

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Nikola Klinská

**Aktivita svalů dolních končetin u pacientů po CMP s ohledem na různé
mechanismy chůze**

Diplomová práce

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

Olomouc 2018

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

Olomouc 15. května 2018

.....

podpis

ANOTACE

Typ závěrečné práce: diplomová

Název práce: Aktivita svalů dolních končetin u pacientů po CMP s ohledem na různé mechanismy chůze

Název práce v AJ: Lower Limb Muscle Activity in Patients after Stroke with Attention to Different Walking Mechanisms

Datum zadání: 2017-01-31

Datum odevzdání: 2018-05-15

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

Autor práce: Bc. Nikola Klinská

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

Oponent práce: Mgr. Iveta Lerchová

Abstrakt v ČJ:

Aktivita svalů dolních končetin u pacientů po CMP s ohledem na různé mechanismy chůze

Úvod: Chodící pás je častou terapeutickou modalitou využívanou u pacientů po cévní mozkové příhodě (CMP) pro reedukaci chůze.

Cíl: Srovnání aktivity svalů dolních končetin při chůzi na páse a chůzi po rovině.

Metodika: Studie se zúčastnilo 22 pacientů v subakutním stádiu po CMP. Průměrný věk pacientů byl 67 (\pm 11) let, podmínkou schopnost samostatné chůze. Aktivita svalů byla snímána pomocí povrchové elektromyografie. Vybrány 4 svaly na obou dolních končetinách: neparetický/paretický m. tibialis anterior (np TA/p TA), neparetický/paretický m. gastrocnemius medialis, neparetický/paretický m. rectus femoris (np RF/ p RF) a neparetický/paretický m. biceps femoris. Měření proběhlo celkem 2x. Naměřená data byla vyhodnocena v programu Visual 3D v6 Professional, zpracována v programu STATISTICA porovnáním dvou závislých vzorků pomocí Wilcoxonova párového testu. Hladina statistické významnosti byla stanovena $p < 0,05$.

Výsledky: V 1. měření byl nalezen signifikantní výsledek u np TA ($p=0,022$) i p TA ($p=0,008$), kdy došlo ke zvýšení aktivity při chůzi po rovině ve srovnání s chůzí na páse. V druhém měření došlo opět k signifikantnímu zvýšení aktivity v chůzi po rovině u np TA ($p=0,03$) a p TA ($0,006$), ale také ke zvýšení aktivity p RF ($p=0,016$) během chůze po rovině.

Závěr: Mechanismus chůze na chodícím páse a chůze po rovině se lišil. Vyšší aktivitu vykazovaly testované svaly při chůzi po rovině.

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

Abstrakt v AJ:

Lower Limb Muscle Activity in Patients after Stroke with Attention to Different Walking Mechanisms

Introduction: Treadmill is a common modality in stroke patients for walking reeducation.

Purpose: Comparison of muscle activity of the lower limbs between walking on treadmill and walking on the ground.

Methods: For this study were recruited 22 patients in the subacute stroke. Average age of patients was 67 (\pm 11) years, the main condition was ability to walk alone. Muscle activity was measured by using surface electromyography. Four muscles were selected on both legs: non-paretic/paretic m. tibialis anterior (np TA / p TA), non-paretic/paretic m. gastrocnemius medialis, non-paretic/paretic m. rectus femoris (np RF/p RF) and non-paretic/paretic m. biceps femoris. The measurements were taken twice. The measured data was evaluated in Visual 3D v6 Professional, processed in STATISTICA using the Wilcoxon Pair Test. The level of statistical significance was determined by $p < 0,05$.

Results: In the 1st measurement, we found a significant result in np TA ($p = 0.022$) and p TA ($p = 0.008$), when there was an increase of muscle activity in ground-walking compared to walking on the treadmill. In the 2nd measurement, there was again a significant increase in walking on the ground of np TA ($p = 0.03$) and p TA (0.006), but also increase of the activity in p RF ($p = 0.016$) during walking on the ground.

Conclusion: The mechanism of walking on treadmill and ground walking is different. Higher muscle activity showed walking on the ground.

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

Rozsah: 77 stran/4 přílohy

Dedikace

Tato práce vznikla za podpory grantu Univerzity Palackého IGA_FZV_2018_002. „Chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě v obraze povrchové elektromyografie“ hlavní řešitel PhDr. Barbora Kolářová, Ph.D.

Prohlášení

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

V Olomouci dne 15.5. 2018

Podpis:

Poděkování:

Zde bych ráda poděkovala vedoucí své diplomové práce PhDr. Barboře Kolářové, Ph.D. za cenné rady a připomínky, které mi svým odborným vedením poskytla, a vstřícný přístup během psaní celé práce. Také bych ráda poděkovala Mgr. Dagmar Tečové za ochotu a pomoc se statistickým zpracováním dat.

V neposlední řadě patří mé poděkování za odborné vedení prof. Jimu Richardsovi a celému jeho týmu Allied Health Research Unit na University of Central Lancashire, kde mi bylo během letní stáže umožněno vyhodnotit výsledky této diplomové práce.

Acknowledgement:

I would like to thank to my supervisor PhDr. Barbora Kolářová, Ph.D. for the valuable advice and remarks she gave me through professional guidance, and a helpful approach during the writing of the whole work. I would also like to thank to Mgr. Dagmar Tečová for willingness and help with statistical data processing.

Last but not least, my thanks to prof. Jim Richards and his team from Allied Health Research Unit at the University of Central Lancashire, where I had opportunity to evaluate the results of this master thesis during the summer internship.

Obsah

Úvod.....	10
1 Přehled poznatků.....	12
1.1 Lokomoce	12
1.1.1 Chůze zdravého jedince.....	12
1.1.2 Terminologie využívaná v analýze chůze	12
1.1.3 Časoprostorové charakteristiky krokového cyklu	13
1.1.4 Kadence a rychlost chůze	14
1.1.5 Rytmické lokomoční pohyby.....	14
1.1.6 Svalová aktivita během normální chůze	14
1.2 Chůze na chodícím páse u zdravých jedinců	19
1.2.1 Kinetika a kinematika na chodícím páse	19
1.2.2 Svalová aktivita na chodícím páse.....	20
1.3 Cévní mozková příhoda.....	21
1.3.1 Patofyziologie cévní mozkové příhody	21
1.3.2 Neurální a funkční principy obnovy	21
1.4 Rehabilitace lokomoce.....	24
1.4.1 Terapie pomocí chodícího pásu	24
1.5 Možnosti hodnocení svalové aktivity	28
1.5.1 Povrchová elektromyografie.....	28
1.5.2 Jehlová elektromyografie	28
1.5.3 Elektromyografie v chůzi	29
2 Cíle a hypotézy.....	30
2.1 Cíl práce.....	30
2.2 Hypotézy.....	30
3 Metodika práce.....	31

3.1	Charakteristika testovaného souboru.....	31
3.2	Realizace měření.....	32
3.3	Vlastní měření.....	32
3.4	Hodnocení EMG záznamu.....	33
3.5	Statistické zpracování dat	34
4	Výsledky	35
4.1	Vyjádření k hypotézám na základě statistického zhodnocení	37
5	Diskuze.....	43
5.1	Chůze po CMP.....	43
5.1.1	Časoprostorové charakteristiky	46
5.1.2	Biomechanika chůze u pacientů po CMP s ohledem na jednotlivé klouby dolních končetin.....	46
5.1.3	Svalová aktivita během hemiparetické chůze.....	47
5.1.4	Chůze pacientů po CMP na chodícím páse	49
5.2	Vztah mezi poškozením CNS a poruchou chůze.....	53
5.3	Východiska pro praxi.....	55
5.4	Limity studie.....	56
6	Závěr	57
	Referenční seznam	58
	Seznam zkratk.....	70
	Seznam obrázků a tabulek.....	71
	Seznam příloh.....	72
	Přílohy	73

Úvod

Bipedální lokomoce je dokonalým nástrojem evoluce, kdy bylo člověku vzpřímeným postojem a anatomickými aspekty umožněno využívat jiné strategie hledání potravy či efektivněji ochránit sebe a potomky před potencionálním nebezpečím. Lidé jsou obvyklí a stálí dvounožci, až na krátké období v kojeneckém věku zapojují bipedii do všech lokomočních pohybů (Harcourt-Smith, 2010, p. 334).

Lokomoce je nesmírně složitý proces, zahrnující interakci mnoha systémů, který lze pochopit na základě dobrých znalostí neurofyziologie a biomechaniky (Skoyles, 2010, pp. 1060, 1061).

Ovšem zdokonalení lokomoce vedlo zcela logicky k novým typům motorických problémů, se kterými bylo nutné adekvátně se vypořádat. Následkem byl vývoj nových systémů neurální kontroly až do podoby centrální nervové soustavy současných vyšších živočichů. Samozřejmě i poruchy, které nastávají, mívají díky zvyšující se kvalitě komplikovanější charakter (Adriacchi, Alexander, 2000, p. 1218).

Tato diplomová práce se zabývá chůzí pacientů po cévní mozkové příhodě, konkrétně pak porovnáváním svalové aktivity dolních končetin při chůzi po rovině a na chodícím páse Zebris.

V první řadě se práce v teoretické části zaměřuje na „zdravou“ chůzi, její terminologii, biomechaniku, ale také odlišnosti, které vykazuje chůze zdravých jedinců na chodícím páse. Další část teorie je věnovaná patofyziologii a možné reparaci neuronální sítě po mozkové příhodě. V poslední části se zaměřuje na chodící pásy a možnosti měření svalové aktivity v chůzi.

Diskuse je s ohledem na výsledky práce orientována na bližší popis hemiparetické chůze.

Využití chodících pásu je oblíbenou a častou intervencí mnoha rehabilitačních oddělení. Chodící pásy jsou využívány pro stimulaci fyziologického krokového cyklu, pro postupné zvyšování nároků na posturální kontrolu a kardiovaskulární aparát (Visintin et al., 1998, pp. 1122, 1123).

Bylo provedeno mnoho studií zabývajících se mechanismem chůze na páse u zdravých jedinců, většinou však s hlavním zaměřením na časoprostorové charakteristiky. Méně studií se zaměřuje na svalovou aktivitu, a ještě menší počet je pak orientován na svalovou aktivitu při chůzi u pacientů po cévní mozkové příhodě.

Cílem práce bylo posoudit, zda se liší mechanismus chůze na páse a po rovině z hlediska svalové aktivity.

Měření proběhlo pomocí povrchové elektromyografie, studie se zúčastnilo 22 pacientů v subakutním stádiu po cévní mozkové příhodě hospitalizovaných na Rehabilitačním oddělení Fakultní nemocnice Olomouc.

K vyhledávání odborných článků pro vymezení teoretického rámce diplomové práce byly použity on-line databáze PubMed, Google Scholar, Science Direct, ProQuest a EBSCO. Vyhledávány byly články v časovém rozmezí od listopadu 2016 do dubna 2018. Pro vyhledávání v databázích byla použita klíčová slova: chůze, cévní mozková příhoda, svalová aktivita, chodící pás, povrchová elektromyografie, resp. jejich anglické ekvivalenty: gait, stroke, muscle activity, treadmill, surface electromyography.

Celkem bylo v databázích na základě klíčových slov nalezeno 46 článků, další byly dohledány pomocí ručního vyhledávání. S ohledem na cíl diplomové práce bylo použito celkem 58 článků zabývajících se primárně daným tématem, pro základní orientaci v problematice bylo využito ještě 12 knižních zdrojů, 2 internetové zdroje a 7 článků v širším kontextu, které sloužily jako studijní literatura.

LEVINE, D., RICHARDS, J., WHITTLE, M. W. 2012. *Whittle's gait analysis*. (5th ed.). New York: Churchill Livingstone/Elsevier, ISBN 978-0-7020-4265-2.

PERRY, J., BURNFIELD, J.M. 2010. *Gait analysis: normal and pathological function*. (2nd ed.). Thorofare, NJ: SLACK. ISBN 978-1-55642-766-4.

LEE, S. J., HIDLER, J. 2008. Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals. *Journal of Applied Physiology* [online]. 104(3), 747-755, [cit. 2017-12-16]. ISSN 8750-7587.

KHADEMI-KALANTARI, K., RAHIMI, F., HOSSEINI, S. M., BAGHBAN, A. A., JABERZADEH, S. 2017. Lower limb muscular activity during walking at different speeds: Over-ground versus treadmill walking. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [online]. 21(3), 605-611, [cit. 2018-01-15]. ISSN 13608592.

1 Přehled poznatků

1.1 Lokomoce

Lokomoce je pravděpodobně nejčastější každodenní pohybovou činností vyšších živočichů. Je definována jako motorická schopnost, během které dochází ke změně polohy celého těla vůči okolnímu prostředí. V případě člověka je nejvyužívanějším lokomočním pohybem chůze (Latash, 1998, p. 172).

Lokomoce je výsledkem složitých dynamických interakcí mezi centrálním řízením a mechanismem zpětné vazby. Centrální řízení se opírá o geneticky podmíněné spinální okruhy schopné generovat lokomoční vzor a sestupné dráhy, které spouští, zastavují a jinak kontrolují lokomoci. Zpětné vazby přichází jako propioceptivní vjemy ze svalů a kůže, ale také jako sensorické vjemy ze zrakového, sluchového a vestibulárního analyzátoru. Společně pak přizpůsobují pohybový vzor požadavkům aktuálního zevního prostředí (Belda-Lois et al., 2011, p. 2).

1.1.1 Chůze zdravého jedince

Při chůzi dochází k opakovaným sekvencím pohybů dolních končetin, které zajišťují pohyb těla směrem vpřed za současného udržení stability. Každá sekvence zahrnuje řadu interakcí mezi dvěma multisegmentálními dolními končetinami a celkovou tělesnou hmotností (Perry, 2010, p. 3).

Pro pochopení patologické chůze je v první řadě nezbytné porozumět „normální“ chůzi zdravého jedince, která může být považována za jakýsi standard, proti kterému následně hodnotíme chůzi patologickou. Pro plnohodnotné pochopení chůze je nezbytné vědět, jakým způsobem jsou zapojeny svaly během jednotlivých fází krokového cyklu, ať už se jedná o chůzi normální či patologickou (Chiu, Wang, 2007, p. 385).

1.1.2 Terminologie využívaná v analýze chůze

Základem pro analýzu chůze je krokový cyklus, který je definován jako časový interval mezi jedním z opakujících se dějů při chůzi (Levine, Richards, Whittle, 2012, pp. 29, 30).

Jeden krokový cyklus zahrnuje tři základní aspekty. Prvním je rozdělení cyklu na jednotlivé fáze. Primárně se cyklus dělí na dvě fáze: stojnou a švihovou. Stojná fáze je termín, který označuje tu část krokového cyklu, kdy je končetina v kontaktu s podložkou. Švihová fáze je označení pro stav, kdy je končetina ve vzduchu pro následné posunutí vpřed.

Druhým aspektem je načasování krokového cyklu. Všeobecné rozdělení aproximuje 60 % pro stojnou a 40 % pro švihovou fázi. Přesné rozdělení se však mění s rychlostí chůze. Při obvyklé rychlosti 1,36 m/s reprezentuje stojná fáze 62 % a švihová 38 % krokového cyklu.

Třetím podstatným aspektem je definice kroku. Krok je v krokovém cyklu definován jako interval mezi dvěma následujícími kontakty stejné končetiny (Perry, 2010, p. 4-6). Ačkoliv se rozdělení krokového cyklu dle jednotlivých autorů liší, Perry dělí krokový cyklus na čtyři doby ve stojné fázi a tři doby ve švihové fázi, jak je uvedeno na obrázku v Příloze 1, (p. 73).:

Stojná fáze

1. Postupné zatěžování (loading response)
2. Střední stojná fáze (mid-stance)
3. Konečná stojná fáze (terminal stance)
4. Předšvihová fáze (pre-swing)

Švihová fáze

1. Počáteční švihová fáze (initial swing)
2. Střední švihová fáze (mid-swing)
3. Konečná švihová fáze (terminal swing) (Levine, Richards, Whittle, 2012, p. 32, 33).

1.1.3 Časoprostorové charakteristiky krokového cyklu

Iniciální kontakt pravé končetiny nastává ve chvíli, kdy je levá končetina stále v kontaktu s podložkou, proto je tento časový úsek označován jako fáze dvojí opory. Během levostranné švihové fáze se v kontaktu s podložkou nachází pouze pravá končetina, tato perioda je označována jako jednooporová fáze, která končí počátečním kontaktem mezi podložkou a levou končetinou. Délka kroku dle krokového cyklu je vzdálenost mezi dvěma následujícími umístěními stejné končetiny, skládá se tedy ze dvou celků – součtů vzdáleností, které urazí samostatně pravá a levá končetina (Levine, Richards, Whittle, 2012, p. 33).

Jelikož je stabilita vyjádřena vztahem mezi těžištěm těla a opěrnou bází, zvýšená variabilita časoprostorových vlastností při chůzi je spojena se zvýšeným rizikem pádu.

Předpokládá se, že variabilita umístění končetiny a načasování odráží reakce na mechanickou nestabilitu při chůzi. V patologické chůzi dochází ke zkracování distance, kterou urazí postižená končetina a tím k významným změnám v časoprostorových vlastnostech chůze (Sivakumaran et al., 2017, p. 1).

1.1.4 Kadence a rychlost chůze

Kadence je počet kroků každé z končetin ураžených v určitém časovém horizontu, nejčastěji za jednu minutu. Rychlost chůze je nejčastěji měřena v metrech za sekundu. Okamžitá rychlost se mění v každém okamžiku krokového cyklu, průměrná rychlost je výsledkem výpočtu kadence a délky kroku (Levine, Richards, Whittle, 2012, pp. 34,35). Schopnost přizpůsobit rychlost chůze je důležitým mechanismem, který umožňuje jedinci adaptaci na měnící se podmínky prostředí (den Otter, 2004, p. 270).

V patologické chůzi je délka kroku často zkracována. Pokud je jedna z končetin významně postižena, jedinec se snaží zkrátit stojnou fázi této končetiny, a naopak prodloužit stoj na končetině nepostižené. Zkrácení stojné fáze „špatné“ končetiny znamená dřívější kontakt zdravé končetiny s podložkou, čímž je zkrácena švihová fáze i délka kroku na postižené straně. Zkrat kroku jedné strany způsobí problém v jednooporové fázi druhostranné končetiny (Levine, Richards, Whittle, 2012, pp. 34,35).

1.1.5 Rytmičké lokomoční pohyby

Lokomoční pohyb, jež je založen na rytmických lokomočních pohybech mezi dvěma antagonistickými skupinami svalů nemá reflexní charakter. Pravděpodobně je tento pohyb výsledkem spuštění předem připraveného vzorce neuronální aktivity, který je označován jako centrální motorický program. Generátor tohoto vzorce je lokalizován v míše a je aktivován signálem vycházejícím z retikulární formace mezencefala. I když není lokomoce primárně reflexního původu, velmi důležitou roli hraje signalizace ze svalových a šlachových proprioreceptorů (Ambler et al., 2008, p. 65-66).

1.1.6 Svalová aktivita během normální chůze

Jednou z nejzajímavějších věcí na chůzi je skutečnost, kolika rozdílnými způsoby je možné dosáhnout stejného pohybu, což se zejména váže právě ke svalové aktivitě (Levine, Richards, Whittle, 2012, p. 37). Elektromyografický záznam aktivity jednotlivých svalů nebo svalových skupin v krokovém cyklu vykazuje velkou variabilitu nejen v opakovaném

provedení u jednoho jedince, ale i mezi jednotlivými probandy. Dva lidé s normálním krokovým cyklem mohou využívat rozmanité kombinace svalové aktivity (Ivanenko et al., 2004, p. 267).

Typický vzorec svalové aktivity v krokovém cyklu zdravého jedince je uveden v Příloze 2, p. 74). Nemění se pouze mezi jedinci, ale je také významně ovlivněn únavou a variuje i se změnou rychlosti chůze (Levine, Richards, Whittle, 2012, p. 37). Extrémní snížení rychlosti chůze způsobí změny v požadavcích pohybové aktivity, což následně vede ke změnám ve vzorcích svalové aktivity (den Otter, 2004, p. 270, Hof et al., 2001, p.78). Aby byla chůze maximálně energeticky efektivní s odpovídajícím dopředným momentem, musí být kontrakce a relaxace „dobře zorganizována“ (Boakes et Rab in Rose et Gamble, 2006, pp. 111).

Kyčelní kloub se flektuje a extenduje během krokového cyklu jednou. Maximální rozsah flexe je dosažen asi v polovině švihové fáze, kyčel zůstává od tohoto okamžiku nadále flektována až do počátečního kontaktu. Vrcholu extenze je dosaženo na konci stojné fáze, po které přechází znovu do flexe (Levine, Richards, Whittle, 2012, p. 39).

V kolenním kloubu dochází během každého krokového cyklu ke dvěma flexím a extenzím. Koleno je víceméně plně extendováno těsně před počátečním kontaktem a flektováno při postupném zatěžování a v časně fázi středního stoje. V konečné fázi středního stoje pak dochází opět k extenzi a poté opět nastává flexe, která dosahuje vrcholu během počáteční švihové fáze (Levine, Richards, Whittle, 2012, p. 39). Touto flexí dochází k oploštění zdvihu těžiště, čímž se chůze ekonomizuje (Véle, 2006, p. 352).

V kotníku a na noze dochází k plantární flexi, která je zdrojem dopředného pohybu. Dále pak následuje mírná dorziflexe s připojením hyperextenze metatarzofalangeálních kloubů. Ve fázi opory přilne noha k ploše opory, kterou se snaží uchopit tak, aby byla zajištěna spolehlivá opora pro působení reaktivní síly. Noha se tak dostává střídavě do pronace a supinace (Véle, 2006, p. 352).

Postupné zatěžování (loading response)

Ve fázi postupného zatěžování dochází k rozsáhlé svalové aktivitě. Dorziflexory nohy působí excentricky a brání tak přepadnutí chodidla (Rodgers, 1995, pp. 308-310).

M. quadriceps femoris kontroluje excentricky flexi kolene. Extenze kyčle je řízena izometrickým působením hamstringů (především m. biceps femoris) a m. gluteus maximus (primárně jeho spodní částí) (Levine, Richards, Whittle, 2012, p. 41).

Ve frontální rovině jsou v činnosti abduktory pánve. M. tensor fascia latae a horní porce m. gluteus maximus kontrolují pokles kontralaterální pánve. Excentricky v této činnosti také pracují m. gluteus medius a minimus. Tyto dva svaly současně posunují kyčelní kloub do vnitřní rotace. V uzavřeném řetězci tato rotace způsobí, že se pánev na kontralaterální straně otáčí směrem dopředu, takže aktivita m. gluteus medius přechází až do izometrie. K vnitřní rotaci a extenzi kyčelního kloubu přispívají adduktory (Korčáková, 2015, p. 15). Při rychlé chůzi jsou gluteální svaly aktivní více v první fázi pohybu a m. adductor longus přebírá vyšší aktivitu až v druhé části pohybu (Véle, 2006, p. 352).

Při fázi postupného zatěžování jsou aktivní i erektorové páteře. Jejich činnost je charakterizována jako stabilizace trupu při přenosu hmotnosti a zabránění prohnutí vpřed během náhlého zpomalení pohybu, ke kterému při této fázi dochází (Thompson, 2001).

Střední stojná fáze (midstance)

Zatímco se trup pohybuje přes stojnou končetinu, aktivita ve vnitřních svalech nohy (které jsou hlavně subtalárními supinátory) způsobí přeměnu nohy na rigidnější strukturu. Tato supinační síla je zesílena aktivitou plantárních flexorů, které excentricky kontrolují dorziflexi kotníku v uzavřeném řetězci při vzpřimování tibie na pevné chodidlo (Rodgers, 1995, pp. 308-310).

M. quadriceps působí koncentricky pro iniciaci extenze kolenního kloubu a abduktory izometricky pokračují v činnosti za cílem udržení kontralaterální pánve (Thompson, 2001). Ve chvíli, kdy dosáhne končetina vertikální polohy, dojde k uzamknutí kolena a funkce extenzoru je dále zbytečná. Na konci této fáze dochází k aktivaci flexorů kolena (Véle, 2006, p. 352).

Konečná stojná fáze (terminal stance)

Svaly chodidla i v této fázi fungují stejně jako v průběhu středního stoje, což znamená, že pracují izometricky, tj. 35-40 % krokového cyklu (Rodgers, 1995, pp. 308-310). Kyčelní abduktory postupně směřují svou aktivitu od izometrické v koncentrickou a připravují tak pánev na švihovou fázi. Ve fázi terminálního stoje také narůstá aktivita m. iliopsoas, který excentricky reguluje extenzi kyčle. M. quadriceps můžeme během této fáze s nadsázkou označit jako neaktivní, extenzi kolena udržuje reakční síla podložky společně s plantárními flexory (Thompson, 2001).

Předšvihová fáze (preswing)

Společně s loading response je tato fáze opět fází rozšířené svalové aktivity. Noha je v největší supinaci a nejvíce rigidní. Na této pevné základně fungují plantární flexory koncentricky a vytvářejí hnací sílu (Rodgers, 1995, pp. 308-310). Také m. iliopsoas na obou stranách přispívá k dopřednému pohybu, protože mění svou aktivitu z excentrické aktivity na koncentrickou, která posunuje končetinu do švihové fáze (Thompson, 2001).

Při normálních a vyšších rychlostech chůze funguje m. rectus femoris takřka izometricky, omezuje flexi kolena a zvyšuje flexi kyčle. Pouze při nižších rychlostech, když jsou reakční síly podložky a momenty sil v kloubech příliš malé na zahájení flexe, musí flexory kolene, jako je krátká hlava m. biceps femoris nebo m. gracilis, skutečně pracovat přímo k dosažení flexe kolene (Byrne at al., 2007, p. 607).

Počáteční švihová fáze (initial swing)

Během této velmi krátké fáze pokračují kyčelní flexory (zejména m. iliopsoas) a extenzory kolenního kloubu (primárně m. rectus femoris) v jejich předšvihové aktivitě (Thompson, 2001). Aktivní jsou následně i m. tensor fasciae latae, m. pectineus, m. biceps femoris a m. sartorius (Véle, 2006, p. 351).

Dorsiflexory pracují koncentricky tak, aby tak umožnily odvin chodidla z podložky (Rodgers, 1995, pp. 308-310). V kotníku dominuje ve švihové fázi dorsiflexe a mírná everze. Ze svalů jsou aktivní m. tibialis anterior, m. hallucis longus a m. digitorum longus (Véle, 2006, p. 351).

Již během předšvihové fáze, ale i ve fázi počátečního švihů mohou flexi v kyčli také značně napomáhat adduktory (Thompson, 2001).

Střední švihová fáze (midswing)

Svalová aktivita prakticky ustává, s výjimkou dorziflexorů. Končetina je skrz tuto fázi přenášena jako kyvadlo (Thompson, 2001). Véle (2006, p. 351) uvádí, že aktivita flexorů kolene je v této fázi relativně nízká, mluvíme-li o pomalé chůzi. Při extenzi dochází k aktivaci m. quadriceps, m. sartorius a mediální část flexorů kolena. Velikost aktivity pak stoupá s rychlostí chůze.

Konečná švihová fáze (terminal swing)

Hamstringy působí excentricky, aby zpomalily kyvadlový pohyb vpřed (Thompson, 2001). Flexory kolena se aktivují i při kolenní extenzi, aby se končetina důsledně zpevnila

při dopadu na opornou bázi (Véle, 2006, p. 351). I dorziflexory drží kotník v poloze připravené pro počáteční kontakt (Thompson, 2001).

Těsně předtím, než se končetina dotkne podložky, zahajují svou činnost abduktory, připravující končetinu na reakční síly, ke kterým dojde po počátečním kontaktu (Thompson, 2001). Véle dodává, že ve druhé polovině švihu se aktivuje skupina adduktorů, ke konci mírně i skupina gluteálních svalů. Při rychlejší chůzi dochází ke zvýšené aktivitě v m. sartorius, m. rectus femoris a m. tensor fasciae latae (Véle, 2006, p. 351).

1.2 Chůze na chodícím páse u zdravých jedinců

1.2.1 Kinetika a kinematika na chodícím páse

V dnešní době je chůze na chodícím páse hojně využívanou aktivitou nejen jako nástroj rehabilitace, ale i pro analýzu chůze (Khademi-Kalantari, 2017, p. 606). Vzhledem k tomu, že cílem všech pacientů je zvládnout klasickou chůzi po zemi, nikoliv na chodícím páse, je důležité, aby strategie motorické kontroly při obou mechanismech chůze byla podobná, a aby se zlepšování chůze na chodícím páse promítalo i do klasické chůze po rovině (Lee, Hidler, 2007, p. 747).

Ve studiích, které porovnávají parametry chůze mezi chodícím pásem a chůzí po rovině u zdravých jedinců, téměř nelze nalézt jednoznačné výsledky (Hollman et al., 2016, p. 204). Riley et al. (2006, p. 20) uvádí, že parametry chůze jako je kadence, délka kroku, trvání jednooporové i fáze dvojí opory byly mezi těmito dvěma mechanismy chůze velmi podobné, a dospěli tak k závěru, že chůze na chodícím páse nevykazuje žádný zřetelný rozdíl v časování krokového cyklu.

Naopak jiné studie poukazují při analýze chůze u zdravých jedinců na kratší kroky s vyšší kadencí při chůzi na chodícím páse (Hollman et al., 2016, p. 204). Tyto studie ukazují, že při chůzi na páse se noha automaticky stáhne zpět, jakmile se dotkne chodícího pásu a stimulace senzoričkových receptorů pak může změnit lokomoční stereotyp chůze právě z hlediska doby kontaktu nohy s podložkou (Warabi et al., 2005, Brouwer et al., 2009 in Hollman et al., 2016, p. 204).

Například Murray et al. (1985, p. 88), ač neprokázal statisticky významné rozdíly v časových parametrech chůze, tak tvrdí, že probandi viditelně prokázali kromě kratší délky kroku vyšší kadenci, a kratší švihovou fázi s delší fází dvojí opory. Alton et al. (1998, p. 438) zjistil, že během chůze na páse měli probandi kratší stojnou fázi, vyšší kadenci kroků a větší rozsah v kyčelním kloubu s největším maximem do flexe kyčle (Alton, 1998, p. 438). Ovšem Lee a Hidler (2007, p. 747) označují experimentální postupy ve studii Altona et al. jako sporné a poukazují na rozdíly v rychlostech těchto dvou mechanismů chůze, které nebyly optimálně srovnány. Dále označují metodu pro odhadování kloubních rozsahů, zejména pak u kyčle, jako velmi problematickou.

Signifikantní rozdíly v kinematice dolních končetin objevujeme v sagitální rovině, protože kloubní momenty sil se ve frontální rovině mezi chůzí na páse a chůzí po chodbě nelišily. V chůzi na páse výrazně převyšoval proximální typ chůze, protože zde byl patrné

větší silové momenty extenze kyčelních kloubů. Při obyčejné chůzi po rovině naopak dochází k většímu silovému momentu do dorzální flexe, zejména ve fázi postupného zatěžování. V chůzi po rovině nastává také větší silový moment v kolenním kloubu, a to do extenze. Vrcholu dosahuje na začátku a na konci stojné fáze (Lee, Hidler, 2007, p. 747).

1.2.2 Svalová aktivita na chodícím páse

Vzhledem k rozdílům, které nacházíme při chůzi na chodícím páse v kinetice a kinematice, lze očekávat rozdíly i ve svalové aktivitě. Rozdíly byly patrné zejména u m. tibialis anterior během stojné fáze, u svalů dorzální strany stehna, u mediálního vastu a m. adductor longus během fáze švihové. Během chůze na páse byla elektromyografická aktivita m. tibialis anterior při stojné fázi nižší. Podobně vypadala aktivita m. gastrocnemius, k drobnému zvýšení aktivity došlo pouze v konečné švihové fázi. Zajímavý model se objevil v aktivitě mezi hamstringy, vastus medialis a m. adductor longus. Tady došlo v průběhu počáteční a střední švihové fáze k vyšší aktivitě při chůzi po rovině, ale v konečné švihové fázi se tento vzor obrátil a výše uvedené svaly vykazovaly větší aktivitu při chůzi na páse. M. rectus femoris vykazoval významně vyšší aktivitu při chůzi na páse během předšvihové fáze stejně jako v konečné švihové fázi. V této studii bylo také uvedeno, že změny v lokomoci, které sebou nese chodící pás jsou způsobeny i pozměněnou zrakovou kontrolou, která souvisí se stabilitou, ale také subjektivním vnímáním rychlosti probanda (Lee a Hidler, 2007, pp. 747, 753). Regnaud et al. (2006, pp. 3-4) ve své studii vysvětluje, že chůze na páse není zcela zautomatizovaným úkolem, protože právě zrakové vjemy jsou mezi těmito dvěma mechanismy chůze zcela odlišné, což vede ke kaskádě změn v krokovém cyklu. Proto je nutné počítat, že se při chůzi na páse bude lišit i zapojení svalů.

Přestože Murray et al. (1985, p. 88) nenalezl žádné statisticky významné rozdíly ve svalové aktivitě mezi těmito mechanismy chůze (s výjimkou m. quadriceps femoris), uvádí, že elektromyografická aktivita těchto svalů je vyšší na chodícím páse.

Tato studie je v rozporu s se studií, kterou provedl Arsenault, Winter a Marteniuk, kteří nezaznamenali žádné rozdíly ve svalové aktivitě u m. soleus, m. rectus femoris, vastus medialis a m. tibialis anterior mezi těmito dvěma mechanismy chůze (Lee a Hidler, 2007, p. 747).

1.3 Cévní mozková příhoda

Cévní mozková příhoda je stav, ke kterému dochází po přerušení přívodu krve do mozkové kůry. Centrální nervová soustava se pak ve většině případů musí vyrovnávat mimo jiné (viz Příloha 3, p. 75) s významným poškozením motorického systému (Enoka, 2008, p. 394). Kromě motorického systému nastávají modifikace i v senzomotorickém, muskuloskeletálním a autonomním systému, vedoucí k sekundárním komplikacím, které následně ovlivňují zdraví a kvalitu života (Harkema, Behram, Barbeau, 2011, p. 4).

1.3.1 Patofyziologie cévní mozkové příhody

Primární poškození

Každé mozkové poškození s sebou nese dva základní procesy, které lze rozlišit jako primární a sekundární. Primárním poškozením rozumíme v rámci cévní mozkové příhody samotnou ischemii nebo hemoragii. Primární infarkt nastartuje geneticky naprogramované metabolické cesty a kaskády dějů, které oproti počátečnímu stavu zhorší, a dokonce i zvětší postihnutou oblast. Okamžitá kompletní zástava zásobení způsobí ireverzibilní neuronální poškození během několika minut. K tomu dochází v samotném centru ischemického ložiska, na periférii se mohou uplatnit kolaterály z okolí nebo i z povodí jiné tepny. Kromě velikosti povodí uzavřené tepny se v rozsahu primárního ischemického infarktu uplatňuje i dynamika vzniku a míra uzávěru. Náhlá úplná zástava perfuze vede k rychlému vývoji infarktu s okamžitým nebo velmi brzkým vývojem neurologického deficitu (Ambler, 2008, p. 878).

Sekundární poškození

Jak primární, tak sekundární infarkt postihuje všechny cerebrální struktury, to znamená nejen neurony, ale i gliální buňky, cévy, a to zejména jejich endotel. Sekundární postižení postihuje buněčnou membránu a energetický metabolismus buňky, dochází proto k selhání aktivních transportních mechanismů buňky a jejímu otoku. Sekundární cerebrální postižení obsahuje tři základní procesy: depolarizaci neuronální membrány, biochemickou kaskádu a intrakraniální hypertenzi (Ambler, 2008, pp. 878-879).

1.3.2 Neurální a funkční principy obnovy

Neuronová spojení a kortikální mapy jsou neustále remodelovány našimi zkušenostmi. Zkušenost produkuje mnohačetné disociovatelné změny v mozku, jako je prodloužení

dendritické délky, tvorba synapsí, zvýšená aktivita glií a změnu metabolické aktivity. Schopnost mozku měnit strukturu a funkci na základě zkušeností je přičítána mozkové plasticitě (Kolb, Whishaw, 1998, p. 43). Znalost této potenciální schopnosti mozku kompenzovat léze je předpokladem pro optimální strategii při rehabilitaci po prodělaném iktu (Johansson, 2000, p. 223).

Mechanismy, které hrají roli při reorganizaci motorického systému u pacientů po cévní mozkové příhodě, se vyskytují na různých úrovních: na úrovni neuronů, na úrovni neuronální sítě, ale také na úrovni chování. Tyto úrovně jsou na sebe vzájemně závislé. Jako příklad může být uvedeno nové spojení mezi synapsí (neuronální úroveň) vyvolané opakovanou představou pohybu s paretickou končetinou (úroveň chování) (Rijntjes, Weiller, 2002, p. 115).

Funkčním zobrazováním je možné zjistit změny v neuronální síti, zatímco elektrofyzilogické a anatomické studie na zvířatech vysvětlují příslušné mechanismy. Těmito způsoby je možné rozlišovat, co se děje v bezprostředním okolí infarktu, co se děje ve vzdálených anatomicky spojených oblastech a co se děje v intaktní hemisféře (Rijntjes, Weiller, 2002, p. 115). Pomocí magnetické rezonance bylo zjištěno, že při učení určitých pohybů nastává během týdnů postupně se vyvíjející reorganizace v primární motorické kůře a tato pomalá změna je následována mnohem rychlejšími dynamičtějšími změnami, které probíhají během dnů v mozečku, striatu a dalších oblastech souvisejících s motorikou (Ungerleider, 2002, p. 553). Tyto změny jsou však uskutečňovány jen za předpokladu, že je mozek „zásobován“ informacemi souvisejícími s pohybem. Bez sensorických vstupů se neuronální síť rozpadají. Typickým příkladem je dlouhodobá imobilizace (Mulder, 2001, p. 136).

Experimenty na zvířatech prokázaly axonální růst, který vedl k novým vazbám i změnám genové exprese. Nedávné studie na potkanech ukázaly, že v infarktové tkáni mohou dokonce růst nové neurony, což je rys, o jehož výskytu se u dospělého člověka stále pochybuje. Nicméně ani funkční zobrazování není schopno rozlišit, zda je aktivita léze způsobená neúplným infarktem nebo novými neurony a vazbami (Johansson et al., 1999, Magavi et al., 2000 in Rijntjes, Weiller, 2002, p. 115).

Další zajímavostí je aktivace kortikálních oblastí po subkortikální lézi. Zdraví jedinci dosáhnou při jednoduchém silovém úkolu aktivace již při 40% maximální síly, jedinci se subkortikální lézí vykazují zpočátku stejnou křivku, následně ale dochází ke zvýšení na 60% maximální síly, což ukazuje na další nábor neuronů nezbytných k plnění daného úkolu.

Pravděpodobně je důležité, zda je oblast s danou schopností poškozena úplně nebo jen částečně. V motorické kůře dochází k excitabilitě v blízkosti infarktu v případě, že je alespoň částečně ušetřena. Tato zvýšená excitabilita by mohla vysvětlovat silnější aktivaci v intaktních motorických oblastech. Dalším vysvětlením může být větší zapojení takových spojení, která za normálních okolností hrají pouze minoritní roli. Tento mechanismus bývá interpretován s předpokladem, že v kortikálních vazbách existuje značná redundance (Rijntjes, Weiller, 2002, p. 115).

Ischemie neovlivňuje pouze oblast, ve které se vyskytuje. Pojem „diaschisis“ je definován jako náhlé neurofyzilogické změny vyvolané akutním ohniskem v anatomicky intaktní části mozku vzdáleném od původního místa léze, ale anatomicky spojené s místem léze díky vláknům tvořící trakt. Tyto vzdálenější změny mohou být výsledkem akutních, ale i chronických degenerativních lézí (Nguyen, Botez, 1998, p. 5). Ve studiích s lidskými probandy po mrtvici byla tato problematika studována zejména kvůli ohniskové podstatě výsledné léze, vysokému výskytu této patologie a jejímu akutnímu nástupu. Lze také říci, že má velký význam při klinickém nález, který nelze vysvětlit místními změnami. Nicméně klíčové zůstává to, zda neuromodulace fyziologických změn vzdálena lézi může podpořit zotavení (Carrera, Tononi, 2014, p. 2410, 2419).

Studie hemiparézy horních končetin uvádějí, že zotavení závisí částečně na stupni poškození kortikospinálního traktu, ale také souvisí s excitabilitou v protilehlé hemisféře. Vyšší úroveň excitability a větší ipsilaterální aktivita během paretického pohybu rukou je spojena s horším výsledkem. Ovšem základní rozdíly jednostranných pohybů horních končetin a automatizovanějších oboustranných pohybů dolních končetin při chůzi diskvalifikují závěry ze studií horních končetin přímo aplikované na dolní končetinu (Jayaram, 2012, p. 2422).

Motorický trénink může navodit strukturální a funkční přizpůsobení v rámci všech oblastí – kůry, mozečku i bazálních ganglií (Adkins, 2006, p. 1776). Učení je nezbytnou součástí adaptace mozku na jeho poškození, nutí systém reorganizovat a vytvořit tak nový pořádek (Mulder, 2001, p. 135). Jedním z nejčastějších následků ztracené funkce je rozvíjení kompenzačních strategií k provádění každodenních činností, což patří mezi nejvýznamnější změny motorického chování v životě jedince (Kleim, 2008, p. 226). Motorický systém člověka má schopnost získávat zkušenosti prostřednictvím praktických dovedností. Přizpůsobení neboli adaptace je schopnost rozpoznat vztah mezi zažitými, osvojenými činnostmi a novým cílem s ohledem na vnější podmínky. Naopak dovednostní učení zahrnuje

získávání nových pohybových modelů s nutností správné svalové koordinace a optimální svalové síly. Neurorehabilitace je založena právě na těchto principech, které lze aplikovat na pacienty s motorickým deficitem s cílem zlepšení motorických funkcí (Kitago, Krakauer, 2013, p. 93).

1.4 Rehabilitace lokomoce

Historicky byla rehabilitace po cévní mozkové příhodě predominantně cílená na redukci spasticity, redukci abnormálních pohybových vzorů a facilitaci oslabených svalů pomocí senzomotorické stimulace. Největší vývoj zaznamenala neurorehabilitace v období poliomyelitidy, kdy terapeuté propojovali teoretické poznatky motorické kontroly se svými klinickými zkušenostmi s cílem maximalizovat výsledky z probíhající terapie. Tyto strategie zahrnovaly opět techniky s cílem ovlivnit spasticitu, ale také prvky propioceptivní neuromuskulární facilitace, prvky z neurovývojových terapií nebo postupný nácvik komplexní aktivity pomocí jednodušších dílčích pohybů (Harkema, Behram, Barbeau, 2011, p. 4).

Dysfunkce v chůzi po cévní mozkové příhodě je v rámci rehabilitace jedním z nejsledovanějších aspektů. Prvořadým cílem pacientů po mozkové mrtvici je obnova schopnosti samostatné chůze, a s tím spojené vykonávání běžných denních aktivit. Zlepšení stereotypu chůze bývá hlavním cílem dlouhodobé terapeutické intervence (Belda-Lois et al., 2011, p. 2). V rehabilitaci chůze jsou hojně využívány podpůrné pomůcky jako jsou ortézy, berle nebo chodítka, které mají pomoci kompenzovat motorický deficit, případně poskytnout mobilitu (Harkema, Behram, Barbeau, 2011, p. 4).

Vzhledem k výzkumům poslední doby a zjištěným skutečnostem v oblasti neuronové plasticity se rehabilitace chůze soustřeďuje konkrétně na nácvik krokového cyklu. Zásada „use it or lose it“ vysvětluje, že nedostatečné používání končetiny vede k degradaci nervových okruhů (Beyaert et al., 2015, p. 345).

1.4.1 Terapie pomocí chodícího pásu

Hodnocení chůze obecně, jakožto i chůze na chodícím páse je u pacientů s neurologickým onemocněním v poslední době velmi frekventovaným objektem mnoha studií. Zejména u pacientů po CMP, kterých vlivem moderní doby přibývá a u kterých bývá lokomoce velmi často typicky změněna, je snahou neustále posunovat terapii na vyšší úroveň

a hledat nové prostředky, které by obnově chůze co nejrychleji napomohly (Eng, Tang, 2007, pp.1417, 1423-1424).

Chodící pás je asi nejčastěji využíván hlavně pro výzkumné účely, protože nabízí řízené a pohodlné prostředí pro testování. Umožňuje chůzi v malém prostoru a usnadňuje použití statické kamery nebo dalších monitorovacích zařízení (Alton et al., 1998, p. 434). Lze docílit většího počtu kroků, velmi snadno regulovat rychlost, a protože je subjekt stacionární a často také vyvýšen, v rámci rehabilitace to znamená výhodnou pozici pro intervenci terapeuta (Lee, Hidler, 2007, p. 747). Největším přínosem oproti konvenční terapii však zůstává facilitace evolučně dosažené schopnosti lidské chůze ve vertikále (Kolářová et al., 2014, p. 35). Pro zajištění plnohodnotnosti studií, ale i terapií, které probíhají na chodícím páse je nutné, aby jeho nastavení bylo co nejvíce přizpůsobeno podmínkám běžné chůze po zemském povrchu (Alton et al., 1998, p. 434).

Lee a Hidler (2007, p. 747) podotýkají, že ačkoliv byly pozorovány rozdíly v aktivaci svalů, kloubních momentech a kloubních silách, celkový vzor chůze zůstává zachován velmi podobný, což z terapeutického hlediska naznačuje, že terapie osob s neurologickým deficitem na chodícím páse je zcela opodstatněná.

Studie na zvířatech ukázaly, že dospělá kočka s přerušenu spinální míchou může získat po interaktivním lokomočním tréninku na chodícím páse téměř normální lokomoční vzor (Visintin et al., 1998, p. 1122).

Zebris a C-Mill

Zebris a C-Mill jsou chodící pásy se zabudovanou silovou plošinou, umožňující analýzu chůze i následnou terapii vhodnou pro pacienty s myoskeletálním nebo neurologickým deficitem. Elektricky poháněný pás na silové plošině umožňuje chůzi, případně běh o přesně stanovené konstantní rychlosti (Krobot, Kolářová, 2011, p. 35, 49). Běžecský pás, rozšířený o vizuální zpětnou vazbu byl vyvinut pro adaptaci chůze (van Ooijen et al., 2015, p. 1008). Principem terapie s cílem ovlivnění časoprostorových charakteristik na páse Zebris je projekce stop (chodidel) buď přímo na chodící pás pomocí dataprojektoru nebo na obrazovku umístěnou před pacienta. Virtuální trénink nabízí trénink chůze ve virtuálním prostředí lesa s překážkami, které imitují reálné situace (Krobot, Kolářová, 2011, p. 35, 49).

Mezi dílčí cíle terapie na chodícím páse C-Mill patří zlepšení adaptability a symetrizace krokového cyklu (Krobot, Kolářová, 2011, p. 54). Vývoj chodícího pásu C-Mill byl inspirován právě specifickými terapeutickými doporučeními pro pacienty po cévní

mozkové příhodě. Konkrétně pro začlenění složitých a nebezpečných situací každodenní chůze do chůzového stereotypu (van Ooijen et al., 2015, p. 1007).

Vzhledem ke skutečnosti, že až u 35 % pacientů s hemiparézou nedojde k plné obnově funkce dolní končetiny a 20–25 % všech přeživších po iktu není schopno plně samostatné chůze bez pomoci (Dobkin, 2005, p. 1), je hojně využíván nácvik chůze prostřednictvím odlehčení pacienta v kombinaci s chodícím pásem. Pacient je částečně zavěšen v postroji buď ze stropu, nebo z rámu přístroje, aby se snížila jeho hmotnost. Zároveň dostává určitou posturální oporu. Množství odlehčení může být následně snižováno v závislosti na zlepšování posturální kontroly, rovnováhy a koordinace (Kim et al., 2010). U pacientů, kteří rehabilitovali na chodícím páse v odlehčení, byly zjištěny mnohem lepší dovednosti a rychlejší progres než u pacientů nesoucích celou váhu (Visintin et al., 1998, p. 1122).

Lokomat

Pro jedince s vysokým stupněm motorického postižení je využíván Lokomat, tedy roboticky asistovaná terapie chůze. Stěžejním prvkem je facilitace krokového automatismu. Postižený je vertikalizován pomocí závěsného systému s vestou, která se obepíná kolem hrudníku a pánve. Robotické ortézy upevněné na stehnech a bérkách zajišťují lokomoční pohyb dolních končetin. Samozřejmostí je elektricky poháněný chodící pás, na kterém lze u pacientů s lehčím postižením realizovat terapii bez robotických ortéz (Krobot, Kolářová, 2011, p. 122).

Virtuální realita

Virtuální realita je simulace prostředí v reálném světě, které je generováno prostřednictvím počítačového softwaru a zažíváno uživatelem prostřednictvím rozhraní člověk-stroj (Holden, 2005, pp. 187-188). Využití virtuální reality je jedním z prospěšných způsobů, jak optimalizovat účinky terapie. Poskytuje pacientům atraktivní a sofistikovanou cestou další zpětnou vazbu v průběhu terapie, zlepšuje koordinaci pohybů a orientaci v prostoru, zvyšuje motivaci pacientů s umožněním dynamicky nastavit obtížnost terapie (Riener, Harders, 2012, in Krobot, Kolářová, 2011, p. 104). Pro terapii chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě byl vyvinut tréninkový systém založený na virtuální realitě, který se skládá z chodícího pásu s několika stupni volnosti v rámci sklonu a obrazovkou před pacientem. Virtuální prostředí je synchronizováno s rychlostí chodícího pásu a pohyby platformy jsou zároveň promítány na obrazovku (Fung et al., 2006, p. 157).

Standardní nácvik chůze

Klasický nácvik chůze s jednoduchými pomůckami jako jsou bradla nebo chodítka bez využití techniky je nejvyužívanější rehabilitační intervencí vhodnou v jakémkoliv stádiu po cévní mozkové příhodě (Beyaert et al., 2015, p. 345).

Mezi nejčastější prvky bývá v terapii využívána klasická chůze dopředu, chůze pozadu a do stran. Pro nácvik prodloužení kroku lze využít stopy, které jsou na zem rozloženy s ohledem na šířku a délku kroku pacienta (Ada et al., 2003, p. 1487).

Další prvek, který lze v rámci chůze po rovině využít spíše mimo rehabilitační oddělení je nácvik chůze v různém terénu. Energetický výdej se při chůzi v různých terénech velmi liší. Chůze po trávě je téměř bezodporová, chůze po tvrdém sněhu je 1,6 krát náročnější. Chůze v písku vykazuje až 1,8 krát větší energetickou náročnost. Před započítím této terapie je však nutné zhodnotit stav pacienta s lékařem, ale také dávkovat chůzi od nejjednodušší formy. Postupně pak můžeme zvyšovat rychlost, vzdálenost, i náročnost terénu (Sovová, Zapletalová, Cipryanová, 2008, p. 20). Nicméně důkazy, které by prokazovaly výrazná zlepšení v krokovém cyklu při klasickém nácviku chůze po rovině jsou stále nedostatečné (Beyaert et al., 2015, p. 345).

1.5 Možnosti hodnocení svalové aktivity

Jedno z prvních objevování, jakým způsobem se uplatňuje aktivita jednotlivých svalů v chůzi, proběhlo ve Švýcarsku okolo roku 1940. Výzkum zpočátku probíhal pomocí palpáce svalů, zatímco sledovaný jedinec chodil na chodícím páse. Až později se začala využívat elektromyografie. Další poznatky ohledně svalové aktivity a normální chůze obecně pochází od skupiny výzkumníků z Kalifornské univerzity v San Franciscu, jež vedl Verne Inman (Levine, Richards, Whittle, 2012, p. 30).

1.5.1 Povrchová elektromyografie

Povrchová elektromyografie je přístrojovou metodou, umožňující záznam a analýzu elektrických potenciálů, která odráží aktivitu kontrakce u kosterních svalů během určitého pohybu. Pomocí povrchové elektromyografie můžeme detailně kvantifikovat i takové poruchy motoriky, které bývají klinicky skryté. Společně s tím jsme schopni s větší určitostí formulovat rehabilitační cíle, monitorovat průběh a účinnost rehabilitačního procesu (Krobot, Kolářová, 2011, p. 5).

Elektromyogram, tedy záznam elektrické aktivity svalů obsahuje součet elektrických potenciálů aktivních motorických jednotek, které jsou detekovány elektrodami umístěnými na pokožce, která překrývá sval (Farina et al., 2004, p. 1486). Proto nelze využívat povrchovou elektromyografii jako metodu hodnocení hluboko uložených svalů, jako je například m. iliopsoas (Levine, Richards, Whittle, 2012, p. 105). Informace získané z povrchové elektromyografie jsou považovány za globální míru aktivity motorických jednotek, protože tradiční dvouelektrodová konfigurace záznamu není schopna detekovat aktivitu na úrovni jednotlivých motorických jednotek (Farina et al., 2004, p. 1486). Elektrody společnosti Delsys mají pevné vzdálenosti mezi snímači, což zajišťuje stabilitu signálu a snižuje kontaminační signál z přilehlých svalů (Anonymus 1). Obecné parametry jako je například amplituda signálu závisí na membránových vlastnostech svalových vláken, ale i na načasování akčních potenciálů. Povrchová elektromyografie tedy odráží jak periferní, tak centrální poruchy neuromuskulárního systému (Farina et al., 2004, p. 1486).

1.5.2 Jehlová elektromyografie

Při jehlové elektromyografii jsou využívány elektrody zavedené přímo do motorických jednotek měřeného svalu (Janura et al., 2012, p. 20). Speciální hypodermická jehla obsahuje izolovaný centrální vodič, který zaznamenává signál z velmi přesně

lokalizované oblasti uvnitř svalu, do kterého je vložen. Často jde právě o jedinou motorickou jednotku. Tato metoda je ale primárně využívána v oblasti fyziologického výzkumu než v analýze chůze (Whittle, 2007, p. 156), protože jde o invazivní techniku, která může při provádění rozsáhlejšího déletrvajícího pohybu způsobit bolest až poškození tkáně, což může ve výsledku ovlivnit charakter jeho průběhu (Krobot, Kolářová, 2011, p. 17).

1.5.3 Elektromyografie v chůzi

Elektromyografický záznam během chůze je rutinní záležitostí mnoha kineziologických laboratoří (Hof et al., 2001, p. 78). Využívá se zejména v rámci komplexní analýzy, pro doplnění informací z oblasti kinematiky a kinetiky, kdy je nutné získat informace o zapojení svalů v průběhu sledovaného pohybu (Janura et al., 2012, p. 18). Vzhledem k vysoké variabilitě každého kroku sledovaného jedince je vhodné změřit minimálně 6-10 kroků a následně stanovit průměrnou hodnotu daných parametrů (Frigo, Shiavi et al., in Krobot, Kolářová, 2011, p. 47). Standardním postupem je zpracování záznamů z několika kroků do průměrných rektifikovaných elektromyografických profilů (Hof et al., 2001, p. 78).

2 Cíle a hypotézy

2.1 Cíl práce

Cílem práce bylo prostřednictvím elektromyografie zhodnotit rozdíl v mechanismu chůze na páse a chůze po rovině u pacientů po cévní mozkové příhodě v rámci dvou měření (1. a 2. měření).

2.2 Hypotézy

H₀1: Při 1. měření se neliší svalová aktivita u testovaných svalů mezi chůzí na páse a chůzí po rovině.

H_A1: Při 1. měření se svalová aktivita u testovaných svalů mezi chůzí na páse a chůzí po rovině liší.

H₀2: Při 2. měření se neliší svalová aktivita u testovaných svalů mezi chůzí na páse a chůzí po rovině.

H_A2: Při 2. měření se svalová aktivita u testovaných svalů mezi chůzí na páse a chůzí po rovině liší.

3 Metodika práce

3.1 Charakteristika testovaného souboru

Práce se zabývá hodnocením rozdílu svalové aktivity během chůze na páse a chůze po rovině u pacientů po cévní mozkové příhodě (CMP). V období od února 2017 do prosince 2017 probíhala měření, kdy bylo změřeno celkem 22 pacientů (10 žen a 12 mužů) z Oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc v subakutním stádiu po CMP. U měřených pacientů převažovala ischemická ataka v povodí arteria cerebri media (ACM). Celkem 19 pacientů prodělalo CMP v povodí ACM, jeden pacient v povodí arteria cerebri anterior (ACA), jeden v oblasti pontu a poslední prodělal hemoragickou CMP v oblasti bazálních ganglií. Průměrný věk pacientů byl 67 (\pm 11) let. Podmínkou pro zařazení do studie byla schopnost samostatné chůze, případně chůze s pomůckou, a nepřítomnost kognitivního deficitu. Jedno měření proběhlo před započtím rehabilitační péče, podruhé se měřilo před jejím ukončením. U dvaceti z pacientů proběhla obě dvě měření, u dvou pacientů pouze jedno. Časové rozpětí mezi měřeními bylo od 8 do 28 dnů. Hodnocena byla aktivita svalů ventrální a dorsální strany stehna a bérce na obou dolních končetinách pomocí povrchové elektromyografie (polyEMG). Hodnoceny byly svaly paretické i neparetické strany. Konkrétně se jednalo o:

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

Všichni pacienti byli seznámeni s průběhem měření. Realizace experimentu byla schválena Etickou komisí FZV UP. Informovaný souhlas viz Příloha 4, p. 76,77).

3.2 Realizace měření

Snímána byla elektromyografická (EMG) aktivita vybraných svalů pomocí povrchových elektrod. Elektrody byly aplikovány speciálními oboustrannými samolepkami na kůži, která byla předem očištěna abrazivní pastou (v několika případech bylo nutné danou lokalitu před očištěním oholit). Pro tato měření byly využity polyEMG elektrody Delsys®. Elektrody snímající svalovou aktivitu byly po ozřejmení pomocí palpáce a izometrické kontrakce umístěny do oblasti největšího břicha svalu, souběžně se svalovými vlákny. Další dvě elektrody byly umístěny na ventrální stranu tibie obou končetin (2-3 cm pod tuberositas tibie), aby plnily účel akcelerometru. Ve vyhodnocení pak sloužily pro diferenciaci krokového cyklu.

Po zapnutí elektrod byla jejich funkce a propojení s počítačem zkontrolováno provedením chůze na místě. V tuto chvíli byl pacientovi vysvětlen celý následující průběh měření.

3.3 Vlastní měření

Měření probíhalo při chůzi na páse a chůzi po rovině. Před samotným spuštěním pásu došlo k nastavení teleskopických madel chodícího pásu ideálně k výšce pacienta. Pokud 1. měření proběhlo na páse s oporou o madla, pak bylo stejně provedeno i měření druhé. Poté byl pás pomalu a plynule spouštěn. Postupně byla zvyšována rychlost, aby byla nastavena taková, která byla pro jedince zvládnutelná a zároveň příjemná (viz obrázek 1, p. 33). Následně byla změřena jedna minuta konstantní chůze. Chůze po rovině proběhla na nemocniční chodbě opět jednu minutu, pacient měl za úkol chodit po celou dobu od vyznačeného startu k cíli (15 m) a zpět (viz obrázek 1, p. 33). Pro pacientovu bezpečnost byly oba dva mechanismy chůze provedeny se supervizí terapeuta. Měření trvalo vždy přibližně 20 minut, aby nedošlo k nadměrné svalové únavě a tím zkreslování výsledků.



Obrázek 1 Průběh měření: chůze na terapeutickém páse a chůze po rovině

3.4 Hodnocení EMG záznamu

Zpracování naměřených dat probíhalo v programu Visual 3D v6 Professional na Allied Health Research Unit na University of Central Lancashire ve Velké Británii.

Data bylo nejprve nutné zkonvertovat a převést do daného programu. Pomocí tohoto programu bylo u každého pacienta vybráno průměrně 5 nejlepších krokových cyklů (hodnocených na základě akcelerometru umístěných na tibii) při chůzi na páse a chůzi po rovině. Surový EMG signál byl podroben funkci remove mean, byl rektifikován, a byla aplikována funkce root mean square s velikostí okna 0,125s a překrytím okna 0,0625. Výstupem z tohoto programu jsou grafy ukazující průměrné hodnoty vybraných krokových

cyklů v surovém signálu, high pass filteru a envelopovaném signálu, které zřetelně ukazují úroveň svalové aktivity z vybraných krokových cyklů.

Dále byla data převedena do programu Microsoft Office Excel, konkrétně maximální a průměrné naměřené hodnoty z každého svalu/aktivity.

V Excelu byla z každé aktivity (chůze na páse 1. měření, chůze po rovině 1. měření, chůze páse 2. měření, chůze po rovině 2. měření) u daného svalu vypočítána suma v každém z vybraných krokových cyklů. Z těchto hodnot byla vybrána nejvyšší hodnota pro každý sval a každou aktivitu. U každé aktivity jde pro daný sval o nejvyšší hodnotu sumy z každého krokového cyklu. Tento proces byl proveden u všech čtyř aktivit a všech svalů, u každého svalu a každé aktivity byla vybrána maximální hodnota, která byla pojmenována jako „maximum of maximums“.

Tato hodnota byla pro normalizaci dat. Výslednou hodnotou pro statistiku byl podíl maximální naměřené hodnoty daného svalu v dané aktivitě a hodnoty výše vysvětlené.

3.5 Statistické zpracování dat

Pro statistické zpracování dat byl použit program STATISTICA. V prvním kroku byla ověřena normalita dat pomocí popisné statistiky, kde byl aplikován Shapiro-Wilkův test. Normalita zde byla podmíněna hodnotou $p \geq 0,05$. Výsledky tohoto testu neprokázaly normální rozložení dat, proto byly následně v druhém kroku vybrány neparametrické statistiky, konkrétně porovnání dvou závislých proměnných pomocí Wilcoxonova párového testu. Hladina statistické významnosti byla určena jako $p < 0,05$.

4 Výsledky

Výsledky měření jsou zobrazeny v tabulkách jako průměrné hodnoty dat po normalizaci. Pro popisnou statistiku byl vybrán průměr, medián a směrodatná odchylka.

Tabulka 1 Základní popisné statistiky 1. měření

Sval	Chůze na páse 1. měření			Chůze po rovině 1. měření		
	X P1	Med P1	SD P1	X CH1	Med CH1	SD CH1
av np TA	0,07799	0,07799	0,06207	0,09628	0,08790	0,06768
av np GM	0,11506	0,11802	0,06465	0,13080	0,11458	0,09225
av np RF	0,13508	0,13508	0,07618	0,13565	0,13611	0,07586
av np BF	0,09240	0,08756	0,08223	0,10167	0,10167	0,06937
av p TA	0,07663	0,05286	0,06679	0,09816	0,08304	0,07990
av p GM	0,10136	0,10136	0,06317	0,13834	0,11317	0,16994
av p RF	0,10980	0,08616	0,09629	0,12644	0,11679	0,11701
av p BF	0,08812	0,06583	0,06628	0,11340	0,11934	0,07581

Legenda: X P1 – průměr chůze na páse 1. měření, Med P1 – medián chůze na páse 1. měření, SD P1 – směrodatná odchylka chůze na páse 1. měření, X CH1 – průměr chůze po rovině 1. měření, Med CH1 – medián chůze po rovině 1. měření, SD CH1 – směrodatná odchylka chůze po rovině 1. měření
av np TA – neparetický m. tibialis anterior, av np GM – neparetický m. gastrocnemius medialis, av np RF – neparetický m. rectus femoris, av np BF – neparetický m. biceps femoris, av p TA – paretický m. tibialis anterior, av p GM – paretický m. gastrocnemius medialis, av p RF – paretický m. rectus femoris, av p BF – paretický m. biceps femoris

Tabulka 2 Základní popisné statistiky 2. měření

Sval	Chůze na páse 2. měření			Chůze po rovině 2. měření		
	X P2	Med P2	SD P2	X CH2	Med CH2	SD CH2
av np TA	0,11621	0,07450	0,14904	0,10661	0,09468	0,08806
av np GM	0,10120	0,09458	0,06509	0,12124	0,12411	0,07979
av np RF	0,11379	0,11200	0,07940	0,11961	0,10427	0,08205
av np BF	0,12052	0,12233	0,06933	0,14427	0,13553	0,10309
av p TA	0,08434	0,08710	0,05420	0,12162	0,11550	0,08330
av p GM	0,14490	0,15500	0,08256	0,16313	0,16313	0,08401
av p RF	0,08989	0,06845	0,08737	0,11735	0,08669	0,12027
av p BF	0,12197	0,12197	0,07339	0,14296	0,14296	0,08976

Legenda: X P2 – průměr chůze na páse 2. měření, Med P2 – medián chůze na páse 2. měření, SD P2 – směrodatná odchylka chůze na páse 2. měření, X CH2 – průměr chůze po rovině 2. měření, Med CH2 – medián chůze po rovině 2. měření, SD CH2 – směrodatná odchylka chůze po rovině 2. měření
av np TA – neparetický m. tibialis anterior, av np GM – neparetický m. gastrocnemius medialis, av np RF – neparetický m. rectus femoris, av np BF – neparetický m. biceps femoris, av p TA – paretický m. tibialis anterior, av p GM – paretický m. gastrocnemius medialis, av p RF – paretický m. rectus femoris, av p BF – paretický m. biceps femoris

Cílem bylo zhodnotit prostřednictvím svalové aktivity rozdíl mechanismu chůze na chodícím páse a chůze po rovině u pacientů po cévní mozkové příhodě. Byla provedena celkem dvě měření (1. měření, 2. měření), každé z nich obsahovalo chůzi na páse a chůzi po rovině.

4.1 Vyjádření k hypotézám na základě statistického zhodnocení

Hypotézu **H₀₁**: *“Při 1. měření se neliší svalová aktivita u testovaných svalů mezi chůzí na páse a chůzí po rovině.”* zamítáme pro m. tibialis anterior neparetické strany ($p=0,022$) i m. tibialis anterior paretické strany ($p=0,008$). Nezamítáme pro m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris neparetické i paretické strany.

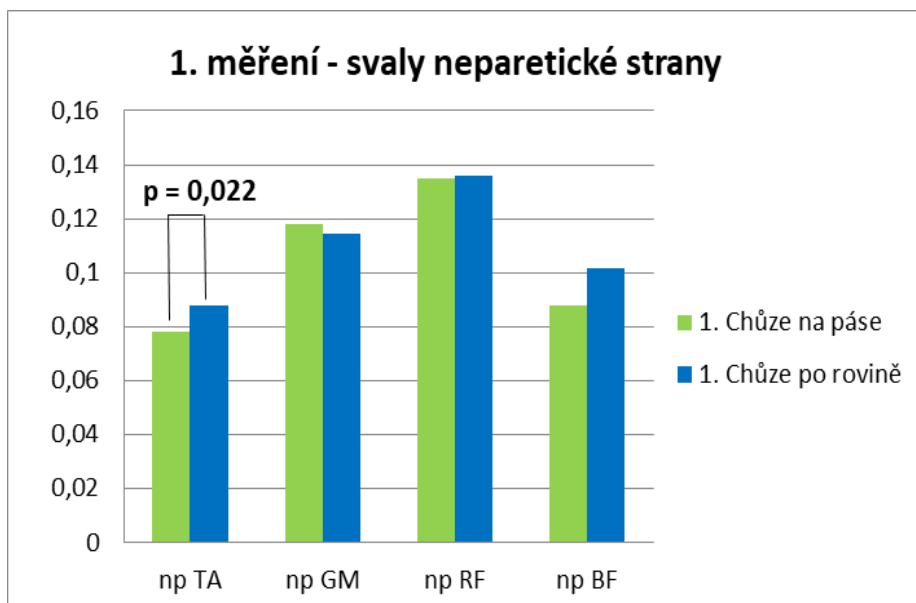
Hypotézu **H_{A1}**: *“Při 1. měření se svalová aktivita u testovaných svalů mezi chůzí na páse a chůzí po rovině liší.”* zamítáme pro m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris paretické i neparetické strany. Nelze zamítnout pro neparetický ($p=0,022$) i paretický ($p=0,008$) m. tibialis anterior.

Hypotézu **H₀₂**: *“Při 2. měření se neliší svalová aktivita u testovaných svalů mezi chůzí na páse a chůzí po rovině.”* zamítáme pro m. tibialis anterior neparetické ($p=0,03$) i paretické ($p=0,006$) strany a pro m. rectus femoris paretické strany ($p=0,016$). Hypotézu nelze zamítnout pro m. gastrocnemius medialis, m. biceps femoris paretické i neparetické končetiny a m. rectus femoris neparetické končetiny.

Hypotézu **H_{A2}**: *“Při 2. měření se svalová aktivita u testovaných svalů mezi chůzí na páse a chůzí po rovině liší.”* zamítáme pro m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris neparetické strany a pro m. gastrocnemius medialis a m. biceps femoris paretické strany. Nezamítáme pro paretický m. tibialis anterior ($p=0,006$), paretický m. rectus femoris ($p=0,016$) a m. tibialis anterior neparetické strany ($p=0,03$).

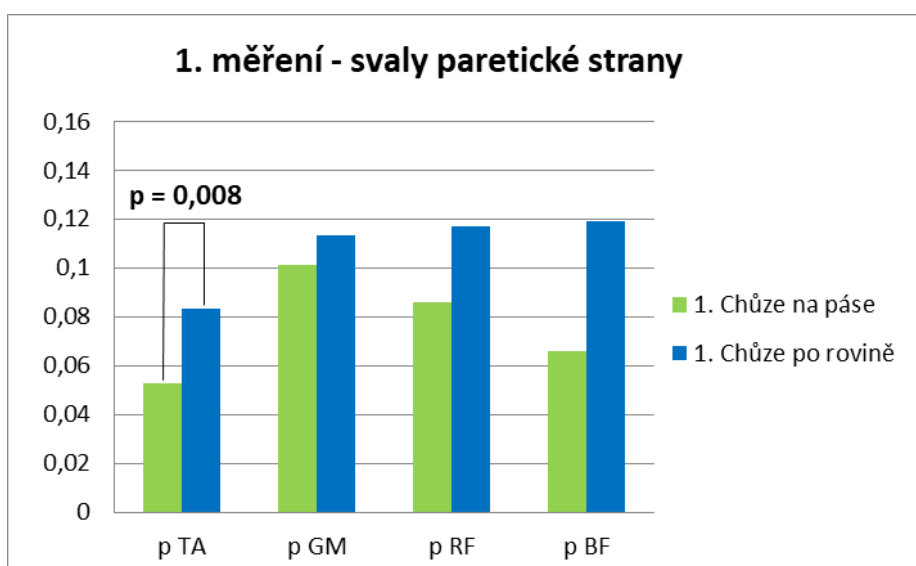
Na grafech 2-5 (pp. 38-39) jsou znázorněny mediány svalové aktivity testovaných svalů při obou mechanismech chůze – tedy chůzi na páse a chůzi po rovině.

Na grafech 6-10 (pp. 40-42) jsou znázorněny ukázky svalové aktivity signifikantních svalů během pěti krokových cyklů při 1. a 2. měření v chůzi na páse a po rovině. Tyto grafy byly vytvořeny pomocí programu Visual 3D, v němž byla data zpracována.



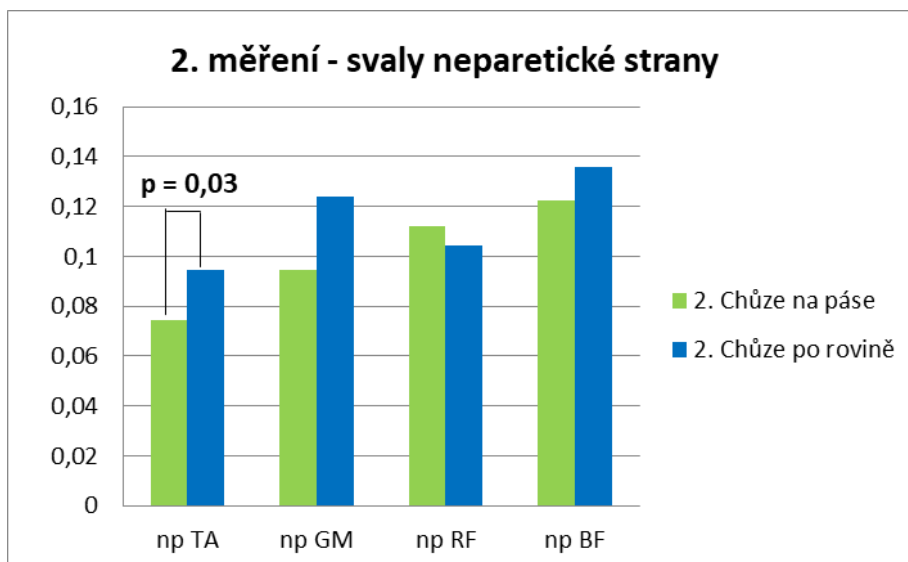
Obrázek 2 Srovnání svalové aktivity neparetické končetiny mezi chůzí na páse a chůzí po rovině při 1. měření

Legenda: 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.



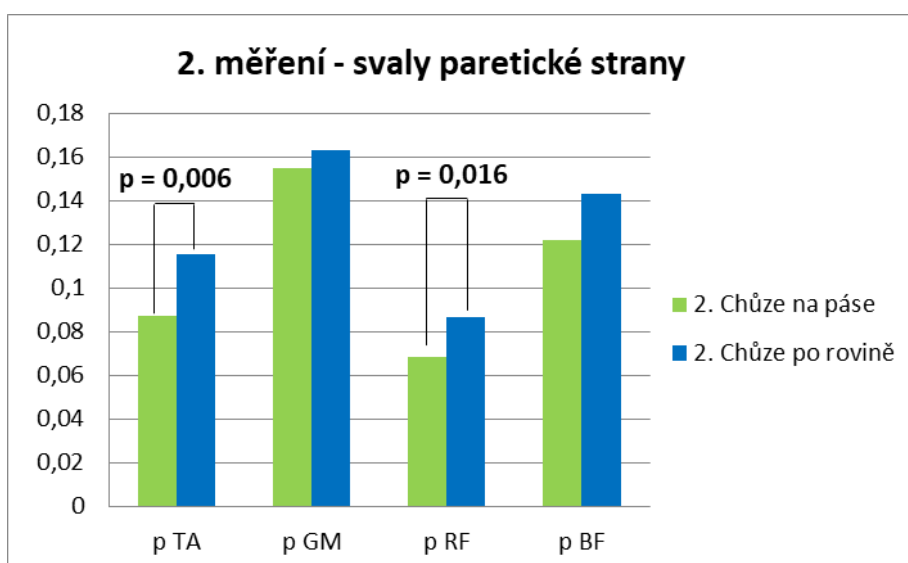
Obrázek 3 Srovnání svalové aktivity paretické končetiny mezi chůzí na páse a chůzí po rovině při 1. měření

Legenda: 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.



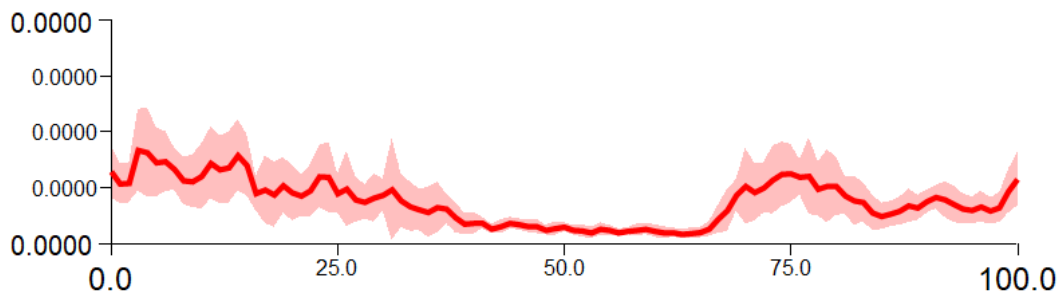
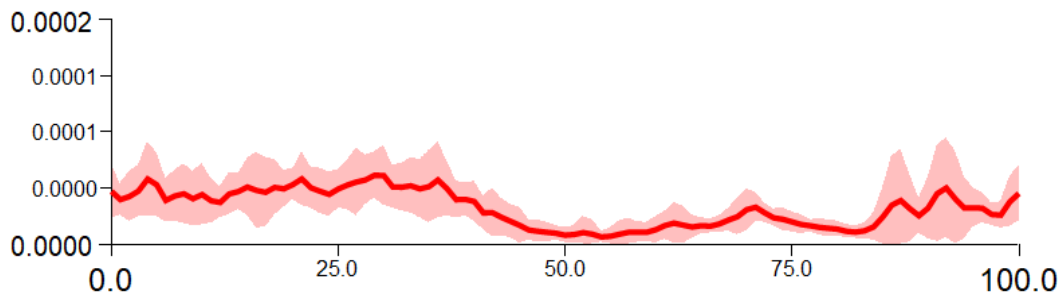
Obrázek 4 Srovnání svalové aktivity neparetické končetiny mezi chůzí na páse a chůzí po rovině při 2. měření

Legenda: 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.

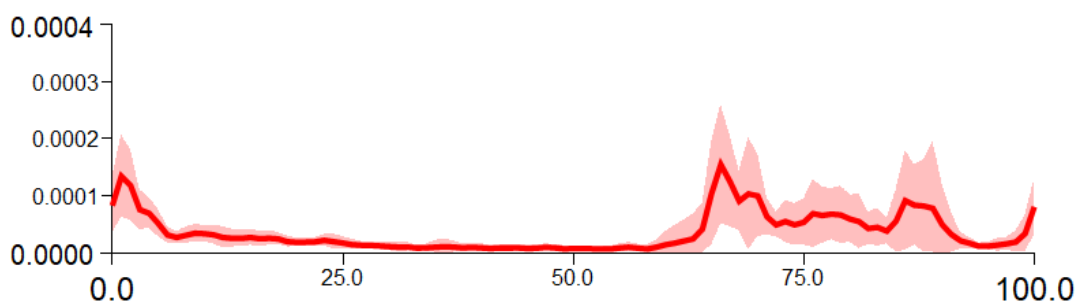
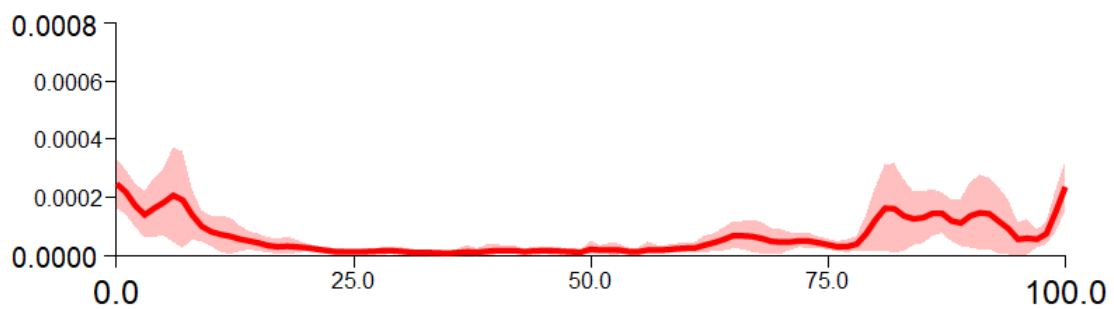


Obrázek 5 Srovnání svalové aktivity paretické končetiny mezi chůzí na páse a chůzí po rovině při 2. měření

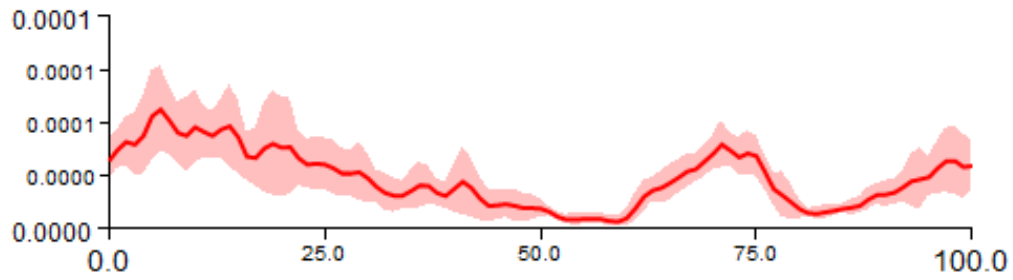
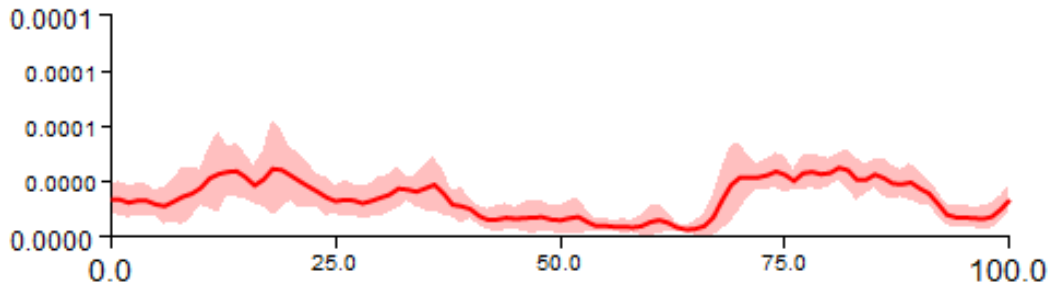
Legenda: p TA – paretický m. tibialis anterior, p GM – paretický m. gastrocnemius medialis, p RF – paretický m. rectus femoris, p BF – paretický m. biceps femoris, p = hladina statistické významnosti.



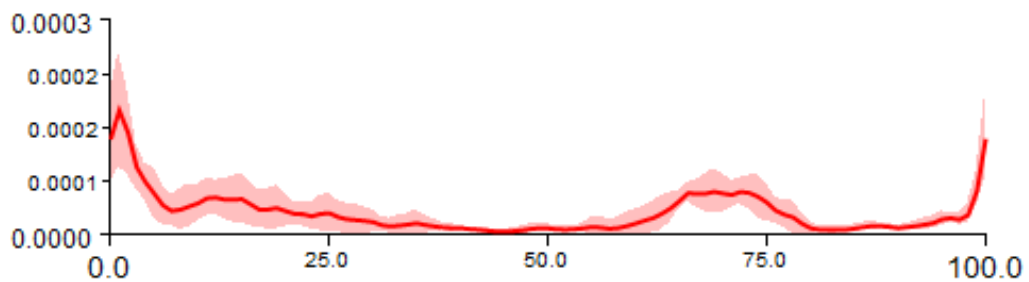
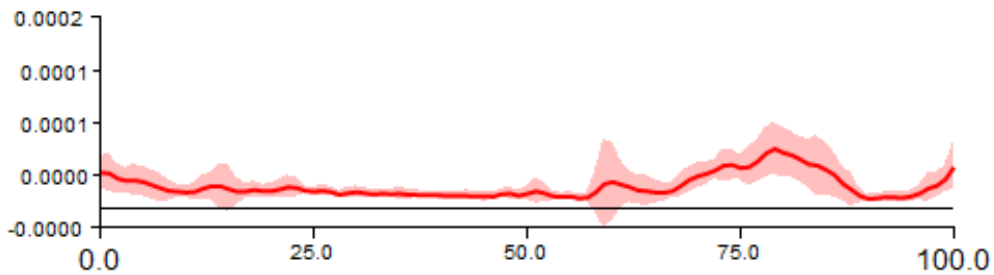
Obrázek 6 Svalová aktivita np TA při chůzi na páse (horní graf) a chůzi po rovině (spodní graf) během pěti krokových cyklů v 1. měření



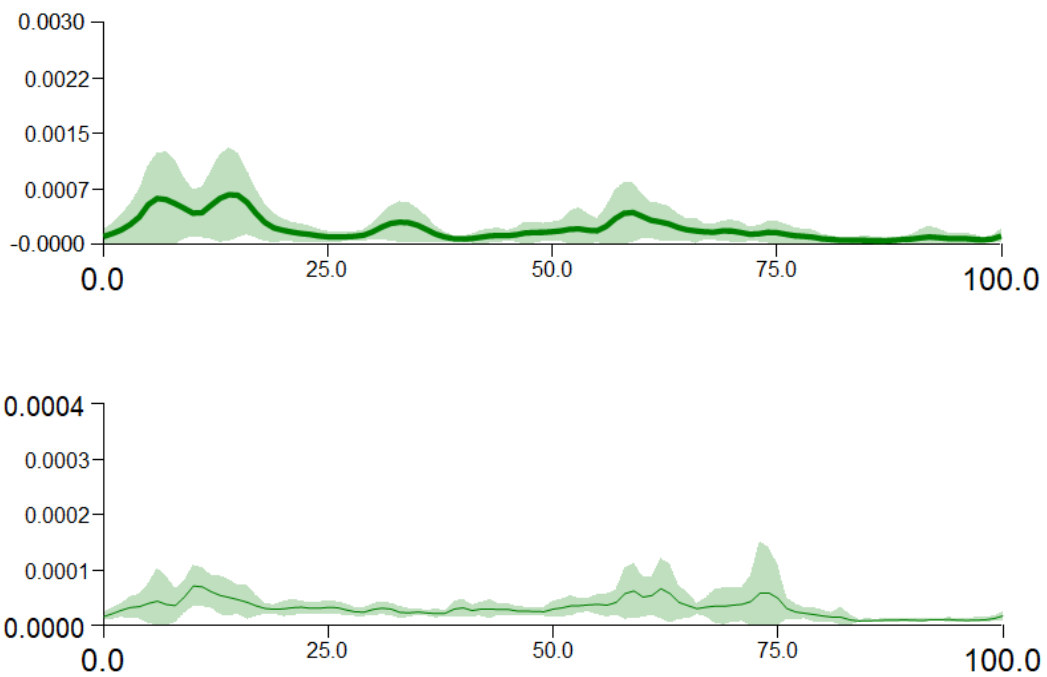
Obrázek 7 Svalová aktivita p TA při chůzi na páse (horní graf) a chůzi po rovině (spodní graf) během pěti krokových cyklů v 1. měření



Obrázek 8 Svalová aktivita np TA při chůzi na páse (horní graf) a chůzi po rovině (spodní graf) během pěti krokových cyklů v 2. měření



Obrázek 9 Svalová aktivita p TA při chůzi na páse (horní graf) a chůzi po rovině (spodní graf) během pěti krokových cyklů v 2. měření



Obrázek 10 Svalová aktivita p RF při chůzi na páse (horní graf) a chůzi po rovině (spodní graf) během pěti krokových cyklů v 2. měření

5 Diskuze

5.1 Chůze po CMP

Dysfunkce chůze po cévní mozkové příhodě je velmi častým jevem vyplývajícím primárně z neurologických poruch, jakož i ze sekundárních kardiovaskulárních a muskuloskeletálních problémů způsobených nedostatečnou aktivitou (Carr, Shepherd, 2003 in Levine, Richards, Whittle, 2012, p. 136).

Typická hemiparetická chůze, vyskytující se u lézí kortikospinálního traktu bývá též označována jako spastická. Vyznačuje se držením dolní končetiny v extenzi, plantární flexi a inverzi. Díky extenzi umožňuje v podstatě pasivní oporu během stojné fáze. Ve fázi švihové je končetina přenášena vpřed cirkumdukci. Horní končetina paretické strany je držena ve vnitřní rotaci v ramenním kloubu, ve flexi v lokti, pronaci předloktí a ulnární dukci zápěstí s flexí prstů (Baker, 2017, p. 2).

Neurovývojové teorie jako je například teorie dle Bobath konceptu naznačují, že postižení motorického systému je následkem nevhodné koaktivace svalů, konkrétně jde o selhání inhibice aktivity antagonistických svalů (Enoka, 2008, p. 394). Chůze vyžaduje svalovou koordinaci pro oporu těla během stojné fáze. Zhoršená schopnost svalové koordinace vede k extrémně nízké rychlosti chůze. Pomalá chůze hemiparetiků je pak důsledkem asymetrií v aktivaci svalů dolních končetin (Higginson et al., 2006, p. 1769).

Dle skupiny autorů má však problém větší souvislost se svalovou slabostí a nedostatečnou aktivitou motorických jednotek než s chybnou koaktivací (Enoka, 2008, p. 394). Jang et Kwon shrnují, že dysfunkce v chůzi jsou u pacientů po iktu následkem svalové slabosti, poruchy senzomotorického systému a zhoršené koordinace (Jang, Kwon, 2016, p. 1), další autoři následně doplňují dysfunkci svalového tonu a sníženou flexibilitu měkkých tkání, k čemuž může dojít po několika dnech i týdnech po prodělaném iktu (Carr, Shepherd, 2003 in Levine, Richards, Whittle, 2012, p. 136, Olney, Richards, 1996, p. 136). Belda-Lois dodává, že svalová slabost je nápadným symptomem, který brání v navrácení fyzických schopností pacienta. Může výrazně snížit fyzickou aktivitu nebo vést až k imobilizaci (Belda-Lois et al., 2011, p. 2).

Svalová slabost se vztahuje k několika měřitelným faktorům. Může být vyjádřena jako snížená schopnost generovat moment síly v kloubu, jako nedostatek síly svalu jako takové, a pokud sílu vztáhneme k časovému hledisku, můžeme slabost označit také jako sníženou práci vykonanou svaly (Olney, Richards, 1996, pp. 136, 137).

Chůze pacientů po cévní mozkové příhodě se ve srovnání se zdravými jedinci vyznačuje sníženou rychlostí a odlišnými časoprostorovými asymetriemi (Belda-Lois et al., 2011, p. 2). Asymetrie jsou způsobeny špatnou funkcí mozkové kůry, zatímco míšní řízení je zachováno. Tudíž schopnost generovat informace z míchy může být využita k reorganizaci motorické kůry nezbytné pro plynulou chůzi (Belda-Lois et al., 2011, p. 2). Hemiparetická chůze může mít až dvojnásobnou spotřebu energie. Kromě neefektivity pohybu dochází vlivem asymetrie ke zhoršení posturální stability, což zvyšuje pravděpodobnost pádů a možná další zranění pohybového aparátu (Patterson et al., 2009, p. 241).

Extrémní snížení rychlosti chůze způsobí změny, které nakonec vedou k dalším modifikacím svalové aktivity v pohybových vzorech. Amplituda svalové aktivity se zvyšuje se zvyšující se rychlostí chůze, protože je zapotřebí větší silový výstup (Den Otter et al., 2006, pp. 4, 5). Všichni pacienti zúčastnění v této studii byli schopni samostatné chůze, tzn., že si na místo experimentu byli schopni sami dojít pouze se supervizí terapeuta. V jednom případě jsme byli nuceni využít na chodícím páse při 1. měření závěsnou vestu. Jeden pacient využil při chůzi po chodbě při 1. měření jednu francouzskou hůl, jeden pacient hole pro nordic walking.

Knutsson a Richards se pokusili blíže specifikovat interindividuální rozdíly v narušené motorické kontrole a sestavili proto klasifikaci, která rozlišuje tři typy poruch motorické kontroly během chůze.

První porucha demonstruje hyperaktivitu stretch reflexů vedoucí k předčasné aktivaci lýtkových svalů od fáze postupného zatěžování a středního stoje. Kontrakce nastala následně po iniciálním kontaktu, a pokračovala přes fázi, kdy je přes pevné chodidlo přenášena hmotnost celé končetiny a těla, čímž přirozeně nemohlo dojít k plynulému a ekonomickému přenesení váhy a následnému adekvátnímu odlehčení končetiny pomocí plantárních flexorů.

Jako druhý typ poruchy byla označena nedostatečná aktivita. Pro tuto skupinu byla typická zhoršená schopnost vynaložit dostatečnou sílu pro stabilizaci a zároveň generaci pohybu. Charakteristicky byly nízké hladiny svalové aktivity patrné ve dvou a více svalových skupinách, v několika případech se aktivita zvýšila pouze ve fázi postupného zatěžování. Ve většině případů byly narušeny více distální skupiny svalů, ale nebylo to pravidlem. Schopnost lokomoce se v této skupině velmi lišila, někteří byli schopni ujít jen několik metrů, jiní zvládli i kilometry, což opět odráží rozmanitost poruch a jejich možných následků.

Poslední skupinou byli pacienti, u nichž se neobjevila nadměra stretch reflexů, ani snížená svalová aktivace. Tito jedinci naopak vykazovali nadměrné stereotypní koaktivace

několika svalových skupin. Klasická sekvence svalu v krokovém cyklu byla kompletně narušena. V některých případech se několik svalových skupin aktivovalo během konečné švihové fáze, a aktivita pak přetrvávala až do fáze stojné (Olney, Richards, 1996, pp. 136, 137).

Shiavi et al. rozlišili, zda k vyšší aktivaci dochází primárně ve stojné nebo švihové fázi. Navíc ještě klasifikaci aplikovali zvlášť na paretickou a neparetickou končetinu, aby tak byli schopni vyhodnotit zlepšení motorické kontroly během rekonvalescence. Zajímavé je, že se při prvním měření, tzn. v rané fázi po iktu (1 až 10 týdnů) objevily narušené profily svalové aktivity na paretické straně. Při druhém měření (6 až 24 měsíců po iktu) se situace změnila. Abnormální profily svalové aktivity se objevily i na zdravé, tedy neparetické straně. Nicméně není možné zjistit, zda se tak stalo následkem neurologického deficitu nebo biomechanické kompenzace (Olney, Richards, 1996, p. 140).

Všechny testované hypotézy v této diplomové práci se týkaly aktivity vybraných svalů obou dolních končetin, ve stejné míře byla hodnocena jak paretická, tak neparetická končetina. Jen velmi málo autorů informuje o aktivitě svalů nepostižené končetiny, Wortis et al. v roce 1952 provedl studii na 19 pacientech a s překvapením konstatoval, že elektromyogramy neparetické strany jsou mnohem atypičtější ve srovnání s postiženou stranou. Uvádí fakt, že amplituda svalové aktivity byla daleko vyšší v m. quadriceps femoris a jeho aktivita byla prolongována až do druhé poloviny stojné fáze. V neparetické končetině se často vyskytovala i výrazná vzruchová aktivita m. semitendinosus, což u neparetické končetiny nebylo zjištěno. V případě mm. gastocnemii byla sice aktivita zdravé končetiny vyšší, ale profil aktivity opět nebyl optimální. Tyto svaly vykazovaly výraznou aktivitu po celou dobu stojné fáze (Olney, Richards, 1996, pp. 140, 141). Při hodnocení grafů, které zachycují svalovou aktivitu z pěti krokových cyklů z 2. měření ve výsledcích této diplomové práce, jsou profily np TA výrazně lepší, tzn. více podobné profilu aktivity zdravého svalu. Ukazují na ideálnější aktivitu neparetické strany, tudíž bychom s tvrzením Wortise et al. nemohli souhlasit.

5.1.1 Časoprostorové charakteristiky

Chůze pacientů po CMP je obecně charakterizována jako pomalá a asymetrická se sníženou kadencí a velmi signifikantní inter- a intra- personální variabilitou (Olney, Richards, 1996, Wooley, 2001, in Levine, Richards, Whittle, 2012, p. 136).

Zřetelně byly odlišnosti hemiparetické chůze popsány na 10 – Meter Walking Test. Obecně tento test popisuje, že u pacientů po iktu dochází ke zkrácení délky kroku, snížení rychlosti hemiparetické končetiny ve švihové fázi, prodloužení doby jednooporové fáze na zdravé končetině a prolongace fáze dvojí opory (Wist et al, 2016, p. 114). Olney a Richards (1996, p. 137) uvádí, že existují tři rozdílné typy chůze z hlediska poměru stojné a švihové fáze. První, kdy doba stojné fáze je prodloužena jednotlivě na obou končetinách, jak postižené, tak zdravé, a stojná fáze tak zaujímá větší část celkového krokového cyklu. Druhý typ, kdy je doba stojné fáze prodloužena na zdravé končetině a zaujímá tak většinu krokového cyklu. Třetím rozdílem je stav, kdy fáze dvojí opory zabírá největší část krokového cyklu, což znamená, že pacient setrvává v této fázi většinu krokového cyklu.

Právě tyto parametry jako délka kroku, trvání švihové a stojné fáze poskytují informaci o kontrole chůze v každé fázi (Patterson et al., 2009, p. 245).

Patla et al. (in Levine, Richards, Whittle, 2012, p. 136) připouští, že přizpůsobení těchto parametrů je pro osoby s hemiparézou důležitou lokomoční strategií, která slouží k překonání překážek a udržení rovnováhy.

V 17 studiích, které hodnotily časoprostorové charakteristiky se rychlost pacientů pohybovala mezi 0,23 m/s a 0,73 m/s. V souvislosti s poklesem rychlosti dochází ke snižování kadence a zkracování kroku ve srovnání s chůzí zdravých jedinců (Olney, Richards, 1996, pp. 137).

5.1.2 Biomechanika chůze u pacientů po CMP s ohledem na jednotlivé klouby dolních končetin

Kyčelní kloub

Aktivita a síla svalů kyčelního kloubu postižené končetiny významně koreluje s rychlostí chůze. Kyčel je také kompenzačním místem pro slabost plantárních flexorů. Během švihové fáze přispívají abduktory intaktní strany k elevaci kontralaterální pánve, zatímco abduktory postižené strany přispívají k cirkumdukci. Cirkumdukce zahrnuje zdvih postižené strany k tomu, aby mohl následovat přechod do švihové fáze. Cirkumdukce je spojována s hyperextenzí v kolenním kloubu a také přepadem předonoží (Beyaert et al., 2015,

p. 343). Nicméně síla kyčelních flexorů a kolenních extenzorů paretické končetiny není jediným faktorem pro pohodlnou a rychlou chůzi (Wist et al, 2016, p. 114).

Kolenní kloub

Pohyb v kolenním kloubu u pacientů po iktu souvisí zejména s tím, jakým způsobem probíhá pohyb v kotníku a samotném chodidle, v menší míře pak záleží také na kyčli. Prolongovanou hyperextenzí dochází k velmi pomalé chůzi, která je spojena s forefoot či flatfoot iniciálním kontaktem nebo prolongovanou plantární flexí, po které následuje nedostatečný rozsah flexe v koleni ve švihové fázi. Koleno je vzhledem k působícím silám nadále udržováno v rekurvaci, hlezno je pro změnu v plantární flexi. Tento fenomén je mnohem častěji spojen se slabostí plantárních flexorů, zatímco extenzory kolene bývají oslabeny méně (Beyaert et al., 2015, p. 343).

V opačném případě, kdy pozorujeme dlouhodobě trvající flexi ve stojné fázi, obvykle nacházíme opět forefoot či flatfoot kontakt nebo dorsální flexi udržovanou po většinu stojné fáze. Následuje nekontrolované podklesnutí. Tento typ je vysvětlován slabostí extenzorů kyčle a také plantárních flexorů, zatímco extenzory kolene jsou nuceny odporovat flexi (Beyaert et al., 2015, p. 343).

Hlezno

Jedinci, kteří mají symetrické kroky, jsou schopni kompenzovat zhoršenou aktivitu plantárních flexorů zvýšením aktivace kyčelních flexorů. Dochází pak k rychlé iniciaci kompenzační flexe v kyčli, což je typickým znakem při slabosti plantárních flexorů. Jedinci, kteří delší dobu využívají tento typ chůze, běžně spoléhají na nepostiženou končetinu a její intaktní plantární flexory a extenzory kolene, které generují optimální momenty sil pro pohyb vpřed. Na zdravé straně úzce souvisí správný pohyb v kotníku s rychlostí chůze, ale na postižené straně koreluje s rychlostí pohyb v kyčli (Beyaert et al., 2015, p. 343).

Foot-drop je charakterizováno nedostatkem volní kontroly dorzální flexe v hlezenním kloubu společně s everzí v subtalárním kloubu, což vyústí v abnormální lokomoční vzor způsobený poklesem nohy. Typickými prvky této chůze jsou pak sunutí prstů po podložce, elevace nebo cirkumdukce pánve (Voight, Sinkjaer, 2000, p. 340).

5.1.3 Svalová aktivita během hemiparetické chůze

Koordinovaná svalová aktivita dolních končetin je nutností pro udržení dynamické rovnováhy, 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. Vědomé vyřazování končetiny z pohybu může následně způsobit problémy při snaze končetinu opět volně aktivovat (Beyaert et al., 2015, p. 340). Stejně tak jako u hodnocení EMG aktivity při chůzi zdravých pacientů, existuje i u jedinců po CMP značná interindividuální variabilita. Níže uvedený popis svalové aktivity proto nelze považovat za obecně platné pravidlo (Olney, Richards, 1996, pp. 139, 140).

Jednu z prvních studií, zabývajících se EMG aktivitou u pacientů po CMP provedl Hirschberg a Nathanson v roce 1952. Pomocí kožních elektrod byla snímána aktivita m. gluteus medius, m. adductor longus, m. semitendinosus, vastus lateralis, m. gastrocnemius medialis a m. tibialis anterior. Ve výsledcích tohoto měření uvádí, že hladina EMG aktivity byla snížena na paretické končetině u všech 11 změřených jedinců.

Dále ale podotkli, že svaly související s kyčelním kloubem vykazují jen malé odchylky v aktivaci v porovnání se zdravými jedinci. Měřené svaly ventrální a dorzální části stehna vykazovaly nejvyšší hladinu aktivity začínající v optimálním čase, ovšem s prolongací do konce stojné fáze (Olney, Richards, 1996, pp. 139, 140).

M. quadriceps femoris (viz Příloha 2, p. 74) se při chůzi zdravého jedince zapojuje v poměrně velkém rozsahu od postupného zatěžování až do poloviny středního stoje. Následuje pauza, která končí předšvihovou fází. V této fázi nastává poměrně strmý nárůst aktivity, zasahující až do počátečního švihu. Poté nastává útlum aktivity, která opětovně nastupuje velmi pozvolna, až ve fázi terminálního stoje.

V literatuře existuje poměrně velké množství konfliktů ohledně aktivačního vzoru samotného m. rectus femoris. Někteří autoři popisují výše popsany bifázický vzor aktivity, ale dle Perry je aktivita tohoto svalu v krokovém cyklu pouze monofázická, s aktivací v přechodu ze stojné do švihové fáze. Aktivace během předšvihové a počáteční švihové fáze je nutná pro kontrolu flexe kolena. Zvýšená aktivita m. rectus femoris v této fázi zapříčiní snížení rozsahu flexe, zatímco snížená aktivita způsobí nadměrnou nežádoucí flexi. Rychlejší chůze zvyšuje kontrolu flexe v terminální fázi stoje a počáteční švihové fázi, pravděpodobně díky zamezení nadměrné extenzi kyčle (Nene, Byrne, Hermens, 2004, pp. 1, 12).

Na obr. 10 (p. 42) jsou znázorněny profily p RF při chůzi na páse a chůzi po rovině. Zvláštní je, že v tomto případě vypadá profil p RF při chůzi na páse ideálněji než ten z chůze po rovině, protože zde lze rozpoznat nárůst aktivity v první čtvrtině krokového cyklu a opětovný nárůst v předšvihové fázi. Jelikož se ale jedná o paretickou stranu, nelze

komplexně hovořit o optimálním zapojení svalu do krokového cyklu. Například u tohoto pacienta zcela chybí postupný nárůst aktivity p RF ve fázi konečného stoje, kterou by měl v ideálním případě sval disponovat.

Další časovou abnormalitou v zapojení svalů je předčasná aktivita p GM při fázi dvojí opory (Den Otter et al., 2006, p. 12). Aktivita v m. gastrocnemius medialis zřetelně započala s iniciálním kontaktem (Olney, Richards, 1996, pp. 139, 140). Konzistentní „mimofázovou“ aktivitu zaznamenali u m. rectus femoris, m. tibialis anterior i m. soleus Pinzur a kolektiv (Olney, Richards, 1996, p. 139).

Peat et al. se zaměřili na paretickou dolní končetinu a poskytli následující shrnutí EMG aktivity u pacientů po CMP. Průměrné hodnoty EMG aktivity změřených probandů ukázaly, že se hladina všech měřených svalů zvýšila během počátečního kontaktu a vrcholila ve fázi středního stoje. Profily svalové aktivity p TA, p RF a lýtkových svalů vykazovaly vrchol ve středním stoji, ale doba nejvyšší aktivity m. semitendinosus se rozšířila od fáze počátečního až do konečného stoje. Na začátku švihové fáze se aktivita všech svalů snížila (Olney, Richards, 1996, p. 140).

Delší doba pracovní činnosti hamstringů a m. quadriceps femoris, jak u zdravé, tak paretické dolní končetiny je poměrně běžnou odchylkou hemiparetické chůze. Masivní koaktivace svalů paretické končetiny během stojné 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.

5.1.4 Chůze pacientů po CMP na chodícím páse

Přestože při porovnávání normální chůze po rovině a chůze na chodícím páse nebyly u zdravých jedinců odhaleny v komplexu výraznější rozdíly, jisté statisticky významné dílčí rozdíly chůze na páse vykazuje. Testovaní měli tendenci k větší kadenci kroků, které zároveň

zkracovali. Dalším znakem bylo vychýlení osy hlava-kyčel-kotník v sagitální rovině, které se při chůzi na páse ve srovnání s chůzí po rovině posunulo vpřed (Warabi et al., 2005, p. 343).

Owings a Grabiner (2004, p. 937) ve své studii zjišťovali variabilitu délky a šířky kroku během chůze na páse. Zjistili, že šířka kroku vykazuje signifikantně vyšší variabilitu než délka kroku, jak u mladých probandů (průměrný věk 27,7 let), tak u probandů nad 70 let (průměrný věk 73,4 roky). Uvedli také to, že časoprostorová charakteristika chůze na páse významně koreluje se zvolenou rychlostí pásu. V závěru této studie uvádí, že na základě těchto experimentů byla chůze na páse vyhodnocena jako dobře akceptovatelná reprezentace standardní chůze po rovině.

Výsledky studie, kterou provedl Laufer et al. (2001, pp. 75, 76) prokázaly, že u konkrétních parametrů je chůze na páse efektivnější než standardní chůze po rovině a může tak v reedukaci chůze nastolit pozitivní změny. Jedná se o parametry jako je délka kroku, doba stojné fáze na paretické končetině a lepší aktivita p GM. V naší studii je z grafu 2 (p. 38) patrné, že np GM vykazoval v 1. měření vyšší aktivitu při chůzi na páse, avšak statisticky není tento výsledek významný.

Z grafů 2-5 (pp. 38-39) je zřejmé, že v této studii došlo k signifikantnímu zvýšení aktivity np TA a p TA při chůzi po chodbě. Graf 4 z 2. měření (p. 39) dále ukazuje, že naopak na chodícím páse došlo ke zvýšení aktivity np RF. Tento výsledek však v našem případě opět nelze brát jako rozhodující, protože není statisticky významný.

Některé studie zabývající se hemiparetickou chůzí se domnívají, že chůze na páse může zásadně změnit způsob generace pohybu (kroku). Ačkoliv je často tvrzeno, že povrch pásu mění požadavky na chůzi, např. povrch pásu tzv. táhne dolní končetinu vzad a určuje tak rozsah extenze v kyčli, podobné hodnoty reakcí na tíhovou sílu mezi chůzí na páse a standardní chůzí po rovině jsou důkazem, že mezi těmito dvěma režimy nejsou v krokovém cyklu rozdíly (Goldberg et al., 2008, pp. 1805, 1807).

U jedinců v chronickém stádiu mozkové mrtvice, kteří před měřením neabsolvovali terapii na chodícím páse, způsobila chůze na páse téměř okamžitě zlepšení v symetrii chůze, došlo i k prodloužení stojné fáze na paretické končetině. Ve studii, kterou provedla Harris-Love (2004, p. 158) bylo potvrzeno, že tyto změny nejsou jen pasivní jevy způsobené mechanickými účinky pásu, ale jsou doprovázeny změnami v aktivaci svalů, zde konkrétně extenzorového aparátu kolene, jak paretické, tak zdravé dolní končetiny (Harris-Love et al., 2004, p. 158).

Profil svalové aktivity snímané při chůzi na páse silně souvisí s rychlostí chůze a zejména v případě patologické chůze nejsou většinou pacienti schopni dodržovat „normální“ rychlost. Hof et al. (2001, p. 78) ve studii zjistili, že EMG profily se s rychlostí mění předvídatelným způsobem.

Nene, Byrne a Hermens (2004, pp. 1, 12) dokázali, že existuje lineární vztah mezi rychlostí chůze a aktivitou m. rectus femoris během předšvihové fáze a během fáze počátečního švihy. V této studii vzrostla aktivita tohoto svalu při větších rychlostech, když se zvýšily mechanické nároky na sval.

Hesse et al. (2001, pp. 1458, 1459) uvádí, že mnohem vyšší amplituda svalové aktivity byla zaznamenána při vyšších rychlostech chodícího pásu. Vyšší rychlost v této studii znamenala rychlost 1,14 m/s oproti rychlostem 0,57 a 0,76 m/s. Ke zlepšení amplitudy došlo jak u svalů proximální, tak distální části dolní končetiny díky tomu, že pacienti zvýšili jak kadenci, tak délku kroku. Kromě toho bylo zapojení svalů v krokovém cyklu neoptimálnější při nejvyšší rychlosti. Autor připouští, že většina pacientů po CMP není schopna rychlejší chůze akceptovat, v tomto případě pak doporučuje chůzi na chodícím páse s odlehčením pacienta.

Při chůzi po rovině ve srovnání s chůzí na páse vykazovaly testované svaly vyšší aktivitu na paretické straně. Toto tvrzení se opírá právě o signifikantní rozdíl u p TA a p RF při druhém měření. Tento výsledek by spíše nasvědčoval tomu, že je pro pacienty přirozenější chůze po rovině než chůze na chodícím páse. Chůze na chodícím páse bývá novou aktivitou, se kterou se během hospitalizace pacienti setkávají.

Vzhledem k mnoha studiím, které uvádí, že se délka kroku na páse zkracuje (Stolze et al., 1997, p. 491), můžeme s tímto faktem spojit souvislost, že na chodícím páse nedochází k optimálnímu úderu paty při započetí krokového cyklu. Nedostatečný „heel strike“ může být důvodem, proč se na chodícím páse neadekvátně aktivuje m. tibialis anterior, ať už np TA, tak p TA. Otázkou proto zůstává, zda je optimální volit jako prvek terapie chůzi na páse s cílem facilitace svalové funkce tohoto svalu u jedinců, u kterých nacházíme vlivem jeho neoptimální funkce nedostatečnou dorzální flexi a tzv. drop-foot (osobní sdělení prof. Jim Richards).

Ač byla doposud posuzována svalová aktivita ve smyslu zvýšení/snížení mezi chůzí na páse a po rovině, ve výsledcích jsou uvedeny grafy, které znázorňují profil svalové aktivity signifikantně významných svalů během pěti krokových cyklů při chůzi na páse a chůzi po rovině.

Optimální zapojení svalu m. tibialis anterior probíhá v krokovém cyklu tak, jak názorně ukazuje obrázek v Příloze 2 (p. 74). Zdravý m. tibialis anterior vykazuje nejvyšší aktivitu od počátku do cca 20% krokového cyklu. Během středního a konečného stoje je jeho práce minimální a opět nabírá na síle od poloviny předšvihové fáze, kdy jeho křivka nejprve vzrůstá, ve fázi střední švihové fáze klesne, aby následně v konečné švihové fázi opět vzrostla a bylo tak zajištěno optimální postavení chodidla pro další krok.

V grafu na obrázku 6 (p. 40) je znázorněno srovnání profilů svalové aktivity np TA při chůzi na páse a po rovině v 1. měření. Mezi chůzemi nelze odečíst z grafů významný rozdíl, v obou případech se zapojoval np TA podobným způsobem.

Podobný výsledek nacházíme v 1. měření u p TA. Mezi mechanismy chůze nelze nalézt extrémní rozdíl, avšak pokud srovnáme profily mezi paretickou/neparetickou stranou, vidíme zcela evidentně nižší aktivitu paretické strany, a to u obou typů chůze.

Toto tvrzení koresponduje s výsledkem studie, která tvrdí, že elektromyografická aktivita svalů paretické strany je obecně nižší než aktivita na neparetické straně (Olney, Richards, 1996, p. 137).

Obnova z drop-foot na heel strike během rehabilitace je u pacientů po CMP ekvivalentní s průběhem při ontogenezi u dozrávání modelu chůze batolat. Hallemans et al. uvedli, že heel strike byl u batolat zřejmý po 22 týdnech samostatné chůze, přičemž pozoroval vývoj od plantigrádního typu chůze k vyspělejšímu úderu paty při započetí krokového cyklu (Kaczmarczyk et al., 2012, p. 216).

5.2 Vztah mezi poškozením CNS a poruchou chůze

Odchytky v chůzi (kromě individuálních rozdílů) závisí na závažnosti a lokalitě mozkového infarktu, rychlosti lékařské intervence, ale následně také na kvalitě rehabilitace (Higginson et al., 2006, p. 1769). Taktéž míra obnovy motorických funkcí a konečný motorický deficit je velmi individuální záležitostí. Některé motorické funkce se obnovují bez problému v krátkém časovém horizontu, některé se naopak neobnoví vůbec a zůstanou tak permanentním deficitem (Chen et al., 2000, p. 447).

Mnoho studií zkoumalo asociace mezi obnovou motorické kontroly a nejpříznivějšími faktory, které měly v rámci rehabilitace vliv na zlepšení. Nicméně žádný z autorů těchto studií se nepokusil identifikovat jakoukoliv vazbu mezi parametry z CT vyšetření a identifikovanými vzory chůze u pacientů po mozkové mrtvici (Kaczmarczyk et al., 2012, p. 214).

Rehabilitační přístupy po CMP by mohly být účinnější, pokud by byly přizpůsobeny individuálním pacientům vzhledem k jejich zachovalým anatomickým a fyziologickým možnostem. Rozvoj této strategie však nejprve vyžaduje právě identifikaci strukturálních a funkčních souvislostí, které jsou následně propojeny s klinickým stavem pacienta (Jayaram et al., 2012, pp. 2422-2423).

Ač je hemiparetická chůze jasně popsána, existují různé varianty a rozdíly v této patologické chůzi. Neurofyziologický podklad mají tyto lokomoční poruchy právě ve změnách mozku, které nastávají následkem mozkové mrtvice. Klinické důkazy naznačují, že místo poškození sensorimotorického kortexu ovlivňuje výsledný obraz motorického deficitu (Kaczmarczyk et al., 2012, p. 214, Chen et al., 2000, p. 447).

I v této studii byli zúčastněni pacienti s rozdílným místem léze, což mohlo předpovídat také rozdíly v jejich zachovaném lokomočním stereotypu. Celkem devatenáct pacientů prodělalo CMP v povodí ACM, jeden pacient v povodí ACA, jeden v oblasti pontu a poslední prodělal hemoragickou CMP v oblasti bazálních ganglií. Několik studií naznačuje, že parametry lézí korelují s konečným obrazem motorického deficitu (Patterson et al., 2009, p. 241), avšak jiní nenalezli žádnou takovou spojitost (Kaczmarczyk et al., 2012, p. 214).

Některé studie podobně jako Chen et al. (2000, p. 451) ukazují, že zotavení a výsledný funkční obraz pacienta korelují s profilem mozkové léze. Chen et al. v rámci své studie posuzoval umístění a velikost léze vzhledem k funkčním následkům, zatímco jiné studie nenalezly žádnou významnou korelaci. Důvodem však mohlo být posuzování pouze

jednotlivých parametrů léze, nikoliv více parametrů dohromady, které je nutné brát v potaz jako celek (Kaczmarczyk et al., 2012, p. 214). Navíc se většina studií zaměřuje spíše na nalezení vztahu mezi parametry léze a obnovením motoriky obecně, než mezi parametry léze a charakteristickými patologiemi chůze (Kaczmarczyk et al., 2012, p. 214).

Některé studie jako například ta, kterou provedl Jayaram et al. (2012, p. 2423) tvrdí, že vztah mezi mírou poškození kortikospinálního traktu a poškozením chůze zůstává nejasný, proto doposud nemáme studie, které by propojily lokalizaci léze s typickou poruchou chůze.

Jedinou takovou studii provedli Giroud a Dumas (1995, p. 240), kteří se zabývali infarktem vzniklým v povodí ACA, konkrétně zkoumali případy poškození corpus callosum. Skupina pacientů, která trpěla poruchami chůze měla poškozenou anteriorní část corpus callosum. U těchto pacientů se objevil specifický obraz, který nebyl vůbec podobný hemiparetické chůzi. Chůze probíhala o široké bazi s krátkými „šouravými“ kroky a zmrazením na konci pohybu. Tento typ chůze byl nápadně podobný parkinsonské chůzi. Navíc také nedocházelo k synkinéze horních končetin.

5.3 Východiska pro praxi

Konkrétní mechanismus, kterým chodící pás pozitivně ovlivňuje chůzi pacientů po CMP zůstává nejasný. Existují náznaky, že pozitivní účinek může být důsledkem facilitace generátorů lokomoce. Termín se vztahuje k neurální síti, složené z neuronů v různých částech CNS schopné produkovat rytmické pohybové vzory bez nutnosti smyslové nebo centrální aferentace (Duysens, Van de Crommert, 1998, pp. 131, 132).

Tato aktivace vyžaduje neporušené retikulospinální motorické dráhy ve ventrální části míchy, což je podmínka, kterou hemiparetičtí pacienti splňují. Druhé možné vysvětlení pozitivních změn vyvolaných chodícím pásem může souviset s kinematickými charakteristikami souvisejícími s délkou kroku popsanými viz výše (Laufer et al., 2001, p. 76).

Velmi dobrý dopad má trénink na chodícím páse na zvýšení rychlosti chůze. Fyzioterapeutka Louise Rutz-LaPitz tvrdí, že pro zvýšení rychlosti a zvýšení kardiovaskulární adaptability je chodící pás ideálním pomocníkem (osobní sdělení Louise Rutz-LaPitz).

Randomizovaná studie, kterou provedl Luft et al. (2008, p. 3347) ukazuje, že chůze na chodícím páse obnovuje neurální obvody ve středním mozku a cerebellu, stejně jako ve frontálních, temporálních a parietálních kortikálních oblastech. Subkortikální nábor byl spojen s nárůstem rychlosti běžícího pásu. Pozorované změny v regionální aktivizaci mozku naznačují, že existují předpokládané neuroplastické mechanismy, kterými chůze na páse obnovuje pohybovou kapacitu a funkční schopnosti chůze pacientů po CMP.

Laufer et al. (2001, pp. 75, 76) uvádí, že trénink lokomoce pomocí chodícího pásu je realizovatelný a je dobře tolerován i u pacientů v časných stádiích po iktu.

Na základě studií na zvířatech a rostoucích klinických důkazů, že repetitivní trénink může významně podpořit neuroplasticitu, se ukázalo, že trénink na chodícím páse je strategií, která pomáhá podpořit obnovu lokomoce u pacientů po mrtvici (Macko et al., 2005, p. 2206). Studie, kterou uskutečnil Macko et al. (2005, pp. 2207, 2210) měla jasný cíl, a to srovnání konvenční terapie se specializovanou terapií na chodícím páse z hlediska kardiovaskulární adaptability a zlepšení funkční mobility u pacientů v chronickém stádiu po CMP. Tato studie potvrdila, že chůze na chodícím páse je výhodnější volbou oproti konvenční terapii, protože prokazatelně zlepšuje lokomoční mobilitu a kardiovaskulární adaptabilitu pacienta.

5.4 Limity studie

Jedním z limitů byla nestejná diagnóza u pacientů zúčastněných na studii. V této studii prodělalo celkem devatenáct pacientů CMP v povodí ACM, jeden pacient v povodí ACA, jeden v oblasti pontu a poslední prodělal hemoragickou CMP v oblasti bazálních ganglií. Předěšlé studie, které se zabývaly podobným tématem vždy uváděly homogenitu v rámci diagnózy.

Dalším limitem mohla být krátká doba seznámení pacienta s chodícím pásem zejména při 1. měření. Pacienti neměli dostatečný čas pro nácvik chůze na páse, některým to ani neumožnil jejich zdravotní stav. Schellenbach et al. (2010, pp. 298, 299) uvádí, že pro adaptaci chůze na chodícím páse je ideální u zdravých jedinců přinejmenším dvacetiminutová chůze, aby se pohybové vzory co nejvíce přiblížily skutečné chůzi po rovině.

Kromě toho, někteří pacienti využívali při měření na páse madla, a chůzi po chodbě zvládli samostatně, což může pozměnit stereotyp chůze na páse a v rámci porovnávání mechanismu chůze na páse a po rovině zvýraznit jisté rozdíly. Jeden pacient byl při 1. měření na chodícím páse odlehčen pomocí vesty, v souvislosti s tím mohl být jeho stereotyp chůze na páse pozměněn.

Co se týká výzkumné metody – pro snímání svalové aktivity byla využita polyEMG, kdy byly elektrody na svaly umísťovány podle subjektivního palpačního vjemu při volní izometrické kontrakci. Vzhledem k věku a přidruženým chorobám pacientů bylo u některých nutné lehce pozměnit umístění elektrody, např. z důvodu drobných kožních afekcí či varixů. Z tohoto důvodu se nedá s jistotou tvrdit, že nalepení elektrod u všech přesně odpovídalo požadovanému místu nalepení na daném svalu tak, aby se co nejlépe projevila jeho aktivita. Nemůžeme vyloučit ani přenos signálu z jiných svalů, či rušivé artefakty, které mohly vzniknout jiným elektronickým zařízením v okolí místa měření. Další komplikací bylo horší snímání EMG aktivity ve chvíli, kdy se pacient při chůzi po nemocniční chodbě přiblížil k nejbližšímu místu.

6 Závěr

Cílem této diplomové práce bylo zhodnotit rozdíl mechanismu chůze na chodícím páse a chůze po rovině z hlediska svalové aktivity u pacientů po CMP.

Statisticky významné výsledky byly nalezeny v obou měřeních na obou končetinách. V 1. měření se statisticky zvýšila aktivita np TA i p TA při chůzi po rovině.

Při 2. měření byly naměřeny statisticky významná zvýšení aktivity opět u np TA, p TA, ale i u p RF, a to znovu při chůzi po rovině.

Z výsledků této diplomové práce vyplývá, že mechanismus chůze na chodícím páse a chůze po rovině se z pohledu svalové aktivity u pacientů po CMP lišil, přičemž mechanismus chůze po rovině vykazoval vyšší aktivitu než mechanismus chůze na páse.

S odkazem na tyto výsledky můžeme shrnout, že statisticky vyšší aktivita nastala vždy při chůzi po rovině, s ohledem na 2. měření můžeme říci, že vyšší aktivitu vykazují při chůzi po rovině svaly paretické strany. Tento výsledek přisuzujeme větší přirozenosti chůze po rovině, protože chodící pás bývá zpravidla novou aktivitou, se kterou se pacienti během rehabilitační péče setkávají poprvé.

Ačkoliv naše studie přímo nepotvrdila optimální facilitaci testovaných svalů při chůzi na chodícím páse oproti chůzi po rovině, chodící pás je velkým přínosem pro terapii z několika dalších hledisek. Nejvýznamnějším aspektem zůstává facilitace chůze ve vertikále se simulací fyziologického mechanismu chůze. Nabízí velkou variabilitu lokomočního tréninku s pravidlem „opakování bez opakování“. Pomocí přídatných zařízení, jako je závěsná vesta či madla umožňuje postupné zvyšování nároků na posturální kontrolu i kardiovaskulární adaptabilitu. Ačkoliv některé studie upozorňují na časoprostorové i biomechanické odchylky, které může chůze na páse vyvolávat, většina studií, které byly zpracovány, označuje chůzi na páse jako plnohodnotný prostředek pro obnovení optimálního krokového cyklu. Tyto argumenty jsou dobrým důvodem chůzi na chodícím páse u pacientů po CMP do rehabilitační péče zařadit.

Pro další práci lze navrhnout úpravu rychlosti chodícího pásu, tzn. určit rychlost, kterou budou všichni měření pacienti na páse využívat. Další variantou ke zvážení je hodnocení svalové aktivity na chodícím páse s odlehčením pacienta, zda se svalová aktivita nebude při chůzi na páse při usnadnění podmínek jevit pro pacienty po CMP efektivněji. V rámci chůze po rovině by bylo vhodné umístit měřící jednotku polyEMG tak, aby vlivem delší vzdálenosti pacienta (a elektrod) od této jednotky nedošlo ke zhoršenému snímání svalové aktivity.

Referenční seznam

ADA, L., DEAN, M. C., HALL, J. M., BAMPTON, J., CRAMPTON, S. 2003. A Treadmill and Overground Walking Program Improves Walking in Persons Residing in the Community After Stroke: A Placebo-Controlled, Randomized Trial. *Arch Phys Med Rehabil* [online]. 84(10), 1486-1491, [cit. 2018-02-20]. ISSN 00039993. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14586916>.

ADKINS, D. L., BOYCHUK, J., REMPLE, M. S., KLEIM, J. A. 2006. Motor training induces experience-specific patterns of plasticity across motor cortex and spinal cord. *Journal of Applied Physiology* [online]. 101, 1776-1782, [cit. 2017-12-10]. ISSN: 8750-7587. Dostupné z: http://www.physiology.org/doi/abs/10.1152/japplphysiol.00515.2006?url_ver=Z39.88-2003&rfr_id=ori:rid:crossref.org&rfr_dat=cr_pub%3dpubmed.

ALTON, F., BALDEY, L., CAPLAN, S., MORRISSEY, M. C. 1998. A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Clinical Biomechanics* [online]. 13(6), 434-440, [cit. 2017-12-16]. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003398000126>.

AMBLER, Z., BEDNAŘÍK, J., RŮŽIČKA, E. 2008. *Klinická neurologie*. (2. vyd.). Praha: Triton. ISBN 978-80-7387-157-4.

BAKER, J. M. 2017. Gait Disorders. *The American Journal of Medicine*[online]. vol., no. not available [cit. 2018-04-30]. ISSN 00029343. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0002934317312950>.

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* [online]. 8(1), 66-, [cit. 2017-02-06]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: <http://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/1743-0003-8-66>.

- BEYAERT, C., VASA, R., FRYKBERG, G., E. 2015. Gait post-stroke: Pathophysiology and rehabilitation strategies. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology* [online]. 45, (4-5), 335-355, [cit. 2017-02-13]. ISSN 09877053. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0987705315000696>.
- BYRNE, C.A., O'KEEFFE, D. T., DONNELLY, A. E., LYONS, G. M. 2007. Effect of walking speed changes on tibialis anterior EMG during healthy gait for FES envelope design in drop foot correction. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 17(5), 605-616, [cit. 2018-02-23]. ISSN 10506411. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1050641106000873>.
- CARRERA, E., TONONI, G. 2014. Diaschisis: past, present, future. *Brain* [online]. 137(9), 2408-2422, [cit. 2017-12-02]. ISSN 1460-2156. Dostupné z: <https://academic.oup.com/brain/article-lookup/doi/10.1093/brain/awu101>.
- DEN OTTER, A. R., GEURTS, A. C. H., MULDER, T., DUYSSENS, J. 2004. Speed related changes in muscle activity from normal to very slow walking speeds. *Gait & Posture* [online]. 19(3), 270-278, [cit. 2017-12-16]. ISSN 09666362. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636203000717>.
- DEN OTTER, A. R., GEURTS, A., MULDER, T., DUYSSENS, J. 2006. Gait recovery is not associated with changes in the temporal patterning of muscle activity during treadmill walking in patients with post-stroke hemiparesis. *Clinical Neurophysiology* [online]. 117(1), 4-15, [cit. 2017-10-16]. ISSN 13882457. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1388245705003469>.
- DOBKIN, B. H. 2005. Rehabilitation after Stroke. *New England Journal of Medicine* [online]. 352(16), 1677-1684, [cit. 2018-02-24]. ISSN 0028-4793. Dostupné z: <http://www.nejm.org/doi/abs/10.1056/NEJMcp043511>.
- DUYSSENS, J., VAN DE CROMMERT, H. W. A. A. 1998. Neural control of locomotion; Part 1: The central pattern generator from cats to humans. *Gait & Posture* [online]. 7(2), 131-141, [cit. 2018-04-30]. DOI: 10.1016/S0966-6362(97)00042-8. ISSN 09666362. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636297000428>.

ENOKA, R. M. 2008. *Neuromechanics of Human Movement*. (4th ed.). Champaign (USA): Human Kinetics. ISBN 978-0-7360-6679-2.

ENG, J., TANG, J. P. 2007. Gait training strategies to optimize walking ability in people with stroke: a synthesis of the evidence. *Expert Review of Neurotherapeutics* [online]. 7(10), 1417-1436, [cit. 2018-04-10]. ISSN 1473-7175. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1586/14737175.7.10.1417>.

FARINA, D. 2004. The extraction of neural strategies from the surface EMG. *Journal of Applied Physiology* [online]. 96(4), 1486-1495, [cit. 2017-12-16]. ISSN 8750-7587. Dostupné z: <http://jap.physiology.org/cgi/doi/10.1152/japplphysiol.01070.2003>.

FUNG, J., RICHARDS, C. L., MALOUIN, F., MCFADYEN, B. J., LAMONTAGNE, A. 2006. A Treadmill and Motion Coupled Virtual Reality System for Gait Training Post-Stroke. *CyberPsychology & Behavior* [online]. 9(2), 157-162, [cit. 2018-02-23]. ISSN 1094-9313. Dostupné z: <http://www.liebertonline.com/doi/abs/10.1089/cpb.2006.9.157>.

GIROUD, M., DUMAS, R. 1995. Clinical and topographical range of callosal infarction: a clinical and radiological correlation study. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* [online]. 59(3), 238-242, [cit. 2018-04-30]. ISSN 0022-3050. Dostupné z: <http://jnnp.bmj.com/cgi/doi/10.1136/jnnp.59.3.238>.

GOLDBERG, E. J., KAUTZ, S. A., NEPTUNE, R. R. 2008. Can treadmill walking be used to assess propulsion generation? *Journal of Biomechanics* [online]. 41(8), 1805-1808, [cit. 2017-12-16]. ISSN 00219290. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S002192900800122X>

HARCOURT-SMITH, W. H. E. 2010. The First Hominins and the Origins of Bipedalism. *Evolution: Education and Outreach* [online]. 3(3), 333-340, [cit. 2018-04-30]. DOI: 10.1007/s12052-010-0257-6. ISSN 1936-6426. Dostupné z: <http://evolution-outreach.springeropen.com/articles/10.1007/s12052-010-0257-6>.

HARKEMA, J., BEHRAM, A. L., BARBEAU, H. 2011. *Locomotor Training: principles and practise*. Oxford: New York. ISBN 978-0-19-534208-6.

HARRIS-LOVE, M. L., MACKO, R. F., WHITALL, J., FORRESTER, L. W. 2016. Improved Hemiparetic Muscle Activation in Treadmill versus Overground Walking. *Neurorehabilitation and Neural Repair*[online]. 18(3), 154-160, [cit. 2017-12-16]. ISSN 1545-9683. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0888439004267678>.

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* [online]. 82(11), 1547-1550, [cit. 2018-04-30]. ISSN 00039993. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999301721272>.

HIGGINSON, J. S., ZAJAC, F. E., NEPTUNE, R. R., KAUTZ, S. A., DELP, S. L. 2006. Muscle contributions to support during gait in an individual with post-stroke hemiparesis. *Journal of Biomechanics* [online]. 39(10), 1769-1777, [cit. 2018-04-15]. ISSN 00219290. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S002192900500268X>.

HOF, A. L., ELZINGA, H., GRIMMIUS, W., HALBERTSMA, J. P. K. 2001. Speed dependence of averaged EMG profiles in walking. *Gait and Posture* [online]. 16, 78-86, [cit. 2017-12-05]. Dostupné z: [http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362\(01\)00206-5/pdf](http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362(01)00206-5/pdf).

HOLDEN, K. M., 2005. Virtual Environments for Motor Rehabilitation: Review. *CyberPsychology & Behavior*. 8(3), pp. 187-211.

HOLLMAN, J. H., WATKINS, M. K., IMHOFF, A. C., BRAUN, C. E., AKERVIK, K. A., NESS, D. K. 2016. A comparison of variability in spatiotemporal gait parameters between treadmill and overground walking conditions. *Gait & Posture* [online]. 43, 204-209, [cit. 2018-04-15]. ISSN 09666362. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636215008929>.

<https://image.slidesharecdn.com/post-strokedepression-110117162107-phpapp01/95/post-stroke-depression-12-728.jpg?cb=1295281440>

CHEN, CH. L., TANG, F. T., CHEN, H. CH., CHUNG, CH. Y., WONG, M. K. 2000. Brain lesion size and location: Effects on motor recovery and functional outcome in stroke patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 81(4), 447-452, [cit. 2018-04-30]. ISSN 00039993. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999300371982>.

CHIU, M. C., WANG, M. J. 2007. The effect of gait speed and gender on perceived exertion, muscle activity, joint motion of lower extremity, ground reaction force and heart rate during normal walking. *Gait & Posture* [online]. 25(3), 385-392, [cit. 2017-12-16]. ISSN 09666362. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636206000993>.

CHIU, M. CH., WANG, M. J. 2007. The effect of gait speed and gender on perceived exertion, muscle activity, joint motion of lower extremity, ground reaction force and heart rate during normal walking. *Gait & Posture* [online]. 25(3), 385-392, [cit. 2018-04-30]. ISSN 09666362. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636206000993>.

IVANENKO, Y. P., POPPELE, R. E., LACQUANITI, F. 2004. Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion. *The Journal of Physiology* [online]. 556(1), 267-282, [cit. 2017-11-23]. ISSN 00223751. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1113/jphysiol.2003.057174>.

JANG, S. H., KWON, H. G. 2016. Delayed gait recovery with recovery of an injured corticoreticulospinal tract in a chronic hemiparetic patient. *Medicine* [online]. 95(46), e5277-, [cit. 2017-11-01]. ISSN 0025-7974. Dostupné z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00005792-201611150-00023>.

JANURA, M., VAŘEKA, I., LEHNERT, M., SVOBODA, Z. et al. 2012. *Metody biomechanické analýzy pohybu*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-3261-8.

JAYARAM, G., STAGG, C. J., ESSER, P., KISCHKA, U., STINEAR, J., JOHANSEN-BERG, H. 2012. Relationships between functional and structural corticospinal tract integrity and walking post stroke. *Clinical Neurophysiology* [online]. 123(12), 2422-2428, [cit. 2017-11-25]. ISSN 13882457. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1388245712003367>.

JOHANSSON, B. B. 2000. Brain Plasticity and Stroke Rehabilitation: The Willis Lecture. *Stroke* [online]. 31(1), 223-230, [cit. 2017-12-16]. ISSN 0039-2499. Dostupné z: <http://stroke.ahajournals.org/cgi/doi/10.1161/01.STR.31.1.223>.

KACZMARCZYK, K., WIT, A., KRAWCZYK, M., ZABORSKI, J., GAJEWSKI, J. 2012. Associations between gait patterns, brain lesion factors and functional recovery in stroke patients. *Gait & Posture* [online]. 2012, 35(2), 214-217, [cit. 2018-04-30]. ISSN 09666362. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636211002931>.

KHADEMI-KALANTARI, K., RAHIMI, F., HOSSEINI, S. M., BAGHBAN, A. A., JABERZADEH, S. 2017. Lower limb muscular activity during walking at different speeds: Over-ground versus treadmill walking. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [online]. 21(3), 605-611, [cit. 2018-04-15]. ISSN 13608592. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1360859216301991>.

KIM, A., KAGAN, A., MENON, A., TEASELL, R., BHOGAL, S., FOLEY, N., SPEECHLEY, M., HELLINGS, C., KORNER-BITENSKY, N., HUBERT, G. 2010. Body Weight Supported Treadmill Training. *Strokeengine.ca* [online] 23.11.2010 Ottawa, [cit. 2018-02-23]. Dostupné z: <https://www.strokeengine.ca/intervention/body-weight-supported-treadmill-training/>.

KITAGO, T., KRAKAUER, J.W. 2013. Motor learning principles for neurorehabilitation. *Handbook of Clinical Neurology* [online]. 110, 93-103, [cit. 2017-12-10]. ISBN: 978-0-444-52901-5. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780444529015000083?via%3Dihub>.

KLEIM, J. A., JONES, T. A. 2008. Principles of experience-dependent neural plasticity: implications for rehabilitation after brain damage. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research* [online]. 51, 225-239, [cit. 2017-12-10]. ISSN: 1092-4388. Dostupné z: <https://jslhr.pubs.asha.org/article.aspx?articleid=1773394>.

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

KOLB, B., WHISHAW, I.Q. 2000. Brain Plasticity and Behavior. *Annual Review of Psychology* [online]. 49(1), 43-64, [cit. 2017-12-01]. Dostupné z: <http://www.annualreviews.org/doi/pdf/10.1146/annurev.psych.49.1.43>.

KORČÁKOVÁ, I. 2015. *Analýza chůze pomocí EMG signálů*. Brno, 2015. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství.

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

LAMBERT, A. 2011. Post stroke depression. In *slideshare.net* [online] 17.1. 2011. [cit. 2018-02-23]. Dostupné z: <https://www.slideshare.net/RachelLambert1/post-stroke-depression-6605205>.

LATASH, M. L. 1998. *Neurophysiological basis of movement*. Champaign, IL: Human Kinetics. ISBN isbn0-88011-756-7.

LAUFER, Y., DICKSTEIN, R., CHEFEZ, Y., MARCOVITZ, E. 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* [online]. 38(1), 69-78, [cit. 2017-02-13].

LEE, S. J., HIDLER, J. 2008. Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals. *Journal of Applied Physiology* [online]. 104(3), 747-755, [cit. 2017-12-16]. ISSN 8750-7587. Dostupné z: <http://jap.physiology.org/cgi/doi/10.1152/jappphysiol.01380.2006>.

LEVINE, D., RICHARDS, J., WHITTLE, M. 2012. *Whittle's gait analysis*. (5th ed.). New York: Churchill Livingstone/Elsevier, ISBN 978-0-7020-4265-2.

- LUFT, A. R., MACKO, R. F., FORRESTER, L. W. et al. 2008. Treadmill Exercise Activates Subcortical Neural Networks and Improves Walking After Stroke: A Randomized Controlled Trial. *Stroke* [online]. 39(12), 3341-3350, [cit. 2018-04-30]. ISSN 0039-2499. Dostupné z: <http://stroke.ahajournals.org/cgi/doi/10.1161/STROKEAHA.108.527531>.
- MACKO, R. F., IVEY, F. M., FORRESTER, L. W., HANLEY, D., SORKIN, J. D., KATZEL, L. I., SILVER, K. H., GOLDBERG, A. P. 2005. Treadmill Exercise Rehabilitation Improves Ambulatory Function and Cardiovascular Fitness in Patients With Chronic Stroke: A Randomized, Controlled Trial. *Stroke*. [online]. 36 (10), 2206-2211, [cit. 2018-03-12]. ISSN 0039-2499. Dostupné z: <http://stroke.ahajournals.org/content/36/10/2206.short>.
- MULDER T., HOCHSTENBACH J. 2001. Adaptability and flexibility of the human motor system: implications for neurological rehabilitation. *Neural plasticity* [online]. 8, 131-140, [cit. 2017-12-05]. ISSN: 2090-5904. Dostupné z: <https://www.hindawi.com/journals/np/2001/704509/abs/>.
- MURRAY, M. P., SPURR, G. B., SEPIC, S. B., GARDNER, G. M., MOLLINGER, L. A. 1985. Treadmill vs. floor walking: kinematics, electromyogram, and heart rate. *Journal of Applied Physiology* [online]. 59(1), 87-91, [cit. 2018-04-15]. ISSN 8750-7587. Dostupné z: <http://www.physiology.org/doi/10.1152/jappl.1985.59.1.87>.
- NENE, A., BYRNE, C., HERMENS, H. 2004. Is rectus femoris really a part of quadriceps? *Gait & Posture* [online]. 20(1), 1-13, [cit. 2018-02-17]. ISSN 09666362. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636203000742>.
- NGUYEN, D. K., BOTEZ, M. I. 1998. Diaschisis and Neurobehavior. *Canadian Journal of Neurological Sciences / Journal Canadien des Sciences Neurologiques* [online]. 25(01), 5-12, [cit. 2017-12-02]. ISSN 0317-1671. Dostupné z: http://www.journals.cambridge.org/abstract_S0317167100033424.
- OLNEY, S. J., RICHARDS, C. 1996. Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. *Gait & Posture* [online]. 4(2), 136-148, [cit. 2018-03-15]. ISSN 09666362. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0966636296010636>.

OWINGS, T. M., GRABINER, M. D. 2004. Step width variability, but not step length variability or step time variability, discriminates gait of healthy young and older adults during treadmill locomotion. *Journal of Biomechanics* [online]. 37(6), 935-938, [cit. 2018-04-30]. ISSN 00219290. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929003004238>.

PATTERSON, K. K., GAGE, W. H., BROOKS, D., BLACK, S. E., MCILROY, W. E. 2010. Evaluation of gait symmetry after stroke: A comparison of current methods and recommendations for standardization. *Gait & Posture* [online]. 31(2), 241-246, [cit. 2017-10-16]. ISSN 09666362. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636209006493>.

PERRY, J., BURNFIELD, J.M. 2010. *Gait analysis: normal and pathological function*. (2nd ed.). Thorofare, NJ: SLACK. ISBN 978-1-55642-766-4.

REGNAUX, J., ROBERSTON, J., SMAIL, D., DANIEL, O., BUSSEL, B. 2006. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*[online]. 3(1), 19-, [cit. 2018-05-01]. ISSN 17430003. Dostupné z: <http://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/1743-0003-3-19>

RIJNTJES, M., WEILLER, C. 2002. Recovery of motor and language abilities after stroke: the contribution of functional imaging. *Progress in Neurobiology* [online]. 66, 109-122, [cit. 2017-11-27]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0301008201000272?via%3Dihub>.

RILEY, P. O., PAOLINI, G., DELLA CROCE, U., PAYLO, K. W., KERRIGAN, D. C. 2006. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait & Posture* [online]. 26(1), 17-24, [cit. 2018-04-15]. ISSN 09666362. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636206001457>.

RODGERS, M. M. 1995. Dynamic Foot Biomechanics. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 21(6), 306-316, [cit. 2018-02-23]. Dostupné z: <https://www.jospt.org/doi/abs/10.2519/jospt.1995.21.6.306>.

ROSE, J., GAMBLE, J. G. 2006. *Human walking*. 3. ed. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 2006, pp. 273. ISBN 13: 978-0-7817-5954-0.

Sensor Design and User Guidelines. *Delsys: Wearable sensors for movement sciences* [online]. Massachusetts [cit. 2017-12-17]. Dostupné z: <http://www.delsys.com/altec/>.

SCHELLENBACH, M., LÖVDÉN, M., VERREL, J., KRÜGER, A., LINDENBERGER, U. 2010. Adult age differences in familiarization to treadmill walking within virtual environments. *Gait & Posture* [online]. 31(3), 295-299, [cit. 2018-05-02]. ISSN 09666362. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636209006602>.

SIVAKUMARAN, S., SCHINKEL-IVY, A., MASANI, K., MANSFIELD, A. 2017. Relationship between margin of stability and deviations in spatiotemporal gait features in healthy young adults. *Human Movement Science* [online]. [cit. 2017-11-15]. ISSN 01679457. Dostupné z: [doi:10.1016/j.humov.2017.09.014](https://doi.org/10.1016/j.humov.2017.09.014).

SOVOVÁ, E., ZAPLETALOVÁ, B., CIPRYANOVÁ, H. 2008. *100+1 otázek a odpovědí o chůzi, nejen nordické: chůze pro začátečníky i pokročilé, prevence mnoha onemocnění, slavné osobnosti a chůze*. Praha: Grada. ISBN 9788024722801.

STOLZE, H., KUHTZ-BUSCHBECK, J. P., MONDWURF, C., BOCZEK-FUNCKE, A., JÖHNK, K., DEUSCHL, G., ILLERT, M. 1997. Gait analysis during treadmill and overground locomotion in children and adults. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control* [online]. 105(6), 490-497, [cit. 2018-04-30]. ISSN 0924980X. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0924980X97000556>.

THOMPSON, D. M. 2001. Muscle activity during the gait cycle. In <http://ouhsc.edu> [online] 19.4. [cit. 21.2.2018] Dostupné z: <http://ouhsc.edu/bserdac/dthompsoweb/gait/kinetics/mmactsum.htm>.

UNGERLEIDER, L. 2002. Imaging Brain Plasticity during Motor Skill Learning. *Neurobiology of Learning and Memory* [online]. 78(3), 553-564, [cit. 2017-11-28]. ISSN 10747427. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1074742702940918>.

VAN OOIJEN, M. W., HEEREN, A., SMULDERS, K., GEURTS, A. C. H., JANSSEN, T. W. J., BEEK, P. J., WEERDESTeyN, V., ROERDINK, M. 2015. Improved gait adjustments after gait adaptability training are associated with reduced attentional demands in persons with stroke. *Experimental Brain Research* [online]. 233(3), 1007-1018, [cit. 2018-02-23]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00221-014-4175-7>.

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

VISINTIN, M., BARBEAU, H., KORNER-BITENSKY, N., MAYO, N., E. 1998. A New Approach to Retrain Gait in Stroke Patients Through Body Weight Support and Treadmill Stimulation. *Stroke* [online]. 29(6), 1122-1128, [cit. 2017-02-13]. ISSN 0039-2499. Dostupné z: <http://stroke.ahajournals.org/cgi/doi/10.1161/01.STR.29.6.1122>.

VOIGT, M., SINKJAER, T. 2000. Kinematic and kinetic analysis of the walking pattern in hemiplegic patients with foot-drop using a peroneal nerve stimulator. *Clinical Biomechanics* [online]. 15(5), 340-351, [cit. 2017-12-16]. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003399000820>.

WARABI, T., KATO, M., KIRIYAMA, K., YOSHIDA, T., KOBAYASHI, N. 2005. Treadmill walking and overground walking of human subjects compared by recording sole-floor reaction force. *Neuroscience Research* [online]. 53(3), 343-348, [cit. 2018-04-30]. ISSN 01680102. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0168010205002294>.

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

WIST, S., CLIVAZ, J., SATTELMAYER, M. 2016. Muscle strengthening for hemiparesis after stroke: A meta-analysis. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* [online]. 59(2), 114-124, [cit. 2017-02-13]. ISSN 18770657. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S187706571600035X>.

Seznam zkratk

tzv.	tak zvaný
tj.	to je
např.	například
p.	strana
pp.	strany
CMP	cévní mozková příhoda
m.	musculus
ACC	akcelerometr
EMG	elektromyografický
polyEMG	povrchová elektromyografie
sin.	vlevo
dx.	vpravo
CNS	centrální nervový systém
resp.	respektive
np	neparetický
p	paretický
TA	tibialis anterior
GM	gastrocnemius medialis
RF	rectus femoris
BF	biceps femoris
CT	výpočetní tomografie

Seznam obrázků a tabulek

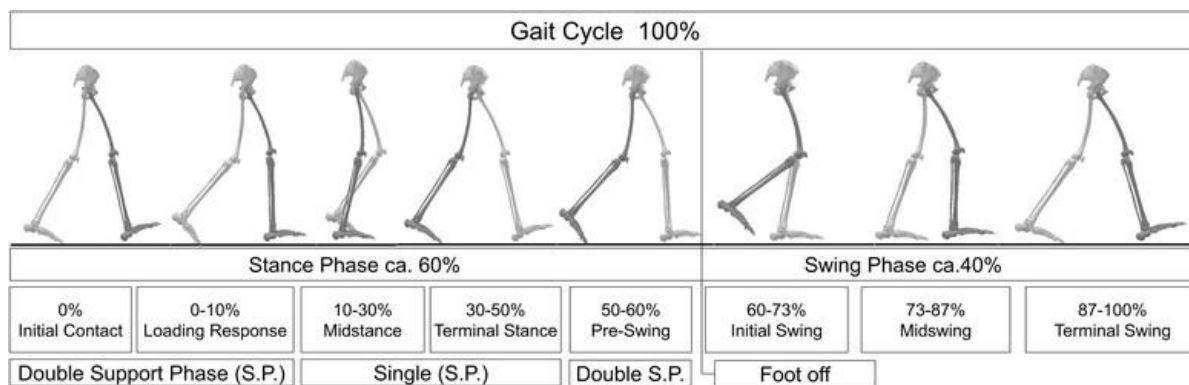
Obrázek 1 Průběh měření: chůze na terapeutickém páse a chůze po rovině.....	33
Obrázek 2 Srovnání svalové aktivity neparetické končetiny mezi chůzí na páse a chůzí po rovině při 1. měření	38
Obrázek 3 Srovnání svalové aktivity paretické končetiny mezi chůzí na páse a chůzí po rovině při 1. měření	38
Obrázek 4 Srovnání svalové aktivity neparetické končetiny mezi chůzí na páse a chůzí po rovině při 2. měření	39
Obrázek 5 Srovnání svalové aktivity paretické končetiny mezi chůzí na páse a chůzí po rovině při 2. měření	39
Obrázek 6 Svalová aktivita np TA při chůzi na páse (horní graf) a chůzi po rovině (spodní graf) během pěti krokových cyklů v 1. měření	39
Obrázek 7 Svalová aktivita p TA při chůzi na páse (horní graf) a chůzi po rovině (spodní graf) během pěti krokových cyklů v 1. měření.....	40
Obrázek 8 Svalová aktivita np TA při chůzi na páse (horní graf) a chůzi po rovině (spodní graf) během pěti krokových cyklů v 2. měření	41
Obrázek 9 Svalová aktivita p TA při chůzi na páse (horní graf) a chůzi po rovině (spodní graf) během pěti krokových cyklů v 2. měření	41
Obrázek 10 Svalová aktivita p RF při chůzi na páse (horní graf) a chůzi po rovině (spodní graf) během pěti krokových cyklů v 2. měření	42
Tabulka 1 Základní popisné statistiky 1. měření	35
Tabulka 2 Základní popisné statistiky 2. měření	36

Seznam příloh

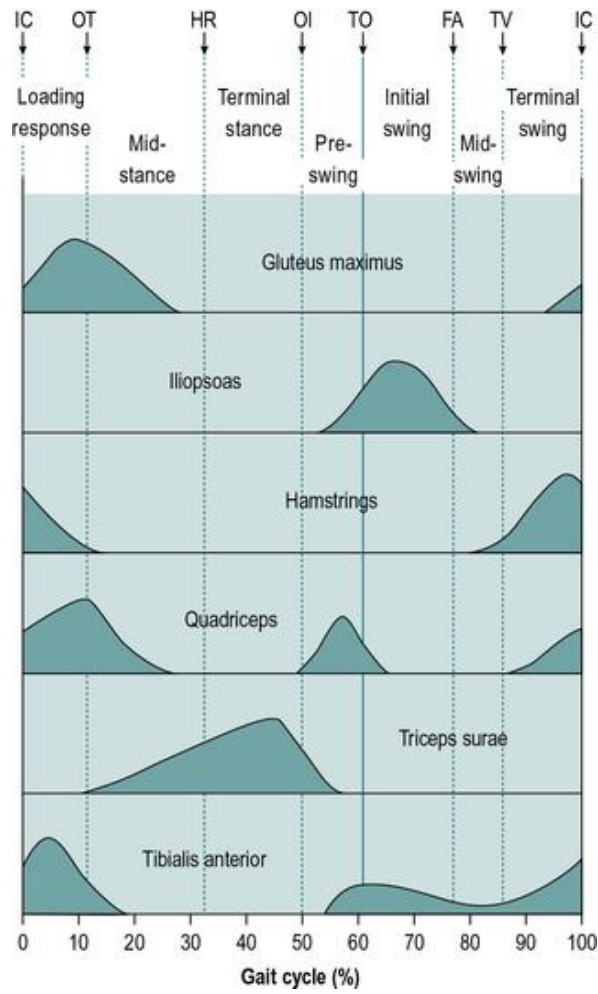
Příloha 1 Klasifikace krokového cyklu dle Perry (Perry, 2010, pp. 4-6)	73
Příloha 2 Aktivita vybraných svalů během krokového cyklu (Levine et al., 2012, p. 39).....	74
Příloha 3 Stroke Impairments (A Nurses Guide, 2011)	75
Příloha 4 Informovaný souhlas.....	76-77

Přílohy

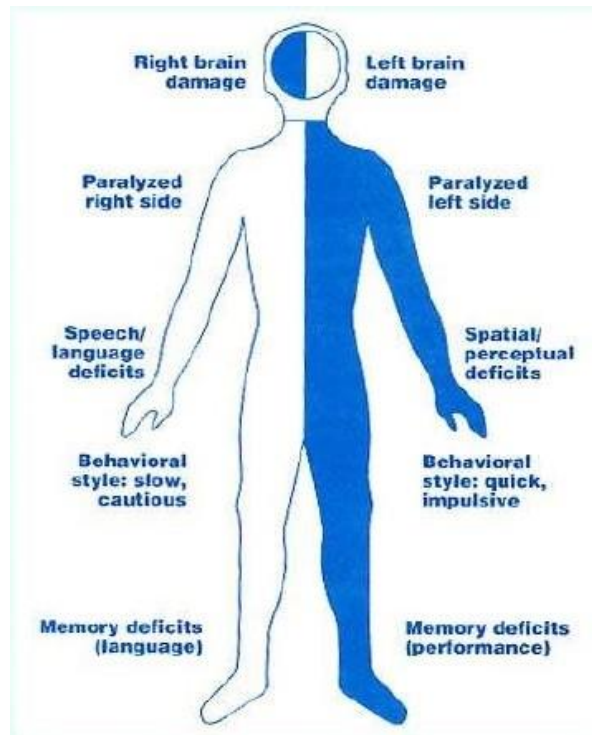
Příloha 1 Klasifikace krokového cyklu dle Perry (Perry, 2010, pp. 4-6).



Příloha 2 Aktivita vybraných svalů během krokového cyklu (Levine et al., 2012, p. 39).



Příloha 3 Stroke Impairments (A Nurses Guide, 2011).



Příloha 4 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: duben 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 jisti 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: _____