

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Kateřina Jinochová

**Efektivita rehabilitace chůze aspektem povrchové
elektromyografie**

Diplomová práce

Vedoucí práce: PhDr. Barbora Kolářová, Ph.D.

Olomouc 2018

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Diplomová práce

Název práce: Efektivita rehabilitace chůze aspektem povrchové elektromyografie

Název práce v anglickém jazyce: Efficiency of gait rehabilitation as the aspect of surface electromyography

Datum zadání: 2017-01-27

Datum odevzdání: 2018-05-15

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav Fyzioterapie

Autor práce: Bc. Kateřina Jinochová

Vedoucí práce: PhDr. Barbora Kolářová, Ph.D.

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

Abstrakt v ČJ:

Efektivita rehabilitace chůze aspektem povrchové elektromyografie

Úvod: Chůze je základní motorickou dovedností člověka, který ji využívá k celkové soběstačnosti a udržení nezávislosti.

Cíl: Zhodnocení efektu intenzivní komplexní rehabilitace u pacientů po cévní mozkové příhodě (CMP) aspektem povrchové elektromyografie (polyEMG).

Metodika: Studie se zúčastnilo celkem 20 probandů (9 žen a 11 mužů) v průměrném věku 67 let po CMP v subakutním stádiu po primoatace a měli poruchu chůze jako následek CMP. Probandi byli schopni samostatné chůze bez opěrných pomůcek a nebyl u nich přítomen kognitivní deficit. Měřeny byly tyto aktivity: chůze na chodícím páse a chůze po rovině u každého probanda vždy 2x (před zahájením rehabilitačního programu a po jeho ukončení). V průběhu obou aktivit byla měřena polyEMG aktivita ze 4 svalů (m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris, m. biceps femoris) na paretické i neparetické dolní končetině (DK) a dále rychlost chůze na chodícím páse.

Výsledky: Při druhém měření došlo při chůzi na páse k signifikantnímu zvýšení svalové aktivity u neparetického m. biceps femoris oproti 1. měření ($p=0,04$), při chůzi po rovině k signifikantnímu rozdílu u paretického m. gastrocnemius medialis ($p=0,02$) a k navýšení průměrné rychlosti chůze na páse ($p=0,0012$).

Závěr: V této studii byly zjištěny statisticky významné změny ve svalové aktivitě při 2. měření. Využití chodícího pásu v terapii chůze je vhodné zařadit s ohledem na jeho facilitační efekt

na svalovou aktivitu. V rámci dosažení co možná nejvyššího stupně nezávislé chůze je důležitý komplexní rehabilitační přístup s využitím přístrojových technik k terapii chůze.

Abstrakt v AJ:

Efficiency of gait rehabilitation as the aspect of surface electromyography

Introduction: Gait is the elementary motoric human skill used to maintain full self-sufficiency and independence

Objective: Evaluation of the complex rehabilitation effect on patients after cerebrovascular (CVA) while being an aspect of surface electromyography (polyEMG).

Methodics: 20 probands (9 women and 11 men) in subacute stage after CVA which caused gait disruption participated in the study with the average age of 67. Probands were able to walk independently without supporting aids and there was no cognitive deficit detected. These activities were measured: gait on a treadmill and gait on a level surface two times with every proband (before the start of the rehabilitation program and after it's end). In progress of both activities we measured the polyEMG activity from 4 muscles (m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris, m. biceps femoris) on paretic and nonparetic leg and also the speed of the gait on the treadmill.

Results: During the second measuring on the treadmill we detected a significant increase of muscle activity of nonparetic m. biceps femoris compared to the first measuring ($p=0,04$), during the level surface walk we did detect significant increase of muscle activity too, this time of paretic m. gastrocnemius medialis ($p=0,02$) and also an increase of average gait speed ($p=0,0012$).

Conclusion: This study discovered a statistically significant changes in muscle activity during second measurements. Use of a treadmill is appropriate to include in the gait therapy due to it's facilitating effect on muscle activity. While trying to achieve the highest degree of the independent gait possible it's important to maintain complex rehabilitation approach incorporating usage of machine techniques in gait therapy.

Klíčová slova: chůze, cévní mozková příhoda, rehabilitace, svalová aktivita, povrchová elektromyografie

Key words: gait, stroke, rehabilitation, muscle activity, surface electromyography

Rozsah: 81 stran/1 příloha

Dedikace

Tato práce vznikla za podpory grantu Univerzity Palackého IGA_FZV_2018_002.

Prohlášení

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

V Olomouci dne 15. 5. 2018

Podpis:

Poděkování

Ráda bych touto cestou poděkovala PhDr. Barboře Kolářové, Ph.D. za odborné vedení diplomové práce, podnětné rady a cenné připomínky. Děkuji rovněž profesoru Jimu Richardsovi, který mi umožnil absolvovat zahraniční stáž na University of Central Lancashire v Prestonu ve Velké Británii a poskytl mi mnoho cenných rad k mé práci. Velký dík patří také Mgr. Dagmar Tečové za ochotu a pomoc se statickým zpracováním dat. V neposlední řadě pak děkuji za vytvoření potřebného zázemí a nepostradatelnou oporu své rodině.

Obsah

ÚVOD.....	8
1 PŘEHLED POZNATKŮ	10
1.1 LOKOMOCE ČLOVĚKA	10
1.2 CHŮZE	11
1.2.1 Krokový cyklus	12
1.3 CÉVNÍ MOZKOVÁ PŘÍHODA.....	15
1.3.1 Syndrom uzávěru arteria cerebri media	16
1.4 CHŮZE U PACIENTŮ PO CMP	17
1.4.1 Pohybové vzory chůze u pacientů po CMP.....	17
1.4.2 Symetrie chůze.....	19
1.4.3 Časoprostorové charakteristiky chůze u pacientů po CMP.....	20
1.4.4 Drop foot.....	21
1.5 MOŽNOSTI ANALÝZY CHŮZE U CMP	22
1.5.1 Klinické testy.....	22
1.5.2 Přístrojové techniky.....	23
1.5.3 Povrchová elektromyografie.....	23
1.5.4 Chodící pásy se zabudovanou silovou nebo tlakovou plošinou	24
1.6 MOŽNOSTI TERAPIE CHŮZE U PACIENTŮ PO CMP.....	27
1.6.1 Kinezioterapie chůze	27
1.6.2 Robotická rehabilitace chůze.....	28
2 CÍL VÝZKUMU	30
3 METODY VÝZKUMU	31
3.1 CHARAKTERISTIKA VÝZKUMNÉ SKUPINY	31
3.2 PRŮBĚH VÝZKUMU, POUŽITÉ METODY VÝZKUMU	31
3.3 METODY HODNOCENÍ EMG ZÁZNAMU	34
3.4 METODY STATISTICKÉHO HODNOCENÍ.....	35
4 VÝSLEDKY VÝZKUMU	36
4.1 VYJÁDRĚNÍ K HYPOTÉZÁM NA ZÁKLADĚ STATISTICKÉHO VYHODNOCENÍ	38
5 DISKUZE	44
5.1 KOMPLEXNÍ REHABILITACE CHŮZE U PACIENTŮ PO CMP.....	45
5.1.1 Využití terapeutických chodících pásů v rehabilitaci chůze	46
5.2 DISKUZE K VÝSLEDKŮM PRÁCE.....	50

5.2.1	<i>Diskuze k hypotézám H_{01} a H_{A1}</i>	50
5.2.2	<i>Diskuze k hypotézám H_{02} a H_{A2}</i>	52
5.2.3	<i>Diskuze k hypotézám H_{03} a H_{A3}</i>	54
5.3	PŘÍNOS PRO PRAXI.....	58
5.4	LIMITY STUDIE.....	59
ZÁVĚR.....		60
REFERENČNÍ SEZNAM.....		62
SEZNAM ZKRATEK.....		77
SEZNAM OBRÁZKŮ.....		78
SEZNAM PŘÍLOH.....		79
PŘÍLOHY		80

Úvod

Chůze je základní motorickou dovedností člověka, který ji využívá k celkové soběstačnosti a udržení nezávislosti. Ač se chůze na první pohled zdá jako velmi jednoduchá všední činnost, vidáme tento pohyb dennodenně a nepřijde nám na něm nic zvláštního, přitom je chůze téměř dokonalou souhrou komponent lidského těla. Jsme schopni zvládat chůzi na dlouhé vzdálenosti bez velkého výdeje energie, chodíme po nerovném terénu či po schodech (Kračmar, Chrástková a Bačáková, 2016, pp. 17-19).

Po cévní mozkové příhodě (CMP) uvádí 60-80 % pacientů v akutní fázi určité omezení chůze (van Bloemendaal, van de Water a van de Port, 2012, p. 2207). Zlepšení stereotypu chůze je pro tyto pacienty primárním cílem rehabilitačního (RHB) programu, jelikož chůze je předstupněm zvládnutí komplexní soběstačnosti člověka (Beyaert, Vasa a Frykberg, 2015, pp. 340-2).

Terapeutická obnova chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě může být velmi komplikovanou součástí rehabilitační péče. Jelikož je chůze základní denní lokomocí člověka vedoucí k soběstačnosti jedince, je nutno jí v rehabilitaci věnovat dostatečnou pozornost. V dnešní době můžeme pro terapii chůze využít mnoho rehabilitačních pomůcek, jako například bradla, zrcadla, speciální ortézy a další. V současné době se využívají rovněž technologie jako např. chodící pásy, jejichž předpokládaným přínosem je usnadnění generování kroku pacientovi a zároveň pomáhají fyzioterapeutovi k lepší cílené práci s paretickou dolní končetinou jedince. Mezi přístroje využívané k terapii lokomoce patří dále technologie s možností vizuálního biofeedbacku nebo možností odlehčení pacienta při chůzi (Belda-Lois et al., 2011, pp. 1-14).

Chodící pás je RHB přístrojem, jehož užití se zařazuje mezi koncepty nácviku chůze (Kolářová et al., 2014, pp. 38-9). U pacientů po CMP je častou obtíží spontánní iniciace pohybu, která je především v raném období při počáteční vertikalizaci výrazně utlumená (Beyaert, Vasa a Frykberg, 2015, pp. 340-2). Výhodou pásu oproti chůzi po rovině je, že na páse je pohyb iniciován přístrojem, tudíž dochází k facilitaci evolučně dosažené schopnosti lidské chůze ve vertikále (Kolářová et al., 2014, pp. 38-9).

Cílem práce bylo posouzení efektu intenzivní komplexní rehabilitační péče aspektem povrchové elektromyografie na změnu svalové aktivity při chůzi u pacientů po cévní mozkové příhodě před započítím rehabilitačního programu (1. měření) a po jeho ukončení (2. měření). Dílčím cílem práce bylo posouzení změny rychlosti chůze na páse před zahájením intenzivní rehabilitace (1. měření) a po jejím ukončení (2. měření).

K vyhledávání odborných článků ke splnění cílů diplomové práce byly využity on-line databáze PubMed Health, Research Gate, Science Direct, Medvik, ProQuest, EBSCO a Google Scholar. Vyhledávány byly články v časovém rozmezí od října 2016 do května 2018.

Pro vyhledávání v databázích byla použita klíčová slova: chůze, cévní mozková příhoda, rehabilitace, svalová aktivita, povrchová elektromyografie, respektive jejich anglické ekvivalenty: gait, stroke, rehabilitation, muscle activity, surface electromyography.

Celkem bylo v databázích na základě klíčových slov vyhledáno 53 článků v anglickém jazyce, další články byly nalezeny ručním vyhledáváním. S ohledem na cíle diplomové práce bylo použito celkem 69 článků zabývajících se primárně daným tématem, pro základní orientaci v problematice bylo využito ještě 23 knižních zdrojů a 8 článků v širším kontextu, které sloužily jako studijní literatura.

BEYAERT, Ch., VASA, R., FRYKBERG, G. E. 2015. Gait post-stroke: Pathophysiology and rehabilitation strategies. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology* [on-line]. 45 (20) [cit. 2017-01-11]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/283577074_Gait_post-stroke_Pathophysiology_and_rehabilitation_strategies.

KROBOT, A., KOLÁŘOVÁ, B., KOLÁŘ, P., SCHUSTEROVÁ, B., TOMSOVÁ, J. 2017. Neurorehabilitace chůze po cévní mozkové příhodě. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie* [on-line]. 80/113 (5), pp. 521-6 [cit. 2017-12-12]. Dostupné z: doi 10.14735/amcsnn2017521. Dostupné z: http://www.csn.eu/ceska-slovenska-neurologie-clanek/neurorehabilitace-chuze-po-cevni-mozkove-prihode-61803?confirm_rules=1.

PERRY, J., BURNFIELD, J. M. 2010. Gait analysis: *Normal and Pathological Function*. 2nd ed. Thorofare, N. J.: SLACK, 551 p. ISBN: 978-1-55642-766-4.

WHITTLE, M. W. 2007. *Gait Analysis An Introduction: 4th edition*. 4. UK: Elsevier, 255 p. ISBN 100750688831.

1 Přehled poznatků

1.1 Lokomoce člověka

Lokomoce je definována jako přesun těla z jednoho místa do druhého, který může probíhat více způsoby: lezením, plazením, plížením, bipedální chůzí, během nebo jinými různými komplexními pohyby konanými například při tanci, sportovních aktivitách či boji. Avšak nejběžnějším způsobem lokomoce u člověka je chůze, která slouží každému jedinci k obstarání základních potřeb sloužících k sebeobsluze, či k vykonávání povolání jedince. Bezpečná chůze na nerovném terénu je možná pouze při vhodné koaktivaci svalů a dalších struktur pohybového aparátu jedince, který zajišťuje stabilizaci vzpřímené polohy těla, jak v klidu, tak i při vykonávání pohybu. V případě, že tělo má pevnou oporu v místě kontaktu s opornou bází na zemi tak, aby mohla působit reaktivní síla vznikající působením gravitace a propulzní svalové síly, je centrální nervový systém schopen zajistit tuto stabilizaci. Udržení pohybu i polohy při lokomoci zajišťují ze svalového aparátu především antigravitační svaly (Véle, 2006, p. 347).

Dolní končetiny zajišťují lokomoci vzpřímeného těla člověka rozdíl od zvířat po dvou končetinách. Primární funkcí dolních končetin je tedy lokomoce vzpřímeného těla (Dylevský, 2009, pp. 131-2). V případě, že se jedinci podaří pohyb těla do požadovaného směru, lze považovat lokomoci za úspěšnou. K úspěšnému provedení lokomoce je nutné splnit tři základní požadavky. Musí být přítomny základní lokomoční vzory, které při lokomoci vytvářejí a řídí rytmické vzory svalových aktivit na dolních končetinách a trupu. Druhým požadavkem je správná posturální kontrola, se kterou souvisí zajištění adekvátní dynamické postury pro lokomoci. Schopnost adaptace chůze k potřebám jednotlivce a požadavkům prostředí je posledním požadavkem, jež zajišťuje úspěšné provedení lokomoce (Shumway-Cook a Woollacott, 2007, pp. 157-64).

Pohyby při lokomoci se řídí podle druhově specifických programů, jež jsou podmíněny geneticky a uloženy v centrální nervové soustavě, která celý proces řídí. Na základě motorického učení vzniká každý specifický detail lokomočního pohybu, dále má velký vliv přizpůsobování se vnitřním a vnějším vlivům. Tudiž na lokomoci působí mnoho patogenních vlivů. Adaptace jedince na vlivy okolí způsobuje jedinečnost a specifičnost chůze každého jedince (Vařeka a Dvořák, 1999, pp. 158-9).

1.2 Chůze

Chůze je složitý komplexní sekvenční fázový pohyb, který probíhá cyklicky podle předem daného timingu, časového sledu jednotlivých komponent pohybového aparátu. Chůze se účastní komplexně celý pohybový aparát, čímž se dokáže lépe přizpůsobit novým nestandardním nezažitým podmínkám, jako např. chůze po horách, či chůze v bahnitém terénu (Véle, 2006, p. 348). Za standardních podmínek je chůze účinný pohyb těla směrem vpřed. Účinnost je dána minimálním energetickým výdejem daného jedince. Jakákoliv výchylka od tohoto minima může být považována za abnormální stereotyp chůze (Gross, Fetto a Supnick, 2005, p. 555).

Každý jedinec se již narodí se základními mechanismy chůze, jež jsou uloženy na spinální i supraspinální úrovni. Podstatou těchto mechanismů chůze je reciproční inervace. Finální podobu nabývají až během pozdějšího vývoje každého jedince (Gúth, 2011, p. 86). Lokomoce je řízena pomocí centrálního motorického programu, tudíž není primárně reflexního původu. Centrální motorický program je připravený vzorec neuronální aktivity, který je zakódovaný do paměti sítě neuronů, jež se nazývá generátorem vzorce lokomočního pohybu. Nachází se v páteřní míše samostatně pro každou končetinu. Nejspíše je aktivován signálem z lokomoční oblasti středního mozku, čímž je retikulární formace, jež je fylogeneticky starou sítí vzájemně propojených neuronů. Mimo retikulární formace je motorický program ještě reflexně upravován pomocí informací vedených z proprioreceptorů, což umožňuje jedinci získat informace o tom, na jakém terénu je lokomoce prováděna, čímž dojde ke sladění lokomočního pohybu s terénem, po kterém právě probíhá (Králíček, 2004, p. 141).

Těžiště těla se nachází 1 cm anteriorně od prvního křížového segmentu páteře, při chůzi opisuje sinusoidu v horizontální a vertikální rovině. Rozkmit těžiště během chůze je minimální, jelikož při větším rozkmitu by došlo k navýšení nutného energetického výdeje, snížení výkonnosti pohybu a chůze by se stala velmi neekonomickým pohybem (Gross, Fetto a Supnick, 2005, p. 556).

Při chůzi probíhá pohyb nejen na dolních končetinách, jež jsou ve flexi či extenzi, ale také na horních končetinách, jež provádějí synkinetické, švihové a pasivní pohyby při chůzi. Pohyby horních končetin jsou vyvažovací a probíhají v opačném smyslu, než pohyby na dolních končetinách. Důležitý význam má také pánev a její pohyby, jelikož pánev ovlivňuje pohyby celého axiálního systému. Je možno pozorovat stranové a svislé deviace osového orgánu, ale i torzní pohyby. Pánev a ramenní pletenec fungují v protichůdných pohybech. Chůze aktivuje centrální nervovou soustavu i oběhový systém. Míra zatížení těchto systémů

je dána rychlostí chůze. Při rychlé chůzi jsou kladeny nároky více na oběhový systém a menší na centrální nervový systém, u pomalé chůze je tomu přesně naopak, je tedy nižší zátěž na kardiovaskulární systém, ale centrální nervová soustava je velmi zatížena (Véle, 2006, pp. 351-3).

1.2.1 Krokový cyklus

Chůze probíhá jako rytmický translatorní pohyb těla kyvadlového charakteru. Chůze má tři oddělené pohybové fáze. První fází je **fáze švihová**, kdy končetina postupuje směrem vpřed bez kontaktu s opornou bází. Druhou fází je **fáze opory**, kdy je končetina po celou dobu této fáze v kontaktu s podložkou, tedy opornou bází. Poslední fází, tedy fází třetí, je **fáze dvojitá opora**, kdy jsou obě končetiny ve styku s podložkou, tedy opornou bází (Véle, 2006, p. 348).

Krokový cyklus je definován jako interval mezi dvěma stejně se opakujícími jevy během chůze. Jako začátek cyklu můžeme označit úder levé paty a krokový cyklus končí opět s kontaktem levé paty s podložkou (Whittle, 2007, pp. 52-59). Krokový cyklus je rozdělen na fázi stojnou (stance phase) a fázi švihovou (swing phase), jejich vzájemný poměr během krokového cyklu při průměrné rychlosti chůze je přibližně 60:40, ale časový poměr pro fáze krokového cyklu se mění vždy v závislosti na rychlosti chůze. Se vzrůstající rychlostí se délka stojné i švihové fáze zkracuje. V případě, že fáze dvojitá opora je zcela vynechána, již se nejedná o chůzi, ale o běh (Rose a Gamble, 2006, pp. 101-105).

Pojem krokový cyklus lze také změnit na pojem dvojkrok (stride), jež je vymezen jako interval mezi dvěma počátečními kontakty (iniciálními kontakty) jedné dolní končetiny s podložkou. Každý dvojkrok čítá dva kroky (step). Délka kroku (step length) je dána jako vzdálenost, o kterou se jedna dolní končetina předsune před druhou dolní končetinu, jde tedy o vzdálenost mezi iniciálním kontaktem jedné a druhé dolní končetiny (Vařeka a Vařeková, 2009, p. 51; Whittle, 2007, p. 55). Šířka kroku, nebo-li base of support, je boční vzdáleností mezi osami obou chodidel. Dalším parametrem chůze je kadence, což je počet kroků za určitý čas, dále časový interval krokového cyklu, nebo-li cycle time a posledním parametrem je rychlost chůze, která se nejčastěji měří v metrech za sekundu, tzn. m/s (Whittle, 2007, pp. 55-6).

1.2.1.1 Švihová fáze

Švihová fáze zaujímá pouze 40 % z krokového cyklu, 60 % zaujímá fáze oporná (stojná). Fáze se dělí na tři části. První částí je **Initial swing** (acceleration), což je počáteční fáze švihu, zrychlení. Tato fáze začíná ve chvíli, kdy se chodidlo odlepí od podložky a končí, když je švihová končetina na úrovni dolní končetiny, která je právě ve fázi stojné. Druhou částí je fáze **Mid swing**, což je střední švihová fáze, která začíná v okamžiku, kdy je švihová

končetina ve stejné úrovni jako končetina stojná a končí ve chvíli, kdy švihová končetina je vpředu a holenní kost je vertikálně, čehož je dosaženo, pokud je flektován kyčelní kloub i kolenní kloub na stejném stupni. Poslední částí je **Terminal swing** (decelerace), což je konečná fáze švihu, tzv. brždění. Tato fáze začíná, když je holenní kost ve vertikální poloze, a končí kontaktem paty švihové končetiny o podložku. Stojná končetina je ve fázi konečného stoje (Gross, Fetto a Supnick, 2005, p. 556). Švihová fáze je velmi náročná na udržení vodorovné polohy pánve, která má na straně švihové nohy tendenci podklesnout, jelikož ztratila kontakt s podložkou, a je podepřena pouze dolní končetinou, která je ve fázi opory, čímž dochází k poklesu pánve na straně švihové nohy. Tento pokles je nutno vyrovnat aktivitou abduktorů oporné nohy, ale i aktivitou m. quadratus lumborum a m. iliopsoas na straně švihové nohy. Počínajícímu pádu zabrání následující dotyk švihové nohy kontaktem její paty s opornou plochou a s následným snížením těžiště (Véle, 2006, pp. 348-50).

V této fázi dochází v kyčelním kloubu ke flexi a zevní rotaci. Na počátku fáze, kdy je femur v zevní rotaci, tak se na stejné straně pánve změní rotace ze zevní na vnitřní ve chvíli, kdy začíná kontralaterální polovina pánve a femur stojné dolní končetiny rotovat směrem zevním. V kolenním kloubu se pohyb rozděluje do dvou fází. V počáteční fázi se kolenní kloub flektuje a ve druhé fázi extenduje. Kolenní kloub je téměř zcela extendován ve chvíli, kdy dochází ke kontaktu paty s podložkou. Hlezenní kloub je nejdříve flektován plantárně, a poté přechází do dorzální flexe. V mezišvihové fázi je hlezenní kloub v nulovém postavení, což znamená, že je tento kloub připraven na kontakt s podložkou (Vařeka a Vařeková, 2009, pp. 51-62).

Ze svalů dolní končetiny se švihové fáze významně účastní mnoho svalů. V kyčelním kloubu jsou to svaly: m. gluteus medius druhé strany, m. iliopsoas, m. rectus femoris, m. tensor fasciae latae, m. pectineus, m. biceps femoris (caput breve), m. sartorius, adduktory kyčle. V kolenním kloubu jsou to svaly: flexory kolene, m. quadriceps femoris, m. sartorius. V kotníku se zapojují následující svaly: m. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus, m. extensor hallucis longus (Véle, 2006, p. 351).

1.2.1.2 Oporná fáze

Oporná fáze (opěrná či stojná fáze) začíná nárazem paty švihové nohy na opornou plochu, což zabrzdí případný pád. Kontakt nohy s opornou bází následně postupuje od paty po celou plantu. K pevnému a spolehlivému kontaktu dopomáhá nožní klenba dynamickým úchopem členité plochy oporné báze. Končetina se stává končetinou opornou. Následuje odvinutí paty plantární flexí nohy, z oporné končetiny se stává končetina odrazová. Tato fáze je ukončena odvinutím palce nohy od oporné plochy a končetina se stává končetinou švihovou (Véle, 2006,

pp. 351-2). Při průměrné rychlosti chůze dosahuje stojná fáze 60 % a švihová fáze 40 % krokového cyklu. Naopak při pomalé chůzi stojná fáze může dosahovat více než 70 % a švihová fáze méně než 30 % krokového cyklu (Trew a Everett, 1997, p. 24).

Opěrná fáze kroku lze také rozdělit na pět částí. První částí je **Heel strike** (počáteční kontakt, initial contact), což je počáteční dotyk paty s podložkou, kdy náraz paty na podložku zabrzdí postupující pád. Kyčelní kloub je flektován, kolenní kloub extendován, a hlezno je v dorzální flexi či nulovém postavení v kloubu. Druhá dolní končetina je v této fázi v předšvihu, tedy pre-swing fázi. Následuje část **Foot flat**, jež je označována také jako loading response, kdy dochází k plnému kontaktu a zatížení celé nohy. Tato fáze probíhá od počátečního kontaktu nohy s podložkou a pokračuje, dokud druhá dolní končetina není zvednuta do švihu. Hmotnost těla je postupně přenášena směrem vpřed na stojnou dolní končetinu a frontální rovina pánve je naklopena směrem k oporné dolní končetině (Perry a Burnfiedl, 2010, p. 11). Třetí částí je část **Mid stance**, což je střední stojná fáze, která začíná ve chvíli, kdy je plný kontakt plosky stojné končetiny s podložkou a druhá dolní končetina je zároveň zvednuta od podložky. V této fázi také dochází k přenesení hmotnosti těla na přednoží stojné dolní končetiny. Následuje čtvrtá část **Heel off**, což je konečná fáze stoje, neboli terminal stance, tedy odlepení paty od podložky a pokračuje, dokud druhá dolní končetina neudeří na podložku. Poslední částí, tedy částí pátou, je **Toe off**, což je odrazová fáze, odtržení prstů od podložky (Gross, Fetto a Supnick, 2005, p. 556).

V oporné fázi dochází v kyčelním kloubu po dobu celé této fáze k extenzi, a to od prvotního kontaktu paty s podložkou, až po konečné odvinutí palce. Dále dochází na počátku této fáze k zevní rotaci v kyčelním kloubu, poté k rotaci vnitřní. Při správné koaktivaci všech struktur účastníci se na pohybu nedojde v této fázi k poklesu pánve k protější straně (Vařeka a Vařeková, 2009, pp. 51-62). Aktivními svaly v kyčelním kloubu jsou svaly gluteální a svaly konající flexi v kolenním kloubu. Tyto svaly pracují při iniciálním doteku paty s podložkou. Na konci této fáze se také aktivují adduktory stehna. Zvýšenou aktivitu gluteálních svalů lze pozorovat u rychlejší chůze (Véle, 2006, pp. 351-3).

V kolenním kloubu během oporné fáze dochází ke dvěma fázím. První fází je mírná flexe od dotyku paty až po kontakt planty, kdy je nejvíce aktivní m. quadriceps femoris, jež postupně relaxuje a při dotyku paty s podložkou dělá mírnou flexi. V druhé fázi dochází po odvinutí paty k extenzi kolenního kloubu se zevní rotací bérce s abdukci v hleznu, v tomto pohybu se nejvíce aktivuje m. vastus intermedius. Ve chvíli, kdy se dolní končetina dostane do vertikální polohy, dochází k uzamknutí kolenního kloubu a snížení aktivity extenzorů kolene. Po druhé fázi opět začíná fáze první, tedy mírná flexe v kolenním kloubu. Konečnou flexi se celý chůzový

cyklus významně ekonomizuje, jelikož dochází k oploštěnému zdvihu těžiště (Vařeka a Vařeková, 2009, pp. 51-62, Véle, 2006, pp. 351-3).

V hlezenním kloubu během oporné fáze dochází k plantární flexi, která aktivuje propulzi následovanou mírnou dorzální flexí. Chodidlo v této fázi přilne k podložce, což je důležité z hlediska rozlišení povrchu podložky a aktivaci propriocepce (Vařeka a Vařeková, 2009, pp. 51-62). Dále se zde střídá pronace a supinace nohy. Při velkých nerovnostech podložky či špatnému vnímání povrchu může dojít k distorzi či subluxaci hlezna, což doprovází poškození vazů a kloubního pouzdra. Aktivními svaly v této fázi jsou m. tibialis anterior, mm. peroneii, m. extensor hallucis longus, m. extensor digitorum longus, m. tibialis posterior. Stabilizačním svalem pro kolenní kloub je m. triceps surae. Svaly palce nohy jsou aktivovány dle velikosti tlaku na nohu. Vyšší aktivitu hlezna můžeme dosáhnout při chůzi v nerovném terénu, jako je např. hluboký písek (Véle, 2006, pp. 351-3; Kolář et al., 2009, pp. 48-50).

1.2.1.3 Fáze dvojí opory

Fáze dvojí opory je fází, při které dochází ke kontaktu obou končetin s opornou bází, zároveň tvoří přechod mezi švihovou a opornou bází. Odvíjení špičky na stojné noze se kryje s kontaktem paty na švihové noze. Fáze dvojí opory zaujímá 10 % z krokového cyklu, ale uvádí se jako součást stojné fáze. Tato fáze se nevyskytuje při běhu, při vyšší rychlosti chůze se fáze dvojí opory vytrácí (Véle, 2006, pp. 348-50). Při této fázi je těžiště těla na nejnižší úrovni, čímž představuje nulovou polohu kyvadla, na kterou postupně navazuje jak propulzní, tak švihová a brzdící fáze chůze (Krivošíková, 2011, pp. 210-12).

1.3 Cévní mozková příhoda

Cévní mozková příhoda (CMP, iktus) je termín pro náhle vzniklé poškození mozkové tkáně, jež může být způsobeno buď uzávěrem mozkových tepen (ischemií) nebo krvácením tepen (hemorrhagií). U pacienta se objevují typické symptomy, jimiž jsou: poruchy vědomí, hybnosti, koordinace pohybů, rovnováhy či smyslové poruchy. Pokud tyto symptomy přetrvávají déle než dvacet čtyři hodin, jedná se o tzv. dokonaný mozkový iktus. Pokud příznaky trvají pouze kratší dobu v rámci několika minut a zároveň se samy upraví do dvaceti čtyř hodin, tak jsou znakem tranzitorní ischemické ataky, nebo-li TIA (Kalina, 2008, pp. 15-7).

CMP se řadí mezi jedno z nejvíce destruktivních postižení mozku. Následky pro pacienta nemají pouze fyzický charakter, ale mají také velký dopad na psychiku jedince. Pacient se často není schopen vrátit do stavu před iktem, což může mít také za následek finanční újmu pro celou rodinu pacienta (Feigin, 2007, p. 31).

Iktus je jednou z nejčastějších příčin úmrtí a trvalé invalidity. V České republice je incidence tohoto onemocnění cca 350 případů na 100 000 obyvatel, z čehož jedna třetina pacientů zemře. Zhruba polovina pacientů, kteří přežijí CMP, bývá následně velmi těžce handicapována a současně odkázána na pomoc druhých osob. Pacienti buď následně žijí v ústavní péči či jsou v trvalé péči rodiny. Více než jedna třetina pacientů je mladších než šedesát let, což následně způsobuje i ekonomické problémy pacientovy rodiny (Kolář et al., 2009, pp. 386-7).

1.3.1 Syndrom uzávěru arteria cerebri media

Syndrom uzávěru arteria cerebri media (ACM) je nejčastější syndrom uzávěru mozkové tepny. Arteria cerebri media je největší mozkovou tepnou. Hlavním příznakem je centrální kontralaterální hemiparéza až hemiplegie, která se následně projevuje na pohybovém aparátu jedince. Uzávěr či snížení průtoku tepny zpravidla vede k centrálnímu postižení lícního nervu, těžkému postižení horní končetiny, zejména drobných svalů ruky, které vykonávají funkci jemné motoriky; dále se vyskytuje deficit na dolní končetině, hemisenzitivní defekty, homonymní poruchy zorného pole a pohledové obrny ke druhé straně. Léze v oblasti dominance řeči vede k afázii, apraxii či agnózii. Druhostranná léze způsobuje poruchu prostorového vnímání (Pfeiffer, 2007, pp. 145-59).

Syndrom uzávěru arteria cerebri media můžeme dělit na dva základní typy. Prvním typem je uzávěr hlavní horní přední větve, kdy dochází k postižení frontálního laloku, vyskytuje se zde faciobrachiálně zvýrazněná hemiparéza, pohledová obrna a motorická afázie i apraxie. Uzávěr hlavní dolní zadní větve je druhým typem. Pacient trpí převážně senzitivním deficitem, homonymními defekty zorného pole, případně senzorickeou afázií či Neglect syndromem dle postižené hemisféry (Seidl, 2015, pp. 193-4).

Na horní končetině se projevuje tendence k flekční kontraktuře v lokti a v ruce a k addukci v ramenním kloubu. Na dolní končetině dochází k extenční kontraktuře s postavením hlezenního kloubu do ekvinozity. Dolní končetina se u některých pacientů vzhledem k ne zcela fyziologicky možnému provedení pohybu do flexe při švihové fázi stává delší, než končetina nepostížená, a pacientovi dělá velké obtíže při chůzi. Tito pacienti provádí chůzi tzv. cirkumdukci. Toto nastavení svalového tonu se celkově nazývá jako Wernickeovo-Mannovo držení. Hybnost dolní končetiny se upravuje rychleji než hybnost končetiny horní (Pfeiffer, 2007, pp. 145-59).

Rehabilitaci zahajujeme co nejdříve od vzniku uzávěru, ale vždy s ohledem na stav pacienta. Krátkodobé i dlouhodobé cíle terapie určujeme dle rozsáhlého kineziologického rozboru. Věnujeme se především podpoře spontánní obnovy motorických funkcí: u uzávěru ACM

je to na horních končetinách (HKK) především úchopová funkce a obnovení soběstačnosti, na dolních končetinách (DKK) nácvik či obnova chůzového stereotypu. Je nutno zabránit sekundárním poruchám: kontraturám či dekubitům. U pacientů se zaměřujeme na nácvik denních činností a aktivní pohyb s využitím pomůcek k jejich maximální možné soběstačnosti dle stavu pacienta. V terapii využíváme i přístrojové techniky, jako např. Armeo, Zebris, C-Mill, atd.

1.4 Chůze u pacientů po CMP

1.4.1 Pohybové vzory chůze u pacientů po CMP

Po cévní mozkové příhodě uvádí 60-80 % pacientů v akutní fázi určité omezení chůze, je tedy zřejmé, že chůze je pro tyto pacienty primárním cílem rehabilitačního programu (van Bloemendaal, van de Water a van de Port, 2012, p. 2207). Samostatnou chůzi během prvního týdne po CMP je schopno provést pouze 23-37 % pacientů. Během prvních tří týdnů bez pomoci chodí 50-80 % pacientů, během šesti měsíců již 85 % chodí samostatně (Olney a Richards, 1996, p. 136).

U pacientů po CMP se mnohdy setkáváme s hemiparetickým charakterem chůze. Při tomto typu chůze jsou přítomny abnormality zahrnující spastickou a paretickou komponentu, poškození sensorické kontroly a mechanické změny ve svalech a kloubech (Schroeder et al., 1995, pp. 25-31). Mezi patologické mechanismy hemiparetické chůze řadíme ztrátu selektivní kontroly, závislost na primitivních pohybových vzorech, abnormální svalový tonus, relativní nerovnováhu mezi agonisty a protihráči, ztrátu obranných reakcí (Gage in Whittle, 2007, pp. 66-9). Je nemožné obecně popsat typickou chůzi u pacienta po CMP z toho důvodu, že každý jedinec má svoji individuální kombinaci patologických komponent zastoupených v chůzi. Lze pouze říci, že hemiparetická chůze je charakteristická následujícími znaky: pomalé energeticky náročnější pohyby, opožděné rovnovážné reakce, nedokonalý přenos váhy těla na paretickou končetinu a poškození motoriky (Yavuzer et al., 2006, pp. 1-8). Při chůzi u spastické hemiparézy neprobíhá na postižené straně souhyb horní končetiny, která je v pozici vnitřní rotace a pronace v lokti s flexí ruky a prstů, rameno v depresi, addukci a vnitřní rotaci, celkově je horní končetina oslabená. Celá dolní končetina je v extenčním a vnitřně rotačním postavení, v hleznu pozorujeme inverzi, plantární flexi. Zevní rotace celé dolní končetiny postižené strany způsobuje její cirkumdukční pohyb a sunutí zevní hrany chodidla po podložce při chůzi (Kolář et al., 2009, pp. 386-92).

Dalším problémem bývá při chůzi podklesávání nohy do varozity při zatížení. Na dolní končetinu lze aplikovat stabilizační ortézu na hlezenní kloub. Vzácně může docházet k podklesávání kolenního kloubu pro nedostatečnou spasticitu extenzorů kolene. Spasticita

extenzorů pomáhá při udržení antigravitačního tonu, což lze řešit stabilizační kolenní ortézou (Pfeiffer, 2007, pp. 145-59).

CNS řídí velké množství segmentů (svalových jednotek), spojení těchto elementů nazýváme funkční synergie. Jde o cyklickou návaznost svalových kontrakcí při chůzi. U pacientů po CMP je však tato souhra porušena (Skvortsova, 2005, p. 29).

Pro udržení dynamické rovnováhy je nutností koordinace svalové aktivity svalů dolních končetin, pohyb vpřed i uvolnění končetiny pro švihovou fázi. Po jednostranné supratentoriální mrtvici dochází k radikálním změnám v neuromuskulární kontrole. Aktivita postižených svalů může být vyvolána volně nebo automaticky. Volní vyřazování končetiny z pohybu může následně způsobit problémy při snaze končetinu volně aktivovat (Beyaert, Vasa a Frykberg, 2015, p. 340).

Charakteristickými rysy chůze jsou pomalé a asymetrické kroky s nízkou selektivní motorickou kontrolou, opožděnými a porušenými rovnovážnými reakcemi a sníženým přenosem váhy na paretickou končetinu (Kramers – de Quervain et al., 1996, p. 1512). Symetrický pohyb těla směrem vpřed může být narušen v závislosti na vzoru chůze a stupni rekonvalescence. Koordinace mezi oběma končetinami je nahrazena globálními patologickými vzory na paretické straně, které mají za následek abnormální postavení pánve a neparetické strany, čímž se způsobí posunutí těžiště těla mimo běžný výskyt, což následně vede k abnormálnímu zvýšení energetického výdeje při chůzi (Yavuzer et al., 2006, p. 1).

U pacientů po CMP se při chůzi prodlužuje stejná fáze u obou dolních končetin oproti zdravému jedinci (Olney a Richards, 1996, p. 136). Na paretické straně se délka stejné fáze zkracuje a ve švihové fázi se prodlužuje, tudíž na neparetické straně se stejná fáze prodlužuje a švihová fáze je kratší. Fáze dvojí opory se prodlužuje (Wooley, 2001, p. 2). Dále ve stejné fázi dochází k nedostatečné přípravě hybnosti těla směrem vpřed. Pacient zvolí kompenzační mechanismus, tedy prodloužení stejné fáze na neparetické dolní končetině, naopak na paretické dolní končetině se stejná fáze zkrátí, čímž dojde i ke zkrácení délky kroku (Roerdink et al., 2007, p.1). Ve švihové fázi krokového cyklu se u pacienta objevuje cirkumdukce či elevace pánve v důsledku omezené flexe v kyčelním i kolenním kloubu a snížení síly dorziflexorů hlezna (Mazuquin et al., 2014, pp. 1-2).

Jak u zdravé, tak paretické dolní končetiny, je poměrně běžnou odchylkou u hemiparetické chůze delší doba pracovní činnosti hamstringů a m. quadriceps femoris. Masivní koaktivace svalů paretické končetiny během stejné fáze může být součástí primitivní extenzorové synergie, způsobené poruchou centrálního řízení, avšak podobné vzory synergistické aktivity byly zjištěny v proximální části dolní končetiny při chůzi u batolat a pacientů s míšním poraněním,

což naznačuje, že se spíše jedná o kompenzační neuromuskulární strategii než primární poruchu v časové souslednosti aktivity svalů.

Během stojné fáze funguje m. biceps femoris jako extenzor kyčle, zatímco hlavní funkcí m. rectus femoris je ve stojné fázi udržet extenzi v kolenním kloubu. Toto působení zajišťuje během jednooporové fáze vyšší tuhost kolenního a kyčelního kloubu. Kompenzační koaktivace hamstringů a m. quadriceps femoris také souvisí se slabostí lýtkových svalů, protože bylo zjištěno, že plantiflexory poskytují největší oporu během jednooporové fáze při normální chůzi. Další časovou abnormalitou v zapojení svalů je předčasná aktivita m. gastrocnemius medialis paretické končetiny při fázi dvojí opory (Otter et al., 2006, pp. 342-52).

Ve švihové fázi krokového cyklu na paretické straně má pacient problém se zahájením pohybu. Na paretické končetině při fázi Toe off je kinetická energie při odlepení palce menší, jelikož dochází k nedostatečné aktivitě flexorů planty nebo flexorů kyčelního kloubu během předšvihové fáze (Nadeau et al., 1999, p. 135), čímž se švihová fáze prodlužuje a pro pacienta je energeticky náročnější aktivovat paretickou končetinu při této fázi. Snížení kinetické energie je spojeno s nižší flexí v kolenním kloubu během předšvihové fáze (Chen et al., 2005, pp. 54-5).

U pacientů po CMP se schopnost chůze obnovuje do šesti měsíců, ale největších pokroků lze dosáhnout během první tří měsíců od ataky (Pennycott et al., 2012, pp. 1-13).

1.4.2 Symetrie chůze

Dalším důležitým charakteristickým znakem fyziologické chůze je symetrie. Symetrie chůze je velmi často měřena a hodnocena, především u pacientů po cévní mozkové příhodě. Kroky jsou asymetrické a jsou také narušeny rovnovážné reakce (Yavuzer et al., 2006, pp. 1-8). Délka kroku, neboli step length, se zkracuje, čímž dochází k asymetrii chůze. Pacient dělá delší krok na paretické straně těla (Wooley, 2001, p. 2). Dle studie Chena et al. (2005), se liší délka kroku dle každého testovaného jedince. Není pravidlem větší délka kroku na paretické straně, jelikož u čtyř pacientů po CMP byla délka kroku kratší na paretické straně dolní končetiny a u dvou probandů na straně neparetické. Vrchol extenze v kyčelním kloubu na paretické končetině byl snížený u skupiny pacientů s hemiparézou. Snížení extenze v kyčli bylo výraznější u jedinců s kratší délkou kroku na neparetické končetině, jelikož těla těchto jedinců se nepohybovala směrem vpřed nad opěrnou končetinu během opěrné fáze krokového cyklu paretické končetiny (Chen et al., 2005, p. 55).

Zhoršení posturální kontroly je základem problémů pacientů po CMP, je způsobeno komplexním souborem motorických, senzorických a kognitivních poruch. Pacienti udávají

potíže s rovnováhou vzhledem k tomu, že nemají představu o svém těle, protože nevnímají paretickou stranu těla. Z toho vyplývá těžká posturální nestabilita doprovázená asymetrií ve frontální i sagitální rovině už během klidného stoje. Při chůzi se obtíže ještě více zhoršují. Potíže s rovnováhou jsou taktéž ovlivněny sníženým zatížením paretické dolní končetiny, zvýšenou posturální nestabilitou (zvýšeným vychylováním těžiště těla, než je běžné) během klidného stoje, a zpožděnými či přerušeny rovnovážnými reakcemi (De Haart et al., 2004, p. 886).

Asymetrie kroku dále souvisí s obtížemi pacienta s přenesením váhy na postiženou stranu těla. Tento jev je pro chůzi ale nezbytný, jelikož po přenesení váhy na paretickou dolní končetinu následuje pohyb zdravou končetinou, tedy provedení švihové fáze kroku (Kramers-de Quervain et al., 1996, p. 1512). Z tohoto důvodu je velmi důležité provádět s pacientem nácvik stability na paretické straně v oporné fázi chůze, po zlepšení této fáze na paretické končetině je možné dosáhnout zlepšení symetrie chůze (Olney a Richards, 1996, p. 145).

V posledních letech lze symetrii chůze velmi dobře hodnotit především pomocí silových plošin zabudovaných do chodicích pásů, kterým je např. systém Zebris FDM-T či systém C-Mill (Kolářová et al., 2014, pp. 38, 54).

Studie Pattersonové et al. (2009) porovnává nejvíce známé projevy symetrie chůze popisované po CMP a dává doporučení nejvhodnější pro normalizaci hodnocení symetrie chůze u těchto pacientů. V této studii byly porovnávány následující parametry: poměr symetrie, index symetrie, asymetrie chůze, úhel symetrie za pomoci změření délky kroku, čas švihové fáze, čas stojné fáze, čas fáze dvojných opor. Porovnání bylo změřeno na 161 ambulantně se léčících probandech po cévní mozkové příhodě. Kontrolní skupina obsahovala 81 zdravých dospělých jedinců. Studie vychází ze zjištění, že vhodným vzorcem na změření symetrie chůze je rovnice, která obsahuje následující komponenty: délka kroku, čas švihové fáze, čas stojné fáze. Tato rovnice byla nazvána jako standardizace symetrie kroku a její parametry by měly určit symetrii/asymetrii u pacientů po CMP. Avšak je nutné toto měření provést na více probandech, aby se dala rovnice světově standardizovat (Pattersonová et al., 2009, pp. 241-6).

1.4.3 Časoprostorové charakteristiky chůze u pacientů po CMP

Rychlost chůze

Snížená rychlost chůze je charakteristickým znakem chůze u pacienta po CMP. Rychlost chůze se pohybuje nejčastěji mezi 0,23 m/s až 0,73 m/s, avšak například dostačující rychlost chůze na přejítí silnice se pohybuje kolem 0,80 m/s (Beyaert, Vasa a Frykberg, 2015, p. 341).

Tempo chůze

Snižuje se tempo chůze, což znamená prodloužení chůzového cyklu – prodloužení opěrné fáze a fáze dvojí opory. Rovnováha je zabezpečena změnou relace délky oporné a švihové fáze ve prospěch opěrné fáze na straně intaktní končetiny (Skvortsova, 2005, pp. 29-30).

Šířka kroku

Šířka kroku, neboli stride width, je větší než u zdravého jedince, jelikož pacient po CMP vykazuje známky špatné rovnováhy a ke koordinaci kroků potřebuje větší základnu pohybu (Wooley, 2001, p. 2).

1.4.4 Drop foot

Při švihové fázi chůze dochází k nedostatečné dorziflexi v hlezenním kloubu (drop foot, drápovitá noha), jelikož svaly konající dorzální flexi jsou oslabené a zároveň se na flexorech planty vyskytuje zvýšená ztuhlost, čímž dochází k poklesu špičky, který se nazývá foot drop, neboli drápovitá noha, jež je jedním z dalších charakteristických znaků u pacientů po CMP (Woolley, 2001, p. 5; Yavuzer et al., 2006, p. 1). Následkem je ve švihové fázi chůze zvětšení laterálního posunu nohy na paretické straně a následný cirkumdukční pohyb paretické dolní končetiny. Tento pohyb může být ještě doprovázen tažením prstů po podložce, což může být následnou příčinou pádu pacienta (Olney a Richards, 1996, p. 146; Chen et al., 2005, pp. 54-5). Tento znak se vyskytuje u 46 % pacientů po CMP před koncem třetího měsíce po atace (Beyaert, Vasa a Frykberg, 2015, p. 342).

Pokud se drápovité prstce objevují při sezení, tak zůstávají přítomny i při chůzi, kdy se problém ještě více zhoršuje a znesnadňuje pacientovi chůzi. Výskyt drápovitých prstů je vyšší u pacientů s horší posturální kontrolou a souvisí s ekvinózním, varózním postavením nohy, nikoliv však se spasticitou m. triceps surae. Při chůzi ve stojné fázi není postižená dolní končetina zatížena přes celé chodidlo, chybí zatížení prstců z důvodu drápovité nohy (Beyaert, Vasa a Frykberg, 2015, p. 342).

Drápovitá noha může mít za následek nedostatky spojené s chůzí, především snížení rychlosti chůze, potíže s přenosem váhy těla přes paretickou končetinu, asymetrii chůze a nestabilitu paretické končetiny. Tyto nedostatky pacienta limitují v každodenních aktivitách běžného života (Pilkar, Ramanujan a Nolan, 2017, p. 2). Pacienti s foot drop mají dále problém vyhýbat se překážkám při chůzi, jelikož nemají dostatečnou dorziflexi hlezna. Standartní léčbou bylo používání tzv. AFO ortézy (ankle-foot orthosis), která má dopomoci ke zlepšení chůze (van Swigchem et al., 2014, p. 655). Aplikace kotníkové ortézy byla běžně využívanou léčbou drop foot, ačkoliv bylo prokázáno, že zvyšuje rychlost chůze a funkční stabilitu, ale není

zaměřena na obnovení funkce oslabených svalů nohy. Z tohoto důvodu se přistoupilo k využívání funkční elektrické stimulace (FES), která podporuje motorickou obnovu především ve chvíli, kdy má pacient udělat předem definovaný úkon, tudíž je často využíván přímo v terapii (Pilkar, Ramanujan a Nolan, 2017, p. 2).

1.5 Možnosti analýzy chůze u CMP

Hodnocení chůze můžeme provést kvalitativně, ale také kvantitativně. Pro analýzu chůze existuje mnoho klinických a laboratorních vyšetření či testů, jež chůzi hodnotí kvantitativním způsobem. U pacientů po CMP lze využít standartní funkční hodnotící škály jako například the Barthel Index, the Functional Independence Measure (FIM), či Timed Up and Go Test (TUG). Tyto testy jsou snadno využitelné a cenově přijatelné, ale ne zcela dostačující pro zhodnocení pokročilejších aktivit (Viosca et al., 2005, p. 1239). Mezi nejčastěji používanou kvalitativní metodu pro analýzu chůze řadíme rychlost chůze, která nám napoví mnohé o funkčním stavu pacienta, nicméně o globálním vzoru chůze nám tento test mnohé neukáže. Rychlost chůze lze měřit na určitou kratší či delší vzdálenost, lze pacientovi zvolit rychlost chůze, či si pacient udává rychlost chůze dle svého stavu sám (Yavuzer et al., 2006, p. 4).

Pro celkové zhodnocení dysfunkce chůze u pacientů po CMP využíváme k měření především kvantitativní metody, které prokáží rozdíly oproti normální chůzi, poukáží na funkční problémy a nastíní vhodný postup léčebného programu. Lze měřit časovou vzdálenost, kinematické a kinetické vlastnosti či elektromyografii. Testy lze provádět opakovaně k porovnání efektu léčby (Yavuzer et al., 2006, p. 4).

1.5.1 Klinické testy

Mezi nejznámější testy, jež jsou využívány k hodnocení chůze, patří The 10 - Meter Walk Test, kdy pacient má za úkol jít po vymezeném úseku 14 metrů dlouhém tak rychle a bezpečně, jak jen dokáže (Bastlová et al., 2015, p. 21). Vyšetřující změří pouze část úseku ze čtrnácti metrů, jímž je prostředních deset metrů (Scrivener, Schurr a Sherrington, 2014, p. 2). Velmi hojně využívaným je také test The Timed Up and Go Test (TUG), kdy pacient sedí na židli, která je umístěná před počátkem měřeného úseku, který je dlouhý tři metry. Pacient sedí na židli tak, aby se jeho záda opírala o zádovou opěrku židle. Na výzvu vyšetřujícího má pacient provést daný úkon: vstát ze židle, jít volnou a pohodlnou rychlostí po vyznačené trase, na konci trasy se otočit, dojít vyměřený úsek zpět a opět se posadit na židli. Vyšetřující měří čas od začátku zahájení úkolu až po jeho konec, čímž je znovu sed na židli s opřenými zády o zádovou opěrku židle (Flansbjer et al., 2005, p. 76). Dalšími používanými testy k hodnocení chůze u pacientů se řadí: Dynamic Gait Index, Functional Gait Assessment (Lin et

al., 2010, pp. 2021-5), 6 Minute Walk Test (Flansbjer et al., 2005, p. 76) a Functional Ambulation Category (FAC) (Mehrholtz et al., 2007, pp. 1314-9).

1.5.2 Přístrojové techniky

K analýze chůze lze také využít přístrojové techniky. K přístrojové analýze se například používají elektricky poháněné chodící pásy, které jsou opatřeny zabudovanou silovou plošinou (Dierick et al., 2004, p. 299). Silová plošina je deska, v níž jsou piezoelektrické či tenzometrické snímače. Když je povrch desky zatížen silou, vznikne napětí, které se následně převede na elektrický signál. Poté dojde k zaznamenání a zpracování signálu (Winter, 2009, p. 117). Při měření chůze na páse je možno facilitovat chůzi ve vertikále, zároveň zaznamenat více krokových cyklů i delší časový úsek. Plošina umožňuje rychlé získání dat během velkého počtu po sobě jdoucích krokových cyklů (Kram a Powell, 1989, p. 1692). Chůzi testovaného jedince

lze také zaznamenat na videokamery, jež jsou většinou součástí příslušenství chodícího pásu. Záznamy lze využít ke zhodnocení kinematické charakteristiky chůze (Winter, 2009, p. 122).

Chodící pásy s tlakovou plošinou jsou také vhodnou přístrojovou technikou určenou k analýze chůze. Zabudovaná tlaková plošina umožňuje analýzu statického a dynamického rozložení sil současně se zaznamenáváním měření na dvě kamery, které následně umožňují základní videoanalýzu pohybu. Pacienti neschopni stoje využívají speciální závěsný systém či odlehčení těla. Méně stabilní pacienti mohou využít teleskopická madla, čímž se pro ně chůze stává komfortnější (Kolářová et al., 2014, pp. 38-9).

1.5.3 Povrchová elektromyografie

Povrchová elektromyografie (SEMG) podává prostřednictvím snímání bioelektrických signálů svalů obraz o neurálních mechanismech volní kontroly, jedná se o metodu neinvazivní a poměrně snadno realizovatelnou, která umožňuje snímat aktivitu více svalů současně při konání jakéhokoliv pohybu (Kolářová et al., 2014, p. 75).

V SEMG hodnotíme vzájemnou součinnost několika kosterních svalů a současně další okolnosti, které se do funkce svalů promítají. SEMG je vyšetření, které se dělí do dvou částí. První částí je samotné měření, kdy měříme vybrané parametry elektrické aktivity vybraných kosterních svalů. Druhou částí vyšetření, k němuž se využívají speciální počítačové programy, provádíme analýzu „surového“ SEMG záznamu, či využíváme statistické počítačové programy ke statistickému vyhodnocení měření. Až po analýze dat z měření můžeme provádět závěry z výsledků polyelektromyografického vyšetření (Krobot a Kolářová, 2011, p. 5).

Využitelnost SEMG při hodnocení pohybu je velmi významná, vzhledem k tomu, že nehodnotí kvalitu konečného pohybového projevu, ale naopak nabízí vhled na mechanismy

řízení pohybu, což je při analýze chůze u pacientů po CMP stěžejním prvkem. Při hodnocení svalové aktivity pomocí SEMG z naměřených dat lze získat počátek aktivity daného svalu a poté konec aktivity, což umožňuje sledovat timing svalů, tedy časovou souslednost náboru svalů. Je to metoda neinvazivní, pacienti dobře snášená a je možno ji při měření kombinovat s kinetickými i kinematickými metodami. Mezi nevýhody této metody lze řadit náchylnost k chybě při umístění elektrody, kdy následně elektroda může snímat elektrický potenciál vedlejší tkáň či nedostatečný kontakt elektrody s kůží, což se může stát při špatném naaplikování elektrody (Kolářová et al., 2014, pp. 75-80).

Povrchovou elektromyografií je možné hodnotit okamžitý i dlouhodobý efekt rehabilitace a terapeutické intervence na svalovou aktivitu. Je možné hodnotit kontrolu pohybu vyšetřením časové souslednosti zapojováním jednotlivých svalů, či popsat svalové synergie a agonisticko-antagonistické koaktivace, nebo také vyšetřit strategie posturální stabilizace, funkčních pohybů či krokového cyklu. Lze také zhodnotit míru aktivace v závislosti na typu pohybu a poloze, kdy je možno následně určit facilitační nebo inhibiční účinek, či unavitelnost svalů, nebo lze taktéž kombinovat SEMG v terapii k aktivaci svalů formou vizuální zpětné vazby (Krobot a Kolářová, 2011, p. 36).

U pacientů po CMP se SEMG využívá především k možnosti vyjádření se ke strategiím pohybové kontroly a k volbě motorických programů během pohybů. Při snímání více svalů současně lze následně objektivně zhodnotit a popsat svalové koordinace a synergistické vztahy mezi svaly v souvislosti s určitou poruchou pohybu, jelikož každá patologie vykazuje určité podobnosti ve změněné strategii pohybu. V případě, že je popsána patologie, je následné pochopení strategií základním kamenem k terapeutickému úspěchu (Krobot a Kolářová, 2011, pp. 36-7).

1.5.4 Chodící pásy se zabudovanou silovou nebo tlakovou plošinou

Chodící pás či pohyblivý chodník je rehabilitačním přístroj, který se zařazuje mezi tradiční koncepty nácviku chůze. Základem přístroje je deska různých rozměrů se zabudovanými tenzometrickými či piezoelektrickými snímači a elektricky poháněný chodící pás s nastavitelnou rychlostí chůze i zrychlením. V některých případech lze pás také nastavit na chůzi do kopce i z kopce či chůzi pozpátku (Kolářová et al., 2014, pp. 35-7).

Na páse může být pacient jištěn závěsným systémem (tzv. body weight support, BWS), který dále umožňuje částečné i úplné odlehčení tělesné hmotnosti pacienta. Tento systém umožňuje větší bezpečnost pacientům, ale také vyšetření i terapie hůře mobilním pacientům. Z tohoto důvodu může být součástí příslušenství přístroje nájezdová plošina pro vozík, postranní madla s nastavitelnou výškou i šířkou, závěsné zařízení, které může pacienta odlehčit.

Závěsný systém (BWS) není nutné u konkrétního pacienta vždy využít, ale mnoho pacientům poskytuje jistotu při chůzi na páse a snižuje jejich strach z pádu, ke kterému může dojít při zakopnutí. Pád by poté mohl nežádoucím způsobem zvýšit spasticitu u pacienta (Dobkin a Dorsch, 2013, pp. 331-40).

Fyzioterapeut má k dispozici základní ovládací panel s displejem, na kterém může upravovat rychlost chůze, nastavení sklonu pásu, zastavení či rozejití pásu. Dále jsou k dispozici také sedátka po obou stranách pásu, z nichž mohou terapeuti lépe navádět pacienta do jednotlivých fází krokového cyklu (Burget, 2015, p. 77).

Chodící pásy obsahují software, který po změření pacienta zpracovává výsledky měření, dále jsou do něj uloženy nahrávky z videokamer a parametry z jednotlivých vyšetření i terapií. Systém také umí vygenerovat několikastránkové reporty s grafy i číselnými výsledky. Naměřená data včetně reportů lze následně porovnávat během rehabilitačního procesu. V případě zlepšování naměřených hodnot je možno ukázat data pacientovi, u kterého může významně stoupnout motivace k další terapii a následnému možnému zlepšení zdravotního stavu pacienta. Chodící pásy je možno kombinovat s virtuální realitou, jež lze promítat na obrazovce, která může být před pacientem nad chodícím pásem. Existuje mnoho programů virtuální reality. Pacient může jít po přesně vyznačené trase, musí překonávat různé překážky a dle charakteru překážky musí přizpůsobit svůj krokový cyklus tak, aby do žádné překážky nenarazil. Tato 3D zpětná vazba pomocí virtuální reality usnadňuje motorické učení a zvyšuje motivaci pacienta ke spolupráci při terapii (Burget, 2015, pp. 74-6; Kolářová et al., 2014, pp. 49-51).

U pacientů po CMP je častou obtíž spontánní iniciace pohybu, která je především v raném období při počáteční vertikalizaci výrazně utlumená. Velkou výhodou pásu oproti chůzi po rovině je to, že na páse je pohyb iniciován přístrojem (Banz et al., 2008, pp. 1135-45). Výhodou Zebrisu oproti chůzi po chodbě je facilitace evolučně dosažené schopnosti lidské chůze ve vertikále (Kolářová et al., 2014, pp. 35-7). Tudíž každý krok při chůzi na páse je pro pacienta stejný, což znamená, že pozornost pacienta se v danou chvíli upíná na správnou koordinaci chůze a správný chůzový stereotyp. Dalším pozitivem je skutečnost, že pás má stále stejný povrch, pacient tedy není rozptylován změnou povrchu podložky jako při běžné chůzi, kdy je nucen se soustředit na změny v nerovnostech terénu (Banz et al., 2008, pp. 1135-45).

Mezi výhody chodících pásů s využitím BWS patří: náhrada fyzické práce fyzioterapeuta, odlehčení pohybu pacienta, možnost vysokého počtu opakování, měřitelné výsledky a motivace pacienta z důvodu jeho zájmu o přístrojové techniky a možného využití virtuální reality. Při využití chodících pásů k terapii můžeme mezi nevýhody řadit vysokou pořizovací cenu

a náklady na provoz a dobu nutnou na upnutí pacienta do speciálního postroje při využití BWS (Vařeka, Bednář a Vařeková., 2015, p. 8). Další nevýhodou je potřeba dvou až tří terapeutů u těžce postiženého pacienta, jelikož dva terapeuti korigují dolní končetiny a jeden posturu pacienta. Pro tyto pacienty je vhodnější využití robotického systému Lokomat, AutoAmbulator nebo Gait Trainer GTI (Hesse, 2007, pp. 5-6).

Využití chodicího pásu v terapii u pacientů ovlivňuje chůzi v několika ohledech, dochází ke zvýšení symetrie chůze, zvýšení propulzní aktivity a také ke zlepšení koordinace pohybů (Hesse, 2008, pp. 55-65). Terapií na páse bylo zjištěno, že u pacientů klesá spasticita svalstva na dolních končetinách, zvyšuje se celková kondice pacientů a kardiovaskulární výkonnost (Deibert a Dromerick, 2002, pp. 427-33; Eng a Tang, 2007, pp. 1417-36; Teasell et al., 2003, pp. 34-65).

1.6 Možnosti terapie chůze u pacientů po CMP

1.6.1 Kinezioterapie chůze

Obnova chůze či obecně motorické funkce jsou komplexním a náročným procesem, jež zahrnuje spontánní reparační mechanismy i fyzioterapeutickou léčbu. Nezávislá chůze pacienta je základním cílem rehabilitačního plánu a velká část fyzioterapeutických technik je využívána s důrazem na zlepšení prvků, jež participují na cílené aktivitě, tedy nezávislé chůzi. Kinezioterapie prováděná terapeutem je hlavní součástí rehabilitace, dále se využívají přístrojové techniky, kterými ovšem nedisponují všechna zdravotnická zařízení (Belda-Lois et al., 2011, pp. 1-14; Dundar et al., 2011, pp. 453-61).

Chůze u pacienta po CMP se začíná řešit co nejdříve od ataky. Fyzioterapeut s pacientem pracuje již na lůžku ještě před vertikalizací do stoje. Využívá se metod analytických i metod, které jsou založeny na neurofyziologickém podkladě. Tyto metody se vyznačují inhibičním i facilitačním účinkem, čímž lze příznivě ovlivňovat spastické projevy, dále mají vliv na navrácení svalového normotonu, jež je velmi důležitý pro kvalitní chůzový stereotyp. Velmi vhodnou technikou je Kabatova metoda zvaná propioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF), v níž jsou zakomponovány ideální pohybové vzory, které následně vytvářejí fyziologickou koaktivaci svalů trupu a končetin pro chůzi. Tuto metodu lze aplikovat u pacienta na lůžku, vsedě, či ve stoje. Hojně je používán i Bobath koncept, jež je založen na principu optimalizace funkce pacienta v kontextu s jeho prostředím. Nutná je komplexnost přístupu terapeuta, schopnost zkombinovat metody i techniky tak, aby terapie byla vedena s důrazem na stanovený cíl rehabilitační léčby. Z tohoto důvodu nelze upřednostňovat jednotlivé metody, ale je nutné z každého přístupu vybrat aktuálně techniku, jež napomůže dosažení cíle (Albert a Kesselring, 2012, pp. 817-32; Bastlová, 2013, pp. 8-11; Belda-Lois et al., 2011, pp. 1-14).

Pacient se následně staví do vertikalizačního přístroje nebo lůžka, kde je připoután k přístroji, který se s ním pomalu vzpřimuje. Vertikalizace je nejen předpokladem následné chůze, ale zároveň také slouží jako trénink kardiovaskulárního systému, prevence osteoporózy, pneumonie, kontraktur, dále podporuje správnou funkci močového měchýře a motilitu střev. Jako součást přípravy pacienta na vertikalizaci se využívá například přístroj Motomed, jež umožňuje pacientům asistovaný pasivní či aktivní pohyb s možným odporem (Ferrante et al., 2011, pp. 1-7).

Jakmile si pacient již uvědomuje svoje tělo a je orientován, dochází k nácviku stoje se zrakovou kontrolou před zrcadlem. Z důvodu potíží s přenesením váhy těla na postiženou stranu je velmi důležité provádět s pacientem nácvik stability na paretické straně v oporné fázi chůze, po zlepšení této fáze na paretické končetině je možné dosáhnout zlepšení symetrie chůze

(Olney a Richards, 1996, p. 145). Další součástí rehabilitace chůze je samotný nácvik chůze či jejích částí. Pacient aktivně vykonává části krokového cyklu, terapeut může manuálně a verbálně pacientovi dopomoci. Nácvik chůze s terapeutem umožňuje i ne zcela samostatně stabilnímu pacientovi chůzi provést a postupně nacvičovat jednotlivé fáze krokového cyklu. Terapeut stojí nejčastěji z paretické strany pacienta, koriguje asymetrické postavení pánve i trupu, dopomáhá paretické končetině k provedení pohybu a zabraňuje podklesnutí kolenního kloubu paretické dolní končetiny. K nácviku lze použít ortotické pomůcky, jež zlepšují stabilitu kolenního kloubu a centraci kloubu hlezenního. Chůzi se nacvičuje nejdříve po jednotlivých fázích krokového cyklu, následně se přechází do plynulé chůze až do variant chůze, které mají zvýšené nároky na posturální kontrolu a rovnováhu, jako např. tandemová chůze, chůze vzad, chůze po nestabilním povrchu či přes různé překážky (Eng a Tang, 2007, pp. 1417-36; Puerala, 2005, pp. 25-37).

1.6.2 Robotická rehabilitace chůze

Chůze pomocí robotických přístrojů je v dnešní době velmi moderní a vyhledávanou terapií. Velkou výhodou robotické rehabilitace je snížení zátěže pro terapeuty, nicméně robotickými přístroji nelze práci a aplikované techniky fyzioterapeuta nahradit. Naopak je velmi vhodná kombinace kinezioterapie vedená fyzioterapeutem a robotická rehabilitace (Gál, Hoskovcová a Jech, 2015, pp. 101-27).

Robotická zařízení poskytují bezpečný, intenzivní a na specifický úkol vedený trénink. Kontrolovaně dopomáhají pacientovi během pohybu, či mu kladou odpor. Umožňují vysoký počet opakování pohybu, dále objektivně a kvantifikovaně podávají výsledky o dané aktivitě a lze je propojit s použitím zpětné vazby, což následně zlepšuje koncentraci pacienta k dané aktivitě a urychluje neuroplastické změny (Belda-Lois et al., 2011, pp. 1-14; Gál, Hoskovcová a Jech, 2015, pp. 101-27).

Pro robotickou rehabilitaci chůze jsou charakteristické následující prvky: je kladen důraz na aktivitu pacienta, je využívána biologická zpětná vazba pomocí různých senzorů, možnost využití virtuální reality, přístroje mají vyspělé technické složení a softwary, přístroj vykonává mechanickou práci, kterou ulehčuje či nahrazuje aktivitu pacienta či fyzioterapeuta (Vařeka, Bednář a Vařeková, 2015, p. 1).

Přístroje umožňují intenzivní funkční zapojení končetin ve všech fázích chůzového cyklu, čímž je poskytována velká propioceptivní stimulace CNS a následná podpora reorganizačních plastických procesů v kůře a podkorových oblastech. Intenzivním opakováním daného pohybu se aktivují neuronální okruhy zapojené do lokomočních stereotypů a usnadňuje se tak jejich uložení a opětovné nalezení. Při použití závěsných systémů je navíc poskytnuta brzká

vertikalizace pacienta, což má pozitivní vliv na psychiku pacienta a jeho posturální i rovnovážné reakce (Kim et al., 2015, pp. 636-42; Wallard et al., 2015, pp. 215-9).

Nácvik chůze pomocí chodicích pásů se v rámci rehabilitace využívá již řadu let, avšak představuje poměrně velkou zátěž pro terapeuty, jelikož manuálně dopomáhají paretické končetině. U většiny chodicích pásů je k dispozici sedátko pro terapeuta, ale i přesto terapeut pracuje při dopomáhání paretické končetině ve zcela neergonomických pozicích, proto je u těžších pacientů vhodnější zvolit robotickou rehabilitaci (Eng a Tang, 2007, pp. 1417-36). Chodicí pásy jsou v dnešní době již většinou opatřeny závěsným systémem, jež usnadňuje terapeutům práci s pacientem a umožňuje brzkou vertikalizaci pacienta. Krokový cyklus v závěsu je více symetrický a eliminuje zafixování nefyziologických lokomočních vzorů a kompenzačních mechanismů (Albert a Kesselring, 2012, pp. 817-32).

Mezi výhody robotické rehabilitace se řadí náhrada fyzické práce terapeuta, odlehčení či naopak ztížení pohybu, přesnější dávkování zátěže, možnost vysokého počtu opakování a větší přesnosti trajektorie pohybu, možnost využití virtuální reality s jasným cílem terapie a multisenzorické zpětné vazby. Mezi nevýhody se udává vysoká pořizovací cena přístrojů, náklady na provoz, dlouhá doba přípravy při upínání pacienta do přístroje, možné omezení vlastní aktivity pacienta a omezené řešení postury a posturální stability během terapie (Vařeka, Bednář a Vařeková, 2015, pp. 2-3).

Mezi nejznámější robotické systémy se řadí robotický přístroj s názvem Lokomat, jež disponuje chodicím pásem s dynamickým závěsným aparátem a robotickými ortézami pro dolní končetiny. Zároveň lze kombinovat s virtuální realitou (Burget, 2015, pp. 74-76; Hocoma, 2015, pp. 1-4). Dalšími hojně využívanými robotickými systémy k rehabilitaci jsou: Walkbot, Erigo, Ekso, LiteGait, Vector Elite a Zebris Rehawalk.

2 Cíl výzkumu

Cílem práce bylo posouzení efektu intenzivní komplexní rehabilitační péče na změnu svalové aktivity při chůzi u pacientů po cévní mozkové příhodě před započtím rehabilitačního programu (1. měření) a po jeho ukončení (2. měření). Dílčím cílem práce bylo posouzení změny rychlosti chůze na páse před zahájením intenzivní rehabilitace (1. měření) a po jejím ukončení (2. měření).

- **H₀1:** Není rozdíl ve svalové aktivitě m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris paretické i neparetické dolní končetiny při chůzi na páse před zahájením a po ukončení intenzivní komplexní rehabilitace.
- **H_A1:** Existuje rozdíl ve svalové aktivitě m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris paretické i neparetické dolní končetiny při chůzi na páse před zahájením a po ukončení intenzivní komplexní rehabilitace.
- **H₀2:** Není rozdíl ve svalové aktivitě m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris paretické i neparetické dolní končetiny při chůzi po rovině před zahájením a po ukončení intenzivní komplexní rehabilitace.
- **H_A2:** Existuje rozdíl ve svalové aktivitě m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris paretické i neparetické dolní končetiny při chůzi po rovině před zahájením a po ukončení intenzivní komplexní rehabilitace.
- **H₀3:** Není rozdíl v rychlosti chůze před zahájením a po ukončení intenzivní komplexní rehabilitace při chůzi na páse.
- **H_A3:** Existuje rozdíl v rychlosti chůze před zahájením a po ukončení intenzivní komplexní rehabilitace při chůzi na páse.

3 Metody výzkumu

3.1 Charakteristika výzkumné skupiny

Pro tuto práci bylo vybráno 22 probandů – 10 žen a 12 mužů. Pouze 20 probandů splnilo kritéria pro zařazení do celého výzkumu, jelikož 2 probandi neabsolvovali první i druhé měření, tudíž byli z výzkumu vyřazeni.

Probandi byli přijati do FNOL s primoatakou cévní mozkové příhody v subakutním stádiu, byli následně léčeni po CMP na rehabilitačním oddělení FNOL. Průměrná hmotnost pacientů byla 65 – 90 kg, průměrná výška 165 – 185 cm a průměrný věk 67 (\pm 11) let. Všichni pacienti měli diagnostikovanou cévní mozkovou příhodu převážně v povodí a. cerebri media v subakutním stádiu (do měření nebyli zařazeni pacienti s postižením bazálního povodí). Dále měli všichni probandi poruchu chůze jako důsledek CMP. Pacienti zařazení do studie splnili kritéria výzkumného měření. Pro účely studie musel pacient zvládnout chůzi bez opěrných pomůcek na vzdálenost alespoň 10 m. Dle kategorizace pacientů na základě motorických dovedností a chůze, tedy klinického testu Functional Ambulation Category, lze všechny probandy hodnotit stupněm 5, tedy chůze nezávislá, bez opěrných pomůcek po rovném povrchu. Probandi byli orientováni v čase i prostoru, měli přiměřenou fyzickou kondici, neměli kognitivní deficit, jejich soběstačnost byla hodnocena na srovnatelné úrovni. Pacienti porozuměli zadanému výzkumnému měření a aktivně vždy spolupracovali. Měření probíhalo od února 2017 do prosince 2017. Časové rozpětí mezi prvním a druhým měřením bylo mezi 8 až 28 dny dle délky léčebného programu na rehabilitačním oddělení. Probandi, kteří se nemohli zúčastnit prvního i druhého měření, byli ze studie vyloučeni.

Všechna měření byla realizována v kineziologické laboratoři Fakultní nemocnice v Olomouci v České republice. Všichni probandi podepsali informovaný souhlas a byli seznámeni o průběhu měření (viz Příloha 1). Realizace výzkumu byla schválena Etickou komisí Fakultou zdravotnických věd Univerzity Palackého (FZV UP).

3.2 Průběh výzkumu, použité metody výzkumu

Všichni probandi zahrnutí do studie se zúčastnili měření. U každého účastníka zařazeného do studie byla realizována celkem 2 měření. První měření bylo provedeno před zahájením rehabilitačního programu (1. den hospitalizace pacienta na rehabilitačním oddělení FNOL) a druhé měření při ukončení rehabilitačního programu (poslední den hospitalizace probanda na rehabilitačním oddělení FNOL). Intenzivní rehabilitační péče zahrnovala 2x denně kinezioterapii vedenou fyzioterapeutem a 1x denně trénink chůze s využitím chodícího terapeutického pásu. Délka rehabilitačního programu byla individuální dle stavu pacienta

a indikace lékařem. Každé měření zahrnovalo chůzi po rovině a chůzi na terapeutickém chodicím páse. Měření bylo prováděno vždy ve stejnou denní dobu, stejnými přístroji a za co nejobdobnějších podmínek. Bylo zajištěno klidné prostředí se stálou teplotou.

Svalová aktivita byla hodnocena pomocí povrchové elektromyografie (hybridní elektrody se zabudovanými akcelerometry značky Delsys). Rychlost chůze na páse byla měřena na terapeutickém chodicím páse (HP Cosmos Zebris Treadmill FDM-T).

Cílem výzkumu bylo zhodnocení účinku intenzivní rehabilitační péče na změnu svalové aktivity při chůzi u pacientů po CMP před zahájením a po ukončení rehabilitace. K elektromyografickému měření byly vybrány následující svaly na paretické dolní končetině:

- m. tibialis anterior (p TA),
- m. gastrocnemius medialis (p GM),
- m. rectus femoris (p RF),
- m. biceps femoris (p BF).

Dále byly k elektromyografickému měření vybrány následující svaly na neparetické dolní končetině:

- m. tibialis anterior (np TA),
- m. gastrocnemius medialis (np GM),
- m. rectus femoris (np RF),
- m. biceps femoris (np BF).

Na začátku měření byl probandovi nejdříve vysvětlen postup měření, poté byly naaplikovány na vybrané svaly plošné elektrody (senzory). Před aplikací elektrod bylo nezbytné řádně očistit kůži od nečistot, aby se snížila impedance a zlepšil se kontakt mezi elektrodami a kůží. K očištění bylo použito speciálního dezinfekčního prostředku a abrazivní pasty. V případě hojného ochlupení oblasti, kam bylo nutné aplikovat senzor, bylo dané místo zbaveno ochlupení pomocí holícího přípravku. Elektrody byly umístěny na kůži pomocí oboustranných lepících pásek. Správné umístění elektrod plnilo důležitou funkci, jelikož poloha elektrod představuje klíčový faktor pro maximalizaci kvality výsledného SEMG signálu. Senzory byly proto aplikovány na povrch středu svalového břicha (paralelně se svalovými vlákny). Nejdříve byla provedena palpace svalu a jeho izometrická kontrakce pro ozřejmení přesného místa pro umístění elektrody. Elektrody byly aplikovány tak, aby šipka na elektrodě vždy směřovala směrem kraniálním. Dále byla aplikována elektroda, jež plnila účel akcelerometru. Tato elektroda byla umístěna na ventrální stranu tibie, 2-3 cm kaudálně od tuberositas tibie. Následně byly pomocí tlačítka zapnuty senzory, jejichž snímání bylo ověřeno v softwaru

programu společnosti Delsys. Před zahájením měření byly zkontrolovány surové záznamy selektivních kontrakcí testovaných svalů, čímž bylo otestováno, zda byly všechny elektrody funkční, a zda byly naaplikovány správným způsobem.

Povrchové elektrody byly zařazeny do SEMG programu na následujících kanálech:

- 1. kanál – m. tibialis anterior l. sin.
- 2. kanál – m. tibialis anterior l. dx.
- 4. kanál – m. gastrocnemius medialis l. sin.
- 5. kanál – m. gastrocnemius medialis l. dx.
- 7. kanál – m. biceps femoris l. sin.
- 8. kanál – m. biceps femoris l. dx.
- 11. kanál – m. rectus femoris l. sin.
- 12. kanál – m. rectus femoris l. dx.
- 15. kanál – akcelerometr tibie l. sin.
- 16. kanál – akcelerometr tibie l. dx.



Obrázek 1 Aplikace elektrod – pohled zepředu a zezadu

Po aplikaci elektrod bylo zahájeno vlastní měření. Pacientovi byl nejdříve vysvětlen průběh měření a dané aktivity, které v měření byly vyžadovány, dále byl pacient seznámen s bezpečností na chodicím pásu (princip spouštění pásu, zastavení pásu a nouzové zastavení

pásu pomocí nouzového tlačítka). Pacienti vždy absolvovali měření chůze na páse i chůze po rovině. Pořadí měření byla randomizována. Před měřením chůze na chodicím páse byla vždy nejprve provedena kalibrace chodicího pásu a upravena výška teleskopických madel individuálně dle výšky pacienta. Pro vlastní měření byla rychlost chodicího pásu volena tak, aby se pacient subjektivně cítil co nejvíce komfortně. Rychlost chůze na páse byla při každém měření zaznamenávána do tabulky pro pozdější zpracování. Náklon pásu byl 0°. Pro měření chůze po rovině byla rovněž volena subjektivně komfortní rychlost pro pacienta. Celý průběh měření byl zaznamenáván videokamerou. Chůze na chodicím páse i chůze po rovině trvala vždy 60 s. Během chůze na páse i chůze po rovině byl pacient pod supervizí terapeuta.

3.3 Metody hodnocení EMG záznamu

Naměřená data byla zpracována v kineziologické laboratoři v Department of Allied Health Professions Unit na University of Central Lancashire v Prestonu ve Velké Británii pod supervizí profesora Jima Richardse.

Zpracování naměřených dat bylo provedeno v programu Visual 3D v6 Professional. Nejdříve bylo nutné naměřená data z jednotlivých měření konvertovat ze surového záznamu (kompletní délka záznamu) v softwaru firmy Delsys do formátu C3D, jež je využíván v programu Visual 3D v6 Profesisonal. V tomto programu byl surový elektromyografický signál zpracován pro možnost další analýzy dat.

Zpracování dat bylo realizováno především funkcí Remove mean (RM, rektifikace záznamu) a funkcí Root Mean Square (RMS), přičemž velikost okna byla 0,125 s a překrytí okna 0,0625 s. Dále bylo vybráno pět souvislých krokových cyklů z celého naměřeného záznamu dané měřené aktivity, jež začínaly buď levým heelstrike, či pravým heelstrike a končily heelstrikem, kterým záznam započal. Pro následnou analýzu bylo tedy zpracováno pět navazujících krokových cyklů v dané aktivitě. Daný souvislý úsek byl vybrán dle kvalitativního hodnocení dat v části záznamu, kde byl signál optimální (tj. bez šumů či jiných ruchů v záznamu). Hodnocený úsek tudíž představoval pět souvislých krokových cyklů v nejkvalitnější části záznamu, a to z důvodu, že pokud by byly vybrány i nekvalitní části záznamu, významně by to mohlo ovlivnit statistické výsledky měření. Po zpracování dat v programu Visual 3D byla data převedena do programu Microsoft Office Excel. Z každé naměřené aktivity a měření byl vytvořen soubor dat, z něhož byly vzaty maximální a průměrné hodnoty daných svalů, které byly přehledně vloženy do tabulky, která obsahovala hodnoty měřených svalů z obou aktivit i měření. S ohledem na to, že měli pacienti pravostrannou i levostrannou parézu, muselo být provedeno převedení svalů na paretické a neparetické dle vzniku CMP, aby bylo možno

data dále zpracovat. Po přerozdělení dat na paretická a neparetická, bylo dalším krokem vytvoření maximálních hodnot rektifikovaných a envelopovaných dat, tzv. proces „maximum of maximums“. Tento proces se provedl tak, že z každé aktivity (chůze na páse 1. měření, chůze po rovině 1. měření, chůze na páse 2. měření, chůze po rovině 2. měření) u každého svalu byla vypočítána suma z dat v každém krokovém cyklu, tedy z jednoho svalu bylo 5 sum dat, z nichž byla vybrána nejvyšší maximální hodnota pro každý sval a danou aktivitu. Po provedení tohoto procesu u všech aktivit a svalů byla u každého svalu vybrána maximální hodnota daného svalu ze všech čtyř aktivit, kdy byla zjištěna hodnota „maximum of maximums“. Dále bylo žádoucí provést normalizaci dat, při které se využila hodnota „maximum of maximums“ a to následujícím postupem: podíl maximální envelopované hodnoty daného svalu v dané aktivitě a hodnoty „maximum of maximums“. Data po provedení normalizace byla již finálně zpracována a tudíž již mohla být podrobena statistickému zpracování.

3.4 Metody statistického hodnocení

Statistické zpracování dat proběhlo v programu Statistika, kam byla převedena výsledná data po veškerém zpracování z programu Microsoft Office Excel. Nejdříve byla otestována normalita naměřených dat. K tomuto testování byla využita popisná statistika, tedy ověření normality pomocí Shapiro-Wilkova testu. Pro normální rozložení dat musela data splňovat kritérium $p > 0,05$. U dat z výzkumu nebylo zjištěno normální rozložení dat, proto byly vybrány neparametrické statistiky, a to porovnání dvou závislých vzorků, tedy Wilcoxonův párový test. Hladina statistické významnosti byla určena $p < 0,05$.

Dále bylo provedeno statistické zpracování dat rychlosti chůze na páse před zahájením a po ukončení rehabilitačního programu. V programu Microsoft Office Excel byla data zpracována a následně převedena do programu Statistika, kde došlo k ověření normality (Shapiro-Wilkův test, kritérium $p > 0,05$) naměřených dat. Data neměla normální rozložení, proto bylo zvoleno neparametrické testování a byl využit Wilcoxonův párový test, hladina statistické významnosti byla určena $p < 0,05$.

4 Výsledky výzkumu

Data v tabulkách (Tabulka 1 a 2, pp. 36-7) zobrazují výsledky měření aspektem průměru, mediánu a směrodatné odchylky průměrných hodnot dat měřených svalů na dolních končetinách ve dvou typech chůze po normalizaci elektromyografického signálu (proces zpracování EMG dat viz kapitola 3.3).

Cílem bylo posoudit efekt intenzivní rehabilitační péče na změnu svalové aktivity při chůzi na páse (P1, P2) a při chůzi po rovině (CH1, CH2) u pacientů po cévní mozkové příhodě před započítím rehabilitačního programu (1. měření) a po jeho ukončení (2. měření).

Tabulka 1 Základní popisné statistiky chůze na páse před RHB (1. měření) a po RHB (2. měření)

Sval	Chůze na páse před RHB (1. měření)			Chůze na páse po RHB (2. měření)		
	X P1	Med P1	SD P1	X P2	Med P2	SD P2
np TA	0,077990414	0,077990414	0,06206759	0,116208227	0,074500437	0,149036767
p TA	0,076630984	0,052858298	0,06678985	0,084338003	0,087097772	0,054204624
np GM	0,115063681	0,118020833	0,064651238	0,101204585	0,094575715	0,065090469
p GM	0,101359632	0,101359632	0,063174652	0,144904285	0,155	0,082561291
np RF	0,135076902	0,135076902	0,076175298	0,113788672	0,112	0,079400257
p RF	0,109802513	0,086164871	0,096288618	0,089892996	0,068453643	0,08737364
np BF	0,09239928	0,087558153	0,082229201	0,120517402	0,122332233	0,069326713
p BF	0,088122514	0,065833692	0,066282834	0,121974701	0,121974701	0,073385519

Legenda: X P1 – průměr chůze na páse před RHB (1. měření), Med P1 – medián chůze na páse před RHB (1. měření), SD P1 – směrodatná odchylka chůze na páse před RHB (1. měření), X P2 – průměr chůze na páse po RHB (2. měření), Med P2 – medián chůze na páse po RHB (2. měření), SD P2 – směrodatná odchylka chůze na páse po RHB (2. měření), np TA – neparetický m. tibialis anterior, np GM – neparetický m. gastrocnemius medialis, np RF – neparetický m. rectus femoris, np BF – neparetický m. biceps femoris, p TA – paretický m. tibialis anterior, p GM – paretický m. gastrocnemius medialis, p RF – paretický m. rectus femoris, p BF – paretický m. biceps femoris.

Tabulka 2 Základní popisné statistiky chůze po rovině před RHB (1. měření) a po RHB (2. měření)

Sval	Chůze po rovině před RHB (1. měření)			Chůze po rovině po RHB (2. měření)		
	X CH1	Med CH1	SD CH1	X CH2	Med CH2	SD CH2
np TA	0,096281335	0,08790279	0,067678769	0,106610416	0,09468254	0,088057906
p TA	0,098157194	0,083036364	0,07989772	0,121621445	0,115495963	0,083297833
np GM	0,130801332	0,114582055	0,092245937	0,1212384	0,124106383	0,079789197
p GM	0,138341636	0,113174603	0,169938301	0,163130297	0,163130297	0,08401334
np RF	0,135647144	0,136105165	0,075858996	0,119609936	0,104273719	0,082049703
p RF	0,126438438	0,116786114	0,117011499	0,117350111	0,086689919	0,120265478
np BF	0,101672044	0,101672044	0,069374355	0,144274079	0,135533553	0,103091624
p BF	0,113400388	0,119337855	0,075806954	0,142955601	0,142955601	0,089757752

Legenda: X CH1 – průměr chůze po rovině před RHB (1. měření), Med CH1 – medián chůze po rovině před RHB (1. měření), SD CH1 – směrodatná odchylka chůze po rovině před RHB (1. měření), X CH2 – průměr chůze po rovině po RHB (2. měření), Med CH2 – medián chůze po rovině po RHB (2. měření), SD CH2 – směrodatná odchylka chůze po rovině po RHB (2. měření), np TA – neparetický m. tibialis anterior, np GM – neparetický m. gastrocnemius medialis, np RF – neparetický m. rectus femoris, np BF – neparetický m. biceps femoris, p TA – paretický m. tibialis anterior, p GM – paretický m. gastrocnemius medialis, p RF – paretický m. rectus femoris, p BF – paretický m. biceps femoris.

Data v tabulce 3 (Tabulka 3) zobrazují výsledky měření rychlosti chůze na páse před (1. měření) a po ukončení RHB programu (2. měření) aspektem průměru, mediánu a směrodatné odchylky naměřených hodnot.

Tabulka 3 Základní popisné statistiky rychlosti chůze na páse (km/h) před zahájením RHB (1. měření) a po jeho ukončení (2. měření)

Chůze na páse před RHB (1. měření)			Chůze na páse po RHB (2. měření)		
X v P1	Med v P1	SD v P1	X v P2	Med v P2	SD v P2
1,43	1,3	0,566499	1,76	1,7	0,615138

Legenda: X v P1 – průměr rychlosti chůze na páse před RHB (1. měření), Med v P1 – medián rychlosti chůze na páse před RHB (1. měření), SD v P1 – směrodatná odchylka rychlosti chůze na páse před RHB (1. měření), X v P2 – průměr rychlosti chůze na páse po RHB (2. měření), Med v P2 – medián rychlosti chůze na páse po RHB (2. měření), SD v P2 – směrodatná odchylka rychlosti chůze na páse po RHB (2. měření).

4.1 Vyjádření k hypotézám na základě statistického vyhodnocení

Hypotézu **H₀₁** „Není rozdíl ve svalové aktivitě *m. tibialis anterior*, *m. gastrocnemius medialis*, *m. rectus femoris* a *m. biceps femoris* paretické i neparetické dolní končetiny při chůzi na páse před zahájením a po ukončení intenzivní komplexní rehabilitace.“ zamítáme pro neparetický *m. biceps femoris* na základě signifikantního rozdílu v hodnocené svalové aktivitě mezi 1. a 2. měřením ($p=0,04$), viz Obrázek 2 (p. 39). Pro ostatní testované svaly nelze zamítnout.

Hypotézu **H_{A1}** „Existuje rozdíl ve svalové aktivitě *m. tibialis anterior*, *m. gastrocnemius medialis*, *m. rectus femoris* a *m. biceps femoris* paretické i neparetické dolní končetiny při chůzi na páse před zahájením a po ukončení intenzivní komplexní rehabilitace.“ potvrzujeme pro neparetický *m. biceps femoris* na základě signifikantního rozdílu v hodnocené svalové aktivitě mezi 1. a 2. měřením ($p=0,04$), viz Obrázek 2 (p. 39). Pro ostatní testované svaly nelze potvrdit.

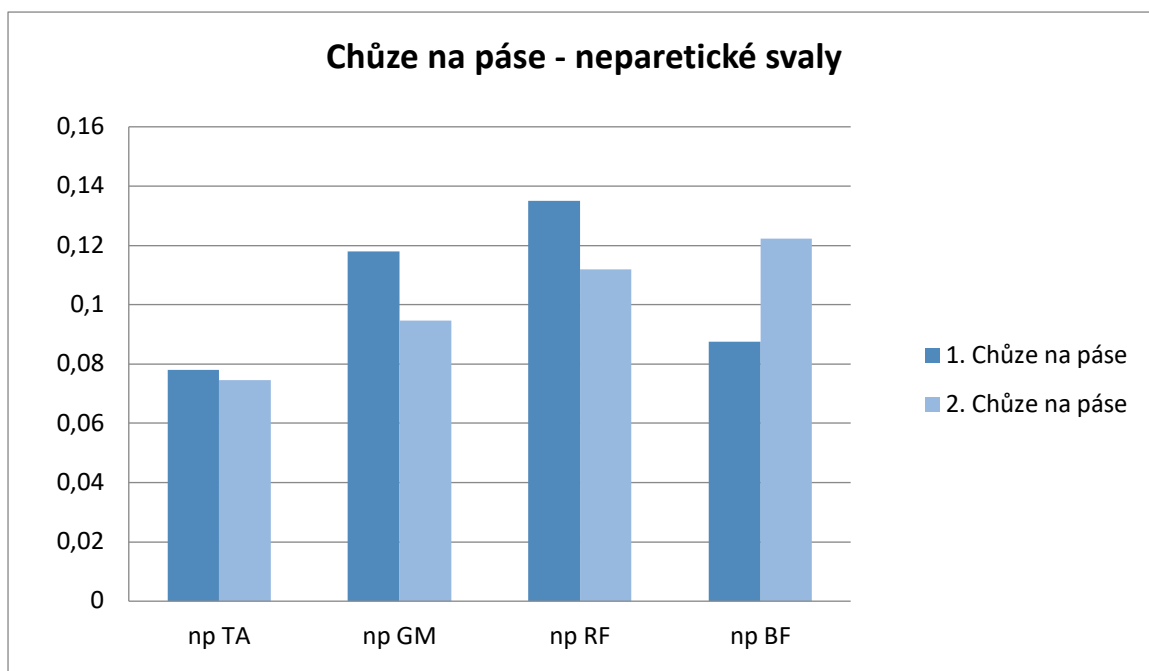
Hypotézu **H₀₂** „Není rozdíl ve svalové aktivitě *m. tibialis anterior*, *m. gastrocnemius medialis*, *m. rectus femoris* a *m. biceps femoris* paretické i neparetické dolní končetiny při chůzi po rovině před zahájením a po ukončení intenzivní komplexní rehabilitace.“ zamítáme pro paretický *m. gastrocnemius medialis* na základě signifikantního rozdílu v hodnocené svalové aktivitě mezi 1. a 2. měřením ($p=0,02$), viz Obrázek 5 (p. 40). Pro ostatní testované svaly nelze zamítnout.

Hypotézu **H_{A2}** „Existuje rozdíl ve svalové aktivitě *m. tibialis anterior*, *m. gastrocnemius medialis*, *m. rectus femoris* a *m. biceps femoris* paretické i neparetické dolní končetiny při chůzi po rovině před zahájením a po ukončení intenzivní komplexní rehabilitace.“ potvrzujeme pro paretický *m. gastrocnemius medialis* na základě signifikantního rozdílu v hodnocené svalové aktivitě mezi 1. a 2. měřením ($p=0,02$), viz Obrázek 5 (p. 40). Pro ostatní testované svaly nelze potvrdit.

Hypotézu **H₀₃** „Není rozdíl v rychlosti chůze před zahájením a po ukončení intenzivní komplexní rehabilitace při chůzi na páse.“ zamítáme ($p=0,001230$), viz Obrázek 6 (p. 41).

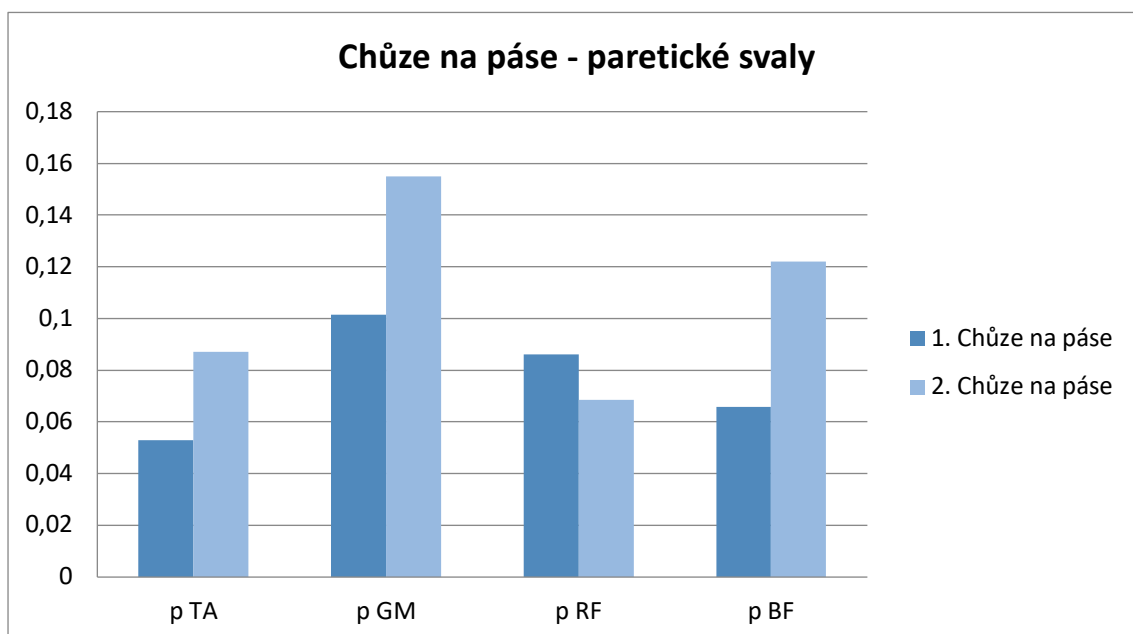
Hypotézu **H_{A3}** „Existuje rozdíl v rychlosti chůze před zahájením a po ukončení intenzivní komplexní rehabilitace při chůzi na páse.“ potvrzujeme pro tuto testovanou situaci ($p=0,001230$), viz Obrázek 6 (p. 41).

Na obrázku 2–5 (Obrázek 2-5, pp. 39-40) jsou znázorněny mediány normalizovaných hodnot aktivity parietických a neparietických svalů při chůzi na páse a po rovině při měření před a po intenzivním rehabilitačním programu.



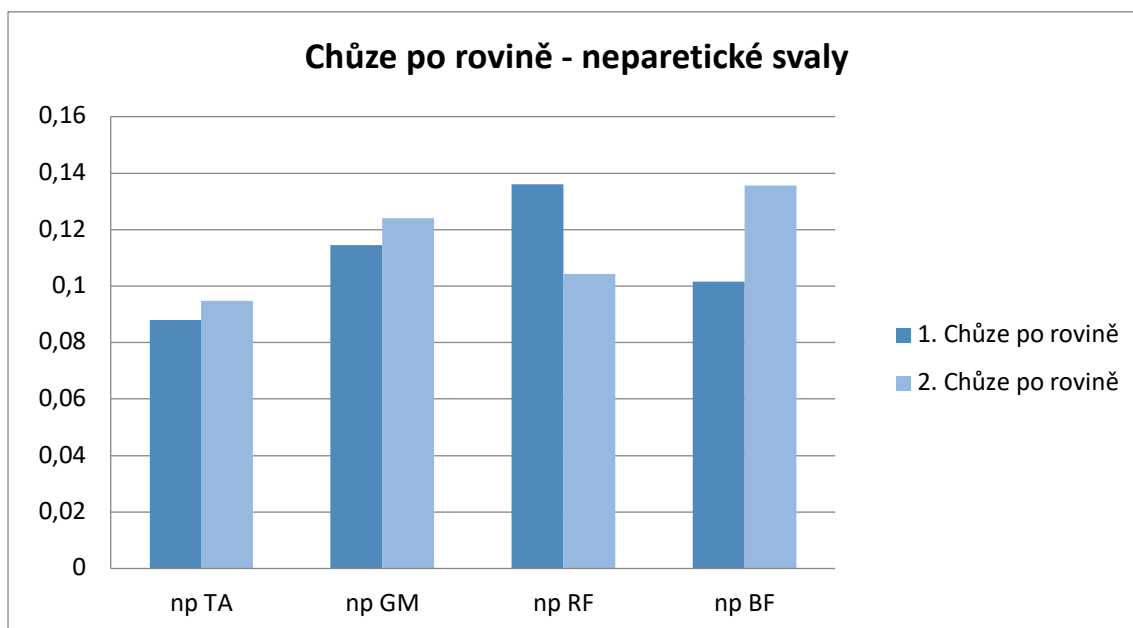
Obrázek 2 Zhodnocení efektu terapie na svalovou aktivitu neparietických svalů při chůzi na páse před RHB (1. měření) a po RHB (2. měření)

Legenda: 1. Chůze na páse – 1. měření chůze na páse před RHB, 2. Chůze na páse – 2. měření chůze na po RHB, np TA – neparietický m. tibialis anterior, np GM – neparietický m. gastrocnemius medialis, np RF – neparietický m. rectus femoris, np BF – neparietický m. biceps femoris, p = hladina statistické významnosti.



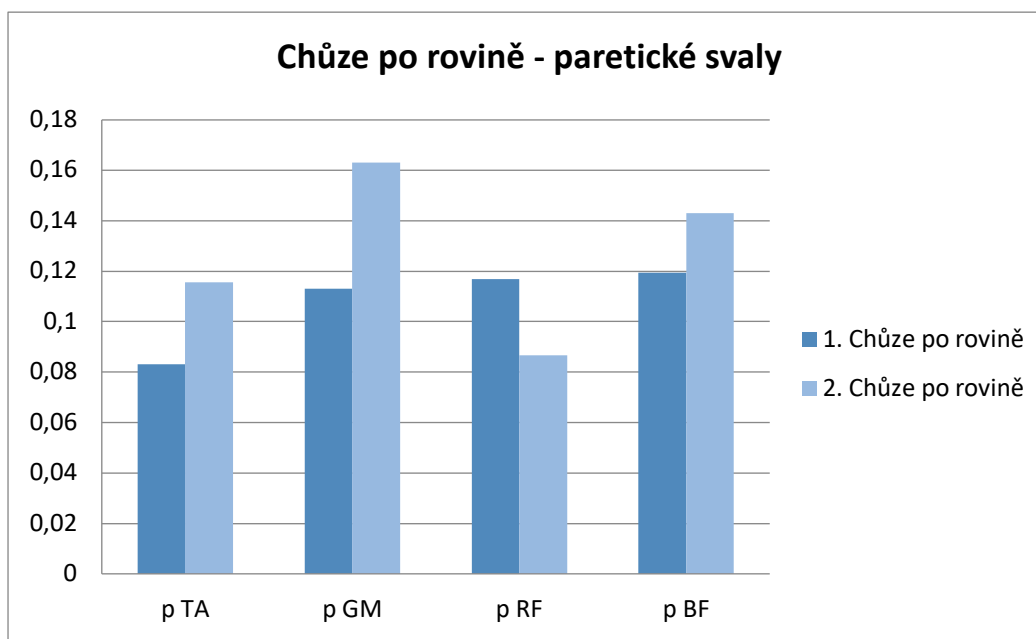
Obrázek 3 Zhodnocení efektu terapie na svalovou aktivitu parietických svalů při chůzi na páse před RHB (1. měření) a po RHB (2. měření)

Legenda: 1. Chůze na páse – 1. měření chůze na páse před RHB, 2. Chůze na páse – 2. měření chůze na páse po RHB, p TA – paretický m. tibialis anterior, p GM – paretický m. gastrocnemius medialis, p RF – paretický m. rectus femoris, p BF – paretický m. biceps femoris, p = hladina statistické významnosti.



Obrázek 4 Zhodnocení efektu terapie na svalovou aktivitu neparetických svalů při chůzi po rovině před RHB (1. měření) a po RHB (2. měření)

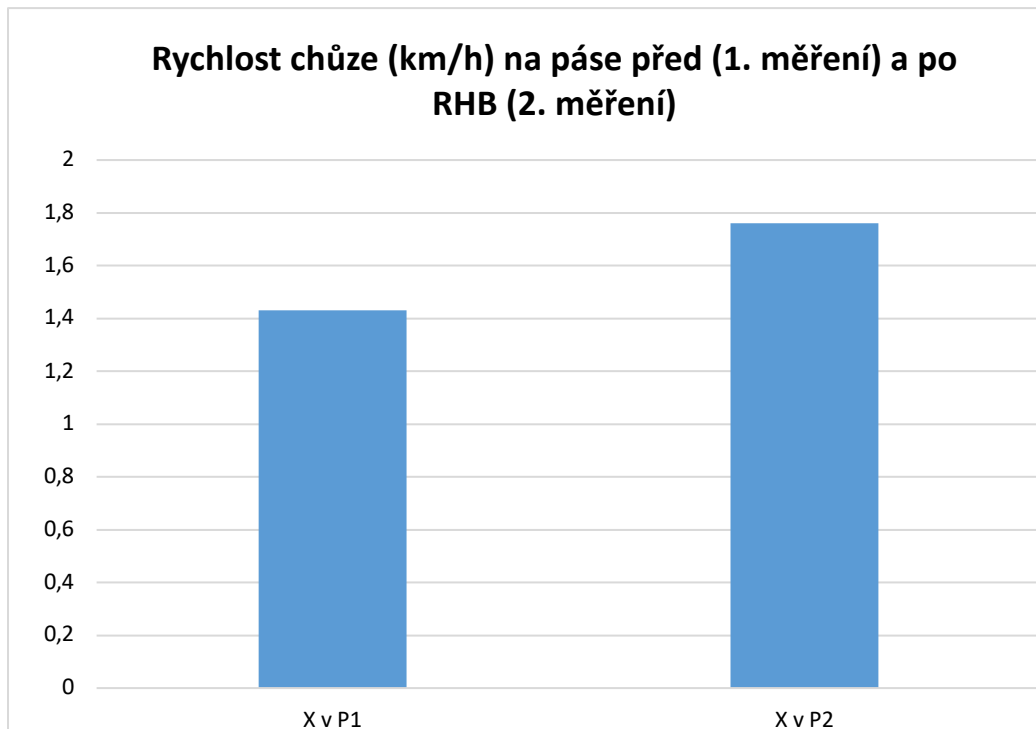
Legenda: 1. Chůze po rovině – 1. měření chůze po rovině před RHB, 2. Chůze po rovině - měření chůze po rovině po RHB, np TA – neparetický m. tibialis anterior, np GM – neparetický m. gastrocnemius medialis, np RF – neparetický m. rectus femoris, np BF – neparetický m. biceps femoris, p = hladina statistické významnosti.



Obrázek 5 Zhodnocení efektu terapie na svalovou aktivitu paretických svalů při chůzi po rovině před RHB (1. měření) a po RHB (2. měření)

Legenda: 1. Chůze po rovině – 1. měření chůze po rovině před RHB, 2. Chůze po rovině - měření chůze po rovině po RHB, p TA – paretický m. tibialis anterior, p GM – paretický m. gastrocnemius medialis, p RF – paretický m. rectus femoris, p BF – paretický m. biceps femoris, p = hladina statistické významnosti.

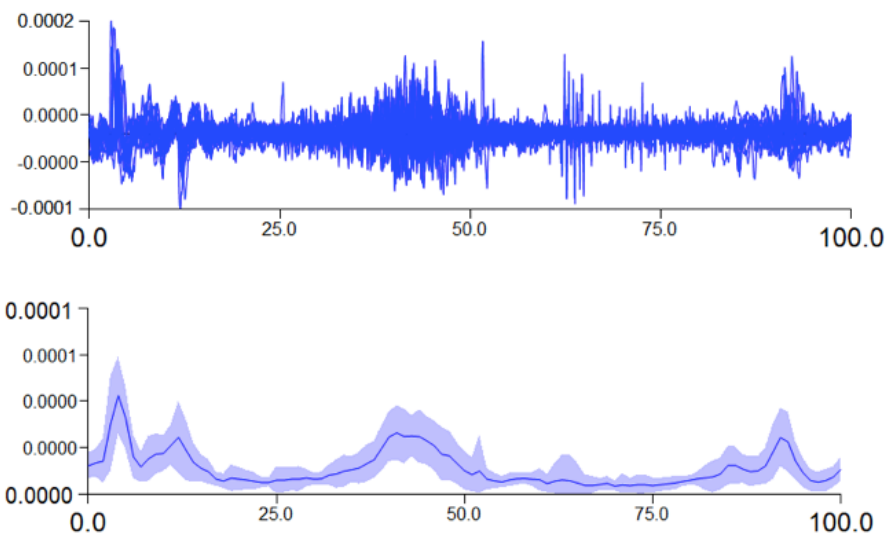
Na obrázku 6 (Obrázek 6) jsou znázorněny průměry naměřených rychlostí při chůzi na páse před a po ukončení intenzivního komplexního rehabilitačního programu.



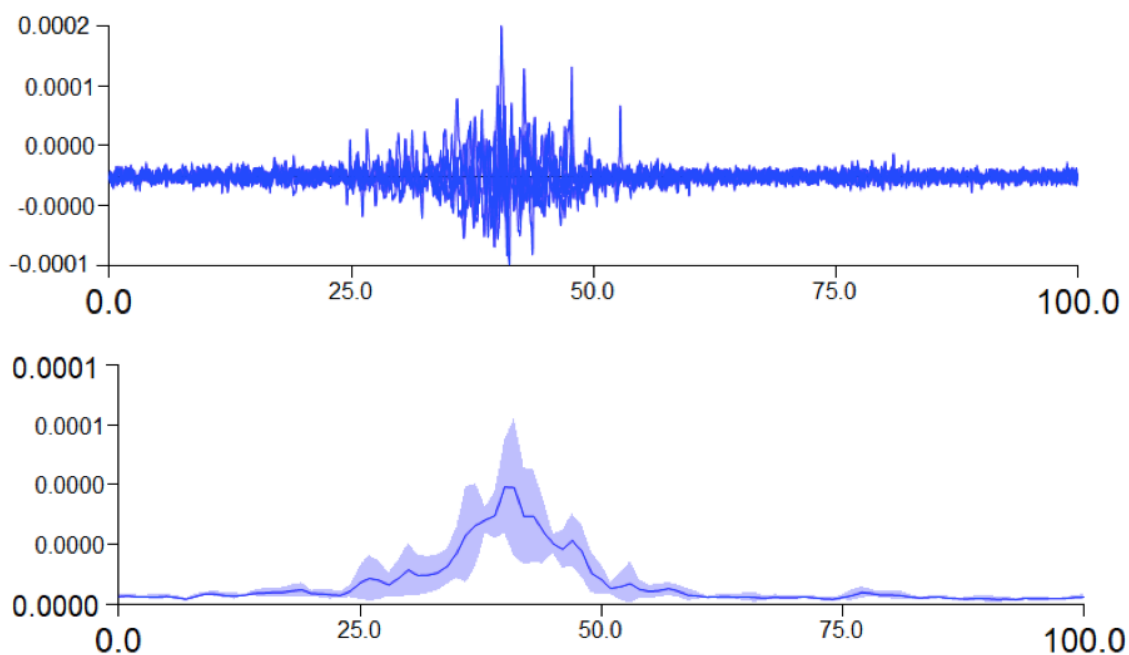
Obrázek 6 Zhodnocení efektu terapie na rychlost chůze při chůzi na páse před RHB (1. měření) a po RHB (2. měření)

Legenda: X v P1 – průměr rychlosti chůze na páse před RHB (1. měření), X v P2 – průměr rychlosti chůze na páse po RHB (2. měření), p = hladina statistické významnosti.

Na obrázku 7-8 (Obrázek 7-8, p. 42) jsou znázorněny výsledné grafy EMG signálu paretického m. gastrocnemius medialis pro jeden krokový cyklus z měření jednoho daného pacienta při chůzi po rovině před zahájením rehabilitační péče a po jejím ukončení z programu Visual 3D v6 Professional.

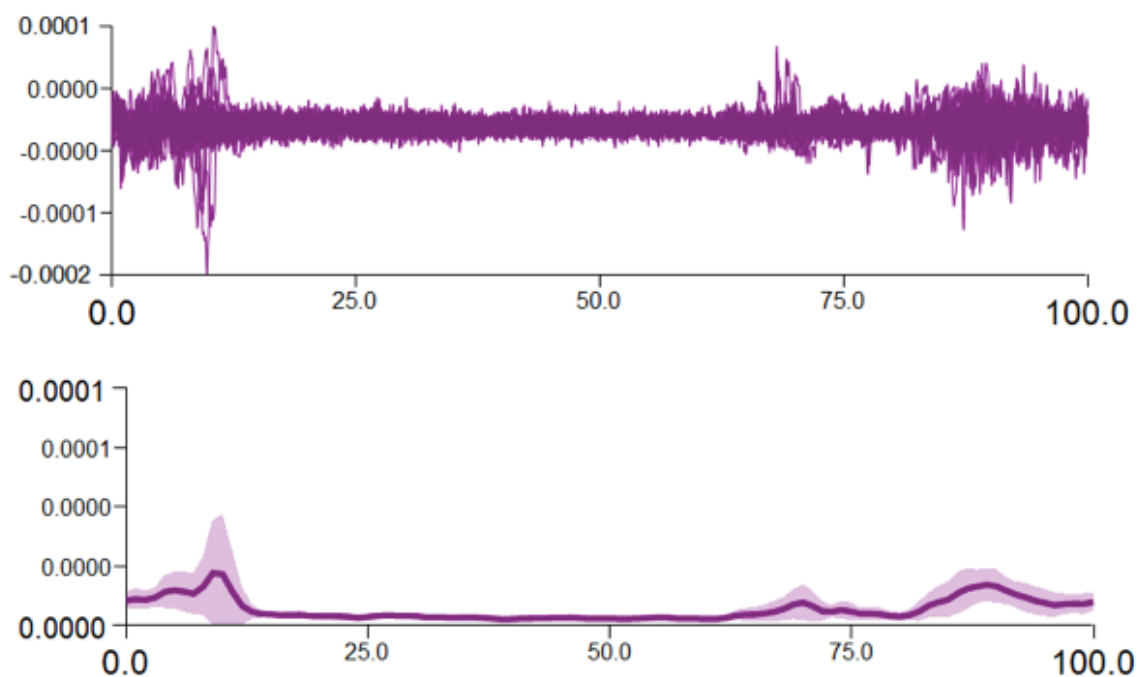


Obrázek 7 SEMG signál paretického m. gastrocnemius medialis pro 1 krokový cyklus při chůzi po rovině před zahájením RHB (1. měření)

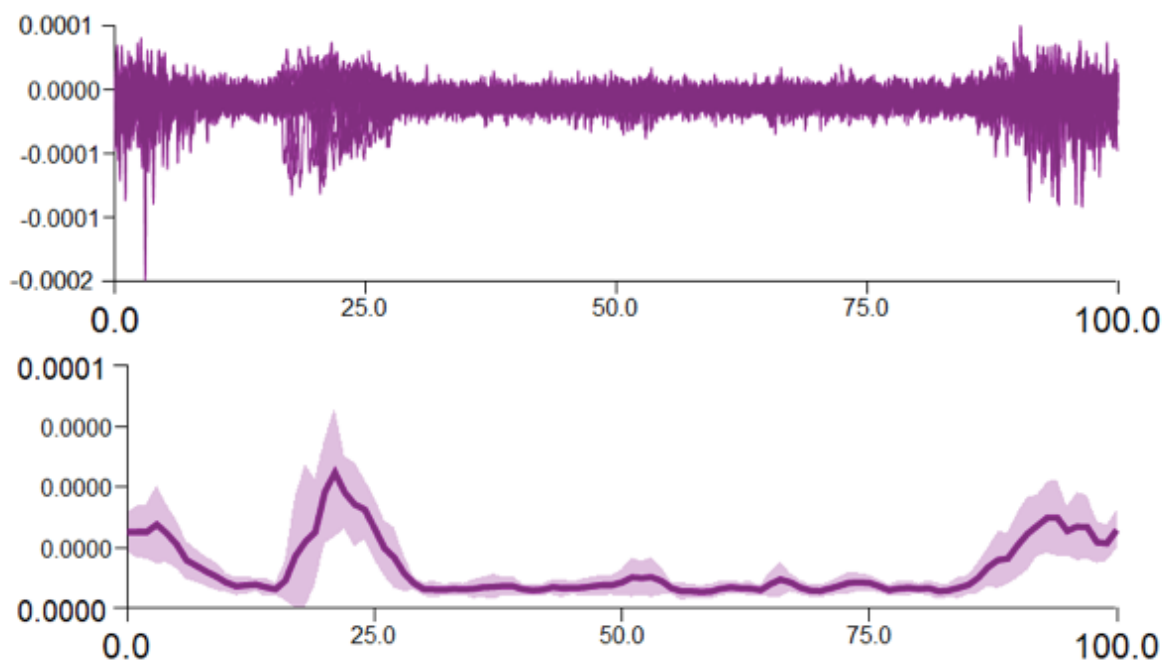


Obrázek 8 SEMG signál paretického m. gastrocnemius medialis pro 1 krokový cyklus při chůzi po rovině po ukončení RHB (2. měření)

Na obrázku 9-10 (Obrázek 9-10, p. 43) jsou znázorněny výsledné grafy EMG signálu neparetického m. biceps femoris pro jeden krokový cyklus z měření jednoho daného pacienta při chůzi na páse z programu Visual 3D v6 Professional.



Obrázek 9 SEMG signál neparetického m. biceps femoris pro 1 krokový cyklus při chůzi na páse před zahájením RHB (1. měření)



Obrázek 10 SEMG signál neparetického m. biceps femoris pro 1 krokový cyklus při chůzi na páse po ukončení RHB (2. měření)

5 Diskuze

Vhodně zvolený efektivní rehabilitační program je u pacientů po cévní mozkové příhodě rozhodující pro maximalizaci funkčního zotavení a kvality života. Rehabilitace je často koordinována komplexním interdisciplinárním týmem odborníků. Cílená rehabilitace zahrnuje obnovení ztráty funkce, případně kompenzační strategie, pokud nelze docílit optimálního pohybového vzoru. V posledních letech bylo vyvinuto několik zajímavých rehabilitačních metod, které doplňují tradiční rehabilitační postupy. K dispozici je řada nových přístrojů, které zlepšují mobilitu, sebeobsluhu jedince a rehabilitace těmito novými přístroji by měla být v praxi více využívána. Aktivní zapojení a motivace pacienta během rehabilitačního procesu je velmi zásadní. Je nutné také dbát na prevenci možné sekundární cévní mozkové příhody. Nesmí se také opomenout socializace pacienta, tedy začlenění pacienta zpátky do běžného života (Good, Bettermann a Reichwein, 2011, pp. 545-67). Rehabilitace pacientů po CMP by měla být započnuta již během prvních dvaceti čtyř až čtyřiceti osmi hodin po cévní mozkové příhodě. Rehabilitační proces využívá tři hlavní zásady úspěšné léčby: adaptaci, schopnost obnovení a neuroplasticitu. Na základě těchto principů existuje mnoho různých přístupů, včetně farmakologického ovlivnění léčby, díky němuž je možné ještě více efekt rehabilitace navýšit (Belagaje, 2017, pp. 238-53). Do komplexní rehabilitační péče u pacientů po CMP se řadí trénink nejen pohybových poruch, ale také poruch senzorických, kognitivních, fatických a poruch řeči. Časně započatá rehabilitační péče významně přispívá k anatomicko-fyziologické reorganizaci mozku, což má vliv na snížení rozvoje patologických pohybových vzorců, které jsou přítomny na podkladě abnormálního svalové tonu (Burget, 2012, pp. 70-71).

Rehabilitace chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě je v posledních letech častým předmětem zkoumání (De Haart et al., 2004, p. 886; Albert a Kesselring, 2012, pp. 817-32; Kramers – de Quervain et al., 1996, p. 1512; Belda-Lois et al., 2011, pp. 1-14; Olney a Richards, 1996, pp. 136; Eng a Tang, 2007, pp. 1417-36; Beyaert, Vasa a Frykberg, 2015, p. 341; Puerala, 2005, pp. 25-37; Teasell et al., 2003, pp. 34-65; van Swigchem et al., 2014, p. 655; Wooley, 2001, p. 2). Obnova schopnosti chůze a její kvalita je jedním ze základních cílů rehabilitační péče u pacientů po CMP (Belda-Lois et al., 2011, pp. 1-7). Chůze umožňuje jedinci nezávislost na okolí a plné zařazení jedince zpět do společnosti. Resocializace pacienta je velmi důležitá i pro jeho psychický stav (Whittle, 2007, pp. 52-59).

5.1 Komplexní rehabilitace chůze u pacientů po CMP

Komplexní rehabilitace chůze se zaměřuje u pacientů v subakutním stádiu po CMP na obnovu soběstačnosti chůze. Trénink chůze je hlavní náplní komplexního rehabilitačního léčebného programu. Pro úspěšné dosažení efektu rehabilitace je však důležitá motivace pacienta, jeho snaha a angažovanost pacientovy rodiny. Lepší výsledky rehabilitačního programu mají pacienti bez kognitivního deficitu, jelikož dostatečná pozornost je klíčovým faktorem pro úspěšné zvládnutí rehabilitace (Belda-Lois et al., 2011, pp. 1-7).

Za neurorehabilitaci chůze se označují terapeutické modalities tréninku chůze, které vycházejí z potenciace mechanismů neuroplasticity. Neurorehabilitace chůze je tedy terapeuticky či přístrojově vedená lokomoční aktivita multisenzorickou stimulací nervového systému s ohledem na minimalizaci nežádoucích pohybových kompenzačních strategií (Krobot et al., 2017, p. 521).

Neuroplasticita je základem pro funkční úpravu pohybových stereotypů po CMP a je determinována především charakterem a intenzitou aferentních vstupů, kterými jsou především: realizace konkrétní aktivity, multisenzorická stimulace a opakování (Johansson, 2004, pp. 163-74).

Nácvik chůze se provádí nejdříve s terapeutem a opěrnými pomůckami dle stavu pacienta. Výhodou je individualizovaný přístup a možnosti okamžité korekce chůzového stereotypu pacienta s ohledem na aktuální funkční deficit. Nevýhodou je však poměrně velká náročnost pro terapeuta, který koriguje všechny komponenty pohybu pacienta, což vyžaduje mentální a fyzickou kondici. Avšak vedení chůze zkušeným terapeutem se v těchto ohledech považuje za nenahraditelné oproti jiným typům rehabilitace chůze (Veerbek et al., 2014, pp. 879-88).

K terapii chůze lze také využít exoskeletony, jež se řadí mezi robotickou rehabilitaci chůze. Intenzivní trénink chůze pomocí exoskeletonů lze využít u pacientů po CMP se závažně porušeným stereotypem chůze. Tento systém je pro pacienty zcela bezpečný, avšak je nutná intervence zkušeného fyzioterapeuta (Nilsson et al., 2014, pp. 1-10). Efekt využití exoskeletonů v terapii chůze se potvrdil u pacientů v subakutní fázi po cévní mozkové příhodě, u pacientů v chronické fázi již efekt terapie pomocí exoskeletonů je na srovnatelné úrovni jako tradiční rehabilitace chůze (Louie a Eng, 2016, pp. 1-10). Nevýhodou roboticky asistované chůze je vysoká finanční náročnost při pořizování těchto technologií a velké nároky na personální zajištění, což často limituje výskyt těchto přístrojů pouze na specializovaných pracovištích (Krobot et al., 2017, pp. 521-6).

Jak již bylo uvedeno výše, tak dosažení nezávislosti chůze je základním cílem rehabilitace. Na tuto problematiku se zaměřila review Ada et al. (2010), kde byly porovnány výsledky šesti

studií u celkem 549 probandů. Bylo zjištěno, že mechanicky asistovaná chůze, do které se řadí terapeutické chodící pásy, roboticky asistovaná chůze a jiná elektromechanická zařízení, vedou po 4. až 6. týdnu terapie ke zvýšení nezávislosti chůze a zvýšení rychlosti chůze v porovnání s konvenční terapií v terénu. U dvou zkoumaných studií po šesti měsících od ukončení terapie byl proveden šestiminutový test chůze, ve kterém dosáhla skupina trénující chůzi mechanicky asistovaným způsobem lepších výsledků, než skupina provádějící konvenční trénink chůze. Mechanicky asistovaný trénink chůze je efektivnější, než konvenční způsob terapie chůze, a to zejména v dosažení nezávislosti chůze u pacientů po CMP (Ada et al., 2010, pp. 153-61).

Studie Dean et al. (2010) uvádí, že 72 % testovaných jedinců dosáhlo po terapii chůze na terapeutickém chodícím páse společně s odlehčením váhy těla nezávislé chůze s odstupem šesti měsíců od ukončení terapie. 60 % pacientů, kteří trénovali chůzi v terénu, taktéž dosáhli nezávislé chůze, ale současně i vyššího skóre v sociální participaci a nižšího množství pádů (Dean et al., 2010, pp. 98-102).

5.1.1 Využití terapeutických chodících pásů v rehabilitaci chůze

Pás Zebris se zabudovanou silovou plošinou umožňuje analýzu stoje i chůze a následnou terapii u pacientů s neurologickým nebo myeloskeletálním onemocněním. Pacient se pohybuje po tzv. pohyblivém chodníku, nebo-li chodícím páse, jako je např. Zebris, který má bradlové opěry, nebo lze taktéž využít závěsný systém v chodícím páse. Pohyb pásu, který generuje krok pacienta, lze nastavovat. Nejdříve se začíná s pomalou chůzí, při které fyzioterapeut dopomáhá paretické dolní končetině k vykonání kroku. Krok je vykonáván ve správném krokovém sledu, tzn. nejdříve je kontakt paty, poté celé plošky nohy a podložku jako poslední opouští palec u nohy, tedy dochází k plynulému odvalu nohy. Fyzioterapeut může relativně snadno manuálně korigovat patologické postavení dolní končetiny. Při chůzi na chodícím páse se mohou využít taktéž dlahy. Dlahy se využívají především na hlezenní kloub (Pfeiffer, 2007, pp. 145-59).

U ne zcela stabilních pacientů lze využít podpurný závěsný systém (systém nebyl v rámci měření pro diplomovou práci využit), který následně zvýší jistotu pacienta při chůzi. U hemiparetických pacientů je častým nežádoucím jevem hyperextenze kolenního kloubu. Tento jev lze řešit v terapii tak, že pacienta odlehčíme v závěsném systému, čímž se zmenší vertikální zatížení kolenních kloubů pacienta a sníží se riziko hyperextenze na paretické dolní končetině (Hesse, 2008, pp. 55-65). Při nácviku chůze na páse s odlehčením bylo prokázáno, že dochází k výraznějšímu zvýšení mobility než při terapii na páse bez využití BWS (Forrester et al., 2008, pp. 205-220; Laufer et al., 2001, pp. 69-78).

Nácvik chůze prováděný dlouhodobě na pohyblivém chodníku aktivuje procesy neuroplasticity v CNS (Forrester et al., 2008, pp. 205-220). Efektivita terapie pomocí chodících

pásů je pravděpodobně způsobena zpětnovazebnou proprioceptivní aktivací míšních krokových generátorů pohybem pásu (Laufer et al., 2001, pp. 69-78). Dle Vařky, Bednáře a Vařkové (2015) se neurofyziologický podklad terapie na chodicích pásech zakládá na míšní autonomii, tedy centrálních generátorech vzorů, dále na plasticitě centrálního nervového systému a motorickém učení (Vařka, Bednář a Vařková, 2015, p.1). Chůze na terapeutickém chodicím páse stimuluje centrální generátory lokomoce (CGP) (Lau a Mak, 2011, pp. 709-13).

Při metaanalýze 23 randomizovaných kontrolovaných studií u pacientů po CMP, které celkem zahrnovaly 999 pacientů, bylo zjištěno, že větší naději na samostatnou chůzi mají ti pacienti, kteří kromě fyzioterapie absolvovali i robotickou rehabilitaci. Největší přínos měla terapie během prvních tří měsíců od ataky (Mehrholz et al., 2012 in Vařka, Bednář a Vařková, 2015, pp.7-8).

Většina studií zabývajících se nácvikem chůze u pacientů po CMP za pomoci přístrojů deklaruje významný vliv těchto přístrojů při terapii pacientů. Dochází ke zlepšení rychlosti chůze, zvětšení vzdálenosti, kterou pacient ujde, zlepšení stability a zlepšení symetrie a délky kroků. Dále bylo zjištěno, že terapie na chodicím páse je účinnější, než terapie chůze bez chodicího pásu (Belda-Lois et al., 2011, pp. 1-14). Dle studie Burgesse, Weibela a Browna (2010) při terapii chůze na páse s využitím body weight support došlo u zkoumaného vzorku pacientů k prodloužení kroku o 14 % a rychlost chůze se zvýšila o 17 %, ale nezměnila se frekvence chůze. Nejvýraznější změny u probandů byly naměřeny při odlehčení 10 % tělesné hmotnosti pacienta. Při výraznějším odlehčení se již uvedené parametry chůze výrazně nezlepšily (Burgess, Weibel a Brown, 2010, pp. 2-4). Mao et al. (2015) uvádí, že terapie chůze na chodicím páse s odlehčením u pacientů po CMP v subakutní fázi má obdobné klinické účinky jako terapie chůze po rovině. Po terapii, jež trvala po dobu tří týdnů, dochází ke zlepšení stability při chůzi, dále zlepšení pohyblivosti v kyčelním kloubu a optimalizaci chůzového stereotypu (Mao et al., 2015, pp. 1-10).

Terapie chůze na terapeutickém páse bez odlehčení má za následek rychlejší chůzi a pacient je schopen ujit delší vzdálenost než při terapii chůze bez využití terapeutického chodicího pásu. Využití této metody se všeobecně doporučuje u pacientů po cévních mozkových příhodách, pokud je jejich primárním cílem zlepšení rychlosti chůze, zvětšení ujité vzdálenosti, nezáleží na tom, zda je pacient v subakutním nebo chronickém stádiu po CMP. U chronických jedinců lze využít náročnější trénink s možností využití náklonu pásu, tedy chůze do kopce či z kopce, což následně pacientům poskytuje motivující zpětnou vazbu o ujité vzdálenosti a zlepšení rychlosti chůze (Polese et al., 2013, pp. 73-80).

Využití komplexní rehabilitace včetně přístrojových technik (např. terapeutický chodící pás) udává ve své studii Chung a Lee (2013) jako terapii s pozitivním efektem na dynamickou stabilitu a stereotyp chůze pacientů (Chung a Lee, 2013, pp. 39-43). Chůze po rovině i chůze na terapeutickém chodícím páse byla dle studie Ada et al. (2003) účinná při zlepšování stereotypu chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě. Je však žádoucí využívat více přístupů (manuální techniky, koncepty, nácvik chůze po rovině, využití přístrojových technik k rehabilitaci chůze) k úspěšným výsledkům terapie chůze. Rehabilitací chůze je také dosaženo snížení invalidity a handicapu u těchto pacientů (Ada et al., 2003, pp. 1486-1491).

Pacienti po cévní mozkové příhodě vykazují při chůzi kratší krok paretickou dolní končetinou společně se sníženou aktivitou dorsiflexorů té samé DK. U některých jedinců se také objevuje kratší délka kroku na neparetické straně a snížená aktivita plantiflexorů, avšak po terapii na chodícím terapeutickém páse došlo ke zlepšení v rámci zvýšení svalové aktivity a prodloužení délky kroku (Betschart et al., 2017, pp. 93-100). Po komplexní terapii na chodícím terapeutickém páse se udává zlepšení v délce kroku, prodloužení doby jedné opory na paretické straně a zvýšená aktivita plantiflexorů na paretické dolní končetině (Laufer et al., 2001, pp. 69-77).

Studie Lufta et al. (2008) se zaměřila na měření funkční magnetické rezonance při terapii na pásu. Z výsledků bylo zhodnoceno, že chodící pás zlepšuje krokový cyklus a návrat k fyziologické chůzi (Luft et al., 2008, p. 3341-50). Kombinace různých rehabilitačních strategií včetně chodících pásů má větší efekt na krokový cyklus, než pouhá chůze po rovině (Belda-Lois et al., 2011, pp. 6-14).

Pokud pacient absolvuje min. 3x týdně terapii na chodícím páse po dobu 4 týdnů v subakutních a chronických stádiích po CMP, bylo prokázáno zvýšení rychlosti a vytrvalosti chůze (Mehrholtz et al., 2014 in Krobot et al., 2017, pp. 521-6).

Při chůzi na terapeutickém chodícím páse lze využít virtuální prostředí, kdy pacient může trénovat chůzi s ohledem na měnící se podmínky prostředí (překračování překážky, změny směru apod.). Výhodou je, že podmínky zevního prostředí lze modifikovat s ohledem na aktuální kondici i kognici pacienta. Trénink chůze ve virtuálním prostředí je navíc potencován interaktivní multisenzorickou stimulací (Corbetta, Imeri a Gatti, 2015, pp. 117-24).

Pro zlepšení symetrie, adaptability a rovnováhy při chůzi hemiparetických pacientů se využívá vizuálního kontextu při chůzi na páse, kdy lze terapii doplnit o různé smyslové vstupy a feedback, jako např. akustické či vizuální vjemy, případně jejich kombinace. Velmi účinné se dle studie Roerdinka et al. (2007) jeví využití rytmické zvukové stimulace k ovlivnění symetrie a správného timingu krokového cyklu. Při terapii chůze na páse jsou doplněny

zvukové signály, které udávají tempo chůze a zároveň ovlivňují frekvenci krokového cyklu. Akustický doprovod při terapii na páse je pacienty velmi dobře snášen. S ohledem na akustické signály lze pozměnit asymetrii krokového cyklu, frekvenci kroků a celkovou koordinaci chůze pacienta. Akustický doprovod může provádět během terapie sám terapeut, ale následně dochází k nižší koncentraci na korekci chůzového mechanismu u pacienta. Z tohoto důvodu se doporučuje využití metronomu (Roerdink et al., 2007, pp. 1009-22).

Novou možností terapie chůze se ve své pilotní studii zabývá Broderick et al. (2018). Aplikuje zde zrcadlovou terapii současně s tréninkem chůze na terapeutickém chodícím páse. Po čtyřtýdenní terapii byl zlepšen Fugl-Meyerův test, modifikovaná Ashworthova škála a 10 Meter Walk test. Dále byla zlepšena rychlost chůze (Broderick et al., 2018, pp. 32-34).

5.2 Diskuze k výsledkům práce

Testované hypotézy se týkaly aktivity svalů na paretické i neparetické dolní končetině či rychlosti chůze na terapeutickém chodicím páse. Testována byla chůze na terapeutickém chodicím páse a chůze po rovině.

5.2.1 Diskuze k hypotézám H_01 a H_{A1}

Tyto hypotézy se týkaly porovnání svalové aktivity m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris na neparetické i paretické dolní končetině při chůzi na páse před zahájením a po ukončení intenzivní komplexní rehabilitace.

Cílem bylo zjistit, zda se svalová aktivita liší při chůzi na páse před zahájením intenzivního komplexního rehabilitačního programu a po jeho následném ukončení.

Z obrázku 2 (p. 39) lze vidět, že v těchto případech došlo v porovnání výsledků před a po ukončení rehabilitačního programu k signifikantní změně. Při měření chůze na páse po ukončení RHB programu došlo k signifikantnímu zvýšení svalové aktivity u neparetického m. biceps femoris oproti 1. měření před zahájením léčby. U dalších třech svalů na neparetické končetině došlo ke snížení svalové aktivity, avšak tyto změny nebyly statisticky významné.

Ve studii Hesse et al. (2001), která se věnovala vlivu rychlosti chůze na svalovou aktivitu svalů dolních končetin při chůzi na páse, bylo zjištěno, že při chůzi na páse se zvýšila amplituda svalové aktivity u stehenních svalů (m. biceps femoris a m. rectus femoris). Došlo k následnému zlepšení aktivace chůzového stereotypu z patologického do více fyziologického vzoru chůze a taktéž, že pacienti využívali více ekonomičtější stereotyp chůze díky zvýšení aktivace svalů nutných ke kvalitnímu chůzovému stereotypu. (Hesse et al., 2001, pp. 1547-50).

Dle studie Ottera et al. (2007), která se zabývá abnormalitami vzorů svalové aktivity dolní končetiny v hemiparetické chůzi po rovině, dochází k delší aktivaci m. biceps femoris u pacientů po CMP. Ve studii byly prezentovány výsledky SEMG měření svalů: m. biceps femoris, m. rectus femoris, m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis. Svaly byly porovnávány v jednotlivých fázích krokového cyklu: první fáze dvojí opory, samotná stojná fáze, druhá fáze dvojí opory a nakonec švihová fáze. Výsledky byly porovnávány mezi 24 hemiparetiky a 14 zdravými jedinci, kteří tvořili kontrolní skupinu. V horní části dolní končetiny v průběhu trvání svalové aktivity m. biceps femoris a m. rectus femoris během fáze stojné byla aktivita těchto svalů dlouhá jak na paretické končetině (70 % p BF, 78 % p RF), tak na neparetické končetině (71 % np BF, 81 % np RF). Když byly tyto výsledky porovnány s kontrolní skupinou, tak u m. biceps femoris vyšlo 45 % a 53 % u m. rectus femoris. Výsledky ukázaly, že trvání koaktivity m. biceps femoris a m. rectus femoris na obou dolních končetinách (paretická i neparetická) během stojné fáze u hemiparetiků bylo delší než u kontrolních hodnot

(25 %). Během první fáze dvojí opory na paretické končetině byla celková hodnota BF a RF koaktivity kromě toho abnormálně dlouhá (u paretické končetiny 82 % versus 57 % u kontrolního souboru). Je tedy možné změnu neparetického m. biceps femoris přisuzovat tomuto jevu (Otter et al., 2007, pp. 342-52). V diplomové práci signifikantní výsledek zvýšení svalové aktivity při chůzi na páse reflektuje zlepšení stereotypu chůze u pacientů po CMP. Navýšení svalové aktivity m. biceps femoris neparetické dolní končetiny však není pro pacienty stěžejním rehabilitačním cílem.

Při 2. měření po ukončení rehabilitačního programu vyvstává na základě zvýšení svalové aktivity otázka efektu motorického učení. Ten je na základě měření prokazatelný v případě neparetického m. biceps femoris při chůzi na páse, kdy se jeho aktivita výrazně zvětšila (Družbicki et al., 2015, pp. 419-25). Efekt motorického učení při chůzi na páse lze vysvětlit tím, že trénink chůze na terapeutickém chodicím páse byl prováděn 1x denně po dobu intenzivní komplexní rehabilitační léčby. Při 2. měření již tedy předtím pacient absolvoval min. 8-28x (dle délky léčebného rehabilitačního programu) trénink chůze na tomto zařízení. Pacient si tedy již na chůzi na páse mohl zvyknout a jeho výsledky měření mohly být lepší.

U paretických svalů viz obrázek 3 (p. 39) nedošlo k žádné statisticky významné změně. Lze pouze pozorovat zvýšení svalové aktivity u m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis a m. biceps femoris. Snížení aktivity bylo patrné u m. rectus femoris. Tyto výsledky jsou však nevýznamné. Dle studie Mohammadi et al. (2016) dochází při chůzi na páse ke zvýšení svalové aktivity i u paretických svalů, jako např. u m. gastrocnemius medialis oproti chůzi po rovině (Muhammadi et al., 2016, pp. 445-53). Výsledky předcházející studie potvrzuje také studie Laufera et al. (2001), kdy autor uvádí, že u pacientů po CMP v rehabilitačním programu, kdy se využívá trénink chůze na páse, tak dochází k následnému zvýšení svalové aktivity m. gastrocnemius medialis paretické strany (Laufer et al., 2001, pp. 69-78). Dle studie Betschartové et al. (2017), která zkoumala vliv rehabilitace na terapeutickém chodicím páse u pacientů po CMP, se po rehabilitaci zvýšila svalová aktivita měřených plantiflexorů a m. tibialis anterior na paretických svalech (Betschart et al., 2017, pp. 93-100).

5.2.2 Diskuze k hypotézám H₀₂ a H_{A2}

Tyto hypotézy se týkaly porovnání svalové aktivity m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris na neparetické i paretické dolní končetině při chůzi po rovině před zahájením a po ukončení intenzivní komplexní rehabilitace.

Cílem bylo zjistit, zda se svalová aktivita změní při chůzi po rovině před zahájením intenzivního komplexního rehabilitačního programu a po jeho následném ukončení.

Z obrázku 4 (p. 40) vyplývá, že u měřených neparetických svalů dolní končetiny při chůzi po rovině nedošlo po druhém měření k signifikantním změnám. U třech svalů došlo k mírnému zvýšení svalové aktivity a u m. rectus femoris došlo k jejímu snížení, avšak tyto výsledky jsou statisticky nevýznamné.

Na obrázku 5 (p. 40) lze vidět, že v těchto případech došlo v porovnání výsledků před a po ukončení rehabilitačního programu k signifikantní změně. Při měření po ukončení RHB programu došlo k signifikantnímu zvýšení svalové aktivity u paretického m. gastrocnemius medialis oproti 1. měření před zahájením léčby. U dalších dvou svalů na paretické končetině došlo ke zvýšení svalové aktivity, avšak tyto změny nebyly statisticky významné.

Na obrázku 7-8 (p. 42) jsou znázorněny výsledné grafy EMG signálu paretického m. gastrocnemius medialis pro jeden krokový cyklus z měření jednoho daného pacienta při chůzi po rovině před zahájením RHB péče a po jejím ukončení z programu Visual 3D v6 Professional. Před počátkem komplexní rehabilitační péče byla zjevná předčasná aktivita paretického m. gastrocnemius medialis při fázi dvojí opory. Při měření po ukončení RHB programu se optimalizovala svalová aktivita paretického m. gastrocnemius medialis, což svědčí pro zlepšení aktivity svalu ve stejné fázi a následnému zlepšení posturální funkce paretických svalů.

Předčasná svalová aktivita plantiflexorů u pacientů po cévní mozkové příhodě se typicky objevuje jako abnormalita chůze od fáze terminálního švihů po loading response fázi na paretické dolní končetině. Pacienti s předčasnou svalovou aktivitou plantiflexorů prokázali nižší svalovou aktivitu m. tibialis anterior během švihové fáze, ale zároveň zvýšenou svalovou aktivitu m. rectus femoris během fáze švihů a předčasnou aktivitu m. biceps femoris během fáze loading response. Předčasná aktivita m. biceps femoris je významnou proměnnou související s přítomností předčasné aktivity plantiflexorů u pacientů s hemiparetickým charakterem chůze. Předčasná koaktivace těchto svalů je pravděpodobně z důvodu snahy o zvýšení nízké svalové síly na paretické dolní končetině a dosažení lepšího stereotypu chůze. Zároveň může být předčasná svalová aktivita snížena dosažením zvýšené pevnosti extenzorů

kyčelního a kolenního kloubu ve fázi iniciálního kontaktu během krokového cyklu (Fujita et al., 2018, pp. 99-103).

Při iniciálním kontaktu v krokovém cyklu (heelstrike) nedochází u m. tibialis anterior ke zpomalení dorsiflexe, čímž dochází k předčasné svalové aktivitě plantiflexorů, které přispívají ke zvýšení tření s podložkou, většímu zpomalení dorsiflexe v hleznu a ke zpomalení pohybu těla směrem vpřed (Beyaert, Vasa a Frykberg, 2015, pp. 342-3).

Optimalizace svalové aktivity m. gastrocnemius medialis paretické dolní končetiny při fázi toe off je spojena se zvýšením kinetické energie na paretické dolní končetině (Chen et al., 2005, pp. 57-62).

U pacientů po cévní mozkové příhodě je korová úroveň řízení motoriky plantiflexorů během aktivního motorického pohybu poškozena více než u dorsiflexorů. Tento jev je nejvíce znatelný u pacientů s horším stereotypem chůze. Toto tvrzení je podpořeno biomechanickými důkazy, které tvrdí, že terapie by měla být zacílená na motorickou funkci plantiflexorů pro maximalizaci dosažení co nejlepšího lokomočního stereotypu. Abnormálně lepší vzrušivost korové úrovně řízení motoriky na m. soleus neparetické dolní končetině u pacientů s horším stereotypem chůze naznačuje, že neurální funkce neparetické dolní končetiny mohou hrát roli při obnově chůze po CMP. Běžné terapeutické strategie, jež pro co nejčasnější obnovení chůze využívají různé pomůcky, jako např. kotníkové ortézy na paretické dolní končetině, naopak podporují při chůzi větší spoléhání se na neparetickou dolní končetinu, snižují dávku terapeutické intervence paretické dolní končetině a zároveň omezují funkci paretických svalů konající plantární flexi v hleznu (Palmer et al., 2017, pp. 1615-24).

5.2.3 Diskuze k hypotézám H₀₃ a H_{A3}

Tyto hypotézy se týkaly porovnání rychlosti chůze pacientů před zahájením a po ukončení intenzivní komplexní rehabilitace při chůzi na terapeutickém chodicím páse.

Cílem bylo zjistit, zda se rychlost chůze změní při chůzi na terapeutickém chodicím páse před zahájením intenzivního komplexního rehabilitačního programu a po jeho následném ukončení.

Z obrázku 6 (p. 41) lze vidět, že došlo v porovnání výsledků průměrné rychlosti chůze na terapeutickém chodicím páse před a po ukončení rehabilitačního programu k signifikantní změně. Při měření po ukončení RHB programu došlo k signifikantnímu zvýšení průměrné rychlosti chůze oproti 1. měření před zahájením léčby.

Z Tabulky 3 (p. 37) vyplývá, že před zahájením léčby byla průměrná rychlost chůze na páse u testovaného souboru 1,43 km/h, avšak po ukončení intenzivního rehabilitačního programu došlo ke změně v rychlosti chůze, konkrétně k jejímu zvýšení na průměrnou rychlost 1,76 km/h u měřených jedinců.

U pacientů po CMP bývá běžným jevem snížení rychlosti chůze a narušení chůzového stereotypu, zlepšení těchto abnormalit je základním cílem rehabilitačního programu (Chung a Lee, 2013, pp. 39-43). Rychlost chůze u pacientů po CMP je měřítkem jejich funkční schopnosti a fyzioterapeut dle toho může zvolit vhodný způsob léčby (Park et al., 2013, pp. 379-82).

Dle studie Jonkerse, Delpa a Pattena (2009) byl potenciál pacientů po CMP ke zvýšení rychlosti chůze poškozen a nebyl dosud důkladně prozkoumán. Autoři předpokládali, že selhání efektivního zapojení flexorů kyčle a plantiflexorů hlezna na paretické dolní končetině velmi limituje potenciál ke zvýšení rychlosti chůze u jedinců s horším stereotypem chůze. Na základě této studie bylo prokázáno, že ke zvýšení rychlosti chůze je nutné zvýšení svalové aktivity a síly flexorů kyčelního kloubu a plantiflexorů hlezna (Jonkers, Delp a Patten, 2009, pp. 129-37).

Dle studie Nadeau et al. (1999) je jedním z hlavních faktorů limitující rychlost chůze snížená svalová aktivita plantiflexorů během krokového cyklu, jelikož na paretické končetině při fázi toe off je kinetická energie při odlepení palce nižší a dochází ke kompenzační strategii využití flexorů kyčelního kloubu (Nadeau et al., 1999, p. 135).

Lau a Mak (2011) uvádějí, že efekt terapie na rychlost chůze se významně projevil při rehabilitaci chůze na terapeutických chodicích pásech u pacientů po CMP v subakutní fázi. Chůze se u těchto pacientů zlepšila o 85 % (Lau a Mak, 2011, pp. 709-13). Ve studii Chunga

a Leeho došlo taktéž ke zlepšení rychlosti chůze, ale pouze o 19,8 % (Chung a Lee, 2013, pp. 39-43).

Studie Pattersonové et al. (2008) uvádí, že zvýšení rychlosti chůze po absolvování komplexní terapie navazuje na prodloužení kroku na paretické i neparetické dolní končetině. Tato zlepšení byla měřena během šestiměsíční terapie, kdy probandi byli schopni provést rychlejší chůzi než před začátkem rehabilitace a byli schopni rychlejší chůze i v běžném životě a nerovném povrchu. Zlepšení je připisováno aktivaci nových oblastí v centrální nervové soustavě, jež je schopna reorganizace a dále schopnosti neuroplasticity poškozeného nervového systému kvůli cévní mozkové příhodě a také nepoškozeného nervového systému. Neuroplasticita byla dosažena během cíleného a opakovaného tréninku chůze na terapeutickém chodicím páse (Patterson et al., 2008, pp. 241-6). Studie Lufta et al. potvrzuje příznivý vliv terapie na chodicím pásu na zvýšenou aktivaci určitých oblastí CNS. Cílený opakovaný nácvik krokového cyklu na pásu stimuluje neuroplastické mechanismy, dále nové či pouze dříve nevyužívané nervové okruhy a kompenzační úpravy po atace, což má vliv na zlepšení celkové schopnosti a kvalitu chůze (Luft et al., 2008, p. 3349).

Zvýšení rychlosti chůze na terapeutickém páse má vliv na změnu stereotypu chůze u pacientů po CMP, ovlivňuje patologické odchylky chůze pacientů. Celkově při zvýšení rychlosti chůze dojde ke změně chůzového stereotypu u měřených jedinců (Tyrell et al., 2011, pp. 392-403).

Zvýšení rychlosti chůze na páse souvisí se zvýšením kinetické energie na paretické dolní končetině při fázi toe off (Chen et al., 2005, pp. 57-62), která se po ukončení rehabilitačního programu výrazně změnila, jelikož došlo k optimalizaci zapojení svalové aktivity m. gastrocnemius medialis paretické dolní končetiny viz obrázek 7-8 (pp. 37-8).

U pacientů, jejichž průměrná rychlost chůze je pod hranicí 1,2 km/h, je ekonomicky výhodnější zvýšit rychlost chůze, jelikož ekonomizací pohybu selepší jejich chůzový stereotyp, a chůze se stává méně energeticky náročnou (Reisman, Rudolph a Farquhar, 2009, pp. 529-34).

Svalová síla dolních končetin trupových svalů je spojena s přirozenou pohodlnou chůzí a zároveň chůzí maximální. Svalová síla neparetických dorsiflexorů a laterálních trupových flexorů může mít určitý vliv na rychlost a pohodlnost chůze u jedinců po CMP v subakutní fázi (Aguiar et al., 2018, in press).

Další studie Pohla et al. (2002) prokazuje, že strukturovaný a vedený trénink rychlosti chůze na terapeutickém chodicím páse vede ke zlepšení schopnosti chůze, jelikož strategie terapie

chůze na páse poskytuje dynamický a integrační přístup k terapii dysfunkce chůze u pacientů po CMP (Pohl et al., 2002, pp. 553-8).

Studie Yamada et al. (2015) udává, že vysoká tréninková rychlost při terapii chůze na chodicím páse může vést ke zvýšení rychlosti chůze. Vychází se z předpokladu, že pokud pacient zkusí trénink chůze s vyšší rychlostí dříve, než se při jeho zdravotním stavu očekává, je možné, že dosáhne vyšší rychlosti chůze mnohem dříve. Tento princip nácviku vyšší rychlosti chůze by měl být prováděn u pacientů, kteří při tréninku chůze v terénu chodí nízkou rychlostí chůze, či u pacientů, jež vykazují velmi nestabilní chůzový stereotyp při vysoké rychlosti chůze (Yamada et al., 2015, pp. 1249-50).

Dle studie Lau a Mak (2011) při chůzi na páse dochází k větší extenzi v kyčelním kloubu, čímž se prodlouží délka kroku a chůzový stereotyp se stává méně patologickým. Ve studii byla využita metoda postupného zvyšování rychlosti chůze vždy na aktuální maximum pacienta. Tento přístup vedl k významnějším změnám v dosažené zvýšené rychlosti chůze a k prodloužení délky krokového cyklu oproti metodě s neměnnou rychlostí během chůze na páse. Tuto metodu ale mohou využít pouze soběstační pacienti, jež zvládají chůzi bez dopomoci (Lau a Mak, 2011, pp. 709-713).

Studie Mao et al. (2015) udává zlepšení rychlosti chůze, ale také dalších časoprostorových charakteristik, jako např. délka kroku, dvojkroku a kadence po tréninku s odlehčením váhy těla kolem 30-40 %. S progresem rehabilitačního programu se množství odlehčení snižovalo a poslední týden terapie již byl pacient bez odlehčení. Autoři se domnívají, že zvýšení rychlosti chůze po terapii s odlehčením na chodicím terapeutickém páse může souviset se zvýšením rozsahu do extenze v kyčelním kloubu (Mao et al., 2015, pp. 4-8).

Naopak studie Parka et al. (2013) udává, že u pacientů po CMP, kteří byli schopni provést rychlou chůzi, bylo výsledkem terapie zvýšení rychlosti chůze, lepší vytrvalost při chůzi a zlepšení stability, to vše při chůzi na terapeutickém páse i při chůzi po rovině. Pacienti s nízkou rychlostí chůze vykazovali zlepšení vytrvalosti chůze pouze při chůzi po rovině. Z této studie vyplývá, že u pacientů po CMP, jež mají nízkou rychlost chůze se doporučuje nácvik chůze po rovině, než nácvik chůze pomocí terapeutického chodicího pásu (Park et al., 2013, pp. 379-82).

Dle review Dickstein (2008) je rychlost chůze hlavním ukazatelem výkonu chůze u pacientů po CMP. Široce přijímaným kritériem pro stanovení úspěšnosti terapie chůze je zvýšení rychlosti chůze pacienta. V review byly porovnávány různé terapeutické přístupy a bylo zjištěno, že výsledky v terapii rychlosti chůze jsou do značné míry obdobné. Dále se udává,

že konvenční terapie je přinejmenším stejně tak účinná jako terapie na chodicích pásech (Dickstein, 2008, pp. 649-60).

Dle studie Rodriguesové-Baroniové et al. (2014) má klinický význam využití virtuální reality v terapii chůze s cíleným efektem na zvětšení rychlosti chůze. Ve studii se udává, že zvýšené rychlosti chůze lze nejlépe docílit terapií spojenou s virtuální realitou ve srovnání s terapiemi, které nejsou zaměřeny na využití virtuální reality. Výsledky jsou založeny na metaanalýze sedmi randomizovaných klinických studiích s kvalitní metodologií. Avšak při rozhodování se o vhodné terapii pro konkrétního jedince je nutné zvážit další faktory, jako například požadavky a očekávání pacienta, klinické znalosti a náklady na provedení terapie (Rodrigues-Baroni et al., 2014, pp. 502-512).

5.3 Přínos pro praxi

Intenzivní komplexní rehabilitační péče má pozitivní vliv na úpravu chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě. Před počátkem komplexní rehabilitační péče byla zjevná předčasná aktivita paretického m. gastrocnemius medialis při fázi dvojí opory. Tato abnormalita krokového cyklu se typicky objevuje u pacientů po CMP. Při měření po ukončení RHB programu se optimalizovala svalová aktivita paretického m. gastrocnemius medialis, což signalizuje zlepšení aktivity svalu ve stejné fázi a následné zlepšení posturální funkce paretických svalů. Při měření chůze na páse po ukončení rehabilitačního programu došlo k významnému zvýšení svalové aktivity u neparetického m. biceps femoris oproti 1. měření před zahájením léčby. Došlo ke zjevnému zlepšení patologického vzoru chůze a k větší ekonomizaci chůzového stereotypu s ohledem na zapojení stěžejních svalů účastnících se krokového cyklu.

Výzkum prokázal, že při komplexní rehabilitační péči včetně terapie na chodících pásech došlo ke zvýšení rychlosti chůze u pacientů a potvrdily se tím studie citovaných autorů. Je však důležité zdůraznit, že pacienti absolvovali i komplexní terapii, nejen přístrojovou formu rehabilitace.

V dnešní době je velmi široká variabilita technik, které jsou zacíleny na zlepšení chůzového stereotypu. V terapii je nutné kombinovat manuální techniky (Bobath koncept, proprioceptivní neuromuskulární facilitace atd.) s přístrojovými metodami, jako jsou např. terapeutické chodící pásy, či asistovaná robotická rehabilitace. S ohledem na zařazení přístrojových technik do komplexního rehabilitačního programu se terapie stává zajímavější pro pacienta a zároveň funguje jako motivace vzhledem např. k viditelnému zvýšení rychlosti chůze oproti poslední terapii na terapeutickém chodícím páse.

V této práci bylo potvrzeno, že lze hodnotit efekt rehabilitace chůze pomocí povrchové elektromyografie, je však ale nezbytné dodržovat zásady měření a předem nastavený postup. Prostřednictvím elektromyografického záznamu lze zhodnotit svalovou aktivitu vybraných svalů během krokového cyklu zcela přesně a současně lze tyto výsledky měření předložit pacientům ke zvýšení jejich motivace v procesu rehabilitace.

5.4 Limity studie

Mezi limity studie lze zařadit homogennost souboru. Do výzkumu bylo zařazeno 22 probandů, ale 2 z nich museli být vyřazeni, jelikož neabsolvovali vyšetření před zahájením a po ukončení rehabilitace. Dále poměr žen a mužů nebyl 50:50, jelikož do studie bylo zařazeno 9 žen a 11 mužů. Všichni pacienti byli v subakutním stádiu po cévní mozkové příhodě, avšak měli postižení v různých povodích. 18 pacientů mělo postižení v povodí a. cerebri media, 1 pacient měl diagnostikované postižení a. cerebri anterior a 1 proband vykazoval známky léze v pontu. Pro budoucí studie by bylo vhodnější vytvořit kritéria pro výzkumný soubor tak, aby všichni pacienti měli postižení v jednom konkrétním povodí. Dále by bylo žádoucí, aby výzkumný soubor měl více pacientů pro objektivnější a váženější výsledek studie, jelikož soubor dvaceti probandů je oproti ostatním studiím nižší. Časové rozpětí mezi měřením před a po ukončení rehabilitačního programu bylo 8 až 28 dní. Pro jednotnost studie by bylo vhodnější, aby pacienti absolvovali stejně dlouhý rehabilitační program, ale z důvodu individuální délky léčebných programů dle stavu pacienta, by to pro pacienty nebylo přínosem.

Přípravná fáze před měřením a samotný průběh měření lze taktéž uvést jako limitující, jelikož v přípravné fázi je nutné naaplikovat na předem určené svaly elektrody povrchové elektromyografie. Elektrody se aplikují na svalové břicho konkrétního svalu, ozřejmení správného místa je pomocí palpce terapeuta, což může být subjektivní a následně by mohlo dojít k měření elektrického potenciálu sousedícího svalu apod. Při přípravné fázi byly elektrody lepeny oboustrannou lepicí páskou na kůži pacienta, avšak bylo by vhodnější na měření využít originální samolepky, jež jsou speciálně vyráběné společností Delsys. V průběhu měření může dojít ke kolísání EMG signálu, když je pacient na delší vzdálenost od EMG zařízení, následně je kvalita signálu velmi špatná a záznam nelze použít. Dosah přístroje byl velmi malý, což ovlivňovalo chůzi po rovině, která musela být na kratší vzdálenost, tudíž se v záznamu často objevovalo otočení pacienta, kdy pacient musel jít již zpět z důvodu malého dosahu přístroje. Pro budoucí studie by bylo přínosem, kdyby dosah přístroje byl větší, čímž by se taktéž zlepšila kvalita záznamu.

Limitem studie se také zdá být pravděpodobná adaptace pacientů na chůzi na terapeutickém chodicím páse. Při měření před zahájením intenzivní komplexní rehabilitační péče byli pacienti poprvé na takovém zařízení, v průběhu rehabilitačního programu na něm pravidelně absolvovali terapii, tudíž při výstupním měření po ukončení rehabilitačního programu je také nutné se zamyslet nad vlivem adaptace pacientů na chůzi na terapeutickém chodicím páse.

Závěr

Z výsledků této práce vyplývá, že po intenzivní komplexní rehabilitaci, která obsahovala 2x denně kinezioterapii s fyzioterapeutem a 1x denně trénink chůze na terapeutickém chodicím páse, došlo ke zvýšení svalové aktivity paretických svalů a jejich zapojení do krokového cyklu. Intenzivní rehabilitační intervence chůze vede ke zlepšení rychlosti chůze na základě naměřených dat.

Rehabilitace chůze je v posledních letech častým tématem mnoha výzkumných prací. Studie mnoha autorů se zabývají efektem terapie roboticky asistované rehabilitace na chůzi či terapií chůze na chodicích pásech.

Ke statisticky významné změně došlo při měření chůze na páse po ukončení rehabilitačního programu ve svalové aktivitě u neparetického m. biceps femoris oproti 1. měření před zahájením léčby. Při 2. měření po ukončení rehabilitačního programu vyvstává na základě zvýšení svalové aktivity otázka efektu motorického učení. Ten byl prokázán v případě neparetického m. biceps femoris při chůzi na páse, kdy se jeho aktivita výrazně zvětšila. Výsledek měl také vliv na změnu chůzového stereotypu, který se více podobá fyziologickému než patologickému vzoru chůze u pacientů po CMP.

Signifikantním výsledkem při chůzi po rovině bylo zvýšení svalové aktivity m. gastrocnemius medialis paretické dolní končetiny při měření po ukončení komplexní rehabilitace oproti měření před začátkem rehabilitační péče. Po absolvování rehabilitační péče došlo k optimalizaci svalové aktivity m. gastrocnemius medialis paretické strany, což svědčí pro zlepšení aktivity svalu ve stejné fázi krokového cyklu a následnému zlepšení funkce paretických svalů dolní končetiny.

Statisticky významná změna byla prokázána při porovnání výsledků průměrné rychlosti chůze na terapeutickém chodicím páse před a po ukončení komplexní rehabilitace. Před zahájením léčby byla průměrná rychlost chůze na páse u testovaného souboru 1,43 km/h, avšak po ukončení intenzivního rehabilitačního programu došlo ke změně v rychlosti chůze, konkrétně k jejímu zvýšení na průměrnou rychlost 1,76 km/h u měřených jedinců. Výsledky prokázaly, že komplexní rehabilitace včetně terapie na chodicích pásech vede ke zvýšení rychlosti chůze u pacientů po CMP v subakutní fázi.

Výsledky této práce potvrdily efekt terapie chůze na změnu svalové aktivity u pacientů po CMP. Dále posoudily změnu v průměrné rychlosti chůze na páse před zahájením intenzivní rehabilitace a po jejím ukončení. Došlo k signifikantnímu navýšení průměrné rychlosti chůze.

V rámci dosažení co možná nejvyššího stupně nezávislé chůze je důležitý komplexní rehabilitační přístup s využitím přístrojových technik k terapii chůze.

Pro budoucí práce lze navrhnout další měření svalové aktivity na dolních končetinách pomocí povrchové elektromyografie při chůzi na páse a po rovině rozšířené na další svaly dolních končetin, nebo měření pacientů po CMP v chronickém stádiu za obdobných podmínek jako v této práci. Další možností by bylo sledování změny svalové aktivity po absolvování intenzivního komplexního rehabilitačního programu s větším časovým odstupem.

Referenční seznam

AGUIAR, L. T., CAMARGO, L. B. A., ESTARLINO, L. D., TEIXEIRA-SALMELA, L. F., DE MORAIS FARIA, C. D. C. 2018. Strength of the lower limb and trunk muscles is associated with gait speed in individuals with sub-acute stroke: a cross-sectional study. *Brazilian Journal of Physical Therapy* [on-line]. in press [cit. 2018-04-20]. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1413355517301995>.

ADA, L., DEAN, C. M., HALL, J. M., BAMPTON, J., CROMPTON, S. 2003. A treadmill and overground walking program improves walking in persons residing in the community after stroke: a placebo-controlled, randomized trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [on-line]. 84 (10), pp. 1486-91 [cit. 2018-04-18]. Dostupné z: [http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(03\)00349-6/fulltext](http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(03)00349-6/fulltext).

ADA L., DEAN C. M., VARGAS J., et al. 2010. Mechanically assisted walking with body weight support results in more independent walking than assisted overground walking in non-ambulatory patients early after stroke: a systematic review. *Australian Physiotherapy Association* [on-line]. 56, pp. 153-161. ISSN 0004-9514. [cit. 2018-04-01]. Dostupné z: [http://www.journalofphysiotherapy.com/article/S1836-9553\(10\)70020-5/abstract](http://www.journalofphysiotherapy.com/article/S1836-9553(10)70020-5/abstract).

ALBERT, S. J., KESSELRING, J. 2012. Neurorehabilitation of stroke. *Journal of neurology* [on-line]. 5 (259), pp. 817-832 [cit. 2017-01-30]. ISSN 0340-5354. Dostupné z: doi 10.1007/s00415-011-6247-y.

BANZ, R. et al. 2008. Computerized visual feedback: an adjunct to robotic-assisted gait training. *Physical Therapy* [on-line]. 88 (10), pp. 1135-45 [cit. 2017-13-12]. Dostupné z: doi 10.2522/ptj.20070203.

BASTLOVÁ, P. *Proprioceptivní neuromuskulární facilitace*. 2013. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4030-9.

BASTLOVÁ, P., JURUTKOVÁ, Z., TOMSOVÁ J., ZELENÁ, A. 2015. *Výběr klinických testů pro fyzioterapeuty*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4640-0.

BELAGAJE, S. R. 2017. Stroke Rehabilitation. *CONTINUUM Lifelong Learning in Neurology* [on-line]. 23 (1), pp. 238-53 [cit. 2018-04-21]. Dostupné z: doi 10.1212/CON.0000000000000423.

BELDA-LOIS, J. M., MENA-DEL HORNO, S., BERMEJO-BOSCH, I. et al. 2011. Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [on-line]. 19 (1), pp. 1-14 [cit. 2017-01-24]. ISBN 10.1186/1743-0003-8-66. Dostupné z: doi 10.1186/1743-0003-8-66.

BETSCHART, M., LAUZIÈRE, S., MIÉVILLE, C., MCFADYEN, B. J., NADEAU, S. 2017. Changes in lower limb muscle activity after walking on a split-belt treadmill in individuals post-stroke. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [on-line]. 32, pp. 93-100 [cit. 2018-03-18]. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S105064111630325X?via%3Dihub>.

BEYAERT, Ch., VASA, R., FRYKBERG, G. E. 2015. Gait post-stroke: Pathophysiology and rehabilitation strategies. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology* [on-line]. 45 (20) [cit. 2017-01-11]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/283577074_Gait_post-stroke_Pathophysiology_and_rehabilitation_strategies.

BRODERICK, P., HORGAN, F., BLAKE, C., et al. 2018. Mirror therapy and treadmill training for a patient with chronic stroke: A case report. *Physiotherapy Theory and Practice* [on-line]. pp. 32-34 [cit. 2018-04-20]. Dostupné z: doi 10.1080/09593985.2018.1453903.

BURGESS, J. K., Weibel, G.C., Brown, D.A. 2010. Overground walking speed changes when subjected to body weight support conditions for nonimpairment and post stroke individuals. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation* [on-line]. 11 (7), pp. 2-4 [cit. 2018-04-20]. Dostupné z: doi 10.1186/1743-0003-7-6.

BURGET, N. 2015. Využití zpětné vazby v rehabilitaci pacientů s poruchami chůze po cévní mozkové příhodě. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství* [on-line]. 22 (2), pp. 70-78. ISSN: 1211 - 2658. Dostupné z: <http://www.prolekare.cz/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi->

clanek/vyuziti-zpetne-vazby-v-rehabilitaci-pacientu-s-poruchami-chuze-po-cevni-mozkove-prihode-52117?confirm_rules=1.

CORBETTA, D., IMERI, F., GATTI, R. 2015. Rehabilitation that incorporates virtual reality is more effective than standard rehabilitation for improving walking speed, balance and mobility after stroke: a systematic review. *Journal of Physiotherapy* [on-line] 61 (3), pp. 117–24. Dostupné z: doi 10.1016/j.jphys.2015.05.017.

CHEN, G., PATTEN, C., KOTHARI, D.H., ZAJAC, F.E. 2005. Gait deviations associated with post-stroke hemiparesis: improvement during treadmill walking using weight support, speed, support stiffness, and handrail hold. *Gait & Posture* [on-line]. 22 (1), pp. 57-62 [cit. 2018-04-18]. Dostupné z: doi 10.1016/j.gaitpost.2004.06.008.

CHEN, G., et al. 2005. Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non - disabled controls at matched speeds. *Gait & Posture* [on-line]. 22 (1), pp. 51-56 [cit. 11. 12. 2017]. ISSN: 0966 - 6 362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636204001171>.

CHUNG, E. J., LEE, B. 2013. The effects of treadmill training on dynamic balance and gait function in stroke patients: a pilot randomized controlled trial. *Physical Therapy Rehabilitation Science* [on-line]. 2 (1), pp. 39-43 [cit. 2018-02-09]. Dostupné z: doi <https://doi.org/10.14474/ptrs.2013.2.1.39>.

DICKSTEIN, R. 2008. Rehabilitation of Gait Speed After Stroke: A Critical Review of Intervention Approaches. *Neurorehabilitation and neural repair* [on-line]. 22, pp. 649-660 [cit. 2018-01-12]. ISSN 1552-6844. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18971380>.

DEAN, C. M., ADA, L., BAMPTON J., et al. 2010. Treadmill walking with body weight support in subacute non-ambulatory stroke improves walking capacity more than overground walking: a randomised trial. *Journal of Physiotherapy* [on-line]. 56, pp. 97-103 [cit. 2018-03-23]. ISSN 1836-9553. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1836955310700394>.

DE HAART, M., et al. 2004. Recovery of standing balance in postacute stroke patients: a rehabilitation cohort study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [on-line]. 85, pp. 886-895 [cit. 2017-11-05]. ISSN: 0003-9993. Dostupné z:

https://www.researchgate.net/publication/251448131_Recovery_of_standing_balance_in_postacute_stroke_patients_a_rehabilitation_cohort_study_1_1_No_commercial_party_having_a_direct_financial_interest_in_the_results_of_the_research_supporting_this_articl.

DEIBERT, E. M., DROMERICK, A. W. 2002. Motor restoration and spasticity management after stroke. *Current Treatment Options in Neurology* [on-line]. 4 (6), pp. 427-33 [cit. 2018-04-04]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12354369>.

DIERICK, F., et al. 2004. A force measuring treadmill in clinical gait analysis. *Gait & Posture* [on-line]. 20, pp. 299-303. [cit. 17. 11. 2017]. ISSN: 0966-6362. Dostupné z: [http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362\(03\)00194-2/pdf](http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362(03)00194-2/pdf).

DOBKIN, B. H., DORSCH, A. 2013. New Evidence for Therapies in Stroke Rehabilitation. *Current Atherosclerosis Reports* [on-line]. 15 (6), pp. 331-40 [cit. 2018-01-11]. Dostupné z: doi 10.1007/s11883-013-0331-y.

DRUŽBICKI, M., PRZYSADA, G., GUZIK, A., KWOLEK, A. 2015. Efficacy of gait training using a treadmill with and without visual biofeedback in patients after stroke: a randomized study. *Journal of Rehabilitation Medicine* [on-line]. 47, pp. 419-25 [cit. 2018-01-17]. Dostupné z: <http://www.ingentaconnect.com/content/mjl/sreh/2015/00000047/00000005/art00005?crawler=true>.

DUNDAR, U., TOKTAS, H., SOLAK, O., ULASLI, A. M., EROGLU, S. 2011. A Comparative Study of Conventional Physiotherapy Versus Robotic Training Combined with Physiotherapy in Patients with Stroke. *Topics in Stroke Rehabilitation* [on-line]. 21 (6), pp. 453–61. ISSN 1074-9357. Dostupné z: doi 10.1310/tsr2106-453.

DYLEVSKÝ, I. 2009. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada, 180 p. ISBN 9788024716480.

ENG, J. J., TANG. P. F. 2007. Gait training strategies to optimize walking ability in people with stroke: a synthesis of the evidence. *Expert Review Neurotherapeutics* [on-line]. 10 (7), pp. 1417-36 [cit. 2017-11-11]. Dostupné z: doi 10.1586/14737175.7.10.1417.

FEIGIN, V. L. 2007. *Cévní mozková příhoda: prevence a léčba mozkového iktu*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-428-7.

FERRANTE, S. et al. 2011. A biofeedback cycling training to improve locomotion: A case series study based on gait pattern classification of 153 chronic stroke patients. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation* [on-line] 47 (8), pp. 1-7. Dostupné z: doi 10.1186/1743-0003-8-47.

FLANSBJER, U., et al. 2005. Reliability of gait performance tests in men and women with hemiparesis after stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine* [on-line]. 37, pp. 75 - 82. [cit. 2017-10-17]. ISSN: 1650 1977. Dostupné z: <http://www.medicaljournals.se/jrm/content/?doi=10.1080/16501970410017215>.

FORRESTER, L. W. et al. 2008. Exercise-mediated locomotor recovery and lower-limb neuroplasticity after stroke. *Journal of Rehabilitation Research and Development* [on-line], 45 (2), pp. 205-220. [cit. 2017-12-17]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18566939>.

FUJITA, K., MIAKI, H., FUJIMOTO, A., HORI, H., FUJIMOTO, H., KOBAYASHI, Y. 2018. Factors affecting premature plantarflexor muscle activity during hemiparetic gait. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [on-line]. 39, pp. 99-103 [cit. 2018-04-20]. Dostupné z: doi <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2018.02.006>.

GÁL, O., HOSKOVCOVÁ, M., JECH, R. 2015. Neuroplasticita, restituce motorických funkcí a možnosti rehabilitace spastické parézy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [on-line]. 22 (3), pp. 101– 127. ISSN 12112658. Dostupné z: <https://www.medvik.cz/bmc/view.do?cgid=1093691&ctype=bibliomedica>.

GOOD, D. C., BETTERMANN K., REICHWEIN, R. 2011. Stroke rehabilitation. *Neurorehabilitation* [on-line]. 17 (3), pp. 545-67 [cit. 2018-02-10]. Dostupné z: doi 10.1212/01.CON.0000399072.61943.38.

GROSS, J. M., FETTO, J., SUPNICK, E. R. 2005. *Vyšetření pohybového aparátu: překlad druhého anglického vydání*. Praha: Triton, 599 p. ISBN 8072547208.

GÚTH, A. 2011. *Fyziológia-neurofyziológia: vybrané kapitoly pre študentov v oblasti rehabilitácie a ošetrovatel'stva*. 2. vyd. Bratislava: LIEČREH Gúth, 111 p. ISBN: 9788088932284.

HESSE, S., WERNER, C., PAUL, T., BARDELEBEN, A., CHALER, J. 2001. Influence of Walking Speed on Lower Limb Muscle Activity and Energy Consumption During Treadmill Walking of Hemiparetic Patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [on-line]. 82, pp. 1547-50 [cit. 2018-05-02]. Dostupné z: [https://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(01\)72127-2/pdf](https://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(01)72127-2/pdf).

HESSE, S. 2007. Treadmill training with partial body weight support after stroke: A review. *NeuroRehabilitation* [on-line]. 22, pp. 1-11 [cit. 2017-11-09]. ISSN: 1053-8135/07. Dostupné z: <http://reha-stim.de/cms/assets/files/Studien/2008/Treadmill%20training%20with%20partial%20body%20weight.pdf>.

HESSE, S. 2008. Treadmill training with partial body weight support after stroke: A review. *NeuroRehabilitation* [on-line]. 22, pp. 55-65 [cit. 2017-12-9]. ISSN 1053-8135/08/\$17.00. Dostupné z: <https://content.iospress.com/download/neurorehabilitation/nre00394?id=neurorehabilitation%2Fnre00394>.

HOCOMA, 2015. Lokomat® Pro Functional Robotic Gait Therapy [on-line]. B.m.: Hocoma Switzerland. [cit. 2017-10-16]. Dostupné z: https://www.hocoma.com/fileadmin/user/Dokumente/Lokomat/bro_LokomatPro_141008_en.pdf.

JOHANSSON, B. B. 2004. Functional and cellular effects of environmental enrichment after experimental brain infarcts. *Restorative Neurology and Neuroscience* [on-line]. 22 (3-5), pp. 163-74 [cit. 2018-05-02]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15502263>.

JONKERS, I., DELP, S., PATTEN, C. 2009. Capacity to increase walking speed is limited by impaired hip and ankle power generation in lower functioning persons post-stroke. *Gait & Posture* [on-line]. 29 (1), pp. 129-137 [cit. 2018-02-24]. Dostupné z: [http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362\(08\)00207-5/pdf](http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362(08)00207-5/pdf).

KALINA, M. 2008. *Cévní mozková příhoda v medicínské praxi*. Praha: Triton. ISBN 978-80-7387-107-9.

KIM, S.-Y., YANG, L., PARK, I. J., KIM, E. J., JOSHUAPARK, M. S., YOU, S. H., KIM, Y.-H., KO, H.-Y., SHIN, Y.-I. 2015. Effects of Innovative WALKBOT Robotic-Assisted Locomotor Training on Balance and Gait Recovery in Hemiparetic Stroke: A Prospective, Randomized, Experimenter Blinded Case Control Study With a Four-Week Follow-Up. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* [on-line]. 23 (4), pp. 636–642. [cit. 29. 1. 2018]. ISSN 1558-0210. Dostupné z: doi 10.1109/TNSRE.2015.2404936.

KOLÁŘ, P. et al. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, xxxi, 713 p. ISBN 9788072626571.

KOLÁŘOVÁ, B., MARKOVÁ, M., STACHO, J., SZMEKOVÁ, L. 2014. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci-možnosti vyšetření a terapie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 138 p. ISBN 978-80-244-4266-2.

KRAČMAR, B., CHRÁSTKOVÁ, M., BAČÁKOVÁ, R. 2016. *Fylogeneze lidské lokomoce*. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum. ISBN 9788024633794.

KRAM, R., POWELL, A. J. 1989. A treadmill-mounted force platform. *Journal Of Applied Physiology* [on-line]. 67 (4), pp. 1692-98. [cit. 20. 2. 2016]. ISSN: 8750-7587. Dostupné z: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/detail/detail?sid=d79c753e-8e02-4477-992e->

9b6eee176fcf%40sessionmgr4002&vid=0&hid=4213&bdata=JnNpdGU9ZWRzLWxpdmU%3d#AN=2793769&db=cmedm.

KRAMERS-DE QUERVAIN, I. A., et al. 1996. Gait Pattern in the Early Recovery Period after Stroke. *The Journal of Bone & Joint Surgery* [on-line]. 78 (10), pp. 1506-14. [cit. 1. 12. 2017]. ISSN:1535-1386. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/14329480_Gait_Pattern_in_the_Early_Recovery_Period_after_Stroke.

KRÁLÍČEK, P. 2004. Úvod do speciální neurofyzologie. 1. dot. 2. vyd. Praha: Karolinum, 230 p. ISBN 80-246-0350-0.

KRIVOŠÍKOVÁ, M. 2011. *Úvod do ergoterapie*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-2699-1.

KROBOT, A., KOLÁŘOVÁ, B. 2011. Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-2762-1.

KROBOT, A., KOLÁŘOVÁ, B., KOLÁŘ, P., SCHUSTEROVÁ, B., TOMSOVÁ, J. 2017. Neurorehabilitace chůze po cévní mozkové příhodě. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie* [on-line]. 80/113 (5), pp. 521-6 [cit. 2017-12-12]. Dostupné z: http://www.csnn.eu/ceska-slovenska-neurologie-clanek/neurorehabilitace-chuze-po-cevni-mozkove-prihode-61803?confirm_rules=1.

LAU, K. W., MAK, M. K. 2011. Speed-dependent treadmill training is effective to improve gait and balance performance in patients with sub-acute stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine* [on-line]. 43 (8), pp. 709-13 [cit. 2018-04-19]. Dostupné z: doi 10.2340/16501977-0838.

LAUFER, Y. et al. 2001. The effect of treadmill training on the ambulation of stroke survivors in the early stages of rehabilitation: A randomized study. *Journal of Rehabilitation Research and Development* [on-line]. 38 (1), pp. pp. 69-78 [cit. 2018-03-19]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11322472>.

LIN, J.-H., HSU, M.-J., HSU, H.-W., WU, H.-C., HSIEH, C.-L. 2010. Psychometric Comparisons of 3 Functional Ambulation Measures for Patients With Stroke. *Stroke* [on-line]. 41 (9), pp. 2021-5 [cit. 2018-02-12]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.110.589739>.

LOUIE, D. R., ENG, J. J. 2016. Powered robotic exoskeletons in post-stroke rehabilitation of gait: a scoping review. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [on-line]. 13 (1), pp. 1-10 [cit. 2018-04-11]. Dostupné z: doi 10.1186/s12984-016-0162-5.

LUFT, et al. 2008. Treadmill exercise activates subcortical neural networks and improves walking after stroke: a randomized controlled trial. *Stroke* [on-line]. 39 (12), pp. 3341-50 [cit. 2017-01-08]. Dostupné z: doi 10.1161/STROKEAHA.108.527531.

MAO, Y.-R., LO, W.-L., LIN, Q., LI, L., XIAO, X., RAGHAVAN, P., HUANG, D.-F. 2015. The Effect of Body Weight Support Treadmill Training on Gait Recovery, Proximal Lower Limb Motor Pattern, and Balance in Patients with Subacute Stroke. *Hindawi Publishing Corporation BioMed Research International* [on-line]. pp. 1-10 [cit. 2018-04-21]. Dostupné z: doi 10.1155/2015/175719.

MAZUQUIN, B. F., BATISTA, J. P., PEREIRA, L. M. et al. 2014. Kinematic Gait Analysis Using Inertial Sensors with Subjects after Stroke in Two Different Arteries. *Journal Of Physical Therapy Science* [on-line]. 26 (8), p. 5 [cit. 2017-12-10]. Dostupné z: doi 10.1589/jpts.26.1307.

MERHOLZ, J., WAGNER, K., RUTTE, K., MEISSNER, D., POHL, M. 2007. Predictive Validity and Responsiveness of the Functional Ambulation Category in Hemiparetic Patients After Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [on-line]. 88 (10), pp. 1314-19 [cit. 2018-02-10]. Dostupné z: doi 10.1016/j.apmr.2007.06.764.

MUHAMMADI, R., TALEBIAN S., PHADKE, C. P., YEKANINEJAD, M. S., HADIAN, M. R. 2016. Effects of Treadmill Incline and Speed on ANkle Muscle Activity in Subjects After a Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [on-line]. 97 (3), pp. 445-53 [cit. 2018-05-02]. Dostupné z: doi 10.1016/j.apmr.2015.10.088.

NADEAU, S., et al. 1999. Plantarflexor weakness as a limiting factor of gait speed in stroke subjects and the compensating role of hip flexors. *Clinical Biomechanics* [on-line]. 14 (2), pp. 125-35 [cit. 2017-11-21]. ISSN: 0268-0033. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S026800339800062X>.

NILSSON, A., SKOUGH VREEDE, K., HÄGLUND, V., KAWAMOTO, H., SANKAI, Y., BORG, J. 2014. Gait training early after stroke with a new exoskeleton - The hybrid assistive limb: A study of safety and feasibility. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation* [on-line]. 11 (1), pp. 1-10 [cit. 2018-04-21]. Dostupné z: doi 10.1186/1743-0003-11-92.

OLNEY, S. J., RICHARDS, C. 1996. Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. *Gait & Posture* [on-line]. 4 (2), pp. 136-46 [cit. 31.11.2017]. ISSN: 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0966636296010648#>.

OTTER, D. A. R., GEURTS, A. C. H., MULDER, T., DUYSSENS J. 2007. Abnormalities in the temporal patterning of lower extremity muscle activity in hemiparetic gait. *Gait & Posture* [on-line]. 25 (3), pp. 342-52 [cit. 2017-01-24]. Dostupné z: doi 10.1016/j.gaitpost.2006.04.007.

PALMER, J. A., ZARZYCKI, R., MORTON, S. M., KESAR, T. M., BINDER-MACLEOD, S. A. 2017. Characterizing differential poststroke corticomotor drive to the dorsi- and plantarflexor muscles during resting and volitional muscle activation. *Journal of Neurophysiology* [on-line]. 117 (4), pp. 1615-24 [cit. 2018-04-12]. Dostupné z: doi 10.1152/jn.00393.2016.

PARK, I.-M., LEE, Y.-S., SIM, S.-M. 2013. A Comparison of the Effects of Overground Gait Training and Treadmill Gait Training According to Stroke Patients' Gait Velocity. *Journal of Physical Therapy Science* [on-line]. 25 (4), pp. 379-82 [cit. 2018-02-20]. Dostupné z: https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/25/4/25_2012-353/_pdf.

PATTERSON, K. K., GAGE, W. H., BROOKS, B., BLACK, S. E., MCILROY, W. E. 2010. Evaluation of gait symmetry after stroke: A comparison of current methods and recommendations for standardization. *Gait & Posture* [on-line]. 31 (2), pp. 241-6 [cit. 2017-02-20]. Dostupné z: doi 10.1016/j.gaitpost.2009.10.014.

PENNYCOTT, A., WYSS, D., VALLERY, H., KLAMROTH-MARGANSKA, V., RIENER, R. 2012. Towards more effective robotic gait training for stroke rehabilitation: a review. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [on-line]. 9 (65), pp. 1-13 [cit. 2017-12-11]. Dostupné z: <https://jneuroengrehab.biomedcentral.com/track/pdf/10.1186/1743-0003-9-65?site=jneuroengrehab.biomedcentral.com>.

PERRY, J., BURNFIEDL, J. M. 2010. *Gait analysis: Normal and Pathological Function*. 2nd ed. Thorofare, N. J.: SLACK, 551 p. ISBN: 978-1-55642-766-4.

PFEIFFER, J. 2007. *Neurologie v rehabilitaci: pro studium a praxi*. Praha: Grada, 351 p. ISBN 9788024711355.

PILKAR, R., RAMANUJAN, A., NOLAN, K. J. 2017. Alterations in Spectral Electromyograms after Utilization of a Foot Drop Stimulator During Post-Stroke Gait. *Frontiers in Neurology* [on-line]. 8, pp. 1-11 [cit. 2017-12-10]. Dostupné z: doi 10.3389/fneur.2017.00449.

POHL, M., MEHRHOLZ, J., RITSCHER, C., RÜCKRIEM, S. 2002. Speed-dependent treadmill training in ambulatory hemiparetic stroke patients: a randomized controlled trial. *Stroke* [on-line]. 33 (2) [cit. 2018-02-11]. Dostupné z: doi <https://doi.org/10.1161/hs0202.102365>.

POLESE, J. C., ADA, L., DEAN, C. M., NASCIMENTO, L. R., TEIXEIRA-SALMELA, L. F. 2013. Treadmill training is effective for ambulatory adults with stroke: a systematic review. *Journal of Physiotherapy* [on-line]. 59, pp. 73-80 [cit. 2018-04-18]. Dostupné z: doi 10.1016/S1836-9553(13)70159-0.

PUERALA, S. H. 2005. *Rehabilitation of Gait in Chronic Stroke Patients* [on-line]. Finland: Kuopio, pp. 25-37 [cit. 2018-04-13]. ISBN 951-27-0204-5. Dostupné z: http://epublications.uef.fi/pub/urn_isbn_951-27-0204-5/urn_isbn_951-27-0204-5.pdf.

REISMAN, D. S., RUDOLPH, K. S., FARQUHAR, W. B. 2009. Influence of Speed on Walking Economy Poststroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [on-line]. 23 (6),

pp. 529-34 [cit. 2018-04-18]. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/1545968308328732>.

RODRIGUES-BARONI, J. M., NASCIMENTO, L. R., ADA, L., TEIXERA-SALMELA, L. F. 2014. Walking training associated with virtual reality-based training increases walking speed of individuals with chronic stroke: systematic review with meta-analysis. *Brazilian Journal of Physical Therapy* [on-line]. 18 (6), pp. 502-12 [cit. 2018-04-18]. Dostupné z: doi 10.1590/bjpt-rbf.2014.0062.

ROERDINK, M., LAMOTH, C. J. C., KWAKKEL, G., VAN WIERINGEN, P., BEEK, C. V. 2007. Gait Coordination After Stroke: Benefits of Acoustically Paced Treadmill Walking. *Physical Therapy* [on-line]. 87 (8), pp. 1009-22 [cit. 2017-11-27]. Dostupné z: <https://academic.oup.com/ptj/article/87/8/1009/2742261>.

ROSE, J., GAMBLE, J. G. 2006. *Human walking*. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 234 p. ISBN 9780781759540.

SCRIVENER, K., SCHURR, K., SHERRINGTON, C. 2014. Responsiveness of ten – metre walk test, Step test and Motor Assessment Scale in inpatient care after stroke. *BMC Neurology* [on-line]. 14, pp. 1-7. [cit. 2017-11-26]. ISSN: 1471-2377. Dostupné z: <http://www.biomedcentral.com/content/pdf/1471-2377-14-129.pdf>.

SEIDL, Z. 2015. *Neurologie pro studium i praxi*. 2., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-5247-1.

SHUMWAY-COOK, A. M., WOOLLACOTT, M. H. 2007. *Motor control: translating research into clinical practice*. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. ISBN 0781766915.

SCHROEDER, H. P., COUTTS, R.D., LYDEN, P. D., BILLINGS, E. J., NICKEL, V. L. 1995. Gait parameters following stroke: a practical assessment. *Journal of Rehabilitation Research & Development* [online]. 32 (1), pp. 25-31 [cit. 2017-12-16]. ISSN 07487711. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7760264>.

SKVORTSOVA, V. I. 2006. Stroke care in the Russian Federation. *International Journal of Stroke* [on-line]. 1 (1), pp. 29-30 [cit. 2018-02-16]. Dostupné z: doi 10.1111/j.1747-4949.2005.00007.x.

TEASELL, R. W. et al. 2003. Gait retraining post stroke. *Top Stroke Rehabilitation* [online]. 10 (2), pp. 34-65 [cit. 2018-02-11]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/13680517>.

TREW, M., EVERETT, T. *Human Movement: An introductory text*. 5. Elsevier/Churchill Livingstone, 2005.

TYRELL, C. M., ROOS, M. A., RUDOLPH, K. S., REIMAN, D. S. 2011. Influence of Systematic Increases in Treadmill Walking Speed on Gait Kinematics After Stroke. *Physical Therapy: Journal of the American Physical Therapy Association* [on-line]. 41(3), pp. 392-403 [cit. 2018-04-10]. Dostupné z: doi 10.2522/ptj.20090425.

VAN BLOEMENDAAL, M., VAN DE WATER, A. M., VAN DE PORT, I. L. 2012. Walking tests for stroke survivors: a systematic review of their measurement properties. *Disability & Rehabilitation* [on-line]. 34 (26), pp. 2207-21 [cit. 15. 10. 2017]. ISSN: 09638288. Dostupné z: <http://informahealthcare.com/doi/abs/10.3109/09638288.2012.680649>.

VAN SWIGCHEM, R., ROERDINK, M., WEERDESTEYN, V., GEURTS, A. C., DAFFERTSHOFER, A. 2014. The Capacity to Restore Steady Gait After a Step Modification Is Reduced in People With Poststroke Foot Drop Using an Ankle-Foot Orthosis. *Physical Therapy* [on-line]. 94 (8), pp. 655 [cit. 2017-12-10]. Dostupné z: doi 10.2522/ptj.20130108.

VAŘEKA, I., DVOŘÁK, R. 1999. Vývoj schopnosti ovládat opěrnou bázi a těžiště těla a jeho objektivizace. In: *Sborník referátů z mezinárodní konference Pohyb a zdraví I*.

VAŘEKA, I., VAŘEKOVA, R. 2009. *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 189 p. ISBN 9788024424323.

VAŘEKA, I., BEDNÁŘ, M., VAŘEKOVA, R. 2015. Robotická rehabilitace chůze. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie* [on-line]. 79/112 (2), pp. 1-8 [cit. 2017-12-11].

Dostupné z: http://www.csnn.eu/ceska-slovenska-neurologie-clanek/roboticka-rehabilitace-chuze-57772?confirm_rules=1.

VÉLE, F. 2006. *Kineziologie: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2., rozšířené a přepracované vydání. Praha: Triton. ISBN 80-7254-837-9.

VIOSCA, E., et al. 2005. Walking Recovery After an Acute Stroke: Assessment With a New Functional Classification and the Barthel Index. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [on-line]. 86, pp. 1239-44 [cit. 2. 4. 2018]. ISSN: 0003-9993. Dostupné z: [http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(05\)00064-X/pdf](http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(05)00064-X/pdf).

WALLARD, L., DIETRICH, G., KERLIRZIN, Y., BREDIN, J. 2015. Effects of robotic gait rehabilitation on biomechanical parameters in the chronic hemiplegic patients. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology* [on-line]. 45 (3), pp. 215–19. [cit. 2018-02-12]. ISSN 1769-7131. Dostupné z: doi 10.1016/j.neucli.2015.03.002.

WHITTLE, M. W. 2007. *Gait Analysis An Introduction: 4th edition*. 4. UK: Elsevier, 255 p. ISBN 100750688831.

WINTER, D. A. 2009. *Biomechanics and motor control of human movement*. 4th ed. Hoboken, N. J.: Wiley, 370 p. ISBN: 0-470-39818-3.

WOOLLEY, S. M. 2001. Characteristics of gait in hemiplegia. *Topics In Stroke Rehabilitation* [on-line]. 7 (4), pp. 1-18 [cit. 2017-11-21]. ISSN:1074-9357. Dostupné z: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=b91da1cf-06bf-46d0-9f71-086a7444183c%40sessionmgr102&vid=3&hid=103>.

YAMADA S., TOMIDA K., TANINO G., et al. 2015. How effective is the early fast treadmill gait speed training for stroke patients at the 2nd week after admission: comparison with comfortable gait speed at the 6th week. *Journal of Physical Therapy Science* [on-line]. 27, pp. 1247-1250. [cit. 2017-12-05]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4434020/>.

YAVUZER, G., ESER, F., KARAKUS, D., KAROAGLAN, B., STAM, H. J. 2006. The effects of balance training on gait late after stroke: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation* [on-line]. 20 (11), pp. 1-8. [cit. 2017-12-16]. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0269215506070315>.

Seznam zkratek

ACM	arteria cerebri medea
atd.	a tak dále
AFO	ankle-foot orthosis
BWS	body weight support
CGP	centrální generátory lokomoce
CMP	cévní mozková příhoda
CNS	centrální nervová soustava
DKK	dolní končetiny
FAC	Functional Ambulation Category
FES	funkční elektrická stimulace
FIM	the Functional Independence Measure
FZV	Fakulta zdravotnických věd
HKK	horní končetiny
m.	musculus, sval
např.	například
np BF	neparetický m. biceps femoris
np GM	neparetický m. gastrocnemius medialis
np RF	neparetický m. rectus femoris
np TA	neparetický m. tibialis anterior
p BF	paretický m. biceps femoris
p GM	paretický m. gastrocnemius medialis
p RF	paretický m. rectus femoris
p TA	paretický m. tibialis anterior
PNF	proprioceptivní neuromuskulární facilitace
polyEMG	povrchová elektromyografie
RHB	rehabilitace, rehabilitační
SEMG	povrchová elektromyografie
TIA	tranzitorní ischemická ataka
TUG	Timed Up and Go Test
UP	Univerzita Palackého
Zebris	HP Cosmos Zebris Treadmill FDM-T

Seznam obrázků, tabulek

Obrázek 1 Aplikace elektrod – pohled zepředu a zezadu.....	33
Obrázek 2 Zhodnocení efektu terapie na svalovou aktivitu neparetických svalů při chůzi na páse před RHB (1. měření) a po RHB (2. měření)	39
Obrázek 3 Zhodnocení efektu terapie na svalovou aktivitu paretických svalů při chůzi na páse před RHB (1. měření) a po RHB (2. měření)	39
Obrázek 4 Zhodnocení efektu terapie na svalovou aktivitu neparetických svalů při chůzi po rovině před RHB (1. měření) a po RHB (2. měření)	40
Obrázek 5 Zhodnocení efektu terapie na svalovou aktivitu paretických svalů při chůzi po rovině před RHB (1. měření) a po RHB (2. měření)	40
Obrázek 6 Zhodnocení efektu terapie na rychlost chůze při chůzi na páse před RHB (1. měření) a po RHB (2. měření).....	41
Obrázek 7 SEMG signál paretického m. gastrocnemius medialis pro 1 krokový cyklus při chůzi po rovině před zahájením RHB (1. měření)	42
Obrázek 8 SEMG signál paretického m. gastrocnemius medialis pro 1 krokový cyklus při chůzi po rovině po ukončení RHB (2. měření).....	42
Obrázek 9 SEMG signál neparetického m. biceps femoris pro 1 krokový cyklus při chůzi na páse před zahájením RHB (1. měření).....	43
Obrázek 10 SEMG signál neparetického m. biceps femoris pro 1 krokový cyklus při chůzi na páse po ukončení RHB (2. měření).....	43
Tabulka 1 Základní popisné statistiky chůze na páse před RHB (1. měření) a po RHB (2. měření)	36
Tabulka 2 Základní popisné statistiky chůze po rovině před RHB (1. měření) a po RHB (2. měření)	37
Tabulka 3 Základní popisné statistiky rychlosti chůze na páse (km/h) před zahájením RHB (1. měření) a po jeho ukončení (2. měření).....	37

Seznam příloh

Příloha 1 Informovaný souhlas.....	80
---	----

Přílohy

Příloha 1: Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

Pro výzkumný projekt zabývající se hodnocením efektivity terapeutických modalit v rámci komplexní rehabilitace u pacientů po cévní mozkové příhodě.

Období realizace: únor 2017 - červen 2019

Řešitelé projektu: Mgr. Barbora Kolářová, Ph.D.; Mgr. Jiří Stacho; Mgr. et Mgr. Lucie Navrátilová; Mgr. Marek Tomsa; *MUDr. Petr Kolář*, Ph.D.; Bc. Tereza Svobodová; Bc. Jana Tomečková; Bc. Petr Barnet; Bc. Pavel Beneš; Bc. Kateřina Jinochová; Bc. Nikola Klinská; Bc. Renata Bukáčková; doc. MUDr. Alois Krobot, Ph.D.; Mgr. Petra Bastlová, Ph.D.

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás s žádostí o spolupráci na výzkumném projektu, jehož cílem je zhodnotit prostřednictvím vybraných počítačových technologií efektivitu terapeutických rehabilitačních postupů vedoucích ke zlepšení chůze u pacientů po prodělané cévní mozkové příhodě (CMP). Z účasti na projektu pro Vás vyplývá možnost využití terapie na nejnovějších rehabilitačních technologiích, jako je pohyblivý pás pro terapii chůze, nebo prostředí virtuální reality. Další výhodou je průběžné testování Vaší chůze a rovnováhy. Chůze bude testována během chůze na chodícím páse (Zebris) a rovnováha bude testována na posturografu (NeuroCom). V průběhu testování budete jištěni bezpečnostními pásy. V rámci vyšetření chůze a rovnováhy bude rovněž snímána aktivita svalů dolních končetin povrchovou elektromyografií. Před snímáním svalové aktivity Vám bude očištěna kůže a na ni budou aplikovány samolepící hypoalergenní elektrody. Celková doba testování (včetně aplikace elektrod) je přibližně 45 minut. Průběh testování bude přizpůsoben Vaším aktuálním možnostem. Testování budou probíhat v průběhu hospitalizace na Oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice v Olomouci 1) Při zahájení hospitalizace na Oddělení rehabilitace, 2) při ukončení hospitalizace na Oddělení rehabilitace FNOL.

Z účasti na projektu nevyplývají žádná rizika, každé vyšetření bude realizováno s ohledem na Vaš aktuální zdravotní stav. Pro účely zhodnocení aktivity svalů pomocí povrchové elektromyografie Vám budou na kůži aplikovány hypoalergenní samolepící elektrody, které nezatěžují organismus.

Pokud s účastí na projektu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

Prohlášení

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném projektu. Řešitel/ka projektu mne informoval/a o podstatě výzkumu a seznámil/a mne s cíli a metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne z účasti na projektu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou použity jen pro účely výzkumu a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány. Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se řešitele/ky zeptat na vše, co jsem považoval/a za pro mne podstatné a potřebné vědět. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informován/a, že mám možnost kdykoliv od spolupráce na projektu odstoupit, a to i bez udání důvodu.

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

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu:

V _____ dne: _____

Jméno, příjmení a podpis účastníka v projektu (zákonného zástupce):

V _____ dne: _____