

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Klára Lippertová

**Chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě v představě
povrchové elektromyografie**

Diplomová práce

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

Olomouc 2019

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Diplomová práce

Název práce: Chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě v představě povrchové elektromyografie

Název práce v AJ: Gait in patients after stroke in view of surface electromyography

Datum zadání: 2018-01-31

Datum odevzdání: 2019-05-13

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta zdravotnických věd
Ústav Fyzioterapie

Autor práce: Bc. Klára Lippertová

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

Oponent práce: Mgr. Marek Tomsa

Abstrakt v ČJ:

Chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě v představě povrchové elektromyografie

Úvod: Porucha chůze je jedním z největších problémů, se kterými se musí pacienti po cévní mozkové příhodě vypořádat, proto je obnova chůze hlavním cílem jejich rehabilitace.

Cíl: Porovnání svalové aktivity a rychlosti během chůze na páse a po chodbě aspektem povrchové elektromyografie.

Metodika: Studie se zúčastnilo celkem 9 probandů (6 žen, 3 muži) v průměrném věku 63,7 let v subakutní fázi ischemické cévní mozkové příhody s následky poruchy chůze. Všichni z probandů byli schopni samostatné chůze a neměli kognitivní deficit. Měření probíhalo ve dvou situacích - chůze na páse a chůze po chodbě. Každý z probandů byl měřen 2x, před zahájením rehabilitace a po jejím ukončení. Měřeny byly tyto svaly: m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris na obou dolních končetinách. Dále byla porovnávána rychlost chůze na páse oproti chůzi po chodbě během každého měření.

Výsledky: Během 2. měření došlo při chůzi na chodbě k signifikantně vyšší svalové aktivitě u m. tibialis anterior ($p = 0,038$) a m. gastrocnemius medialis ($p = 0,020$) na

paretické dolní končetině a také m. rectus femoris ($p=0,015$) na neparetické dolní končetině. Dále došlo k signifikantnímu navýšení rychlosti během chůze na páse.

Závěr: Výsledky této studie potvrzují signifikantně vyšší svalovou aktivitu během chůze na chodbě na obou dolních končetinách. Ovšem vyšších rychlostí chůze pacienti dosáhli během chůze na páse ($p = 0,007$).

Abstrakt v AJ:

Gait in patients after stroke in view of surface electromyography

Introduction: Gait disorder is one of the biggest problems for patients with stroke, and therefore is recovery of gait is a major goal of their rehabilitation.

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

Methodics: For this study were recruited 9 probands (6 woman, 3 men) with the average age of 63,7 in subacute stage after stroke with gait disorder. Probands were able to walk independently and there was no cognitive deficit detected. These activities were measured in two situations - gait on a treadmill and overground walking. Probands were measured for two times, before the start of rehabilitation and after it's end. We measured these muscles: m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris and m. biceps femoris for both lower limbs. We compared walking speed on treadmill gait vs. overground walking.

Results: : In the 2nd measurement, we found a significant result in p TA ($p = 0,038$) and p GM ($p = 0,020$), and in np RF ($p = 0,015$), when there was an increase of muscle activity in ground-walking compared to walking on the treadmill. And also we detected increase of average gait speed on treadmill ($p = 0,007$).

Conclusion: Higher muscle activity showed walking on the ground for both lower limbs. However, higher speed were achieved during gait on treadmill.

Klíčová slova v ČJ: chodící pás, rehabilitace chůze, elektromyografie, analýza chůze, cévní mozková příhoda

Klíčová slova v AJ: treadmill, gait rehabilitation, electromyography, gait analysis, stroke

Rozsah: 70/1

Dedikace

Tato práce vznikla za podpory grantu Univerzity Palackého "IGA_FZV_2019_006 Vliv rehabilitace na strategii chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě".

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně pod vedením PhDr. Barbory Kolářové, Ph.D. a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

V Olomouci dne 13. 5. 2019

podpis

Poděkování

Ráda bych zde poděkovala PhDr. Barboře Kolářové, Ph.D. za cenné rady, vstřícný přístup a odborné vedení diplomové práce. Rovněž děkuji Mgr. Dagmar Tečové za ochotu a pomoc se zpracováním statistických dat. V neposlední řadě děkuji také své rodině za jejich podporu a trpělivost.

Obsah

Úvod.....	8
1 Teoretické poznatky.....	10
1.1 Chůze.....	10
1.2 Biomechanika chůze	13
1.2.1 Krokový cyklus	14
1.3 Řízení lokomoce	19
1.3.1 Centrální generátory vzorů chůze (CPG).....	20
1.4 Rehabilitace chůze	22
1.4.1 Tradiční rehabilitace chůze	22
1.4.2 Rehabilitace chůze na chodícím páse	23
1.5 Analýza chůze.....	27
1.5.1 Povrchová elektromyografie	27
2 Cíl výzkumu	30
3 Metodika práce	31
3.1 Charakteristika zkoumané skupiny	31
3.2 Průběh výzkumu	32
3.3 Hodnocení EMG signálu	34
3.4 Statistické zpracování.....	34
4 Výsledky.....	35
4.1 Vyjádření k hypotézám na základě statistického vyhodnocení	38
5 Diskuze.....	43
5.1 Chůze u pacientů po CMP.....	43
5.2 Biomechanické aspekty chůze u pacientů s CMP	46
5.2.1 Kyčelní kloub	46
5.2.2 Kolenní kloub.....	46
5.2.3 Hlezenní kloub	47
5.3 Diskuze k výsledkům práce	48
5.3.1 Svalová aktivita na paretické dolní končetině.....	48
5.3.2 Svalová aktivita na neparetické dolní končetině	51
5.3.3 Časoprostorové charakteristiky chůze u pacientů s CMP.....	52
5.4 Přínos pro praxi.....	56
5.5 Limity studie	57
Závěr.....	58
Referenční seznam	60
Seznam zkratk	66

Seznam obrázků a tabulek	67
Seznam příloh	68
Přílohy.....	69

Úvod

Porucha chůze je jedním z největších problémů, se kterými se pacienti po cévní mozkové příhodě musí vypořádat. Až 25 % přeživších pacientů není schopno samostatné chůze po celý zbytek života, u dalších 50 % pacientů můžeme pozorovat poruchy chůze ještě 3 - 6 měsíců po atace (Laufer et al., 2001, pp. 69; Harrise-Love et al., 2001, pp. 105). Hemiparetická chůze se vyznačuje sníženou rychlostí, vysokým rizikem pádů, zkrácením kroku, sníženou kadencí, asymetrií v časových a prostorových charakteristikách chůze a také k rozdílným fázím krokového cyklu mezi paretickou a neparetickou dolní končetinou (Beyaert et al., 2015, pp. 2; Chen et al., 2005, pp. 51). Z tohoto důvodu se stává terapie chůze u pacientů s mozkovou příhodou hlavním předmětem v jejich rehabilitaci.

Chodící pásy jsou zařazeni do přístrojové rehabilitace především pro zlepšení stereotypu chůze a k jejímu nácviku. Mezi chůzí po rovině a chůzí na chodícím pásu jsou znatelné rozdíly. Terapie na páse se využívá především díky facilitaci krokového cyklu, ke které dochází iniciací pohybu přístrojem, zlepšení kondice vlivem postupného zatěžování a zlepšení stavu kardiovaskulárního systému (Kolářová et al., 2014, pp. 38-39; Visintin et al., 1998, pp. 1122).

Cílem této diplomové práce bylo zhodnotit a porovnat svalovou aktivitu svalů dolních končetin u pacientů s cévní mozkovou příhodou během chůze na chodícím páse a chůze po chodbě. Pro realizaci práce a snímání svalové aktivity byla využita povrchová elektromyografie. Hodnocení svalové aktivity probíhalo vždy ve dvou měřeních, první měření bylo zrealizováno při přijetí pacienta k hospitalizaci na oddělení rehabilitace, druhé měření pak proběhlo těsně před propuštěním pacienta z hospitalizace do domácí nebo následné rehabilitační péče. Každé z měření obsahovalo jak terapii na páse, tak terapii po chodbě. Součástí cíle práce bylo také porovnat rychlost chůze během chůze na páse s chůzí po chodbě v obou měřeních.

K vyhledávání odborných článků do diplomové práce byly použity on-line databáze PubMed, Science Direct, Ovid, EBSCO, Google Scholar a Research Gate. Články byly vyhledávány v časovém období od října 2018 do dubna 2019.

Pro vyhledávání v databázích byla použita tyto klíčová slova: chůze, rehabilitace, chodící pás, cévní mozková příhoda, povrchová elektromyografie, respektive jejich anglické ekvivalenty: gait, rehabilitation, treadmill, stroke, surface electromyography.

Celkem bylo v databázích na základě klíčových slov naleznuto 38 článků v anglickém jazyce, další články byly vyhledány ručním zadáváním. S ohledem na cílem bylo použito celkem 45 článků, které se zabývaly daným tématem, dále bylo použito 15 knižních zdrojů v širším kontextu, které sloužily jako studijní literatura.

BEYAERT, Ch., VASA, R., FRYKBERG, G. E. 2015. Gait post-stroke: Pathophysiology and rehabilitation strategies. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology* [on-line]. 45 (20), pp. 2-12 [cit. 2018-11-20]. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.1016/j.neucli.2015.09.005>.

BELDA-LOIS, J. M., MENA-DEL HORNO, S., BERMEJO-BOSCH, I. et al. 2011. Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [on-line]. 19 (1), pp. 1-5 [cit. 2018-11-24]. ISBN 10.1186/1743-0003-8-66. Dostupné z: doi 10.1186/1743-0003-8-66.

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

VÉLE, F. 2006. *Kineziologie: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy. 2.*, rozšířené a přepracované vydání. Praha: Triton. ISBN 80-72.

1 Teoretické poznatky

1.1 Chůze

Lokomoce je definována jako přesun těla z jednoho místa do druhého, který může mít více podob: plížení, lezení, plazení, kvadrupedální chůze, bipedální chůze, běh nebo jiné komplexní pohyby používané například při tanci nebo různých sportovních aktivitách (Véle, 2006, pp. 346). Pohyb je klíčová vlastnost pro nezávislost člověka jako takového. Schopnost pohybu člověka zahrnuje různé typy úkolů – vstávání ze židle do stoje, chůzi nebo běh a udržování stability a rovnováhy v různém prostředí (Shumway-Cook a Woollacott, 2007, pp. 157-64). Kvadrupedální lokomoce je podstatně rychlejší a stabilnější oproti lokomoci bipedální. Těžiště je při ní lokalizováno těsně pod trupem v oblasti báze opory. Dlouhý krok je pak umožněn díky umístění trupu mezi přední a zadní končetiny. Pro zvětšení délky kroku a získání větší síly během kvadrupedálního běhu, je využívána především koordinace flexorů a extenzorů páteře (Gage, 1991, pp. 61).

Lidská chůze je bipedální s podstatně nižší efektivitou a stabilitou oproti chůzi kvadrupedální. U člověka je těžiště uloženo před obratlem S2, a aby mohla být udržena vzpřímená poloha těla, musí být těžiště neustále udržováno nad bází opory. Udržovat těžiště ve správné poloze je mnohem lehčí při kvadrupedální lokomoci, což je možná jeden z důvodů proč při lidské ontogenezi využíváme nejdříve kvadrupedální lokomoci, ze které se po získání stability dostáváme do lokomoce bipedální. Rychlost a délka kroku je také omezená, protože svaly trupu nejsou při chůzi využívány tak široce a trup není uložen mezi končetinami, které vykonávají posun těla vpřed. Ovšem oproti kvadrupedální chůzi má bipedální velkou výhodu ve volnosti horních končetin pro potřebu jiných činností, které lze provádět i během chůze.

Fyziologická chůze obsahuje pět důležitých vlastností, které při patologické chůzi často chybí:

- Stabilita ve stoji
- Dostatečné odlepení nohy od podložky během švihové fáze
- Dostatečná švihová fáze pro změnu polohy nohy
- Přiměřená délka kroku
- Úspora energie (Gage, 1991, pp. 61)

Dle Gage (1991) je chůze mimořádně komplexní úkol. Zahrnuje celé tělo, a proto vyžaduje naprostou koordinaci svalů a kloubů. Řízení těla, po často nerovném povrchu, zahrnuje také aktivaci senzorického systému pro asistenci kontroly a adaptace chůze v prostředí. Motorické chování člověka zahrnuje schopnost zahájení a ukončení pohybu, adaptaci chůze na vyhýbání se překážkám a změnu rychlosti a směru pohybu tak, jak je potřeba (Gage, 1991, pp. 61-62). Pro lokomoci jsou nezbytné tři zásadní požadavky: posun těla vpřed, posturální kontrola a adaptace. Progrese těla je zajištěna skrz základní motorické vzory, které jsou produkovány aktivací svalů dolních končetin a trupu, kteří úspěšně pohybují tělem v požadovaném směru. Progrese také vyžaduje schopnost iniciovat a ukončit pohyb, stejně jako vést pohyb do koncových bodů, které nejsou vždy viditelné. Požadavky pro posturální kontrolu odrážejí potřebu vytvořit a udržovat odpovídající držení těla pro lokomoci a pro dynamickou stabilitu při pohybu. Dynamická stabilita nezahrnuje pouze vyvažování síly gravitace, ale také vyvažování neočekávaných sil působících z okolního prostředí. Třetí nezbytným požadavkem pro lokomoci je schopnost adaptovat se na okolní prostředí a splnění daného cíle. Úspěšná lokomoce v náročných podmínkách vyžaduje adaptaci chůze na vyskytující se překážky v prostředí, nerovný terén a případně i změnu rychlosti a směru. Těchto požadavků musí být dosaženo pomocí strategií, které jsou energeticky úsporné a efektivní při minimalizaci namáhání pohybového aparátu, čímž zajišťují dlouhodobou strukturální celistvost systému po celou dobu jeho života (Shumway-Cook a Woollacott, 2007, pp. 157-64).

Dle Perryho (1985) jsou pro fyziologickou bipedální chůzi nezbytné tři předpoklady:

- Stabilita stoje
- Prostředky pro posun těla vpřed
- Potřebná úspora energie.

Stabilita stoje je závislá na dvou faktorech. Horní část těla je těžší než dolní, a proto těžiště těla leží nad bází opory před obratem s₂, druhým faktorem je pak to, že se během chůze konstantně mění poloha všech segmentů, především trupu, aby docházelo k udržování polohy těžiště nad bází opory (Perry, 1985).

Perry (1985) popsal chůzi jako kontrolovaný pád vpřed, kdy tělo „padá“ ze stabilní polohy stojné končetiny na nestabilní švihovou kontralaterální dolní končetinu. To nám udává užitečný obraz o funkci excentrické kontrakce svalů, které zapříčiní zpomalení těla vůči působení gravitace, tzn., že tělo musí při každém kroku zpomalit a následně opět

zrychlit. Ve chvíli, kdy je stojná dolní končetina před tělem, musí být těžiště zvednuto nad bázi opory, čímž zajistí zpomalení těla vůči gravitaci. Stejně jako na rychlost těla působí těžiště, tak na něho působí také gravitace. Gravitace na tělo působí především během fáze dvojí opory, kdy je svislá výška těžiště minimální a je tak možné dosáhnout největší možné rychlosti pro posun těla vpřed.

Dalším nezbytným předpokladem pro chůzi je energie. Aby byla chůze efektivní, musí být zároveň energeticky úsporná. Během fyziologické chůze se vertikální a horizontální přesun těžiště pohybuje v sinusoidě. Chůze tedy zahrnuje neustálou souhru mezi kinetickou a potenciální energií. Protože transformace mezi kinetickou a potenciální energií zahrnuje ztrátu, chůze by byla nejúčinnější, kdyby bylo možné minimalizovat přenos množství mezi dvěma energetickými formami. Ačkoli jich je pravděpodobně více, existují tři mechanismy, kterými organismus šetří energii a jsou nám v současné době známé: minimalizací odchylky těžiště, regulováním hybnosti a aktivním nebo pasivním přenosem energie mezi jednotlivými segmenty těla (Perry, 1985).

1.2 Biomechanika chůze

Při analýze chůze poznáme, že nejde o jednoduchý pohyb, právě naopak. Jde o složitý fázový pohyb, který probíhá cyklicky podle daného timingu. Tato složitá pohybová aktivita je velice komplexní, zaměstnává celé tělo, od hlavy až k patě, čímž se dokáže dokonale přizpůsobit složitosti a nerovnosti daného terénu, ve kterém chůze probíhá. Chůze se uskutečňuje pomocí rytmických pohybů těla vpřed, které připomínají kyvadlovitý pohyb, začíná v určité výchozí poloze, dále se přes nulové postavení dostává do jedné krajní polohy, ze které pokračuje do druhé krajní polohy a tím se dostává vpřed. Efektivní chůze je brána taková, při které dochází k minimálnímu výdeji energie, pokud dojde k výchylce od tohoto minima, může být chůze považována za patologickou. (Véle, 2006, pp. 347-348; Gross, Fetto, Supnick, 2005, pp. 555).

Chůze probíhá především na dolních končetinách ve směru flexe-extenze, ale celý pohyb se přenáší přes pánev i na osový orgán a horní končetiny. Trup při chůzi nabývá torzního charakteru, jelikož se pánev pohybuje protisměrně vůči ramenním pletencům a horní končetiny se pohybují švihově opačným směrem vůči těm dolním. Protisměrný pohyb horních končetin při chůzi považujeme za vyvažovací a pasivní. Dalším důležitým článkem při chůzi je pánev a pohyby, které během chůze vykonává, jelikož ovlivňují celý axiální systém. Při chůzi pak můžeme pozorovat i mírné stranové a svislé deviace páteře. (Véle, 2006, pp. 351–353).

Pro ekonomickou chůzi je důležité, aby frekvence kroků odpovídala kmitům kyvadla, kterého délka, je přímo úměrná délce dolních končetin. Proto pokud je člověk vyššího vzrůstu a má delší dolní končetiny, jeho chůze odpovídá delším krokům s pomalou kadencí. Přesně naopak to mají jedinci menšího vzrůstu s kratší délkou končetin, ti mají kratší krok s rychlou kadencí. Pro chůzi není důležitý pouze řídicí systém CNS, ale také složka kardiovaskulární. Pomalá chůze sice nijak závatně nezatěžuje kardiovaskulární systém, ale za to ten posturální ano, a proto se při pomalé chůzi dostaví dříve únava z poruchy koordinace než u chůze rychlé nebo středně rychlé. Rychlá chůze odlehčuje řídicí CNS na nároky kladené s udržení vzpřímené polohy těla, jelikož ji udržuje setrvačnou hmotou těla, ale o to větší nároky klade na kardiovaskulární systém. Na toto je důležité pomyslet, pokud je chůze využívána jako terapeutický prostředek. Je potřeba brát zřetel na to, zda chceme trénovat spíše funkci stabilizační nebo logistickou a v jaké míře můžeme zatížit kardiovaskulární systém. (Véle, 2006, pp. 353).

1.2.1 Krokový cyklus

Krokový cyklus může být definován jako časový interval mezi dvěma po sobě následujícími výskyty jedné z opakujících se událostí během chůze. Ačkoliv by mohla být zvolena jakákoliv libovolná událost, nejčastěji bereme začátek a konec krokového cyklu dotekem paty s podložkou jedné končetiny – tzv. initial contact. Tzn., že pokud si vybereme začít krokový cyklus iniciálním kontaktem paty pravé nohy s podložkou, pak krokový cyklus pokračuje až do doby, dokud se tato pata opět nedotkne podložky. Levá noha samozřejmě prochází stejným sledem událostí, jako noha pravá, ovšem její krokový cyklus je v čase o polovinu kroku posunutý (Levine, Richards, Whittle, 2012, pp. 32-33).

Pro každou dolní končetinu existují během chůze tři od sebe oddělitelné fáze. První z nich je fáze švihová – končetina postupuje vpřed, bez kontaktu s oporou. Druhou fází je fáze oporná, kdy je končetina celou dobu v kontaktu s opornou bází a poslední fází je fáze dvojí opory, při které jsou obě dolní končetiny v kontaktu s opornou bází. (Véle, 2006, pp. 348).

Následující termíny můžeme využít při identifikaci fáze chůze: initial contact, opposite toe off, heel rise, opposite initial contact, toe off, feet adjacent a tibia vertical. Těchto sedm událostí, se dělí na dalších sedm fází. Čtyři z nich jsou přítomny během stojné fáze a další tři, které jsou přítomny během fáze švihové. Stojná fáze, která může být nazývána také „support base“ nebo „contact base“ trvá od initial contact až po toe off a je rozdělena na: loading response, mid-stance, terminal stance a pre-swing. Švihová fáze trvá od toe off až po next initial contact a je rozdělená na: initial swing, mid-swing a terminal swing (Levine, Richards, Whittle, 2012, pp. 32-33).

Během krokového cyklu proběhne dvakrát fáze dvojí opory a dvakrát fáze opory o jednu dolní končetinu. Stojná fáze kroku zabere přibližně 60 % a švihová fáze 40 % z celkového krokového cyklu, na každé období fáze dvojí opory pak připadá 10 %. Ovšem toto rozdělení je přímo úměrné rychlosti chůze, tzn., že pokud se zvýší rychlost chůze, tak se stojná fáze a fáze dvojí opory zkrátí, oproti švihové fázi, která se prodlouží. Ve chvíli, kdy během krokového cyklu nedochází k žádné fázi dvojí opory, se nejedná o chůzi, ale o běh (Levine, Richards, Whittle, 2012, pp. 33; Rose a Gamble, 2006, pp. 101-105).

Krokový cyklus můžeme jinak nazvat tzv. dvojkrokem – *stride*. Za dvojkrok považujeme časový úsek, mezi dvěma počátečními kontakty (initial contact) stejné dolní končetiny s podložkou. Během jednoho dvojkroku proběhnou dva kroky – *step*. Za jeden

krok je považována fáze, kdy se jedna dolní končetina dostane před druhou, jde tedy o vzdálenost mezi iniciálním kontaktem jedné a druhé nohy. Dalším parametrem krokového cyklu je tzv. *walking base (stride width)*, neboli šířka báze. Šířka báze je určena vzdáleností mezi bočními liniemi obou chodidel, která je nejčastěji brána podle středu paty, může být posuzována i podle středu hlezenního kloubu. Mezi další časoprostorové parametry chůze můžeme zařadit kadenci kroku (počet kroků za daný časový interval), celkový čas cyklu (*cycle time*), nebo rychlost chůze měřenou v metrech za sekundu (Levine, Richards, Whittle, 2012, pp. 33-35; Gross, Fetto, Supnick; 2005, pp. 556-557).

1.2.1.1 Stojná fáze

Jak už bylo řečeno, stojná fáze zabírá 60 % z celkového krokového cyklu, 40 % pak připadá na fázi švihovou. Stojná neboli oporná fáze začíná dotekem paty švihové nohy s podložkou, která brzdí pád vpřed a zároveň jde o okamžitou reakci na nástup přenosu tělesné hmotnosti. Kontakt nohy s podložkou se postupně rozvíjí z paty na celou plošku, čímž díky svalům planty dynamicky uchopuje bázi opory a z původně švihové nohy se stává stojná. Následuje odvinutí paty od podložky pomocí plantární flexe, tím se dostává do kontaktu s podložkou pouze špička plosky a z nohy se stává končetina odrazová. Stojná fáze končí odlepením palce od podložky a ze stojné končetiny je opět švihová (Véle, 2006, pp. 350).

Opornou fázi můžeme rozdělit na pět period. První částí je tzv. *initial contact*, který můžeme jinak nazvat také *heel strike* a začíná dotekem paty jedné dolní končetiny s podložkou, druhá končetina je ve fázi švihové, konkrétně ve fázi pre-swing. Během iniciálního kontaktu je hlezenní kloub v nulovém postavení a plynule přechází do plantární flexe, kolenní kloub je v extenzi a kyčelní kloub v mírné flexi. Následuje tzv. *loading response*, jinak nazývaný *foot flat*, který je první fází dvojí opory a probíhá mezi předchozím iniciálním kontaktem a tzv. *toe off* na druhé dolní končetině. Tato fáze pokračuje s pokládáním celé plosky na podložku až do chvíle, dokud se druhá noha nezvedne do švihu. Během tohoto procesu je přenášena váha těla na stojnou dolní končetinu a kolenní kloub je zde flektovaný pro absorbování reakční síly podložky a zpomalení rychlosti. Třetí fází je **mid-stance** neboli střední část stojné fáze. Ve střední fázi kroku je již plná zátěž na stojné noze, která je přenášena na přední část chodidla a druhá končetina je zvednutá nad podložku. Kolenní kloub se pomalu vrací zpět do extendované polohy, kyčelní kloub je v extenzi a hlezenní kloub se navrácí do dorzální flexe. Předposlední fází je **terminal stance**, jinak řečeno také *heel off*, která ukončuje fázi

opory, pokračuje do doby, dokud se druhá končetina nedotkne patou podložky. V této chvíli se tělesná hmotnost přenáší před přední nohu. Poslední fází je fáze odrazová, **pre-swing**, jinak nazýváno *toe off*, kdy se odlepí prsty od podložky (Levine, Richards, Whittle, 2012, pp. 40-46; Perry a Burnfield, 2010, pp. 11-14; Vařeka a Vařeková, 2009, pp. 52-56).

Hlezenní kloub ve stojné fázi začíná v neutrálním postavení a pokračuje přes pasivní plantární flexi do dorzální flexe. V pozici dorzální flexe je v maximálním kontaktu s podložkou, což má význam především z hlediska propriocepce. Po celou dobu se také střídá supince s pronací v noze. Během stojné fáze jsou aktivně zapojovány svaly zabraňující přepadávání špičky – m. tibialis anterior a mm. peronei, pro stabilizaci stoje musí být aktivní m. soleus. Pro přenos těla vpřed a vzhůru je koncentricky zapojen m. triceps surae, od odvinutí paty od podložky až po odvinutí špičky (Véle, 2006, pp. 352; Vařeka, Vařeková, 2009, pp. 52-56).

Kolenní kloub prochází dvěma fázemi, flekční a extenční. Ve flekčním postavení se nachází ve chvíli, kdy se dotkne pata podložky až po dotyk celé planty. V této chvíli je aktivní především m. quadriceps femoris. V extenční fázi je v okamžiku, kdy se dostává celá ploska do kontaktu s podložkou a začíná odvíjení paty, poté m. quadriceps femoris začíná relaxovat a koleno se vrací zpět do fáze mírné flexe. K uzamčení kolena dojde ve chvíli, kdy končetina dosáhne vertikální polohy, na konci se aktivují flexory kolenního kloubu a pomáhají tím zdvihu těžiště a tím i k ekonomičtější chůzi (Véle, 2006, pp. 352; Vařeka, Vařeková, 2009; pp. 52-56).

Během celé fáze jedné opory dochází v kyčelním kloubu k extenzi, od doteku paty s podložkou až po odlepení palce od podložky. Zpočátku je kyčelní kloub v zevní rotaci, ta se ale během stojné fáze mění do rotace vnitřní, aby bylo zabráněno addukci stehna a poklesu pánve k jedné straně. Aktivně se během doteku paty s podložkou zapojují mm. glutei a flexory kolene, jejichž aktivitu následně v mid-stance přebírají především adduktory stehna (Véle, 2006, pp. 352).

1.2.1.2 Švihová fáze

Švihová fáze se dělí pouze na tři části. První z nich je **initial swing**, jde o počáteční švih, během kterého dochází ke zrychlení. Začíná odlepením špičky od podložky a končí ve chvíli, kdy se dostává do úrovně stojné končetiny, která je právě ve fázi mid-stance. Následující fází je **mid-swing**, která začíná tím, že je švihová končetina na stejné úrovni jako končetina stojná a končí v okamžiku, kdy je švihová končetina před stojnou a tibie

je ve vertikální poloze (kolenní a kyčelní kloub jsou ve stejném stupni flexe). Poslední fází je *terminal swing*, začíná vertikálním postavením tibie a končí dopadem paty na podložku. Celý děj je ukončen v okamžiku, kdy se noha dostane polohou před stehno (Perry a Burnfield, 2010, pp. 14-16; Levine, Richards, Whittle, 2012, pp. 46-48).

Švihová fáze je náročnější v udržení vodorovné polohy pánve, jelikož během švihu pánev ztrácí jeden pod opory odlepením švihové nohy od podložky a podepřena zůstává pouze stojnou končetinou. To může způsobit pokles pánve na straně švihové nohy. V tomto případě je důležitá funkce abduktorů stojné končetiny a také aktivita m. quadratus lumborum a m. iliopsoas švihové končetiny (Véle, 2006, pp. 348-350).

Během švihové fáze dochází v hlezenním kloubu k dorzální flexi a mírné everzi. Pro udržení nohy ve správném postavení je nutná aktivita m. tibialis anterior, m. extensor hallucis longus a m. extensor digitorum longus. Během švihové fáze jsou plantární flexorů v relaxaci.

Kolenní kloub se během švihové fáze nachází opět ve dvou fázích, v počátku dochází k flektovanému postavení v koleni, které následně přechází do extenze. Při pomalé chůzi je aktivita flexorů kolenního kloubu nízká, zvyšuje se však stoupající rychlostí chůze, při extenzi je aktivní především m. quadriceps femoris a m. sartorius.

Postavení kyčelního kloubu je z počátku ve flexi, mírné zevní rotaci a addukci, která ke konci přechází v abdukci, zejména během dlouhého kroku. Největší aktivita v počátku během flexe připadá na m. iliopsoas, m. rectus femoris, m. sartorius a m. tensor fasciae latae, aktivně zapojení jsou také m. pectineus a m. biceps femoris. Flexory kolene se během extenze zapojují koncentricky, aby došlo ke zpevnění končetiny během dopadu na opornou fázi. Během druhé poloviny švihu se zapojují adduktory, ke kterým se ke konci mírně připojí také gluteální svaly (Véle, 2006, pp. 351; Vařeka, Vařeková, 2009, pp. 52-56).

1.2.1.3 Fáze dvojí opory

Je charakteristická tím, že jsou obě dolní končetiny v kontaktu s podložkou a jde o fázi, která tvoří přechod mezi stojnou a švihovou fází. Díky této fázi můžeme odlišit chůzi od běhu, jelikož během fáze dvojí opory se odvíjí špička stojné končetiny a zároveň dochází ke kontaktu paty s podložkou na druhé švihové končetině. Tento děj během běhu neprobíhá, jde o tzv. letovou fázi. Během dvojí opory je těžiště těla uloženo na nejnižší úrovni a kyvadlo je tak v nulovém postavení, v té chvíli na tělo působí největší síla gravitace a je tak možné dosáhnout největšího zrychlení pro posun těla vpřed, proto na ní

navazuje jak brzdící, tak propulzní a švihová fáze (Véle, 2006, pp. 350-353; Gage, 1991, pp. 63-66; Levine, Richards, Whittle, 2012, pp. 33.)

1.3 Řízení lokomoce

Některé výzkumy v neurovědách naznačují, že řízení pohybu je v lidském těle dosaženo prostřednictvím kooperace mnoha struktur mozku, které jsou uspořádány jak hierarchicky, tak paralelně. To znamená, že signál je zpracován buď hierarchickou cestou ve vzestupných hladinách CNS, nebo může být současně zpracován mezi strukturami mozku navzájem paralelně. Současné zpracování signálu oběma cestami je časté u zpracování informací pomocí vnímání kognitivního systému během řízení pohybu (Shumway-Cook, Woollacott, 2012, pp. 45-49)

Při řízení pohybu mají vyšší etáže mozku na starost tvorbu plánu pohybu a vybírání správných pohybových strategií k dosažení daného cíle. Nižší etáže CNS pak provádějí podrobné sledování a regulaci prováděné reakce. Mezi struktury podílející se na řízení lokomoce patří vzestupně – mícha, mozkový kmen, mozeček, mezimozek, bazální ganglia a mozková kůra (Shumway-Cook, Woollacott, 2012, pp. 45-49). Každý člověk má už vrozené základní mechanismy chůze, které jsou uloženy na supraspinální i spinální úrovni. Základem těchto mechanismů je reciproční inervace. Ovšem konečnou podobu získávají až během postupného vývoje (Gúth, 2011, p. 86).

Skutečnost, že my, jako lidé, používáme bipedální chůzi a pohybujeme se po zemi tak, že je alespoň jedna noha v kontaktu s podložkou (chůze), nebo žádná noha není v kontaktu s podložkou (běh) nebo tak, že obě nohy stojí na podložce (stání), představuje pro náš systém řízení rovnováhy velkou výzvu. Protože dvě třetiny tělesné hmotnosti jsou umístěny dvě třetiny tělesné výšky nad zemí, jsme vnitřně nestabilní systém, pokud řídicí systém nepřetržitě nepůsobí. Do řízení rovnováhy a držení těla jsou zapojeny tři hlavní smyslové systémy – vize, systém primárně zapojený do plánování naší lokomoce a vyhýbání se překážkám na cestě, vestibulární systém, který je našim „gyroskopem“ a snímá lineární a úhlové zrychlení, a somatosenzorický systém, který snímá polohu a rychlost všech segmentů těla, jejich kontakt s vnějšími objekty a orientaci těla vůči gravitaci (Ivanenko et al., 2006. pp. 339-340).

Volní pohyby jsou odvozeny z motorických povelů, které vznikají v mozkové kůře a jsou odváděny do mozkového kmene a míchy. Na druhé straně k nim může přispět emocionální odkaz, tzv. emocionální motorické chování, které generuje projekce z limbicko-hypotalamického systému do mozkového kmene, jako jsou bojové nebo obranné reakce. Bez ohledu na to, zda je iniciace volní nebo emocionální, cílené chování je vždy doprovázeno automatickým procesem posturální kontroly včetně vyvážení

rovnováhy a regulace svalového tonu. Základní lokomoční motorický model je generován spinálními lokomočními sítěmi, které jsou označovány jako centrální generátory lokomoce (CPG). Aby bylo možné naučit se nové motorické dovednosti nebo adekvátně reagovat v neznámém prostředí a za nečekaných okolností, vyžaduje lidské tělo správnou kontrolu kognitivního držení těla, které závisí na poznání informací o vlastním těle spolu s prostorovou lokalizací objektů v extra osobním prostoru. Regulaci kognitivních a automatických procesů kontroly držení těla má na starost mozeček působením na mozkovou kůru, a prostřednictvím talamokortikální projekce i na mozkový kmen. Významnou roli v těchto operacích mohou hrát jak dopředné informace z mozkové kůry přes kortiko-ponto-cerebelární dráhu, tak také sensorická zpětná vazba prostřednictvím spinocerebelárního traktu do mozečku. K modulaci každého procesu mohou přispět i bazální ganglia, a to přes své gama-aminomáselné kyseliny (GABA), prostřednictvím jejich projekcí do mozkové kůry a mozkového kmene. Stupeň GABA-ergního vlivu bazálních ganglií je regulován dopaminergními neurony středního mozku (Takakusaki, 2013, pp. 1483-1489).

1.3.1 Centrální generátory vzorů chůze (CPG)

Pro lidskou lokomoci je typické střídání aktivity flexorů a extenzorů dolních končetin. Dříve, než byly provedeny studie na kočkách a potkanech, bylo rytmické střídání flexorů a extenzorů při lokomoci připisováno souhře mezi spinální míchou a reflexními ději spolu s proprioceptivní zpětnou vazbou. To by znamenalo, že rytmická lokomoce dolních končetin podléhala povelu z vyšších center, které by kontrahovaly flexory, což by znamenalo svalové vřetenko extenzorů a reagovalo na to vysláním signálu do míchy, která by přes reflexní cestu kontrahovala extenzory, což by znamenalo vřetenko flexorů a tím by vznikl cyklický rytmický proces lokomoce. Pozdější studie na kočkách však naznačují, že centrální generátory chůze vytvářejí rytmickou reciproční inervaci svalů dolních končetin i při absenci sensorických vstupů. Generátory pohybu mají v paměti uložený program neurálních sítí, ve kterých je zakódován tzv. centrální motorický program, který je spouštěčem lokomočního vzorce. Rytmická interneuronální aktivita z centrálních generátorů je vysílána do druhé linie interneuronů v mezilehlé oblasti (lamina IV-VII Rexed), která formuje „lokomoční vzorce“ pohybů každé končetiny zvlášť. Signály jsou pak přenášeny na cílové motoneurony inervující ipsilaterální svaly končetin prostřednictvím jejich excitačních a

inhibičních účinků. Rytmus a obraz chůze je přenášen zpět do supraspinálních struktur spinothalamickými, retikulárními a cerebelárními trakty tak, aby supraspinální struktury monitorovaly všechny události v míše. Ovšem, interneurony uložené v lamina VIII, které se promítají na kontralaterální stranu, přispívají k levo-pravému střídání pohybů dolních končetin.

Předpokládá se, že generátory chůze jsou primárně lokalizovány v cervikálních a lumbosakrálních segmentech páteře, kde řídí pohyb odpovídajících končetin. Brzké studie Browna (1911) ukazují, že tam je buď jeden nebo více tzv. „half-central CPGs“ pro každou končetinu. Novější údaje naznačují, že hlavní místo pro aktivitu CPGs se nachází v horních bederních segmentech a má roli stimulátoru spolu s dalšími, více kaudálně uloženými segmenty, ve kterých se CPGs mohou nacházet i jednotlivě (Takakusaki, 2013, pp. 1483-1489; Takakusaki, 2017, pp. 2-12; Ivanenko et al., 2006, pp. 339-348; Králíček, 2001, pp. 141).

1.4 Rehabilitace chůze

Porucha chůze je hlavním problémem u mnoha pacientů, kteří prodělali cévní mozkovou příhodu, způsobuje jim potíže při provádění každodenních činností, je zde vysoké riziko pádů a také je velkým zásahem do sociálního a pracovního života. Ačkoli většina pacientů po CMP dosáhne nezávislé chůze, stále je tu vysoké procento těch, kteří nedosahují takové úrovně chůze, která by jim umožnila vykonávat každodenní běžné činnosti samostatně bez pomoci. Obnovení chůze je hlavním cílem rehabilitačního programu pro tyto pacienty a také proto je hlavním důvodem, proč je už po mnoho desetiletí tzv. hemiparetická chůze předmětem mnoha celosvětových studií pro vývoj metod a analýz rehabilitace chůze (Beyaert et al., 2015, pp. 2; Belda-Lois et al., 2011, pp. 1-2).

1.4.1 Tradiční rehabilitace chůze

Tradiční rehabilitační přístupy mohou být klasifikovány jako tzv. „bottom-up“, neboli zdola směrem nahoru. Smyslem těchto přístupů je dosáhnout pomocí rehabilitace mechanismů plasticity mozku v pozitivním slova smyslu, v rámci motorického učení, přes ovlivnění distálních segmentů těla (bottom) zaměřené na ovlivnění nervového systému (top), (Belda-Lois et al., 2011, pp. 1-2).

Proces rehabilitace je především u pacientů s cévní mozkovou příhodou podmíněn několika zásadám, bez kterých by nedošlo k pozitivnímu účinku. Zdá se, že dobrý výsledek terapie je silně spojen s vysokým stupněm motivace a angažovanosti rodinných příslušníků. Pro rehabilitační zásahy jsou navíc klíčové dovednosti a teorie řízení motoriky. Motorická adaptace a motorické učení jsou dva procesy, které jsou zásadní pro flexibilitu motorického řízení. Nezbytným předpokladem pro motorické učení je uznání rozdílu mezi skutečnými a očekávanými výsledky během učení založeného na chybách, jelikož poškození mozku může zpomalit adaptaci na pohyb, ale nezruší tento proces, což by mohlo odrážet důležitou metodu, jak změnit vzorce pohybu u některých pacientů od základů (Belda-Lois et al., 2011, pp. 3-4).

Studie, týkající se neurální plasticity, které byly provedeny na zvířatech a na lidech ukázaly, že princip „Use it or lose it“ (použij to, nebo o to přijdeš) vychází z poznatků, že nedostatečné použití, např. nedostatečným používáním končetiny, vede k degradaci nervových obvodů, zatímco trénink motorické dovednosti, ilustrující princip „Use it and improve it“ (použij to a zlepší to), prokázal, že dochází k restrukturalizaci nervové

plasticity vzhledem k neuromotorice a došlo také k posílení motorické funkce dané činnosti (Beyaert et al., 2015, pp. 11).

Všechny přístupy vyžadují specificky navržená přípravná cvičení, pozorování fyzioterapeuta a přímou manipulaci s polohou dolních končetin při chůzi po pravidelném povrchu, následovanou asistovanou chůzí po zemi. Podle teoretických referenčních principů, které byly předmětem Cochraneho přehledu v roce 2007, lze neurologické rehabilitační techniky klasifikovat do dvou hlavních kategorií: na ty založené na neurofyziologickém principu a ty založené na principech motorického učení. Neurofyziologické znalosti principů chůze jsou obecným rámcem této skupiny teorií. Fyzioterapeut podporuje správné vzorce pohybu pacienta, jeho úkolem je rozhodovat se o správném postupu, takže pacient je relativně pasivním příjemcem. Mezi takovéto metody tradiční rehabilitace můžeme zařadit Bobath koncept, Vojtovou metodu, Proprioceptivní neuromuskulární facilitaci, nebo například techniku dle Rood. Oproti tomu metody založené na motorickém učení vyžadují aktivní přístup pacienta. Mezi tyto metody v rehabilitaci patří například Perfetti metoda, Afolter metoda nebo „motor relearning“ dle Carra a Shepherd (Belda-Lois et al., 2011, pp. 4-5).

Ovšem výcvik chůze po klasické chodbě v doprovodu terapeuta s využitím jednoduchých pomůcek jako jsou například tyče, nebo francouzské hole zůstává nejpoužívanější metodou v klinické praxi pro znovuoobnovení chůze a to v jakékoliv fázi po mozkové příhodě (Beyaert et al., 2015, pp. 12).

1.4.2 Rehabilitace chůze na chodícím páse

Chodící pásy se v rehabilitaci používají nejen jako prostředky pro vyšetření chůze, ale také pro její rehabilitaci u pacientů s neurologickým nebo myeloskeletálním deficitem. Jedná se o pohyblivý chodník se zabudovanou silovou plošinou, bradlovými opěrami a závěsným systémem (Zebris). Rychlost pohybu pásu lze regulovat podle potřeby pacienta. U pacientů, kteří mají indikovaný pás z důvodu zlepšení kvality chůze, se zpočátku využívají pomalé rychlosti tak, aby mohl fyzioterapeut lépe korigovat dolní končetiny nebo posturu trupu. Fyzioterapeut, zabývající se terapií chůze, pak může u pacientů s cévní mozkovou příhodou vést paretickou končetinu do kroku jako by byla zdravá, tzn. první dotek nohy s podložkou přes patu, následně kontakt celé plošky a odvalení nohy přes palec. Často se u těchto pacientů využívá také manuálního kontaktu přes kolenní kloub, kdy se zamezuje rekurvaci do extenze nebo naopak podklesu kolene do flexe. Terapie může být vedena také více terapeuty, kdy jeden z nich vede dolní

končetiny do kroku a druhý reguluje posturální postavení pacienta (Pfeiffer, 2007, pp. 158).

Terapie chůze na chodících pásech pomáhá k procesu aktivace neuroplasticity CNS. Inspirací pro samotný vznik robotické rehabilitace v 19. století byly objevy míšní autonomie. Vařeka, Vařeková a Bednář (2015) uvádějí, že neurofyziologický podklad rehabilitace chůze na páse je založen právě na míšní autonomii, aktivaci centrálních generátorů chůze a podpoře k aktivaci neuroplasticity CNS. Laufer et al. (2001) se domnívá, že pozitivní účinky na chůzi mají pásy vlivem zpětnovazebné proprioceptivní aktivací míšních generátorů chůze. Nicméně Brownovy pokusy na kočkách ukazují, že centrální generátory chůze nepodléhají vlivu vyšších etází CNS, ani aferentaci. Vliv propriocepce označil za regulační (Vařeka, Vařeková a Bednář, 2015, pp. 170).

Merholtz et al. (in Vařeka, Vařeková a Bednář, 2015, pp. 171) provedli metaanalýzu 23 studií, které dohromady zahrnovaly 999 pacientů s cévní mozkovou příhodou, jejich výsledkem bylo, že nejúspěšnější formou rehabilitace je konvenční terapie spojená s terapií chůze na chodícím páse. U pacientů s cévní mozkovou příhodou dochází k obnově chůze během prvních šesti měsíců po atace. Z této studie bylo zjištěno, že největší přínos má robotická rehabilitace v prvních třech měsících.

Některé typy chodících pásů, například Zebris, mají jako součást vybavení závěsný systém, který je vhodný pro včasnou terapii chůze u pacientů, kteří ještě nejsou samostatně chůze schopni. Tento tzv. „body weight support“ (BWS) se využívá k podpoře vertikální polohy těla a vzpřímené pozice trupu. BWS je vhodný také pro nestabilní pacienty, u kterých dochází ke kolapsu kolenního kloubu nebo k nadměrné flexi v kyčelním kloubu během fáze jedné opory na paretické dolní končetině. Výhodou je i možnost nastavení individuální velikosti odlehčení u každého pacienta (Hesse et al., 2003, pp. 112).

Některé studie uvádí, že trénink chůze s BWS je opravdu účinnou a efektivní terapií především u pacientů, kteří mají velké motorické omezení a u pacientů, kteří mají strach z pádu a potřebují během terapie cítit větší pocit jistoty a podpory, není ovšem podle nich žádný významný rozdíl mezi terapií chůze na páse a terapií chůze v doprovodu fyzioterapeuta po chodbě (Merholtz et al., 2004, pp. 76-77; Hesse et al., 2003, pp. 112; Foley et al., 2013, pp. 46-47). Belda - Louise et al (2011) ve svém review uvádí, že v několika studiích je uvedený opak a bylo zjištěno, že terapie na chodícím páse s BWS vede k úspěšnějšímu zotavení ve smyslu zvýšení rychlosti a vytrvalosti chůze v terénu,

funkční rovnováhy a dalších aspektech chůze jako je symetrie, délka kroku a prodloužení fáze dvojí opory krokového cyklu u pacientů s cévní mozkovou příhodou.

Signifikantní rozdíly jsou patrné i při srovnání terapie chůze na chodícím pásu s BWS a terapie chůze po rovině. Terapie trvající minimálně tři týdny na chodícím pásu vede ke zlepšení stability, větší pohyblivosti v kloubech dolních končetin, zvýšení rychlosti a vytrvalosti chůze (Mao et al., 2015, pp. 1-10; Visintin et al., 1998, pp. 1127).

Hesse et al. (1995) provedl studii, ve které naznačil pozitivní účinky terapie na chodícím pásu s BWS. Jejich studie se účastnilo sedm probandů s cévní mozkovou příhodou minimálně tři měsíce po atace, kteří nebyli schopni samostatné chůze. Studie probíhala v třífázovém rozdělení A – B – A (A = trénink chůze na pásu s BWS; B = terapie s prvky Bobath konceptu). Každý z tréninků měl trvání tři týdny a výsledky byly posuzovány podle testu Functional Ambulation Category, testu Rivermead Motor Assessment, svalová síle dle Motricity Index a svalový tonus byl posuzován dle modifikované Ashworthovy škály. Výsledkem bylo, že trénink na chodícím pásu byl účinnější s ohledem na obnovení schopnosti chůze a rychlosti chůze. U svalové síly a svalového tonu se neprojevil žádný signifikantní rozdíl. Výhodou terapie na chodícím pásu byl uveden také vyšší možný počet opakování řízeného modelu chůze a možnosti lepšího vedení fyziologického kroku při menší rychlosti chůze.

Pokud je primárním cílem rehabilitace zvýšení rychlosti chůze a vytrvalosti chůze v terénu, je vhodná terapie za použití chodícího pásu bez použití BWS, jako je například pás C-Mill, a to jak u pacientů v subakutní fázi, tak i ve fázi chronické (Polese et al., 2013, pp. 79).

V posledních letech se v rehabilitaci u pacientů s cévní mozkovou příhodou často mluví v souvislosti s virtuální realitou, jelikož multisenzorická stimulace má u těchto pacientů velmi pozitivní účinky. Tato novinka ve světě robotické rehabilitace se nevyhla ani chodícím pásům určeným k terapii a proto je například pás Zebris o virtuální realitu doplněn. Během terapie chůze na tomto pásu tak můžeme nastavit prostředí, ve kterém se bude pacient pohybovat, zvolit obtížnost překážek, které bude muset pacient zdolat nebo využít k terapii chůze také kognitivní trénink. Terapie chůze spolu s virtuální realitou může mít také pozitivní vliv na rychlost chůze, stabilitu a mobilitu (Corbetta, Imeri a Gatti, 2015; pp. 7). Virtuální realita může být také doplněna o akustické vjemy. Studii na vliv akustických vjemů na terapii chůze provedl Roerdink et al (2007), který doplnil terapii o zvukové signály. Výsledkem této terapie bylo zlepšení tempa chůze, symetrie a kadence kroků.

1.4.2.1 Zebris a C-Mill

Chodící pásy, které mají zabudovanou silovou plošinu, jsou vhodné jak pro terapii, tak i pro analýzu chůze u pacientů s neurologickým nebo myoskeletálním onemocněním. Oproti konvenční terapii mají výhodu ve facilitaci lidské chůze ve vertikále. Pásy díky elektrickému pohánění umožňují přesně stanovenou konstantní rychlost, kterou se pacient pohybuje a jsou tak schopni pojmout chůzi ale i běh. Pro vyšetření stoje a chůze se využívá zabudovaná tenzometrická deska, která reaguje na silové působení na svém povrchu. Na tyto síly reaguje generováním napětí, které se konvertuje na elektrický signál, ten je zaznamenán a zpracován v počítačovém programu příslušného pásu. Vyšetření chůze na páse má tu výhodu, že je možné snímat delší časový úsek, tedy více krokových cyklů a spolu za použití videokamer je možné hodnotit chůzi i s ohledem na časoprostorovou charakteristiku (Kolářová et al., 2014, pp. 35).

Pás Zebris nemá výhodu pouze v zabudované desce s tenzometrickými snímači, ale také v možnosti virtuální reality, která se využívá v terapii adaptace chůze a jako součást multisenzorické terapie především u pacientů s neurologickou diagnózou. K ovlivnění časoprostorových charakteristik chůze využíváme projekci stop přímo na chodící pás přes dataprojektor. Pacient pak dostává pokyn k zacílení kroku na promítané stopy, čímž dosáhneme modifikace chůze – prodloužení kroku, symetrie chůze, udržení krokové kadence, atd (Kolářová et al., 2014, pp. 49; van Ooijen, 2015; pp. 1008).

K nácviku adaptability se využívá tzv. virtual training, kde je pacient umístěn do prostředí lesa, do kterého můžeme zasadit překážky a jeho úkol je se s nimi vypořádat. Překážky jsou navrženy tak, aby imitovali reálné situace, to znamená, že pacient se musí vypořádat například se spadlým stromem přes cestu, padajícím kamením, nebo kaluží. Výhodou tohoto tréninku je, že je tím pacient donucen k modifikaci kroku v jeho délce i šířce, dále dochází ke stimulaci posturálních reakcí na okolní prostředí spolu s facilitací senzorického systému (Kolářová et al., 2014, pp. 50).

Pás C-Mill byl vyvinut speciálně na doporučení terapeutů pro pacienty s cévní mozkovou příhodou podle jejich potřeb jako bylo začlenění situací, které by mohly být pro tyto pacienty nebezpečné vlivem okolního prostředí do chůzového stereotypu. Jde tedy také o pás, který má v sobě zabudovanou silovou plošinu a slouží k analýze časoprostorových charakteristik chůze (Kolářová et al., 2014, pp. 54; van Ooijen, 2015, pp. 1007).

1.5 Analýza chůze

Pro zhodnocení chůze u pacientů s cévní mozkovou příhodou se v mnoha studiích a výzkumech využívají metody jak kvalitativní, tak kvantitativní. V klinické rehabilitaci existuje mnoho testů a metod pro kvalitativní vyšetření chůze, nejčastěji používanými jsou skóre Barthel Indexu pro chůzi, FIM (functional independent measure) pro motor skóre, FAC (Functional Ambulation Classification) nebo například testy chůze jako je TUG (Time up and go test) a The 10 - Meter Walk Test. Mnohé studie se ale také shodují, že tyto testy nejsou dostatečně citlivé na správné posouzení stavu chůze u pacientů s CMP. (Viosca et al., 2005, pp. 1239; Scrivener et al., 2014, pp. 1-7).

Nejčastějším parametrem pro posouzení kvality chůze je využívaná rychlost, jelikož nám nejlépe ukáže funkční stav pacientovy chůze, ale nevypovídá globálních vzorech a nelze z těchto testů zjistit důvod poruchy krokového cyklu. Rychlost je k analýze využívána především proto, že silně koreluje s jinými parametry chůze jako je kadence kroku, délka kroku a i funkční skóre chůze a zároveň je snadněji měřitelná oproti kadenci nebo délce kroku. Při analýze rychlosti chůze se využívají buď silové plošiny uložené v chodících páslech, nebo třeba stopky při chůzi na chodbě, jde tedy o metodu, kterou lze využívat sériově jak v nemocnicích tak domácí péči (Yavuzer et al., 2006, pp. 961-962; Friedman, 1990, pp. 119).

K hodnocení celkové charakteristiky chůze se používají kvantitativní testy, které nám dají mnohem větší přehled o funkčních problémech během chůze, a tudíž nám pomůžou vyhodnotit nejlepší postup pro následnou rehabilitaci. Tato hodnocení jsou často využívána v mnohých studiích při posouzení efektu zvolené rehabilitace, během porovnání vstupního a výstupního hodnocení. Mezi tuto kvantitativní analýzu patří hodnocení kinetických a kinematických vlastností například s využitím 3D kinematické analýzy, svalový timing a celková svalová aktivita hodnocená pomocí povrchové elektromyografie (Yavuzer et al., 2006, pp. 961-969).

1.5.1 Povrchová elektromyografie

Povrchová elektromyografie, neboli sEMG (z angl. překladu - Surface electromyography), nám podává informace o neurálních mechanismech pohybové kontroly prostřednictvím snímání bioelektrických signálů z kosterních svalů. Tato metoda je často využívána v kineziologických studiích především pro sledování a hodnocení zvolené strategie kontroly pohybů během fyziologie i patologie. Její největší

předností je to, že jde o neinvazivní metodu, která dokáže snímat svalovou aktivitu více svalů najednou během prakticky jakéhokoliv pohybu (Kolářová et al., 2014, pp. 75).

Dalším důležitým faktorem ukazujícím, že sEMG je vhodná metoda pro analýzu pohybu je ten, že povrchová elektromyografie jako nástroj nehodnotí kvalitu konečné pohybové aktivity, ale dostáváme díky ní vzhled na mechanismy řízení pohybu. Máme tedy možnost objektivně analyzovat pohyb a funkční pohybové poruchy. Pomocí sEMG můžeme přijít i na jen detailní, často klinicky podprahové poruchy motoriky. Další výhodou sEMG je její jednoduchá aplikace s čímž je také spojené možné využití pro synchronní měření s kinetickými a kinematickými metodami, což je přínosem především při konkretizaci rehabilitačního cíle a kontrole průběhu a účinnosti terapie. Nesmíme ale opomenout také nevýhody využívání sEMG k analýze pohybu, mezi které patří vnější faktory ovlivňující výslednou podobu elektromyografického signálu. Během měření může dojít ke špatnému umístění elektrod, což by pak mohlo znamenat, že signál bude snímán také z okolních tkání, nebo může být elektroda v nedostatečném kontaktu s pacientovou pokožkou. Před každým měřením je tedy důležité si elektrody připravit, pokožku v místě měření náležitě očistit abrazivní pastou, případně kůži oholit a správně palpatovat bříško měřených svalů. (Kolářová et al., 2014, pp. 75-79; Krobot a Kolářová, 2011, pp. 5).

Elektromyografické měření probíhá vždy ve dvou krocích. Prvním z nich je pouze měření vybraných parametrů námi zvolených konkrétních kosterních svalů (v současné době jich může být až 32 synchronně). Dalším krokem je vyhodnocení získaného surového záznamu svalové aktivity pomocí speciálních počítačových programů, případně pak můžeme provést statistická vyhodnocení. Správnou klinicko-kineziologickou interpretaci nám dovolí až takto komplexní zpracování záznamu SEMG (Krobot a Kolářová, 2011, pp. 5).

Jak již bylo řečeno výše, pomocí sEMG je možné zhodnotit okamžitý i dlouhodobý účinek rehabilitace a zvolené terapie na aktivitu svalů. Je to metoda vhodná při posouzení rozdílu mezi vstupním a výstupním měřením na rehabilitačních lůžkových odděleních především díky hodnocení kontroly pohybu (vyšetření timingu svalů), zapojení koaktivace agonisty a antagonisty, vyšetřením posturální stabilizace a funkčních pohybů, určení míry unavitelnosti svalů a v neposlední řadě také díky využití v rámci terapie s vizuální zpětnou vazbou. sEMG nemusí být využívána pouze v klinické rehabilitaci, ale také například ve sportovním tréninku pro hodnocení trénovanosti a zručnosti, v klinické medicíně především u pacientů s traumatologickými nebo

ortopedickými diagnózami při volbě adekvátní léčby pacienta nebo například v ergonomických studiích k hodnocení podmínek pracovního prostředí (Krobot a Kolářová, 2011, pp. 36).

2 Cíl výzkumu

Cílem práce bylo zhodnotit změnu svalové aktivity při chůzi u pacientů s cévní mozkovou příhodou během terapie chůze na páse a na chodbě při vstupním vyšetření (1. měření) a následně při výstupním vyšetření (2. měření). Dalším cílem práce bylo porovnání změny rychlosti při chůzi na páse i při chůzi na chodbě při vstupním (1. měření) i výstupním (2. měření).

- **H₀1:** Neexistuje rozdíl ve svalové aktivitě svalů m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris na paretické dolní končetině mezi chůzí na páse a chůzí po chodbě během 1. a 2. měření.
- **H_A1:** Existuje rozdíl ve svalové aktivitě svalů m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris na paretické dolní končetině mezi chůzí na páse a chůzí po chodbě během 1. a 2. měření.
- **H₀2:** Neexistuje rozdíl ve svalové aktivitě svalů m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris na neparetické dolní končetině mezi chůzí na páse a chůzí po chodbě během 1. a 2. měření.
- **H_A2:** Existuje rozdíl ve svalové aktivitě svalů m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris na neparetické dolní končetině mezi chůzí na páse a chůzí po chodbě.
- **H₀3:** Neexistuje rozdíl v rychlosti chůze mezi chůzí na páse a chůzí po chodbě během 1. a 2. měření.
- **H_A3:** Existuje rozdíl v rychlosti chůze mezi chůzí na páse a chůzí po chodbě během 1. a 2. měření.

3 Metodika práce

3.1 Charakteristika zkoumané skupiny

Práce se zabývala rozdílem ve svalové aktivitě dolních končetin mezi chůzí na páse a chůzí po chodbě u pacientů s cévní mozkovou příhodou. Celkem se měření zúčastnilo 10 probandů (4 muži a 6 žen), kteří byli hospitalizováni na Oddělení lůžkové rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc s ischemickou cévní mozkovou příhodou. Kritéria pro zařazení do práce splnilo 9 probandů, jelikož jeden z probandů se nezúčastnil obou měření, byl z celkového výzkumu vyřazen. Do práce byli vybráni pacienti s primoatakou, u kterých převažovala diagnostikovaná ataka v oblasti arteria cerebri media, z nichž bylo 7 probandů v době měření v subakutní fázi onemocnění, zbylí dva byli ve fázi chronické. Celkem u 7 pacientů proběhla ataka v oblasti a. cerebri media, zbylí 2 pacienti prodělali ataku v oblasti a.vertebro-basilaris. Průměrný věk probandů byl 63,7 let ($\pm 11,3$), průměrná výška 167 cm ($\pm 4,8$) a průměrná váha 79,4 kg ($\pm 13,4$). Aby mohli být pacienti zařazení do výzkumu, museli splnit určitá kritéria pro měření. Každý z pacientů musel být schopen zvládnout samostatnou chůzi po chodbě i s možností opěrné pomůcky, tzn. max. s 1 FH. Všichni pacienti byli z hlediska chůze a motorických dovedností posuzováni dle FAC (Functional Ambulation Categories) a to buď číslem 4, tzn. supervize - pacient zvládá chůzi po rovném povrchu bez manuálního kontaktu jiné osoby, ale vyžaduje její dohled, nebo číslem 5, tzn. nezávislost, rovný povrch - pacient zvládá sám chůzi po rovném povrchu, asistenci vyžaduje jen na nerovném povrchu. Dalším kritériem byla orientace v čase a prostoru, pacient musel rozumět našim pokynům a aktivně spolupracovat. Do výzkumu nebyli zařazení pacienti s kognitivní poruchou, s neglect syndromem nebo těžkými kardiovaskulárními onemocněními. Celkové měření probíhalo v období od října 2018 do února 2019 v kineziologické laboratoři Fakultní nemocnice Olomouc. Časové rozpětí mezi prvním a druhým měřením bylo od 5 do 17 dnů.

Před zahájením měření byl každému z pacientů vysvětlen a popsán průběh měření a každý z probandů podepsal informovaný souhlas (viz. Příloha 1). Celý výzkum byl schválen Etickou komisí Fakulty zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci.

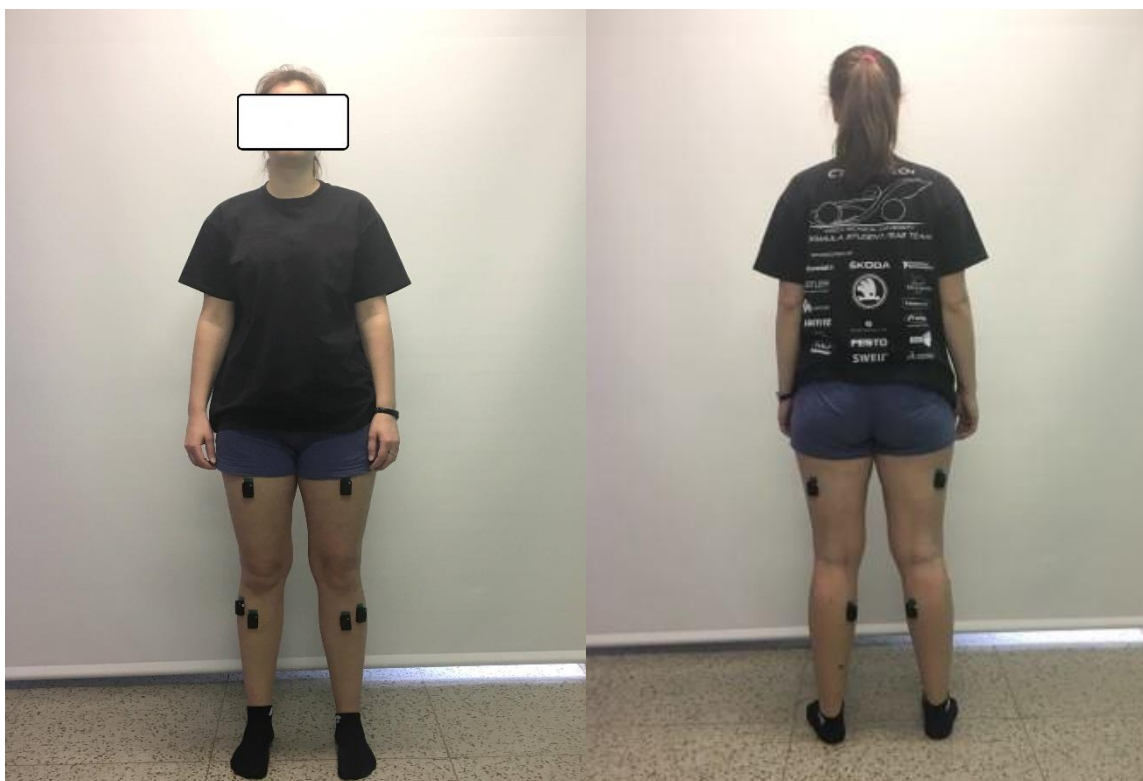
3.2 Průběh výzkumu

První měření proběhlo vždy při přijetí pacienta k hospitalizaci na Oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc před zahájením rehabilitace. Druhé měření probíhalo vždy těsně před propuštěním pacienta do následné rehabilitační nebo domácí péče. Mezi oběma měřeními podstoupil pacient intenzivní rehabilitační terapii, která zahrnovala 2x denně cvičební jednotku s fyzioterapeutem a 1x denně terapii chůze na páse pod vedením fyzioterapeuta. Délka hospitalizace na oddělení byla u každého pacienta individuální podle rozhodnutí ošetřujícího lékaře. Měření jsme se snažili plánovat vždy tak, aby proběhlo ve stejnou dobu a za obdobných podmínek. K realizaci výzkumu každého pacienta byla použita stejná místnost, která měla klidné prostředí a konstantní teplotu. Měření probíhalo vždy jak na chodícím páse, tak i na chodbě po rovině.

K snímání aktivity svalů byly použity elektrody od firmy Delsys a k celkovému hodnocení chůze byly použity kamery, které jsou součástí vybavení chodícího pásu Zebris, na němž měření probíhalo. Před každým měřením byl pacient přiveden z pokoje do místnosti se Zebrise, kde mu bylo názorně ukázáno, jak bude chůze na páse probíhat a jak se má chovat, aby nedošlo k žádnému zranění. Následně byly na pacienty aplikovány elektrody. Abychom minimalizovali jakékoliv narušení signálu, byla pacientům před aplikací očištěna pokožka v místě břicha svalu abrazivní pastou, mokrým a následně suchým ručníkem. Na elektrody byly nalepeny originální oboustranné lepicí pásy od značky Delsys. Umístění elektrod je zásadní pro získání signálu z daného svalu, proto byla elektroda aplikovaná přímo na svalové břicho souběžně se svalovými vlákny. Svalová aktivita byla snímána z těchto svalů:

- m. tibialis anterior na neparetické DK,
- m. gastrocnemius medialis na neparetické DK,
- m. rectus femoris na neparetické DK,
- m. biceps femoris na neparetické DK,
- m. tibialis anterior na paretické DK,
- m. gastrocnemius medialis na paretické DK,
- m. rectus femoris na paretické DK,
- m. biceps femoris na paretické DK.

K těmto svalům přibýly ještě dvě elektrody, které plnily funkci akcelerometru a byly umístěny asi 2 cm pod místem tuberositas tibiae.



Obrázek 1 Umístění elektrod z pohledu zepředu a zezadu.

Všechny elektrody musely být zapnuté pomocí tlačítka a spárované s počítačovým softwarem Acquisition Delsys. Následně byl zkalibrován chodící pás a upraveny madla podle výšky pacienta. Před samotným měřením na páse jsme pacienta nechali chvíli chodit, abychom nastavili rychlost, která mu bude nejlépe vyhovovat, zároveň zkontrolovali, zda jsou všechny elektrody aktivní a snímají svalovou aktivitu. U každého pacienta jsme zaznamenali danou rychlost do tabulky. Když bylo vše správně nastavené, následovalo samotné měření, které probíhalo za supervize fyzioterapeuta, který dohlížel na bezpečnost pacienta po dobu 1 minuty. Dalším krokem bylo změření svalové aktivity dolních končetin během chůze na chodbě po dobu 1 minuty také po supervizi fyzioterapeuta.

3.3 Hodnocení EMG signálu

K hodnocení naměřeného elektromyografického záznamu byl použit program od firmy Delsys - EMGworks®. Do softwaru EMGworks byla přetažena surová data naměřeného signálu ze softwaru EMG-acquisition, kde byla následně upravena k další analýze.

Prvním krokem bylo vybrání všech jednotlivých svalů, které jsme měřili a upravit jejich signál pomocí funkce Remove Mean (rektifikace záznamu). Následně byl k takto rektifikovaným svalům přidán signál z akcelerometru, ze kterého bylo vybráno pět krokových cyklů za sebou. Krokové cykly byly vybrány převážně z počáteční fáze záznamu, pokud nebyl záznam nijak poškozen šumy nebo jinými ruchy, a vždy tak, aby začínaly heelstrikem na levé nebo pravé noze a stejně tak i končily. Takto vybraný záznam pěti krokových cyklů byl následně upraven pomocí funkce Root Mean Square, kde jsme zvolili velikost okna 0,125 s a velikost překrytí okna 0,0625 s.

Po upravení surových záznamů v programu EMGworks byla převedena data do programu Microsoft Office Excel. V Excelu byla vyrobena tabulka, ve které byla data rozdělena podle jednotlivých svalů na stranu paretickou a stranu neparetickou pro každého naměřeného probanda zvlášť. Dále byla u všech měření (1. měření chůze na páse, 1. měření chůze po chodbě, 2. měření chůze na páse a 2. měření chůze po chodbě) použita funkce průměru, směrodatné odchylky a maxima. Do tabulky byla zařazena také rychlost chůze v km/h, která byla během každého měření zaznamenána. Pro zjištění relativní normativní hodnoty svalů během chůze byla pro každý sval použita rovnice mean (průměr) / maximum. Tento proces byl použit u každého svalu, každého probanda, pro všechny měřené situace.

Výslednou hodnotou, která byla použita pro získání statistických dat, byla relativní normativní hodnota a zjištěné maximum všech svalů.

3.4 Statistické zpracování

Pro statistické zhodnocení dat byl použit program STATISTICA. Jelikož normalita dat pomocí popisné statistiky s využitím Shapiro-Wilkova testu nebyla ověřená, byly použity neparametrické statistiky o dvou na sobě navzájem závislých vzorcích. Z neparametrických statistik byl použit Wilcoxonův párový test a hladina signifikance byla stanovena na $p \leq 0,05$.

4 Výsledky

V tabulky 1 a 2 jsou uvedena data popisné statistiky pro maximální hodnoty všech testovaných svalů. Signifikantní výsledky jsou v tabulkách zvýrazněny.

Tabulka 1 Základní popisné statistiky během chůze na páse a chůze po chodbě 1. měření.

Sval	1. měření - chůze po páse			1. měření - chůze po chodbě			p - value
	x P1	Med P2	Smodch P1	x Ch1	Med Ch1	Smodch Ch1	
p TA	0,098	0,086	0,074	0,098	0,077	0,079	0,952
p GM	0,687	0,054	1,528	0,629	0,077	1,545	0,678
p RF	0,086	0,022	0,174	0,114	0,037	0,234	0,161
p BF	0,222	0,040	0,557	0,176	0,039	0,404	0,952
np TA	0,126	0,101	0,116	0,245	0,095	0,305	0,173
np GM	0,093	0,078	0,058	0,109	0,104	0,053	0,374
np RF	0,061	0,024	0,064	0,083	0,026	0,111	0,374
np BF	0,450	0,043	1,193	0,225	0,064	0,503	0,593

Legenda: X P1 - průměr chůze na páse 1. měření, Med P1 - medián chůze na páse 1. měření, Smodch P1 - směrodatná odchylka chůze na páse 1. měření, X Ch1 - průměr chůze po chodbě 1. měření, Med Ch1 - medián chůze po chodbě 1. měření, Smodch Ch1 - směrodatná odchylka chůze po chodbě 1. měření, p TA - paretický m. tibialis anterior, p GM - paretický m. gastrocnemius medialis, p RF - paretický m. rectus femoris, p BF - paretický m. biceps femoris, np TA - neparetický m. tibialis anterior, np GM - neparetický m. gastrocnemius medialis, np RF - neparetický m. rectus femoris, np BF - neparetický m. biceps femoris

Tabulka 2 Základní popisné statistiky během chůze na páse a chůze po chodbě 2. měření.

Sval	2. měření - chůze po páse			2. měření - chůze po chodbě			p- value
	x P2	Med P2	Smodch P2	x Ch2	Med Ch2	Smodch Ch2	
p TA	0,093	0,078	0,060	0,201	0,082	0,245	0,038
p GM	0,083	0,059	0,062	0,098	0,066	0,065	0,020
p RF	0,432	0,035	1,178	0,545	0,041	1,513	0,593
p BF	0,515	0,067	1,028	0,281	0,082	0,520	0,952
np TA	0,131	0,122	0,056	0,174	0,130	0,136	0,173
np GM	0,166	0,114	0,143	0,326	0,163	0,431	0,441
np RF	0,379	0,028	1,038	0,609	0,050	1,670	0,015
np BF	0,600	0,057	1,604	0,557	0,060	1,438	0,952

Legenda: X P2 - průměr chůze na páse 2. měření, Med P2 - medián chůze na páse 2. měření, Smodch P2 - směrodatná odchylka chůze na páse 2. měření, X Ch2 - průměr chůze po chodbě 2. měření, Med Ch2 - medián chůze po chodbě 2. měření, Smodch Ch2 - směrodatná odchylka chůze po chodbě 2. měření, p TA - paretický m. tibialis anterior, p GM - paretický m. gastrocnemius medialis, p RF - paretický m. rectus femoris, p BF - paretický m. biceps femoris, np TA - neparetický m. tibialis anterior, np GM - neparetický m. gastrocnemius medialis, np RF - neparetický m. rectus femoris, np BF - neparetický m. biceps femoris

Tabulka 3 a 4 znázorňují hodnoty rychlosti chůze na páse i chůze po chodbě. Z popisné statistiky byl vybrán průměr, medián a směrodatná odchylka.

Tabulka 3 Základní popisná statistika rychlosti chůze během 1. měření.

Rychlost chůze na páse 1. měření			Rychlost chůze na chodbě 1. měření		
X v P1	Med v P1	Smodch v P1	X v Ch1	Med v Ch1	Smodch v Ch1
1,055	0,900	0,466	0,700	0,600	0,3240

Legenda: X v P1 - průměr rychlosti během chůze na páse 1. měření, Med v P1 - medián rychlosti během chůze na páse 1. měření, Smodch v P1 - směrodatná odchylka rychlosti chůze na páse 1. měření, X v Ch1 - průměr rychlosti chůze na chodbě 1. měření, Med v Ch1 - medián chůze po chodbě 1. měření, Smodch v Ch1 - směrodatná odchylka rychlosti chůze po chodbě 1. měření

Tabulka 4 Základní popisná statistika rychlosti chůze během 2. měření.

Rychlost chůze po páse 2. měření			Rychlost chůze na chodbě 2. měření		
X v P2	Med v P2	Smodch v P2	X v Ch2	Med v Ch2	Smodch v Ch2
1,511	1,300	0,499	0,944	0,800	0,459

Legenda: X v P2 - průměr rychlosti během chůze na páse 2. měření, Med v P2 - medián rychlosti během chůze na páse 2. měření, Smodch v P2 - směrodatná odchylka rychlosti chůze na páse 2. měření, X v Ch2 - průměr rychlosti chůze na chodbě 2. měření, Med v Ch2 - medián chůze po chodbě 2. měření, Smodch v Ch2 - směrodatná odchylka rychlosti chůze po chodbě 2. měření

4.1 Vyjádření k hypotézám na základě statistického vyhodnocení

Hypotézu **H₀₁**: „*Neexistuje rozdíl ve svalové aktivitě svalů m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris na paretické dolní končetině mezi chůzí na páse a chůzí po chodbě.*“, nelze zamítnout pro žádný z měřených svalů během 1. měření. Tuto hypotézu zamítáme pro 2. měření na základě signifikantního rozdílu v hodnocení svalové aktivity u svalů m. tibialis anterior ($p = 0,038$) a m. gastrocnemius medialis ($p = 0,020$). Nezamítáme pro svaly m. rectus femoris a m. biceps femoris.

Hypotézu **H_{A1}**: „*Existuje rozdíl ve svalové aktivitě svalů m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris na paretické dolní končetině mezi chůzí na páse a chůzí po chodbě.*“, zamítáme pro všechny měřené svaly během 1. měření. Hypotézu nelze zamítnout pro 2. měření na základě signifikantního rozdílu měřené svalové aktivity pro svaly m. tibialis anterior ($p = 0,038$) a m. gastrocnemius medialis ($p = 0,020$). Pro svaly m. rectus femoris a m. biceps femoris hypotézu zamítáme.

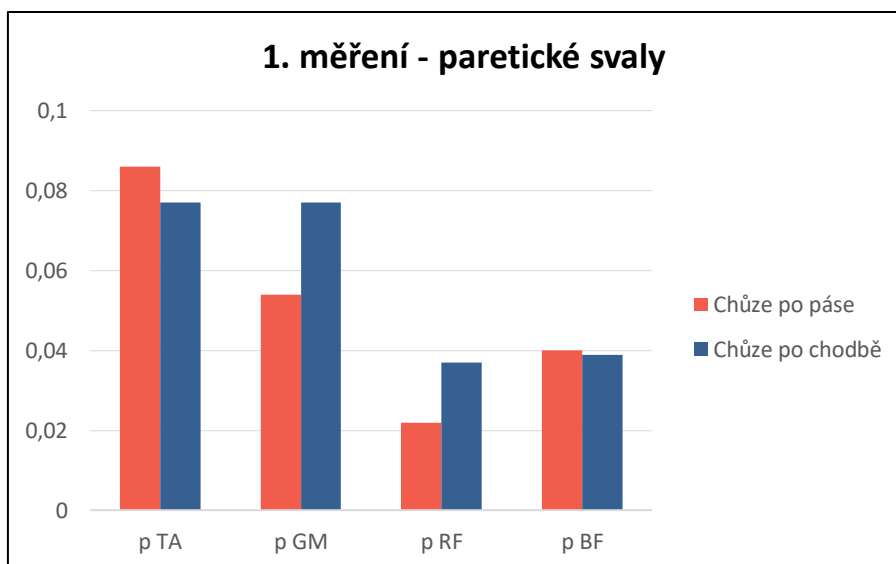
Hypotézu **H₀₂**: „*Neexistuje rozdíl ve svalové aktivitě svalů m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris na neparetické dolní končetině mezi chůzí na páse a chůzí po chodbě.*“, nelze zamítnout pro žádný z měřených svalů během 1. měření. Tuto hypotézu zamítáme pro 2. měření na základě signifikantního rozdílu měřené svalové aktivity pro m. rectus femoris ($p = 0,015$). Pro svaly m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis a m. biceps femoris hypotézu nelze zamítnout.

Hypotézu **H_{A2}**: „*Existuje rozdíl ve svalové aktivitě svalů m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris na neparetické dolní končetině mezi chůzí na páse a chůzí po chodbě.*“, zamítáme pro všechny z měřených svalů během 1. měření. Tuto hypotézu nelze zamítnout pro 2. měření na základě signifikantního rozdílu měřené svalové aktivity pro m. rectus femoris ($p = 0,015$). Pro svaly m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis a m. biceps femoris tuto hypotézu zamítáme.

Hypotézu **H₀₃**: „*Neexistuje rozdíl v rychlosti chůze mezi chůzí na páse a chůzí po chodbě.*“, zamítáme pro 1. měření ($p = 0,007$) a lze ji zamítnout také pro 2. měření ($p = 0,007$).

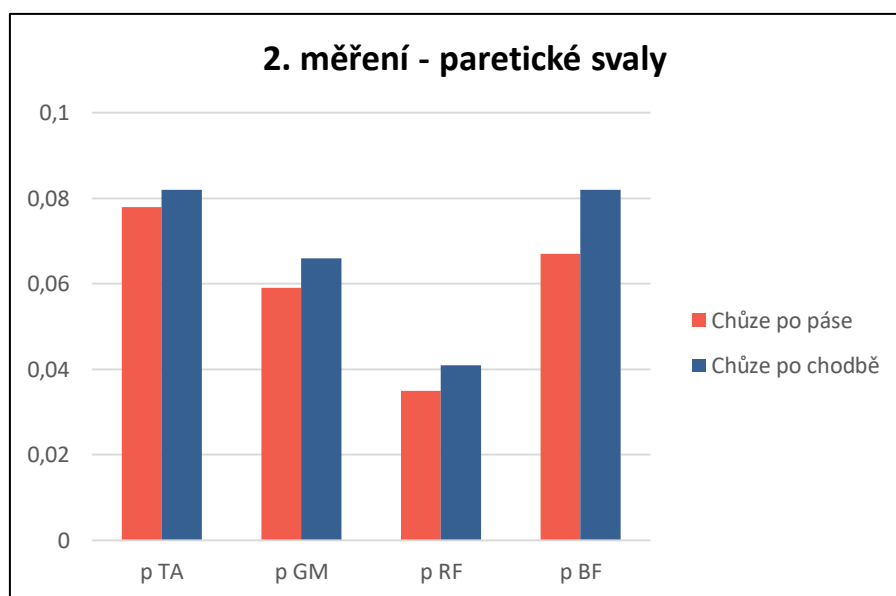
Hypotézu **H_{A3}**: „*Existuje rozdíl v rychlosti chůze mezi chůzí na páse a chůzí po chodbě*“, potvrzujeme pro 1. měření ($p = 0,007$) a lze potvrdit také pro 2. měření ($p = 0,007$).

Na obrázku 2 - 5 jsou uvedeny hodnoty mediánu svalové aktivity během chůze na páse i chůze po chodbě paretických i neparetických svalů. Na obrázku 6 a 7 je znázorněný průměr rychlosti během chůze na páse a chůze po chodbě při 1. i 2. měření.



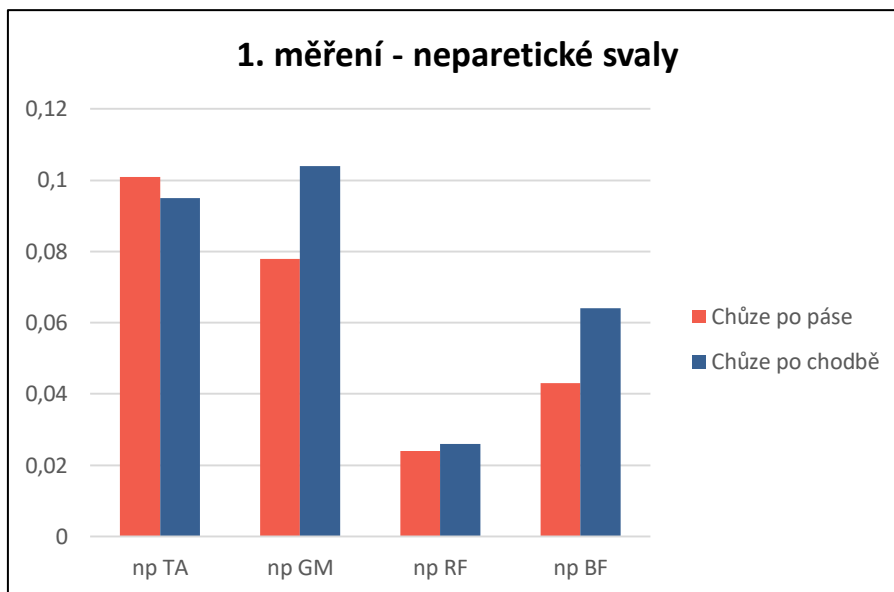
Obrázek 2 Porovnání svalové aktivity paretické dolní končetiny mezi chůzí na páse a chůzí po chodbě během 1. měření.

Legenda: p TA - neparetický m. tibialis anterior, p GM - neparetický m. gastrocnemius medialis, p RF - neparetický m. rectus femoris, p BF - neparetický m. biceps femoris



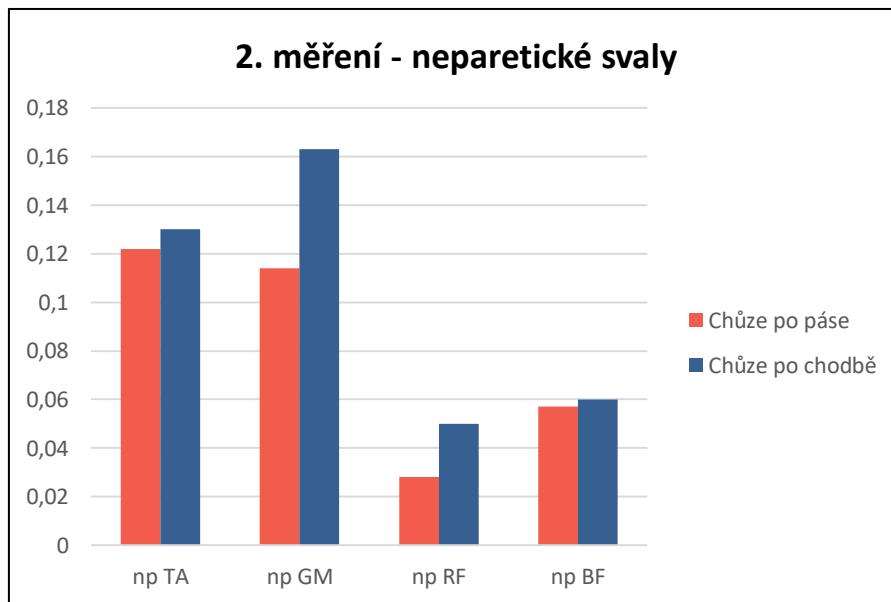
Obrázek 3 Porovnání svalové aktivity paretické dolní končetiny mezi chůzí na páse a chůzí po chodbě během 2. měření.

Legenda: p TA - neparetický m. tibialis anterior, p GM - neparetický m. gastrocnemius medialis, p RF - neparetický m. rectus femoris, p BF - neparetický m. biceps femoris



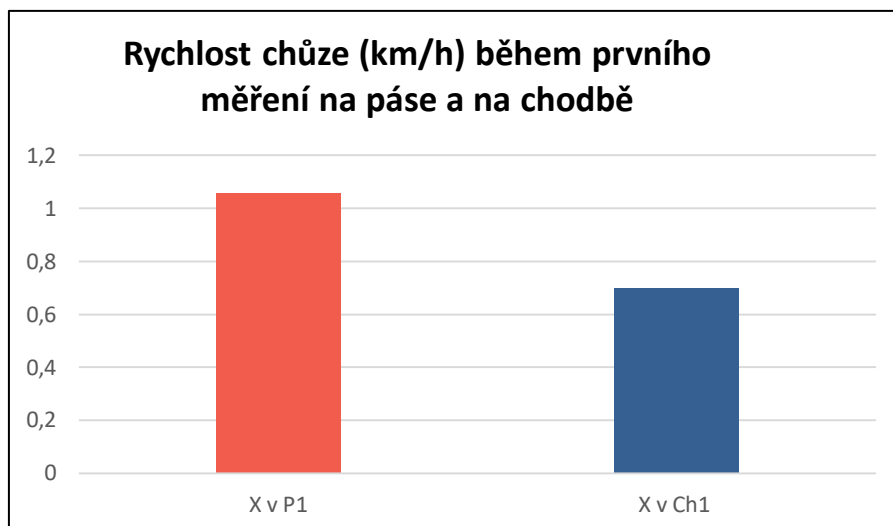
Obrázek 4 Porovnání svalové aktivity neparetické dolní kočetiny mezi chůzí na páse a chůzí po chodbě během 1. měření.

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



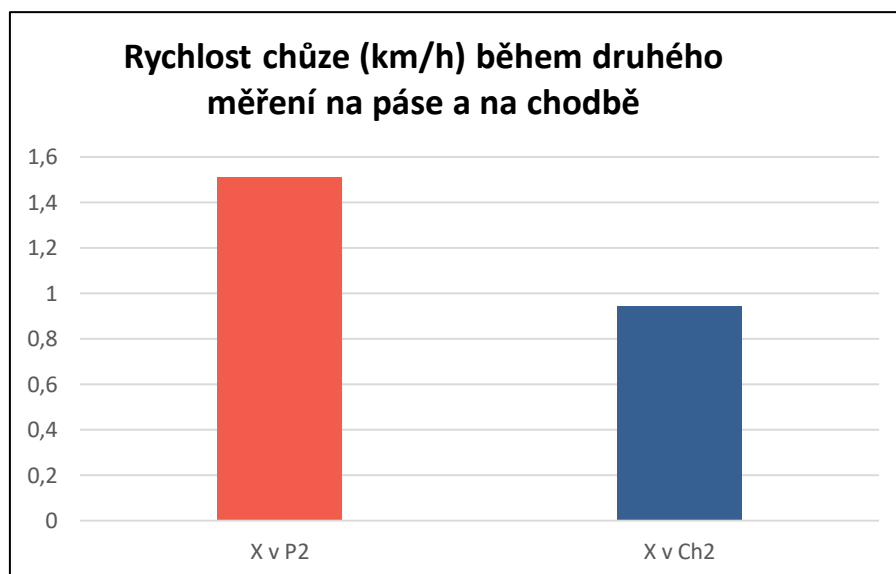
Obrázek 5 Porovnání svalové aktivity neparetické dolní kočetiny mezi chůzí na páse a chůzí po chodbě během 2. měření.

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



Obrázek 6 Porovnání průměru rychlosti chůze mezi chůzí na páse a chůzí po chodbě během 1. měření.

Legenda: X v P1 - průměr rychlosti chůze na páse, X v Ch1 - průměr rychlosti po chodbě



Obrázek 7 Porovnání průměru rychlosti chůze mezi chůzí na páse a chůzí po chodbě během 2. měření.

Legenda: X v P2 - průměr rychlosti chůze na páse, X v Ch2 - průměr rychlosti po chodbě

5 Diskuze

5.1 Chůze u pacientů po CMP

Porucha chůze je hlavním problémem pro mnoho pacientů, kteří prodělají cévní mozkovou příhodu. Až 25 % pacientů, kteří přežijí mozkovou ischemii, nejsou nikdy schopni samostatné chůze a jsou do konce života odkázáni na invalidní vozík, u dalších 50 % pacientů můžeme pozorovat poruchu chůze ještě 3 měsíce po atace, a proto je hlavním cílem u těchto pacientů právě rehabilitace chůze (Laufer et al., 2001, pp. 69).

Porucha chůze způsobuje těmto pacientům problémy v každodenních běžných činnostech. Kromě toho existuje vysoké riziko pádů, proto je bezpečnost a rychlost chůze hlavním cílem rehabilitace (Beyaert et al., 2015, pp. 2).

U pacientů po cévní mozkové příhodě se nejčastěji objevuje tzv. hemiparetická chůze, tento typ chůze může mít určité charakteristické znaky, které se objevují u většiny pacientů, ovšem typická hemiparetická chůze neexistuje, u každého z pacientů jsou poruchy chůze individuální (Yavuzer et al., 2006, pp. 1-8). Vzor chůze je výsledkem komplexní interakce mezi mnoha neuromuskulárními a strukturálními prvky pohybového systému, toto propojení mezi jednotlivými strukturami může být u pacientů s CMP porušeno v jakémkoliv místě na různé úrovni. Při postižení motorického systému dochází k selhání inhibice antagonistických svalů a mechanickým změnám v kloubech a svalích (Levine, Richards, Whittle et al., 2012, pp. 65-66; Schroeder et al., pp 29-31). Dalšími znaky, kterými se hemiparetická chůze vyznačuje, jsou ztráta selektivní kontroly, svalová slabost, vznik a používání primitivních lokomočních vzorů a změny svalového tonu (Perry et al., 2010, pp. 171).

Chůze u hemiparetiků se často vyznačuje chybějícími souhyby horní končetiny během krokového cyklu na straně postižení. Horní končetina je v tzv. „Wernicke - Mannovo držení“, což odpovídá postavení ramenního kloubu do vnitřní rotace a addukce, flektovanému lokti, předloktí v pronačním postavení s flexí ruky i prstů. Na dolní končetině dochází k vnitřně-rotacímu postavení, nedostatečné flexi v hlezenním a kolenním kloubu, noha je postavena do pozice plantární flexe a je rotovaná do inverze. Při chůzi se pak pacient posouvá vpřed pomocí cirkumdukce tak, že dochází k elevaci v pánvi a chodidlo je sunuto vnější hranou po podlaze (Kolář et al., 2009, pp. 50).

Dvě bezprostřední postižení doprovázející hemiparetickou chůzi jsou snížená svalová síla, nebo neschopnost vytvářet kontrakce potřebné velikosti na provedení pohybu v jakékoliv svalové skupině a nevhodně načasovaná nebo nevhodně

odstupňovaná svalová aktivita. K těmto poruchám se může po několika týdnech přidat také spasticita a změny mechanických vlastností svalů, které způsobují abnormální nábor svalových jednotek. Snížená „síla“ obsahuje několik měřitelných faktorů, které mohou být vyjádřeny jako snížená schopnost generovat moment síly v kloubu, deficit svalové síly, nebo když dochází v průběhu pohybu ke snižování svalové síly z důvodu nedostatečné práce svalů. Dalším faktorem, který může vysvětlit snížení svalové síly je zvýšená ztuhlost, nebo spasticita antagonistických svalů. Mnoho studií potvrzuje, že strukturální změny, ve smyslu hypertonu v plantárních flexorech hlezenního kloubu, byly zodpovědné za vznik oslabení skupiny dorziflexorů kotníku a způsobení tzv. „drop foot“ (Olney, Richards, 1995, pp. 136-137).

Drop foot

Léze v centrálním nervovém systému často vedou k abnormálním vzorcům chůze, u pacientů po cévní mozkové příhodě jde především o neúčinnou dorzální flexi v hlezenním kloubu během švihové fáze a také selhání aktivity dorziflexorů při „heel strike“, neboli při prvním kontaktu paty s podložkou. Tyto patologické vzorce chůze jsou součástí komplexního vzorce dysfunkce zahrnujícího spasticitu, svalovou slabost, zhoršení sensoricko-motorické kontroly a dlouhodobé mechanické změny kloubů a svalů dolních končetin (Burrige et al., 2001, pp. 427).

Bayert et al. (2015), ve svém článku o patofyziologii a rehabilitaci chůze u pacientů po CMP uvádí, že drop foot se vyskytl u 46% z 39 pacientů, kteří byli hospitalizováni na lůžkovém oddělení rehabilitace. U většiny těchto pacientů se drop foot vyskytl před koncem třetího měsíce od ataky. Dále bylo zpozorováno, že pokud se drop foot objevil u pacientů už během sedu, nedošlo k jeho vymezení ani během vertikalizace a chůze. Pokud se drop foot objevil až během vstávání ze sedu do stoje, došlo později k ještě většímu zvýraznění během chůze, i přesto, že s relaxací nohy vymizel (Bayert et al., 2015, pp. 8).

Drop foot se objevuje především u pacientů, kteří mají zhoršenou posturální kontrolu a často také jeho výskyt koreluje s postavením nohy do equino-varózní pozice. Během nedostatečné dorzální flexe v hlezenním kloubu dochází ke špatnému zatížení prstů během kroku a k velkému tření nohy po podložce. Může dojít až k překlopení hlezenního kloubu do plantární flexe a nedostatečnému zdvihu špičky a tím i tažení prstů po podlaze a následně k pádu pacienta (Bayert et al., 2015. pp. 8; Olney and Richards, 1995, pp. 145; Woolley, 2001, pp. 2-3).

Nedostatečná dorzální flexe v kotníku může mít za následek snížení rychlosti, poruchu přenosu hmotnosti během krokového cyklu, asymetrii kroku a instabilitu během chůze. Tento problém může být řešen pomocí AFO ortézy na hlezenní kloub, která způsobuje zvýšení rychlosti chůze a stability. Pokud ovšem chceme dosáhnout obnovení svalové aktivity dorziflexorů nohy, je vhodnějším řešením FES (Functional electrical stimulation), která je aplikovaná na společný peroneální nerv, a tak excituje funkci pro podporu aktivní dorziflexe v kotníku během švihové fáze (Pilkar et al., 2017, pp. 2; Belda-Lois et al., 2011, pp. 8-9).

5.2 Biomechanické aspekty chůze u pacientů s CMP

Woolley (2001) ve své práci uvádí, že při analýze vzdálenosti a časových faktorů chůze vykazuje kloubní kinematika u pacientů s hemiparézou rozdíly od fyziologické chůze jak ve stojné, tak švihové fázi. Olney et al., zkoumali profily úhlů během pomalé, středně rychlé a rychlé chůze na paretické i neparetické končetině a rozdíly byly nalezeny v kloubním rozsahu pohybu kyčle, kolene a hlezna. Biomechanikou chůze u pacientů s CMP se věnovali studie autorů Wolley a Beyaert et al.

5.2.1 Kyčelní kloub

Kyčelní kloub, jako nejproximálnější kloub spojující dolní končetinu s trupem, má během chůze důležitou roli. Jeho aktivita na paretické dolní končetině silně koreluje s rychlostí chůze. Během stojné fáze vykazuje rozsah pohybu v sagitální rovině více atypických pohybů než ve fázi švihové. Během počátečního kontaktu nedochází k dostatečné flexi kyčle, nebo naopak k abnormálnímu zvýšení flexe v kyčelním kloubu. Dalším patologickým jevem je nedostatečná extenze v kyčli během terminálního stádia stojné fáze, což znamená, že kyčelní kloub je stále v lehké flexi během „toe-off“. Během švihové fáze dochází vlivem abduktorů k elevaci kontralaterální pánve, zatímco abduktory paretické končetiny napomáhají cirkumdukcii, která je často spojena s hyperextenzí v kolenním kloubu, která dopomáhá k pohybu končetiny vpřed (Woolley, 2001, pp. 3-4; Bayert et al., 2015, pp. 9).

5.2.2 Kolenní kloub

Postavení a pohyb v kolenním kloubu závisí na postavení a pohybu v ostatních kloubech dolní končetiny, především v kloubu hlezenním. U hemiparetické chůze můžeme zpozorovat tři různé typy pohybu v kolenním kloubu. Prvním z typů je zvýšená flexe kolene během stojné fáze oproti fyziologické chůzi především v iniciálním kontaktu kroku. Druhým typem je naopak snížená flexe kolene během časného stádia stojné fáze, která je následně vystřídána hyperextenzí a zpožděným pohybem do flexe při přípravě na švihovou fázi krokového cyklu. Snížená flexe se objevuje také během „toe-off“. Posledním typem je hyperextenze kolenního kloubu po celý čas stojné fáze, která je často spojována s plantární flexí v kotníku.

V některých případech dochází k časné aktivitě lýtkového svalstva, což způsobuje tažení dolní končetiny posteriorně a nutí tak koleno do postavení hyperextenze. V jiných

případech lze brát hyperextenzi jako kompenzační mechanismus pro zajištění optimální stability dolní končetiny pro přenesení hmotnosti těla, v tomto případě jsou hlavními stabilizačními svaly kolene hamstringy. Oproti tomu nekontrolovatelné podklesnutí kolene při stojné fázi je způsobeno nízkou svalovou silou extenzorů kyčle a protichůdné aktivitě extenzorů kolene, které se flexi snaží zabránit (Woolley, 2001, pp. 3-4; Bayert et al., 2015, pp. 9).

5.2.3 Hlezenní kloub

Hemiparetická chůze je definována sníženou aktivitou plantárních flexorů, která je často kompenzována zvýšenou aktivací flexorů kyčelního kloubu k zvýšení iniciací švihové fáze. U pacientů, kteří takto kompenzují chůzi delší dobu, dochází ke zvýšenému spoléhání na plantární flexory a extenzory kolenního kloubu neparetické končetiny. Na paretické straně je rychlost chůze závislá na aktivitě kyčelního kloubu, na neparetické končetině koreluje rychlost chůze s aktivitou hlezenního kloubu (Bayert et al., 2015, pp. 9).

Během švihové fáze dochází v kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu také k atypickým vzorům chůze, které jsou charakterizovány omezenou nebo sníženou flexí v kyčelním kloubu a jejím náhlým pohybem směrem do elevace, nedostatečnou flexí v kolenním kloubu a sníženou dorziflexí v kotníku. Tento vzor chůze má za následek nedostatečný zdvih dolní končetiny nad podložku a tažení prstů nebo celého nártu po podlaze. Omezený rozsah flexe v kolenním kloubu během švihové fáze není omezený jen na paretickou dolní končetinu. V případě, že jde o těžké postižení, týká se toto omezení také neparetické dolní končetiny (Woolley, 2001, pp. 5).

5.3 Diskuze k výsledkům práce

Testované hypotézy se týkaly hodnocení svalové aktivity svalů na paretické i neparetické dolní končetině. Hodnocení svalové aktivity probíhalo vždy ve dvou situacích - chůze na chodícím páse a chůze po chodbě. Testována byla chůze během 1. měření (před hospitalizací) a během 2. měření (těsně před ukončením hospitalizace).

5.3.1 Svalová aktivita na paretické dolní končetině

Hypotézy H_{01} a H_{A1} se týkaly porovnání svalové aktivity svalů m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris při chůzi na chodícím páse a chůzi po chodbě na paretické dolní končetině během 1. měření před hospitalizací a 2. měření před ukončením hospitalizace. Cílem hypotéz bylo zjistit, zda je svalová aktivita vyšší během chůze na chodícím páse nebo během chůze po chodbě.

Na obrázku 2 (pp. 40) můžeme vidět, že během 1. měření v porovnání výsledků chůze na páse a po chodbě nedošlo k žádným signifikantním změnám. Z grafu je patrné, že při 1. měření, tedy před zahájením rehabilitace, byla vyšší aktivita snímána během chůze na páse u m. tibialis anterior a m. biceps femoris, ovšem tyto výsledky nebyly statisticky nijak významné. Oproti tomu na obrázku 3 (pp. 40), kde jsou srovnány výsledky aktivity svalů na paretické dolní končetině během 2. měření, tedy těsně před ukončením hospitalizace, lze vidět signifikantní výsledky u svalů m. tibialis anterior a m. gastrocnemius medialis během chůze na chodbě oproti chůzi na páse. U svalů m. rectus femoris a m. biceps femoris došlo také ke zvýšení svalové aktivity během chůze po chodbě, ovšem tyto výsledky nebyly statisticky významné.

Optimální zapojení m. tibialis anterior při chůzi po chodbě probíhá tak, že během prvních 20 % krokového cyklu je zaznamenána nejvyšší aktivita, poté v průběhu středního stoje jeho aktivita klesá a opět se zapojuje až v průběhu předšvihové fáze, kde jeho aktivita vzrůstá, opět lehce klesne během střední švihové fáze a následně se dostává do maximálního zapojení až v konečné švihové fázi (Levine, Richards, Whittle., 2012, pp. 37-39). Peat et al. (1976), zjistili, že všechny svaly na paretické dolní končetině mají tendenci dosahovat maximální svalové aktivity ve stejné době během stejné fáze po přenesení hmotnosti na paretickou končetinu. Během počátečního kontaktu byla zaznamenána nízká úroveň aktivity m. tibialis anterior, m. triceps surae a m. vastus lateralis, k jejich výrazné aktivitě došlo až během fáze středního stoje (Olney, Richards,

1996, pp. 140). Toto tvrzení by tedy znamenalo, že zapojení m. tibialis anterior je u paretické dolní končetiny zpožděno, oproti fyziologickému krokovému cyklu.

Hesse et al. (2003), ve své studii uvádí, že pomocí dynamického elektromyogramu bylo zjištěno, že u vybraných svalů dolních končetin může chodící pás úzce napodobovat fyziologickou chůzi. Pouze aktivita svalů konajících dorzální flexi v kotníku během švihové fáze krokového cyklu je na páse snížena pod normální hodnotu. Toto tvrzení může být vysvětleno tím, že chůze na chodícím páse je více symetrická, a jednooporová fáze na paretické dolní končetině trvá delší dobu, než během chůze po chodbě, což by mohlo způsobit menší tření špičky po povrchu pásu během švihové fáze. Tím dochází k účinnému tréninku svalů nesoucích váhu těla. S tímto tvrzením se ve své studii ztotožňuje také Laufer et al., který uvádí, že během terapie na chodícím páse došlo k významnému prodloužení fáze jedné opory na paretické dolní končetině. Aktivita m. tibialis anterior tak může být snížena právě proto, že pacienti během švihové fáze mohou nést nadměrnou hmotnost (Hesse et al., 2003, pp. 120; Laufer et al., 2001, pp. 76).

Betschart et al. (2017), ve své studii hodnotila svalovou aktivitu u m. tibialis anterior, m. gastrocnemius lateralis, m. vastus lateralis, m. rectus femoris, m. semitendinosus a m. gluteus medius u 16 pacientů, kteří byli po cévní mozkové příhodě s primoatakou nejméně 6 měsíců po atace. Účastníci museli být schopní ujít 10 m za 0,5 s/m nebo vyšší, bez jakékoliv pomůcky. Cílem její studie bylo zhodnotit vliv terapie na chodícím páse na svalovou aktivitu a délku kroku. Výsledkem byly signifikantní hodnoty pro zvýšení svalové aktivity plantárních flexorů a m. tibialis anterior. Dalším pozitivním znakem tréninku na chodícím páse byla změna koaktivace svalů, jelikož během fáze adaptace, tedy po prodělané rehabilitaci došlo také k pomalejší aktivaci plantárních flexorů a rychlejší aktivaci m. tibialis anterior na paretické straně (Betschart et al., 2017, pp. 7-14).

Na obrázku 3 lze vidět, že signifikantní rozdíl byl spatřen také u m. gastrocnemius medialis při chůzi na chodbě během 2. měření. Aktivita m. gastrocnemius medialis úzce souvisí s aktivitou m. tibialis anterior, jelikož tyto svaly svojí vzájemnou koaktivací ovlivňují pozici hlezenního kloubu během krokového cyklu. Optimální zapojení m. gastrocnemius medialis probíhá tak, že maximální svalovou aktivitu vykazuje především během fáze jedné opory. Během loading response, neboli tzv. zátěžové fáze je jeho aktivita utlumena, zatímco aktivita dorziflexorů je v této chvíli maximální (Levine, Richards, Whittle, 2012, pp. 37-39; Fujita et al., 2018, pp. 99). U pacientů s hemiparézou není zapojení plantárních flexorů optimální, dochází k jejich předčasné aktivaci na

paretické dolní končetině během přechodu z terminální švihové fáze jednoho krokového cyklu do iniciálního kontaktu a zátěžové fáze druhého krokového cyklu. Předčasné zapojení plantárních flexorů se může křížit s optimálním postavením hlezenního kloubu během těchto dvou fází, a proto je považováno za negativní faktor hemiparetické chůze. Důvodem této abnormální aktivity je stretch reflex, který je facilitován dorzální flexí v kotníku během iniciálního kontaktu nohy s podložkou během chůze (Fujita et al., 2018, pp. 99).

Fujita et al. (2018), hodnotili pomocí elektromyografie svaly dolní končetiny během chůze po chodbě. Hodnoceny byly plantární flexory, m. tibialis anterior, m. rectus femoris a m. biceps femoris. Výsledkem jejich studie bylo zjištěno, že pacienti během chůze vykazují abnormální svalové synergie, zejména společnou aktivaci antagonistických svalů, protože reciproční inhibice je po CMP snížena. Dalším zjištěním bylo, že největší podíl na předčasné aktivaci plantárních flexorů má m. biceps femoris. Aktivita m. biceps femoris je u hemiparetiků větší než u zdravých jedinců, především v konečné švihové fázi. Důvodem tohoto abnormálního zapojení je nedostatečná aktivace extensorů kyčelního kloubu a předčasné zapojení m. biceps femoris a plantárních flexorů je kompenzačním mechanismem.

Dle studie Laufera et al. (2001), je terapie na chodícím páse přínosem v rehabilitaci u pacientů s cévní mozkovou příhodou. Výsledkem této studie bylo zlepšení trvání délky fáze jedné opory během krokového cyklu, symetričnost chůze a také signifikantní zlepšení svalové aktivity m. gastrocnemius medialis oproti terapii chůze po chodbě.

Z výsledků naší studie vychází, že svalová aktivita svalů na paretické dolní končetině je signifikantně vyšší při chůzi na chodbě oproti chůzi na chodícím páse. Tento výsledek nám může naznačit, že chůze po chodbě je pro pacienty s cévní mozkovou příhodou přirozenější, než chůze na páse. Při porovnání obrázku 2 a 3 však můžeme vidět, že aktivita svalů paretické dolní končetiny vzrostla během 2. měření oproti aktivitě těchto svalů při 1. měření i přesto, že výsledky nebyly statisticky významné. Důvodem tohoto zjištění může být funkce neuroplasticity mozku a motorického učení, jelikož během 1. měření byla pro většinu pacientů chůze na chodícím páse prvotní zkušeností, ovšem během hospitalizace probíhala terapie chůze na páse každý den, tudíž při 2. měření už pro většinu pacientů šlo o naučený pohyb, a proto by mohly být výsledky lepší.

5.3.2 Svalová aktivita na neparetické dolní končetině

Hypotézy H_{02} a H_{A2} se týkaly porovnání svalové aktivity svalů m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris při chůzi na chodícím páse a chůzi po chodbě na neparetické dolní končetině během 1. měření před hospitalizací a 2. měření před ukončením hospitalizace.

Cílem hypotéz bylo zjistit, zda je svalová aktivita vyšší během chůze na chodícím páse nebo během chůze po chodbě.

Z obrázku 4 (pp. 41) můžeme vidět, že opět převažuje vyšší svalová aktivace během chůze po chodbě, až na m. tibialis anterior, který vykazuje větší zapojení během chůze na páse, ovšem žádný výsledek během 1. měření nebyl statisticky významný.

Na obrázků 5 (pp. 41) vidíme porovnání svalů neparetické dolní končetiny během 2. měření. Na tomto grafu je patrná převaha vyšší svalové aktivity během chůze na chodbě už u všech čtyř svalů, ovšem signifikantní rozdíl během chůze po chodbě byl zjištěn jen u m. rectus femoris. Vyšší aktivita m. rectus femoris na neparetické dolní končetině by mohla být způsobena prodloužením stojné fáze (zřejmě z vyšší aktivity m. gastrocnemius medialis) na paretické dolní končetině – tím se může m. rectus femoris na neparetické dolní končetině více uplatnit pro švihovou fázi krokového cyklu.

Optimální zapojení m. rectus femoris během fyziologického krokového cyklu je definováno maximální aktivitou svalu během počáteční fáze a následné fáze zatížení. Po fázi postupného zatěžování začíná jeho aktivita klesat až do poloviny středního stoje. Další aktivita je zaznamenána během přípravy na švihovou fázi, po které následuje pauza a aktivita vzrůstá opět až koncem švihové fáze a přípravě na postupné zatěžování (Levine, Richards, Whittle, 2012, pp. 37-39).

V celosvětových studiích se aktivitou na neparetické dolní končetině zabývá jen velmi málo autorů. Jednou z prvních studií provedl Wortis et al., v roce 1952, který provedl analýzu pomocí EMG u 19 pacientů a výsledkem byl velmi překvapen. Analýza EMG ukázala, že na neparetické dolní končetině vypadá záznam svalové aktivity atypičtěji, než záznamy z paretické dolní končetiny. Tuto skutečnost připisuje zvýšeným amplitudám v extenzorových svalech, především m. rectus femoris, u kterého byla prodloužena aktivita do druhé poloviny stojné fáze. Dalším svalem, který vykazoval vyšší aktivitu na neparetické straně, byl m. gastrocnemius medialis (Olney, Richards, 1996. pp. 140 - 141).

Perry s tímto bifázickým zapojením m. rectus femoris nesouhlasí a ve své knize uvádí jeho monofázické zapojení během krokového cyklu. Domnívá se, že m. rectus femoris je aktivní pouze během přechodu ze stojné fáze do švihové. Ačkoliv tento sval

má dvojí funkci, jako flexor kyčelního kloubu, nebo extenzor kolenního kloubu, je považován za součást celého m. quadriceps femoris. Condrat et al., uvádí, že v druhé fázi aktivace během krokového cyklu může fungovat jako obojí, ale hlavním úkolem je excentrická kontrakce a pomocná funkce vastům stabilizovat koleno při přenesení váhy. (Nene et al., 2002, pp. 1-2).

Den Otter et al., ve své studii z roku 2006 analyzuje zapojení svalů dolních končetin pomocí EMG během chůze po rovině. Do studie bylo zařazeno 24 pacientů s cévní mozkovou příhodou a 14 zdravých jedinců jako kontrolní skupina. Analýzu svalové aktivity provedli jak na paretické, tak na neparetické dolní končetině. Výsledkem studie bylo zjištění, že u pacientů po CMP byla průměrná relativní doba trvání aktivity m. rectus femoris vyšší během stojné fáze, než u zdravých jedinců a to jak na straně paretické, tak na té neparetické. Na neparetické straně byla jeho aktivita vyšší dokonce o 72 % oproti zdravým jedincům (Otter et al., 2006, pp. 8-10).

Nene et al. (2002), upozorňují také na korelaci rychlosti chůze s aktivitou m. rectus femoris. Uvádí, že jeho aktivace během přípravné švihové fáze a počátečním švihu je nutná pro kontrolu flexe kolene. Při vyšších rychlostech chůze roste také kadence a v důsledku toho i úhlová rychlost v kolenním kloubu. Zvýšená aktivita m. rectus femoris způsobí snížení flexe v koleni, zatímco jeho snížená aktivita způsobí zvýšení flexe v kolenním kloubu. Nene et al., uvádí, že existuje lineární vztah mezi rychlostí chůze a aktivitou m. rectus femoris a vysvětluje to tím, že během vyšší rychlosti chůze dochází k rychlé extenze v kyčli, což způsobí zvýšenou aktivitu m. rectus femoris za účelem kontroly nadměrné extenze v kyčelním kloubu. S tímto tvrzením se ztotožňuje také Shiavi et al., ve své studii, kde uvádí, že jde nejspíše o ochranný mechanismus (Nene et al., 2002, pp. 11-12).

5.3.3 Časoprostorové charakteristiky chůze u pacientů s CMP

Tyto hypotézy se týkaly porovnání rychlosti chůze během chůze na chodícím páse a chůze po chodbě. Porovnání rychlostí bylo hodnoceno během 1. a 2. měření.

Cílem hypotéz bylo zjistit, zda jsou pacienti po cévní mozkové příhodě schopni rychlejší chůze na terapeutickém páse, nebo spíše na chodbě.

Na obrázku 6 (pp. 42) lze vidět porovnání průměrné rychlosti mezi chůzí na páse a na chodbě během 1. měření, tedy ve chvíli, kdy byli pacienti přijati k hospitalizaci. Z obrázku můžeme pozorovat, že došlo k signifikantním změnám, tedy k vyšší průměrné

rychlosti během chůze na terapeutickém páse. V tabulce 3 je znázorněno, že průměrná rychlost chůze na páse byla během 1. měření je 1,05 km/hod oproti chůzi po chodbě, kde byla hodnota průměrné rychlosti 0,7 km/hod.

Z obrázku 7 (pp. 42) vyplývá, že během 2. měření, tedy těsně před propuštěním pacientů z hospitalizace, byl statisticky významný rozdíl vyšší rychlosti opět během chůze na terapeutickém páse oproti chůzi po chodbě. V tabulce 4 jsou uvedeny průměrné rychlosti během obou situací. Průměrná rychlost chůze na páse odpovídá 1,51 km/hod a průměrná rychlost chůze po chodbě 0,94 km/hod. Při porovnání obrázku 6 a 7 můžeme pozorovat, že vyšší rychlosti byli pacienti schopni během chůze na páse, ale rychlost chůze na chodbě během 2. měření s porovnáním rychlosti 1. měření také vzrostla.

Obnovení schopnosti chůze u pacientů s CMP je hlavním cílem rehabilitace, jelikož až 30% pacientů, kteří přežijí akutní fázi onemocnění, není schopno chůze, zbytek má středně těžké nebo těžké poruchy chůze se sníženou rychlostí. Hemiparetická chůze je charakterizována sníženou rychlostí, kadencí a délkou kroku. Dalšími znaky jsou asymetrie v časoprostorových, kinetických a kinematických vlastnostech (Buurke et al., 2008, pp. 676; Schroeder et al., 1995, pp. 25).

Jedním z faktorů limitujících rychlost chůze je snížená svalová síla svalů dolních končetin, především těch distálních. Plantární flexory jsou důležitou skupinou svalů pro regulaci chůze u zdravých jedinců, protože vytvářejí velkou část potřebné energie k posunu končetiny vpřed během fáze „push-off“. Olney et al., ve své studii zjistili, že výkon plantárních flexorů úzce souvisí s rychlostí chůze. Vzhledem k tomu, že u pacientů je velmi častý výskyt snížené svalové aktivity plantárních flexorů, nedochází u nich k dostatečné plantární flexi a vyvinutí síly potřebné k rychlé chůzi (Nadau et al., 1999, pp. 126).

Parvataneni et al. (2007), provedli studii na korelaci rychlosti chůze s aktivací svalů dolních končetin a výsledkem bylo, že během rychlosti chůze 0,83 m/s došlo k lepší aktivaci plantárních flexorů a extenzorů kyčle. K tomuto zlepšení vlivem vyšší rychlosti chůze došlo na paretické straně až o 74 %.

Rychlost chůze silně koreluje a zároveň ovlivňuje i jiné parametry jako je kadence, délka kroku, nebo funkční skóre chůze. Oproti kadenci nebo délce kroku je rychlost chůze lépe měřitelná, proto je nejčastěji využívána jako primární proměnná v posuzování výsledků rehabilitace (Friedman, 1990, pp. 119).

Průměrná samovolně zvolená rychlost chůze uváděná u pacientů po cévní mozkové příhodě je nižší, než hodnoty uváděné u zdravých jedinců. Beyaert et al. (2015), ve svém

výzkumu porovnali výsledky rychlostí chůze ze 17 studií a bylo zjištěno, že pacienti s CMP volí chůzi o rychlosti od 0,23 m/s až po 0,73 m/s, což jsou podstatně nižší hodnoty oproti fyziologii. Dále z těchto studií vyplývá, že rychlost chůze vyšší než 0,80 m/s je nezbytně nutná pro každodenní běžné fungování, např. pro bezpečné přejití silnice (Beyaert et al., 2015, pp. 7). Bylo prokázáno, že rychlost chůze, která je ekonomicky a energeticky nejvíce výhodná pro zdravé jedince, se pohybuje v rozmezí mezi 1,2- 1,4 m/s. Tento rozsah závisí na biomechanických faktorech, jako je délka kroku a kadence. Předpokládalo se, že pokud se pacienti po CMP dostanou blízko tomuto rozmezí rychlosti chůze, bude také jejich chůze méně energeticky náročná. Je však možné, že i když se zvyšováním rychlosti přiblíží k hranici rychlosti normální, bude po nich stále vyžadován větší energetický výdej, jelikož dosáhnout této rychlosti vlivem kompenzace vzoru chůze, je pro ně energeticky nákladné (Reisman et al., 2009, pp. 530).

Lau a Mak (2011) provedli studii, jejíž cílem bylo zjistit efekt terapie na chodícím páse na rychlost chůze u pacientů s cévní mozkovou příhodou v subakutní fázi. Do této studie bylo zahrnuto 30 pacientů s CMP, kteří splnili kritéria pro zařazení do výzkumu. Během studie však museli být čtyři pacienti vyřazeni, a tak celým výzkumem prošlo pouze 26 pacientů, kteří byli rozděleni do dvou skupin - experimentální a kontrolní. U experimentální skupiny byla stanovena rychlost terapeutického pásu podle nejvyšší možné rychlosti pacienta během chůze po chodbě. Po chůzi 30 s na páse následovaly 2 minuty odpočinku. Pokud pacient splnil 30 s bez větších obtíží a rizik, byla rychlost pásu zvýšena o 10%, pokud ne, byla o 10% snížena. Jedna terapie trvala cca 4 minuty a k navýšení došlo vždy maximálně 5x. U kontrolní skupiny byla použita nejvyšší možná rychlost pacientů během chůze po chodbě a nebyla při terapii nijak upravována. Tato terapie trvala 30 minut. Výsledkem studie bylo, že 10 sezení u obou skupin výrazně zlepšilo výkon chůze a rovnováhu u pacientů s CMP v subakutní fázi. Dále tato studie ukázala, že trénink, který absolvovala experimentální skupina, má lepší výsledky v rychlosti chůze a délce kroku. Rychlost chůze se díky tomuto tréninku zlepšila o 120% a délka kroku byla prodloužena o 55% (Lau, Mak, 2011, pp. 709-713).

Se studií Lau a Maka se ztotožňuje také studie Pohla et al., (2002), který uvádí, že trénink na chodícím páse s postupným zvyšováním rychlosti je účinnější, než trénink na páse, kde je rychlost chůze konstantní, nebo se zvyšuje minimálně. Dalším výsledkem této studie byl fakt, že trénink chůze na páse má lepší výsledky, než tradiční terapie chůze ve smyslu zvýšení rychlosti a kadence chůze (Pohl et al., 2002, pp. 553-558).

Yamanda et al. (2015), uvádí, že dřívější vystavení pacientů rychlé chůzi, které se u nich předpokládá, že bude dosaženo v pozdější době vlivem rehabilitace, umožňuje této rychlosti dosáhnout mnohem dříve. Výsledkem tedy je, že trénink chůze o vyšší rychlosti může zlepšit trénink chůze pomocí fyzioterapeuta po chodbě. Jelikož jsou kadence a délka kroku závislé na rychlost chůze, došlo ke zvýšení také jejich hodnot.

Ve studii Maa et al., (2005) bylo zkoumáno 24 probandů, z nichž 12 byli pacienti po cévní mozkové příhodě, dalších 12 byli zdraví jedinci, kteří tvořili kontrolní skupinu. Pacienti podstoupili terapii na chodícím páse s odlehčením okolo 30% v délce 30 minut, 5 dní v týdnu, po dobu 3 týdnů. Výsledkem této studie bylo zlepšení rychlosti chůze a s tím i související parametry jako prodloužení délky kroku a zvýšení kadence chůze. Dalším pozitivním výsledkem bylo, že většina pacientů ke konci terapie chodila bez odlehčení (Mao et al., 2005, pp. 2-8).

Liston et al. (2000) ve své studii zkoumali efekt terapie chůze ve dvou situacích - chůze na terapeutickém chodícím páse a chůze po chodbě. Rozdělili 18 pacientů do dvou skupin. První skupina o 10 pacientech podstoupila čtyřtýdenní terapii chůze na chodícím páse, druhá skupina o 8 pacientech podstoupila v rozmezí čtyř týdnů terapii chůze za pomoci fyzioterapeuta na chodbě. Všichni pacienti podstupovali terapii 3x týdně po dobu maximálně 60 minut. Výsledek ovšem nepotvrdil hypotézu Listona a jeho kolegů, že terapie na chodícím páse bude účinnější v terapii chůze, než trénink po chodbě. Ve studii nebyl prokázán žádný signifikantní rozdíl mezi terapiemi chůze. Liston tento výsledek přiřazuje skutečnosti, že skupina podstupující terapii na chodícím páse byla velmi rozlišná ve vytrvalosti chůze (Liston et al., 2000, pp. 311-318).

Podobnou studii provedl Park et al. (2013), kteří porovnávali terapii chůze na chodícím páse s terapií chůze po chodbě. Do této studie bylo zahrnuto 40 pacientů s cévní mozkovou příhodou, kteří byli minimálně 6 měsíců po iktu a zvládli samostatně chůzi na 10m a víc bez jakékoliv pomůcky. Zlepšení pacientů bylo posuzováno podle rychlosti, vytrvalosti a rovnováhy během chůze. Výsledkem bylo, že terapie na chodícím páse zvyšuje svalovou sílu dolních končetin a rovnováhu během chůze, ovšem při srovnání terapie po chodbě s terapií na chodícím páse došli k závěru, že během obou terapií došlo k zlepšení rychlosti a rovnováhy, ale pro trénink vytrvalosti je lepší terapie po chodbě.

Pro rychlost chůze nebyly výsledky statisticky významné, a proto Park doporučuje terapii chůze po chodbě jako vhodnější (Park et al., 2013, pp. 379-382)

5.4 Přínos pro praxi

Zařazení chodících pásů do terapie je vhodnou volbou, a to nejen u pacientů s cévní mozkovou příhodou. Výzkum prokázal, že terapie na chodícím páse má pozitivní vliv na zvýšení rychlosti chůze oproti tréninku chůze po chodbě. Jak již bylo výše citováno, je dokázáno, že při zlepšení rychlosti chůze u pacientů s cévní mozkovou příhodou zároveň dochází ke zlepšení aktivace plantárních flexorů hlezenního kloubu a extenzorů kyčelního kloubu, což znamená, že terapie na chodícím páse může mít pozitivní vliv také na zlepšení stereotypu chůze těchto pacientů. Zlepšení rychlosti a vytrvalosti chůze je pro pacienty také přínosem v každodenních běžných činnostech, například pokud si pacient potřebuje dojít sám na nákup, nebo rychleji přejít silnici (Beyaert et al., 2015, pp. 7; Parvataneni et al., 2007, pp. 814-819).

V naší práci se sice nepotvrdily statisticky významné rozdíly vlivu tréninku chůze na chodícím páse na zvýšení svalové aktivity, ale z grafů bylo patrné, že po absolvování terapeutické jednotky během hospitalizace došlo k zlepšení aktivity svalů dolních končetin.

Jaký konkrétní vliv má chodící pás na centrální nervovou soustavu u člověka, stále není zcela jasný, ovšem existují domněnky, že terapie chůze na chodícím páse podporuje automatismus krokového cyklu vlivem aktivace centrálních generátorů chůze uložených v míše (Duysens, Van de Crommert, 1998, pp. 131).

Dalším pozitivním znakem je vybavení chodících pásů ve smyslu virtuální reality. Využití tréninku chůze spolu s virtuální realitou je pro pacienty po cévní mozkové příhodě vhodným tréninkem především díky působení multisenzorické stimulace mozku a je také příjemným a zábavným zpestřením rehabilitační jednotky pacientů (Corbetta, Imeri a Gatti, 2015; pp. 7).

V dnešní době je velmi rozšířená škála možností rehabilitačních technik jak zlepšit stereotyp chůze pacientů. U výsledků naší práce musíme brát v potaz, že během výzkumu všichni pacienti podstupovali intenzivní standartní rehabilitaci pod vedením terapeuta. A proto se kombinace standartní terapie, například s využitím technik Bobath konceptu spolu s přístrojovou rehabilitací, zdá být tou nejlepší možnou volbou. Kombinace těchto terapií je pro pacienty pestřejší a je vhodným prostředkem pro motivaci pacienta k lepším výsledkům.

5.5 Limity studie

Mezi limity této studie lze zařadit nedostatečný počet zkoumaných pacientů. Do studie bylo zařazeno 11 pacientů, z nichž 2 museli být ze skupiny vyřazeni, jelikož absolvovali pouze 1. měření, tudíž celkový počet zařazených pacientů klesl na 9, což je oproti jiným studiím nižší počet. Proto by bylo pro další měření vhodné, aby se ho zúčastnilo více pacientů a studie tím tak získala objektivnější výsledek. Dalším faktorem ovlivňujícím výsledky mohl být poměr mužů a žen, který tvořil 70:30 ve prospěch žen a také fakt, že tři pacienti měli po iktu pravostrannou hemiparézu, zatímco šest pacientů levostrannou.

Dalším možným aspektem ovlivňující výsledky výzkumu mohlo být rozdílné stádium onemocnění pacientů. Dva z pacientů byli během výzkumu v chronickém stádiu onemocnění, oproti zbylým sedmi, kteří byli v subakutní fázi. Rozdíl mezi pacienty byl také v povodí ischemie. Sedm z pacientů postihla ischemie v oblasti a. cerebri media, ovšem dva z pacientů měli lézi v povodí a. basilaris. Pro další měření by bylo vhodné více sjednotit skupinu zkoumajících pacientů ve smyslu poměru mužů a žen a také v jednotnosti diagnózy.

Dalším faktorem ovlivňujícím výsledky studie může být různá délka hospitalizace pacientů na oddělení rehabilitace a tím i rozdílná délky mezi jednotlivými měřeními. Vhodnější by pro studii bylo sjednotit délku rozpětí mezi 1. a 2. měření. Limitem studie by dále mohla být nedostatečná zkušenost pacientů s chůzí na páse během 1. měření. Většina pacientů nás před zahájením výzkumu informovala o tom, že s chodícím pásem nemají žádnou předchozí zkušenost. Pro výsledky studie by bylo lepší, kdyby před měřeními došlo k lepší adaptaci pacientů na chůzi po páse.

K hodnocení aktivity svalů dolních končetin byla v práci použita povrchová elektromyografie, která využívá povrchových elektrod umístěných na povrch kůže nad svalová břívka, aby byl signál co nejlépe snímán. Toto může být vnímáno jako dalším limitem studie, jelikož palpce svalového břívka je na základě subjektivního vnímání a nemusí být tak přesná. Nemůžeme ani vyloučit rušivé elementy působící na kvalitu signálu, například snímání aktivity okolních svalů nebo snížení dosahu signálu během měření chůze po chodbě, kdy byl pacient od přístroje nejvíce vzdálen.

Závěr

Cílem této diplomové práce bylo zhodnotit svalovou aktivitu dolních končetin během terapie chůze na chodícím páse a terapie chůze po chodbě u pacientů po CMP. Měření svalové aktivity během obou terapií probíhalo ve dvou měřeních. První měření bylo zrealizováno vždy při přijetí pacienta k hospitalizaci na oddělení rehabilitace, druhé měření bylo provedeno těsně před jeho propuštěním z oddělení.

Rehabilitace chůze na chodícím páse a její účinky na časoprostorové charakteristiky chůze a svalovou aktivitu jsou v posledních letech často diskutovaným tématem, kterému se věnuje značná část výzkumných prací. Nejčastějším cílem těchto výzkumů je porovnání účinku terapie chůze na páse s účinky terapie po chodbě pod dohledem terapeuta, nebo zkoumání vlivu odlehčení na svalovou aktivitu během chůze na páse.

Statisticky významné změny byly prokázány především během druhého měření u obou dolních končetin. Na paretické dolní končetině došlo k vyšší svalové aktivitě m. tibialis anterior a m. gastrocnemius medialis během chůze po chodbě oproti chůzi na páse. Na neparetické dolní končetině se při druhém měření signifikantně zlepšila svalová aktivita m. rectus femoris, opět během chůze po chodbě. Při prvním měření nebyly zaznamenány žádné statisticky významné hodnoty.

K dalším signifikantním výsledkům došlo při porovnání rychlosti chůze pacientů a to během obou měření. Vyšší rychlost byla zaznamenána v obou případech během chůze na chodícím páse.

Výsledky této diplomové práce tedy prokázaly, že vyšší svalové aktivity bylo dosaženo během chůze po chodbě a s ohledem na naměřené výsledky z druhého měření můžeme říci, že během chůze po chodbě vykazují vyšší aktivitu svaly na paretické dolní končetině. Dalším výsledkem práce bylo zjištění, že na časoprostorové charakteristiky chůze, především na rychlost, má větší vliv terapie chůze pomocí chodícího pásu.

Tyto výsledky můžeme přiřazovat větší přirozenosti chůze po chodbě, než na páse. Jelikož mechanismus chůze na páse je jiný, než po rovině, napomáhá facilitovat krokový cyklus ve vertikále pomocí chůzového automatismu. Ovšem chůze po chodbě je pro člověka více fyziologická, což by odpovídalo také zjištění nižší aktivity m. tibialis anterior na chodícím páse, kde nedochází k fázi „push-off“ v takové míře jako na chodbě.

Naše výsledky sice nepotvrdily vliv chodícího pásu na svalovou aktivitu dolních končetin, ale potvrdily pozitivní přínos pro pacienty v rámci zrychlení chůze a tím i

zlepšení jejího stereotypu. Proto se domnívám, že kombinace tradiční rehabilitace chůze s přístrojovou rehabilitací, je nejvhodnější možná volba pro dosažení co možná nejvyššího stupně samostatnosti chůze pro pacienty s CMP.

Referenční seznam

BELDA-LOIS, J. M., MENA-DEL HORNO, S., BERMEJO-BOSCH, I. et al. 2011. Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [on-line]. 19 (1), pp. 1-5 [cit. 2018-11-24]. ISBN 10.1186/1743-0003-8-66. Dostupné z: doi 10.1186/1743-0003-8-66.

BETSCHART, M., LAUZIÈRE, S., MIÉVILLE, C., MCFADYEN, B. J., NADEAU, S. 2017. Changes in lower limb muscle activity after walking on a split-belt treadmill in individuals poststroke. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [on-line]. 32, pp. 7-14 [cit. 2019-2-16]. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2016.12.007>.

BEYAERT, Ch., VASA, R., FRYKBERG, G. E. 2015. Gait post-stroke: Pathophysiology and rehabilitation strategies. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology* [on-line]. 45 (20), pp. 2-12 [cit. 2018-11-20]. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.1016/j.neucli.2015.09.005>.

BURRIDGE, J. H., WOOD, D. E., TAYLOR, P. N., McLELLAN, D. L. 2001. Indices to describe different muscle activation patterns, identified during treadmill walking, in people with spastic drop-foot. *Elsevier* [on-line]. 23. pp. 427-434 [cit. 2018-11-20]. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S1350-4533\(01\)00061-3](https://doi.org/10.1016/S1350-4533(01)00061-3).

BUURKE, J. H., NENE, A. V., KWAKKEL, G., ERREN-WOLTERS, V., IJZERMAN, M. J., HERMENS, H. J. 2008. Recovery of gait after stroke: what changes? *Neurorehabil Neural Repair* [on-line]. 22, pp. 676-683 [cit. 2018-11-20]. Dostupné z: DOI: 10.1177/1545968308317972.

CORBETTA, D., IMERI, F., GATTI, R. 2015. Rehabilitation that incorporates virtual reality is more effective than standard rehabilitation for improving walking speed, balance and mobility after stroke: a systematic review. *Journal of Physiotherapy* [on-line] 61 (3), pp. 7 [cit. 2018-12-02]. Dostupné z: doi 10.1016/j.jphys.2015.05.017.

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) pp. 8-10 [cit. 2019-03-02] ISSN 13882457. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinph.2005.08.014.

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) pp. 131 [cit. 2019-04-22] Dostupné z: doi.10.1016/S0966-6362(97)00042-8. ISSN 09666362.

FRIEDMAN, P. J. 1990. Gait recovery after hemiplegic stroke. *Taylor and Francis* [online]. 12 (3), pp. 119-122 [cit. 2018-12-22]. Dostupné z: <https://doi.org/10.3109/03790799009166265>.

FUJITA, K., MIAKI, H., FUJIMOTO, A., HORI, H., FUJIMOTO, H., KOBAYASHI, Y. 2018. Factors affecting premature plantarflexor muscle activity during hemiparetic

gait. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [on-line]. 39 pp. 99 [cit. 2019-04-27]
Dostupné z: doi <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2018.02.006>.

GAGE, R. J. 1991. *The treatment of gait problems in cerebral palsy*. London: Distributed by Cambridge University Press. ISBN 1898683379.

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

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

HARRIS-LOVE, M. L., FORRESTER, L. W., MACKO, R. F., SILVER, K. H. C., SMITH, V. G. 2001. Hemiparetic gait parameters in overground versus treadmill walking [online]. 15 (2) pp. 105 [cit. 2019-04-27]. Dostupné z: doi [10.1177/154596830101500204](https://doi.org/10.1177/154596830101500204).

HESSE, S., WERNER, C., PAUL, T., BARDELEBEN, A., CHALER, J. 2001. Influence of Walking Speed on Lower Limb Muscle Activity and Energy Consumption During Treadmill Walking of Hemiparetic Patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [on-line]. 82 pp. 1547-1550 [cit. 2019-05-01].

HESSE, S. 2003. Treadmill training with partial body weight support after stroke: A review. *NeuroRehabilitation* [on-line]. 22 pp. 112-120 [cit. 2019-04-25]. ISSN: 1053-8135/07.

CHEN, G., PATTEN, C., KOTHARI, D.H., ZAJAC, F.E. 2005. Gait deviations associated with post-stroke hemiparesis: improvement during treadmill walking using weight support, speed, support stiffness, and handrail hold. *Gait & Posture* [on-line]. 22 (1) pp. 51 [cit. 2019-04-24] Dostupné z: doi [10.1016/j.gaitpost.2004.06.008](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.06.008).

CHEN, G., et al. 2005. Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non - disabled controls at matched speeds. *Gait & Posture* [on-line]. 22 (1) pp. 51-56 [cit. 2019-04-24]. ISSN: 0966 - 6 362. Dostupné z: doi: [10.1016/j.gaitpost.2004.06.009](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.06.009).

IVANENKO, Y. P., POPPELE, E. R., LACQUANITI, F. 2006. Motor Control Programs and Walking. *The Neuroscientist* [on-line]. 12 (4) pp. 339-348 [cit. 2018-12-16]. Dostupné z: DOI: [10.1177/1073858406287987](https://doi.org/10.1177/1073858406287987).

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

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

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

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

LAU, K. W., MAK, M. K. 2011. Speed-dependent treadmill training is effective to improve gait and balance performance in patients with sub-acute stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine* [on-line]. 43 (8) pp. 709-713 [cit. 2019-04-25]. Dostupné z: doi 10.2340/16501977-0838.

LAUFER, Y. et al. 2001. The effect of treadmill training on the ambulation of stroke survivors in the early stages of rehabilitation: A randomized study. *Journal of Rehabilitation Research and Development* [on-line]. 38 (1) pp. 69-78 [cit. 2019-04-25]. Dostupné z: <https://www.rehab.research.va.gov/jour/01/38/1/pdf/laufer.pdf>

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

LISTON, R., et al. 2000. Conventional Physiotherapy and treadmill re-training for higher-level gait disorders in cerebrovascular disease. *Age and ageing* [on-line]. 29, pp. 311-319 [cit. 2019-04-25]. Dostupné z: <https://pdfs.semanticscholar.org/72ca/949e6a2a9065b8dc3776ac168f7f7430adf8.pdf>.

LUFT, et al. 2008. Treadmill exercise activates subcortical neural networks and improves walking after stroke: a randomized controlled trial. *Stroke* [on-line]. 39 (12) pp. 3342-3349 [cit. 2019-04-25]. Dostupné z: doi 10.1161/STROKEAHA.108.527531.

MAO, Y.-R., LO, W.-L., LIN, Q., LI, L., XIAO, X., RAGHAVAN, P., HUANG, D.-F. 2015. The Effect of Body Weight Support Treadmill Training on Gait Recovery, Proximal Lower Limb Motor Pattern, and Balance in Patients with Subacute Stroke. *Hindawi Publishing Corporation BioMed Research International* [on-line] pp. 1-10 [cit. 2019-05-03]. Dostupné z: doi 10.1155/2015/175719.

MAURITZ, K. H. 2004. Gait training in hemiparetic patients. *Europa Medicophysica* [on-line]. 30, pp. 165-178 [cit. 2018-11-25]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16172584>.

MUHAMMADI, R., TALEBIAN S., PHADKE, C. P., YEKANINEJAD, M. S., HADIAN, M. R. 2016. Effects of Treadmill Incline and Speed on ANkle Muscle Activity in Subjects After a Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [on-line]. 97 (3) pp. 445-453 [cit. 2019-04-25]. Dostupné z: doi 10.1016/j.apmr.2015.10.088.

NADEAU, S., et al. 1999. Plantarflexor weakness as a limiting factor of gait speed in stroke subjects and the compensating role of hip flexors. *Clinical Biomechanics* [on line]. 14 (2) pp. 126 [cit. 2019-04-22]. ISSN: 0268-0033. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(98\)00062-X](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(98)00062-X).

NENE, A., BYRNE, C., HERMENS, H. 2004. Is rectus femoris really a part of quadriceps? *Gait & Posture* [online]. 20(1) pp. 1-12 [cit. 2019-04-20]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/S0966-6362(03)00074-2.

OLNEY, S. J., RICHARDS, C. 1995. Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. *Gait & Posture* [on-line]. 4 (2) pp. 136-148 [cit. 2018-10-20]. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)01063-6](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)01063-6).

OLNEY, S., MALCOLM, P. G., TRILOK, M. N., IAN, D. M. 1991. Work and power in gait of stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil* [on-line]. 72, pp. 309-314 [cit. 2018-10-20]. Dostupné z: [https://www.archives-pmr.org/article/0003-9993\(91\)90247-G/pdf](https://www.archives-pmr.org/article/0003-9993(91)90247-G/pdf).

PARK, I. M., LEE, Y. S., SIM, S. M. 2013. A Comparison of the Effects of Overground Gait Training and Treadmill Gait Training According to Stroke Patients' Gait Velocity. *Journal of Physical Therapy Science* [on-line]. 25 (4) pp 379-382. Dostupné z: https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/25/4/25_2012-353/pdf.

PARVATANENI, K., OLNEY, S., BROUWER, B. 2007. Changes in muscle group work associated with changes in gait speed of persons with stroke. *Elsevier* [on-line]. 22, pp. 812-822 [cit. 2019-05-03]. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinbiomech.2007.03.006.

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

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

PILKAR, R., RAMANUJAN, A., NOLAN, K. J. 2017. Alterations in Spectral Electromyograms after Utilization of a Foot Drop Stimulator During Post-Stroke Gait. *Frontiers in Neurology* [on-line]. 8 pp. 2 [cit. 2019-05-03]. Dostupné z: doi 10.3389/fneur.2017.00449.

POHL, M., MEHRHOLZ, J., RITSCHER, C., RÜCKRIEM, S. 2002. Speed-dependent treadmill training in ambulatory hemiparetic stroke patients: a randomized controlled trial. *Stroke* [on-line]. 33 (2) pp. 553-558 [cit. 2019-05-01]. Dostupné z: doi <https://doi.org/10.1161/hs0202.102365>.

POLESE, J. C., ADA, L., DEAN, C. M., NASCIMENTO, L. R., TEIXEIRA SALMELA, L. F. 2013. Treadmill training is effective for ambulatory adults with stroke: a systematic review. *Journal of Physiotherapy* [on-line]. 59 pp. 79 [cit. 2018-11-14]. Dostupné z: doi 10.1016/S1836-9553(13)70159-0.

REISMAN, D. S., RUDOLPH, K. S., FARQUHAR, W. B. 2009. Influence of Speed on Walking Economy Poststroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [on-line]. 23 (6) pp. 530 [cit. 2019-05-01]. Dostupné z: doi 10.1177/1545968308328732.

ROERDINK, M., LAMOTH, C. J. C., KWAKKEL, G., VAN WIERINGEN, P., BEEK, C. V. 2007. Gait Coordination After Stroke: Benefits of Acoustically Paced Treadmill Walking. *Physical Therapy* [on-line]. 87 (8) pp. 1009-1022 [cit. 2018-10-28]. Dostupné z: 10.2522/ptj.20050394.

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

SCRIVENER, K., SCHURR, K., SHERRINGTON, C. 2014. Responsiveness of ten – metre walk test, Step test and Motor Assessment Scale in inpatient care after stroke. *BMC Neurology* [on-line]. 14 pp. 1-7 [cit. 2019-01-07]. Dostupné z: doi: 10.1186/1471-2377-14-129.

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

SCHROEDER, H. P., COUTTS, R.D., LYDEN, P. D., BILLINGS, E. J., NICKEL, V. L. 1995. Gait parameters following stroke: a practical assessment. *Journal of Rehabilitation Research & Development* [online]. 32 (1) pp. 29-31 [cit. 2018-12-07]. Dostupné z: <https://pdfs.semanticscholar.org/bbba/042ce74f5f8d8f73db195877b825302b14b3.pdf>

TAKAKUSAKI, K. 2013. Neurophysiology of Gait: From the Spinal Cord to the Frontal Lobe. *Movement disorder* [online]. 28 (11) pp. 1483-1489 [cit. 2018-12-21]. Dostupné z: DOI: 10.1002/mds.25669.

TAKAKUSAKI, K. 2017. Functional Neuroanatomy for Posture and Gait Control. *J Mov Disord* [online]. 10 (1) pp. 1-17 [cit. 2018-12-21]. Dostupné z: <https://doi.org/10.14802/jmd.16062>.

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) pp. 1007-1008 [cit. 2019-03-16]. Dostupné z: doi: 10.1007/s00221-014-4175-7.

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

VAŘEKA, I., BEDNÁŘ, M., VAŘEKOVA, R. 2015. Robotická rehabilitace chůze. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie* [on-line]. 79/112 (2) pp 170-171 [cit. 2018-11-16] Dostupné z: https://www.researchgate.net/profile/Ivan_Vareka2/publication/305220367_Roboticka_rehabilitace_chuze/links/57bac99f08aec9984ff6d751/Roboticka-rehabilitace-chuze.pdf

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

VIOSCA, E., et al. 2005. Walking Recovery After an Acute Stroke: Assessment With a New Functional Classification and the Barthel Index. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [on-line]. 86 pp. 1239 [cit. 2019-03-16]. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2004.11.015.

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) pp. 1122-1127 [cit. 2019-02-13]. ISSN 0039-2499. Dostupné z: <http://stroke.ahajournals.org/cgi/doi/10.1161/01.STR.29.6.1122>.

WOOLLEY, S. M. 2001. Characteristics of gait in hemiplegia. *Topics In Stroke Rehabilitation* [on-line]. 7 (4) pp. 2-3 [cit. 2019-01-16]. ISSN:1074-9357. Dostupné z: doi [10.1310/JB16-V04F-JAL5-H1UV](https://doi.org/10.1310/JB16-V04F-JAL5-H1UV).

YAMADA S., TOMIDA K., TANINO G., et al. 2015. How effective is the early fast treadmill gait speed training for stroke patients at the 2nd week after admission: comparison with comfortable gait speed at the 6th week. *Journal of Physical Therapy Science* [on-line]. 27 pp. 1247-1250 [cit. 2019-01-19]. Dostupné z: doi: [10.1589/jpts.27.1247](https://doi.org/10.1589/jpts.27.1247).

YAVUZER, G., ESER, F., KARAKUS, D., KAROAGLAN, B., STAM, H. J. 2006. The effects of balance training on gait late after stroke: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation* [on-line]. 20 (11) pp. 961-969 [cit. 2018-11-06]. Dostupné z: DOI: [10.1177/0269215506070315](https://doi.org/10.1177/0269215506070315).

Seznam zkratek

atd.	a tak dále
AFO	ankle-foot orthosis
BWS	body-weight support
CPG	centrální generátory lokomoce
CMP	cévní mozková příhoda
CNS	centrální nervová soustava
DK	dolní končetina
FAC	Functional Ambulation Classification
FIM	Functional independent measure
FH	francouzská hůl
m.	musculus, sval
np TA	neparetický m. tibialis anterior
np GM	neparetický m. gastrocnemius medialis
np RF	neparetický m. rectus femoris
np BF	neparetický m. biceps femoris
p TA	paretický m. tibialis anterior
p GM	paretický m. gastrocnemius medialis
p RF	paretický m. rectus femoris
p BF	paretický m. biceps femoris
RHB	rehabilitace
sEMG	surface electromyography
TUG	time up and go
tzv.	tak zvaně

Seznam obrázků a tabulek

Obrázek 1 Umístění elektrod z pohledu zepředu a zezadu.....	33
Obrázek 2 Porovnání svalové aktivity paretické dolní končetiny mezi chůzí na páse a chůzí po chodbě během 1. měření.....	40
Obrázek 3 Porovnání svalové aktivity paretické dolní končetiny mezi chůzí na páse a chůzí po chodbě během 2. měření.....	40
Obrázek 4 Porovnání svalové aktivity neparetické dolní kočetiny mezi chůzí na páse a chůzí po chodbě během 1. měření.....	41
Obrázek 5 Porovnání svalové aktivity neparetické dolní kočetiny mezi chůzí na páse a chůzí po chodbě během 2. měření.....	41
Obrázek 6 Porovnání průměru rychlosti chůze mezi chůzí na páse a chůzí po chodbě během 1. měření.....	42
Obrázek 7 Porovnání průměru rychlosti chůze mezi chůzí na páse a chůzí po chodbě během 2. měření.....	42
Tabulka 1 Základní popisné statistiky během chůze na páse a chůze po chodbě 1. měření.....	35
Tabulka 2 Základní popisné statistiky během chůze na páse a chůze po chodbě 2. měření.....	36
Tabulka 3 Základní popisná statistika rychlosti chůze během 1. měření.....	37
Tabulka 4 Základní popisná statistika rychlosti chůze během 2. měření.....	37

Seznam příloh

Příloha 1 Informovaný souhlas.....	70
---	----

Přílohy

Příloha 1 Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

Pro výzkumný projekt: Diplomová práce – Chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě v obraze povrchové elektromyografie

Období realizace: 2018-2019

Řešitelé projektu: Tereza Štěpková, Klára Lippertová

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném šetření, jehož cílem je zhodnotit aktivitu svalů pomocí elektromyografie na začátku a na konci rehabilitační terapie u pacientů po cévní mozkové příhodě. Výzkumný projekt zahrnuje: nalepení elektrod na očištěnou kůži, testování stoje s otevřenýma a zavřenýma očima na páse Zebris, chůzi po chodbě, chůzi na páse Zebris a testování klinického testu Fugl-Meyer Assessment Lower Extremity. Testování je dlouhé cca 30 minut. Z účasti na výzkumu pro Vás vyplývají tyto výhody či rizika zjistíte, zda jste se během rehabilitační péče zlepšil v chůzi; rizika: alergická reakce na lepicí pásku a rychlost pásu Zebris musí být přizpůsobena rychlosti probanda, aby nedošlo k pádu. Pokud s účastí na výzkumu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

Prohlášení účastníka výzkumu

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném výzkumu. Řešitel/ka projektu mne informoval/a o podstatě výzkumu a seznámil/a mne s cíli a metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne z účasti na výzkumu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou anonymně zpracovány, 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 výzkumu odstoupit, a to i bez udání důvodu.

Osobní údaje (sociodemografická data) účastníka výzkumu budou v rámci výzkumného projektu zpracována v souladu s nařízením Evropského parlamentu a Rady EU 2016/679 ze dne 27. dubna 2016 o ochraně fyzických osob v souvislosti se zpracováním osobních údajů a o volném pohybu těchto údajů a o zrušení směrnice 95/46/ES (dále jen „nařízení“).

Prohlašuji, že беру на vědomí informace obsažené v tomto informovaném souhlasu a souhlasím se zpracováním osobních a citlivých údajů účastníka výzkumu v rozsahu a způsobem a za účelem specifikovaným v tomto informovaném souhlasu.

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

Jméno, příjmení a podpis účastníka výzkumu (zákonného zástupce):_____

V _____ dne: _____

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu:_____
