrická stimulace

**Pracoviště:** Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, katedra fyzioterapie

**Vedoucí bakalářské práce:** Mgr. Josef Urban

**Rok obhajoby bakalářské práce:** 2018

**Abstrakt:** Bakalářská práce se zabývá problematikou funkční elektrické stimulace u pacientů s poruchou centrálního motoneuronu. V úvodní části je popsán princip svalové kontrakce, syndrom centrálního motoneuronu, spasticita a nejčastější onemocnění způsobená touto poruchou. Dále je popsána chůze a její změny u pacientů s centrální obrnou. Podstatná část textu je věnována funkční elektrické stimulaci, jejímu principu, historii, poznatkům z nejnovějších studií, porovnání s použitím hlezenní ortézy. Funkční elektrické stimulace se nejčastěji využívá ke zlepšení chůze u pacientů se syndromem přepadávající špičky (foot drop), který je zde také charakterizován. Práce se dále zabývá možností dalšího využití FES např. na horní končetině. Součástí práce je také kazuistika pacienta s roztroušenou sklerózou, který má problém při chůzi s přepadávající špičkou.

**Klíčová slova:** funkční elektrická stimulace, syndrom padající špičky, hlezenní ortéza, chůze

Souhlasím s půjčováním bakalářské práce v rámci knihovnických služeb.

**Author's first name and surname:** Martina Ehlová

**Title of the bachelor thesis:** Functional electrical stimulation

**Department:** Palacky University, Faculty of Physical Culture, Department of  
physiotherapy

**Supervisor:** Mgr. Josef Urban

**The year of presentation:** 2018

**Abstract:** This Bachelor Thesis deals with functional electrical stimulation (FES) in patients with an upper motor neuron syndrome. The first part describes the mechanism of muscle contraction, upper motor neuron syndrome, spasticity and the most frequent diseases caused by the syndrome. This part further describes gait and its changes in patients with central paralysis. An extensive part of the thesis deals with functional electrical stimulation, describes its mechanism, history and recent findings, and compares its use with the use of an ankle-foot orthosis. The FES is most often used in patients with the foot drop syndrome, which is also described in the thesis. The thesis also discusses the potential to apply FES to other parts of the body such as the upper limb. Finally, the thesis reports a case of a foot-drop patient suffering from multiple sclerosis.

**Keywords:** functional electrical stimulation, drop foot syndrom, spasticity, ankle foot orthosis, gait

I agree the thesis paper to be lent within the library service

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Josefa Urbana, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 20.4.2018

.....

Děkuji Mgr. Josefu Urbanovi za cenné rady a návrhy při vedení a zpracování bakalářské práce, pracovníkům rehabilitačního ústavu Hrabyně za poskytnutí praktických informací týkajících se WalkAide Systemu. Děkuji také Mgr. Michaelu Polákovi za vhodné připomínky a podněty při zpracování a pacientovi JŠ za ochotu a spolupráci při vyšetření.

## OBSAH

1	ÚVOD.....	9
2	PŘEHLED POZNATKŮ.....	10
2.1	Úvod do problematiky funkční elektrické stimulace.....	10
2.1.1	Vymezení pojmu elektrostimulace.....	10
2.1	Svalová tkáň.....	10
2.1.1	Příčně pruhovaná svalovina (kosterní svalovina).....	11
2.1.2	Hladká svalovina.....	13
2.1.3	Srdeční svalovina.....	14
2.2	Syndrom centrálního (horního) motoneuronu.....	14
2.2.1	Spasticita.....	15
2.2.2	Paréza.....	18
2.2.3	Zkrácení svalu.....	19
2.2.4	Nejčastější onemocnění centrálního motoneuronu.....	19
2.3	Chůze.....	25
2.3.1	Změny chůze u pacientů s poruchou centrálního motoneuronu.....	26
2.3.2	Syndrom padající špičky (Drop foot syndrom).....	27
2.3.3	Využití ortéz.....	28
2.4	Elektrostimulace u pacientů s centrální obrnou.....	29
2.4.1	Elektroterapie spastických svalů.....	30
2.4.2	Elektrogymnastika paretických svalů.....	30
2.4.3	Spastické stimulace.....	30
2.5	Funkční elektrická stimulace (FES).....	32
2.5.1	Facilitační účinek FES.....	33
2.5.2	FES u pacientů po CMP.....	34
2.5.3	Historie FES.....	34

2.5.4	Stimulace nervus peroneus communis.....	35
2.5.5	WalkAide .....	36
2.5.6	Porovnání AFO a FES .....	37
2.5.7	Stimulace horní končetiny .....	38
2.5.8	Výsledky klinických studií .....	39
3	KAZUISTIKA .....	41
3.1	Základní údaje .....	41
3.2	Anamnéza.....	41
3.3	Kineziologické vyšetření.....	42
3.4	Neurologické vyšetření .....	46
3.5	Terapie.....	48
4	DISKUZE .....	50
5	ZÁVĚR .....	53
6	SOUHRN .....	55
7	SUMMARY .....	56
8	REFERENČNÍ SEZNAM .....	57

## SEZNAM ZKRATEK

ATP	adenosintrifosfát
AFO	ankle foot orthosis (hlezená ortéza)
CMP	cévní mozková příhoda
DK	dolní končetina
FES	funkční elektrická stimulace
FT	fyzikální terapie
Hz	hertz
HK	horní končetina
LHK	levá horní končetina
LDK	levá dolní končetina
m.	musculus
mA	miliampér
mm.	musculi
n.	nervus
PHK	pravá horní končetina
PDK	pravá dolní končetina
RS	roztoušená skleróza mozkomíšní
V	volt



## 1 ÚVOD

Funkční elektrická stimulace se využívá u pacientů s poruchou centrálního motoneuronu, kde má fyzioterapie své nezastupitelné místo. U těchto pacientů se v terapii převážně využívá metod založených na neurofyziologickém podkladě jako například Bobath koncept, propioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF), Vojtova reflexní lokomoce a další. Součástí terapie je také fyzikální terapie (FT), která je většinou označována pouze jako doplňková, u pacientů s centrální obrnou ji můžeme použít ke snížení spasticity nebo facilitaci paretických svalů. Pomocí funkční elektrické stimulace elektrickým proudem můžeme vybavit kontrakci, která nahradí fyziologickou kontrakci, již není pacient schopen.

Porucha centrálního motoneuronu zahrnuje několik onemocnění, která se v populaci vyskytují hojně. Tito pacienti jsou v různé míře náhle nebo postupně invalidizováni, záleží na rozsahu a lokalizaci léze. Jsou omezováni při vykonávání běžných denních činností a při chůzi. Během švihové fáze dochází k přepadávání špičky, které může být kompenzován pomocí různých ortéz nebo pomocí funkční elektrické stimulace, která ale bohužel v České republice kvůli vysoké pořizovací ceně oproti ortézám není využívána příliš často.

V práci shrnu princip funkční elektrické stimulace a poznatky z nejnovějších studií. Jaký je její efekt, k čemu se nejčastěji používá a jaké má výhody oproti používání ortéz. Také popíšu další prostředky fyzikální terapie, které se využívají u těchto pacientů.

Součástí mé práce je také kazuistika pacienta s roztroušenou sklerózou mozkomíšní, který má syndrom padající špičky a využíval systém funkční elektrické stimulace (WalkAide System) po dobu dvou týdnů v domácím prostředí.

## **2 PŘEHLED POZNATKŮ**

### **2.1 Úvod do problematiky funkční elektrické stimulace**

Funkční elektrická stimulace využívá prostupu elektrického signálu k příslušnému nervovému vláknu. Tento signál vyvolá kontrakci požadovaných svalových skupin. Aby k tomu došlo, musí být intaktní periferní nervové vlákno. Tato terapie se tedy používá u pacientů s centrální obrnou. Cílem FES je usnadnění návratu k původním funkčním schopnostem a možnost vykonávat běžné denní činnosti s menšími obtížemi. (Pilsová, Uhlířová & Švestková, 2017; Pfeiffer & Votava, 1983)

#### **2.1.1 Vymezení pojmu elektrostimulace**

V literatuře dochází k nejednotnosti při používání pojmu elektrostimulace. Poděbradský a Vařeka (1998a) uvádí, že elektrostimulací se ve fyzikální terapii označuje stimulace, při které dochází ke dráždění denervovaných svalů. Pro stimulaci svalů oslabených, ale nikoliv denervovaných svalů se používá pojem elektrogymnastika. Cílem elektrogymnastiky je posílení svalů nebo jejich správná koordinace při pohybovém stereotypu. Elektrogymnastika bývá někdy označována také jako myostimulace.

Dle Urbana (osobní sdělení, 12. 10. 2016) je lepší elektrostimulaci rozdělovat na elektromyostimulaci a elektroneurostimulaci. Pojem elektrostimulace se v anglosaské literatuře používá pro jakékoliv pouštění proudu (včetně terapií, které se pouští v intenzitě podprahově senzitivní). U nás se tento pojem používá pro stimulaci denervovaných svalů. Pro lepší orientaci i v anglické literatuře je lepší užívat termín elektromyostimulace, jejíž cílovou tkání je sval a pouští se v intenzitě nadprahově motorické. Elektroneurostimulace se používá pro dráždění nervové tkáně v intenzitě až prahově algické.

#### **2.1 Svalová tkáň**

Svalové buňky mají schopnost přeměnit chemickou energii na mechanickou. Základní fyziologickou vlastností svalu je jeho dráždivost a kontraktilita, fyzikálními vlastnostmi jsou pevnost a pružnost. Svalová tkáň se skládá z mnoha buněk, které reagují na podráždění tím, že změní svoji délku nebo napětí. Velký význam při svalové kontrakci mají vápenaté ionty. V lidském organismu se vyskytuje svalovina kosterní (příčně pruhované), srdeční a hladká. Působení vápenatých iontů při

kontrakci se liší u kosterního svalu a u hladké svaloviny. (Kittnar & Mlček, 2009; Rokyta, 2016)

Svalová tkáň zajišťuje u každého mnohobuněčného organismu řadu funkcí jako pohyb, přijímání potravy, dýchání, rozmnožování a komunikaci. Sval je aktivní složkou pohybového systému. Obecnou vlastností všech typů svaloviny je schopnost její kontrakce (zkrácení), jejímž morfologickým předpokladem je existence kontraktálních proteinů – aktinu a myozinu, které tvoří základ myofibril svalových vláken nebo buněk (Dylevský, 2009)

### **2.1.1 Příčně pruhovaná svalovina (kosterní svalovina)**

Příčně pruhovaná svalovina tvoří motorickou složku pohybového aparátu. Tvoří až 45 % hmotnosti lidského těla. Kosterní svaly jsou inervovány míšními a mozkovými nervy. Základní anatomickou jednotkou kosterního svalu je příčně pruhované svalové vlákno, ale základní funkční a biomechanickou jednotkou je motorická jednotka, což je skupina svalových vláken, která je inervována jedním motoneuronem. (Dylevský, 2009)

Svalové vlákno je mnohojaderné, 40-100 mikrometrů široké a 1-40 mm dlouhé. Na povrchu svalového vlákna se nachází membrána, která se označuje jak sarkolema, její cytoplazma jako sarkoplazma. Místy se sarkolema vychlipuje a tvoří transverzální tubuly, díky kterým je umožněn rychlejší přenos akčního potenciálu dovnitř buněk. Uvnitř svalových vláken se nachází bílkoviny kontraktálního aparátu i další bílkoviny, které zajišťují funkci svalu a jeho integritu. (Dylevský, 2009; Rokyta, 2016; Trojan, 2003)

Svalové vlákno tvoří myofibrily a každá myofibrila se člení na sarkomery, které jsou základní funkční a strukturní jednotkou. Sarkomera je z obou stran ohraničena Z-disky. V těchto discích jsou ukotvena tenká, aktinová filamenta a středem sarkomery prochází tlustá, myozionová filamenta. Aktinová a myozionová vlákna se částečně překrývají. Aktinová a myozionová vlákna způsobují příčné pruhování svalu, které lze pozorovat pod mikroskopem. Při kontrakci dochází ke zkrácení svalu tím, že se aktinová a myozionová vlákna do sebe zasouvají.

## **Myozin**

Tlusté myozinové vlákno tvoří asi 250 molekul myozinu. Myozin je protein, jehož molekula má typický tvar – kulovitou hlavu, na kterou nasedá ohebný krk a tyčinkové tělo. Molekulu myozinu tvoří dva vzájemně spojené polypeptidové řetězce a jeden je zakončen globulární hlavou, která nasedá na krček, který má schopnost naklopit hlavu vůči řetězci. Na globulární hlavě je místo pro připojení ATP (adenosintrifosfát) a tenkého aktinového vlákna. Díky globulární hlavě může aktin reagovat s myozinem. Hlava s krčkem bývá někdy označována jako příčný můstek.

## **Aktin**

Tenké aktinové vlákno tvoří komplex aktinu, tropomyozinu a troponinu. Aktin je bílkovina tvaru dvoušroubovice, která se podobá dvěma přetočeným šňůrám korálů. Na každé otočce je 14 monomerů aktinu. Dvoušroubovice aktinu je na obou stranách obklopena vláknitými molekulami tropomyozinu a na každou molekulu tropomyozinu se váže molekula troponinu, který je regulační bílkovinou spojující aktinové a tropomyozinové vlákno. Umožňuje také navázání vápenatých iontů, které jsou klíčové pro spuštění svalové kontrakce. (Rokyta, 2016; Trojan, 2003)

Aktin a myozin jsou bílkoviny, které zajišťují svalovou kontrakci. Sval má kromě schopnosti kontrakce také schopnost elasticity a dokáže se vrátit do původní délky. Elasticitu svalu na molekulární úrovni zajišťují bílkoviny titin a nebulin. Titin v relaxovaném svalu zabezpečuje kontinuitu sarkomery a během protažení svalu mu klade elastický odpor. Nebulin je bílkovina uložená podél aktinových myofilament, která stabilizuje a zabezpečuje jejich rozložení kolem myozinových vláken. (Rokyta, 2016)

## **Kontrakce příčně pruhovaného svalu**

Zdrojem energie pro sval je ATP (adenosintrifosfát). Vznik akčního potenciálu je podmíněn uvolněním acetylcholinu na nervosvalové ploténce, kterou tvoří axon míšního nervu a sarkolema. Vzniklý akční potenciál se dál šíří po membráně a dochází k její depolarizaci. Pomocí T-tubulů v sarkolemě se dostává hlouběji do svalového vlákna. Při kontrakci se zkracuje sarkomera a dochází k zasunutí filament do sebe. Ke kontrakci dochází důsledkem interakce myozinových hlav a aktinových filament. Tato interakce je vázána na vyplavení vápenatých iontů do cytosolu. Vyplavení iontů

předchází depolarizace povrchové membrány.  $\text{Ca}^{2+}$  se naváže na troponin a dojde k zasunutí tropomyozinu mezi vlákna aktinu. Díky této vazbě se aktivuje ATPáza a začne štěpení ATP a dojde k náklonu hlavy. Hlava se váže na aktin v úhlu  $90^\circ$  a dojde k ohnutí v krčku o  $45^\circ$ . Působí jako páka a napětí krčku se přenáší na aktin a myozin. Myozinová vlákna k sobě přitahují dvě aktinová vlákna, která jsou zakotvena do protilehlých Z – proužků a přitahuje je k sobě, čímž dojde ke zkrácení sarkomery, myofibrily a celého svalu. Když dojde k uvolnění ADP (adenosindifosfát), tak se spojení stabilizuje, tato vazba běžně trvá jen několik setin sekundy a následně se myozin od aktinu oddělí (po navázání dalšího ATP) a hlava se vrátí to výchozí pozice nebo se může navázat na další molekulu aktinu. (Rokyta, 2016; Trojan, 2003)

### **Typy příčně pruhovaných svalových vláken**

Svalová vlákna se dělí na vlákna tonická a fázická. Tonická vlákna jsou pomalá, červená a poměrně tenká. Mají málo myofibril a hodně mitochondrií a myoglobinu, který jim dodává červenou barvu. Jsou enzymaticky vybaveny na aerobní aktivitu, která je pro organismus energeticky výhodnější. Tato vlákna tvoří posturální svaly. Fázická vlákna jsou rychlá červená a rychlá bílá. Rychlá červená vlákna mají málo kapilár a menší obsah myoglobinu. Tato vlákna mají schopnost se stahovat velmi rychle a maximální silou, zapojují se při krátkých, ale maximálně intenzivních silových a rychlostních aktivitách. Posledním typem vláken jsou rychlá bílá vlákna, která mají mnoho myofibril a málo myoglobinu a mitochondrií. Mají bohaté sarkoplazmatické retikulum mnoho glykolytických enzymů. Jsou zastoupeny ve svalech, které se aktivují při rychlých a silových pohybech o velké intenzitě. Každý sval je tvořen směsí červených a bílých vláken, některé svaly však mají výraznou převahu jednoho typu vláken. (Rokyta, 2016)

#### **2.1.2 Hladká svalovina**

Hladká svalovina tvoří stěny útroh a cév (kromě kapilár) a její kontrakce nemůže být řízena vůlí. Buňky jsou mnohem menší než u příčně pruhované svaloviny. Většinou mají jen jedno jádro, vřetenovitý tvar a nemají příčné pruhování. Sarkoplazma je prostoupena vlákny myozinu a aktinu uspořádaných do sítě. Aktinová vlákna jsou připevněna do pevných aktinových tělísek, která jsou volně rozptýlena v cytoplazmě,

nebo jsou spojena se sarkolemou. Kontrakce následuje po aktivaci myozinu, kdy se myozinové hlavy navážou na aktivní místa aktinu, přitahují aktinová tělíska k sobě, a tím dochází ke stahu. (Rokyta, 2016; Trojan, 2003)

### **2.1.3 Srdeční svalovina**

Srdeční svalovina je specializovaná příčně pruhovaná svalová tkáň srdce. Tvoří ji kardiomyocyty (buňky, které mají protáhlý tvar a na konci jsou rozvětvené). Ty jsou obalené jemnou vrstvou řídkého vaziva. Vazba aktinových a myozinových vláken je podobná jako u příčně pruhované svaloviny, ale proužkování je méně výrazné, protože svalová vlákna jsou uložena dál od sebe (kvůli velkému množství mitochondrií). Buňky jsou propojeny interkalárními disky, které zajišťují soudržnost kardiomyocytů. Svalová tkáň nemá schopnost regenerace. Myokard obsahuje i kardiomyocyty, které mají schopnost vytvářet impuls a převádět ho dál. Morfologicky se srdeční svalovina podobá více příčně pruhované svalovině, ale regulací se podobá více hladké svalovině (je ovlivňována vegetativním systémem a hormony).

## **2.2 Syndrom centrálního (horního) motoneuronu**

Syndrom centrálního motoneuronu bývá označován někdy také jako pyramidový syndrom, protože vzniká v důsledku léze pyramidových struktur, které jsou velmi důležité pro volní hybnost. Tento syndrom má několik podob, které závisí na lokalizaci léze. Léze může být v oblasti hemisfér, mozkového kmene nebo míchy. (Kaňovský, Bareš & Dufek, 2004)

Tento syndrom v sobě zahrnuje tři typické prvky: zvýšenou svalovou aktivitu, parézu a zkrácení svalů. Syndrom centrálního motoneuronu tvoří pozitivní a negativní příznaky. Mezi pozitivní řadíme zvýšení šlachových reflexů se zvýšenou zónou výbavnosti, klonus, pozitivní odpověď na spastické jevy (např. Babinski), spasticitu, spastickou dystonii a spastickou ko-kontrakci. Negativní příznaky jsou: svalová slabost, hypotonie, paréza, únavnost, zkrácení svalu a neobratnost. (Barnes & Johnson, 2008; Štětkářová, Ehler & Jech, 2012)

K hypertonii svalů dochází kvůli snížení aktivity natahovacího reflexu a klinicky je zpravidla spojován s fenoménem zavíracího nože. Ovlivnění spastické hypertonie a snížení tonického napínacího reflexu je základním cílem farmakologické léčby. (Emre & Benecke, 1989)

Při poruše centrálního motoneuronu zůstává elektrická dráždivost periferních nervů neporušená. Spojení motoneuronu se svalovým vláknem zůstává neporušené a elektrická dráždivost nervových vláken, které jdou ke kosterním svalům se nemění. I přesto dochází k porušení funkce některých kosterních svalů v různé míře (od poruchy svalové koordinace, snížení svalové síly až po úplnou ztrátu volní kontroly). U těchto pacientů můžeme využít funkční elektrické stimulace s cílem nahrazení volní kontrakce kteréhokoliv kosterního svalu, především těch, jejichž ztráta hybnosti má pro pacienta těžké funkční následky. Pomocí funkční elektrické stimulace můžeme dosáhnout například zlepšení chůze. (Lyons, Sinkjær, Burridge & Wilcox, 2002; Pfeiffer, 1976)

### 2.2.1 Spasticita

Spasticita je porucha svalového tonu ve smyslu hypertonie způsobená zvýšením tonických napínacích reflexů, které závisí na rychlosti pasivního protažení. Svalový tonus je definován jako rezistence pasivnímu natažení kloubu. Napětí svalu za klidových podmínek je výsledkem nervové aktivity na mnoha úrovních. Ke zvýšení svalového tonu dochází kvůli abnormálnímu zpracování proprioceptivních impulsů, které jsou vedeny vlákny třídy Ia a Ib. Spasticita může být chápána jako obraz tonického napínacího reflexu, který je zprostředkován přicházejícími impulsy cestou silných Ia vláken ze svalových vřetének. Pasivním protažením svalu dojde k aktivaci svalových receptorů, které do míchy vysílají monosynaptickými nebo polysynaptickými reflexy senzorické signály, a poté zpět do svalu přichází eferentní odpověď, která způsobí silnou kontrakci. Důležitá je rychlost pasivního protažení. Čím je pasivní protažení rychlejší, tím je silnější také spastická odpověď a naopak. (Kaňovský, Bareš & Dufek, 2004)

Fenomén zavíracího nože je kombinací patologického napínacího reflexu modifikovaného aferentními vlákny, která slouží flexorovým reflexům. Napínací tonický reflex při pasivním pohybu ve spastickém segmentu působí zvyšování svalového tonu, který však v určitém okamžiku vymizí a lze volně pokračovat v pasivním pohybu. Při pasivním pohybu totiž dochází k natažení daného svalu, čímž se redukuje dráždivosti tonického napínacího reflexu. Zároveň také odpor, který je kladen pasivně protaženému svalů snižuje spastickou komponentu zpomalením pasivního pohybu. Proto dojde v určitém okamžiku k tomu, že napínání je tak pomalé a protažený sval je už tak dlouhý, že excitabilita napínacího reflexu už nedosahuje svého prahu a končetina přestane klást odpor. (Kaňovský, Bareš & Dufek, 2004)

Klinicky spasticitu vnímáme jako odpor při vyšetření pasivního pohybu. Pacient ji vnímá jako odpor při rychlém aktivním pohybu, což ho omezuje při většině pohybů, které musí přes den běžně provádět. V běžném životě provádíme v každém segmentu pohyb nejméně ve dvou směrech, ale u poruchy centrálního motoneuronu se mění regulace pohybu a dochází k aktivaci pohybu pouze do jednoho směru, čímž dochází ke svalovým dysbalancím v jednotlivých kloubech. Klidová poloha v kloubech je vynucená a aktivní pohyb je v důsledku dysbalancí znemožněn. Typický je flekčně-pronační spastický hypertonus v loketním kloubu u tzv. Wernicke-Mannova držení u spastické hemiparézy.

Klinický obraz u pacienta není příliš závislý na etiologii, avšak velmi důležitá je lokalizace léze. Může dojít k postižení pyramidové i parapiramidové dráhy, které začínají v motorickém a premotorickém kortexu (Broadmanově arey 4 a 6), primární somatorenzorické kůry nebo parietálního kortexu. Pokud dojde k izolované poruše pyramidové dráhy (vycházející z arey 4), tak u pacienta bude klinický obraz odpovídat paréze akrálních svalů končetin, normálnímu svalovému napětí, mírné hyperreflexii a při vyšetření spastických jevů bude inklinovat k extenční plantární odpovědi. Pokud se k této izolované poruše přidruží navíc porucha vláken vycházejících z premotorické oblasti (arey 6) dojde k rozvoji spasticity. (Štětkářová, Ehler & Jech, 2012)

### **Spastická dystonie**

Spastická dystonie je typická zvýšením klidové svalové aktivity a vede ke zvláštnímu postavení končetiny do Wernicke-Mannova držení. U pacienta je na rozdíl od spasticity patrná i v klidu, kdy nevykonává žádný aktivní pohyb. Spastická dystonie se s protažením svalů zvyšuje, ale někdy při delším pasivním protažení může dojít k jejímu snížení.

### **Spastická ko-kontrakce**

Ko-kontrakce představuje současné zapojení agonistů a antagonistů ve stejném svalovém segmentu při volném pohybu. U zdravých jedinců aferentní vlákna ze svalového vřeténka inhibují alfa-motoneurony jejich antagonisty a usnadní pohyb ve směru aktivity agonisty. Je velmi důležitá pro řízení pohybu a umožňuje posturální stabilitu. Při spasticitě dochází k hyperaktivitě antagonistů a kontrakce je nevyvážená, omezuje pohyb nebo dokonce vede k opačnému pohybu, než chtěl pacient vykonat. Ko-kontrakce je projevem supraspinální kontroly reciproční inhibice, nikoliv reakcí antagonisty na aferentní podněty z proprioreptorů při pohybu agonisty.



Spolu se spasticitou, spastickou dystonií a ko-kontrakcí se často současně vyskytují asociované reakce, které doprovází volní pohyb, ale dochází k nim v jiných svalových segmentech, než jsou zapojeny do volního pohybu. Nejčastěji dochází k mimovolní flexi v lokti například při chůzi. (Štětkářová, Ehler & Jech, 2012)

### **Vyšetření spasticity**

Při vyšetření spasticity hodnotíme aspekci držení těla a základní motorické dovednosti. Palpačně zhodnotíme svalový tonus a vyšetříme pasivní pohyby v kloubech. Vyšetřujeme hluboké šlachové reflexy, kde u spastického syndromu zjišťujeme hyperreflexii a rozšíření zóny výbavnosti. Naopak exteroceptivní reflexy (např. břišní) bývají oslabené nebo nejsou vůbec výbavné. Dále vyšetřujeme pyramidové jevy – zánikové a iritační. U rozvinutého spastického syndromu dochází k patologickému držení těla z důvodu zvýšení svalového tonu pod místem přerušení pyramidové dráhy. Bývá postížena také schopnost aktivního pohybu, potom hovoříme o paréze, kterou podle závažnosti můžeme dělit na lehkou, střední a těžkou. Úplnou poruchu hybnosti označujeme jako plegii. (Kaňovský, Bareš & Dufek, 2004)

### **Kvantifikační hodnocení spasticity pomocí škál**

K hodnocení míry spasticity potřebujeme objektivní vyšetření. Existuje několik klinicky hodnotících škál. Fyzikální a biochemické metody se používají jen velmi ojediněle. Mezi nejpoužívanější hodnotící škály patří Ashworthova škála, modifikovaná Ashworthova škála a Tardieuova škála. Všechny hodnotící škály vychází z klinického vyšetření, kdy základním parametrem je kvantifikace odporu, který je kladen spastickým svalem pasivně provedenému pohybu.

Ashworthova škála rozlišuje stupně 0-4, používá se ke kvantifikaci svalového tonu v klinické praxi nejčastěji. Vyšetřující osoba provede pasivní protažení během 1 sekundy a hodnotí vždy jen první pokus. Používá se k testování hypertonu v lokti, zápěstí, prstech a u dolní končetiny pro testování flexorů bérce a lýtkových svalů. Obvykle se využívá její modifikovaná stupnice dle Bohanna a Smithe, která zvyšuje senzitivitu tím, že je přidán stupeň 1+, který značí mírné zvýšení svalového tonu s náhlým zvýšením odporu již v první polovině rozsahu pohybu.

Tardieuova škála je přesnější a liší se tím, že se vyšetření provádí v různých rychlostech, což umožní oddělení komponenty neurální a biomechanické. Byla vytvořena i modifikovaná Tardieuova škála, která používá standartní metody k vybavení napínacího

reflexu, ale hodnotí i úhel, ve kterém dojde ke kontrakci svalu. K hodnocení se používají 3 rychlosti protažení svalu, přičemž se postupuje od nejpomalejší k rychlejší. (Štětkářová, Ehler & Jech, 2012)

### **Léčba spasticity**

Léčba spasticity vyžaduje multidisciplinární přístup a zvolení reálných cílů, kterých má být individuálně u každého pacienta dosaženo. (Štětkářová, Ehler & Jech, 2012)

Nejčastěji se při léčbě spasticity využívá systémová farmakologická léčba. Mechanismus účinku léků, které se používají k léčbě spasticity není dosud zcela objasněn. Většina léků ovlivňuje funkci neurotransmiterů nebo neuromodulačních látek v centrálním nervovém systému posílením excitace nebo inhibice. V léčbě je možné využít chirurgické metody, které jsou indikovány až v situaci, kdy pacient nereaguje na konzervativní léčbu nebo se objevuje velké množství vedlejších účinků léků. V neposlední řadě se ke zmírnění spasticity využívají také intramuskulární injekce botulotoxinu. Nezastupitelné místo při léčbě spasticity má fyzioterapie, která zajišťuje soubor opatření jejichž cílem je zlepšení zdravotního stavu pacienta a jeho resocializace. (Kaňovský, Bareš & Dufek, 2004)

#### **2.2.2 Paréza**

Paréza je negativním projevem syndromu centrálního motoneuronu, který pacienta většinou omezuje nejvíce. Jedná se o snížení svalové síly, které může kolísat od lehké parézy až do obrazu úplné plegie. To nastává především kvůli ko-kontrakcím, které se vyskytují hlavně při aktivních pohybech. Další složkou, která souvisí s parézou svalu, je jeho zkrácení. Zkrácený sval už nemá schopnost se dále kontrahovat i přesto, že má zachovanou inervaci. (Štětkářová, Ehler & Jech, 2012)

Paréza svalů se může vyskytovat mimo centrální obrnu také jako následek periferní obrny, která vzniká při poškození periferních nervů, nervových pletení, kořenů a předních rohů míšních. Diagnostika periferní obrny se stanoví na základě neurologického vyšetření, elektromyografie a I/t křivky (I/t křivka hodnotí dráždivost svalu). Terapie zahrnuje preventivní opatření (zabránění rozvinutí sekundárních strukturálních změn v denervovaném svalu), fyzioterapeutické metody – analytické cvičení, propioceptivní neuromuskulární facilitaci, Vojtovu metodu, senzoricou

stimulaci, ergoterapii a u této diagnózy velmi významnou fyzikální terapii, která spočívá v zabránění fibroblastické přeměně denervovaného svalu. (Kolář et al., 2009)

### **2.2.3 Zkrácení svalu**

Omezený rozsah nesouvisí pouze se zvýšením svalového tonu, ale i se změnou viskoelasticity v okolních tkáních, jako jsou vazy, šlachy a svalová tkáň. Pokud je sval v paréze, tak dochází k jeho atrofizaci a jeho zkrácené délce se přizpůsobí i okolní měkké tkáně. Pokud je sval zkrácený dlouhodobě, dojde k jeho kontraktuře, kterou už nelze ani pasivně protáhnout. U pacientů se doporučuje alespoň 2 hodiny denně věnovat protahování svalů (i s využitím dlah). V pokročilém stádiu je vhodné zvážení chirurgické rekonstrukční operace. Pokud tyto změny postupně progredují, mohou vést ke vzniku kloubních deformit a v některých případech se může objevit až odvápnění kostí. Z funkčního hlediska je u pacientů problém s osobní hygienou, nastává problém s polohováním, přesuny a zvyšuje se riziko vzniku dekubitů. (Štětkářová, Ehler & Jech, 2012)

### **2.2.4 Nejčastější onemocnění centrálního motoneuronu**

#### **2.2.4.1 Cévní mozková příhoda**

Cévní mozková příhoda postihuje především mozek, ve výjimečných případech také míchu. Příčinou tohoto onemocnění je nejčastěji ischemie nebo hemoragie do mozkové nebo míšní tkáně nebo mezi mozkové obaly. Světová zdravotnická organizace definuje cévní mozkovou příhodu jako rychle se rozvíjející příznaky ložiskového poškození mozku, které přetrvávají déle než 24 hodin nebo vedoucí ke smrti nemocného, která nemá jinou zjevnou příčinu než cévní onemocnění mozku. (Kaňovský & Herzig, 2007)

Cévní mozkové příhody jsou třetí nejčastější příčinou úmrtí ve vyspělých zemích za kardiovaskulárními chorobami a zhoubnými novotvarami. Z celkového počtu nemocných asi třetina zemře do jednoho roku a polovina z nich je významně handicapována a bývá odkázána na trvalou péči.

Neurony jsou významně závislé na přívodu glukózy a kyslíku, který zajišťuje plynulý a konstantní průtok krve mozkem. Mozková perfuze musí rychle reagovat na metabolické nároky jednotlivých částí mozku. Optimální perfuze mozku se pohybuje

mezi 50–60 ml/100 g/min, pokud klesne pod tuto hranici, tak dojde ke spuštění kompenzačních mechanismů – vazodilataci arteriol a zvýšené extrakci kyslíku krve. Tyto mechanismy jsou schopny udržet funkci neuronů, pokud perfuze neklesne pod 20 ml/100 g/min, potom dochází ke klinickým projevům.

### **Rizikové faktory**

Rizikové faktory dělíme na ovlivnitelné a neovlivnitelné faktory. Mezi neovlivnitelné patří věk, pohlaví, rasa, genetická zátěž, geografické a klimatické vlivy. K ovlivnitelným patří především životní styl. (Kaňovský & Herzig, 2007)

Hlavním rizikovým faktorem cévní mozkové příhody je hypertenze. Mezi další patří hypertrofie levé síně, arteriální fibrilace, diabetes mellitus a kouření. Starší lidé by se měli vyhýbat chladu. U mužů může být rizikem nízká porodní váha. Pro jedince středního věku je rizikem zvýšený hematokrit nebo množství fibrinogenu. (Fawcus, 2000)

### **Klinické projevy**

Klinické projevy cévní mozkové příhody jsou určeny velikostí, lokalizací a rozsahem léze od nepatrných, kdy u pacientů nedojde vůbec ke ztrátě volní pohyblivosti, až po velmi těžké, u kterých je možnost pohybu značně omezena nebo pohyb nejsou vůbec schopni provést. (Marquez-Chin, Bagher, Zivanovic & Popovic, 2017)

Projevy závisí také na stavu kompenzačních mechanismů. Je známo několik obecných varovných příznaků mozkové příhody, které by měly vést rychlému rozpoznání a transportu do nemocnice. Řadíme mezi ně: slabost a ochrnutí jedné strany těla, ztráta citlivosti nebo brnění na stejné polovině, náhlé rozostření zraku, popřípadě výpadek poloviny zorného pole. Dále se může u někoho objevovat ztráta chápání nebo schopnost mluvit, silná bolest hlavy, ztráta rovnováhy, vědomí. V ojedinělých případech může dojít i ke křečovitému záchvatu.

Důležitým faktorem je lokalizace ischemie, které následně odpovídají i klinické projevy. Nejčastěji dochází k postižení a. cerebri media, jejímž klinickým projevem bývá porucha kontralaterální poloviny těla, kdy jsou více postiženy horní končetiny, a to zejména akra, objevuje se slabost a necitlivost kontralaterální horní končetiny. Bývá často spojena s centrálním postižením n. facialis (někdy i n.hypoglossus), slabost a necitlivost

kontralaterální horní končetiny. Pokud dojde k postižení nedominantní hemisféry, dochází k „neglect syndromu“. (Kaňovský & Herzig, 2007)

Postižení horní končetiny je u pacientů po CMP funkčně velmi významné a způsobuje jim velké omezení při běžných denních aktivitách. Nejsou schopni provádět izolované pohyby horní končetiny. K největšímu zlepšení funkce horní končetiny dochází první tři měsíce po proběhlé CMP, ale může pokračovat po dobu až šesti měsíců. (Karakuş et al., 2013)

Dále může být postižena a. cerebri anterior, kdy z klinických projevů převažuje postižení kontralaterální dolní končetiny. Při postižení a. cerebri posterior převažují potíže se zrakem.

Hemiparéza většinou postupuje přes „pseudochabé stádium“, kdy dochází ke snížení svalového tonu a hyporeflexii, a poté přechází do spasticity s typickým Wernicke-Mannovým držením horní i dolní končetiny, kdy dochází k flekčně addukčnímu postavení horní končetiny a extenčnímu postavení dolní končetiny s plantární flexí. (Kaňovský & Herzig, 2007)

U hemiparetických pacientů se často objevuje patologie, která se označuje jako „drop foot“ syndrom, kdy dochází k nedostatečné aktivaci svalů, které provádí dorzální flexi hlezna a převažuje spasticita lýtkových svalů. Neschopnost provést dorzální flexi vede k „tažení“ nohy po podložce a následnému vytvoření kompenzačního mechanismu chůze. (Byrne, O’Keeffe, Donnelly, & Lyons, 2007)

Cévní mozkové příhody můžeme rozdělit dle průběhu na tranzitorní ischemickou ataku (TIA), reverzibilní ischemický neurologický deficit (RIND), progredující a dokončenou cévní mozkovou příhodu.

Tranzitorní ischemická ataka je náhle vzniklá ataka, jejíž symptomatologie odezní během 24 hodin. Není to cévní mozková příhoda, ale považuje se za významný rizikový faktor a varovný signál kardiovaskulárního onemocnění a závažnější cévní mozkové příhody.

Reverzibilní ischemický neurologický deficit vzniká také akutně, ale trvá déle než 24 hodin, symptomatologie odeznívá v průběhu 14 dnů až tří týdnů.

Progredující cévní mozkové příhody jsou méně časté, neurologická symptomatika se postupně rozvíjí a zhoršuje se během 24 hodin.

Dokončená cévní mozková příhoda je charakteristická akutně vzniklým těžkým ireverzibilním výpadkem mozkové funkce, u kterého je možné částečné zlepšení po určité době. (Kaňovský & Herzig, 2007)

#### **2.2.4.2 Roztroušená skleróza mozkomíšní**

Roztroušená skleróza je chronické onemocnění centrálního nervového systému, které se řadí mezi autoimunitní onemocnění, vedoucí k destrukci myelinu a ztrátě axonů. Často bývají postiženi lidé mladého věku a jsou postupně invalidizováni.

#### **Etiologie**

Etiologie je dosud neznámá. Onemocnění se vyskytuje častěji u bílé rasy, roli hraje také geografická poloha, genetická predispozice a sexuální hormony. Roztroušená skleróza postihuje asi 0,1 % populace, nejčastěji k jejím projevům dochází ve věku 20-40 let a je častější u žen.

V mozku dochází ke vzniku mnohočetných zánětlivých ložisek mozku a míchy, které vznikají jako důsledek reakce autoagresivních klonů T-lymfocytů proti antigenům myelinu. U predisponovaných jedinců dochází k aktivaci a proliferaci T-lymfocytů v uzlinách. Tyto lymfocyty vyhledají svůj cílový orgán – myelin a začnou ho destruovat (zejména myelinový bazický protein). Aktivované T-lymfocyty produkují zánětlivé cytokiny a prochází přes porušenou hematoencefalickou bariéru do CNS, kde aktivují makrofágy a mikroglia, které produkují další protizánětlivé cytokiny a volné radikály, které se podílí na destrukci myelinu. (Kaňovský & Herzig, 2007)

Pro určení diagnózy RS je důležitý vývoj a charakter klinického obrazu, stěžejní pro diagnostiku je ale magnetická rezonance mozku a míchy, vyšetření mozkomíšního moku a vyšetření evokovaných potenciálů. (Kolář et al., 2009)

#### **Formy RS**

Rozlišujeme několik forem roztroušené sklerózy mozkomíšní. Nejčastější formou je relabující remitující forma, která se objevuje asi u 85 % jedinců s RS. Typické pro tuto formu je střídání atak a remisí. Při první atace zpravidla dochází k plné remisi příznaků. Pokud remise není úplná, dochází k nárůstu neurologického deficitu a postupně se

zkracuje interval mezi jednotlivými atakami, tato forma označuje jako relabující progredující. Asi polovina pacientů během deseti let od první ataky přejdou do stadia sekundární chronické progrese, které je charakteristické pozvolným nárůstem neurologické symptomatiky bez atak.

Další formou je primárně progresivní, která postihuje asi 15 % případů RS. Od začátku dochází k pozvolnému nárůstu neurologické symptomatiky. Je častější u mužů a začíná v pozdějším věku. Typickým projevem je spastická paraparéza dolních končetin spolu se sfinkterovými poruchami. Nejzávažnější je tzv. Marburgova forma, která vede k těžké invaliditě až smrti během dvou let. (Kaňovský & Herzig, 2007)

U většiny pacientů dochází zpočátku onemocnění ke střídání atak a remisí a postupně u deletrvajícího onemocnění se začíná objevovat spíše chronicky progresivní průběh, kdy dochází k postupnému nárůstu invalidity. (Kolář et al., 2009)

### **Klinické projevy**

Klinický obraz závisí především na lokalizaci zánětlivých ložisek v CNS. Mezi nejčastější příznaky patří optická – retrobulbární neuritida, senzitivní, motorické, iritační a zánikové příznaky, přechodné parestezie či hypestezie, svalová hypertonie, poruchy sfinkterů a různý stupeň spastické parézy, která postihuje zejména dolní končetiny.

Mezi další časté příznaky patří poškození mozečku, někdy v kombinaci s příznaky vestibulárními. Až polovina pacientů má potíže s vertigem a poruchami rovnováhy. Dále může dojít k postižení v oblasti mozkového kmene, což se projeví poruchou některého hlavového nervu. U některých jedinců mohou toto onemocnění doprovázet dysfagie, dysartrie nebo dysfonie, poruchy autonomního nervového systému, kognitivní a afektivní poruchy, deprese, euforie, únava či bolest. (Kaňovský & Herzig, 2007)

Míra postižení jedince s RS se nejčastěji hodnotí pomocí tzv. Kurtzkeho škály, která má 10 stupňů a hodnotí pohybové možnosti pacienta. Tvoří ji 8 funkčních systémů: pyramidový, mozečkový, kmenový, sfinkterový, senzitivní, zrakový, mentální a ostatní. Každý systém se hodnotí zvlášť a postižení v jednotlivých systémech pak hodnotíme jedním výsledným číslem. (Kolář et al., 2009)

Jedním z nejvýraznějších symptomů, který pacienty nejvíce obtěžuje, je porucha chůze, která se týká 75-90 % pacientů s RS. Problémy s chůzí se mohou vyskytovat již

od časných stádií onemocnění, ale většinou dochází k jejich postupnému zhoršování v průběhu onemocnění. (Novotná & Konvalinková, 2017)

Obtíže s chůzí pacienti omezují při provádění běžných denních aktivit a snižují kvalitu jejich života. Jsou často odkázáni na ergoterapeutické pomůcky, které jim pomáhají při chůzi nebo v pozdější fázi na invalidní vozík. (Barrett, Mann, Taylor & Strike, 2009)

### **2.2.4.3 Poranění mozku a míchy**

Poranění se definuje jako náhlé fyzické poškození mechanickou, chemickou, tepelnou a jinou energií, která svým rozsahem překračuje odolnost těla. Mezi nejčastější příčiny patří úrazy v dopravě, pracovní úrazy, úrazy při sportu, v domácnosti nebo násilím jiné osoby. Jsou nejčastější příčinou invalidity a smrti dětí a mladistvých.

Kraniocerebrální traumata mohou být spojena s poškozením lebky, mozkové tkáně, intracerebrálním krvácením nebo s edémem mozku. (Kaňovský & Herzig, 2007)

Kraniocerebrální traumata se dělí na primární a sekundární. Primární vznikají v souvislosti s traumatem a patří sem zlomeniny lebky, kontuze mozku, hematomy intracerebrální a extracerebrální, poškození mozkové tkáně. Sekundární traumata vznikají až určitou dobu po vzniklém traumatu.

Kraniocerebrální traumata se dělí dle závažnosti na lehká, střední a těžká traumata. U lehkých traumat dochází ke krátkodobé poruše vědomí a jedinec nemá žádné trvalé následky. Středně těžká traumata jsou doprovázena bezvědomím, které trvá několik minut až hodiny a dochází při něm ke zhmoždění mozku či rozvoji hematomu. Problémy mohou přetrvávat i několik měsíců, ale téměř vždy dojde k úplné úpravě stavu. Těžká traumata jsou spojena s dlouhým bezvědomím v řádu dnů, týdnů až měsíců, dochází ke kontuzi, hematomu nebo difuznímu axonálnímu poranění a většinou přetrvávají trvalé následky. (Kolář et al., 2009)

Poranění míchy je traumatická událost, která vede k senzitivnímu, motorickému, někdy i autonomnímu deficitu a je závislá na lokalizaci léze. Jednou z nejzávažnějších komplikací zranění je svalová atrofie. Největším cílem terapie u inkompletních míšních lézí je zlepšení chůze, která bývá postižena syndromem padající špičky. Kvůli nadměrné



plantární flexi dochází k omezení flexe v kolenu, kyčli a everzi v hlezenním kloubu. (Bergmann, Alvela, Eelmäe, Vahtrik & Gapeyeva, 2016)

### 2.3 Chůze

Chůze je základním způsobem lidské lokomoce. Chůzi můžeme rozdělit na tři části: zahajovací fáze, cyklická fáze a fáze ukončení. Během cyklické fáze dochází k opakovaným pohybům, které popisujeme v rámci krokového cyklu. Jako krok se označuje vzdálenost mezi místem dopadu pravé a levé paty, dvojkrok je potom vzdálenost mezi místy dopadu paty jedné dolní končetiny. Krokový cyklus rozdělujeme na dvě hlavní fáze: opornou a švihovou, které jsou dále rozčleněny na jednotlivá období.

Oporná fáze (Stance Phase) začíná kontaktem paty (Heel Strike, Initial Contact), následuje období postupného zatěžování (Loading Response), které přechází do položení celé plosky (Foot Flat). Po něm následuje období střední opory (MidStance), které končí odlepením paty (Heel Off). Následuje důležité období aktivního odrazu (Active Propulsion, Terminal Stance), které je významné zejména pro dopředný pohyb. Oporná fáze končí pasivním odlepením plosky (Preswing) a zvednutím špičky (Toe Off) a krokový cyklus dále plynule přechází ve švihovou fázi.

Švihová fáze (Swing Phase) se rozděluje na období zahájení švihu (Initial Swing), období středního švihu (MidSwing) a ukončení švihu (Terminal Swing). (Vařeka & Vařeková 2009)

Během období střední opory (MidStance) tibie není ve vertikále, ale je mírně nakloněná dopředu a zůstává téměř na místě, ale femur pokračuje dopředu. Ve fázi aktivního odrazu (Terminal Stance) jsou už femur i tibie nakloněny dopředu stejně. Při aktivním odrazu je hlezno je pevně fixováno v plantární flexi. Ale svaly, které provádí dorzální flexi se také aktivují a dochází k jejich izometrické kontrakci. Plantární flexe začíná během pasivního odlepení (PreSwing), když se noha začíná odlepovat a druhá noha je v kontaktu s podložkou.

Během oporné fáze hmotnost těla působí silou na podložku a dle třetího Newtonova zákona vyvolá stejně velkou sílu působící opačně. Tato síla se nazývá reakční síla podložky. Ve druhé polovině oporné fáze se femur naklopí dopředu a umožňuje díky reakční síle země současně extendovat koleno i kyčel a stabilizovat oba klouby bez

aktivity svalů pro extenzi kolene a kyčle. Stabilita kloubů dolní končetiny je základem pro bezpečnou a efektivní opornou fázi. Důležitý je také dostatečný rozsah pohybu v kolenním i kyčelním kloubu k dosažení dostatečné délky kroku kontralaterální dolní končetiny. (Scotland, 2009)

### **2.3.1 Změny chůze u pacientů s poruchou centrálního motoneuronu**

Chůze u hemiplegických pacientů se odlišuje od běžné chůze výrazným zpomalením. U postižené dolní končetiny dochází k prodloužení švihové fáze, redukcí opěrné fáze a následkem toho dochází u zdravé dolní končetiny ke zkrácení švihové fáze a prodloužení fáze opěrné. (Kesikburun, Yavuz, Güzelküçük, Yaşar, & Balaban, 2017)

Téměř 80 % pacientů po CMP není schopno samostatné a nezávislé chůze. Zvyšuje se u nich riziko pádů, zhoršuje se rovnováha a omezuje se pohyblivost. Zlepšení chůze je u těchto pacientů jedním z hlavních cílů rehabilitace. (Sharif, Ghulam, Malik & Saeed, 2017)

Po cévní mozkové příhodě dochází k typickým změnám ve svalech dolní končetiny. Lýtkové svaly a m. quadriceps femoris jsou spastické a m. tibialis anterior a hamstringy jsou paretické. (Lyons, Sinkjær, Burridge & Wilcox, 2002)

U pacientů po CMP často převládá držení nohy v plantární flexi, a to nejen při švihové fázi, ale také v oporné fázi. Je to způsobeno zvýšením svalového tonu plantárních flexorů nebo jejich kontrakturami. Trvalá plantární flexe ve stoji brání dopřednému pohybu tibie, takže koleno je umístěno více vzadu než u zdravého jedince. Dalším důsledkem stálé plantární flexe je nedostatečné zatížení paty. Reakční síla země působí během opěrné fáze na zejména na předonoží a nedochází k postupnému přesunu od paty k palci, tím pádem se dostává dál před koleno než u zdravého. Často dochází k hyperextenzi kolene, to je v této pozici velmi stabilní a počáteční flexe kolene na konci stojné fáze je velmi náročná. Hyperextenze kolene se po CMP vyskytuje velmi často, pokud by se ignorovala, tak by došlo ke zhoršení laxicity vaziva kolene bylo by nestabilní. (Scotland, 2009)

Chůze po cévní mozkové příhodě je charakteristická několika změnami. Typicky dochází ke zkrácení délky kroku, snížení rychlosti při švihové fázi, pokles svalové síly a omezení rozsahu pohybu postižené dolní končetiny. Dochází ke snížení flexe

v kolenním kloubu během švihové fáze u obou dolních končetin. Ačkoliv dochází k postižení všech kloubů dolní končetiny, tak zranitelnějším kloubem je kolenní kloub. Dochází ke snížení až vymizení možnosti flexe v kolenním kloubu během švihové fáze, chůzi potom označujeme jako „stiff-knee gait“.

Přes kolenní kloub probíhají svaly, které zodpovídají za pohyb v kloubu. Mezi nejdůležitější se řadí m. rectus femoris, mm. gastrocnemii a m. biceps femoris. U zdravých jedinců m. biceps femoris spolu s gastrocnemii přispívají k flexi kolene během švihové fáze a m. rectus femoris naopak zabraňuje nadměrné flexi. U jedinců, kteří prodělali cévní mozkovou příhodu jsou funkce těchto svalů sporné. Dochází k nadměrné aktivaci m. rectus femoris, což je často považováno jak primární příčina ztuhlého kolene. Dále dochází ke snížení kontrakce m. gastrocnemius během období pasivního odlepení (PreSwing) a při počáteční fázi flexe kolene během švihové fáze. Dochází také k oslabení m. biceps femoris, což souvisí s omezenou flexí kolene. (Wang, Li, Yue, Yin, & Wei, 2017)

### **2.3.2 Syndrom padající špičky (Drop foot syndrom)**

Syndrom padající špičky znamená neschopnost pacienta provést dorzální flexi při švihové fázi během krokového cyklu. Dochází i ke snížení rozsahu pohybu kolenního kloubu do flexe a ztrátě schopnosti odrazu od podložky. To všechno doprovází určitý stupeň spasticity lýtkových svalů. (Lyons, Sinkjær, Burridge & Wilcox, 2002)

Tento stav je charakteristický tím, že pacient při chůzi táhne špičku nohy po zemi, protože není schopen provést dorzální flexi. Pokud je noha při švihové fázi v plantární flexi, musí dojít k zapojení náhradního mechanismu, kdy pacient musí zvedat kolena výš než při běžné chůzi, aby nezakopával o vlastní špičku. Tato změna stereotypu chůze ovšem významně snižuje bezpečnost a efektivnost chůze, omezuje mobilitu, zvyšuje se riziko pádu a výrazně se zvyšuje energetický výdej během chůze.

Dochází ke změnám i při oporné fázi chůze, kdy je narušena její úvodní část – kontakt paty (Heel Strike). Mají problém i s odrazem nohy, nejsou schopni odlepit nohu od podložky kvůli slabosti plantárních flexorů. Tuto funkci musí převzít flexory kyčelního kloubu a vyvinout mnohem větší úsilí než při běžné chůzi zdravého jedince. (Bergmann, Alvela, Eelmäe, Vahtrik & Gapeyeva, 2016; Cameron, 2010)

Tento syndrom spojený s hemiparetickou chůzí se vyskytuje až u 20 % pacientů. Je způsoben částečně parézou anterolaterální svalové skupiny bérce a patologickou aktivitou lýtkového svalstva. Chůze pacientů po CMP je typická svým zpomalením, nevykonností, je nestabilní a asymetrická. Je pro ně náročné chodit nerovným terénem s překážkami, na které reagují zkrácením kroku, popřípadě zakopnutím nebo nekoordinovým pohybem, po kterém následuje pád. (Jeníček, Drábová, Janatová, Vítězník & Švestková, 2018)

### **Příčiny vzniku**

Drop foot syndrom je způsoben poruchou v oblasti nervového systému, která zabezpečuje dorzální flexi hlezna. Může být způsobena centrální nebo periferní obrnou a vyskytuje se u pacientů se širokou škálou neurologických onemocnění, především u cévní mozkové příhody, roztroušené sklerózy mozkomíšni, poranění mozku a míchy, dětské mozkové obrny a periferní neuropatie. (Cameron, 2010)

### **2.3.3 Využití ortéz**

Ortézy obecně dělíme dle mnoha kritérií (způsobu výroby, materiálu, účelu, funkce, konstrukce nebo lokalizace na těle). Ortézy jsou vyráběné sériově, což se používá většinou k okamžitému řešení akutního stavu, vyrábí se ve standardních typizovaných velikostech. Individuální ortézy mají velkou výhodu v přizpůsobení aktuálnímu nálezu a stavu pacienta, nevýhodou je ale finanční i časová náročnost na výrobu. (Kolář et al., 2009)

### **Hlezenní ortéza – Ankle foot orthosis (AFO)**

Pacienti se syndromem přepadávající špičky jsou standardně vybavováni různými typy peroneálních ortéz (Obrázek 1), které pasivně drží během švihové fáze hlezenní kloub v neutrální pozici a v oporné fázi podporují jeho stabilizaci. Nejčastěji se využívá ortéza ankle foot (AFO) Je to plastová ortéza, která se vsouvá pod chodidlo a za patu a řeší ztrátu možnosti aktivní dorzální flexe a provádí ji pasivně. Nepodporuje zbytkovou či navracející se dynamickou funkci.

Je to jednoduchá, levná pomůcka, která se může použít u všech pacientů s drop foot syndromem bez ohledu na jeho etiologii. Je to pouze pasivní podpora, takže nepodporuje aktivní použití zbylých částí svalů, které tento pohyb provádí a dochází k omezení rozsahu pohybu v kotníku. Při dlouhodobějším užívání může mít negativní efekt na

nervosvalovou kontrolu a na biomechaniku svalů. Pro mnoho pacientů je nepohodlná a pokud jim přesně nepasuje, tak může způsobovat otlaky a poškození měkkých tkání. Alternativou ortézy je využití funkční elektrické stimulace, která zajišťuje aktivní provedení pohybu. (Cameron,2010; Jeníček, Drábová, Janatová, Vítězník & Švestková, 2018; Nolan, Yarossi & Mclaughlin, 2012; Prenton, Hollands & Kenney, 2016)



Obrázek 1. Běžná hlezenní ortéza (Cameron, 2010)

AFO slouží ke zlepšení chůze a zvýšení bezpečnosti pacienta. Chůze s ortézou je rychlejší a dochází k minimalizaci odchylek oproti chůzi zdravých jedinců. Při chůzi s ortézou se výrazně zvyšuje doba stojné fáze postižené dolní končetiny i délka kroku. Při chůzi také dochází k větší dorzální flexi při kontaktu paty a během období střední opory. (Kesikburun, Yavuz, Güzelküçük, Yaşar, & Balaban, 2017)

#### **2.4 Elektrostimulace u pacientů s centrální obrnou**

Fyzikální terapií se u pacientů s poruchou centrálního motoneuronu snažíme ovlivňovat především spasticitu, a to pomocí elektroterapie spastických svalů, elektrogymnastiky antagonistů spastických svalů nebo pomocí tzv. „spřažených“ impulzů, které kombinují stimulaci agonistů i antagonistů. Spřažené impulzy se použijí ve třech různých variantách zapojení (podle Hufschmidta, Jantsche nebo Edela). Každý z těchto proudů má své výhody a nevýhody. (Poděbradský & Vařeka, 1998a)

#### **Rozdíl mezi fyziologickou a elektrickým impulzem vyvolanou kontrakcí**

Svalová kontrakce vyvolaná jedním elektrickým impulzem je podobná fyziologické volní svalové kontrakci. U fyziologické kontrakce dochází vždy k postupnému zapojení motorických jednotek (asynchronní zapojení) a může být stupňována od minimální síly

až po maximální. Kontrakce vyvolaná pomocí elektrického impulzu způsobí zapojení všech podrážděných motorických jednotek současně (synchronní zapojení) a nemůže se stupňovat, nebo jen velmi nedokonale. Tato kontrakce je pro organismus náročnější a způsobuje únavu rychleji než fyziologická kontrakce. Kontrakci vyvolanou elektrickým impulzem můžeme nahradit fázický pohyb, ale nedá se využít u posturálních svalů, kde velmi záleží na přesném vyvážení sil jednotlivých svalů. Impulz zajistí vznik akčního potenciálu a následně dojde ke svalové kontrakci. Při fyziologické kontrakci vznik akčního potenciálu zajišťuje centrální nervový systém. (Pfeiffer, 1976; Pfeiffer & Votava, 1983; Sharif, Ghulam, Malik & Saeed, 2017)

#### **2.4.1 Elektroterapie spastických svalů**

Poprvé byla popsána Leem v roce 1950, který používal na spastické svaly kontinuální nízkofrekvenční terapii v nadprahově motorické intenzitě. Cílem terapie je přímý útlum spastického svalu pomocí podráždění Golgiho šlachových tělísek, a naopak facilitace jeho antagonisty s využitím principu reciproční inervace.

#### **2.4.2 Elektrogymnastika paretických svalů**

K elektrogymnastice se používají nízkofrekvenční proudy o frekvenci 50 Hz s různou délkou impulzu (0,2-2 ms) v intenzitě nadprahově motorické. Účinek je vysvětlován pomocí principu reciproční inervace. (Poděbradský & Vařeka, 1998)

#### **2.4.3 Spastické stimulační**

##### **Varianta zapojení dle Hufschmidta**

Hufschmidt využil principu reciproční inervace. Při protažení svalu dochází k podráždění svalových vřetének a jejich senzitivní vlákna působí facilitačně na motoneurony tohoto svalu a inhibičně na motoneurony jeho antagonistů. Při svalové kontrakci dojde naopak k vymizení senzitivních impulzů ze svalových vřetének, ale dojde k podráždění senzitivních zakončení Golgiho orgánu, které na míšní úrovni způsobí inhibici motoneuronů agonisty a facilitaci motoneuronu jeho antagonisty. Hufschmidt se snažil pomocí vhodně umístěných elektrod napodobit fyziologickou svalovou kontrakci a zlepšit tak u pacientů aktivní volní hybnost. (Pfeiffer. 1976)

Stimulace se provádí bipolárně pomocí dvou elektrod na jednotlivé dvojice svalů, které jsou pro daný pohyb antagonisté. Používáme tedy dva proudové okruhy (čtyři

elektrody). Nejdříve se stimuluje spastický sval (agonista) pravoúhlým impulzem o délce 0,2-0,5 ms, frekvenci 0,7-1 Hz a napětí 700 V. Následuje stimulace antagonisty stejným impulzem se spožděním 100-300 ms. Po stimulaci ve druhém okruhu následuje vteřinová pauza (Poděbradský & Vařeka, 1998b)

Hufschmidt vytvořil několik stimulačních schémat, ale zdůrazňuje individuální přístup u každého pacienta. Obecně lze říci, že stimulovat se začíná od svalstva trupu a potom se postupně pokračuje distálně na akrální skupiny. Může se také využít zkříženého extenzorového reflexu, kdy na jedné straně se stimulují extenzorové a na druhé flexorové skupiny.

Stimulace jednoho páru trvá 10-30 minut a jedno sezení by nemělo přesáhnout hodinu. Efekt po první stimulaci přetrvává asi 6-12 hodin, při denním opakování stimulace se tento interval postupně prodlužuje. Výsledkem stimulace je tedy snížení spasticity v daném segmentu. Po stimulaci je vhodné zařadit další individuální cvičení. (Pfeiffer, 1976)

#### **Varianta zapojení dle Jatsche**

Princip terapie je podobný jako zapojení dle Hufschmidta. Aplikujeme dva okruhy na dvojici antagonistických svalů. První okruh se opět aplikuje na spastický nebo spasticitou ohrožený sval. V prvním okruhu je impulz o délce 100–300 ms a ve druhém okruhu je série impulzů dlouhých 0,1 – 0,3 ms, jejich frekvence je 50 Hz a délka série impulzů trvá 1–5 sekund. Intenzita v obou okruzích je nadprahově motorická.

Doba jedné aplikace je 15 minut. Tato terapie by se měla provádět ob den po dobu šesti týdnů. (Poděbradský & Vařeka, 1998b)

Nevýhodou je, že toto zapojení nemůžeme pouštět ze všech přístrojů, které jsou běžně užívány ve fyzioterapeutické praxi. Zapojení dle Jantsche je možné pouštět pouze z novější přístrojů firmy BTL. (Urban, J., osobní sdělení, 3. 5. 2017)

#### **Varianta zapojení dle Edela**

Zapojení dle Edela je specifické tím, že využíváme čtyřokruhové aplikace pomocí osmi elektrod, na což potřebujeme speciální přístrojové vybavení. Pro toto zapojení se používají schémata zapojení dle Edela, kdy jeden z příkladů je: uložení elektrod prvního okruhu na m. biceps brachii, druhý okruh na m. triceps brachii, třetí okruh na flexory

prstů a poslední okruh na extenzory ruky a prstů. Opět zde platí, že první okruh klademe na spastický nebo spasticitou ohrožený sval a druhý okruh na jeho antagonistu.

Svaly prvního (a třetího) okruhu jsou drážděny impulzy o délce 0,3 ms a frekvence je asi 0,16 Hz. Svaly druhého (a čtvrtého) okruhu jsou drážděny pomocí série impulzů o délce 0,1 ms, frekvenci 30 Hz a doba trvání série je 1950 ms.

U zapojení dle Edela pracujeme také se zpožděním stimulace oproti prvnímu okruhu, a to u druhého okruhu o 50 ms, u třetího okruhu o 2050 ms oproti prvnímu okruhu a u posledního okruhu o 2100 ms. Další stimulace prvního okruhu následuje se zpožděním 6100 ms od předchozí stimulace tohoto svalu.

Subjektivní intenzita je nadprahově motorická. Jedna aplikace trvá 15 minut, měla by se provádět ob den po dobu 4-6 týdnů. (Poděbradský & Vařeka, 1998b)

## **2.5 Funkční elektrická stimulace (FES)**

Přístroje pro funkční elektrickou stimulaci můžeme charakterizovat jako aktivní dlahu. Využívá se u paretických svalů, kdy pacient sám není schopen provést aktivní kontrakci. Kromě této „ortotické“ funkce má také facilitační účinek. Pro vybavení kontrakce je nutné, aby byla zachována motorická nervová vlákna, z kterých se podráždění přenáší na nervosvalovou ploténku a následně dojde k podráždění svalových vláken. Z tohoto důvodu nelze stimulovat svaly, které mají přerušovaný periferní nerv. U takových pacientů používáme k terapii selektivní stimulace pomocí jiných typů proudů. (Pfeiffer & Votava, 1983)

Ke stimulaci se používá série impulzů s frekvencí 30-100 Hz, která je dostačující k vyvolání hladkého tetanu. Jednotlivé impulzy jsou pravoúhlé a trvají 0,1-1 ms, tyto impulzy dráždí motorická nervová vlákna, ale nedochází k pálení ani pocitu bolesti. Ke stimulaci se používají buď povrchové nebo implantované elektrody. Povrchovými elektrodami lze vyvolat motorickou odpověď podrážděním nervového kmene (v místě, kde je uložen blízko pod kůží), nebo v motorickém bodě jednotlivých svalů. Výhodnější je stimulace nervových kmenů, kontrakce je totiž dosaženo nižší amplitudou elektrických impulzů než při dráždění v motorickém bodě. Při stimulaci nervového kmene dojde k aktivaci všech svalů (uložených distálně od místa dráždění), které jsou inervovány příslušným nervem. Při stimulaci v motorickém bodě dojde ke kontrakci pouze jednoho



svalu. Povrchové elektrody umožňují okamžitou a klinicky použitelnou možnost léčby, která je neinvazivní a pacient ji může využívat i v domácím prostředí. (Eraifej, Clark, France, Desando & Moore, 2017; Pfeiffer, 1976)

Využívá se u pacientů, kteří mají poruchu centrální nervové soustavy, ale periferní nervy, nervosvalová ploténka a svaly musí být intaktní. Využívá se zejména u pacientů po cévní mozkové příhodě, úrazech a nádorech mozku a míchy, s roztroušenou sklerózou mozkomíšní, dětskou mozkovou obrnou a jiných méně známých neurologických onemocnění. (Cameron, 2010; Prenton, Hollands & Kenney, 2016; Taylor, Humpreys & Swain, 2013)

FES pomáhá centrálnímu nervovému systému se znovu naučit provádění poškozené funkce. Nejhojněji se využívá ke stimulaci svalů, které provádí dorzální flexi hlezna. K lepším výsledkům při chůzi dochází, pokud se se stimulací začne už v dřívějším stádiu onemocnění. (Sharif, Ghulam, Malik & Saeed, 2017)

V České republice je problém, že pojišťovny nehradí přístroj pro pacienta, proto je zde léčba pomocí přístrojových systémů FES vázána především na kratší terapeutické jednotky na specializovaných pracovištích. Jeden přístroj často využívá více pacientů současně. (Jeníček, Drábová, Janatová, Vítězník & Švestková, 2018)

### **2.5.1 Facilitační účinek FES**

Funkční elektrická stimulace je metoda, jejímž primárním cílem je vyvolání svalové kontrakce přímým podrážděním motorických nervových vláken. Při FES dochází ale současně i k podráždění senzitivních nervových vláken, která vychází z receptorů v pohybovém ústrojí. Vlákná Ia jdoucí z primárních zakončení svalových vřetének působí facilitačně na motoneurony svalů, ze kterých vychází a vyvolávají monosynaptický reflex. Tato vlákna mají nejnižší práh pro elektrické podráždění a jsou tedy během funkční elektrické stimulace vždy aktivována (při nižších intenzitách více než motorická vlákna). Při FES je podráždění Ia vláken podstatné, protože facilituje podrážděné svaly a dochází k inhibici jejich antagonistů. Kromě Ia vláken dochází k podráždění dalších aferentních vláken i receptorů v kloubech. Tento efekt můžeme klinicky sledovat tak, že i po skončení stimulace u pacientů přetrvává zlepšení, popřípadě snížení spasticity antagonisty. U některých pacientů při používání FES při chůzi dojde k tak výraznému zlepšení, že po

skončení stimulace mohou chodit bez ortotické pomůcky. (Pfeiffer, 1978; Pfeiffer & Votava, 1983)

Pro účinnou stimulaci plasticity nervové soustavy a efektivní motorické učení je důležitá intenzita tréninku a počet opakování. (Jeníček, Drábová, Janatová, Vítězník & Švestková, 2018)

Neuroplasticita je schopnost nervového systému přetvářet se a závisí na vnitřních i vnějších podmínkách, zkušenostech jedince a počtu opakování. Plasticita může způsobit příznivé i nepříznivé změny ve vývoji jedince, potom hovoříme o evoluční plasticitě, při vystavení se podnětu na krátkou dobu (reaktivní plasticita), dlouhodobým působením podnětu nebo často opakujícím se podnětu (plasticita adaptační). Pokud dojde k funkčnímu nebo morfologickému poškození neuronálních okruhů, jedná se o plasticitu reparační. (Kolář et al., 2009)

### **2.5.2 FES u pacientů po CMP**

Funkční elektrická stimulace je jednou z možných intervencí v terapii pacientů po cévní mozkové příhodě. Používá se u těchto pacientů pro zlepšení síly a funkce horní končetiny, snížení spasticity a také jako prevence subluxe hemiplegického ramene. FES ale nesníží bolest ramene. Velmi často se používá také pro zlepšení chůze u pacientů po CMP, u kterých dochází k při chůzi k přepadávání špičky během švihové fáze krokového cyklu. (Auchstaetter et al. 2016)

Pokud je funkční elektrická stimulace zahájena dříve než dva měsíce po proběhlé cévní mozkové příhodě, tak dochází ke znatelnému zlepšení při běžných denních činnostech než u pacientů, kteří nejsou stimulováni. U pacientů, kteří jsou po CMP déle než rok, už k tak signifikantnímu zlepšení nedochází. (Eraifej, Clark, France, Desando & Moore, 2017)

### **2.5.3 Historie FES**

Jako první navrhl využití elektroterapie k ortotickým účelům a popsal využití elektrické stimulace u pacientů se syndromem přepadávající špičky Liberson v roce 1961. Využíval patního spínače, který se aktivoval během švihové fáze a vysílal signál ke dvěma elektrodám a došlo tak k vyvolání kontrakce a dorzální flexi hlezna při švihové fázi krokového cyklu. Liberson označuje tuto elektroterapii jako „funkční elektroterapii“,

jejíž účelem je podpora či náhrada funkčního pohybu, kterého pacient po zranění nebo onemocnění centrálního nervového systému nebyl schopen.

Krátce po Libersonovi Moe a Post poprvé použili pro tuto terapii označení funkční elektrická stimulace, které se používá pro tuto techniku dodnes. (Lyons, Sinkjær, Burridge & Wilcox, 2002)

#### **2.5.4 Stimulace nervus peroneus communis**

Funkční elektrická stimulace je novější metoda pro léčbu syndromu padající špičky („drop foot“ syndromu). Je to praktická, dlouhodobá a efektivní léčba, která zlepšuje kvalitu chůze, snižuje riziko pádu a zvyšuje kvalitu života. FES využívá elektrický proud ke stimulaci periferního motorického nervu, aby dosáhla aktivní svalové kontrakce, která podporuje funkční pohyb. Ke stimulaci se používají nejčastěji povrchové elektrody, ale je také možnost využít implantovaných elektrod. (Cameron, 2010; Prenton, Hollands & Kenney, 2016; Taylor, Humpreys & Swain, 2013)

Anterolaterální, laterální skupina svalů bérce i drobné svaly dorza jsou zásobeny větvemi n. peroneus communis. K jejich aktivaci při švihové fázi kroku se využívá stimulace elektrickým drážděním kmene n. peroneus communis za hlavičkou fibuly, což je nejlépe přístupné místo. Dojde k dorzální flexi a everzi hlezna a dorzální flexi prstců. Podíl jednotlivých složek může být různý podle přesného zacílení elektrod. Spuštění a délka trvání stimulace se nastaví pro každého pacienta podle jeho specifického stereotypu chůze, tedy podle délky švihové fáze krokového cyklu. (Pfeiffer, 1976; Pfeiffer & Votava, 1983)

Indikacemi stimulace není výčet jednotlivých diagnóz, ale klinický nález oslabení svalů inervovaných z n. peroneus s tím, že musí být intaktní periferní nerv. Při centrální paréze bývá postižena skupina svalů, které jsou inervovány z n. peroneus communis, a to především m. tibialis anterior a mm. peroneii. Pacient nedokáže provést dorzální flexi, přepadává mu špička a musí to kompenzovat cirkumdukci ochrnuté končetiny spolu s úklonem pánve a celého těla ke zdravé straně, čímž dochází kromě poruchy chůze i k významnému přetěžování bederní páteře. Musculi peroneii provádí everzi nohy a při jejich postižení dochází u těchto pacientů ke vtočení chodidla do inverze.

Často se využívá mechanického patního spínače, kdy při odlehčení paty se uvolní spínač a dojde ke stimulaci. K sepnutí senzoru dojde těsně před zvednutím špičky (toe-off) od podložky a k vypnutí dojde při kontaktu paty s podložkou (heel strike). (Byrne, O’Keeffe, Donnelly, & Lyons, 2007; Pfeiffer, 1976; Pfeiffer & Votava, 1983)

### 2.5.5 WalkAide

WalkAide je malé, neinvazivní zařízení o hmotnosti 87,9 gramů a velikosti 8,2 cm x 6,1 cm x 2,1 cm, které stimuluje transkutánně n. peroneus pro zlepšení dorzální flexe během chůze. Systém WalkAide obsahuje manžetu, senzory a samolepící elektrody (Obrázek 2). Manžeta se připevní kolem lýtka pod koleno. V zařízení se nachází akcelerometr a inklinometr pro měření rychlosti a pozice dolní končetiny, dále obsahuje pulzní generátor. Jedna elektroda je umístěná za hlavičkou fibuly, kde prochází motorický nerv a druhá elektroda je umístěna proximálněji na svalové bříško m. tibialis anterior. Zařízení je poháněno jednou baterií AA. (Cameron, 2010; Nolan, Yarossi & Mclaughlin, 2012)

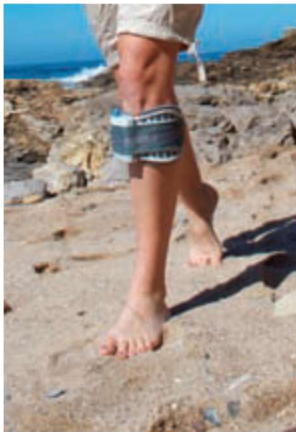


Obrázek 2. Systém WalkAide (Novotná & Konvalinková, 2017)

Dochází k jedнокanálové stimulaci peroneálního nervu impulzy nízkofrekvenčního proudu typu TENS (transkutánní elektrická nervová stimulace). Ke stimulaci se používají gelové elektrody, které jsou umístěné ve společné manžetě se stimulatorem v proximální části bérce. (Jeníček, Drábová, Janatová, Vítězník & Švestková, 2018)

Stimulace probíhá dostatečnou dobu a v dostatečné amplitudě, aby produkovala akční potenciály v periferních nervech. Ty jsou posílány z generátoru do samolepících elektrod umístěných za hlavičkou fibuly, kde se nachází nervus peroneus communis. Stimulované akční potenciály jsou přenášeny do povrchového i hlubokého peroneálního nervu a dále na nervosvalovou ploténku svalů přední a boční strany bérce. To způsobí, že se uvolní acetylcholin na nervosvalové ploténce a dojde k aktivní kontrakci do dorzální flexe hlezna. Náklopný senzor spustí pulzní proud, když pacient začne švihovou fází kroku a stimulaci přeruší, když švihová fáze skončí. (Cameron, 2010)

Systém WalkAide je jediné zařízení, které využívá nákloného senzoru k detekci úhlového rychlosti nohy během chůze a využívá tuto informaci k určení zahájení stimulace, tedy svalové kontrakce během chůzového cyklu. Velkou výhodou WalkAidu je možnost přizpůsobení každému pacientovi přesně podle jeho specifického stereotypu chůze a může dobu stimulace přizpůsobit změně v chůzi (rychlosti chůze nebo směru, délce kroku, chůzi nahoru nebo dolů, do schodů či ze schodů nebo chůzi po nerovném terénu (Obrázek 3)). (Cameron, 2010)



Obrázek 3. Bosá chůze s WalkAide Systémem v nerovném terénu (Cameron, 2010)

### 2.5.6 Porovnání AFO a FES

FES má oproti AFO několik výhod. Aktivní kontrakce, kterou zajistí FES pomáhá zabránit atrofii svalů a nedochází ke snížení rozsah pohybu v hleznu. Aktivní kontrakce svalů a pohyb v kloubu stimuluje svalová vřeténka, Golgiho šlachová tělíčka a proprioceptory v kloubu. Opakovaný aktivní pohyb, který zajišťuje FES, zlepšuje chůzi a také přispívá k motorickému učení a neuroplastickým změnám v centrální nervové soustavě. (Cameron, 2010)

### 2.5.7 Stimulace horní končetiny

Poruchy motoriky na horní končetině po cévní mozkové příhodě velmi významně ovlivňují kvalitu života nemocného. Klinicky významná je porucha funkčního úchopu, což pacienta ovlivňuje při práci, volnočasových aktivitách i běžných denních činnostech. (Pilsová, Uhlířová & Švestková, 2017)

U hemiparetiků se může FES využít kromě zlepšení chůze i na horní končetině. Například drážděním m. extensor digitorum v jeho motorickém bodě lze docílit extenze prstů, která je velmi často u těchto pacientů porušena. Přístroj má tvar náramku a elektrody se umístí do motorického bodu svalu. Ke spouštění stimulace dochází při tlaku předloktí na podložku. (Pfeiffer, 1976)

Při funkční elektrické stimulaci prostupuje elektrický signál k příslušným nervovým vláknům a vyvolá kontrakci požadovaných svalových skupin na horní končetině, včetně zápěstí, ruky a prstů. Při používání FES na horní končetinu dochází u pacientů ke zlepšení funkce horní končetiny a jsou schopni lépe vykonávat běžné denní činnosti. Aby terapie byla účinná, tak během hodinové terapie musí dojít alespoň ke 400 opakovaným kontrakcím. U pacientů je patrné zlepšení aktivního rozsahu pohybu i zlepšení funkce horní končetiny. Funkční elektrickou stimulaci je vhodné používat jako adjuvantní metodu, která doplní ostatní rehabilitační a ergoterapeutické přístupy. (Pilsová, Uhlířová & Švestková, 2017)

Při funkční elektrické stimulaci horní končetiny dochází ke stimulaci stěžejních svalů pro funkci ruky od největších jako je m. deltoideus, m. triceps brachii, m. biceps brachii, přes menší svaly předloktí až po drobné svaly ruky. Věřící se, že současný pokus o aktivní pohyb spolu s elektrickou stimulací vede k tomu, že se část nervového systému věnuje specifickému úkolu, což podporuje změny v CNS a vede to k navrácení volního pohybu. (Marquez-Chin, Bagher, Zivanovic & Popovic, 2017)

Marquez-Chin et al. (2017) a Karakuş et al. (2013) došli k závěru, že funkční elektrická stimulace u pacientů po CMP se jeví jako efektivní terapie pro zlepšení funkce horní končetiny (zlepšení úchopu, udržení předmětu v ruce a jejího upuštění). Při terapii se využívá funkční elektrická stimulace samostatně nebo s aplikací botulinotoxinu a fyzioterapie současně. Lepších výsledků je dosaženo, pokud je současně s FES prováděna také fyzioterapie.

### 2.5.8 Výsledky klinických studií

Byl prokázán pozitivní efekt FES u pacientů v chronické fázi po cévní mozkové příhodě na rychlost, energetickou náročnost, symetrii a stabilitu chůze. Zlepšuje se také schopnost lépe překonávat různé překážky, nerovný terén nebo chůzi po schodech. (Jeníček, Drábová, Janatová, Vítězník & Švestková, 2018)

Funkční elektrická stimulace n. peroneus communis podporuje dorzální flexi v hlezenním kloubu během švihové fáze krokového cyklu a je klinicky prokázán terapeutický efekt při tzv. drop foot syndromu. (Laursen, Nielsen, Andersen, & Spaich, 2016)

Eraifei et al. (2017) ve svém přehledu zpracoval efekt funkční elektrické stimulace horní končetiny u pacientů po CMP na zlepšení při běžných denních aktivitách. Došel k závěru, že u pacientů dochází ke statisticky významnému zlepšení funkce horní končetiny zejména pokud se se stimulací začne do dvou měsíců od proběhlé cévní mozkové příhody. Pokud se stimulovat začne 1 rok a déle od proběhlé CMP, nedojde k žádnému zlepšení.

Prenton et al. (2016) porovnával ve své meta-analýze použití funkční elektrické stimulace a hlezenní ortézy u pacientů s CMP a přidruženým foot drop syndromem. V závěru došel k výsledku, že používání AFO a FES má stejně pozitivní vliv na zlepšení chůze u těchto pacientů.

Karakuş et al. (2013) pozoroval efekt FES na spasticitu a funkci zápěstí u pacientů po CMP. Studie se účastnilo 28 pacientů, kteří byli náhodně rozděleni na skupinu, která kromě rehabilitace využívala i FES a kontrolní skupinu (bez FES). U pacientů, kteří využívali FES v terapii došlo k významnému zlepšení funkce horní končetiny. Spasticita se hodnotila pomocí Ashworthovy škály. Autoři uvádí, že po terapii (s FES ani bez) nedošlo k výraznému ovlivnění spasticity.

Marquez-Chin et al. (2017) porovnával účinek FES a běžné terapie na horní končetině u hemiplegických pacientů. Kontrolní skupina pacientů měla denní fyzioterapeutickou a ošetrovatelskou péči pět dní v týdnu po dobu 12-16 týdnů. Druhá skupina měla stejnou péči, ale navíc byla přidána terapie pomocí funkční elektrické stimulace. Došel k závěru, že lepších výsledků dosahují těžce postižení pacienti, pokud

je k FES současně zařazena také fyzioterapie a ošetrovatelská péče. Udává, že FES je efektivní terapií pro obnovení funkce a úchopu ruky u hemiplegických pacientů.

### **FES v kombinaci s lokomatem**

Laursen et al. (2016) se zabýval tím, jaká je možnost provedení kombinace Lokomatu a funkční elektrické stimulace. Do studie zařadili 5 pacientů s poraněním mozku, u kterých měřili aktivitu m. tibialis anterior pomocí elektromyografie a rozsah pohybu hlezna pomocí elektronického goniometru. Nejdříve chodili 2-5 minut na lokomatu a poté nahrávali výsledek u 30 kroků. Pacienti podstupovali terapii dvakrát až třikrát týdně po dobu 3-4 týdnů, celkově podstoupili 6-8 měření. Výsledkem bylo signifikantní zvýšení aktivity m. tibialis anterior i rozsahu pohybu do dorzální flexe v hleznu po terapii. Nevýhodou terapie byla dlouhá příprava pacienta, nastavení přístroje na funkční elektrickou stimulaci i lokomat, protože u těchto pacientů dochází brzy k únavě.



### 3 KAZUISTIKA

#### 3.1 Základní údaje

**Iniciály:** J. Š.

**Pohlaví:** muž

**Věk:** 37 let

**Stranová dominance:** pravák

**Hmotnost:** 78 kg

**Diagnóza:** roztroušená skleróza

#### 3.2 Anamnéza

**Osobní anamnéza:** lehká hemiparéza převážně na LDK po proběhlé atace RS, přidružený psychosyndrom – úzkostné ataky. V dětství prodělal běžná onemocnění.

**Rodinná anamnéza:** v rodině se RS nevyskytovala, děti nemá, žije s přítelkyní

**Sociální anamnéza:** žije v 5. patře panelového domu s výtahem, při běžných denních činnostech je soběstačný, při složitějších úkolech vyžaduje pomoc jiné osoby

**Pracovní anamnéza:** plný invalidní důchod, dříve čalouník a grafik

**Farmakologická anamnéza:** biologická léčba – GILENYA – 8 let, dříve užíval Prednison

**Alergologická anamnéza:** prach, pyl, některé léky

**Sportovní a pohybová anamnéza:** dříve (na ZŠ) – atletika, sport jen rekreačně: běh, basketbal, jízda na kole, procházky; nyní chodí na procházky

**Rehabilitační anamnéza:** podstoupil rehabilitace pouze v nemocnici, neabsolvoval žádnou léčbu v rehabilitačním ústavu, lázních ani ambulantní rehabilitaci

**Abúzus:** nekuje

**Nynější onemocnění:** První ataka proběhla v roce 1997, kdy měl pacient horečku, cítil silnou únavu, parestézii v celé levé polovině těla, zhoršil se mu zrak a došlo k prudkému zhoršení chůze. V nemocnici dostal infuzní léčbu a došlo postupně k téměř plné úpravě jeho stavu.

Začal užívat Prednison a ataky se objevovaly asi 1x za rok s tím, že postupně docházelo ke zhoršování neurologického deficitu – relabující progredující forma. Poslední ataku měl asi před 10 lety.

Od roku 2011 je zařazen do studie prof. Mareše a užívá biologickou léčbu GILENYA. Od té doby došlo ke zlepšení obtíží. Ataky už se vůbec nevyskytují, ale pacient má stále problém chůzí – foot drop syndrom. Dříve využíval ortézu ankle foot, se kterou byl velmi spokojen a při chůzi s ní cítil výrazné zlepšení. Ale v určité fázi progresu onemocnění už mu nevyhovovala.

Pacient má zhoršený zrak, především levé oko. Veškeré příznaky se u pacienta zesilují s únavou a ve stresovém vypětí.

Vyšetření bylo provedeno dne 17. 7. 2017. U vyšetření byla přítomna také pacientova přítelkyně.

### **3.3 Kineziologické vyšetření**

#### **Vyšetření aspektů:**

- **Vyšetření stoje zezadu:**
  - subgluteální rýha vlevo výš, oslabení m. gluteus maximus vlevo
  - taje symetrické
  - mírná hypotrofie levé dolní končetiny v oblasti bérce
  - valgózní postavení kotníků
  - oboustranně snížení podélné klenby
  - insuficience dolních fixátorů lopatky vlevo
- **Vyšetření stoje z boku:**
  - chabé držení hlavy
  - ramena v protrakci
  - vyhlazená bederní lordóza, výraznější hrudní kyfóza
- **Vyšetření stoje zepředu:**
  - postavení horních končetin v semiflexi
  - držení levé ruky v mírné palmární flexi
  - Trendelenburgova zkouška – PHK – diskrétně pozitivní, LHK – nevyšetřeno pro poruchu rovnováhy
- **Chůze:**

- problém s rovnováhou → chůze s 1 francouzskou holí v LHK, (doma chodí bez hole)
- syndrom padající špičky, omezení flexe kolene
- kompenzační pohyb v kyčelním kloubu – velká flexe a cirkumdukce
- nestejná délka kroku, chůze o širší bázi
- delší opěrná fáze pravé dolní končetiny, prodloužení švihové fáze levé
- **Zkouška dvou vah**
  - Pacient zatěžuje dolní končetiny asymetricky. Při stožení na dvou vahách byl rozdíl 8 kg (zátěž na levé dolní končetině 35 kg, na pravé dolní končetině 43 kg).
- **Stoj na jedné dolní končetině**
  - Pacient má problém ve stožení na pravé dolní končetině. Je patrná zvýšená hra šlach a výraznější titubace a korekce rovnováhy pomocí souhybů horních končetin. Stožení na levé dolní končetině je schopen pouze velmi krátkou dobu.

### Vyšetření palpací

Levá crista i zadní horní spina výš → šikmá pánev. Hypertonus m. trapezius a m. levator scapulae oboustranně (vlevo výraznější). Hypertonus paravertebrálních svalů v oblasti thorakolumbálního přechodu a bederní páteře.

Dále byly zjištěny reflexní změny v m. quadratus lumborum, m. piriformis, m. gastrocnemius, m. soleus na levé dolní končetině a blokáda hlavičky fibuly a drobných kloubů nohy. Na horní končetině byly reflexní změny v m. levator scapulae, m. trapezius.

### Vyšetření rozsahu pohybu:

	PHK	LHK
Ramenní kloub	S <sub>A</sub> : 50-0-180	S <sub>A</sub> : 45-0-170
	F <sub>A</sub> : N-0-180	F <sub>A</sub> : N-0-180
	R <sub>A</sub> : 85-0-70	R <sub>A</sub> : 80-0-70
Loketní kloub	S <sub>A</sub> : 0-0-130	S <sub>A</sub> : 0-0-130

Předloktí	R <sub>A</sub> : 70-0-80	R <sub>A</sub> : 70-0-80
Zápěstí	S <sub>A</sub> : 90-0-80	S <sub>A</sub> : 70-0-80*
	F <sub>A</sub> : 20-0-30	F <sub>A</sub> : 15-0-25
	PDK	LDK
Kyčelní kloub	S <sub>A</sub> : 30-0-110	S <sub>A</sub> : 20-0-110
	F <sub>A</sub> : 40-0-30	F <sub>A</sub> : 35-0-30
	R <sub>A</sub> : 40-0-40	R <sub>A</sub> : 40-0-30
Kolenní kloub	S <sub>A</sub> : 0-0-130	S <sub>A</sub> : -5-0-100*
Hlezenní kloub	S <sub>A</sub> : 20-0-50	S <sub>A</sub> : 10-0-50, Sp: 15-0-50
	R <sub>A</sub> : 15-0-30	R <sub>A</sub> : 5-0-30, Sp: 10-0-30

\* Vyšetření aktivního pohybu bylo omezeno zřejmě v souvislosti s diskrétní, avšak pozorovatelnou spasticitou. Při vyšetření pasivního rozsahu byl rozsah srovnatelný s druhostrannou končetinou.

U hlezenního kloubu byl rozsah pohybu omezen pro svalovou slabost.

#### **Vyšetření zkrácených svalů na horní a dolní končetině:**

- m. gastrocnemius – PDK – není zkrácení, LDK – velké zkrácení
- m. soleus – PDK – není zkrácení, LDK – malé zkrácení
- flexory kyčelního kloubu
  - m. rectus femoris – PDK – malé zkrácení, LDK – velké zkrácení
  - M. iliopsoas – PDK – malé zkrácení, LDK – velké zkrácení
  - M. TFL – PDK i LDK – malé zkrácení
- flexory kolenního kloubu – PDK i LDK – velké zkrácení
- adduktory kyčelního kloubu – PDK – malé zkrácení, LDK - velké zkrácení
- m. piriformis – PDK – není zkrácení, LDK – malé zkrácení a palpační bolestivost
- m. quadratus lumborum – vpravo – malé zkrácení, vlevo – velké zkrácení
- m. pectoralis major – vpravo – malé zkrácení, vlevo – velké zkrácení
- m. trapeius – oboustranně – malé zkrácení

- m. levator scapulae – oboustranně – malé zkrácení

### **Vyšetření svalové síly:**

- kyčelní kloub – LDK
  - flexe 4
  - extenze 3+
  - abdukce 4
  - addukce 5
  - zevní rotace 4
  - vnitřní rotace 4
- kolenní kloub – LDK
  - flexe – 3
  - extenze - 4
- hlezenní kloub – LDK
  - plantární flexe (m. soleus, m. gastrocnemius) - 5
  - supinace s dorzální flexí (m. tibialis anterior) - 2
  - supinace s plantární flexí (m. tibialis posterior) - 5
  - plantární pronace (mm. peroneii) - 2
- metatarzofalangové klouby prstů nohy – LDK
  - metatarzofalangové klouby prstů nohy - 4
  - flexe základního článku palce - 4
  - extenze – 2+
  - abdukce – není schopen provést ani na jedné končetině
  - addukce – není schopen provést ani na jedné končetině
- mezičláňkové klouby prstů nohy – LDK
  - flexe PIP - 4
  - flexe DIP – 4
- kloub palce – LDK
  - flexe IP – 4
  - extenze - 2

Svalová síla na horních končetinách i na pravé dolní končetině odpovídá stupni 5, podle svalového testu dle Jandy.

### 3.4 Neurologické vyšetření

Pacient je orientovaný místem, časem i osobou.

- **Hlavové nervy:**
  - n. II. Nervus opticus – perimetr i visus bez patologického nálezu, zhoršování visu na levém oku s únavou nebo stresem
  - n. VIII. Nervus statoacusticus – Hautantova zkouška: pokles LHK o 20 cm, PHK bez patologie; Unterbergova zkouška a vyšetření nystagmu – bez patologického nálezu
- **Nervosvalová dráždivost**
  - Chvostek I., II. i III. pozitivní
  - Trömner – pozitivní
  - před spaním pocítuje fascikulace v levé horní končetině, parestezie aker levé horní končetiny a kolem úst
- **Vyšetření mozečku:**
  - malá, velká asynergie, pasivita – negativní
  - zkouška taxe – LHK i LDK –hypermetrie.
  - zkouška podle Stewarta-Holmese – mírný náraz LHK do hrudníku
- **Vyšetření horních končetin:**
  - **spastické jevy:** levá i pravá horní končetina – všechny zkoušky negativní, jen Trömner oboustranně pozitivní
  - **paretické jevy:** Mingazzini: LHK pokles o 20 cm; Rusecký: neschopen výchozí pozice levého akra; Dufour: LHK – z pronace pouze do středního postavení, supinaci neprovede
  - **vyšetření reflexů:** bicipitový, tricipitový, stylo radiální – oboustranně eureflexie, pronační – LHK hyperreflexie, PHK – eureflexie.
  - **jemná motorika:** zhoršení jemné motoriky levého akra; není schopen provést na levé horní končetině špetku, lusknutí, pinzetový úchop, spojit palec a malík
  - **spasticita** (dle modifikované Ashworthovy škály): LRAK 0, LLOK 0, akrum 1

- **čítí:** LHK: povrchové čítí: porucha čítí v oblasti levého předloktí, na ventrální straně předloktí hypestezie; termické čítí i dvoubodová diskriminace – bez patologického nálezu; hluboké čítí neporušeno; PHK – bez poruchy čítí
- **Vyšetření dolních končetin:**
  - **spastické jevy:**
    - Babinskiho příznak: oboustranně pozitivní
    - Oppenheimova, Gordonova a Schäfferova zkouška: oboustranně negativní
    - Chadock: LDK – pozitivní, PDK – negativní
    - Rossolimo: LDK – pozitivní, PDK – negativní
  - **paretické jevy:**
    - Mingazzini: LDK pokles na podložku za 10 vteřin, PHK – negativní
    - Baré I: LDK – pokles téměř na podložku, PDK – negativní; Barré II a III: LDK – pozitivní – neschopen provést pohyb, PDK – negativní
    - fenomén šikmých bérců: LDK pozitivní: pokles na podložku, PDK negativní
  - **vyšetření reflexů:** reflex Achillovy šlachy i medioplantární – oboustranně eureflexie až hyporeflexie, patelární reflex PDK: hyperreflexie, LDK: hyporeflexie
  - **jemná motorika:** mírné zhoršení jemné motoriky levého akra
  - **spasticita** (dle modifikované Ashworthovy škály): LKOK 2, akrum 2
  - **čítí:** povrchové i hluboké čítí zachováno
- **Vyšetření stoje:**
  - Romberg I – zvládá
  - Romberg II – s obtížemi zvládá kratší dobu
  - Romberg III – není schopen

### 3.5 Terapie

Terapie pacient spočívala v aplikaci funkční elektrické stimulace (WalkAide System) pro ovlivnění syndromu padající špičky levé dolní končetiny, který pacienta výrazně ovlivňuje při chůzi.

Nejdříve byly Mgr. Urbanem odborně nastaveny parametry přístroje a umístění elektrod. Přístroj WalkAide je propojený s programátorem WalkLink a počítačem a provedli jsme přesné nastavení stimulátoru podle pacientova stereotypu chůze. Dostal přístroj i s příslušenstvím (manžetu, tužkovou baterii a čtyři gelové elektrody) do domácí péče na dobu dvou týdnů s tím, že byl poučen o jeho správném nasazování a používání.

#### **Výsledky:**

Stimulátor používal po dobu dvou týdnů, nosil ho asi 8 hodin denně. Využíval ho pro chůzi jak doma, tak i venku. Využíval také cvičení stimulace dorzální flexe mimo chůzi pomocí tlačítka na přístroji dvakrát denně asi 10 minut.

Při vracení přístroje popisoval, že přístroj vysílá impulzy při jiné fázi kroku, než bylo žádoucí. První dny měl potíže se správným nasazením manžety kolem bérce tak, aby elektrody byly umístěny přesně do předem určených bodů, ale po pár dnech už nasazení zvládal bez obtíží. Občas chodil s jednou francouzskou holí kvůli problémům s rovnováhou.

Vysílání impulzů ve špatnou fázi krokového cyklu bylo u pacienta s velkou pravděpodobností způsobeno tím, že pacient má při chůzi problém s flexí kolene. Pokud totiž nedojde k flexi kolene, inklinometr v přístroji není schopen detekovat změnu úhlu tibie vůči vertikále a nedojde k vyvolání impulzu a tím pádem nemůže dojít ani ke kontrakci svalu. Druhou variantou by mohla být příliš velká spasticita lýtkových svalů, ale u tohoto pacienta jsem zhodnotila spasticitu dle Ashworthovy škály stupněm 2, což by pro funkční elektrostimulaci nemělo být překážkou.

Při dvoutýdenním používání stimulátoru došlo k mírnému zlepšení chůze, ale kvůli nedokonalému vysílání impulzů nedošlo takovému zlepšení, jaké pacient očekával.



Při chůzi do schodů a ze schodů měl nedošlo k žádnému zlepšení chůze. Při chůzi v nerovném terénu zaznamenal mírné zlepšení. Po sejmutí nepocíťoval žádné zlepšení chůze oproti stavu před používání WalkAidu.

Pacient popisoval, že problém s chůzí je jedním z jeho nejvýraznějších omezení v běžném životě. Ocenil by menší provedení přístroje, popřípadě implantované elektrody pod kůží a bezdrátové propojení s přístrojem, který by nemusel mít na noze.

## 4 DISKUZE

Eraifej et al. (2017), Jeníček et al., Novotná a Konvaliková popisují pozitivní vliv využití funkční elektrické stimulace a je vhodným terapeutickým prostředkem u pacientů po cévní mozkové příhodě a roztroušené sklerózy, kde se tedy stimulace využívá nejčastěji.

Moll et al. (2017) se zabývali problematikou FES u dětí s dětskou mozkovou obrnou a popisují zlepšení při chůzi. Většina pacientů upřednostňovala využití FES místo hlezenních ortéz. U pacientů nedošlo k výrazné změně pasivního rozsahu pohybu v hlezenním kloubu, ale došlo ke zvýšení svalové síly dorzálních flexorů, popisuje navíc také snížení spasticity lýtkových svalů. Sharif et al. (2017) také uvádí, že při používání funkční elektrické stimulace dochází mimo jiné ke snížení spasticity a zlepšení koordinace. Karakuş et al. (2013) to vyvrací a udává, že FES spasticitu téměř vůbec neovlivní.

Eraifej et al. (2017) došel k závěru, že je dosaženo lepších výsledků, pokud se stimulace zahájí dříve než do dvou měsíců od proběhlé cévní mozkové příhody. Pokud se tato terapie zahájí po roce nebo později, nedojde k signifikantnímu zlepšení.

Auchstaetter et al. (2015) uvádí, že při používání FES se zlepší funkce horní končetiny, předejde se subluxaci ramene a zlepší se chůze. Ale vyvrací snížení bolesti hemiplegického ramene. K obdobným závěrům dospěl Karakuş et al. (2013), který udává, že přidání FES má pozitivní vliv na zlepšení motoriky a funkce horní končetiny u pacientů po cévní mozkové příhodě.

V roce 2016 srovnával Prenton et al. použití funkční elektrické stimulace a hlezenní ortézy. Došel k závěru, že používání ortézy má na chůzi u pacientů s drop foot syndromem stejný pozitivní účinek jako používání stimulatoru.

Během své letní praxe v rehabilitačním ústavu v Hrabyni, kde zrovna zkoumali vliv WalkAidu u pacientů s různými diagnózami a s různým stupněm spasticity, jsem měla možnost pozorovat velmi rozdílný vliv této terapie. U někoho tato léčba dosáhla výborných výsledků (přetrvávajících i po sejmutí stimulatoru), již po několika půlhodinových aplikacích, zatímco u jiných pacientů nedošlo k vůbec žádnému zlepšení nebo jen velmi nepatrnému. Výzkum dále zahrnoval chůzi na lokomatu a Zebrisu.

Největší nevýhodu přístroje vidím v jeho pořizovací ceně. Pořizovací cena základní sady, dle volně dostupného ceníku help2move s. r. o., přesahuje částku 130 000 Kč. Rozšířená sada pacienta vyjde až na 250 000 Kč. Tato vysoká pořizovací cena mnoho pacientů odradí, navíc je riziko, že pacientovi tato terapie nebude vyhovovat. Pojišťovna hradí pouze část.

V České republice funguje systém, kdy si pacienti mohou přístroj půjčit k domácímu použití. Půjčení stojí na 1 týden stojí 1 000 Kč s tím, že přístroj jim odborně nastaví zdravotnický pracovník, který se zabývá touto problematikou. A posléze se mohou rozhodnout, zda si přístroj koupí nebo ne.

Řešení vysoké pořizovací ceny by se dle mého názoru mohlo dostavit prostřednictvím společností, které tyto pacienty sdružují. Například pacienti s roztroušenou sklerózou jsou sdružováni Unií ROSKA, pacienti s CMP Sdružením CMP. Mohl by být zřízen fond, ze kterého by poté společnost zakoupila několik stimulátorů a mohli by je využívat pacienti a půjčovat si je mezi sebou. Otázkou je ale individualita při nastavení přístroje. Věřím, že by se našel způsob, jak zajistit dostatečnou léčbu u těchto pacientů. Například jeden pacient by přístroj využíval jeden měsíc a mohl by se střídat s dalšími dvěma pacienty s jedním přístrojem. Každý by měl přístroj jeden měsíc a dva měsíce by byl bez přístroje. Tím by se mohl zkoumat i facilitační účinek funkční elektrické stimulace, zda po dobu následujících dvou měsíců přetrvává zlepšení chůze, popřípadě za jak dlouho dojde k navrácení do původního stavu, nebo zda k žádnému zlepšení vůbec nedojde.

Terapie neurologických onemocnění vyžaduje multidisciplinární přístup, který zahrnuje komplexní terapii od lékařské péče, přes fyzioterapii, ergoterapii a logopedii. V neposlední řadě je součástí týmu také klinický psycholog, který pacientovi pomůže zvládnout svůj stav po psychické stránce. V úvahu bychom měli brát i to, že pacient kvůli jeho postižení bude mít omezení v práci, popřípadě bude muset zaměstnání změnit. Touto problematikou se zabývá ergodiagnostika. Často dochází ke snížení jejich příjmu, proto i v této oblasti by se pacientovi mělo dostat odborných rad a pomoci od sociálního pracovníka. I tohle může být důvodem, proč si pacient není schopen pořídit stimulátor.

Pacienti mohou využívat přístroj WalkAide i v případě paraparézy dolních končetin současně na obou dolních končetinách, ale v žádné studii jsem nenašla toto použití.

Každý pacient s poruchou centrálního motoneuronu není vhodný pro terapii pomocí funkční elektrické stimulace. Hraje tady důležitou roli spasticita, pokud je příliš velká, impulz není schopen „přetáhnout“ sílu spastických lýtkových svalů a požadovanou kontrakci nevyvolá. Důležitou roli při stimulaci dolní končetiny hraje také stereotyp pacientovy chůze. Pokud totiž pacient při chůzi není schopen flexe v kolenním kloubu, potom inklinometr nemůže spustit impulz a ke kontrakci nedojde. Toto jsem pozorovala u svého vyšetřeného pacienta, který si stěžoval na nesprávné nastavení přístroje. Nedošlo u něj k objektivnímu ani subjektivnímu zlepšení. Chyba nebyla v nastavení přístroje, ale v tom, že tento pacient nebyl úplně vhodný pro tuto stimulaci. Při vracení přístroje předvedl chůzi se stimulatorem a když flektoval koleno, tak impulzy byly vysílány ve správný okamžik. Pokud ne, tak impulz byl vyslán ve špatnou fázi a k dorzální flexi nedošlo.

Terapie pomocí WalkAide systému u daného pacienta neměla pozitivní účinek, ale potvrdil významnost kontraindikací. U všech pacientů, pokud je to možné, je vhodné před koupí nejdříve přístroj vyzkoušet a teprve poté se rozhodnout, zda si přístroj koupí nebo ne.

Obecně výsledky všech studií, ze kterých jsem ve své práci čerpala, popisují pozitivní účinek alespoň po dobu, kdy mají aplikovaný přístroj. Lepších výsledků je obecně dosaženo, pokud se s terapií začne co nejdříve od proběhlého onemocnění.

Při zjišťování anamnézy pacienta mě překvapilo, že pacient kromě biologické léčby neabsolvoval žádnou rehabilitační péči. Přitom aplikace biologické léčby je finančně velmi náročná a dle mého názoru by bylo vhodné ji kombinovat s rehabilitační péčí. Doporučila bych pacientovi ambulantní rehabilitace především ke zlepšení stability, rovnováhy a zlepšení stereotypu chůze.

## 5 ZÁVĚR

Syndrom centrálního motoneuronu může způsobit nejrůznější poruchy, záleží na lokalizaci a rozsahu léze. U pacientů dochází k určitému stupni zvýšení svalové aktivity, paréze a zkrácení svalů. Pacienti mají motorické problémy, takže nejsou často schopni vykonávat volní kontrakce určitých svalových skupin. Ty je znevýhodňuje ve společnosti a při vykonávání běžných denních činností.

Pomocí fyzikální terapie můžeme ovlivnit tyto změny pomocí facilitace paretických svalů a inhibicí svalů spastických. Využívají se především spastické stimulační, elektrogymnastika a funkční elektrická stimulační.

Často dochází k poruše chůze, která souvisí se spastickým držením dolní končetiny v plantární flexi a inverzi. Nejsou schopni volní kontrakce svalů, jenž inervuje n. peroneus communis (hlavně m. tibialis anterior, m. fibularis longus et brevis, m. extensor digitorum longus), a proto u nich dochází k přepadávání špičky při chůzi (foot drop syndrom). Tato porucha může být řešena pomocí protetických pomůcek a různých hlezenních ortéz, které pasivně drží hlezno v neutrální pozici a nedochází tedy k poklesu špičky.

Novou metodou terapie je funkční elektrická stimulační, která nahrazuje aktivní volní kontrakci elektrickými impulzy. Doba stimulační se nastaví přesně podle stereotypu chůze daného jedince. Využívá se mechanických spínačů, které se nejčastěji umístí pod patu, čímž lze docílit vhodného nastavení začátku i konce stimulační. Nevýhodou je však relativně rychlé mechanické poškození spínače, protože dochází k výraznému mechanickému zatížení při každém kroku (podle hmotnosti pacienta). Další variantou je využití akcelerometru, inklinometru, jejichž výhodou je přizpůsobení se danému terénu (chůze ze schodů, do schodů nebo po nerovném terénu) a délce kroku. Výhodou je delší životnost a možnost bosé chůze.

FES se využívá také na horní končetině, která bývá také často postižena. Pacienti nejsou schopni úchopu ani sebeobsluhy, samozřejmě záleží zase na rozsahu a lokalizaci léze. U některých může dojít jen k malým odchylkám poruchy koordinace až po těžkou spastickou parézu, kdy má pacient horní končetinu v typickém Wernicke-Mannovu držení a nejsou schopni téměř žádné volní hybnosti ruky ani celé horní končetiny. Problematické bývá také rameno, které může být vlivem špatného

držení a oslabení svalů luxováno. Mimo jiné pacienti mohou mít problém s řečí, což spadá do odbornosti logopeda, také ergoterapeuti zde mají významnou úlohu. Pacientovi by měl poskytnout také informace o možných pomůckách, které může využít ke zlepšení chůze, motoriky i sebeobsluhy doma i venku. Terapie tedy vždy vyžaduje interdisciplinární přístup více odborností.

Funkční elektrická stimulace se bohužel využívá pouze u malého procenta pacientů, kteří mají poruchu centrálního motoneuronu. Je to patrně způsobeno vysokou pořizovací cenou přístroje. V České republice funguje systém, kdy si pacienti mohou vyzkoušet přístroj po dobu několika týdnů za určitou finanční částku, kdy přístroj jim nastaví specialista a po vyzkoušení se mohou rozhodnout, zda bude pro ně přístroj přínosný a koupí ho nebo ne.

Každý pacient s poruchou centrálního motoneuronu totiž nemusí být vhodným adeptem k této léčbě. Je proto nutné dodržovat u každého pacienta individuální přístup. Kontraindikací k použití této léčby je velká spasticita nebo špatný stereotyp chůze, jedná-li se o stimulaci n. peroneus communis při chůzi.

## 6 SOUHRN

U pacientů s poruchou centrálního motoneuronu dochází k částečné nebo úplné ztrátě volní hybnosti, poruše koordinace svalových skupin a je provázána různou mírou spasticity. U těchto pacientů je velmi důležitý interdisciplinární přístup více odborností (lékaři, sestry, ergoterapeuti, fyzioterapeuti, logopedi, sociální pracovníci a další). Nezastupitelnou roli zde má fyzioterapie s celou řadou možností terapeutických přístupů. Mimo jiné může využívat jako jediná odbornost prostředků fyzikální terapie. Z fyzikální terapie se využívají prostředky k facilitaci paretických svalů a k inhibici spastických svalů. Mezi nejznámější patří spastické stimulační ve třech variantách zapojení, jejichž cílem je snížení spasticity.

Klíčová je funkční elektrická stimulace, která je praktickou a efektivní léčbou vedoucí ke zlepšení požadované funkce. Pomocí elektrického proudu je stimulován periferní motorický nerv a vyvolána kontrakce, kterou není pacient sám schopen aktivně provést.

FES byla poprvé použita v roce 1961 a od té doby prošla významnými změnami. V České republice je kvůli vysoké pořizovací ceně stále málo dostupná a využívá se pouze u malého vzorku pacientů (většinou ve specializovaných zařízeních). Většina pacientů tedy využívá různé hlezenní ortézy, které se svými pořizovacími náklady pohybují v mnohem nižší cenové relaci a mají podobný ortotický účinek jako funkční elektrická stimulace.

Funkční elektrická stimulace se nejčastěji využívá u pacientů, kteří mají během švihové fáze problém s přepadáváním špičky (drop foot syndrom). Nejsou totiž schopni aktivní kontrakce svalů provádějících dorzální flexi hlezna. Elektrickým proudem je podrážděn nervus peroneus communis v místě za hlavičkou fibuly, čímž dochází ke kontrakci anterolaterální, laterální svalové skupiny bérce, drobných svalů dorza nohy a je provedena dorzální flexi hlezna. Doba stimulace je u každého pacienta nastavena individuálně podle jeho stereotypu chůze. Kromě tohoto ortotického účinku má FES i facilitační účinek, takže účinek přetrvává i po sejmutí stimulatoru. Funkční elektrická stimulace se využívá také na horní končetině pro zlepšení funkce ruky a celé horní končetiny.

## 7 SUMMARY

Patients with an upper motor neuron disease suffer from a partial or total loss of mobility, muscle coordination problems and some degree of spasticity. Such patients require an interdisciplinary approach by specialists from different fields (medical doctors, nurses, occupational therapists, physiotherapists, speech therapists, social workers and others). Physiotherapy plays an indispensable role and offers a wide range of therapies. It is the only discipline that may use physical therapy for the facilitation of paretic muscles and inhibition of spastic muscles. One of the most well-known methods is stimulation to treat spasticity, where three different approaches are applied to reduce spasticity.

The functional electrical stimulation plays a key role; it is a practical and effective therapy to enhance the functions. The electrical current stimulates peripheral motor nerve and produces a contraction, which the patient is incapable of producing.

The FES was used for the first time in 1961 and has undergone significant development since then. Due to high acquisition costs, its use in the Czech Republic is still rather limited to a small number of patients (usually in specialized facilities). Most patients make use of ankle-foot orthoses, which are much cheaper and have a similar orthotic effect as the FES.

Most often, the FES is used in patients who suffer from the drop foot syndrome during the swing phase. Such patients are incapable of contracting the muscles responsible for ankle dorsiflexion. The electrical current stimulates the common peroneal nerve behind the head of fibula, which produces the contraction of anterolateral and lateral shin muscles, foot dorsal muscles, and ankle dorsiflexion occurs. The stimulation time varies from patient to patient depending on their typical gait. In addition to the orthotic effects, the FES also has facilitatory effects, which means that it works even after the stimulator is removed. The FES is also applied to upper limbs to improve hand and upper limb functions.



## 8 REFERENČNÍ SEZNAM

- Auchstaetter, N., Luc, J., Lukye, S., Lynd, K., Schemenauer, S., Whittaker, M., & Musselman, K. E. (2016). Physical therapists' use of functional electrical stimulation for clients with stroke: frequency, barriers, and facilitators. *Physical therapy*, 96(7), 995-1005. doi:10.2522/ptj.20150464
- Barnes, M. P., & Johnson, G. R. (Eds.). (2008). *Upper motor neurone syndrome and spasticity: clinical management and neurophysiology*. Cambridge University Press.
- Barrett, C. L., Mann, G. E., Taylor, P. N., & Strike, P. (2009). A randomized trial to investigate the effects of functional electrical stimulation and therapeutic exercise on walking performance for people with multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis (13524585)*, 15(4), 493-504. doi:10.1177/1352458508101320
- Bergmann, M., Alvela, M., Eelmäe, P., Vahtrik, D., & Gapeyeva, H. (2016). Effect of kinetic return ankle foot orthosis in patient with incomplete spinal cord injury: changes of the gait pattern. A case Report. *Baltic Journal Of Sport & Health Sciences*, 101(2), 8-16. Retrieved 16. 4. 2018 from <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=e5h&AN=116703105&authtype=shib&site=eds-live&authtype=shib&custid=s7108593>
- Byrne, C., O’Keeffe, D., Donnelly, A., & Lyons, G. (2007). Effect of walking speed changes on tibialis anterior EMG during healthy gait for FES envelope design in drop foot correction. *Journal Of Electromyography And Kinesiology*, 17605-616. doi:10.1016/j.jelekin.2006.07.008
- Cameron, M. H. (2010). The walkaide® functional electrical stimulation system—A novel therapeutic approach for foot drop in central nervous system disorders. *US Neurology*, 6(2), 112-4. doi:10.17925/USN.2010.06.02.112
- Emre, M., & Benecke, R. (Eds.). (1989). *Spasticity: the current status of research and treatment*. Parthenon Publishing.
- 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*, 61-21. doi:10.1186/s13643-017-0435-5
- Fawcus, R. (2000). A collaborative approach in stroke rehabilitation. *Blackwell Sci*, 7(3), 187-188.
- Jeníček, J., Drábová, Z., Janatová, M., Vítězník, M., & Švestková, O. (2018). Pilotní studie efektu ambulantní funkční peroneální stimulace. *Česká A Slovenská Neurologie A Neurochirurgie*, 81(1), 81-85. doi:10.14735/amcsnn201881
- Kaňovský, P., Bareš, M., & Dufek, J. (2004). *Spasticita: mechanismy, diagnostika, léčba*. Praha: Maxdorf.
- Kaňovský, P., & Herzig, R. (2007). *Speciální neurologie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Karakuş, D., Ersöz, M., Koyuncu, G., Türk, D., Şaşmaz, F. M., & Akyüz, M. (2013). Effects of Functional Electrical Stimulation on Wrist Function and Spasticity in Stroke: A Randomized Controlled Study. *Turkish Journal of Physical Medicine & Rehabilitation/Turkiye Fiziksel Tip ve Rehabilitasyon Dergisi*, 59(2). doi:10.4274/tftr.67442
- Kesikburun, S., Yavuz, F., Güzelküçük, Ü., Yaşar, E., & Balaban, B. (2017). Effect of ankle foot orthosis on gait parameters and functional ambulation in patients with stroke. *Turkish Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 63(2), 143-149. doi:10.5606/tfrd.2017.129
- Kittnar, O., & Mlček, M. (2009). *Atlas fyziologických regulací: 329 schémat*. Praha: Grada
- Kolář, P. (c2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Laursen, C. B., Nielsen, J. F., Andersen, O. K., & Spaich, E. G. (2016). Feasibility of using Lokomat combined with functional electrical stimulation for the rehabilitation of foot drop. *European Journal Of Translational Myology*, 26(3), 1-6. doi:10.4081/ejtm.2016.6221
- Lyons, G. M., Sinkjær, T., Burridge, J. H., & Wilcox, D. J. (2002). A review of portable FES-based neural orthoses for the correction of drop foot. *IEEE Transactions on neural*

*systems and rehabilitation engineering*, 10(4), 260-279.  
doi:10.1109/TNSRE.2002.806832

Marquez-Chin, C., Bagher, S., Zivanovic, V., & Popovic, M. R. (2017). Functional electrical stimulation therapy for severe hemiplegia: Randomized control trial revisited. *Canadian Journal Of Occupational Therapy / Revue Canadienne D'ergothérapie*, 84(2), 87-97. doi:10.1177/0008417416668370

Moll, I., Vles, J. H., Soudant, D. M., Witlox, A. A., Staal, H. M., Speth, L. M., & ... Vermeulen, R. J. (2017). Functional electrical stimulation of the ankle dorsiflexors during walking in spastic cerebral palsy: A systematic review. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 59(12), 1230-1236. doi:10.1111/dmcn.13501

Nolan, K., Yarossi, M., & McLaughlin, P. (2015). Changes in center of pressure displacement with the use of a foot drop stimulator in individuals with stroke. *Clinical Biomechanics*, 30(7), 755-761. doi:10.1016/j.clinbiomech.2015.03.016

Novotná, K. & Konvalinková, R. (2017). Využití funkční elektrostimulace pro ovlivnění chůze u pacientů s roztroušenou sklerózou. *Rehabilitation & Physical Medicine / Rehabilitace A Fyzikalni Lekarstvi*, 24(3), 170-177. Retrieved 16. 4. 2018 from <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=asn&AN=125556868&authtype=e=shib&site=eds-live&authtype=shib&custid=s7108593>

Pfeiffer, J. (1976). *Facilitační metody v léčebné rehabilitaci*. Avicenum.

Pfeiffer, J., & Votava, J. (1983). *Rehabilitace s využitím techniky*. Avicenum.

Pilsová, Z., Uhlířová, J., & Švestková, O. (2017). Vliv funkční elektrické stimulace na motoriku ruky u pacientů po cévní mozkové příhodě-preklinická studie. *Rehabilitation & Physical Medicine/Rehabilitace a Fyzikalni Lekarstvi*, 24(4). Retrieved 16. 4. 2018 from <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=asn&AN=126917022&authtype=e=shib&site=eds-live&authtype=shib&custid=s7108593>

Poděbradský, J., & Vařeka, I. (1998a). *Fyzikální terapie I*. Praha: Grada Publishing.

Poděbradský, J., & Vařeka, II. (1998b). *Fyzikální terapie II*. Praha: Grada Publishing.

- Prenton, S., Hollands, K. L., & Kenney, L. P. (2016). Functional electrical stimulation versus ankle foot orthoses for foot-drop: a meta-analysis of orthotic effects. *Journal of rehabilitation medicine*, 48(8), 646-656. doi: 10.2340/16501977-2136
- Rokyta, R. (2016). *Fyziologie* (Třetí, přepracované vydání). Praha: Galén.
- Scotland, N. Q. I. (2009). Use of Ankle Foot Orthoses Following Stroke. Best Practice Statement. *Edinburgh: NHS Quality Improvement Scotland*.
- Sharif, F., Ghulam, S., Malik, A. N., & Saeed, aQ. (2017). Effectiveness of Functional Electrical Stimulation (FES) versus Conventional Electrical Stimulation in Gait Rehabilitation of Patients with Stroke. *Journal Of The College Of Physicians And Surgeons--Pakistan: JCPSP*, 27(11), 703-706. doi:2747
- Trojan, S. (2003). *Lékařská fyziologie* (Vyd. 4., přeprac. a dopl). Praha: Grada Publishing.
- Štětkářová, I., Ehler, E., & Jech, R. (2012). *Spasticita a její léčba*. Praha: Maxdorf.
- 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*, 45(2), 154-160. doi:10.2340/16501977-1090
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Votava, J., & Pfeiffer, J. (1983). *Rehabilitace s využitím techniky*. Praha: Avicenum.
- Wang, W., Li, K., Yue, S., Yin, C., & Wei, N. (2017). Associations between lower-limb muscle activation and knee flexion in post-stroke individuals: A study on the stance-to-swing phases of gait. *Plos ONE*, 12(9), 1-13. doi:10.1371/journal.pone.0183865